

**Anatomische Darstellung des caninen Tarsalgelenkes mittels
Magnetresonanztomographie und Computertomographie unter
besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen**

Martin Zöllner

Aus der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. Dr. habil. U. Matis

Angefertigt unter der Leitung von

Prof. Dr. Dr. habil. R. Köstlin

**Anatomische Darstellung des caninen Tarsalgelenkes mittels
Magnetresonanztomographie und Computertomographie
unter besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen.**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde

der Tierärztlichen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

von

Martin Zöllner

aus Friedberg

München, 2008

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Referent: Univ.-Prof. Dr. Roberto Köstlin

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Tag der Promotion: 18.07.2008

Meinem Vater

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG.....	1
2	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1	GRUNDLAGEN DER RADIOLOGIE.....	2
2.1.1	Entstehung von Röntgenstrahlen.....	2
2.1.2	Schwächungseffekte von Röntgenstrahlen.....	2
2.1.3	Detektion von Röntgenstrahlen.....	2
2.1.3.1	Konventionelle Röntgendiagnostik	2
2.1.3.2	Digitale Röntgendiagnostik	3
2.1.3.2.1	Digitale Speicherfolienradiographie.....	3
2.1.3.2.2	Digitale Festkörperdetektoren	3
2.1.3.3	Computertomographie.....	4
2.2	COMPUTERTOMOGRAPHIE	4
2.2.1	Aufbau eines Computertomographen.....	4
2.2.1.1	Gantry.....	4
2.2.1.1.1	Erste Generation.....	5
2.2.1.1.2	Zweite Generation.....	5
2.2.1.1.3	Dritte Generation.....	5
2.2.1.1.4	Vierte Generation.....	5
2.2.1.1.5	Schleifring-CT und Spiral-CT-Technologie.....	5
2.2.1.1.6	Mehrzeilenspiral-CT (MD-CT = Multidetector-CT).....	6
2.2.1.2	Röntgenröhre.....	6
2.2.1.3	Detektoren	6
2.2.1.4	Patiententisch	7
2.2.1.5	Computer.....	7
2.2.1.6	Bedienpult und Monitor	7
2.2.2	Prinzipien der Bildentstehung.....	8
2.2.2.1	Bildrekonstruktion.....	8
2.2.2.2	Bildauflösung	8
2.2.2.3	Hounsfield-Einheit	8
2.2.2.4	Fenstertechnik	9
2.2.2.5	Dreidimensionale Rekonstruktionsverfahren.....	10
2.2.2.5.1	Oberflächen-3D-Darstellung (SSD, „shaded surface display“).....	10
2.2.2.5.2	Multiplanare Rekonstruktion (MPR).....	10
2.2.2.5.3	Maximale Intensitätsprojektion (MIP)	10
2.2.2.6	Terminologie der Dichtewerte.....	10
2.2.2.7	Bildarchiv.....	11
2.2.3	Artefakte	11
2.2.3.1	Patientenbedingte Artefakte	11
2.2.3.2	Systemabhängige Artefakte	12
2.2.3.2.1	Linienartefakte	12
2.2.3.2.2	Ringartefakte	12
2.2.3.3	Physikalisch bedingte Artefakte	12
2.2.3.3.1	Partial-Volumen-Effekt (Teilvolumenartefakte)	12
2.2.3.3.2	Strahlaufhärtingsartefakte	12
2.2.4	Kontrastmittel.....	12
2.2.5	Praktische Durchführung einer computertomographischen Untersuchung.....	13
2.2.6	Anwendungen der Computertomographie.....	13
2.3	KERNSPINTOMOGRAPHIE	15
2.3.1	Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie	15
2.3.1.1	Atomaufbau.....	15
2.3.1.2	Spin und Präzession.....	16
2.3.1.3	Longitudinalmagnetisierung.....	17
2.3.1.4	HF-Impuls, Resonanz und Transversalmagnetisierung	17
2.3.1.5	Longitudinal- und Transversalrelaxation.....	18
2.3.1.6	T1-, Longitudinalrelaxation, Spin-Gitter-Wechselwirkung	18
2.3.1.7	T2-, Transversalrelaxation, Spin-Spin-Wechselwirkung	19
2.3.2	Technischer Aufbau eines Magnetresonanztomographen.....	20
2.3.2.1	Magnet.....	20

2.3.2.2	Patientenliege	21
2.3.2.3	Gradientensystem	21
2.3.2.4	Hochfrequenzsystem	22
2.3.2.5	Sende- und Empfangsspulen	22
2.3.3	<i>Grundlagen der Entstehung eines MR-Bildes</i>	22
2.3.3.1	Bildkontrast und Bildentstehung	22
2.3.3.2	Digitaler Bildaufbau	24
2.3.3.3	Terminologie der Signalwerte	24
2.3.3.4	Schichtwahl und Ortskodierung	24
2.3.3.5	Signal-zu-Rausch-Verhältnis	25
2.3.3.5.	Bildgebungssequenzen	27
2.3.4	<i>Artefakte</i>	28
2.3.4.1	Partial-Volumen-Effekte, Teilvolumenartefakte	28
2.3.4.2	Chemische Verschiebung	29
2.3.4.3	Fluss- und Bewegungsartefakte	29
2.3.4.4	Einfaltungsartefakte	29
2.3.4.5	Suszeptibilitätseffekte und -artefakte	30
2.3.4.6	Trunkationsartefakte	30
2.3.4.7	Magic-Angle-Artefakt	30
2.3.4.8	Linienartefakte	31
2.3.4.9	Spikes	31
2.3.5	<i>Kontrastmittel</i>	31
2.3.5.1	Direkt wirksame Kontrastmittel	31
2.3.5.2	Indirekt wirksame Kontrastmittel	31
2.3.5.2.1	Über Suszeptibilitätseffekte wirksame Kontrastmittel	31
2.3.5.2.2	Über eine Verkürzung der Relaxationszeit wirksame Kontrastmittel	32
2.3.5.3	Toxizität	32
2.3.5.4	Anwendung und Wirkstoffe	32
2.3.5.5	Nebenwirkungen und Dosierung	33
2.3.6	<i>Praktische Durchführung einer MRT-Untersuchung</i>	33
2.3.7	<i>Anwendungen der Kernspintomographie</i>	33
2.4	ANATOMIE DES TARSALGELENKES	35
2.4.1	<i>Am Tarsalgelenk beteiligte Knochen</i>	35
2.4.1.1	Skeleton cruris, Unterschenkelknochen	35
2.4.1.1.1	Tibia (Schienbein)	35
2.4.1.1.2	Fibula (Wadenbein)	35
2.4.1.2	Ossa tarsi (Hinterfußwurzel)	36
2.4.1.2.1	Talus (Rollbein, Sprungbein)	36
2.4.1.2.2	Calcaneus (Fersenbein)	36
2.4.1.2.3	Os tarsi centrale (Os naviculare),	36
2.4.1.2.4	Os tarsale I (Os tarsale primum, Os cuneiforme mediale), Os tarsale II (Os tarsale secundum, Os cuneiforme intermedium), Os tarsale III (Os tarsale tertium, Os cuneiforme laterale), Os tarsale IV (Os tarsale quartum, Os cuboideum)	36
2.4.1.3	Ossa metatarsalia	37
2.4.1.3.1	Os metatarsale (I.) II, III, IV, V	37
2.4.2	<i>Gelenke und Bewegungsumfang</i>	37
2.4.2.1	Articulatio tibiofibularis distalis	37
2.4.2.2	Articulatio tarsi	37
2.4.2.2.1	Articulatio tarsocruralis	37
2.4.2.2.2	Articulatio talocalcaneocentralis, Articulatio calcaneoquartalis	38
2.4.2.2.3	Articulatio centrodistalis	38
2.4.2.2.4	Articulationes tarsometatarsee	38
2.4.2.3	Articulationes intermetatarsee	38
2.4.3	<i>Bandapparat des Tarsalgelenkes</i>	38
2.4.3.1	Lange Seitenbänder	38
2.4.3.1.1	Laterales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale longum)	38
2.4.3.1.2	Mediales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale longum)	39
2.4.3.2	Kurze Seitenbänder	39
2.4.3.2.1	Laterales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale breve)	39
2.4.3.2.2	Mediales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale breve)	39
2.4.3.2.3	Dorsales Fächerband (Ligamentum tarsi dorsale)	39
2.4.3.2.4	Innere Tarsalbänder (Ligamenta centrodistalia dorsalia)	39
2.4.3.2.5	Langes Sohlenband (Ligamentum plantare longum)	39
2.4.3.2.6	Ligamenta tarsi interossea	39
2.4.3.2.7	Fußwurzel-Mittelfußbänder (Ligamenta tarsometatarsea)	40
2.4.4	<i>Muskulatur am Tarsalgelenk</i>	40
2.4.4.1	Beuger des Sprunggelenkes	40

2.4.4.1.1	M. tibialis cranialis.....	40
2.4.4.1.2	M. fibularis longus (langer Wadenbeinmuskel)	40
2.4.4.1.3	M. fibularis brevis (kurzer Wadenbeinmuskel)	40
2.4.4.2	Strecker des Sprunggelenkes	41
2.4.4.2.1	M. gastrocnemius (Wadenmuskel)	41
2.4.4.3	Die langen Zehenstrecker	41
2.4.4.3.1	M. extensor digitorum longus (langer Zehenstrecker).....	41
2.4.4.3.2	M. extensor digitorum lateralis	41
2.4.4.3.3	M. extensor hallucis longus.....	42
2.4.4.4	Die langen Zehenbeuger.....	42
2.4.4.4.1	M. flexor digitalis superficialis (oberflächlicher Zehenbeuger)	42
2.4.4.4.2	M. flexor digitorum profundus (tiefer Zehenbeuger)	42
2.4.4.4.2.1	M. flexor digitorum lateralis	42
2.4.4.4.2.2	M. flexor digitorum medialis.....	43
2.4.4.4.2.3	M. tibialis caudalis	43
2.4.4.5	Die kurzen Zehenmuskeln	43
2.4.4.5.1	M. extensor digitorum brevis (langer Zehenstrecker)	43
2.4.4.5.2	M. flexor digitorum brevis (kurzer Zehenstrecker)	43
2.4.4.5.3	Mm. interflexorii (Zwischenbeugemuskel)	43
2.4.4.5.4	Mm. lumbricales (wurmförmige Muskeln)	43
2.4.4.5.5	Mm. interossei (Zwischenknochenmuskeln).....	44
2.4.4.5.6	M. quadratus plantae (viereckiger Sohlenmuskel)	44
2.4.4.6	Besondere kurze Zehenmuskeln	44
2.4.4.6.1	M. adductor digiti II.....	44
2.4.4.6.2	M. adductor digiti V.....	44
2.4.4.6.3	M. abductor digiti V.....	44
2.4.4.6.4	M. flexor hallucis brevis.....	44
2.4.5	Hilfseinrichtungen der Muskeln	44
2.4.5.1	Faszien.....	44
2.4.5.2	Schleimbeutel	44
2.4.5.3	Sehnenscheiden	45
2.4.6	Blutgefäße am Tarsus.....	46
2.4.6.1	Arterien	46
2.4.6.1.1	A. femoralis.....	46
2.4.6.1.2	A. saphena.....	47
2.4.6.1.3	A. poplitea.....	47
2.4.6.1.4	A. tibialis cranialis	47
2.4.6.1.5	A. dorsalis pedis	47
2.4.6.2	Venen	47
Tiefe Venen.....		48
2.4.6.2.1	V. profunda femoris	48
2.4.6.2.2	V. poplitea.....	48
Oberflächliche Venen.....		48
2.4.6.2.3	V. saphena medialis (V. saphena magna).....	48
2.4.6.2.4	V. saphena lateralis (V. saphena parva)	48
2.4.7	Nerven am Tarsus	49
2.4.7.1	N. femoralis.....	49
2.4.7.2	N. ischiadicus	49
2.4.7.3	N. fibularis.....	49
2.4.7.4	N. fibularis communis (N. peroneus communis)	50
2.4.7.4.1	N. fibularis superficialis	50
2.4.7.4.2	N. fibularis profundus	50
2.5	RÖNTGENANATOMIE DES TARSALGELENKES	51
2.6	UNTERSUCHUNG DES TARSALGELENKES	52
2.6.1	Klinische Untersuchung	52
2.6.2	Röntgenuntersuchungen des Tarsalgelenkes.....	52
2.7	VERLETZUNGEN DES TARSUS	52
2.7.1	Frakturen	52
2.7.2	Bändertraumen.....	53
2.7.3	OCD.....	54
3	EIGENE UNTERSUCHUNGEN.....	55
3.1	MATERIAL UND METHODEN	55
3.1.1	Material.....	55
3.1.2	Röntgenologische Untersuchung.....	55
3.1.2.1	Verwendete Geräte	55

3.1.2.2	Lagerung und Durchführung	55
3.1.3	<i>Computertomographische Untersuchung</i>	56
3.1.3.1	Verwendete Geräte	56
3.1.3.2	Vorversuche am CT.....	56
3.1.3.3	Lagerung und Durchführung	57
3.1.3.4	Einstellungen am CT	57
3.1.4	<i>Magnetresonanztomographische Untersuchung</i>	57
3.1.4.1	Verwendete Geräte	57
3.1.4.2	Verwendete Sequenzen	58
3.1.4.3	Lagerung und Durchführung	58
3.1.5	<i>Anatomische Untersuchungen</i>	59
3.1.5.1	Manuelle Präparation	59
3.1.5.2	Scheibenplastination.....	59
3.1.5.3	Vergleich zwischen den verschiedenen Sequenzen	60
3.2	DARSTELLUNG UND AUSWERTUNG DER BILDER	60
3.3	GRUNDSÄTZE ZUR DARSTELLUNG EINZELNER GEWEBE IM MRT-BILD.....	61
3.4	GRUNDSÄTZE ZUR DARSTELLUNG EINZELNER GEWEBE IM CT-BILD	61
3.5	BESCHREIBUNG DER MRT- UND CT-SCHNITTBILDANATOMIE DES CANINEN TARSALGELENKES.....	62
3.5.1	<i>Knöcherne Strukturen</i>	62
3.5.1.1	Skeleton cruris.....	62
3.5.1.1.1	Tibia.....	62
3.5.1.1.2	Fibula	63
3.5.1.2	Ossa tarsi	63
3.5.1.2.1	Talus.....	63
3.5.1.2.2	Calcaneus	63
3.5.1.2.3	Os carpi centrale.....	64
3.5.1.2.4	Os tarsale primum	64
3.5.1.2.5	Os tarsale secundum.....	64
3.5.1.2.6	Os tarsale tertium	64
3.5.1.2.7	Os tarsale quartum	64
3.5.1.3	Ossa metatarsalia.....	65
3.5.1.3.1	Os metatarsale I – V.....	65
3.5.2	<i>Gelenke</i>	65
3.5.3	<i>Bänder</i>	65
3.5.3.1	Lange Seitenbänder	65
3.5.3.1.1	Laterales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale longum).....	65
3.5.3.1.2	Mediales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale longum).....	66
3.5.3.2	Kurze Seitenbänder	66
3.5.3.2.1	Laterales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale breve).....	66
3.5.3.2.2	Mediales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale breve).....	66
3.5.3.2.3	Dorsales Fächerband (Ligamentum tarsi dorsale)	66
3.5.3.2.4	Ligamenta tarsi dorsalia	66
3.5.3.2.5	Langes Sohlenband (Ligamentum plantare longum).....	66
3.5.3.2.6	Ligamenta tarsi interossea.....	67
3.5.3.2.7	Fußwurzel-Mittelfußbänder (Ligamenta tarsometatarsea)	67
3.5.3.2.7.1	<i>Ligamenta tarsometatarsalia dorsalia</i>	67
3.5.3.2.7.2	<i>Ligamenta tarsometatarseeae plantaria</i>	67
3.5.4	<i>Muskulatur</i>	67
3.5.4.1	Beuger des Sprunggelenkes.....	67
3.5.4.1.1	<i>M. tibialis cranialis</i>	67
3.5.4.1.2	<i>M. fibularis longus</i> (langer Wadenbeinmuskel)	67
3.5.4.1.3	<i>M. fibularis brevis</i> (kurzer Wadenbeinmuskel)	68
3.5.4.2	Strecker des Sprunggelenkes	68
3.5.4.2.1	<i>M. gastrocnemius</i> (Wadenmuskel).....	68
3.5.4.3	Die langen Zehenstrecker	68
3.5.4.3.1	<i>M. extensor digitorum longus</i> (langer Zehenstrecker).....	68
3.5.4.3.2	<i>M. extensor digitorum lateralis</i>	69
3.5.4.3.3	<i>M. extensor hallucis longus</i>	69
3.5.4.4	Die langen Zehenbeuger	69
3.5.4.4.1	<i>M. flexor digitalis superficialis</i> (oberflächlicher Zehenbeuger)	69
3.5.4.4.2	<i>M. flexor digitorum profundus</i> (tiefer Zehenbeuger)	69
3.5.4.4.2.1	<i>M. flexor digitorum lateralis</i>	69
3.5.4.4.2.2	<i>M. flexor digitorum medialis</i>	70
3.5.4.4.2.3	<i>M. tibialis caudalis</i>	70
3.5.4.5	Die kurzen Zehenmuskeln	70
3.5.4.5.1	<i>M. extensor digitorum brevis</i> (langer Zehenstrecker)	70
3.5.4.5.2	<i>M. flexor digitorum brevis</i> (kurzer Zehenstrecker)	70

3.5.4.5.3	Mm. interflexorii (Zwischenbeugemuskel)	70
3.5.4.5.4	Mm. lumbricales (wurmformige Muskeln)	70
3.5.4.5.5	Mm. interossei (Zwischenknochenmuskeln).....	70
3.5.4.5.6	M. quadratus plantae (viereckiger Sohlenmuskel)	71
3.5.4.6	Besondere kurze Zehenmuskeln	71
3.5.4.6.1	M. adductor digiti II, M. adductor digiti V.....	71
3.5.4.6.2	M. abductor digiti V, M. flexor hallucis brevis	71
3.5.5	<i>Hilfseinrichtungen der Muskeln</i>	71
3.5.5.1	Faszien, Retinacula, Canalis carpi	71
3.5.5.2	Schleimbeutel	71
3.5.5.3	Sehnenscheiden	72
3.5.5.4	Gefäße	72
3.5.5.5	Nerven.....	72
3.5.5.6	Integument.....	72
3.6	VERGLEICHENDE SCHNITTBILDANATOMIE	73
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS:	73
3.7	ABBILDUNGEN – DREIDIMENSIONALE ANATOMIE DER TARSALKNOCHEN.....	76
3.8	ABBILDUNGEN - TRANSVERSALE SCHNITTBILDANATOMIE.....	77
3.9	ABBILDUNGEN - SAGITTALE SCHNITTBILDANATOMIE	82
3.10	ABBILDUNGEN - DORSALE SCHNITTBILDANATOMIE.....	92
4	Diskussion	97
4.1	DIE HINTERGLIEDMAßE IN DER KLINISCHEN PRAXIS.....	97
4.2	DIE COMPUTERTOMOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNG.....	98
4.3	COMPUTERTOMOGRAPHISCHE ERGEBNISSE.....	100
4.4	DIE MAGNETRESONANZTOMOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNG.....	101
4.5	KERNSPINTOMOGRAPHISCHE ERGEBNISSE	101
4.6	KERNSPINTOMOGRAPHIE VERSUS COMPUTERTOMOGRAPHIE	102
4.7	AUSBLICK.....	103
5	Zusammenfassung	104
6	Summary	106
7	Literaturverzeichnis	107
8	Anhang	113
8.1	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	113
8.2	TABELLENVERZEICHNIS.....	116
	Danksagung	117

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
Art.	Articulatio
CT	Computertomographie (computed tomography)
FOV	Bildfeld (Field-of-View)
HE	Hounsfield Einheit
KM	Kontrastmittel
kV	Kilovolt
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunden
MD-CT	Multidetector-CT
MIP	maximale Intensitätsprojektion
Mm.	Musculi
mm	Millimeter
MPR	multiplanare Rekonstruktion
MR	Magnetresonanz (magnetic resonance)
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
N.	Nervus
Nn.	Nervi
Proc.	Processus (Singular)
s	Sekunden
SNR	Signal to Noise Ratio
T	Tesla
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
V.	Vena
Vv.	Venae

1 EINLEITUNG

Die Computer- und Magnetresonanztomographie sind aus der bildgebenden Diagnostik der Medizin nicht mehr wegzudenken. Wo die Röntgenuntersuchung an ihre Grenzen stößt, liefert die Computertomographie oft wertvolle zusätzliche Informationen. Sie kann beispielsweise knöcherne Veränderungen aufdecken, die röntgenologisch durch Überlagerungen nicht erkennbar sind. Dabei können Frakturen, Fissuren, Corpora libera oder auch Deformationen bildlich dargestellt werden. Weichteilveränderungen können mittels CT jedoch oft nur schwierig differenziert werden, da die meisten Weichteile eine ähnliche Dichte besitzen und deshalb kaum voneinander zu trennen sind. Hier besitzt die Magnetresonanztomographie mit ihrem großen Weichteilkontrast erhebliche Vorteile und ergänzt oder ersetzt neuerdings auch in der Tiermedizin zunehmend die Computertomographie. Gerade neurologisch tätige Tierärzte schätzen die Kernspintomographie bei der Abklärung intrakranieller und intraspinaler Veränderungen.

In der humanmedizinischen Kernspintomographie stehen die Untersuchungszahlen des Gehirns und der Wirbelsäule in den Statistiken vorne an. Gelenke stehen mit 20 – 25% bereits an dritter Stelle aller MR-Untersuchungen (IMHOF et al. 2000, BRÜHSCHWEIN 2005).

Das Tarsalgelenk des Hundes ist für den orthopädisch tätigen Tierarzt röntgenologisch oft eine Herausforderung. Die Röntgenuntersuchung liefert aufgrund einer Vielzahl sich überlagernder Strukturen oft nur ungenaue oder unzureichende Ergebnisse. Wenn keine andere Möglichkeit gegeben ist, bedarf es einer diagnostischen Arthrotomie, um eine Verdachtsdiagnose zu verifizieren. Da dies aber einen massiven Eingriff in die empfindliche Struktur eines Gelenkes darstellt, ist es von außerordentlich großem Nutzen das Sprunggelenk durch überlagerungsfreie Darstellung durch moderne Schnittbilddiagnostik darzustellen und vor jeglichem Eingriff eine exakte Diagnose zu stellen und damit die bestmögliche Behandlungsform im Voraus zu wählen. Dabei sind für eine sichere Diagnose, neben genauem anatomischen Wissen über Aussehen und Lokalisation von Knochen, Bändern und Sehnen, fundierte Kenntnisse der Schnittbildanatomie wichtig, um primär die richtige Untersuchungsform zu wählen und sekundär die normalen anatomischen Verhältnisse von pathologischen Veränderungen in dem bildgebenden Verfahren abgrenzen zu können. Die meisten Arbeiten auf dem Gebiet der Darstellung des caninen Tarsus beziehen sich auf die Darstellung knöcherner Strukturen, so dass diese sehr exakt angesprochen werden können. Es liegen jedoch kaum Beschreibungen der normalen Weichteil Anatomie vor. Das Ziel dieser Arbeit ist die normalanatomische Darstellung des caninen Tarsalgelenkes mittels CT und MRT unter besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen. Dabei erfolgt eine Korrelation und ein nachfolgender Vergleich zwischen CT- und MRT-Bildern in drei Ebenen, transversal, sagittal und dorsal.

Um die bildlich dargestellten Strukturen richtig ansprechen zu können, wurden anatomische Scheibenplastinate als Vergleichsobjekte gewählt.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Grundlagen der Radiologie

2.1.1 Entstehung von Röntgenstrahlen

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen, die in einem Vakuumzylinder entstehen, wenn beschleunigte Elektronen auf Materie treffen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, WIDMER et. al 1994).

Diese Elektronen werden in einer evakuierten Röntgenröhre aus einem stromdurchflossenen Draht, der sogenannte Glühkathode, emittiert. Eine zwischen Kathode und Anode anliegende Hochspannung beschleunigt die Elektronen. Beim Auftreffen auf den Brennfleck des Drehanodentellers werden die Elektronen abgebremst. Dabei wird ihre kinetische Energie in Wärme und elektromagnetische Bremsstrahlung umgewandelt.

Die Höhe der angelegten Röhrenspannung (kV) beeinflusst die kinetische Energie der Elektronen und damit die Qualität und Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung. Die Stärke des Heizstromes (mA) in der Kathode ist proportional zur Zahl der emittierten Elektronen und damit zur Zahl der entstehenden Röntgenquanten. Die Menge der erzeugten Röntgenstrahlung hängt neben dem Röhrenstrom von der Belichtungszeit (s) ab (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, WIDMER et. al 1994, DIK 1993).

2.1.2 Schwächungseffekte von Röntgenstrahlen

Die bei der klinischen Diagnostik angewendeten Röntgenstrahlen werden im Körper teilweise absorbiert und gestreut. Ein weiterer Anteil durchdringt den Körper geradlinig und kann nach Detektion zur radiologischen Bildgebung benutzt werden. Die Absorptionsrate eines Stoffes hängt von seiner physikalischen Dichte und seiner chemischen Zusammensetzung (effektive Ordnungszahl) ab (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, WIDMER et. al 1994, DIK 1993).

2.1.3 Detektion von Röntgenstrahlen

2.1.3.1 Konventionelle Röntgendiagnostik

Der konventionellen Röntgendiagnostik liegt der photographische Effekt von Röntgenstrahlen zugrunde. Auf Röntgenfilmen aufgebrachte Silberhalogenide (AgBr, AgCl, AgI) enthaltende Emulsionen werden durch Röntgenstrahlen geschwärzt. Durch Reduktion entsteht elementares Silber. Die Entwicklung des Röntgenfilmes verstärkt diesen Vorgang um ein vielfaches und erzeugt ein sichtbares Bild. Die nachfolgende Fixierung entfernt nicht reduzierte Silbersalze wodurch nicht belichtete Filmbereiche ihre Transparenz erlangen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, WIDMER et. al 1994).

2.1.3.2 Digitale Röntgendiagnostik

2.1.3.2.1 Digitale Speicherfolienradiographie

Die digitale Speicherfolienradiographie bedient sich des Lumineszenzeffektes von Röntgenstrahlen. Eine wiederverwendbare Speicherfolie, die mit einer lichtstimulierbaren Schwermetallhalogenidphosphorverbindung beschichtet ist, wird anstelle eines Röntgenfilms benutzt. Die Energie von Röntgenquanten induziert temporäre Ladungsverschiebungen innerhalb von Halbleiterkristallen. Beim Auslesen der Platte führt ein dünner Helium-Neon-Laserstrahl zusätzliche Energie zu und bewirkt eine erneute Ladungsverschiebung. Die ursprünglich auf ein höheres Energieniveau angehobenen, aktivierten Elektronen kehren aus den sogenannten Elektronenhaftstellen in ihre alte Lage zurück und emittieren dabei Lichtquanten, die von einem Photomultiplier detektiert werden. Die analogen elektrischen Signale des Detektors werden digitalisiert und im Bildprozessor eines Computers weiter verarbeitet. Auf diese Weise entsteht ein Röntgenbild, das auf einem Monitor dargestellt und bearbeitet werden kann. Ausdrücke dieser Bilder sind auf Papier oder auf transparenten Röntgeneinschichtfilmen mittels Thermo- oder Laserdrucker möglich. Die Bilder werden auf der Festplatte des Computers zwischengespeichert. Die Langzeitspeicherung ist auf optischen Platten, CDs oder DVDs möglich. Die Restladung auf der wiederverwendbaren Speicherfolie wird durch sehr starke Lichteinstrahlung gelöscht (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, DOLL 2004).

Der Vorteil der digitalen Bearbeitung liegt darin, Helligkeit und Kontrast eines Röntgenbildes nach der Aufnahme verändern zu können. Es können Knochen und Weichteile mit einer Aufnahme dargestellt werden und falschbelichtete Aufnahmen lassen sich zum Teil ohne Wiederholung korrigieren, was die Strahlenbelastung erheblich reduziert (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, DIK 1993, DOLL 2004).

2.1.3.2.2 Digitale Festkörperdetektoren

Festkörperdetektoren, auch Flachbilddetektoren genannt, sind sehr junge Technologien, die derzeit in der Medizin zunehmend eingesetzt werden. Es handelt sich ebenfalls um Röntgenstrahldetektoren, die ein Röntgenbild in digitaler Form liefern.

Bei indirekten Flachbilddetektoren werden einfallende Röntgenstrahlen mit Hilfe eines Szintillators in sichtbares Licht umgewandelt. Diese Szintillatoren sind hoch strukturiert, so dass eine Diffusion und Streuung des entstehenden Lichtsignals weitestgehend reduziert wird. Pro Bildpunkt ist eine Fotodiode vorhanden, die das Licht in Elektronen umwandelt. Siliziumhalbleitertechnologien und Dünnschichttransistoren (TFT) ermöglichen nun eine Auslesung jedes einzelnen Pixels zur Bilderrechnung.

Direkte Flachbilddetektoren nutzen anstelle des Szintillators und einer Fotodiode nur einen auf Röntgenstrahlen empfindlichen Fotoleiter aus Selen. Bei einfallenden Photonen werden Ladungen erzeugt, die mit Elektronen abgesaugt werden können. Dabei ist die Ladungsmenge pro Bildpunkt proportional zur einfallenden Strahlung und kann somit wieder zur Bilderrechnung herangezogen werden.

Festkörperdetektoren sind aufgrund ihrer Technik sehr vorteilhaft. Trotz geringer Strahlungsdosen können zu anderen Aufnahmesystemen vergleichbare Bilder in sehr kurzer Zeit erhalten werden. Da der Auslesemechanismus integriert ist, kann viel Zeit und Material im Vergleich zur konventionellen Radiographie oder Speicherfolienradiographie gespart werden. Nachteilig sind einerseits die hohen anfallenden Kosten und andererseits die

Schwierigkeiten der Integrierung in vorhandene Röntgenanlagen und Systeme (RIEDER 2004, KOTTER und LANGER 2002).

2.1.3.3 Computertomographie

Die Computertomographie nutzt ebenfalls Röntgenstrahlen mit ihrer Eigenschaft Festkörper durchdringen zu können. Zur Messung der Röntgenstrahlung wird der Ionisationseffekt genutzt. In einer mit Edelgas gefüllten Hochdruckkammer werden Gasmoleküle durch den Aufprall von energiereichen Röntgenquanten ionisiert. Eine Potentialdifferenz innerhalb der Ionisationskammer zwischen einer Kathode und einer Anode lässt die geladenen Teilchen zu den Elektroden wandern und dort elektrische Signale erzeugen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999).

2.2 Computertomographie

Die Computertomographie hat sich auch in der Tiermedizin weit verbreitet. Sie ist aber noch ein junges diagnostisches Verfahren, so dass Grundkenntnisse in der Computertomographie nicht vorausgesetzt werden können und an dieser Stelle erläutert werden sollen.

Ein Röntgenbild ist ein zweidimensionales Summationsbild eines dreidimensionalen Körpers. Dies führt zwangsläufig zur Abbildung sich überlagernder Strukturen (BERRY 2002). Im Gegensatz dazu liefert die Schnittbilddiagnostik eine überlagerungsfreie Darstellung der untersuchten Körperregion durch die Zerlegung des untersuchten Volumens in einzelne, dünne, parallele und räumlich hintereinanderliegende Schichten (BERRY 2002). Bei der Computertomographie wird die Schwächung von Röntgenstrahlung innerhalb einer Körperschicht zwischen einer beweglichen um den Patienten auf einer Kreisbahn drehenden Röntgenröhre und einer Detektoreinheit in sehr vielen verschiedenen Positionen gemessen (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006). Mittels aufwendiger computergestützter Rechenverfahren werden die Schwächungswerte in ihrer räumlichen Verteilung rekonstruiert und als Graustufenbild des durchstrahlten Körperquerschnitts auf einem Monitor dargestellt (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, DIK 1993).

2.2.1 Aufbau eines Computertomographen

Ein Computertomograph besteht aus mehreren im Folgenden beschriebenen Komponenten:

2.2.1.1 Gantry

Die Gantry ist das Aufnahmesystem mit einer zentralen, röhrenförmigen Öffnung um die eine Röntgenröhre und ein gegenüberliegendes Detektorsystem angeordnet sind. Die vertikal stehende Gantry ist um etwa $\pm 25^\circ$ aus der Senkrechten kippbar, was das Anfertigen von Schrägschnitten ermöglicht. Die Neigung der Messebene gegenüber der Körpersenkrechten wird Schichtneigungswinkel genannt (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, HOFER 2006).

Aufgrund der Form des erzeugten Röntgenstrahls, der Bewegung der Röhre und der Anordnung der Detektoren in der Gantry lassen sich verschiedene Generationen von Computertomographen unterscheiden. Von Anfang bis Mitte der 70iger Jahre waren die Geräte der ersten und zweiten Generation im Einsatz, die nach dem Translations-Rotations-Prinzip arbeiteten. Die meisten der heute gebräuchlichen Geräte sind reine Rotationsscanner (BRÜHSCHWEIN 2005, LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, GALANSKI und PROKOP 2005).

2.2.1.1.1 *Erste Generation*

Bei Geräten der ersten Generation tastete ein dünner Röntgenstrahl mit einem einzelnen gegenüberliegenden Detektor den Körper ab. Dabei bewegten sich Detektor und Röhre zuerst parallel zueinander über den gesamten Querschnitt (Translation) und rotierten danach um 1° (Rotation), um den gesamten Vorgang erneut zu wiederholen. Nach 180° drehte sich die Röhren-Detektor-Kombination zurück und begann nach Vorschub des Patientenlagerungstisches mit der nächsten Schicht (ASSHEUER und SAGER 1997, SCHALLER und FLOHR 2004).

2.2.1.1.2 *Zweite Generation*

Bei Geräten der zweiten Generation wurde der Einzelstrahl gegen ein Röntgenstrahlenbündel ausgetauscht und der einzelne Detektor durch mehrere nebeneinander liegende Detektoren ersetzt, was die Untersuchungszeit wesentlich verkürzte (GALANSKI und PROKOP 2005, ASSHEUER und SAGER 1997, SCHALLER und FLOHR 2004).

2.2.1.1.3 *Dritte Generation*

Computertomographen der dritten Generation sind die heute am weitesten verbreiteten Geräte. Es handelt sich um reine Rotationsscanner mit einem fächerförmigen Röntgenstrahl dem ein Detektorsystem aus etwa 200 – 1000 Einzeldetektoren gegenüberliegt. Die Röhre und die Detektoreinheit sind fest aneinander gekoppelt (ASSHEUER und SAGER 1997, SCHALLER und FLOHR 2004).

2.2.1.1.4 *Vierte Generation*

Bei Geräten der vierten Generation liegt ein feststehender Detektorenkranz mit 300 – 4000 Einzeldetektoren zirkulär um die gesamte Gantry. Eine einzelne Röhre mit fächerförmigem Röntgenstrahl rotiert innerhalb der Detektoren um den Patienten (ASSHEUER und SAGER 1997). Dafür ist eine sehr hohe Zahl teurer Detektoren nötig. Aus diesem Grund sind heutzutage fast ausschließlich die günstigeren Geräte der dritten Generation auf dem Markt, die aufgrund ihrer Bauweise eine geringere Anzahl an Detektoren benötigen. Der Austausch defekter Detektoren ist bei Geräten der dritten Generation außerdem technisch einfacher und somit kostengünstiger (RIEDER 2004).

2.2.1.1.5 *Schleifring-CT und Spiral-CT-Technologie*

Eine zusätzliche Weiterentwicklung seit Ende der 80iger Jahre stellen die Schleifring-CT und die Spiraltechnik dar (ELLIOT und FISHMANN 2004). Bei älteren Geräten wurden der Röhren-Detektor-Kombination (Rotor) Strom und die gewonnenen Daten über ein Kabel zu- bzw. abgeführt. Dazu war nach jeder Drehung eine Rückrotation nötig, während der Patientenlagerungstisch um eine Schichtdicke weiter rückte. Modernen, kontinuierlich rotierenden Geräten wird über einen Schleifring Energie zugeführt. Die gewonnenen Messdaten können auf gleiche Weise vom drehenden Rotor über ein optisches Datentransfersystem zur Gantry übertragen werden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SCHALLER und FLOHR 2004).

Ein kontinuierlicher Vorschub des Patientenlagerungstisches und eine sich ständig drehende Röntgenröhre im Zusammenspiel mit der dazugehörigen Detektoreinheit führen zu einer spiralartigen Abtastung des Körpers. Aus einem so gewonnenen, lückenlosen Datensatz werden transversale Schichten berechnet (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006).

2.2.1.1.6 Mehrzeilenspiral-CT (MD-CT = Multidetector-CT)

Ein weiterer Meilenstein der Computertomographie ist die Entwicklung der Mehrzeilenspiraltechnologie. Bei der Einzeilenspiraltechnik ist eine einzelne Detektorenleiste gegenüber der Röntgenröhre positioniert. Bei sogenannten Mehrzeilenscannern sind gegenüber der Strahlenquelle mehrere Detektorenleisten angeordnet. Somit verkürzt sich die Untersuchungszeit und die zeitliche Auflösung wird verbessert, was besonders für CT-Angiographien von Bedeutung ist (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006, FISHMANN 2004).

Im Jahre 1992 wurde der erste Zweizeiler eingeführt. 2001 kam der 16-Zeiler auf den Markt und somit verdoppelt sich die Anzahl der Detektorenleisten im Schnitt alle 2,5 Jahre (SCHALLER und FLOHR 2004). Derzeit sind die ersten Geräte mit 128 Detektorleisten im Einsatz.

Ein weiterer Faktor, der in der Vergangenheit dazu beitrug, die Untersuchungszeiten stetig zu verkürzen, war die ständige Steigerung der Rotationsgeschwindigkeit der Röntgenröhre. Während die Röntgenröhre eines Computertomographen 1972 noch 300 s für eine Umdrehung in der Gantry benötigte, konnte die Umlaufzeit bis zum Jahre 2002 auf 0,42 s pro Rotation reduziert werden. Die pro Umdrehung entstehende Datenmenge stieg im gleichen Zeitraum von 58 kb auf 50 MB und die Schichtdicke konnte von 13 mm auf 0,75–1,5 mm gesenkt werden (SCHALLER und FLOHR 2004).

Mehrzeilen-Dual-Source-CT

Die aktuellste Neuerung in der CT-Technik stellen sogenannte Dual-Source-Computertomographen dar. In diesen Geräten kommen zur gleichen Zeit zwei Mehrzeilen-Röntgenröhren und zwei Detektoren zum Einsatz, die um 90° versetzt gleichzeitig um den Patienten rotieren. Den größten Nutzen daraus zieht man sich in der Bildgebung des Herzens. Durch die enorme Geschwindigkeit mit der Bilddatensätze erhoben werden kann man die Eigenbewegung des Herzens bildlich zum Stillstand bringen. Es werden scharfe Bilder einer sich bewegenden Struktur erstellt. Ein positiver Effekt ist, dass die nötige Strahlendosis reduziert werden kann, obwohl zwei Röntgenröhren gleichzeitig betrieben werden (SOMMERHOF 2007, SIEMENS 1995).

2.2.1.2 Röntgenröhre

Computertomographen besitzen Drehanodenröhren mit hoher Dosisleistung und arbeiten mit einer Röhrenspannung zwischen 110 – 150 kV (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SIEMENS 1995).

Kollimationsblenden grenzen den Röntgenstrahl ein und nehmen dadurch Einfluss auf die Schichtdicke (HOFER 2006).

2.2.1.3 Detektoren

Detektoren sind Messelemente, die die auftreffende Röntgenstrahlung in elektrische Signale umwandeln. Es handelt sich um Ionisationskammern, die mit Edelgas gefüllt sind (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999). Schlitzförmige, vor der Detektorenleiste angebrachte, bewegliche Kollimatorblenden lassen eine variabel einstellbare Schichtdicke zu (HOFER 2006). Auf einer einzelnen Detektorenleiste eines Computertomographen der dritten Generation sind etwa 200 – 1000 einzelne Detektoren aufgereiht (ASSHEUER und SAGER 1997). Bei einem 16-Zeiler stehen 24 Detektorenreihen der Röntgenröhre gegenüber. Die einzelnen Detektorzeilen können eine unterschiedliche Breite aufweisen. Das am weitesten verbreitete adaptive Detektordesign erlaubt unterschiedliche Kombinationen aus

Schichtanzahl und Schichtdicke durch eine vom Zentrum zur Peripherie hin zunehmende Detektorbreite. Abhängig von der klinischen Fragestellung kann der Untersucher über die Zahl und Größe der angesteuerten Detektoren die mögliche Auflösung und das Untersuchungsvolumen bestimmen (HOFER 2006, SCHALLER und FLOHR 2004).

2.2.1.4 Patiententisch

Der in der Höhe verstellbare Tisch dient der Lagerung des Patienten während der Untersuchung. Ein Lichtvisier ermöglicht die genaue Positionierung des Patienten auf dem Tisch und erlaubt die präzise Einstellung der Schichtposition. Der Tischvorschub während der Untersuchung wird automatisch gesteuert. Bei Einzel- und Serienschichtuntersuchungen erfolgt die Längsverschiebung des Tisches schubweise, während bei Untersuchungen mit der Spiral-CT-Technologie oder bei der Erstellung eines Topogramms der Tischvorschub kontinuierlich erfolgt (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, HOFER 2006, SIEMENS 1995).

Das Verhältnis zwischen Tischvorschub, Rotation und Schichtdicke wird Pitch-Faktor genannt. Dabei sind unterschiedliche Definitionen verbreitet. LAUBENBERGER und LAUBENBERGER (1994) definierten den Pitch als Anzahl der abgetasteten Schichtdicken pro Sekunde und HOFER (2003) gibt folgende Formel als die gebräuchlichste Definition an:

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Tischvorschub} / \text{Rotatic}}{\text{Schichtdicke}}$$

2.2.1.5 Computer

Ein zentraler Rechner steuert sämtliche Funktionen. Er koordiniert und kontrolliert die Röhre, die Detektoren und den Lagerungstisch. Der Computer erfasst, verarbeitet und speichert die Messdaten. Er errechnet und rekonstruiert die Bilder, stellt sie auf einem Monitor dar und überträgt sie an einen Drucker oder an das digitale Archiv (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SIEMENS 1995).

2.2.1.6 Bedienpult und Monitor

Am Bedienpult befinden sich Tastatur und Funktionstasten zur Steuerung des Computertomographen. Es werden Patientendaten und Untersuchungseinstellungen eingegeben. Auf einem Monitor werden die CT-Bilder dargestellt, die weiter bearbeitet und ausgewertet werden können (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SIEMENS 1995).

2.2.2 Prinzipien der Bildentstehung

2.2.2.1 Bildrekonstruktion

Während der Rotation der Röntgenröhre um den Patienten wird in den Detektoren die Schwächung der Röntgenstrahlung im Messfeld in einer Vielzahl einzelner Projektionen gemessen. Aus diesem Datensatz wird mittels aufwendiger Rechenverfahren nach komplexen Bildrekonstruktions-Algorithmen (Faltungskern) die Verteilung der Dichtewerte innerhalb der durchstrahlten Schicht ermittelt und als Graustufenbild dargestellt. Die Breite des Röntgenstrahls sowie die Anordnung und Kollimation der Detektoren bestimmen die Schichtdicke (HOFER 2006).

Die durchstrahlte Körperscheibe wird gitterförmig in eine Matrix aus vielen kleinen Einzelquadraten unterteilt. Diese einzelnen kleinen Bildelemente werden Pixel (picture element) genannt. Werden die zweidimensionalen Einzelquadrate mit der Schichtdicke multipliziert, entstehen kleine dreidimensionale Volumenelemente, die sogenannten Voxel (volume element). Ein einzelner Bildpunkt entspricht somit einem Voxel aus der untersuchten Körperschicht (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, HOFER 2006, ASSHEUER und SAGER 1997).

2.2.2.2 Bildauflösung

Das Auflösungsvermögen unterteilt sich in die Orts- und Dichteauflösung.

Die Ortsauflösung nimmt mit sinkender Voxelgröße zu. Die Größe eines Voxels wird durch die Pixelgröße und die Schichtdicke bestimmt. Die Pixelgröße hängt von der Größe des untersuchten Objektes und der Matrix ab. Bei einer Matrix von 512 x 512 ist ein Pixel zwischen 0,6 - 1 mm groß. Matrixgrößen von 256 x 256, 512 x 512 oder 1024 x 1024 sind gebräuchlich (GALANSKI und PROKOP 2005). Gängige Schichtdicken liegen je nach Fragestellung und untersuchtem Organ zwischen 1 - 12 mm (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999). Für bestimmte Fragestellungen kommen sogar Schichtdicken im Submillimeterbereich von bis zu 0,5 mm zur Anwendung (HOFER 2006).

Die Dichteauflösung (Kontrastauflösung) hängt von der Zahl der gemessenen Strahlenquanten innerhalb eines Voxels ab. Somit sinkt die Dichteauflösung mit steigender Ortsauflösung. Dieser Nachteil kann durch eine Dosiserhöhung (mAs) kompensiert werden (HOFER 2006).

2.2.2.3 Hounsfield-Einheit

Der mittlere Dichtewert eines einzelnen Voxels wird in Hounsfield-Einheiten (HE) angegeben. Er lässt sich aus dem Absorptionswert und dem Schwächungskoeffizienten μ eines Voxels des untersuchten Gewebes nach folgender Formel berechnen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, GALANSKI und PROKOP 2005):

$$HE = \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} * 1000$$

Die Dichte von Wasser dient in dieser willkürlichen Skala als Referenzwert und besitzt den Wert 0 HE. Luft liegt mit -1000 HE am unteren Ende und Knochenkompakta mit bis +3000 HE am oberen Ende der 4096 HE umfassenden Skala (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006).

Gewebe	Dichtewert in HE
kortikaler Knochen	bis 3000
weiße Substanz	30
graue Substanz	35
Liquor cerebrospinalis	6 – 10
akute Blutung	52
Thrombus	50 – 80
Plasma	25
Wasser	0
Luft	-1000

Tabelle 1: Beispiele für die Dichtewerte verschiedener Körpergewebe in Hounsfield-Einheiten (HE) nach BERRY (2002).

2.2.2.4 Fenstertechnik

Auf einem Monitor können maximal 256 Graustufen dargestellt werden und der Mensch kann je nach Betrachtungsbedingungen nur etwa 40 – 100 Graustufen unterscheiden (GALANSKI und PROKOP 2005). Deshalb werden die ca. 4000 Dichtewerte nicht als 4000 Grautöne auf dem CT-Bild dargestellt, sondern es werden mit Hilfe der Fenstertechnik etwa 20 Graustufen auf einem kleinen Ausschnitt (Fensterbreite) der gesamten Dichteskala um einen mittleren Dichtewert (Fensterlage oder Fensterzentrum) verteilt. Strukturen mit einer Dichte im Bereich des Fensterzentrums werden in einem mittleren Grauton dargestellt, Strukturen am oberen bzw. unteren Rand der Fensterbreite sind sehr hell bzw. dunkelgrau dargestellt. Alle Strukturen einer Dichte, die unter- oder oberhalb des Fensters liegt, werden schwarz oder weiß dargestellt (LAUBENBERGER und LAUENBERGER 1999, BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997).

Ein breites Fenster beinhaltet viele Dichteeinheiten pro Grauton und erzeugt dadurch ein homogenes, kontrastarmes Bild bei dem nur große Dichteunterschiede zur Darstellung gelangen (LAUBENBERGER und LAUENBERGER 1999). Ein enges Fenster verstärkt die Kontrastierung, da sich die Grautöne auf einen kleinen Dichtebereich verteilen (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006).

Die Fensterlage und Fensterbreite werden in der Praxis so gewählt, dass die Dichtewerte des untersuchten Organs mit seinen pathologischen Strukturen durch Graustufen dargestellt werden können. Die mittlere Dichte des untersuchten Organs entspricht in etwa dem Fensterzentrum. Gehirn und Weichteile erfordern eine geringe, Knochen eine große Fensterbreite. Organe und ihre pathologischen Veränderungen können je nach Fragestellung auch in zwei oder mehreren Fenstern parallel dargestellt werden (LAUBENBERGER und LAUENBERGER 1999, ASSHEUER und SAGER 1997).

Gewebe	Fensterzentrum im HE	Fensterbreite HE
Knochen	250 – 700	1500 – 3000
Weichteile	ca. 50	ca. 350
Gehirn	ca. 35	80 – 300
Lunge	-200	2000

Tabelle 2: Beispiele für verschiedene Fensterwerte nach HOFER (2006).

2.2.2.5 Dreidimensionale Rekonstruktionsverfahren

Mit modernen Computertomographen können sehr schnell räumlich und zeitlich kontinuierlich zusammenhängende Daten gewonnen werden. Diese Volumendatensätze können später mit verschiedenen dreidimensionalen Rekonstruktionsprogrammen bearbeitet und die Diagnostik dadurch wesentlich verbessern werden (HOFER 2006).

2.2.2.5.1 Oberflächen-3D-Darstellung (SSD, „shaded surface display“)

Bei diesem Verfahren werden alle Hounsfield-Dichtewerte oberhalb eines definierten Schwellenwertes isoliert dargestellt. So können die Oberflächen einzelner Organe, insbesondere knöcherner Strukturen als dreidimensionales, schattengebendes Gebilde aus multiplen Blickwinkeln frei im Raum drehbar betrachtet werden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006).

2.2.2.5.2 Multiplanare Rekonstruktion (MPR)

Aus dem Volumendatensatz mehrerer hintereinanderliegender Transversalschnitte können sekundäre Schichten in allen beliebigen Ebenen (multiplanar) rekonstruiert werden. So ist die zusätzliche Darstellung sagittaler, koronarer, schräger und doppelschräger Rekonstruktionsebenen möglich (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006, SIEMENS 1995).

Der für die Schichtorientierung in der Tiermedizin gängige Begriff „dorsal“ entspricht dem in der Humanmedizin üblichen „koronar“. Dieser Terminus folgt der Übereinkunft des AMERICAN COLLEGE OF VETERINARY RADIOLOGY (1996).

2.2.2.5.3 Maximale Intensitätsprojektion (MIP)

Dieses mathematische Verfahren wird überwiegend zur Darstellung KM-angereicherter Blutgefäße verwendet. Voxel einer bestimmten Dichte werden aus dem Datensatz extrahiert und auf eine zweidimensionale Ebene hinter dem Datensatz projiziert. Diese Projektionsbilder werden für viele verschiedene Blickwinkel berechnet und anschließend in schneller Folge dargestellt, wodurch eine dreidimensionale Darstellung realisiert wird (GALANSKI und PROKOP 2005, HOFER 2006, SIEMENS 1995).

2.2.2.6 Terminologie der Dichtewerte

Schwächungswerte von Röntgenstrahlen bestimmter Gewebe können als Referenzwerte gegenüber anderen Geweben verwendet werden. Das bedeutet eine Struktur ist beispielsweise isodens zu Wasser, wenn sie den gleichen Grauwert wie Wasser innerhalb eines Bildes besitzt. Ebenso sind die Begriffe hyper- und hypodens für Gewebestrukturen gebräuchlich, die sich heller bzw. dunkler als das Bezugsgewebe darstellen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999).

2.2.2.7 Bildarchiv

Eine begrenzte Anzahl von Bildern wird vom Computertomographen zwischengespeichert. Die digitale Langzeitarchivierung kann auf Festplatten externer Rechner, auf CDs, DVDs, optischen Platten oder Bändern erfolgen. Die digitale Archivierung ermöglicht einen schnellen Zugriff, ist platzsparend und erlaubt eine spätere, erneute digitale Bildbearbeitung (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, DOLL 2004). Die Monitorbilder können auf transparenten Folien oder Papier ausgedruckt und archiviert werden. Dabei können auf einem einzelnen Film durch Teilung des Formates mehrere Bilder dargestellt werden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999).

2.2.3 Artefakte

Strukturen auf dem CT-Bild, die nicht aus dem tomographierten Querschnitt des untersuchten Patienten stammen, werden Artefakte genannt (SIEMENS 1995).

2.2.3.1 Patientenbedingte Artefakte

Eine Voraussetzung zur Untersuchung eines Tieres ist seine absolute Ruhigstellung. Dies wird in der Regel durch eine tiefe Sedation oder eine Vollnarkose erreicht (ASSHEUER und SAGER 1997).

Spontanbewegungen des Tieres durch eine ungenügende Narkosetiefe, atmungsbedingte Thoraxbewegungen, Herzaktionen, Gefäßpulsationen oder Darmperistaltik führen zu Bewegungsartefakten (HOFER 2006). Diese zeigen sich im Bild als streifenförmige, kombinierte Dichteerhöhungen und Dichteminderungen.

Diese Artefakte sollten vermieden werden, wozu je nach Fragestellung und Topographie unter anderem folgende Möglichkeiten in Betracht kommen: Geeignete Lagerungs- und Fixationstechniken, kurze Untersuchungszeiten, ausreichende Narkosetiefe, Untersuchung während eines durch eine Inhalationsnarkose vorübergehend erreichten Atemstillstandes, EKG-Triggerung und die Gabe von Spasmolytika (BRÜHSCHWEIN 2005, LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999).

2.2.3.2 Systemabhängige Artefakte

2.2.3.2.1 Linienartefakte

Einzelne defekte Detektoren führen zu artifiziellen Linienstrukturen im CT-Bild (SIEMENS 1995).

2.2.3.2.2 Ringartefakte

Abweichungen einzelner Detektoren vom ursprünglichen Kalibrierzustand führen zu Ring- oder Teilringartefakten. Treten diese Artefakte in der Bildperipherie auf, sind sie als solche einfach zu identifizieren. In der Bildmitte können sie jedoch einen verwischten Fleck verursachen, der leicht zu Fehldiagnosen führen kann (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SIEMENS 1995).

2.2.3.3 Physikalisch bedingte Artefakte

2.2.3.3.1 Partial-Volumen-Effekt (Teilvolumenartefakte)

Wenn sich innerhalb eines Voxels Strukturen unterschiedlicher Dichte befinden, wird ein Mittelwert aller tatsächlich vorhandenen Dichtewerte auf dem CT-Bild dargestellt. Dies ist an Gewebeübergängen und bei Objekten der Fall, die kleiner als die Schichtdicke sind (GALANSKI und PROKOP 2005). Dünnere Tomogramme tragen dazu bei diese Artefakte zu reduzieren (SIEMENS 1995).

Teilvolumenartefakte werden nicht von allen Autoren zu den Artefakten gerechnet. LAUBENBERGER und LAUBENBERGER (1994) charakterisieren den Partial-Volumen-Effekt als eine methodenbedingte Ungenauigkeit der Darstellung.

2.2.3.3.2 Strahlauvhärtungsartefakte

Strahlung mit wenig Energie wird im Gewebe in größerem Umfang absorbiert als energiereiche Strahlung. Somit verändert sich die Zusammensetzung des Strahlenspektrums von Röntgenquanten zugunsten der härteren Strahlung auf ihrem Weg durch den Körper zum Detektor. An Übergängen von sehr dichten, knöchernen Strukturen zu Weichteilen zeigen sich Bereiche herabgesetzter Dichte und hypodense Streifen auf dem Bild. Diese Strahlauvhärtungsartefakte oder Dichtesprungartefakte können auch mit zusätzlichen Korrekturprogrammen nur bedingt unterdrückt werden. Metallimplantate im Körper führen zur extremen Ausprägung solcher schwarzer oder weißer, streifen- oder sternförmiger Artefakte und werden Metall- oder Hochkontrastartefakte genannt. Bei Weichteilen und Strukturen ähnlicher Dichte ist dieser Effekt sehr gering und kann gut kompensiert werden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, HOFER 2006, SIEMENS 1995).

2.2.4 Kontrastmittel

Eine Kontrastmittelapplikation für computertomographische Untersuchungen ist weit verbreitet. Wie im konventionellen Röntgen bietet sich eine Fülle von Anwendungsmöglichkeiten. Der Vergleich von Nativbildern mit Bildern, die nach Kontrastmittelapplikation erzeugt wurden, liefert oft wertvolle Zusatzinformationen. Positiv- und Negativkontrastuntersuchungen sind möglich. Nahezu alle Kontrastmitteluntersuchungen, die in der konventionellen Röntgendiagnostik möglich sind wie beispielsweise die

Angiographie, Myelographie, Cystographie, Fistulographie, Arthrographie, retrograde und normograde Urographie oder eine Magen-Darm-Passage sind grundsätzlich auch in der Computertomographie möglich. Zusätzlich wird häufig nichtionisches, jodhaltiges und nierengängiges Kontrastmittel intravenös appliziert, um Tumoren oder Läsionen besser darzustellen. Dabei liefern Art und Umfang, der zeitliche Verlauf oder das Fehlen einer Kontrastmittelanreicherung wertvolle diagnostische Informationen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, HOFER 2006).

2.2.5 Praktische Durchführung einer computertomographischen Untersuchung

Das Tier wird auf dem Patientenlagerungstisch platziert. Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten ist in der Tiermedizin in der Regel eine Vollnarkose oder tiefe Sedation nötig (ASSHEUER und SAGER 1997, STICKLE und HATHCOCK 1993).

Die anatomisch korrekte Lagerung ist für die Bildqualität entscheidend. Dabei ist auf eine genaue Positionierung entlang der Längsachse und eine Zentrierung im Messfeld zu achten (SCHWARZE 1998).

Nur die zu untersuchenden Körperteile sollten im Messfeld liegen. Andere Dinge wie beispielsweise der Inhalationsschlauch oder das EKG-Kabel sollten außerhalb verbleiben, um Artefakte zu vermeiden (STICKLE und HATHCOCK 1993).

Die Einstellung der zu untersuchenden Schichten erfolgt über ein Lichtvisier anhand äußerer Körpermerkmale oder in den meisten Fällen anhand eines sogenannten Topogramms (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, HOFER 2006). Die Röntgenröhre wird im gewünschten Winkel fixiert und der Patient auf dem Tisch kontinuierlich durch den Strahlengang gefahren. Die Rekonstruktion der dabei kontinuierlich erfassten Messwerte ergibt ein Bild, das im Aussehen auf dem Monitor einer digitalen Röntgenübersichtsaufnahme entspricht (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999). Dieses Bild wird Topogramm, Planungstopogramm oder Localizer genannt (HOFER 2006). Die gewünschten Tomogramme können darauf exakt eingezeichnet werden. Dabei werden am Bedienpult unter anderem die Schichtdicke, die Größe des Bildfeldes und der Schichtneigungswinkel bestimmt (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999). Diese Parameter hängen von der Art und Größe des untersuchten Organs sowie von der Fragestellung ab.

SCHWARZE (1998) untersuchte Tarsalgelenke von Rindern mit Schichtdicken von 2 mm. Für Untersuchungen im Gelenkbereich bei Kleintieren empfehlen STICKLE und HATHCOCK (1993) Schichtdicken von 1,5 mm. Grundsätzlich verbessert sich die Ortsauflösung mit einer Reduktion der Schichtdicke.

Nach Anfertigung des Topogramms und Einstellung der Untersuchungsparameter wird der Tisch mit dem Patienten an die Stelle gefahren, an der das erste Tomogramm aufgenommen werden soll.

2.2.6 Anwendungen der Computertomographie

In der Humanmedizin wurde die Computertomographie in ihrer Anfangszeit vor allem zur Untersuchung des Gehirns und des Schädels eingesetzt. Inzwischen hat sich ihr Anwendungsbereich auf nahezu alle Organsysteme ausgeweitet. Neben Wirbelsäulen-, Thorax- und Abdomenuntersuchungen gehören inzwischen fast alle Bereiche der Orthopädie zum Untersuchungsspektrum der modernen Computertomographie.

Dieser Trend kann auch zunehmend in der Tiermedizin beobachtet werden. Hier gehören Untersuchungen von Gehirn, Nasenhöhlen und Nasennebenhöhlen, Wirbelsäule, Rückenmark, Thorax, Abdomen oder Beckenhöhle zum Alltag. In der Orthopädie erlaubt die

Computertomographie im Vergleich zur Röntgendiagnostik eine verbesserte Beurteilung komplexer Gelenke wie des Ellbogen- oder des Tarsalgelenkes (GIELEN et al. 2004). Hier ermöglicht die Computertomographie eine überlagerungsfreie Darstellung, beispielsweise einer Fissur im Proc. coronoideus ulnae und eine Beurteilung der Kongruenz zwischen Incisura trochlearis ulnae und Trochlea humeri. Milde Formen einer Osteochondrosis dissecans oder die Ausbreitung eines Knochentumors können mittels Computertomographie gut dargestellt werden (BRÜHSCHWEIN 2005, GIELEN et al. 2004).

2.3 Kernspintomographie

Die Kernspintomographie ist wie die Computertomographie noch ein junges Verfahren in der Tiermedizin, das noch nicht weit verbreitet ist. Die Computertomographie und die Röntgendiagnostik sind eng miteinander verwandt. Die radiologischen Grundprinzipien der Bildentstehung und die daraus resultierenden dichtebedingten Kontraste sind ähnlich. Diese Ähnlichkeit ist zwischen der Röntgendiagnostik und Kernspintomographie nicht gegeben. Die Kernspintomographie hat bezüglich des Prinzips, ein Schnittbild zu erzeugen, Verwandtschaft mit der Computertomographie. Beide Schnittbildverfahren besitzen aber völlig unterschiedliche physikalische Grundlagen und somit auch verschiedene Bildkontraste. Beispielsweise stellt sich die kompakte Knochensubstanz im Röntgen und in der Computertomographie fast weiß, im MR-Bild jedoch nahezu schwarz dar. Um die Methodik der Computer- und Kernspintomographie klar voneinander abzugrenzen, sollen an dieser Stelle auch die Grundlagen der Kernspintomographie erläutert werden (BRÜHSCHWEIN 2005).

2.3.1 Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie

2.3.1.1 Atomaufbau

Bereits die Philosophen der griechischen Antike, LEUKIPP und DEMOKRIT, verwendeten den Begriff Atom (griechisch: atomos = unteilbar) mit der Vorstellung, dass alles in der Natur aus kleinen, nicht weiter teilbaren Atomen zusammengesetzt sei.

Nach DALTON ist alle Materie aus unteilbaren Einzelteilen, den Atomen, zusammengesetzt, die sich ihrerseits weiter zu Molekülen zusammenlagern können. DALTON postulierte kugelige, solide und homogen mit Materie angefüllte Atome.

Weitere Atommodelle wurden in der Vergangenheit entwickelt, die die physikalischen Eigenschaften von Atomen immer besser zu erklären vermochten. Nach RUTHERFORD besteht ein Atom aus einem positiv geladenen Atomkern und einer negativ geladenen Atomhülle. Im positiv geladenen Kern, in dem die Masse des Atoms lokalisiert ist, befinden sich einzelne Kernbausteine, die Protonen und die Neutronen. Die Hülle besteht aus Elektronen, die den Kern planetenartig umkreisen. BOHR präziserte die Beschreibungen für die Atomhülle sowie die Elektronenumlaufbahnen und postulierte verschiedene diskrete Schalen für die Elektronen. SCHRÖDINGER führte den Begriff der Orbitale ein und beschrieb sie als Räume, in denen sich die Hüllelektronen am wahrscheinlichsten aufhalten. Er zeigte experimentell die Welleneigenschaften von Elektronen.

Einzelne Atomarten unterscheiden sich in ihrer Protonenzahl im Kern, der sogenannten Kernladungszahl. Die Protonen und Neutronen werden zusammen Nukleonen genannt, ihre Anzahl wird durch die Massenzahl charakterisiert.

Das am einfachsten aufgebaute Atom ist das Wasserstoffatom. Es besteht aus einem einzigen Proton im Kern, um das ein einzelnes Elektron in der Hülle kreist (BRÜHSCHWEIN 2005).

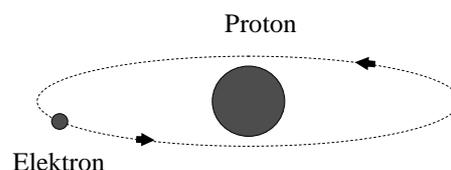


Abbildung 1: Proton und Elektron.

2.3.1.2 Spin und Präzession

Alle Elementarteilchen besitzen einen Eigendrehimpuls, den sogenannten Kernspin.

Besitzt ein Atom eine gerade Zahl an Nukleonen, hebt sich der Spin der einzelnen Nukleonen gegenseitig auf. Eine ungerade Nukleonenzahl führt zu einem Netto-Spin des Atomkerns und nur solche Atome sind für die Kernspintomographie geeignet. Wasserstoff, Stickstoff, Natrium und Phosphor erfüllen diese Eigenschaft. Die derzeit klinisch angewendete Kernspintomographie nutzt nur den Wasserstoff aufgrund seiner günstigen physikalischen Eigenschaften und seiner Häufigkeit im Körper.

Die gesamte Masse eines Atoms ist im Kern lokalisiert. Ein Atomkern mit einem Netto-Spin besitzt aufgrund seiner rotierenden Masse einen Drehimpuls. Neben der Masse dreht sich auch die Ladung im Kern. Eine sich durch den Spin bewegend elektrische Ladung besitzt einen magnetischen Dipol und verhält sich wie ein kleiner Stabmagnet (SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003).

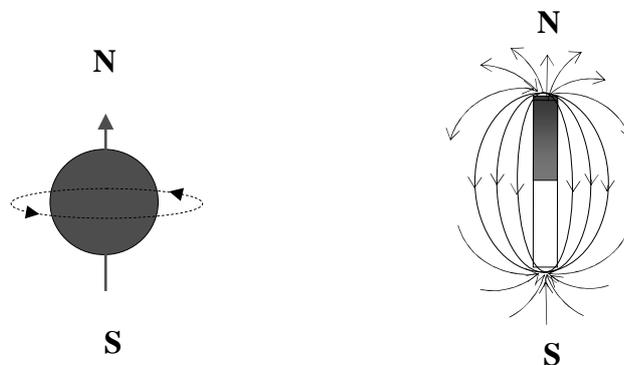


Abbildung 2: Kernspin und magnetischer Dipol.

Wird ein menschlicher oder tierischer Körper in das starke Magnetfeld eines Kernspintomographen gebracht, richtet sich der magnetische Dipol seiner Protonen parallel entlang der Feldlinien des externen Magnetfeldes aus (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999).

Durch den Einfluss des externen Magnetfeldes führt ein Proton neben dem Spin eine weitere Bewegung aus, die mit einem auf einer Kreisbahn torkelnden Kreisel vergleichbar ist und Präzession genannt wird (BRIX und BOCK 2002).

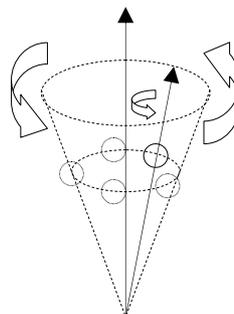


Abbildung 3: Spin und Präzession.

Die Geschwindigkeit der Präzession hängt vom Proton selbst und von der Stärke des Magnetfeldes ab. Die Präzessionsfrequenz wird auch Larmorfrequenz genannt.

In einem Kernspintomographen mit einer Feldstärke von einem Tesla beträgt die Larmorfrequenz von Protonen somit 42,58 MHz (WEISHAUPT et al. 2006). Im Gegensatz dazu haben Protonen im sehr schwachen Magnetfeld der Erde nach WEISHAUPT et al. (2003) nur eine Präzessionsfrequenz von etwa 1 kHz. SIEMENS (2003) gibt mit der Präzessionsfrequenz für Wasserstoffprotonen von 42 MHz bei einem Tesla einen sehr ähnlichen Wert an, beziffert jedoch die Präzessionsfrequenz des Protonenspins im Erdmagnetfeld auf ca. 2 kHz.

Die Stärke eines Magnetfeldes wird nach dem Forscher und Erfinder NICOLA TESLA (1856 – 1943) in der Einheit Tesla ($T = V_s / m^2$) angegeben. Die in der Kernspintomographie üblichen Feldstärken liegen zwischen 0,2 – 3 T, das Magnetfeld der Erde besitzt zum Vergleich ortsabhängig etwa 20 – 30 μT .

2.3.1.3 Longitudinalmagnetisierung

Die magnetischen Dipole der Protonen richten sich in einem externen Magnetfeld B_0 entlang dessen Feldlinien aus. Dabei können sie mit der Nord-Süd-Polarisierung ihres Dipols eine parallele oder antiparallele Ausrichtung zu den Feldlinien des externen Magnetfeldes annehmen. Die parallele Orientierung ist energetisch günstiger und wird bevorzugt eingenommen. Auf 1.000.000 antiparallel zu den Feldlinien ausgerichtete Protonen kommen etwa 1.000.007 parallel ausgerichtete Protonen. Somit sind in der Summe mehr Protonen parallel als antiparallel ausgerichtet. Die Magnetfelder dieser überzähligen, parallel orientierten Protonen addieren sich und ergeben in der Summe ein zusätzliches, längs zum externen Feld ausgerichtetes Magnetfeld, eine sogenannte longitudinale Magnetisierung (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.1.4 HF-Impuls, Resonanz und Transversalmagnetisierung

Eine elektromagnetische Welle, deren Frequenz mit der Larmorfrequenz übereinstimmt, kann Energie auf die im Magnetfeld präzedierenden Protonen übertragen. Diese Interaktion wird als Kernspin-Resonanz bezeichnet. Sie ist eine physikalische Voraussetzung für die Kernspintomographie und wurde erstmals 1946 von BLOCH und PURCELL beschrieben (ASSHEUER und SAGER 1997).

Ein Radiosender erzeugt solche elektromagnetische Wellen einer definierten Frequenz und Wellenlänge, die als Hochfrequenzimpuls von einer Antennenspule in das Magnetfeld des Kernspintomographen und den darin befindlichen Patienten gesendet werden.

Der eingestrahlte HF-Impuls bewirkt über Resonanzphänomene einen Energietransfer auf die Protonen, so dass einige von ihnen ein höheres Energieniveau einnehmen und ihre Ausrichtung im externen Magnetfeld von der parallelen zur antiparallelen Ausrichtung ändern können. So nimmt die Anzahl der antiparallel ausgerichteten Protonen zu. Die Zahl der parallel ausgerichteten Protonen nimmt entsprechend ab. Die longitudinale Magnetisierung wird geringer (ASSHEUER und SAGER 1997, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003).

Weiterhin werden die rein zufällig orientierten Präzessionsbewegungen der einzelnen Protonen durch den HF-Impuls synchronisiert, so dass alle Protonen in den gleichen Takt geraten und somit in Phase präzedieren. Durch diese Phasenkohärenz der

Präzessionsbewegungen entsteht in der Summe eine transversale Magnetisierung (SCHILD 1990).

Diese beiden parallel verlaufenden Vorgänge, die Abnahme der Längsmagnetisierung und die Neuentstehung einer Quermagnetisierung, verursachen eine Richtungsänderung der gesamten Magnetisierung aller Protonen. Diese ist von der Art des HF-Impulses abhängig. Ein 90° -Impuls kippt beispielsweise die Gesamtmagnetisierung um 90° , während ein 180° -Impuls zu einer Richtungsänderung um 180° führt. Verantwortlich dafür ist eine Spininversion der Protonen zugunsten der antiparallelen Ausrichtung im externen Magnetfeld. Der Grad der Kippung der Magnetisierung durch den HF-Impuls wird Pulswinkel genannt (BRÜHSCHWEIN 2005, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, BRIX und BOCK 2002). Diese elektromagnetische Anregung der Protonen mit einer Ablenkung der Spins und einer Veränderung der Ausrichtung ihres Magnetfeldes ist eine Grundvoraussetzung, um später ein Signal messen zu können. Ein statisches Magnetfeld parallel zum externen Feld des Tomographen kann nicht gemessen werden. Nur ein sich bewegendes Magnetfeld induziert ein Signal in einer Antenne. Das Magnetfeld der angeregten Protonen schwingt nach dem Abklingen des HF-Impulses zurück in seine Ausgangslage. Während dieses als Relaxation bezeichneten Vorganges kann mit geeigneten Antennen, sogenannten Spulen, ein Signal gemessen werden. Daraus kann nach Verstärkung und rechnerischer Aufbereitung mittels aufwendiger Computerverfahren ein MR-Bild erzeugt werden.

2.3.1.5 Longitudinal- und Transversalrelaxation

Durch die Anregung des HF-Impulses präzedieren die Protonen in der Transversalebene. Nach dem Abklingen des HF-Impulses beginnt das System in den Ausgangszustand zurückzukehren. Dabei nimmt die neu entstandene Transversalmagnetisierung ab und die Longitudinalmagnetisierung baut sich wieder auf. Dafür sind zwei voneinander unabhängige, aber gleichzeitig ablaufende Vorgänge verantwortlich: Zum einen die Spin-Gitter-Wechselwirkung, die auch Longitudinal- oder T1-Relaxation genannt wird und zum anderen die Spin-Spin-Wechselwirkung, die auch als Transversal- oder T2-Relaxation bezeichnet wird (ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002, NITZ 2000).

2.3.1.6 T1-, Longitudinalrelaxation, Spin-Gitter-Wechselwirkung

Der HF-Impuls überträgt Energie auf die Protonen, die dadurch vermehrt in die energetisch ungünstigere, zum externen Feld antiparallel ausgerichtete Position gelangen. Diese Energie geben sie bei der T1-Relaxation durch die Spin-Gitter-Wechselwirkungen an ihre Umgebung ab und nehmen wieder die energetisch günstigere, parallele Ausrichtung an. Dabei baut sich die Longitudinalmagnetisierung wieder auf. Die Zeitkonstante dieses Vorganges wird T1- oder longitudinale Relaxationskonstante genannt. Sie ist von der Magnetfeldstärke, der Temperatur, der Anordnung und Bewegung der Moleküle und somit von der Art der untersuchten Körpergewebe abhängig. T1 ist die spezifische Zeitdauer, die ein Gewebe benötigt bis seine Längsmagnetisierung nach einem HF-Impuls wieder 63% des Ursprungwertes erreicht hat (SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002, NITZ 2000).

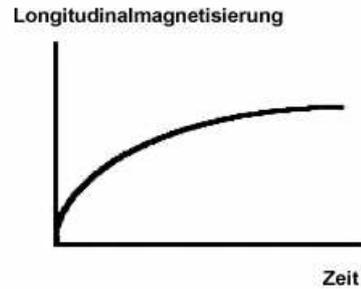


Abbildung 4: T1-Relaxationskurve.

2.3.1.7 T2-, Transversalrelaxation, Spin-Spin-Wechselwirkung

Der HF-Impuls synchronisiert die Präzessionsbewegungen der einzelnen Protonen, so dass alle Protonen in der Transversalebene in Phase präzedieren. Diese Phasenkohärenz erzeugt eine Transversalmagnetisierung, deren Summenvektor durch eine mit der Zeit einsetzende Dephasierung wieder abnimmt. Die lokalen Magnetfelder benachbarter Spins beeinflussen sich und damit ihre Präzessionsgeschwindigkeiten gegenseitig, wodurch die Spins der einzelnen Protonen außer Phase geraten. Die Spins tauschen bei diesen sogenannten Spin-Spin-Wechselwirkungen untereinander Energie aus. Die Zeitkonstante dieses Vorganges wird T2- oder transversale Relaxationskonstante genannt. Sie ist von der Temperatur, der Molekularstruktur der Materie und somit vom untersuchten Gewebe abhängig, wird von der Magnetfeldstärke aber nicht beeinflusst. T2 entspricht der gewebespezifischen Zeitdauer in der die Transversalmagnetisierung auf 37% ihres Ausgangswertes abfällt (SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002, NITZ 2000).

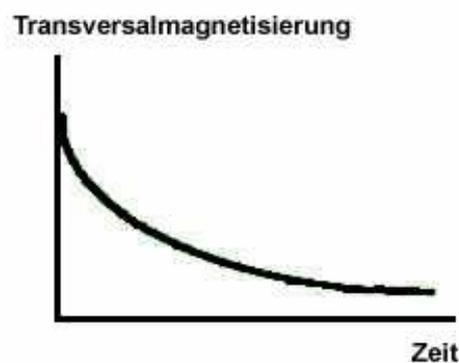


Abbildung 5: T2-Relaxationskurve.

Gewebe	T1 (0,5 T)	T1 (1,5 T)	T2
Liquor	1800	2400	160
weiße Hirnsubstanz	500	780	90
graue Hirnsubstanz	650	920	100
Fettgewebe	210	260	80

Tabelle 3: T1- und T2-Werte (in ms) für verschiedene menschliche Gewebe nach WEISHAUPT et al. (2006).

2.3.2 Technischer Aufbau eines Magnetresonanztomographen

Ein Magnetresonanztomograph besteht aus vielen einzelnen Komponenten. Der Untersucher kann an einer Bedienungskonsolle, die gewöhnlich aus Monitor, Tastatur und Maus besteht, die Patientendaten eingeben, gewünschte Untersuchungsprogramme auswählen sowie die erforderlichen Untersuchungsparameter bestimmen. Ein zentrales Computersystem steuert den Magneten, die Patientenliege, das Hochfrequenzsystem, die Gradienten-, Sende- und Empfangsspulen mit Verstärkereinheiten sowie den Rekonstruktionsrechner, der aus den detektierten Kernspinresonanzsignalen die MR-Bilder berechnet. Gegebenenfalls sind zusätzliche Geräte wie Computer mit dreidimensionalen Rekonstruktionsprogrammen, Drucker oder ein digitales Archiv angeschlossen oder integriert (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.2.1 Magnet

Ein zentraler Magnet erzeugt das statische Hauptmagnetfeld. Dazu können verschiedene Arten von Magneten eingesetzt werden, die sich in ihrem Bau, ihrer Funktionsweise und in ihrer Feldstärke unterscheiden.

Es werden je nach Anordnung des Magneten offene und geschlossene Systeme unterschieden (SIEMENS 2003).

Offene Kernspintomographen sind C-förmig und bieten freien Zugang zum zentralen Magnetfeld von mindestens drei Seiten. Sie kommen in der Humanmedizin bei Patienten mit Klaustrophobie zum Einsatz und ermöglichen in der Tiermedizin eine gute Überwachung des während der Untersuchung narkotisierten Tieres. Ihr vertikal verlaufendes Magnetfeld ist in Feldstärke und Homogenität limitiert und besitzt ein großes Streufeld in der Umgebung.

Geschlossene Kernspintomographen sind röhrenförmig mit wenig Platz innerhalb des Tunnels. Sie ermöglichen aufgrund ihres schmalen Durchmessers und ihres ringförmigen Magneten Felder hoher Homogenität und Feldstärke. Die Feldlinien verlaufen horizontal mit geringem Streufeld in der Umgebung (SIEMENS 2003).

Es werden je nach Funktionsweise resistive, permanente und supraleitende Magneten unterschieden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000, BOCK 2006).

Resistive Magneten bestehen aus stromdurchflossenen Kupfer- oder Aluminiumspulen und gleichen in ihrer Funktionsweise normalen Elektromagneten (WEISHAUPT et al. 2006). Die Höhe des erzeugten Magnetfeldes hängt von der Höhe der angelegten Spannung ab (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999). Sie benötigen eine sehr hohe und gleichmäßige Stromzufuhr und produzieren aufgrund ihres elektrischen Widerstandes viel Wärme, die über ein Kühlsystem abgeführt werden muss. Gebräuchlich sind Wasserkühlsysteme mit Wärmetauscher hoher Kapazität. Solche Magneten können beliebig an- und abgeschaltet werden, wodurch ihre hohen Strom- und Kühlkosten auf die

Betriebszeiten beschränkt bleiben. Die maximale Feldstärke liegt bei etwa 0,3 T (NITZ 2000, BOCK 2006).

Permanentmagneten sind überwiegend als offene Systeme konzipiert und bestehen aus C-förmigen Hufeisenmagneten aus ferromagnetischem Material mit senkrecht verlaufenden Feldlinien. Es wird keine externe Energiezufuhr benötigt, um das Hauptmagnetfeld aufzubauen, was die Unterhaltungskosten gering hält. Magneten dieser Bauweise benötigen eine äußerst konstante Umgebungstemperatur, erreichen maximale Feldstärken von 0,3 – 0,5 T und können im Notfall nicht abgeschaltet werden (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BOCK 2006).

Supraleitende Magneten sind stromdurchflossene Spulen aus bestimmten Metalllegierungen, die bei Temperaturen nahe am absoluten Nullpunkt ihren elektrischen Widerstand verlieren. Dabei handelt es sich um Niobium-Titan-Legierungen, die mit flüssigem Helium auf etwa 4 K, was -269°C entspricht, gekühlt werden. Das Magnetfeld ist so von einer externen Stromzufuhr unabhängig, da der fehlende Widerstand der Spule nach dem Einschalten zu einem verlustfreien, permanenten Stromfluss führt. Das Kryogen verdunstet und muss regelmäßig nachgefüllt werden. (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000, BOCK 2006).

Eine geringe Temperaturerhöhung in der Spule mit einem Verlust der Supraleitfähigkeit führt zu Reibungswärme mit zusätzlicher Temperaturerhöhung und einer Verdunstung des Kühlmittels. Dieser als Quench bezeichnete Vorgang führt zu einem Verlust des Magnetfeldes. Kleinste Bewegungen der Spulen mit Reibung und Wärmeentstehung können die Ursache sein. Das Einbetten der Spulen zur Isolation in Kupfer soll die Gefahr eines Quenchs minimieren (WEISHAUPT et al. 2006). Mit dieser Technologie können Feldstärken bis 18 T erreicht werden (WEISHAUPT et al. 2006), wobei derzeit überwiegend Kernspintomographen mit supraleitenden Magneten zwischen 0,5 – 3,0 T im klinischen Einsatz sind (SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.2.2 Patientenliege

Die Patientenliege dient der Lagerung des Patienten während der Untersuchung. Mit diesem mobilen Tisch wird die zur Untersuchung anstehende Körperregion im Zentrum des Magnetfeldes positioniert. Er enthält Vorrichtungen zur Stabilisation und Fixation einzelner Körperteile, die während der Untersuchung nicht bewegt werden dürfen. Es stehen für diesen Zweck auch verschiedenartige Lagerungshilfen wie Kissen, Schaumstoffkeile, Sandsäcke und Spanngurte zur Verfügung. Es gibt Halterungen und Steckverbindungen für den Anschluss der Spulen, die auch im Tisch selbst eingebaut sein können (SIEMENS 2003).

2.3.2.3 Gradientensystem

Ein Gradientensystem ist nötig, um ein empfangenes Signal einem speziellen Punkt im Körper des Patienten zuordnen zu können (BOCK 2006).

Das statische und homogene Hauptmagnetfeld wird dazu von einem zusätzlichen Gradientenfeld überlagert. Gradientenspulen mit eigenen Verstärkern erzeugen dieses zweite Magnetfeld, das die Homogenität des Hauptmagnetfeldes modifiziert. Das Gesamtmagnetfeld wird zu einem Gradientenfeld. Die Feldstärke steigt somit entlang einer Längsachse an. Es gibt für jede der drei Raumachsen eine Gradientenspule wodurch der Gradient in jeder beliebigen Raumachse verlaufen kann. Der Feldgradient entspricht dem Summenvektor der drei Gradientenspulen und des Hauptmagnetfeldes. Der hohe Stromfluss durch die Gradientenspulen verursacht beim An- und Ausschalten das bei einer MR-Untersuchung laut

hörbare hämmernde Geräusch (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006, NITZ 2000).

2.3.2.4 Hochfrequenzsystem

Das Hochfrequenzsystem besteht aus einem Hochfrequenzsender und einem Hochfrequenzempfänger mit den dazugehörigen Sende- und Empfangsspulen (BOCK 2002). Das empfangene MR-Signal ist sehr schwach, weshalb es mit Verstärkern aufbereitet werden muss. Die Störstrahlung aus der Umgebung wird durch eine Hochfrequenzabschirmung um den gesamten Kernspintomographen abgehalten (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, WEISHAUPT et al. 2006).

2.3.2.5 Sende- und Empfangsspulen

Elektromagnetische Wellen, sogenannte HF-Impulse, regen die Protonen an. Die daraus im Gewebe resultierenden Signale werden mit geeigneten Antennen gemessen. Die HF-Impulse werden von einem Hochfrequenzsender erzeugt und von einer Sendespule in den Körper eingestrahlt (SCHILD 1990). Die Frequenzen der elektromagnetischen Wellen liegen abhängig von der Magnetfeldstärke im Bereich von Kurzwellen- und Ultrakurzwellensendern (WEISHAUPT et al. 2006). Die Sendespule kann zugleich auch als Empfangsspule konzipiert sein oder es wird eine eigene Empfangsspule verwendet (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, BOCK 2002). Diese Spulen können im Kernspintomographen integriert sein oder werden um die zu untersuchende Körperregion am Patienten angebracht. Abhängig von der Größe, dem Umfang und den anatomischen Gegebenheiten der untersuchten Region kommen unterschiedliche Spulenarten, -formen und -größen zum Einsatz. Die Wahl der Spule ist zum Erreichen der bestmöglichen Bildqualität wichtig. Die Spule sollte dabei möglichst nahe am zu untersuchenden Organ angebracht sein (WEISHAUPT et al. 2006).

2.3.3 Grundlagen der Entstehung eines MR-Bildes

2.3.3.1 Bildkontrast und Bildentstehung

Drei Parameter bestimmen die Helligkeit und damit den Bildkontrast eines Gewebes: T1, T2 und die Protonendichte eines Gewebes.

Diese Parameter können durch verschiedene Messsequenzen unterschiedlich betont werden. Wird der Bildkontrast überwiegend von der T1-Zeit bestimmt, nennt man diese Bilder T1-gewichtete Bilder (T1w). Bilder, deren Kontrast vor allem von der T2-Zeit bestimmt wird, bezeichnet man als T2-gewichtete Bilder (T2w). Wird der Einfluss von T1 und T2 minimiert, wird die Protonendichte eines Gewebes, das heißt die Anzahl anregbarer Spins, betont. Auf diese Weise erzeugte Bilder werden Protonendichte-gewichtete Bilder genannt (PDw) (BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

Um ein MR-Bild zu erhalten, wird die untersuchte Körperschicht wiederholt mit HF-Impulsen angeregt und die resultierenden Signale des Gewebes werden gemessen.

Die Zeitdauer zwischen zwei gleichgerichteten, aufeinanderfolgenden Anregungen wird Repetitionszeit (TR) genannt. Das Intervall zwischen Anregung und Messung wird Echozeit (TE) genannt (BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

Durch die Wahl der Repetitions- und Echozeit wird der Bildkontrast beeinflusst. Untersuchungssequenzen mit kurzer TR und kurzer TE liefern T1-gewichtete Bilder. Die Wahl einer langen TR in Verbindung mit einer langen TE führt zu T2-gewichteten Bildern. Eine lange TR bei kurzer TE unterdrückt sowohl T1- als auch T2-Effekte und erzeugt Protonendichte-gewichtete Bilder (BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

	TR	TE
T1-Wichtung	kurz	kurz
T2-Wichtung	lang	lang
PD-Wichtung	lang	kurz

Tabelle 4: Einfluss der Repetitions- und Echozeit auf die Wichtung eines MR-Bildes.

	kurz	lang
TR	100 – 600 ms	> 1500 ms
TE	5 – 30 ms	> 60 ms

Tabelle 5: Zeitliche Dimensionen kurzer und langer Echo- bzw. Repetitionszeiten.

Gewebe mit einer kurzen longitudinalen Relaxationszeit erscheinen auf T1-gewichteten Bildern hell, da sie aufgrund ihrer schnellen Erholung ein starkes Signal geben.

Gewebe mit einer langen longitudinalen Relaxationszeit erscheinen auf T1-gewichteten Bildern dunkel, da sie sich langsam erholen und deshalb ein schwaches Signal geben (BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

Gewebe mit einer kurzen transversalen Relaxationszeit verlieren rasch ihr Signal und erscheinen auf T2-gewichteten Bildern dunkel.

Gewebe mit einer langen transversalen Relaxationszeit verlieren ihr Signal langsamer und stellen sich auf T2-gewichteten Bildern hell dar (BERRY 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

Gewebe	T1-Zeit	T2-Zeit	auf T1-gewichteten Bildern	auf T2-gewichteten Bildern
Wasser	lang	lang	dunkel	hell
Fett	kurz	kurz	hell	hell

Tabelle 6: Relative Relaxationszeiten von Wasser und Fett sowie ihre Darstellung auf MR-Bildern.

2.3.3.2 *Digitaler Bildaufbau*

Das digitale MR-Bild einer Körperscheibe wird ebenso wie ein CT-Bild gitterförmig in eine Matrix aus vielen kleinen Einzelquadraten unterteilt. Diese kleinen Bildelemente werden Pixel genannt. Das Raster einer Matrix ist aus Reihen und Spalten aufgebaut. Die Größe und Rasterung der Matrix sowie die Größe des Bildfeldes bestimmen die Größe eines Pixels und damit die Auflösung des Bildes. Jedem Pixel wird ein Wert zugeordnet, der einer Signalintensität entspricht. Die Stärke des Signals wird als Helligkeitsstufe eines Grautones codiert. Ein Pixel repräsentiert eine Volumeneinheit der untersuchten Körperschicht, genannt Voxel, aus der dieses Signal stammt. Die Multiplikation der Fläche eines Pixels mit der Schichtdicke ergibt das Volumen eines Voxels. Die Ortsauflösung eines MR-Bildes steigt mit sinkender Voxelgröße (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, THRALL und WIDMER 2002, ASSHEUER und SAGER 1997, WEISHAUPT et al. 2006, BRIX und BOCK 2002).

2.3.3.3 *Terminologie der Signalwerte*

Das Signal eines Voxels entspricht einem Grauton. Die unterschiedlichen Signalintensitäten verschiedener Gewebe werden durch verschiedene Helligkeitsstufen dargestellt. Zur Beschreibung der Signalgebung von Objekten im MR-Bild bedient man sich eines Vergleichsobjektes. Die Signalintensität einer Gewebestruktur kann so in Relation zum Signal eines anderen Referenzgewebes angegeben werden. Das bedeutet, eine Struktur ist beispielsweise **isointens** zur grauen Gehirnschicht, wenn sie im Bild einen Grauwert mit der gleichen Helligkeitsstufe wie die graue Gehirnschicht besitzt. Ebenso sind die Begriffe **hyperintens** und **hypointens** gebräuchlich für Gewebestrukturen die sich heller bzw. dunkler als das Bezugsgewebe darstellen (BERRY 2002).

2.3.3.4 *Schichtwahl und Ortskodierung*

Um ein MR-Bild zu erzeugen muss der Kernspintomograph ein gemessenes Signal einem bestimmten Punkt im Körper zuordnen können (BOCK 2002).

Die Präzessionsfrequenz der Protonen ist proportional zur Magnetfeldstärke und eine resonanzbedingte Anregung der Protonen erfolgt nur, wenn die Anregungsfrequenz gleich der Präzessionsfrequenz ist. Dem Hauptmagnetfeld wird deshalb entlang der Magnetfeldlängsachse (z-Achse) ein Gradientenfeld, das sogenannte Schichtwahlgradientenfeld, überlagert. Dies führt zu unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen der Protonen entlang der z-Achse. Mit HF-Anregungsimpulsen eines definierten Frequenzbereichs können selektiv die Protonen einer bestimmten Schichtposition angeregt werden. Die Schichtdicke kann dabei über die Stärke des Gradienten bestimmt werden. Steile Gradienten ermöglichen dünne Schichten, geringe Gradientenstärken erzeugen dicke Tomogramme. Der Schichtgradient legt somit die Position und die Dicke einer Schicht fest. Nun muss eine weitere Ortskodierung innerhalb der Schicht erfolgen. Dazu wird zwischen der Anregung und der Messung ein zweiter Gradient geschaltet, der sogenannte Frequenzcodiergradient (x-Achse), der senkrecht zum Schichtgradienten ausgerichtet ist. Diese Veränderung des Magnetfeldes verursacht unterschiedliche Präzessionsfrequenzen innerhalb der Schicht. Die gemessenen Kernspinsignale der angeregten Protonen besitzen dadurch unterschiedliche Frequenzen und können einer Spalte in der Matrix zugeordnet werden. Um das Signal nun noch einer Zeile zuordnen zu können, ist ein zusätzlicher Codierungsschritt nötig. Dies kann durch einen dritten Gradienten (y-Achse) erreicht werden, der jeweils senkrecht zu den beiden ersten Gradienten ausgerichtet ist. Dieser sogenannte Phasenkodiergradient wird nach der Anregung nur kurzfristig dem Hauptfeld überlagert.

Die angeregten Protonen einer Schicht verändern dadurch ihre Präzessionsfrequenzen entlang der y-Achse. Nach dem Abschalten präzedieren wieder alle Protonen in der Schicht mit der ursprünglichen Präzessionsfrequenz. Jedoch besitzen die Protonen entlang der y-Achse jetzt unterschiedliche Phasenlagen. Die Protonen, die während der Schaltung des Phasenkodiergradienten schneller präzedierten, also vorübergehend beschleunigt wurden, besitzen jetzt einen Phasenvorsprung. Das Signal kann so aufgrund der unterschiedlichen Phasenlage einer einzelnen Zeile zugeordnet werden. Jedes einzelne Voxel ist somit durch die Frequenz und die Phasenlage charakterisiert.

Das Signal aus einer angeregten Schicht enthält nun die Information für seinen Entstehungsort verschlüsselt in Frequenz und Phasenlage. Das gemessene Gesamtsignal wird dazu einer sogenannten Frequenzanalyse, der Fourier-Transformation entlang der Frequenzrichtung unterzogen. Diese mathematische Operation bestimmt alle Einzelfrequenzen, die im Gesamtsignal enthalten sind. Gemessen wird die Summe aller Spins einer Frequenz. Die Phasenlage der einzelnen Spins kann als einzelne Unbekannte aus einer Messung nicht bestimmt werden. Durch viele Wiederholungen der Messung mit verschiedenen Phasenkodiergradienten kann die unterschiedliche Phasenaufteilung mit einer zweiten Fourier-Transformation entlang der Phasenrichtung ermittelt werden. Mit dieser doppelten Fourier-Transformation wird aus der Rohdatenmatrix die Bildmatrix berechnet. Für die Bewältigung dieser komplexen mathematischen Gleichungssysteme steht dem Kernspintomographen ein Computer zur Verfügung. Die Zeitspanne zwischen den einzelnen Wiederholungen der Messung (Repetitionen) wird Repetitionszeit (TR) genannt. Die Anzahl der einzelnen Codierungen bestimmt die Größe der Bildmatrix und nimmt so Einfluss auf die Bildqualität und die Untersuchungsdauer (BRÜHSCHWEIN 2005, SIEMENS 1995, SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002).

Spezielle Untersuchungssequenzen bedienen sich einer dreidimensionalen Ortskodierung. Dabei wird nicht nur das Signal einer einzelnen Schicht gemessen, sondern das Signal des gesamten Untersuchungsvolumens. Dazu wird ein ganzes Volumen angeregt und die Information für die Ortskodierung entlang der z-Achse wird über einen zusätzlichen Phasencodierschritt verschlüsselt. Dieser Volumendatensatz kann dann für eine elektronische Rekonstruktion verschiedener Schichtebenen in beliebigen Raumrichtungen herangezogen werden. Weiterhin kann man aus diesem Datensatz die Informationen für die Darstellung sehr dünner Schichten errechnen. Die Nachteile dieses Verfahrens sind längere Bildaufnahmezeiten und noch aufwendigere mathematische Berechnungen. Es müssen drei Fourier-Transformationen, eine sogenannte dreidimensionale Fourier-Transformation in der x-, y- und z-Richtung, durchgeführt werden. Die gemessenen Daten befinden sich in einem mathematischen Datenraum, dem sogenannten k-Raum. Der k-Raum ist eine graphische Matrix digitalisierter MR-Daten. Dieser Datensatz wird durch die Fourier-Transformationen in die Bilddaten verwandelt (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002).

2.3.3.5 *Signal-zu-Rausch-Verhältnis*

In MR-Bildern sieht man nicht nur das reine Signal. Der Grauwert eines Pixels setzt sich aus der Signalintensität des zugehörigen Voxels und dem sogenannten „Rauschen“ zusammen. Das „Bild-Rauschen“ überlagert das Signal. Es ist eine Schwankung der Signalintensität die nicht zur Bildinformation beiträgt und sich im MR-Bild als regelloses körniges Muster manifestiert. Dieser Verrauschungseffekt ist unvermeidbar und hat unter anderem folgende physikalische Ursachen: Elektromagnetisches Rauschen durch die Molekularbewegung geladener Teilchen, Inhomogenität des Magnetfeldes, elektrischer Widerstand der Empfängerspule und der Messelektronik. Der Rauschanteil im Bild ist ein Kriterium für die

Bildqualität und wird als das Verhältnis der Intensitäten von Signal zu Rauschen angegeben (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003):

Signal-zu-Rausch-Verhältnis (S / R) oder „Signal to Noise Ratio“ (SNR):

$$S / R = \frac{\text{Mittelwert des Signals}}{\text{Standardabweichung im Hintergrund}}$$

Es wird als Mittelwert der Signalintensität eines homogen, signalreichen Gewebebezirkes ermittelt und in Relation zu der Standardabweichung des Signals des Hintergrundes gesetzt (SIEMENS 2003).

Das Ziel jeder kernspintomographischen Untersuchung ist es, Bilder mit einem hohen Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu erzeugen. Die Anzahl der Messungen des Signals aus einer bestimmten Schicht erhöht das S / R, das proportional zur Wurzel der Anzahl der Messungen ist. Jedoch verdoppelt die Anzahl der Messungen auch die Bildaufnahmezeit (WEISHAUPT et al. 2006). Daneben beeinflussen viele weitere Untersuchungsparameter das Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Dazu zählen die Schichtdicke, die Größe des Bild- oder Gesichtsfeldes („Field-of-View“ oder FOV), die Matrixgröße, Repetitionszeit, Echozeit, Pulswinkel, Magnetfeldstärke und die Wahl geeigneter Sende- und Empfangsspulen (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003).

Geänderter Parameter	Einfluss auf SNR
größere Schichtdicke	zunehmend
größeres Field-of-View	zunehmend
Erhöhung von TR	zunehmend
Erhöhung von TE	abnehmend
größere Matrix	abnehmend
Erhöhung der Anzahl der Signalmessungen	zunehmend
Erhöhung der Magnetfeldstärke	zunehmend
Gebrauch von lokalen Spulen	zunehmend

Tabelle 7: Einfluss von verschiedenen Bild- und Sequenzparametern auf das SNR nach WEISHAUPT et al. (2006).

Geänderter Parameter	Einfluss auf die räumliche Auflösung
größere Matrix	zunehmend
größere Schichtdicke	abnehmend
größeres Field-of-View	abnehmend

Tabelle 8: Einfluss von Matrix, Schichtdicke und Field-of-View auf die räumliche Auflösung nach WEISHAUPT et al. (2006).

Geänderter Parameter	Einfluss auf die Bildaufnahmezeit
größere Schichtdicke	abnehmend
größeres Field-of-View	kein direkter Effekt
Erhöhung von TR	zunehmend
Erhöhung von TE	zunehmend
größere Matrix	zunehmend
Erhöhung der Anzahl der Signalmessungen	zunehmend

Tabelle 9: Einfluss von verschiedenen Sequenzparametern auf die Bildaufnahmezeit nach WEISHAUPT et al. (2006).

2.3.3.5. Bildgebungssequenzen

Eine MR-Untersuchungssequenz besteht aus vielen einzelnen Schritten. Sie beginnt mit der Anregung der Protonen. Dazu wird der Schichtwahlgradient eingeschaltet. Ihm folgt der Anregungsimpuls, der selektiv die Protonen einer bestimmten Schicht anregt. Dies wird über die Frequenz des Anregungsimpulses gesteuert. Die Anregung endet mit dem Ausschalten des Schichtwahlgradienten. Danach folgt die Phasencodierung durch Einschalten des Phasencodiergradienten. Im nächsten Schritt wird ein Echo mittels eines oder mehrerer HF-Impulse erzeugt. Vor der abschließenden Messung wird kurzfristig der Frequenzgradient eingeschaltet (SIEMENS 1995, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002). Diese Schritte werden mehrfach wiederholt. Sie stellen das Grundgerüst einer Vielzahl von unterschiedlichen Sequenzen dar, die geräte- und herstellerabhängig voneinander abweichen können. Hier soll nur das Prinzip der Basis-Pulssequenzen angesprochen werden.

Eine Spinechosequenz beginnt mit einer Anregung der Protonen durch einen 90° -Impuls, der ihren Spin in Phase bringt und ihre Magnetisierung in die Transversalebene kippt. Nach Abklingen des Impulses dephasieren die Protonenspins durch lokale statische sowie durch lokale veränderliche Magnetfeldinhomogenitäten, wie den Spin-Spin-Interaktionen. Es kommt zur transversalen Relaxation mit einem sehr schnellen Signalabfall, der mathematisch mit der sogenannten $T2^*$ -Kurve beschrieben wird. Um diesen schnellen und starken $T2^*$ -Signalabfall zu vermeiden, werden die Protonenspins durch einen 180° -Impuls rephasiert. Dieser Impuls wird zeitlich genau zwischen Anregung und Signalmessung (TE) gesendet, also zum Zeitpunkt $TE / 2$. Die bis zu diesem Zeitpunkt auseinanderlaufenden Protonenspins werden durch den HF-Impuls um 180° gekippt und laufen danach für eine erneute halbe Echozeit ($TE / 2$) weiter. Die schnelleren Spins kommen durch den 180° -Impuls hinter den langsameren Spins zu liegen. Nach der Zeit TE, also zum Messzeitpunkt des Signals, haben die schnelleren Spins die langsamen wieder eingeholt. Fast alle Spins besitzen nun wieder die gleiche Phasenlage. So steigt das Signal wieder an und es entsteht das sogenannte Echo. Eine vollständige Rephasierung kann nicht erreicht werden, so dass es trotz des 180° -Impulses zum Signalabfall kommt. Der Rephasierungsimpuls gleicht nur die stationären lokalen Inhomogenitäten des Magnetfeldes aus, aber nicht die variablen lokalen Spin-Spin-Interaktionen. Dieser langsamere, nur durch die variablen Spin-Spin-Interaktionen bedingte Signalabfall nach einem 180° -Rephasierungsimpuls wird mathematisch durch die T2-Kurve charakterisiert. Die T2-Relaxationskurve darf nicht mit der steiler abfallenden $T2^*$ -Kurve verwechselt werden. Zum $T2^*$ -Signalzerfall tragen neben den lokalen variablen auch die stationären Feldinhomogenitäten bei, da in diesem Fall kein Rephasierungsimpuls gesendet wird (SCHILD 1990, WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, BRIX und BOCK 2002, NITZ 2000). Die lokalen variablen Feldinhomogenitäten werden von Spin-Spin-Interaktionen verursacht, die lokalen stationären Feldinhomogenitäten kommen durch sogenannte Suszeptibilitätseffekte zustande, die später noch eingehend erläutert werden (SCHILD 1990,

WEISHAUPT et al. 2006). Der Schichtwahlgradient wird parallel zum 90°-Anregungsimpuls sowie zum 180°-Rephasierungsimpuls geschaltet. Der Phasencodiergradient wird zwischen Anregung und Rephasierung aktiviert und der Frequenzcodiergradient wird zur Echozeit dem Hauptfeld überlagert. Spinechosequenzen liefern eine sehr gute Bildqualität und sind wenig empfindlich gegenüber statischen Feldinhomogenitäten. Echo- und Repetitionszeit können variabel gewählt werden, wodurch T1-, T2- und PD-gewichtete Bilder erzeugt werden können. Die relativ lange Messzeit macht sie anfällig für Bewegungsartefakte (WEISHAUPT et al. 2006). In einer Spinecho-Sequenz wirkt sich der Rephasierungsimpuls als zeitraubender Faktor aus. In den schnelleren Gradientenechosequenzen (GRE) werden die Gradientenspulen anstelle des 180°-Impuls zur Erzeugung eines Echos verwendet, wodurch sehr kurze Repetitionszeiten erreichbar sind. Dazu wird vor der Messung ein negativ polarisierter Frequenzcodiergradient geschaltet, der eine Dephasierung der Protonen bewirkt. Ihm folgt ein Gradient positiver Polarisierung, der die Protonen rephasiert. Währenddessen wird das Echo gemessen. Da hierbei kein 180°-Impuls verwendet wird, werden statische Feldinhomogenitäten nicht ausgeglichen und es kommt zu einem T2*-Signalabfall. Dabei wird besonders durch lange Echo- und Repetitionszeiten ein starker T2*-Bildkontrast erreicht (SIEMENS 2003). Eine Reduktion von TR und TE führen auch bei Gradientenechosequenzen zu T1-gewichteten Bildern (WEISHAUPT et al. 2006). T2*-gewichtete Bilder betonen vor allem die Suszeptibilitätseffekte und sind deshalb gut geeignet für die Suche nach Blutabbauprodukten im Gewebe (NITZ 2000).

2.3.4 Artefakte

Die in der Magnetresonanztomographie auftretenden Artefakte können in drei Gruppen unterteilt werden. Die erste Gruppe besteht aus methodisch bedingten Artefakten, die nicht vermieden werden können. Dazu zählen Partialvolumeneffekte, die chemische Verschiebung, einige Fluss- und Bewegungsartefakte, Suszeptibilitätsartefakte, Abbruchartefakte sowie das „Magic-Angle-Artefakt“. Die zweite Gruppe besteht aus vermeidbaren Artefakten, die ihren Ursprung in einer unsachgemäßen Systembenutzung haben. Dazu gehören die Einfaltungsartefakte und einige Formen von Bewegungs- und Flussartefakten. Die dritte Artefaktgruppe wird durch Systemfehler oder eine mangelnde Systemkonfiguration verursacht. Dazu zählen Linienartefakte und Spikes. Artefakte können jedoch nicht immer eindeutig einer Gruppe zugeordnet werden (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.4.1 *Partial-Volumen-Effekte, Teilvolumenartefakte*

Für die Teilvolumenartefakte, die als methodenbedingte Effekte der Schnittbilddiagnostik nicht von allen Autoren zu den Artefakten gerechnet werden, gilt prinzipiell das, was bereits bei der Computertomographie angesprochen wurde.

Wenn sich innerhalb eines Voxels Strukturen unterschiedlicher Signalintensität befinden, dann wird ein Mittelwert aller tatsächlich vorhandenen Signale dieses Voxels auf dem MR-Bild dargestellt. Dies ist der Fall an Gewebeübergängen und bei Objekten, die kleiner als die Schichtdicke sind. Eine Reduktion der Schichtdicke trägt dazu bei diese Effekte zu reduzieren (SIEMENS 1995).

2.3.4.2 Chemische Verschiebung

Die Frequenzinformation dient der Ortskodierung eines Signals. Protonen besitzen in Wasser und in Fett aufgrund ihrer unterschiedlichen chemischen Umgebung in geringem Maße unterschiedliche Resonanzfrequenzen. Deshalb werden das Fett- und das Wassersignal eines Voxels unterschiedlichen Raumelementen zugeordnet. So kommt es zu einer Verschiebung zwischen dem Fett- und dem Wasserbild in Richtung des Frequenzgradienten. Auf dem MR-Bild stellen sich die Bezirke denen das Fettsignal fälschlicherweise zugeordnet wird hyperintens dar. Entsprechende Regionen, in denen nur das Wassersignal dargestellt wird, verlieren an Signal. Bei Niederfeldgeräten sind diese Artefakte weniger von Bedeutung als bei Hochfeldgeräten (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.4.3 Fluss- und Bewegungsartefakte

Bewegungen führen zu einer Phasenverschiebung der Spins. Da die Phasenlage einer Magnetisierung als Rauminformation verwendet wird, führen Bewegungen zu Artefakten, die sich entlang des Phasenkodiergradienten darstellen (WEISHAUPT et al. 2006, NITZ 2000). Bewegungsartefakte entstehen durch Körperbewegung des Patienten, durch Augenbewegungen, Atmung, Herzschlag, Darmperistaltik, Blutfluss oder Gefäßpulsation. Der periodisch pulsatile Blutfluss eines großen arteriellen Gefäßes führt beispielsweise zur mehrfachen Abbildung des Gefäßes entlang der Phasenkodierrichtung.

Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, muss der Patient still liegen und darf sich nicht bewegen. Aus diesem Grund ist in der Tiermedizin meist eine Vollnarkose oder tiefe Sedation für eine kernspintomographische Untersuchung nötig (ASSHEUER und SAGER 1997, FOLTIN 2002).

Um Atembewegungsartefakte zu vermeiden, besteht die Möglichkeit nur während einer Atempause zu untersuchen. Dies kann in der Humanmedizin durch Instruktion und Kooperation des Patienten erreicht werden. In der Tiermedizin ist dies durch eine genaue Abstimmung zwischen den Beatmungszyklen eines Inhalationsnarkosegerätes mit steuerbarer Beatmung und den Untersuchungszyklen des MR-Tomographen möglich. Weiterhin gibt es technische Entwicklungen, die die Atembewegung mathematisch kompensieren können oder Untersuchungsprogramme, die nur bei bestimmten Zwerchfellstellungen das MR-Signal messen.

Zur Minimierung von Bewegungsartefakten des Herzens und zur Unterdrückung der Flussartefakte großer Gefäße stehen EKG-gesteuerte Untersuchungssequenzen zur Verfügung.

Fluss- und Bewegungsartefakte können auch durch eine sogenannte Vorsättigung reduziert werden. Spezielle Anregungsimpulse, die der eigentlichen Messung vorausgehen, sättigen die Umgebung der untersuchten Region magnetisch ab, so dass dort kein Signal und damit auch kein Artefakt entsteht.

Störende Darmperistaltik kann durch die Gabe von Spasmolytika wie Buscopan® reduziert werden.

Durch das Vertauschen von Phasen- und Frequenzkodierung können Bewegungsartefakte, die sich immer entlang der Phasenkodierung darstellen, in Körperregionen verlagert werden, die für die Beurteilung des Bildes nicht von Interesse sind (WEISHAUPT et al. 2006).

2.3.4.4 Einfaltungsartefakte

Bei Einfaltungsartefakten werden anatomische Strukturen, die sich außerhalb des gewählten Bildausschnittes befinden, fälschlicherweise in das MRT-Bild hineingefaltet. Dieser Effekt entsteht entlang des Phasenkodiergradienten. Der Computer kalkuliert mit Phasenverschiebungen von -180° - $+180^\circ$ innerhalb des Bildausschnittes. Wenn das

untersuchte Objekt in der Phasenkodierrichtung über das Bildfeld hinausragt, wiederholen sich dort die Phasen und es überschneiden sich die Phaseninformationen außerhalb und innerhalb des Untersuchungsausschnittes. Eine Phase von $+190^\circ$ außerhalb des Bildausschnittes entspricht einer von -170° innerhalb des Bildfeldes. Signale einer Struktur außerhalb des Untersuchungsfeldes werden dann fälschlicherweise auf der gegenüberliegenden Seite innerhalb des Bildfeldes dargestellt.

Vermieden werden können Einfaltungsartefakte durch die Wahl eines größeren Bildfeldes und durch das Vertauschen von Frequenz- und Phasenkodierung entsprechend den anatomischen Gegebenheiten, da entlang des Frequenzkodiergradienten keine Einfaltungsartefakte auftreten. Die Wahl einer geeigneten Oberflächenspule verhindert eine Einfaltung, wenn die Objekte außerhalb des Empfangsbereichs der Spule liegen. Eine magnetische Vorsättigung der Umgebung verhindert Einfaltungsartefakte ebenso wie Bewegungsartefakte. Eine mathematische Unterdrückung ist zum Teil ebenfalls mittels spezieller Algorithmen möglich (WEISHAUPT et al. 2006, SIEMENS 2003, NITZ 2000).

2.3.4.5 Suszeptibilitätseffekte und -artefakte

Jeder Stoff wird von einem Magnetfeld beeinflusst und jeder Stoff beeinflusst seinerseits das Magnetfeld in seiner Umgebung. Für dieses Phänomen steht der Begriff Suszeptibilität. Das bedeutet, dass bestimmte Substanzen im Magnetfeld ihrer Umgebung lokale stationäre Feldinhomogenitäten verursachen. Dies kann in ausgeprägten Fällen zu einer starken Verzerrung des Magnetfeldes mit konsekutiver Bildverzerrung führen, was pathologische Befunde vortäuschen und Fehlinterpretationen zur Folge haben kann. Metallische Fremdkörper oder Implantate führen zu sehr starken Suszeptibilitätsartefakten, die deshalb auch Metallartefakte genannt werden (WEISHAUPT et al. 2006). Die bei Tieren häufig subkutan injizierten Identifikationschips sind dabei zu beachten (FOLTIN et al. 2004).

In weniger ausgeprägten Fällen führen lokale Feldinhomogenitäten zu einer rascheren Dephasierung der Protonenspins und somit zu einem beschleunigten Zerfall des MR-Signals mit einer Signalintensitätsabnahme. Diese Feldinhomogenitäten finden sich an Gewebeübergängen mit stark unterschiedlichen paramagnetischen Eigenschaften wie zwischen Luft und Weichteilen oder Knochen und Weichteilen. Suszeptibilitätsartefakte sind in Spin- und Turbospinechosequenzen wenig ausgeprägt. In Gradientenechosequenzen stellen sie sich gut dar, was diagnostisch zur Suche kleinerer Blutungen oder Kalkablagerungen genutzt werden kann (WEISHAUPT et al. 2006, NITZ 2000).

2.3.4.6 Trunkationsartefakte

Trunkations-, Abbruch-, „Gibbs“- oder „Ringing-Artefakte“ zeigen sich als parallele Streifen in der Nähe von Gewebegrenzflächen mit unterschiedlichen Signalintensitäten. Dies kann zum Beispiel zwischen Muskel und Fett oder an der Grenze von zerebrospinalen Liquor zum Rückenmark, wo eine Syrinx oder eine Erweiterung des Rückenmarks vorgetäuscht sein kann, auftreten (WEISHAUPT et al. 2006, NITZ 2000).

2.3.4.7 Magic-Angle-Artefakt

Sehnen und Bänder stellen sich in den meisten Sequenzen hypointens dar. Wenn ihre parallelen Faserstrukturen in einem Winkel von 55° zum Hauptmagnetfeld angeordnet sind, kann dies zu einer erhöhten Signalintensität führen, woraus Interpretationsfehler mit falsch positiven Befunden entstehen können (IMHOF 2000, WEISHAUPT et al. 2006).

2.3.4.8 Linienartefakte

Linienartefakte oder „Zipper-Like-Artefakte“ sind linien- oder bandförmige Strukturen mit gepunktetem Signal, die durch externe elektromagnetische Störstrahlung entstehen können. Nicht vollständig geschlossene Türen zum MR-Untersuchungsraum oder elektrische Geräte wie Anästhesiegeräte oder Pulsoximeter sind häufig die Ursache für diese Artefakte. Sie können aber auch durch technische Fehler und Defekte am Kernspintomographen verursacht werden (WEISHAUPT et al. 2006).

2.3.4.9 Spikes

Spikes stellen sich auf dem MR-Bild als Fischgräten- oder diagonales Kreuzmuster dar. Sie können durch technische Defekte am Kernspintomographen oder durch elektrostatische Entladungen verursacht werden. Diese Entladungen können beim Aneinanderreiben von Plastikteilen oder durch zu geringe Luftfeuchtigkeit im Untersuchungsraum entstehen. Beim Auftreten von Spikes sollte der Service des Herstellers in Anspruch genommen werden (NITZ 2000).

2.3.5 Kontrastmittel

Kontrastmittel sind Substanzen, die die Signalintensitäten eines Gewebes verändern und damit die Signaldifferenz zweier Gewebe erhöhen. Sie verändern den Kontrast eines MR-Bildes wodurch die Erkennung von Läsionen erleichtert und damit die diagnostische Aussagekraft kernspintomographischer Untersuchungen verbessert werden kann (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SCHILD 1990, FROEHLICH 2003). Kontrastmittel werden nach unterschiedlichen Kriterien eingeteilt. Entsprechend der Art der Signalveränderung kann man auch in der Kernspintomographie Positiv- und Negativkontrastmittel unterscheiden. Positivkontrastmittel führen zu einer Signalzunahme, Negativkontrastmittel dagegen zu einer Signalabnahme.

Kontrastmittel können nach ihrer physikalischen Wirkungsweise eingeteilt werden: Eine Gruppe beeinflusst dabei die Eigenschaften eines Gewebes direkt, indem sie die Protonendichte eines Gewebes verändert. Die zweite Gruppe wirkt indirekt, sie beeinflusst die lokalen Magnetfelder eines Gewebes entweder durch Suszeptibilitätseffekte oder durch eine Verkürzung der Relaxationszeiten.

2.3.5.1 Direkt wirksame Kontrastmittel

Eine Zu- oder Abnahme der Protonendichte innerhalb eines Gewebes erhöht bzw. reduziert das Signal. Oral oder rektal verabreichtes Bariumsulfat verdrängt Protonen im Gastrointestinaltrakt und bewirkt einen Signalverlust. Wasser zur Markierung des Darmlumens führt zu einem niedrigem T1- und einem hohem T2-Signal. Perfluorocarbone oder Kohlendioxid reduzieren die örtliche Protonenzahl und führen zu einem Signalverlust (FROEHLICH 2003).

2.3.5.2 Indirekt wirksame Kontrastmittel

Die indirekt wirksamen Kontrastmittel können entsprechend ihrer Wirkungsweise weiter eingeteilt werden:

2.3.5.2.1 Über Suszeptibilitätseffekte wirksame Kontrastmittel

Bestimmte Kontrastmittel verursachen durch ihr hohes magnetisches Moment lokale Feldinhomogenitäten und beschleunigen dadurch die Dephasierung, verkürzen also die T2-Zeit. Dieser Effekt wird auch Suszeptibilität genannt und bewirkt eine starke Signalabnahme auf T2-gewichteten Bildern. Diese Kontrastmittel können somit zu den

Negativkontrastmitteln gezählt werden. Als Beispiel sind hier bestimmte Eisenoxidnanopartikel zu nennen, die in der Humanmedizin als leberspezifisches Kontrastmittel zum Einsatz kommen (FROEHLICH 2003).

2.3.5.2.2 *Über eine Verkürzung der Relaxationszeit wirksame Kontrastmittel*

Die Kontrastmittel dieser wohl wichtigsten Gruppe beschleunigen die Relaxation der Protonen in ihrer Umgebung. Es sind Verbindungen paramagnetischer Substanzen, in der Regel Metallionen wie Gadolinium- und Manganverbindungen oder Eisenlösungen (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, FROEHLICH 2003). Die physikalische Erklärung ihre Wirkungsweise beruht auf der Tatsache, dass Elektronen ebenso wie Protonen und andere Elementarteilchen einen Spin besitzen. Bei Atomen mit vielen ungepaarten Elektronenspins entsteht in einem Magnetfeld durch ihre bewegte Ladung ein magnetischer Dipol (FROEHLICH 2003). Das magnetische Moment von Elektronen ist 680-mal stärker als das von Nukleonen (FROEHLICH 2003). Gadolinium besitzt sieben ungepaarte Elektronen und ist eine der stärksten paramagnetischen Substanzen. Die sehr starken Wechselwirkungen zwischen den Dipolmomenten von Elektronen und Protonen führen zu einer Verkürzung der Protonenrelaxation und damit zu einer Veränderung der Signalintensität des Gewebes. Das Kontrastmittel verbessert zum einen die Energieabgabe der Protonen an die Umgebung, wodurch die Spin-Gitter-Relaxation beschleunigt und T1 verkürzt wird. Zum anderen führt es über Spin-Spin-Effekte zu einer schnelleren Dephasierung der Protonenspins, was die T2-Relaxationszeit verkürzt (LAUBENBERGER und LAUBENBERGER 1999, SCHILD 1990, FROEHLICH 2003). Das Kontrastmittel verstärkt also zum einen die Signalintensität in der T1-Wichtung und stellt sich hell dar. Zum anderen senkt es das Signal in der T2-Wichtung und stellt sich dunkel dar. Da eine Signalabschwächung meist schlechter zu erkennen ist als eine Signalanhebung, wird nach Kontrastmittellgabe überwiegend die T1-gewichtete Darstellung gewählt (SCHILD 1990,).

2.3.5.3 *Toxizität*

Die meisten Substanzen, die als Kontrastmittel Verwendung finden, sind toxische Metallionen. Sie dürfen nicht in freier Form in den Körper gelangen, sondern werden von starken Liganden in Komplexe gebunden. Nur ein sehr kleiner Anteil kann dissoziieren, da das Gleichgewicht dieser Reaktion sehr stark auf der Seite des wasserlöslichen, nichttoxischen, undissoziierten Gadoliniumkomplexes gelegen ist. Die Chelatbildner sind als Ca / Na-Komplexe im Überschuss in der Kontrastmittellösung enthalten und komplexieren freiwerdendes Gadolinium. Die Toxizität von Gadolinium beruht auf seiner Ähnlichkeit mit den Kalziumionen. Freies Gadolinium blockiert die Kalziumkanäle und kann die Zellatmung und Blutgerinnung beeinträchtigen (FROEHLICH 2003).

2.3.5.4 *Anwendung und Wirkstoffe*

MR-Kontrastmittel besitzen ein sehr breites Indikationsspektrum und werden insbesondere bei der Darstellung des ZNS, des aktiven und passiven Bewegungsapparates, der Organe des Beckens, der weiblichen Brust, der Leber sowie bei entzündlichen und neoplastischen Erkrankungen angewendet. In neuerer Zeit gewinnt die kontrastmittelgestützte MR-Angiographie zunehmend an Bedeutung.

Die meisten der heute angewendeten MR-Kontrastmittel sind extrazelluläre Gadolinium (III)-Komplexverbindungen wie beispielsweise Gadodiamid, Gadopentetatsäure, Gadoteratsäure, Gadoteridol, Gadobenatsäure oder Gadobutrol (FROEHLICH 2003).

2.3.5.5 Nebenwirkungen und Dosierung

Gadoliniumhaltige Kontrastmittel besitzen eine sehr geringe Inzidenz unerwünschter Nebenwirkungen beim Menschen: Kopfschmerzen, Übelkeit, Erbrechen, Schwindel, Schmerz an der Injektionsstelle oder allergische Reaktionen und extrem selten anaphylaktoide Schockreaktionen. Gadoliniumhaltige Kontrastmittel werden in einer Dosierung von 0,1 – 0,3 mmol / kg KG und bei Angiographien bis 0,5 mmol / kg KG intravenös appliziert. Sie besitzen eine Verteilungshalbwertszeit von 2,5 min, sind nierengängig und werden vollständig über die passive glomeruläre Filtration renal mit einer Plasmahalbwertszeit von ca. 90 min ausgeschieden (FROEHLICH 2003).

2.3.6 Praktische Durchführung einer MRT-Untersuchung

Um Bewegungsartefakte auszuschließen benötigen tiermedizinische Patienten für eine kernspintomographische Untersuchung in der Regel eine Allgemeinnarkose oder eine tiefe Sedation (ASSHEUER und SAGER 1997, FOLTIN et al. 2004). Die Tiere werden zur Untersuchung auf den Patiententisch des Kernspintomographen gelegt. Die Position hängt von der untersuchten Körperregion ab. Je nach System kann die Anbringung von Spulen direkt am Patienten erforderlich sein. Dabei sind einige Dinge zu beachten: Die Spule sollte möglichst dicht am Körper angebracht sein, das zu untersuchende Organ sollte in der Spulenmitte gelegen sein und die Spule sollte mittels Laser-Lichtvisier genau im Magnetfeldmittelpunkt positioniert werden (BRÜHSCHWEIN 2005, WEISHAUPT et al. 2006, FOLTIN 2002). Der Untersucher fertigt am Bedienpult, ähnlich wie bei der Computertomographie, zu Beginn der Untersuchung einen sogenannten Localizer an. Dabei handelt es sich in der Regel um drei senkrecht aufeinander stehende MR-Schnittbilder. Auf diesen ersten der anatomischen Übersicht dienenden Bildern werden die gewünschten Tomogramme genau eingestellt. Dazu werden auf der Bedienungsoberfläche aus den zur Verfügung stehenden Sequenzen geeignete Protokolle ausgewählt und die gewünschten Untersuchungsparameter wie beispielsweise die Schichtdicke oder die Größe des Bildfeldes eingestellt.

2.3.7 Anwendungen der Kernspintomographie

Ähnlich wie in der Computertomographie wurde zu Beginn der Entwicklung der Kernspintomographie überwiegend das Gehirn untersucht. Das Anwendungsgebiet konnte ständig erweitert werden und inzwischen werden nahezu alle Organsysteme mittels Kernspintomographie untersucht. In der Humanmedizin führen die Untersuchungszahlen des Gehirns und der Wirbelsäule die Statistiken an. Gelenke stehen mit 20 – 25 % bereits an dritter Stelle aller MR-Untersuchungen (IMHOF 2000).

Für das Anwendungsspektrum der Kernspintomographie in der Tiermedizin dürfte ähnliches gelten. So liefert die Kernspintomographie Bilder von Gehirntumoren, Gehirnfarkten oder entzündlichen Läsionen, die zusammen mit klinischen und labordiagnostischen Untersuchungen oft ätiologische Diagnosen ermöglichen. Im Bereich der Onkologie hilft die Magnetresonanztomographie dem Kliniker nicht nur in diagnostischer Hinsicht, sondern auch bei der Therapieplanung weiter. Sie erleichtert die Entscheidung, ob eine Chemotherapie, eine Bestrahlungstherapie, eine chirurgische Therapie oder ob eine kombinierte Therapie in Erwägung gezogen werden sollte. Durch Kontrolluntersuchung kann der Therapieerfolg nichtinvasiv kontrolliert werden. MR-Bilder ermöglichen eine gezielte Biopsie pathologisch veränderter Strukturen. Regionäre, nicht tastbare Lymphknoten können bildlich dargestellt werden. Neben dem Gehirn stellen Erkrankungen der Nasenhöhle, Nasennebenhöhlen oder

Erkrankungen der Wirbelsäule und des Rückenmarkes häufige Indikationen für eine kernspintomographische Untersuchung dar (GAVIN 2004).

Vergleichsweise geringer ist die Zahl der Darstellungen über orthopädische MR-Untersuchungen in der Tiermedizin. Das Kniegelenk des Hundes scheint sehr häufig untersucht zu werden wie Arbeiten beispielsweise von WIDMER et al. (1994), BAIRD et al. (1998), BANFIELD und MORRISON (2000), KAISER et al. (2001) FLATZ (2006) oder FOLTIN et al. (2004) zeigen. Andere Gelenke werden ebenfalls mittels Kernspintomographie zusätzlich diagnostisch aufgearbeitet. FOLTIN (2002) untersuchte die Hüftgelenke von Hunden mit Koxarthrose, Hüftgelenksdysplasie und Morbus Perthes-Legg-Calvé und STADIE et al. (2004) belegten den diagnostischen Vorteil durch die Magnetresonanztomographie bei der Untersuchung des caninen Schultergelenkes. Nach GAVIN (2004) gelingt die Darstellung einer Tendovaginitis der Bizepssehne, einer Tendinitis der Supraspinatussehne oder anderer Sehnenverletzungen mit der Kernspintomographie ebenso wie die Diagnose eines vorderen Kreuzbandrisses oder einer Meniskusläsion. Weiterhin kann mittels Kernspintomographie die Darstellung peripherer Nervenscheidentumore bei Hunden mit chronischen Lahmheiten oder das Aufspüren versteckter Fremdkörper in der Tiefe gelingen (GAVIN 2004).

2.4 Anatomie des Tarsalgelenkes

2.4.1 Am Tarsalgelenk beteiligte Knochen

Das Tarsalgelenk des Hundes besteht gewöhnlich aus 14 einzelnen Knochen. Zusätzlich sind gelegentlich ein oder zwei weitere plantare Sesambeine, Ossa palmaria, latero-plantar ausgebildet (NICKEL et al. 1992, SCHALLER 1992, SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.1.1 *Skeleton cruris, Unterschenkelknochen*

Der Unterschenkel wird von zwei Röhrenknochen gebildet: Dem Schienbein, der Tibia und dem schwächeren Wadenbein, der Fibula.

2.4.1.1.1 *Tibia (Schienbein)*

Die Tibia des Hundes ist ein länglicher Röhrenknochen, der leicht S-förmig gekrümmt ist. Sie stellt den hauptsächlichen Träger des Unterschenkels dar und ist dementsprechend deutlich kräftiger ausgeprägt als die Fibula. In der proximalen Hälfte ist kranial eine Knochenleiste ausgebildet, der Margo cranialis, der sich zum Kniegelenk in die Tuberositas tibiae verdickt. Er stellt eine Grenze zwischen der Facies lateralis und medialis dar und kann sehr gut ertastet werden. Die dadurch entstandene laterale Fläche bildet proximal den tiefen Sulcus extensorius. Die Gelenkfläche der proximalen Tibia zum Femur besteht aus einem Condylus medialis und lateralis, die am kaudalen Plateaurand durch die Incisura poplitea geteilt werden. Zentral auf dem Tibiaplateau erhebt sich die Eminentia intercondylaris, ein Zwischenknorrenfortsatz, der durch eine Area intercondylaris centralis in ein Tuberculum intercondylare mediale und laterale geteilt wird (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

Nach kranial und kaudal wird die Eminentia intercondylaris durch eine Area intercondylaris cranialis und caudalis begrenzt.

Das distale Endstück der Tibia stellt die Verbindung zum Tarsus her. Sie besteht aus einer Cochlea tibiae, die durch einen Sagitalkamm geteilt ist. Nach distal wird die Cochlea vom Malleolus medialis überragt, dem medialen Knöchel. Lateral stellt die Incisura fibularis die Kontaktfläche zur Fibula dar (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.1.1.2 *Fibula (Wadenbein)*

Das Wadenbein ist beim Hund so lang wie die Tibia, jedoch ist es sehr viel dünner ausgeprägt und steht nicht mit dem Femur in Kontakt. Es verdickt sich nach proximal zum Collum fibulae mit dem anschließendem Wadenbeinkopf, dem Caput fibulae, über den es gelenkig mit dem Tibiakopf an der Facies articularis capitis verbunden ist (VOLLMERHAUS et al. 1994).

Das distale Ende der Fibula steht über die Facies articularis malleoli mit der Tibia in Verbindung und stellt den distalen Knöchel, den Malleolus lateralis dar.

Zwei Höcker auf der lateralen Fläche begrenzen den kranialen Sulcus tendinis musculi fibularis longi und den kaudalen Sulcus tendinum musculorum extensoris digitalis lateralis et fibularis brevis (NICKEL et al. 1992, SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004).

Zwischen beiden Unterschenkelknochen befindet sich das Spatium interosseum cruris, in dem eine bindegewebige Membran, die Membrana interossea cruris, ausgebildet ist (SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004).

2.4.1.2 Ossa tarsi (Hinterfußwurzel)

Die Hinterfußwurzel des Hundes besteht aus insgesamt 7 Knochen. Sie gliedern sich in eine proximale oder krurale, eine mittlere oder intertarsale und eine distale oder metatarsale Reihe (NICKEL et al. 1992, SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993, REESE und BUDRAS 2004).

Die proximale Reihe wird vom Talus und Calcaneus gebildet.

2.4.1.2.1 Talus (Rollbein, Sprungbein)

Der kranio-medial gelegene Talus, auch Sprungbein genannt, gliedert sich in ein distales Caput, ein Collum und ein proximales Corpus tali, dem die Trochlea tali anliegt. Diese stellt über die beiden prominenten sagittalen Rollkämme den Kontakt zur Cochlea tibiae her. Dabei resultiert diese gelenkige Verbindung in der größten Bewegungsfreiheit am Tarsus. Das Caput tali ragt als knöcherner Vorsprung fleischfressertypisch nach mediodistal. Nach lateral steht der Talus über den Sulcus tali mit dem Sulcus calcanei des Calcaneus und den damit entstehenden plantaren Gelenkflächen in Verbindung (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.1.2.2 Calcaneus (Fersenbein)

Der Calcaneus, auch Fersenbein genannt, findet seinen Platz kaudolateral vom Talus, ragt sehr prominent nach kaudoplantar aus dem Tarsus heraus und dient der ansetzenden Muskulatur als Hebelarm. Stabilisierend entspringen ihm knöcherne Fortsätze, dorsomedial der Proc. coracoideus und medioplantar das Sustentaculum tali, die sogenannte Sprungbeinstütze (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.1.2.3 Os tarsi centrale (Os naviculare)

Das Os tarsi centrale ist der einzige Knochen der intertarsalen Reihe. Es ist eingeschoben zwischen den proximal gelegenen Talus und der distal davon gelegenen metatarsalen Reihe bestehend aus Os tarsale I – III sowie dem lateral angrenzenden Os tarsale IV, das über die Gelenktagen greifend den Calcaneus mit dem Metatarsus verbindet (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.1.2.4 Os tarsale I (Os tarsale primum, Os cuneiforme mediale), Os tarsale II (Os tarsale secundum, Os cuneiforme intermedium), Os tarsale III (Os tarsale tertium, Os cuneiforme laterale), Os tarsale IV (Os tarsale quartum, Os cuboideum)

Die Ossa tarsalia I – III schließen sich dem Os tarsi centrale an. Sie gewinnen aufsteigend vom Os tarsale primum zum Os tarsale tertium an Stärke und enden schließlich mit dem Os tarsale quartum in einem sehr großen, die intertarsale Reihe übergreifendem Knochen. Dieser artikuliert medial über Gelenkfacetten mit dem Os tarsi centrale proximal und dem Os tarsi tertium distal. Eine plantar und lateral verlaufende Rinne bietet dem Musculus fibularis longus als Sulcus tendinis ein Gleitlager (NICKEL et al. 1992, SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.1.3 *Ossa metatarsalia*

2.4.1.3.1 *Os metatarsale (I), II, III, IV, V*

Die noch fehlenden und am Tarsalgelenk beteiligten Knochen sind die 4 länglichen Röhrenknochen der Ossa metatarsalia II – V. Stärker und länger als die Metacarpalknochen bilden sie in Reihe angeordnet ein gewölbtes Dach. Das Os metatarsale I ist beim Hund unterschiedlich ausgeprägt. Es zeigt sich medial nur noch teilweise als kleines solitäres rudimentäres Knochenstück, welches auch mit dem Os tarsale primum verschmolzen sein kann. Es existieren unterschiedliche Ausprägungen bis hin zu einem stark verkürzten, aber vollständigen Knochen (NICKEL et al. 1992, SCHEBITZ et al. 2005, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.2 Gelenke und Bewegungsumfang

2.4.2.1 *Articulatio tibiofibularis distalis*

Tibia und Fibula sind beim Hund proximal und distal über zwei straffe, unbewegliche Gelenke miteinander verbunden. Es handelt sich hierbei um die Articulationes tibiofibularis proximalis und distalis. Die proximale Gelenkhöhle kommuniziert mit dem lateralen Kniekehlgelenksack. Die distale Gelenkhöhle steht mit dem Gelenksack des Talocruralgelenkes in Verbindung (SCHALLER 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, KOCH und BERG 1992).

2.4.2.2 *Articulatio tarsi*

Das Hinterfußwurzel- oder Sprunggelenk ist ein zusammengesetztes Gelenk. Es wird von den Unterschenkelknochen, den Tarsalknochen und den Metatarsalknochen gebildet. Somit entstehen vier Gelenkspalten.

2.4.2.2.1 *Articulatio tarsocruralis*

Das proximale Unterschenkel-Hinterfußwurzelgelenk wird von der Cochlea tibiae und der Trochlea tali gebildet. Dabei kommunizieren die prominenten Rollkämme des Talus mit der Tibia in Form eines Schraubengelenkes. REESE und BUDRAS (2004) sprechen von einem schnappend-federnden Wechselgelenk. Es ermöglicht die Hauptbeweglichkeit im Tarsus nahezu um 130°, wohingegen die distalen Gelenkanteile kaum Beweglichkeit aufweisen. Dieses große Gelenk wird von der größten Gelenkkapsel umschlossen und dient mit ihrer Ausdehnung auch Injektionen (SCHALLER 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, REESE und BUDRAS 2004, KOCH und BERG 1992).

2.4.2.2.2 *Articulatio talocalcaneocentralis, Articulatio calcaneoquartalis*

Das obere Hinterfußwurzel-Mittelgelenk ist in ein *Articulatio talocalcaneocentralis* und ein *Articulatio calcaneoquartalis* geteilt. Dort kommunizieren der Calcaneus, der Talus und das Os tarsi centrale sowie der Calcaneus und das Os tarsale quartum miteinander. In diesem Gelenk sind im Gegensatz zu anderen Tierarten beim Hund Dreh- und Seitwärtsbewegungen möglich. Die Kommunikation von Trochlea tali und Sustentaculum tali ist von einer eigenen Gelenkkapsel umschlossen. Dagegen kommuniziert der talocalcaneocentrale Gelenksack mit dem großen proximalen Gelenk (VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993, REESE und BUDRAS 2004, KOCH und BERG 1992).

2.4.2.2.3 *Articulatio centrodistalis*

Das untere Hinterfußwurzel-Mittelgelenk, auch *Articulatio centrodistalis* genannt, schließt das Os tarsi centrale und die Ossa tarsalia I – III ein und bildet ein straffes Gelenk. Es wird von einem Gelenksack ohne Kommunikation nach proximal oder distal umschlossen (VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.2.2.4 *Articulationes tarsometatarseae*

Die Hinterfußwurzel-Mittelfußgelenke, *Articulationes tarsometatarseae*, werden von den Knochen der unteren tarsalen Reihe, Ossa tarsalia I – IV, und den artikulierenden Ossa metatarsalia ebenfalls als straffe Gelenke gebildet. Über die gesamte Breite besteht eine Verbindung in einer Gelenkkapsel (NICKEL et al. 1992, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.2.3 *Articulationes intermetatarseae*

Die Knochen der tarsalen Reihen stehen untereinander über die *Articulationes intermetatarseae* in Verbindung (NICKEL et al. 1992, KÖNIG et al. 2004, EVANS und EVANS 1993).

2.4.3 Bandapparat des Tarsalgelenkes

Das Tarsalgelenk wird von diversen Bändern stabilisiert. Sowohl medial als auch lateral überspannen Seitenbänder das Gelenk, diese können in lange und kurze Kollateralbänder gegliedert werden (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004):

2.4.3.1 Lange Seitenbänder

2.4.3.1.1 Laterales langes Seitenband (*Ligamentum collaterale tarsi laterale longum*)

Es entspringt am Malleolus lateralis der Fibula und inseriert am Proximalende des lateralen Metatarsus mit zusätzlichen Anheftungen an den lateralen Tarsalknochen (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.3.1.2 Mediales langes Seitenband (*Ligamentum collaterale tarsi mediale longum*)

Der Verlauf entspricht dem des lateralen langen Seitenbandes. Es verläuft vom Malleolus medialis, unter Abgabe einiger Seitenäste an die Tarsalknochen, an die medialen Metatarsalknochen (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.3.2 Kurze Seitenbänder**2.4.3.2.1 Laterales kurzes Seitenband (*Ligamentum collaterale tarsi laterale breve*)**

Ebenfalls vom Malleolus lateralis kommend ziehen ein proximaler und ein distaler Schenkel zum Calcaneus. Zusätzlich verbindet sich ein Schenkel, der vom proximalen Calcaneus kommt, mit dem langen lateralen Seitenband in dessen Verlauf zum Metatarsus (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004).

2.4.3.2.2 Mediales kurzes Seitenband (*Ligamentum collaterale tarsi mediale breve*)

Das Band kommt von der distalen Tibia und spaltet sich in eine Pars tibiotalaris zum Talus und eine Pars tibio calcanea zum Calcaneus auf. Dabei gibt sie einen dünnen Ast an das lange Collateralband ab. Außerdem findet sich eine Pars calcaneometatarsa, die vom Sustentaculum tali des Calcaneus nach plantar an die Metatarsalia II – IV zieht (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004).

Neben der Seitenstabilisation existieren Bandstrukturen, die nur proximal oder distal bzw. nur dorsal oder plantar verlaufen.

2.4.3.2.3 Dorsales Fächerband (*Ligamentum tarsi dorsale*)

Dieses Band nimmt seinen Ursprung am Talus und inseriert an den Ossa tarsalia tertium, quartum und centrale (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.3.2.4 Innere Tarsalbänder (*Ligamenta centrodistalia dorsalia*)

Diese Verbindungen bestehen zwischen dem Os tarsi centrale, dem Os tarsale tertium und quartum (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.3.2.5 Langes Sohlenband (*Ligamentum plantare longum*)

Es stellt die wichtigste plantare Verbindung dar und verläuft vom distalen Calcaneus über die Tarsalknochen zum proximalen Metatarsus (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994, KÖNIG et al. 2004).

2.4.3.2.6 Ligamenta tarsi interossea

Sie stellen eine Verbindung zwischen den Tarsalknochen derselben Reihe oder benachbarter Reihen her (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.3.2.7 Fußwurzel-Mittelfußbänder (*Ligamenta tarsometatarsae*)

Kurze Bandstrukturen, die die Tarsalknochen mit dem Metatarsus verbinden (NICKEL et al. 1992, VOLLMERHAUS et al. 1994).

2.4.4 Muskulatur am Tarsalgelenk

Die Muskeln am Tarsus lassen sich in Beuger und Strecker einteilen.

2.4.4.1 Beuger des Sprunggelenkes

2.4.4.1.1 *M. tibialis cranialis* (vorderer Schienbeinmuskel)

Der *M. tibialis cranialis* stellt einen sehr prominenten Muskel dar, der direkt unter der Haut und einer Faszie kraniallateral zu finden ist. Er entspringt kraniallateral am Condylus lateralis der proximalen Tibia am medialen Rand des Sulcus extensorius (KÖNIG et al. 2004, GRAU 1943). In seinem Verlauf kreuzt die aus dem Muskel entstandene Sehne den kranialen Unterschenkel, um dann vor dem Tarsus nach medial zu wechseln. Gehalten wird die Sehne am proximalen Tibiaende von einem mediodistal schräg verlaufenden Band. Die Sehne inseriert am proximalen Os metatarsale I falls dieses vorhanden ist. Da es rudimentär auch fehlen kann, inseriert die Sehne alternativ am Os tarsale I und Os metatarsale II. Zwischen dem Querband und der Tarsalbeuge wird sie von einer Sehnenscheide umhüllt. Der Endast wird von einem Schleimbeutel unterlagert, der mit dem Sprunggelenk kommuniziert. Durch diesen Verlauf ergibt sich die Funktion als Beuger und Supinator des Tarsus (KÖNIG et al. 2004, GRAU 1943, FREWEIN et al. 1994, BOYD und PATERSON 1994).

2.4.4.1.2 *M. fibularis longus* (langer Wadenbeinmuskel)

Der *M. fibularis longus* entspringt am Condylus lateralis der Tibia, am lateralen Seitenband des Kniegelenkes und dem Fibulakopf. Er legt sich lateral dem Unterschenkel zwischen dem *M. tibialis cranialis* und dem *M. flexor hallucis longus* an. Die Sehne wird oberhalb des Malleolus lateralis von einer Sehnenscheide bis zur Mitte des Tarsus umhüllt, die nach distal durch eine zweite Sehnenscheide ergänzt wird. Zehenwärts erreicht seine Endsehne die plantare Fläche des Tarsus, wo er nach medial kreuzt und am proximalen Ende des medialen Metatarsus inseriert. Dort wird er von einem Schleimbeutel unterlagert und fungiert als Beuger und Pronator (NICKEL et al. 1992, KÖNIG et al. 2004, GRAU 1943, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.1.3 *M. fibularis brevis* (kurzer Wadenbeinmuskel)

Ein schwächerer Muskel, der beim Hund von den distalen zwei Dritteln der Tibia und Fibula unter dem *M. fibularis longus* und dem langen Zehenstrecker nach distal und lateral über den Tarsus verläuft und am proximalen Ende des Metatarsus IV inseriert. Dabei wird er gemeinsam mit dem *M. extensor digitalis lateralis* in eine Sehnenscheide eingeschlossen und am Ende von einem kleinen Schleimbeutel unterlagert. Er stellt einen Hilfsbeuger des Tarsus dar (NICKEL et al. 1992, KÖNIG et al. 2004, GRAU 1943, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.2 *Strecker des Sprunggelenkes*

2.4.4.2.1 *M. gastrocnemius (Wadenmuskel)*

Der *M. gastrocnemius* ist ein zweiteiliger Muskel, dessen beiden proximalen Anteile, *Caput mediale* und *Caput laterale* in der Kniekehle mit einer kräftigen Sehne am *Labium mediale* und *laterale* des distalen *Os femoris* entspringen. Diese beiden starken Ursprungssehnen enthalten je ein Vesalisches Sesambein, die mit den kaudalen Kondylen des *Os femoris* in der Gelenkkapsel des Kniegelenkes kommunizieren. Die *Gastrocnemius*köpfe schließen den *M. flexor digitalis superficialis* zwischen sich ein, verschmelzen distal jedoch zur einheitlichen Achillessehne. Diese liegt zunächst kaudal der oberflächlichen Beugesehne auf, windet sich aber im Verlauf nach lateral und inseriert schließlich nach Vereinigung mit der Fersenbeinsehne des *M. biceps femoris* und des *M. semitendinosus*, dem *Tendo accessorius*, unter der Beugesehne am *Tuber calcanei*. Zwischen dem Endstück der Achillessehne, dem *Tuber calcanei* und den Sehnen des *M. biceps femoris* und *M. semitendinosus* findet sich ein Schleimbeutel. Der *M. gastrocnemius* fungiert in der Einheit mit dem *Tendo accessorius* als starker Strecker des Sprunggelenkes und zusätzlich als Beuger des Kniegelenkes (NICKEL et al. 1992, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

Die Muskulatur der Zehen kann in lange und kurze Zehenmuskeln unterteilt werden.

2.4.4.3 *Die langen Zehenstrecker*

2.4.4.3.1 *M. extensor digitorum longus (langer Zehenstrecker)*

Seinen Ursprung nimmt dieser Muskel in der *Fossa extensoria ossis femoris*. Er verläuft im *Sulcus extensorius* der *Tibia* nach distal und wird auf seinem Weg vom *M. tibialis cranialis* und dem *M. fibularis longus* bedeckt. Beim Durchtritt durch den *Sulcus* wird die Ursprungssehne von einem *Recessus subextensorius* vom Kniekehlgelenksack unterlagert. Nach dem proximalen Querband geht der Muskel in eine Sehne über, die mit leicht axialem Verlauf über die Beugeseite des Sprunggelenkes zieht. Anfänglich bestehend aus 4 Einzelsehnen, die gemeinsam in einer Sehnenscheide liegen und proximal von einem Schleimbeutel unterlagert sind, teilt sich die Endsehne in die 4 Sehnenschenkel der Stützzehen auf. Diese verlaufen dorsal über die *Metatarsalia* und die *Phalangen* und inserieren an der jeweiligen *Phalanx distalis* der Stützzehen nach der Verschmelzung mit einem Verstärkungsast des *M. interosseus* (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, GRAU 1943, FREWEIN et al. 1994). Zusätzlich vereinigen sich die Endsehnen mit den 3 Schenkeln des *M. extensor digitorum brevis* wobei die Sehne der 5. *Phalanx* zusätzlich eine Verbreiterung mit der seitlichen Strecksehne erfährt. Am Grundgelenk aller 4 Stützzehen ist jeweils ein kleines Sesambein dorsal in die Sehnen der Zehenstrecker eingelagert, während diese am 2. Zehengelenk in die Gelenkkapsel eingefügt sind (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.3.2 *M. extensor digitorum lateralis*

Der *M. extensor digitorum lateralis* ist ein verhältnismäßig schwacher Muskel, der proximal an der *Fibula* entspringt. Überdeckt vom *M. fibularis longus* und vom *M. flexor hallucis longus*

verläuft er nach distal, bevor er über die kaudale Rinne des Malleolus lateralis den Tarsus passiert. Er unterkreuzt das lange Seitenband des Sprunggelenkes und die Sehne des M. fibularis longus bevor er sich dorsolateral an der Phalanx proximalis der 5. Zehe mit der Endsehne des M. extensor digitalis longus vereint. Auf Höhe des Tarsus teilt sie sich mit dem M. fibularis brevis eine gemeinsame Sehnenscheide (NICKEL 1992, SCHEBITZ et al. 2005, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.3.3 *M. extensor hallucis longus*

Der M. extensor hallucis longus des Hundes ist ein dünner Muskel, der seinen Ursprung im Bereich des 1. – 2. proximalen Drittels der Fibula sowie der Membrana interossea cruris nimmt. Zunächst wird er vom M. extensor digitalis longus und M. fibularis longus bedeckt, dann legt er sich über dem Sprunggelenk der Sehne des M. tibialis cranialis an. Dem Metatarsus II folgend trennt er sich wieder vom M. tibialis cranialis und verliert sich in der Zehenfascie der 2. Zehe, wobei ein Ast an die Afterkrallen im Metatarsalbereich abgegeben wird sofern diese vorhanden ist (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.4 *Die langen Zehenbeuger*

2.4.4.4.1 *M. flexor digitalis superficialis (oberflächlicher Zehenbeuger)*

Verwachsen mit dem lateralen Gastrocnemiuskopf entspringt er proximal an der Tuberositas supracondylaris lateralis ossis femoris. Er legt sich in seinem Verlauf zwischen die beiden Köpfe des M. gastrocnemius. In der Mitte des Unterschenkels geht er in die abgeplattete oberflächliche Beugesehne über, die sich medial um die Achillessehne windet und dieser aufliegend als flache Sehnenplatte medial und lateral am Tuber calcanei angeheftet die Fersenkappe darstellt. Unter dieser findet sich ein großer Schleimbeutel, die Bursa subtendinea calcanea. Im weiteren distalen Verlauf teilt sich die oberflächliche Beugesehne plantar erst in 2, dann in insgesamt 4 Äste auf, die am Zehengrundgelenk von dem gemeinsamen Ringband mit den Ästen der tiefen Beugesehne umschlossen werden und schließlich an der Phalanx media inserieren. Kleine abzweigende Bandverbindungen an den Sohlenballen lassen diesen an Bewegungen teilnehmen. Neben seiner Funktion als Beuger der Zehengelenke dient er auch als Strecker des Tarsalgelenkes (NICKEL 1992, SCHEBITZ et al. 2005, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.4.2 *M. flexor digitorum profundus (tiefer Zehenbeuger)*

Dieser besteht aus dem M. flexor digitorum lateralis und dem M. flexor digitorum medialis, die zusammen die tiefe Beugesehne verkörpern sowie dem M. tibialis caudalis (KÖNIG et al. 2004, WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS 2005).

2.4.4.4.2.1 *M. flexor digitorum lateralis*

Der Muskel entspringt proximal am Condylus lateralis und der kaudolateralen Tibia. Er geht in der distalen Unterschenkelhälfte in seine Sehne über, die über das Sustentaculum tali des Calcaneus nach plantar verläuft und sich dort mit der Sehne des M. flexor digitorum medialis zur tiefen Beugesehne vereint. Beide werden auf Höhe des Tarsus in eine Sehnenscheide eingebettet (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS 2005).

2.4.4.4.2.2 *M. flexor digitorum medialis*

M. flexor digitorum medialis nimmt seinen Ursprung am Caput fibulae und der Linea musculi poplitei tibiae, verläuft medial des *M. flexor hallucis longus* und geht schon im proximalen Drittel des Unterschenkels in seine dünne Sehne über, die ebenfalls in eine Sehnenscheide eingefügt ist und plantar mit dem *M. flexor hallucis longus* zur tiefen Beugesehne verschmilzt (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS 2005).

Diese tiefe Beugesehne teilt sich distalwärts in 4 bzw. bei Tieren mit einer Afterkralle in 5 Endsehnen auf, die plantar an der entsprechenden Phalanx distalis inserieren. Im Bereich ihrer Aufspaltung in die Zehenschenkel entspringt zusätzlich auch das Sohlenballenspannband (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004).

2.4.4.4.2.3 *M. tibialis caudalis*

Er stellt einen selbständigen Muskel dar, der ebenfalls medial des *M. flexor hallucis longus* kaudal der Tibia aufliegt. Der Muskel entspringt medial am Fibulakopf und geht früh in seine Sehne über, die dann aber mit den Seitenbändern des Sprunggelenkes verschmilzt (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5 *Die kurzen Zehenmuskeln*

2.4.4.5.1 *M. extensor digitorum brevis (langer Zehenstrecker)*

Dieser ist in Form einer kräftigen, 3-köpfigen Muskelplatte ausgebildet, die unter der Sehne des langen Zehenstreckers fast den gesamten Fußrücken abdeckt. Ursprung nimmt er am distalen Calcaneus und den Bandstrukturen der Tarsalbeuge. Die laterale Endsehne inseriert an der 4. Zehe, die mittlere an der 3. und 4., und die mediale an der 2. und 3. Zehe, wobei bei vorhandener Afterkralle auch dort eine Abzweigung inseriert (NICKEL et al. 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5.2 *M. flexor digitorum brevis (kurzer Zehenstrecker)*

Hierbei handelt es sich um wenige Muskelbündel, die in die oberflächliche Beugesehne eingelagert sind (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5.3 *Mm. interflexorii (Zwischenbeugemuskel)*

Der Muskel besteht aus 2 flachen Faserbündeln, die an der Aufteilung der tiefen Beugesehne entspringen und zu einzelnen Sehnenschenkeln des oberflächlichen Zehenbeugers ziehen (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5.4 *Mm. lumbricales (wurmformige Muskeln)*

Die Muskelbäuche entspringen ebenfalls an der Aufteilungsstelle der tiefen Beugesehne und inserieren an der Phalanx proximalis (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5.5 *Mm. interossei* (Zwischenknochenmuskeln)

Ihr Ursprung ist der proximale Metatarsus, sie verlaufen plantar zehenwärts und inserieren an den Sesambeinen der Zehengrundgelenke der Stützzehen (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.5.6 *M. quadratus plantae* (viereckiger Sohlenmuskel)

Der *M. quadratus plantae* entspringt am lateralen Bandhöcker des Calcaneus sowie am lateralen Seitenband des Tarsus. Er verläuft nach mediodistal zur tiefen Beugesehne, um dort in den *M. flexor digitorum longus* einzustrahlen (NICKEL 1992, KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994, WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS 2005).

2.4.4.6 *Besondere kurze Zehenmuskeln*

Diese Muskelgruppen sind spezialisiert auf einen sehr exakten Bewegungsablauf der Zehen. Dies gewährleistet die Ab- und Adduktion vor allem der 1., 2. und 5. Zehe (KÖNIG et al. 2004, FREWEIN et al. 1994).

2.4.4.6.1 *M. adductor digiti II*

2.4.4.6.2 *M. adductor digiti V*

2.4.4.6.3 *M. abductor digiti V*

2.4.4.6.4 *M. flexor hallucis brevis*

2.4.5 *Hilfseinrichtungen der Muskeln*

Zu den Hilfseinrichtungen der Muskeln gehören Faszien, Sehnenscheiden und Schleimbeutel (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

2.4.5.1 *Faszien*

Faszien oder Muskelbinden sind straffe Bindegewebshäute aus kollagenen und elastischen Fasern. Sie umschließen einzelne Muskeln und Muskelgruppen, dienen ihnen als Ansatz oder können als Haltebänder fungieren. Die gesamte Körperoberfläche ist von Faszien umhüllt. Die äußeren Körperfaszien werden in oberflächliche und tiefe Körperfaszien unterteilt (FREWEIN et al. 1994). Dorsal und palmar am Tarsus halten Faszienverstärkungen, sogenannte Retinacula, die Sehnen in ihrer Lage. Sie verhindern ein seitliches Abgleiten bei voller Bewegungsmöglichkeit in Längsrichtung.

2.4.5.2 *Schleimbeutel*

Schleimbeutel oder Bursae synoviales sind synoviagefüllte, kissenartige Schutzvorrichtungen, die den Sehnen an besonders druckbelasteten Stellen unterlagert sind. Schleimbeutel sind im Aufbau mit einer äußeren Membrana fibrosa und einer inneren Membrana synovialis der Gelenkkapsel sehr ähnlich. Einige konstante Schleimbeutel sind schon bei der Geburt vorhanden, andere werden erst aufgrund mechanischer Beanspruchung erworben. Hierbei sind

besonders exponierte Körperstellen prädisponiert, die mechanischen Druckbelastungen ausgesetzt sind. Je nach Lage unterscheidet man submuskulöse, subtendinöse, subligamentöse und subkutane Schleimbeutel (FREWEIN et al. 1994).

2.4.5.3 Sehnenscheiden

Sehnenscheiden, Vaginae synoviales tendinum, sind schlauchartige Umhüllungen von Sehnen an besonders druckbelasteten Stellen. Sie gleichen im Wandaufbau und in ihrer Funktion als Gleitschutz der Sehne den Schleimbeuteln. Eine Sehnenscheide ist mit Synovia gefüllt und umhüllt die gesamte Sehne ringsherum. Die Membrana synovialis unterteilt sich in ein der Sehne direkt aufliegendes Viszeralblatt und ein äußeres Parietalblatt. Zwischen beiden ist das gekröseartige Mesotendineum ausgebildet, das als Verbindung zwischen Sehnenscheide und Sehne Blutgefäße und Nerven enthält. Das Mesotendineum kann bis auf spangenförmige Reste, sogenannte Vincula tendinum, zurückgebildet sein (NICKEL 1992, FREWEIN et al. 1994).

Name	Ursprung	Ansatz	Funktion	Hilfseinrichtung
M. tibialis cranialis	Condylus lateralis tibiae	medial am Tarsus und proximal am Metatarsus	Beuger des Tarsus	Sehnenscheide und Schleimbeutel
M. fibularis longus	Fibula und Condylus lateralis tibiae	Os tarsi primum, Os metatarsale primum	Beuger des Tarsus und Einwärtsdreher	Sehnenscheide
M. fibularis brevis	Fibula	Os metatarsale quintum	Beuger des Tarsus	Sehnenscheide gemeinsam mit Extensor digitorum lateralis
M. extensor digitorum longus	Fossa extensoria ossis femoris	Proc. extensorius der Phalanx III	Zehenstrecker, Strecker des Kniegelenkes	Sehnenscheide und Schleimbeutel
M. extensor digitorum lateralis	Fibula, Condylus lateralis tibiae	Phalanx II der 5. bzw. 4. Zehe	Zehenstrecker	Sehnenscheide gemeinsam mit M. fibularis brevis
M. extensor hallucis longus	Fibula	2. Zehe	Strecker der 2. Zehe	verläuft mit M. tibialis cranialis über das Sprunggelenk

Tabelle 10: Übersicht über die Beuger des Tarsalgelenkes und die Strecker der Zehengelenke mit ihren Hilfseinrichtungen nach KÖNIG et al. (2005).

Name	Ursprung	Ansatz	Funktion	Hilfseinrichtungen
M. gastrocnemius	distal am Os femoris	Tuber calcanei	Strecker des Tarsus, Beuger des Kniegelenkes	Schleimbeutel
M. flexor digitorum superficialis	Fossa supracondylaris, Tuberositas supracondylaris lateralis	Phalanx media	Beuger des Kniegelenkes, Stecker des Tarsus	Schleimbeutel unter der Fersenbeinkappe, Bursa subtendinea calcanea
M. flexor digitorum profundus:				
- M. tibialis caudalis	Fibula und Tibia	tiefe Beugesehne, Phalanx distalis	Zehenbeuger	---
- M. flexor digitorum medialis	Tibia	tiefe Beugesehne, Phalanx distalis	Zehenbeuger	Sehnenscheide
- M. flexor digitorum lateralis	Fibula und Tibia	tiefe Beugesehne, Phalanx distalis	Zehenbeuger	Sehnenscheide

Tabelle 11: Übersicht über die Strecker des Sprunggelenkes und die Beuger der Zehengelenke mit ihren Hilfseinrichtungen nach KÖNIG et al. (2005).

2.4.6 Blutgefäße am Tarsus

2.4.6.1 Arterien

Das Stammgefäß für die Blutversorgung der Beckengliedmaße ist die Arteria iliaca externa. Diese nimmt ihren Ursprung aus der Aorta abdominalis und reicht bis zum Durchtritt durch die Lacuna vasorum im Bereich des Leistenspaltes. Vor dem Schenkelspalt entlässt sie die A. profunda femoris zur Versorgung der Oberschenkelmuskulatur. Danach ändert die A. iliaca externa ihren Namen und tritt als A. femoris durch den Schenkelspalt. (SCHALLER 1992, ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.1.1 A. femoralis

Nach dem Durchtritt durch die Lacuna vasorum zieht die A. femoralis im medialen Schenkelkanal kranial der V. femoralis nach distal. Da sie nur durch die Oberschenkelfaszie und die Haut überlagert ist, dient sie meist zur Palpation des Pulses (SCHALLER 1992, ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996). Nach Abgabe einiger Äste für die proximalen

Gliedmaßenanteile setzt sie ihren Verlauf fort. Aus ihr entspringen alle weiteren arteriellen Gefäße für die distale Gliedmaße (KOCH und BERG 1992).

2.4.6.1.2 *A. saphena*

Sie zweigt sich von der *A. femoris* am Ende des Schenkelkanals ab, verläuft medial am Oberschenkel und Knie nach distal, wo sie sich am proximalen Unterschenkel in einen Ramus cranialis und einen Ramus caudalis aufteilt. Der Ramus cranialis gabelt sich auf Sprunggelenkshöhe in die *Aa. digitales dorsales communes*, wobei der Ramus caudalis mit dem Ramus perforans aus der *A. tibialis cranialis* den Ursprung der *Aa. digitales plantares communes* darstellt (ZIETSCHMANN 1943, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.1.3 *A. poplitea*

Im Kniekehlbereich geht die *A. femoralis* in die *A. poplitea* über. Sie verläuft zwischen den Köpfen des *M. gastrocnemius* und unter dem *M. popliteus* an die kaudale Kniegelenkscapsel. Aus der *A. poplitea* entspringen die meisten Arterien für das Kniegelenk. Nach dem Abgang der *A. tibialis caudalis* zieht sie als *A. tibialis cranialis* weiter nach distal (ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.1.4 *A. tibialis cranialis*

Sie durchstößt die *Membrana interossea cruris* und wandert von der kraniallateralen Seite der Tibia nach kranial. Im mittleren Unterschenkel geht der Ramus superficialis ab, der mit dem Ramus cranialis der *A. saphena* die *Aa. digitales dorsales communes* darstellt (ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.1.5 *A. dorsalis pedis*

Sie ist die Fortsetzung der *A. tibialis cranialis*, verläuft dorsal über die Sprunggelenksbeuge, entlässt dort als Seitenäste die *A. tarsea lateralis* und die *A. tarsea medialis* und biegt am Übergang zum Metatarsus fast horizontal zur *A. arcuata* ab. Die dorsale Blutversorgung der Pfote stammt von dem Ramus cranialis der *A. saphena* und der *A. arcuata*. Aus der *A. arcuata* entspringen die *Aa. metatarsae dorsales II – IV*, wobei aus dem Ramus cranialis der *A. saphena* und dem Ramus superficialis der *A. tibialis cranialis* die *Aa. digitales dorsales communes I – IV* werden. Diese spalten sich im Weiteren in die *Aa. digitales dorsales propriae* der einzelnen Zehen auf.

Plantar entspringt aus der *A. arcuata* ein Ramus perforans proximalis II, der sich in den *Arcus plantaris profundus* und die *Aa. metatarsae plantares* aufzweigt. Diese kommunizieren über die Seitenäste, den *Rami perforantes distales*, mit den *Aa. metatarsae dorsales* (ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.2 Venen

Der Verlauf der Venen wird aufgrund der Übersichtlichkeit analog zum arteriellen System von proximal nach distal entgegen des Blutflusses beschrieben.

Das Venensystem ist in ein oberflächliches und ein tiefes System zu unterteilen (WAIBL et al. 1996, SCHMALTZ 1990).

Tiefe Venen

2.4.6.2.1 *V. profunda femoris*

Sie stammt aus der Vena iliaca externa, verlässt die Bauchhöhle über die Lacuna vasorum und zieht mit der Abzweigung der *V. circumflexa femoris medialis* in die mediale Oberschenkelmuskulatur und das Hüftgelenk. Der Hauptast gelangt in den Schenkelkanal und wird dort zur *V. femoralis*. Neben ihren diversen Seitenästen in die Oberschenkelmuskulatur spaltet sich am distalen Ende des Schenkelkanals die *V. saphena medialis* ab. Kraniodistal entsteht die *V. genus descendens*, die zum medialen Kniegelenk gelangt. Die Vena caudalis femoris distalis zweigt dicht proximal des Kniegelenkes ab und gibt die *V. saphena lateralis* ab, die das Blut in die oberflächliche Gliedmaßenaußenseite abführt (ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.2.2 *V. poplitea*

Zwischen den Köpfen des *M. gastrocnemius* wird die *V. femoralis* zur *V. poplitea*, die über die *Vv. surales* und *Vv. genus* an das kaudale Kniegelenk und den Unterschenkel zieht.

Eine schwach ausgeprägte *V. tibialis caudalis* gelangt zu den Zehenbeugern und dem *M. gastrocnemius*. Die *V. tibialis cranialis* verläuft kranio-lateral der Tibia zehenwärts und geht im Bereich der Tarsalbeuge in die *V. dorsalis pedis* über. Am distalen Ende des Metatarsus verbindet sich ein *Arcus dorsalis profundus* mit dem *Ramus cranialis* der *V. saphena*. In die Zehen strahlen die *Vv. metatarsae dorsales II – IV* ein, die über Anastomosen mit den *Vv. digitales dorsales communes II – IV* verbunden sind.

Die *V. saphena lateralis* gibt einen *Ramus caudalis* ab, der über den *Arcus plantaris profundus* in die *Vv. metatarsae plantares II – IV* führt (ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

Oberflächliche Venen

2.4.6.2.3 *V. saphena medialis (V. saphena magna)*

Sie geht aus der *V. femoralis* distal im *Canalis femoralis* hervor, überquert das Kniegelenk medial und gabelt sich in einen *Ramus cranialis* und einen *Ramus caudalis*. Der kraniale Anteil läuft am vorderen Unterschenkel zur Tarsalbeuge, zweigt die *V. tarsea medialis* ab und zieht dorsal entlang der *Metatarsalia*. Anastomosen verbinden den *Ramus cranialis* der *V. saphena medialis* mit dem *Ramus cranialis* der *V. saphena lateralis*, die gemeinsam im Bereich der Zehengrundgelenke den *Arcus dorsalis superficialis* bilden. Diesem entspringen die *Vv. digitales dorsales communes I – IV* und weiterführend die *Vv. digitales dorsales propriae* der Zehen. Der *Ramus caudalis* der *V. saphena medialis* verläuft am medialen Unterschenkel, vereint sich mit dem *Ramus caudalis* der *V. saphena lateralis* und endet mit der *V. plantaris medialis* (REESE und BUDRAS 2004, ZIETSCHMANN 1943, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992).

2.4.6.2.4 *V. saphena lateralis (V. saphena parva)*

Sie entstammt aus der *V. saphena caudalis femoris distalis*. Im Bereich der Kniekehle anastomosiert sie mit dem *Ramus descendens* der *V. circumflexa femoris medialis* und zieht dann am kaudalen Unterschenkel nach distal ehe sie sich in einen *Ramus caudalis* und einen *Ramus cranialis* teilt. Letzterer kreuzt lateral schräg den Unterschenkel im distalen Drittel, wo er gut zu palpieren ist und als Punktionsstelle dient und kommt dorsolateral auf die

Tarsalbeuge, wo sich die V. tarsea lateralis abzweigt. Im Bereich der Grundgelenke kommt es zur Verbindung mit dem Ramus cranialis der V. saphena medialis im Arcus dorsalis superficialis. Der Ramus caudalis der V. saphena lateralis verbindet sich distal mit dem Ramus caudalis der V. saphena medialis und gabelt sich dann in den Ramus profundus und superficialis. Diesem folgt der Arcus plantaris superficialis, der sich mit dem Ramus plantaris aus der V. tarsea medialis ergänzt. Die Vv. digitales plantares communes II – IV und Vv. digitales plantares propriae ergänzen das Geflecht im Zehenbereich (REESE und BUDRAS 2004, WAIBL et al. 1996, KOCH und BERG 1992, SCHMALTZ 1990).

2.4.7 Nerven am Tarsus

Für die Innervation am Tarsus sind Aufzweigungen von zwei großen Nervensträngen verantwortlich, die über das Sprunggelenk nach distal verlaufen. Dabei handelt es sich um den N. femoralis und den N. ischiadicus (FREWEIN et al. 1994, KOCH und BERG 1992, BÖHME et al. 1991).

2.4.7.1 *N. femoralis*

Der Nerv hat seinen Ursprung im Bereich des kaudalen Lendengeflechtes vom 4. – 6. Lendenwirbel. Er verläuft über die Lacuna musculorum in die Gliedmaße und gibt auf seinem Weg Äste in die Muskulatur ab. Durch ihn werden der M. iliopsoas, M. quadriceps femoris, M. sartorius und M. pectineus innerviert. Ein starker Ast zieht als N. saphenus nach medial in den Schenkelspalt und von dort nach distal über das Knie und den Tarsus bis zur Haut der 2. Zehe (FREWEIN et al. 1994, KOCH und BERG 1992).

2.4.7.2 *N. ischiadicus*

Der stärkste Nerv des Körpers geht aus dem Truncus ischiadicus mit Anteilen aus den letzten beiden Lumbalnerven und den ersten drei Sakralnerven hervor. Auf Höhe des Oberschenkels teilt er sich in den N. tibialis und den N. fibularis communis, wobei die Lokalisation der Aufteilung vom Hüftgelenk bis zum Kniegelenk variieren kann (FREWEIN et al. 1994, KOCH und BERG 1992).

2.4.7.3 *N. fibularis*

Er ist beim Hund mit einem proximalen und distalen Anteil stets doppelt ausgebildet. Die V. saphena begleitend innerviert er die Haut des kaudalen Unterschenkels sowie des plantaren und lateralen Bereiches am Tarsus und Metatarsus. Außerdem gibt er Rami musculares distales an alle Zehenbeuger und – strecker ab. In der distalen Unterschenkelhälfte verläuft er mit dem Ramus caudalis der A. saphena und V. saphena medialis subkutan an den medialen Calcaneus, wo er sich in einen N. plantaris medialis und lateralis aufteilt und zu palpieren ist. Aus dem medialen Ast gehen auf Höhe des Sprunggelenkes der N. digitorum plantaris II abaxialis und die Nn. digitales plantares communes II, III und IV ab. Der laterale Ast entlässt einen Ramus profundus an die kurzen Zehenmuskeln und einen N. digitorum plantaris V abaxialis, ehe er sich in die Nn. metatarsi plantares II, III und IV aufteilt. Im Zehenbereich entstehen daraus die Nn. digitales plantares proprii (FREWEIN et al. 1994, KOCH und BERG 1992, BÖHME et al. 1991).

2.4.7.4 *N. fibularis communis (N. peroneus communis)*

Ebenfalls aus dem N. ischiadicus stammend verläuft er von lateral nach kraniodistal, überquert dabei die Fibula proximal und kann dort auch palpirt werden. In seinem Verlauf über die Fibula teilt er sich in den N. fibularis superficialis und den N. fibularis profundus (FREWEIN et al. 1994, KOCH und BERG 1992, BÖHME et al. 1991).

2.4.7.4.1 *N. fibularis superficialis*

Der N. fibularis superficialis spaltet sich auf Höhe des dorsalen Tarsus in die Nn. digitales communes dorsales II, III, IV und in die N. digitorum dorsalis V und II abaxialis auf (FREWEIN et al. 1994, BÖHME et al. 1991).

2.4.7.4.2 *N. fibularis profundus*

Der N. fibularis profundus gibt dagegen seine Nn. metatarsi dorsales II, III und IV in der Tiefe ab. Der Ast des N. metatarsus dorsalis II verbindet sich mit dem N. digitorum communis dorsalis II, die sich dann in die zwei Unteräste N. digitorum dorsalis proprius II axialis und N. digitorum dorsalis proprius III abaxialis spalten (FREWEIN et al. 1994, BÖHME et al. 1991).

2.5 Röntgenanatomie des Tarsalgelenkes

Abbildungen 6 und 7: Die Standardprojektionen des Tarsalgelenkes

posterior-anterior (plantaro-dorsal)

medio-lateral



Die Standardprojektionen für das Tarsalgelenk werden im kraniokaudalen bzw. kaudokranialen und mediolateralen Strahlengang angefertigt.

2.6 Untersuchung des Tarsalgelenkes

2.6.1 Klinische Untersuchung

Das Tarsalgelenk sollte zu Beginn immer einer kurzen adspektorischen Untersuchung unterzogen werden. Dabei wird die Stellung der Pfote in Relation zur Körperachse sowie die Winkelung im Tarsalgelenk beurteilt. Bei der Palpation dienen Knochenpunkte der Orientierung. Kaudal stellt sich der Calcaneus, das Fersenbein, sehr prominent dar. Die seitlichen Begrenzungen des Tarsocruralgelenkes werden von dem medialen und lateralen Malleolus gekennzeichnet, wodurch eine sehr exakte Lokalisierung der Hauptbeweglichkeit des Sprunggelenkes stattfindet. Dorsolateral und dorsomedial am Gelenk wird der Füllungszustand beurteilt (BRUNNBERG 1999, BRINKER et al. 1993). Weitere Parameter sind die Beweglichkeit im Tarsalgelenk, die sowohl die Flexion und Hyperflexion als auch die Extension und Hyperextension umfasst. Gleichzeitig kann die Stabilität der Seitenbänder und der Achillessehne getestet werden.

2.6.2 Röntgenuntersuchungen des Tarsalgelenkes

Wenn sich eine vermehrte Füllung des Gelenkes, eine abnormale Beweglichkeit oder Krepitation mit oder ohne Schmerzäußerung des Patienten palpieren bzw. provozieren lässt, sind Röntgenaufnahmen indiziert. Diese werden in aller Regel in zwei Ebenen benötigt und können unter Umständen nur in Narkose bzw. Sedation angefertigt werden, z.B. bei schmerzhaften Prozessen (BRUNNBERG 1999). In diesem Fall sind Stressaufnahmen ebenfalls anzuraten, um eventuelle Funktionseinbußen des Gelenkes darzustellen. Zur Ermittlung des physiologischen Standwinkels eines Individuums kann der Untersucher eine lateromediale Aufnahme der gesunden Gegenseite im Stand anfertigen. Zur besseren Ansicht von Talus und Calcaneus sind zusätzliche Schrägaufnahmen von dorsomedial nach plantolateral und von dorsolateral nach plantomedial möglich.

2.7 Verletzungen des Tarsus

Frakturen, Luxationen, Subluxationen, Abschiffverletzungen, Schuss-, Schnitt- und Stichverletzungen, Band-, Sehnen- und Muskelrupturen sowie Verletzungen von Nerven und Blutgefäßen sind zu den traumatischen Erkrankungen zu zählen (BRÜHSCHWEIN 2005).

2.7.1 Frakturen

Häufige Frakturen der distalen Unterschenkelanteile sind Epiphysenfugenfrakturen und Frakturen des Malleolus medialis oder lateralis. Letztere führen immer zu einer starken Beeinträchtigung der Stabilität des Tarsalgelenkes, da beide Malleoli Ansatz für starke Bandstrukturen sind und dem Gelenk eine starke Seitenstabilität geben.

Frakturen des Calcaneus kommen häufiger proximal vor, distale Läsionen sind seltener. Es kommt zu einer starken Dislokation der Fragmente, da am proximalen Anteil die Achillessehne inseriert und damit einer Hyperextension des Tarsus nicht mehr begegnet werden kann. Die Folge ist eine plantigrade Fußung.

Frakturen des Talus kommen am Caput, Collum oder Corpus vor. Prognostisch günstig sind Brüche des Caputs oder des Collums einzuordnen. Ungünstiger sind Läsionen des Corpus tali bei Beteiligung der Trochlea tali. Klinisch fällt in der Regel eine ausgeprägte Lahmheit auf, die von einer vermehrten Gelenkfüllung begleitet wird. Bei der röntgenologischen Diagnostik erweist sich der Talus als sehr schwer beurteilbar, da er in den Standardprojektionen stets teilweise vom Calcaneus überlagert wird. Eine bessere Darstellung kann durch Schrägprojektionen mit dorsomedial-plantolateralen Strahlengang versucht werden. Bei unzureichender Beurteilbarkeit muss auf die Schnittbilddiagnostik zurückgegriffen werden (BRINKER et al. 1993, EARLEY und DEE 1980).

Frakturen des Os tarsi centrale wurden sehr häufig bei Hunden im Rennsport beobachtet. Dabei war der Greyhound sehr stark vertreten. Zu erklären ist dies durch eine enorme Druckbelastung des Os tarsi centrale der Gliedmaße auf der Rennbahnaußenseite. Die Frakturen werden unterteilt in 5 Typen, wobei Typ 1 und 2 die Abspaltung einer dorsalen Knochenschuppe unterschiedlicher Größe beschreiben. Zum Typ 3 zählen Sagittalfrakturen des Os tarsi centrale. Typ 4 vereint Mischfrakturen von Typ 2 und 3. Prognostisch ungünstiger ist Typ 5 einzuordnen, bei dem es sich um einen Splitterbruch mit Dislokation handelt. Bei Verletzungen außerhalb des Rennsportes steht die Luxation des Os tarsi centrale im Vordergrund. Frakturen der Ossa tarsalia kommen vor allem am Os tarsale tertium vor im Sinne des Typs 1 oder 2 oder am Os tarsale quartum in Kombination mit Frakturen des Os tarsi centrale.

Frakturen der Metatarsalia sind häufig an der Basis des Metatarsus II und V lokalisiert. Da diese auch Ansätze für Bandstrukturen des Tarsus darstellen, können Valgus- und Varusfehlstellungen die Folge sein (BRINKER et al. 1993, EARLEY und DEE 1980, GUILLIARD 2000, HOLT 1974, HOLT 1976, OWENS et al. 1978).

2.7.2 Bändertraumen

Die häufigsten Bandverletzungen betreffen die Seitenbänder des Tarsocruralgelenkes. Die plantaren Bandstrukturen und die tarsale Faserplatte sind ebenfalls betroffen. Im Gegensatz zum Carpus können die Läsionen der Bänder atraumatisch erfolgen, z.B. durch einen Sprung. Die betroffene Gliedmaße wird vom Patienten nicht belastet und eine Instabilität kann in vielen Fällen schon palpatorisch diagnostiziert werden. Röntgenbilder können weiterhin Aufschluss über die Ausdehnung oder Lokalisation geben. In den meisten Fällen müssen aber Funktionsaufnahmen die Standardprojektionen ergänzen. Häufig sind Bänderverletzungen auch mit knöchernen Läsionen vergesellschaftet, wobei auch die Insertionsstelle eines Bandapparates knöchern ausreißen kann. Bänder können auch in Mitleidenschaft gezogen werden, wenn es durch Traumen zu Abschleifverletzung kommt. Meist sind bei Autounfällen die medialen Anteile betroffen, also Haut, Knochen und Bänder.

Bei einer Läsion des Retinaculum der Fersenbeinkappe kann es zur Luxation der Sehne des M. flexor digitorum superficialis kommen (BRINKER et al. 1993, EARLEY und DEE 1980, GUILLIARD 2000, HOLT 1974, VAUGHAN 1987).

Durch Gewalteinwirkung kann es auch zur Ruptur der Achillessehne kommen. Diese starke Sehne, die aus mehreren Muskelanteilen besteht, hält das Tarsalgelenk in seiner physiologischen Winkelung, die bei einem Abriss nicht mehr gewährleistet werden kann. Es kommt zur Durchtrittigkeit (BRINKER et al. 1993).

Eine Hyperextensionsverletzung im Tarsalgelenk bewirkt meist eine Luxation oder Subluxation im Bereich des Art. calcaneoquartalis oder eine vollständige Luxation des Art. talocalcaneocentralis, die durch eine Ruptur des Lig. plantare longum begründet ist. In seltenen Fällen ist die Instabilität auch in den dorsalen kurzen Bändern zu suchen.

Die Kombination einer Fraktur und einer Luxation des Os tarsi centrale kann beobachtet werden.

Weitere Luxationsformen der Art. centrodistalis und Art. tarsometatarsae sind durch Rupturen der dorsomedialen, dorsalen oder auch ventralen Bandstrukturen möglich (BRINKER et al. 1993).

2.7.3 OCD

Der Tarsus bleibt von diesem Defekt nicht verschont. In aller Regel tritt die Veränderung häufiger am medialen Rollkamm der Trochlea tali auf. Seltener ist sie am lateralen Rollkamm lokalisiert, wo sie röntgenologisch nur sehr schwer zu diagnostizieren ist, da der Rollkamm vom Calcaneus überlagert wird. Schrägaufnahmen im dorsolateral-plantaromedialen Strahlengang können helfen. So empfiehlt WIESNER et al. (1990) beispielsweise bei Defekten am lateralen Rollkamm eine 45° dorsolateral-plantaromediale (D45°L-PIMO) Schrägaufnahme.

Tumore, entzündliche Erkrankungen infektiöser oder immunmediierter Genese, primär oder sekundär genetisch bedingte, degenerative Veränderungen sowie alimentär verursachte Pathologien sind nichttraumatischen Erkrankungen zuzuordnen.

3 EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1 Material und Methoden

3.1.1 Material

Die Untersuchung wurde an 12 linken Tarsalgelenken von 12 adulten, großwüchsigen Hunden durchgeführt. Vor der radiologischen Untersuchung wurden die Gelenke einer gründlichen Adspektion und Palpation unterzogen. Lediglich klinisch normal erscheinende Gelenke ohne abnorme Beweglichkeit oder eingeschränkten Bewegungsumfang, frei von offensichtlichen pathologischen Veränderungen wurden verwendet. Vereinzelt wurden kleine Perforationsstellen der Haut nach Venenpunktion oberhalb des Tarsalgelenkes am distalen Unterschenkel toleriert. Die Untersuchung der Gelenke erfolgte nach Möglichkeit unmittelbar im Anschluss an eine anderweitige Diagnostik, die mit den Tarsalgelenken nicht in Verbindung stand.

Bei 3 Tieren konnte unmittelbar im Anschluss an die Untersuchung eine Präparation der Gliedmaße erfolgen, da die Tiere aus medizinischen Gründen euthanasiert werden mussten. Die Präparation wurde durchgeführt um festzustellen, ob sich die anatomischen Strukturen mit den Beschreibungen der Literatur deckten und die angefertigten Schnittbilder auch nach den offiziellen anatomischen Angaben angesprochen werden konnten. Bis auf leichte Lagevariationen ließen sich keine besonderen Abweichungen feststellen.

3.1.2 Röntgenologische Untersuchung

3.1.2.1 *Verwendete Geräte*

Vor der computertomographischen Untersuchung der Gelenke wurden Röntgenaufnahmen angefertigt. Die Röntgenuntersuchung wurde mit einem Röntgengerät vom Typ Siregraph D₂ der Firma Siemens durchgeführt. Dieses Gerät besitzt eine Röhrenstromstärke von 1000 mA bei 70 kV und einer Leistung von 70 kW. Der Hochspannungserzeuger Polymat 70 besitzt eine maximale Röhrenspannung von 150 kV bei einem maximalen Milliampere-sekundenprodukt von 800. Die Aufnahmen wurden mittels digitaler Speicherfolienradiographie angefertigt. Es kamen dabei Röntgenkassetten der Firma AGFA vom Typ ADCC HR mit wiederverwendbarer Speicherfolie vom Typ ADCC MD plate MD40 (Code 15) zum Einsatz. Die gewonnenen Daten wurden digital im DICOM-Format oder im JPG-Format parallel auf Festplatte und Compact Disk (CD) archiviert.

3.1.2.2 *Lagerung und Durchführung*

Die Röntgenaufnahmen der Tarsalgelenke wurden im kraniokaudalen und mediolateralen Strahlengang sowie in 45°dorsolateral-plantaromedialer obliquer Projektion angefertigt. Dabei wurde eine Röhrenspannung von 63 kV bei einem Produkt aus Röhrenstrom und Belichtungszeit von 5 mAs gewählt. Ein Streustrahlenraster wurde nicht verwendet. Der Film-Fokus-Abstand betrug 115 cm.

3.1.3 Computertomographische Untersuchung

3.1.3.1 Verwendete Geräte

Zur computertomographischen Untersuchung der 12 Tarsalgelenke wurde ein einzeliger Spiral-CT der 3. Generation der Firma Siemens vom Typ SOMATOM AR. SP verwendet.

Röhrenspannungen	110 kV, 130 kV
Röhrenstrombereich	63 mA, 83 mA, 103 mA
Anzahl der Projektionen/ Sekunde	500
Anzahl der Messpunkte/ Projektion	1024
Schichtdicken	1, 2, 3, 5, 10 mm
Neigungsbereich Schicht/Vertikale	22°
Messfeld	45 cm
Gantryöffnung	60 cm
Gantryneigung	22°
Strahlenfächer	54,4°
Fokus-Detektor-Abstand	890 mm
Fokus-Drehzentrum-Abstand	510 mm

Tabelle 12: Einige ausgewählte Gerätedaten.

3.1.3.2 Vorversuche am CT

In Vorversuchen wurden die geeigneten Lagerungstechniken und Einstellungsparameter gesucht.

Die Lagerung wurde in verschiedenen Positionen der Patienten getestet. Dabei war es wichtig festzustellen, welche Position am besten durchführbar und reproduzierbar ist.

Um die geeigneten Einstellungsparameter zu finden, wurde das Tarsalgelenk eines Hundes mit den Schichtdicken 1, 2 und 3 mm untersucht und die Bilder jeweils mit allen neun im Gerät verfügbaren Rekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert. Diese Bilder wurden auf die Differenzierbarkeit und den Kontrast einzelner Weichteilstrukturen beurteilt.

Der vollständige transversale Datensatz der Karpalgelenke wurde multiplanar rekonstruiert. Es wurden sagittale, dorsale und vereinzelt schräge Bilder angefertigt. Dabei wurde die Qualität des Rekonstruktionsergebnisses aus den Datensätzen, die mit verschiedenen Schichtdicken erstellt wurden, visuell verglichen. Es zeigte sich in den Transversalschnitten bei steigender Schichtdicke ein geringer Vorteil im Kontrastaufklärungsvermögen. Diesem geringen Vorteil stand ein deutlicher Nachteil in der Ortsauflösung von dickeren Schichten gegenüber. Dieser Nachteil zeigte sich besonders bei der multiplanaren Rekonstruktion. Die schlechten Rekonstruktionsergebnisse der dicken Schichten führten letztendlich zur Wahl der 1 mm Schichtdicke. Beim Vergleich der Rekonstruktionsalgorithmen zeigte sich die beste Differenzierbarkeit der Weichteile bei der Verwendung eines 60ziger Kernes und die beste Beurteilbarkeit der knöchernen Strukturen bei der Wahl eines 80ziger Kernes. Der Einfluss der verschiedenen Einstellungen der Röhrenspannung und des Röhrenstromes auf die Bildqualität wurde ebenfalls untersucht. Dabei zeigten sich kaum erkennbare Unterschiede zwischen 110 und 130 kV sowie zwischen 63, 83 und 103 mA. Die jeweils höheren Werte für die Spannung und Stromstärke führten nur zu einer minimalen Verbesserung der Bildqualität. Die Wahl sehr hoher Werte für die Spannung und Stromstärke wirkte sich nachteilig auf die Untersuchungszeit aus, da die starke Erhitzung der Röhre zu unverhältnismäßig langen

Kühlzeiten führte und ein klinischer Einsatz somit nicht mehr in Frage käme. Weiterhin führt die Verwendung hoher Spannungen und Stromstärken bei geringen Schichtdicken zu einer starken Belastung der Röhre und der Detektoren, was einen frühen Verschleiß des Computertomographen verursacht.

3.1.3.3 Lagerung und Durchführung

Die Ergebnisse dieser Vorversuche führten letztendlich zum folgenden Vorgehen:

Das linke Tarsalgelenk eines Tieres wurde in physiologischer Standwinkelung von ca. 135° in Supination gelagert. Sowohl Tierkörper als auch Gliedmaße wurden dabei von Schaumstoffkeilen fixiert. Es zeigte sich, dass die Gliedmaße der Gegenseite zu leichten Artefakten in der Untersuchungsregion geführt hat. Daher wurde die zu untersuchende Gliedmaße fixiert, während die Gegenseite angewinkelt und sich somit bei dem Scanvorgang außerhalb der Gantry befand. Mit Hilfe des Lichtvisiers wurden die Gliedmaßen exakt in der Längsachse des Tisches ausgerichtet. Dieses Vorgehen erleichterte eine genaue Positionierung senkrecht zur Gantry. Danach wurde ein seitliches Topogramm angefertigt und darauf der Untersuchungsbereich markiert. Dieser begann an der distalen Tibiametaphyse parallel zur distalen Achillessehne und endete im proximalen Viertel des Metatarsus. Gegebenenfalls wurde die Gantry gekippt, um eine Schnitführung senkrecht zum Metatarsus zu erreichen.

3.1.3.4 Einstellungen am CT

Folgende Parameter wurden für die Untersuchung gewählt:

Es wurde eine Schichtdicke von einem Millimeter bei einem Tischvorschub von einem Millimeter pro Umdrehung verwendet. Es wurde eine Röhrenspannung von 130 kV bei einem Röhrenstrom von 63 mA gewählt. Der Schichtneigungswinkel betrug 15 - 20°. Als Rekonstruktionsalgorithmus wurden parallel jeweils ein mittlerer 60ziger und ein harter 80ziger Kern verwendet. Zur Betrachtung und Auswertung der Bilder wurden verschiedene Einstellungen der Fensterbreite und der Fensterlage getestet. Für das Knochenfenster haben sich ein Fensterzentrum von etwa 500 HE und eine Fensterbreite von etwa 1500 HE als günstig erwiesen. Da alle Weichteile eine sehr ähnliche Dichte aufwiesen, verursachten geringe Veränderungen der Fensterwerte große Kontrastunterschiede. Hier konnten keine fest definierbaren Werte gefunden werden. Es musste im Einzelfall eine jeweils geeignete Einstellung gewählt werden. Die Werte schwankten dabei je nach Untersuchungsobjekt und Qualität des Monitors beim Fensterzentrum zwischen 60 und 110 HE und bei der Fensterbreite etwa zwischen 200 und 300 HE.

3.1.4 Magnetresonanztomographische Untersuchung

3.1.4.1 Verwendete Geräte

Die magnetresonanztomographischen Untersuchungen der 12 Tarsalgelenke wurden an einem Kernspintomographen der Firma Siemens Medizintechnik (Erlangen, Deutschland) vom Typ Magnetom Symphony durchgeführt. Es handelt sich dabei um ein geschlossenes Hochfeldsystem mit einer Magnetfeldstärke von 1,5 Tesla.

Betriebsfeldstärke	1,5 T, supraleitender Niob Titan Magnet
Magnetkühlsystem	Flüssigheliumkühlung 1700 Liter
Ganzkörpergradientenspulensystem	Länge 125cm Shimzeit ca. 25s
Min.-Max. FOV	7 – 500mm
Min.-Max. Schichtdicke 2D (3D)	0,1 – 200mm (0,1 – 5mm)
Max. Matrix	1024
Sendeverstärker	15W Spitzenleistung
Senderbandbreite	250 kHz

Tabelle 13: Einige ausgewählte Gerätedaten.

3.1.4.2 *Verwendete Sequenzen*

Die Namen und Art der Sequenzen sind abhängig vom Hersteller des Kernspintomographen. Die Bezeichnungen stammten aus der Software des Kernspintomographen vom Typ Magnetom Symphony der Firma Siemens Medizintechnik (Erlangen, Deutschland). In Vorversuchen wurden alle Sequenzen aus dem Protokoll für die distalen Gelenke des Menschen am Tarsalgelenk des Hundes getestet. Neben den Originalwerten wurden auch leicht abgeänderte Parameter angewendet. Schichtdicke und Größe des Bildfeldes wurden reduziert und auf die Größe des caninen Tarsalgelenkes angepasst. Die erzeugten Bilder wurden visuell auf Kontrast, Schärfe und Rauschen beurteilt. Folgende Sequenzen lieferten eine gute Bildqualität und wurden deshalb ausgewählt:

Localizer: scout.uhc, FOV: 280 mm, TR : 40 ms, TE: 10 ms, FA: 40°, SD: 15 mm

T1-w-SE, FOV: 140 mm, TR: 600 ms, TE: 18 ms, FA: 90°, SD: 3 mm

T2-w-SE, FOV: 180 mm, TR: 1495 ms, TE: 80 ms, FA: 80°, SD: 3 mm

PD-tse-fs, FOV: 140mm, TR: 4160ms, TE: 34 ms, SD: 2,5 mm

(T2*w-GE-Sequenz, TR: 57 ms, TE: 10 ms, FOV: 140 mm, SD: 3 mm

T1-w FLASH 3D: t1_fl3d_te35_130fov: FOV 140 mm, TR: 70 ms, TE: 35 ms, SD: 1 mm)

Die Bilder wurden jeweils in sagittaler, dorsaler und transversaler Orientierung angefertigt.

3.1.4.3 *Lagerung und Durchführung*

Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen wurden die in den Tisch eingebauten Wirbelsäulenspulen und eine flexible Flex-Mehrzweckspule verwendet. Der Patient wurde im Gegensatz zur computertomographischen Untersuchung in Seitenlage auf dem Tisch positioniert. Das erleichterte die Fixierung und gab der Gliedmaße Stabilität. Das zu untersuchende Tarsalgelenk der Hunde wurde zentral auf dem Patiententisch gelagert und fixiert. Das Bein der Gegenseite wurde wie bei der computertomographischen Untersuchung an den Körper angewinkelt, um mögliche Artefakte im Untersuchungsfeld zu vermeiden. Dann wurde die Flex-Spule auf das Tarsalgelenk gelegt und fixiert. Der bewegliche Lagerungstisch wurde nach der Ausrichtung am Laser-Lichtvisier automatisch in das zentrale Magnetfeld des Tomographen gefahren.

3.1.5 Anatomische Untersuchungen

3.1.5.1 Manuelle Präparation

Die Tarsalgelenke von drei Hunden wurden nach den bildgebenden Untersuchungen enthäutet und anatomisch präpariert. Die klinisch, röntgenologisch, computer- sowie magnetresonanztomographisch untersuchten Gelenke wurden mit anatomischen Präparationsverfahren untersucht und dienten als Vergleichsobjekte für die Scheibenplastination und schließlich für die anatomische Auswertung der CT- und MRT-Bilder.

Dabei wurden die anatomischen Strukturen Schicht für Schicht abgetragen und das verbleibende Gelenk jeweils fotografiert. Dieser Vorgang wurde mehrfach wiederholt bis nur noch die knöchernen Strukturen übrig blieben. Die Knochen wurden mehrere Tage im Wasserbad gekocht, einige Wochen zur Entfettung in Benzin eingelegt und zuletzt mit Wasserstoffperoxid gebleicht.

3.1.5.2 Scheibenplastination

Der distale Gliedmaßenanteil eines euthanasierten Patienten wurde nach der klinischen, röntgenologischen, computer- und magnetresonanztomographischen Untersuchung vollständig geschoren und im Kniegelenk abgetrennt. Einem zweiten Patienten, der prä mortem heparinisiert worden war, wurde ebenfalls die Gliedmaße geschoren und im Kniegelenk abgesetzt. Anschließend wurde das Gefäßsystem des Unterschenkels mit physiologischer NaCl-Lösung und mit 2%igem gepuffertem Formalin zur Gefäßstabilisierung über die großen Venen gespült. Danach konnte ein Kunststoff der Firma Biodur, Hagens, Heidelberg, mit 20 Anteilen Grundharz (E20), 9 Teilen Härter (E1), je 4 Teilen Weichmacher (AE10) und Verdünner (MEK) sowie rotem Farbstoff in die Gefäße eingebracht werden, die für ca. 12 Stunden bei Raumtemperatur aushärteten. Anschließend wurden beide Gliedmaßen in einem physiologischen Standwinkel von ca. 135° bei - 20 °C eingefroren. Die tiefgefrorenen Präparate wurden etwa im distalen Drittel des Unterschenkels und in der Mitte des Metatarsus mit einer Bandsäge durchtrennt. Die auf diese Weise zurechtgesägten Tarsalgelenksblöcke wurden in Polyethylenfolie eingewickelt und in eine Styroporbox gelegt. Dort wurden die Tarsalgelenke präzise ausgerichtet, mit Polyurethan eingeschäumt und auf diese Weise für den späteren Sägevorgang fixiert. Der Schaum erzeugte bei der Aushärtung Wärme und taute die Präparate an, weshalb die Styroporbox mit den Gelenken erneut für 24 Stunden tiefgefroren werden musste. Dann wurden die Tarsalgelenke mitsamt der Box in 3 mm dicke Scheiben geschnitten. Dazu wurde eine Metzgerbandsäge verwendet, die mit einem speziellen Bimetallblatt beschichtet war. Die Sägeschnitte wurden zwischen je zwei Lochplatten aus Kunststoff eingespannt und mit Wasser von Blut und Sägespänen gereinigt. In ein nasses Tuch gewickelt wurden die Scheiben innerhalb von 12 Stunden auf 5 °C herabgekühlt und anschließend in -27 °C kaltes Aceton zur Entwässerung eingelegt. Das Aceton wurde zweimal ausgetauscht bis lediglich noch ein Wassergehalt von maximal 5% im Aceton mittels einer Acetonspindel messbar war. Im nächsten Arbeitsschritt wurden die Präparate entfettet. Dazu wurden sie bei Raumtemperatur wiederholt in Aceton eingelegt bis nach etwa 4 Wochen keine Gelbfärbung im Lösungsmittel mehr zu erkennen war. Danach wurden die Schnitte für ca. 14 Tage im Intermedium Dichlormethan eingelegt, um ein Aufschwimmen des Präparates im Vakuum zu vermeiden. Im folgenden Arbeitsschritt wurden die Sägeschnitte aus den gelöcherten Kunststoffscheiben in eine Flachkammerschalung verbracht, mit einem Gemisch aus 100 Teilen Epoxidharz (E12), 30 Teilen Härter (E1) und einem Teil Weichmacher (AE30) aufgefüllt und dann in einen Vakuumschrank gelegt. Dort herrschte zu Beginn ein Druck von 3 mbar, der über 8 Stunden

langsam reduziert wurde. Das Dichlormethan und Aceton verdampften während der Epoxidharz in das Gewebe einzog, wodurch die Scheiben ihre Transparenz erlangten. Nach der Entnahme der Präparate aus dem Vakuumschrank begann der Kunststoff, etwa 10 Stunden nach seiner Anmischung, langsam zu polymerisieren. Dieser Vorgang war nach etwa 7 Tagen abgeschlossen. In einem Wärmeschrank wurden die Präparate danach für 24 Stunden bei 60 °C ausgehärtet. Nach der Entnahme aus dem Ofen lösten sich die Kunststoffscheiben nach einer Abkühlzeit von etwa einem Tag von selbst aus der Schalung. Zum Schutz vor Kratzern wurden die Scheiben mit Adhäsivfolie beklebt und mit einer Kreissäge in geeigneter Form zugesägt. Mittels eines hochauflösenden Farbscanners wurden digitale Bilder der dünnen, plastinierten Scheiben erstellt.

Die leichte artifizielle Schrumpfung des Gewebes in den Plastinaten, die durch Dehydratationsvorgänge bei der Konservierung mit dem Kunststoff zustande kam, erleichterte häufig die Differenzierung der Gewebegrenzen. Die Transparenz der Plastinate ermöglichte es Strukturen, die nicht direkt an der Oberfläche gelegen waren, auch innerhalb der Plastinatscheibe zu erkennen. Diese Transparenz der Scheiben vermittelte dem Betrachter einen dreidimensionalen Eindruck. Dies erleichterte rein subjektiv die Korrelation mit den MR- und CT-Tomogrammen, vergegenwärtigte und verbesserte das Verständnis der Partialvolumeneffekte (OBERMAIER 2007).

3.1.5.3 Vergleich zwischen den verschiedenen Sequenzen

Die T1- und T2-gewichteten Bilder wurden verglichen. Die beste anatomische Bildauflösung bei geringem Rauschanteil konnte mit T1-gewichteten Sequenzen erreicht werden. Dabei zeigte sich in den T1-gewichteten Bildern mit sinkender Schichtdicke (von 3 – 1 mm) eine bessere Ortsauflösung. Nachteile geringer Schichtdicken waren ein schlechterer Kontrast sowie ein höherer Rauschanteil im Bild.

Die beste Bildqualität lieferte die T1-gewichtete Spinechosequenz. Deshalb kommen in dieser Arbeit, neben den anatomischen Plastinaten, T1-gewichtete Bilder zur Darstellung, die mit einer Repetitionszeit von 600 ms, einer Echozeit von 18 ms und einer Schichtdicke von 3 mm erzeugt wurden.

Zusätzliche Sequenzen können bei speziellen Fragestellungen unter Umständen bessere Aussagen liefern. Für die allgemeine anatomische Darstellung waren diese Sequenzen jedoch nicht geeignet.

3.2 Darstellung und Auswertung der Bilder

Die MRT- und CT-Bilder wurden den Bildern der anatomischen Präparate gegenübergestellt. Es wurden die anatomischen Strukturen identifiziert und zwischen den Bildern korreliert. Die Betrachtung der MRT- und CT-Bilder erfolgte mit der Bildbetrachtungssoftware IMPAX der Firma AGFA. Dabei kam ein spezielles Navigationssystem zum Einsatz, das die topographische Lage eines jeden Schnittbildes einer Ebene in die Bilder der beiden anderen Ebenen projizierte. Da für jedes Tarsalgelenk Bilder in allen drei Ebenen (transversal, sagittal und dorsal) angefertigt wurden, konnten die anatomischen Strukturen über die Korrelation der drei Ebenen zuverlässig identifiziert werden. Die Software ermöglichte eine sehr schnelle Darstellung der einzelnen Bilder auf dem Monitor. So konnte jede zu identifizierende Struktur zügig proximal und distal, kranial und kaudal, dorsal und palmar sowie medial und lateral verfolgt werden. Die Software ermöglichte auf zwei Monitoren die gleichzeitige Darstellung von bis zu acht einzelnen Studien eines Gelenkes. Die einzelnen Studien wurden aneinander gekoppelt. Dadurch konnten bei einer schnellen filmartigen Betrachtung aufeinanderfolgender

Bilder zeitgleich die Lageveränderung des Einzelbildes innerhalb des Gelenkes in den anderen beiden Ebenen nachvollzogen werden.

Die anatomischen Strukturen wurden auf diese Weise identifiziert und auf die Qualität ihrer Darstellung hin beurteilt.

3.3 Grundsätze zur Darstellung einzelner Gewebe im MRT-Bild

Knöchernen Kortikalis, Kompakta, knöchernen Trabekel, Bänder, Sehnen und Faszien stellten sich sowohl T1-gewichtet als auch T2-gewichtet stark hypointens bis signalfrei und somit schwarz dar. Die Gelenkspalten mit der darin enthaltenen Synovia zeigten in T1-gewichteten Bildern ein leicht hyperintenses, in T2-gewichteten Bildern ein stark hyperintenses Signal. Der Gelenkknorpel selbst konnte mit den verwendeten Sequenzen nicht dargestellt oder nicht ausreichend von der Gelenkflüssigkeit unterschieden werden. Fetthaltige Strukturen stellten sich in T1- und T2-gewichteten Bildern signalreich, also hell dar. Muskelgewebe stellte sich mit einem intermediären Signal in einem mittleren Grauton dar und war in T2-gewichteten Bildern dunkler als in T1-gewichteten. Endsehnen und Binnensehnen innerhalb der Muskelbäuche zeigten sich signalarm bis signalfrei, also sehr dunkel bis schwarz.

3.4 Grundsätze zur Darstellung einzelner Gewebe im CT-Bild

Im Knochenfenster besaßen die Weichteile einen dunklen Grauton. Es bestanden kaum Kontraste zwischen Sehnen, Muskeln und Bändern. Der Knochen stellte sich im Knochenfenster in mittleren bis hellen Grautönen dar. Sehr dichte knöchernen Strukturen wie die Kompakta oder Kortikalis erschienen fast weiß. Spongiöser Knochen sowie das Knochenmark zeigten einen mittleren Grauton.

Knöchernen Strukturen stellten sich im Weichteilfenster aufgrund des niedrigen Fensterzentrums und der geringen Fensterbreite nahezu völlig weiß dar und waren deshalb kaum beurteilbar. Weichteile wie Fett, Muskeln, Sehnen oder Bänder stellten sich entsprechend ihrer Röntgendichte je nach Einstellung der Fensterwerte unterschiedlich kontrastreich in verschiedenen Graustufen dar. Dabei besaß Fett die geringste Dichte und zeigte sich bei geringer Fensterbreite im Weichteilfenster dunkelgrau bis schwarz. Fetthaltige Strukturen waren von weichteildichten Strukturen meist relativ gut abgrenzbar.

3.5 Beschreibung der MRT- und CT-Schnittbildanatomie des caninen Tarsalgelenkes

3.5.1 Knöcherne Strukturen

Grundsätzlich war kernspintomographisch eine gute bis mäßige Differenzierung der Tarsalknochen sowohl innerhalb einer Reihe als auch zu den benachbarten Reihen möglich. In der sagittalen Projektion zeigte sich eine gute Abgrenzbarkeit der Reihen zueinander, jedoch ließen sich die Übergänge der in einer Reihe gelegenen Knochen nicht so scharf darstellen. Für die transversale Projektion war eine adäquate Abgrenzbarkeit der Reihen zueinander nicht so gut möglich wie die Differenzierung der Knochen innerhalb einer Reihe. Die beste Darstellung fand sich in der dorsalen Projektion, wo sowohl Knochen einer Reihe als auch der Reihen zueinander gut dargestellt waren. Vermutlich war dies auf das Fehlen mehrerer dorsaler Reihen zurückzuführen. Dort wären die Verluste der beiden anderen Ebenen ebenfalls zu finden gewesen.

Die beste Differenzierbarkeit der Knochen im Einzelnen sowie auch zueinander war im CT-Bild mit Knochenfensterung möglich. Dabei ließen sich die Knochentextur, die Grenzen und die teils sehr engen Gelenkspalten zwischen den Anteilen sehr genau ansprechen. Die Abgrenzung der Kortikalis der Tarsalknochen war am besten bei senkrechter Schnittführung zur Knochenoberfläche möglich. Bei schrägen Knochenanschnitten zeigte sich ein geringer Detailverlust, der vermutlich auf die Partialvolumenartefakte zurückzuführen war. Dabei war jedoch nach wie vor der hervorragende Kontrast der Knochen zu den Weichteilstrukturen und die Darstellung der Knochentextur im CT hervorzuheben.

3.5.1.1 *Skeleton cruris*

3.5.1.1.1 *Tibia*

Die distale Tibia ist im Transversalschnitt ein eher vierkantiger Knochen der kranial deutlich breiter ist als kaudal. An allen vier Seiten besitzt sie eine leichte bis mittelgradige Konkavität. Es zeigt sich an der Kranialseite eine stärkere Kortikalis als kaudal, was sich im CT-Bild durch eine deutlich weißliche Verdickung darstellt. Im MRT-Bild zeigt sich die Kortikalis dunkel und büßt deutlich an Schärfe ein. Einziehungen der Sehnenrinnen an der Tibiaoberfläche wie auch die Incisura fibularis sind im Kernspintomographen als dunkle, unscharfe Areale zu erkennen, wobei sie im Knochenfenster des CTs deutliche Einbuchtungen darstellen.

Sagittale und dorsale Schnittbilder der distalen Tibia zeigten besonders deutlich die hypointensen, linearen Residuen der distalen Tibiaepiphysenfuge sowie die konkave, distale Gelenkfläche, die Facies articularis tarsea.

Im Sagittalschnitt des CTs fällt zudem ein hyperdenser Verdichtungsbezirk der Epiphyse und deren Markhöhle im Vergleich zu diaphysären Abschnitten auf. Sie ist in beiden Darstellungen feinkörnig und besitzt ein homogenes Muster. Dadurch ist jedoch auch die Abgrenzung der epiphysären Kortikalis nicht mehr in dem diaphysären Ausmaß möglich. Die Cochlea tibiae zeigt sich in der CT im Sagittal- und Dorsalschnitt als scharfe, konkave und einheitlich runde Begrenzung, die deutlich von benachbarten Knochen abgesetzt ist. Im MRT ist diese zwar als feine dunkle Linie abzugrenzen, aber nach distal ist sie nicht scharf beendet. Der weit fußwärts ragende Malleolus medialis der Tibia zeigt sich in der axialen und dorsalen Darstellung des CTs deutlich als kräftiger, ovaler, medial leicht abgerundeter und lateral leicht abgeplatteter Knochenfortsatz. Im MRT müssen leichte Abstriche in Schärfe und

Darstellbarkeit der kortikalen Struktur gemacht werden. Die Textur verliert aber nicht an Präzision. Am besten ist die Darstellung, wenn die entsprechende Struktur zentral angeschnitten wird. Im Randbereich sind die Übergänge dann teilweise durch die hohen Kontraste störend. Deutlich wird sowohl axial als auch dorsal die Aufgabe des Malleolus medialis als mediales Widerlager für den Talus, der sich in den Malleoli fest eingefasst sieht.

3.5.1.1.2 *Fibula*

Die distale Fibula ist im Transversalschnitt ein ovaler Knochen mit medialer und lateraler dezenter Einziehung und damit verbundener Abflachung. Kaudal zeigt sie eine deutliche Rinne mit etwas knorrigen Begrenzungen. Im Bereich des Tibiofibulagelenkes ist eine angedeutete Abflachung zu vermuten. Ansonsten zeigt sich im CT die gute Differenzierbarkeit und Schärfe zwischen Kompakta und Spongiosa. Ihr distaler Anteil fungiert wie schon der Malleolus medialis nun als laterales Widerlager für den Talus, wodurch eine exakte Einfassung des Sprungbeines entsteht.

Sagittal ist sie nur in Anschnitten abzugrenzen und lässt sich nicht gut beurteilen. Ebenso lassen sich die distale Epiphysenfuge bzw. die Reste davon nicht sicher abgrenzen.

Im MRT-Bild verliert sie leicht an Schärfe und ist mit ihrer Kompakta nicht mehr eindeutig von den umgebenden Strukturen zu differenzieren. Dabei verlieren sich die Grenzen zwischen hypointenser Kompakta und ebenso hypointens dargestellten Muskelsehnen zu stark.

3.5.1.2 *Ossa tarsi*

3.5.1.2.1 *Talus*

Er ist als wichtiger Knochen des Sprunggelenkes vollständig und scharf im CT-Bild abzugrenzen. Es lassen sich sagittal und dorsal sehr gut seine Anteile der Trochlea, des Collums und Corpus unterteilen. Die Trochlea fällt in sagittaler und dorsaler Projektion als prominenter Anteil mit seiner proximalen Dominanz auf. Distal verstreicht er im Collum und Corpus, Kontakt mit den distalen Tarsalknochen aufnehmend. Während der Talus im MRT-Bild in seinen Randstrukturen etwas undeutlich zu beurteilen und teilweise nicht ganz scharf von benachbarten Strukturen abzugrenzen ist, gelingt dies im CT sehr gut. Dabei zeigt sich die Trochlea tali mit den Rollkämmen und ihrer Gelenkfläche sehr gut in allen drei Ebenen. Abhängig von der Projektion in der Schnittbilddiagnostik kann man den Talus auch sehr gut zu an seiner Kontaktfläche zum Os tarsi centrale abgrenzen. Dorsal zeigt sich die Lage des Talus in seiner perfekten Organisation an seiner proximalen Kommunikation mit dem Unterschenkel. Distal und lateral lässt er sich in seinem tarsalen Verbund mit den Tarsalknochen gut einordnen.

3.5.1.2.2 *Calcaneus*

Der Calcaneus fällt als sehr prominenter Knochen sowohl im CT als auch im MRT durch seine enorme proximodistale Ausdehnung auf. Er besitzt in der oberen Hälfte eine eher ovale Struktur und zeigt vor allem in seinem Mittelstück eine sehr stark ausgeprägte kortikale Struktur. Am proximalen Ende zeigt sich eine leichte Verdickung und eine leichte Ausziehung nach proximokranial am Ansatz der Achillessehne. Mittig und medial springt das Sustentaculum tarsi vor und scheint den Talus von kaudolateral zu arretieren. Leichte Verluste der Darstellbarkeit erleidet der Calcaneus vor allem im MRT an seinem distalen Ende und am Übergang zum Os tarsale quartum bei der axialen Schnittführung. Sagittal und dorsal dominiert er jedoch.

3.5.1.2.3 *Os carpi centrale*

Es ist ein relativ gedrungener Knochen, der sich am besten sagittal und dorsal abgrenzen lässt. Bei axialer Schnittführung können die Übergänge vom Talus und der tarsalen Reihe Schwierigkeiten bereiten. Es besitzt dorsal einen verbreiterten Querschnitt, so dass es in seiner Form entfernt an einen Pilz denken lässt. Zentral mit homogener feinkörniger Struktur zeigt es dorsal auch eine leichte Verdickung des kortikalen Anteils. Medial im Kontakt zum Os tarsale quartum zeigt sich eine dezente Einkerbung, ebenso nach lateral. Nach distal weist es in seiner Gelenkfläche eine leichte Vorwölbung auf und stellt sich sagittal und dorsal eher rechteckig dar.

3.5.1.2.4 *Os tarsale primum*

Das Os tarsale primum stellte den medialsten Knochen der metatarsalen Reihe dar. Es war stets gut in sagittaler und dorsaler Projektion zu identifizieren. In seiner axialen Schnittfläche zeigte es einen länglich-ovalen Querschnitt, der sich kaudomedial an das Os tarsale secundum anschmiegte. Bei sagittaler und dorsaler Projektion fiel auf, dass es deutlich weiter kaudal positioniert war und nach proximal und distal in seinem Kontakt zum Os tarsi centrale und Mt I, mit dem es leicht verwechselt werden konnte, und Mt II teils nicht gut abzugrenzen war. Dabei konnte es bisweilen nur über andere Ebenen sicher vom Mt I abgegrenzt werden.

3.5.1.2.5 *Os tarsale secundum*

Das Os tarsale secundum war etwas stumpfer in seinem Anschnitt. Es schien zwischen dem Os tarsale primum und tertium mit Drang nach dorsal eingeengt zu sein. Stets gut von seinen Nachbarn zu differenzieren war es in allen Projektionen bei zentralem Anschnitt. Schwieriger erwies sich dies bei schrägem Anschnitt und in den Randbereichen an den Kontaktflächen zu den benachbarten Knochen.

3.5.1.2.6 *Os tarsale tertium*

Als zentraler Knochen immer gut abzugrenzen zeigte sich das Os tarsale tertium im transversalen Querschnitt eher dreieckig mit länglicher Gestalt, einer breiten Basis dorsal und einer schmalen Spitze plantar. Hier zeigte sich ebenfalls, dass die Abgrenzung von seinen Nachbarn der metatarsalen Reihe in axialer und dorsaler Projektion am besten möglich war. Eine scharfe Kontur zu dem proximalen Os tarsi centrale und dem distalen Mt III war gut in dorsaler und sagittaler Projektion zu erkennen.

3.5.1.2.7 *Os tarsale quartum*

Der größte Knochen der metatarsalen Reihe dominierte stets. Gut abzugrenzen an seiner Kontaktfläche zum proximalen Calcaneus bei dorsaler und sagittaler Projektion, zum Os tarsi centrale und tertium bei axialer und dorsaler Projektion und zum Os metatarsale IV und V bei dorsaler und sagittaler Projektion. Es besaß eine quadratisch-rechteckige Form und überspannte die intertarsale Reihe.

3.5.1.3 *Ossa metatarsalia*

3.5.1.3.1 *Os metatarsale I – V*

Die Knochen der metatarsalen Reihe waren sehr gut in der dorsalen Projektion darstellbar. Nicht immer darzustellen, meist als kleines rudimentäres Knochenstück, war das Mt I teils nur undeutlich vom T I abzugrenzen. Stets zumindest stark verkürzt im Vergleich zu seinem Nachbarn Mt II konnte es als ovals Rudiment medial zugeordnet werden. Sehr undeutlich war bei axialer Projektion der Übergang der metatarsalen Reihe auf die Metatarsalknochen. Zueinander ließen die proximalen Metatarsalia kaum eine Differenzierung bei sagittaler Projektion zu. Die gesamte Anordnung der Metatarsalia war letztlich nur in der axialen Ebene möglich, da die Knochen leicht bogenförmig und nicht auf einer Ebene angeordnet waren. Im MRT-Bild stellte sich ihre hypointense Kortikalis im Bereich der Basis unregelmäßig dick dar. Weiter distal im Schaftbereich zeigte sich die Kompakta kräftig, regelmäßig, klar abgesetzt und deutlich hypointens. Ihr Knochenmark gab in der proximalen Basis ein intermediäres Signal, das dem der Karpalknochen ähnlich war. Das diaphysäre Mark zeigte sich im Vergleich dazu in geringem Maße hyperintens.

Im CT-Bild waren sie gut an ihrer Basis zu differenzieren. Die Markhöhle der Metakarpalknochen zeigte sich als zentraler und hypodenser Kreis.

3.5.2 Gelenke

Die Articulationes tarsocruralis, talocalcaneocentralis, calcaneoquartalis, centrodistalis, tarsometatarsae und intermetatarsae waren sehr gut in dorsaler Projektion abzugrenzen. Bei den Grenzflächen der beteiligten Knochen zeigten sich deutlich schärfere Konturen im CT-Bild. Bei kernspintomographischen Aufnahmen mussten leichte Abstriche gemacht werden. Bei axialer Projektion waren die Gelenkflächen innerhalb der tarsalen Reihen sehr gut zu erkennen. Undeutlich waren hier jedoch die gelenkigen Verbindungen der tarsalen Reihen zueinander, die wiederum bei sagittalen Schnittbildern gut zu beurteilen waren.

3.5.3 Bänder

3.5.3.1 *Lange Seitenbänder*

3.5.3.1.1 *Laterales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale longum)*

Dieses war im Bereich seines Ursprungs am Malleolus lateralis als hypointense Struktur dem Malleolus direkt aufliegend unscharf im axialen MRT-Bild zu erkennen. Es konnte in seinem Verlauf nur undeutlich verfolgt werden, was besser im Bereich des T4 nach der Vereinigung mit dem Lig. collaterale tarsi laterale breve gelang. Dort war es ebenfalls hypointens bis zum Bereich des lateralen Metatarsus zu verfolgen, bevor die signalarme Struktur sich dann verlor. Dorsal orientiert war diese Struktur auch nicht über längere Wege zu verfolgen, was in dem schrägen Verlauf begründet liegt. Sagittal konnte das Seitenband nicht abgegrenzt werden. Computertomographisch war zwar ein hyperdenser Bereich zu erkennen, der rein anatomisch die Position einnahm, dieser konnte jedoch in keiner Ebene eindeutig von den umliegenden Muskelsehnen und dem Gewebe differenziert oder deutlicher angesprochen werden.

3.5.3.1.2 *Mediales langes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale longum)*

Korrespondierend zum lateralen langen Seitenband war auch das mediale lange Seitenband streckenweise hypointens anzusprechen. Dabei fiel die Differenzierung proximal bei der Überlagerung mit dem medialen kurzen Seitenband schwer. Teils noch gut im axial orientierten Bild war dies sagittal oder dorsal nicht mehr möglich. Im CT-Bild war auch hier ein hyperintensere Bereich das einzig reproduzierbare Ergebnis.

3.5.3.2 *Kurze Seitenbänder*

3.5.3.2.1 *Laterales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi laterale breve)*

Dieses Band war nur andeutungsweise im axialen MRT-, aber nicht im CT-Bild erkennbar. Seine Aufteilung in die Pars calcaneofibularis distalis und proximalis war nicht zu differenzieren. Im Ansatz am Malleolus lateralis konnte das kurze Seitenband nicht vom langen Seitenband differenziert werden.

3.5.3.2.2 *Mediales kurzes Seitenband (Ligamentum collaterale tarsi mediale breve)*

Dieses kurze Seitenband war durch seinen stärkeren Durchmesser im MRT-Bild etwas besser zu erkennen als das laterale kurze Seitenband. Es stellte sich als leicht ovale, eher platte Struktur dar, die vor allem durch ihren plantaren Verlauf gut einzuordnen war. Die Aufspaltung in die Pars tibiocalcanea und tibiotalaris war kernspintomographisch zu vermuten, wenn auch etwas unscharf. Dabei störte jedoch die Nachbarschaft und Überlagerung mit dem medialen langen Seitenband, wobei eine Differenzierung nicht mehr möglich war. Die Pars calcaneometatarsa war zwar hypointens erkennbar, konnte jedoch nicht sicher von Muskelsehnen wie beispielsweise der tiefen Beugesehne differenziert werden.

3.5.3.2.3 *Dorsales Fächerband (Ligamentum tarsi dorsale)*

Das Band stellte sich als ein sehr flaches hypointenses Gebilde im Kernspintomographen dar, wo es axial als dünnes Band dem Os tarsale quartum aufliegend nach distal verläuft. Dieser Verlauf konnte sagittal zum Teil verfolgt werden. Im dorsalen Schnitt zeigte sich diese Möglichkeit nicht. Nicht gut zu differenzieren war es jedoch von Gefäßen und Muskelsehnen. Im CT war es nicht zu isolieren.

3.5.3.2.4 *Ligamenta tarsi dorsalia*

Diese sehr dünnen Bänder konnten teils als dünne hypointense Strukturen im MRT-Bild in ihrem relativ kurzen Verlauf dorsal zwischen unterschiedlichen Tarsalknochen angesprochen werden. Dafür eigneten sich vor allem die axialen und sagittalen Projektionen, wo sich teils eine dünne dunkle Linie verfolgen ließ. Gänzlich ungeeignet waren dafür dorsale Schnittbilder und CT-Bilder.

3.5.3.2.5 *Langes Sohlenband (Ligamentum plantare longum)*

Das wichtigste plantare Sohlenband konnte auch als dünne hypointense Struktur vor allem an seinem plantaren Verlauf auf Höhe von T4 erkannt werden. Der Ursprung am Calcaneus und der Ansatz am Metatarsus waren jedoch sehr schwer abzugrenzen. Relativ gut als dünne

dunkle Linie war es im sagittalen MRT-Bild zu erkennen. Ungeeignet erwies sich die computertomographische Untersuchung.

3.5.3.2.6 *Ligamenta tarsi interossea*

Diese Bandstrukturen waren nur undeutlich als hypointense intertarsale Strukturen zu erkennen ohne konkrete Zuordnungsmöglichkeit. Nur die Lage zwischen kommunizierenden tarsalen Knochen ließ eine Zuordnung und mögliche Identifikation zu.

3.5.3.2.7 *Fußwurzel-Mittelfußbänder (Ligamenta tarsometatarsae)*

3.5.3.2.7.1 Ligamenta tarsometatarsalia dorsalia

Die kurzen, längs zur Gliedmaßenachse dorsal verlaufenden Bänder zwischen den Ossa tarsalia und dem Os metatarsalia konnten in Transversalschnitten als dorsoventral abgeplattete, hypointense Struktur manchmal identifiziert werden. Im Sagittalschnitt, wo sie ebenfalls manchmal zu sehen waren, war ihr Verlauf besser zu verfolgen. Dennoch waren sie von den benachbarten Bändern nicht immer sicher abzugrenzen. In dorsal orientierten Bildern waren sie normalerweise nicht zu erkennen.

3.5.3.2.7.2 Ligamenta tarsometatarsae plantaria

Diese einzelnen Bänder konnten in einigen einzelnen Transversalschnitten als kleine, runde, dunkle Struktur gesehen werden. Sie tauchten distal auf, waren aber nicht sicher zu differenzieren. Eine sichere Zuordnung der sichtbaren Strukturen war meist nicht möglich. In Sagittal- und Dorsalschnitten waren sie ebenfalls partiell gelegentlich zu erkennen. Aber auch hier war der gesamte Verlauf nicht sichtbar und eine klare Zuordnung nicht möglich.

3.5.4 Muskulatur

3.5.4.1 *Beuger des Sprunggelenkes*

3.5.4.1.1 *M. tibialis cranialis*

Der Muskelbauch war im sagittalen Bild auf Höhe des mittleren Unterschenkels zu erkennen. Nach distal verjüngte er sich zu seiner Endsehne, die sich im MRT zu Beginn hypointens rundlich und im CT hyperdens darstellte. Von ihrem ursprünglichen eher lateralen Verlauf kreuzte sie kranial nach medial über den Unterschenkel und die Tarsalbeuge, wo bei axialem Anschnitt eine leichte Abplattung zu erkennen war. Auf Höhe des Tarsalgelenkes war die Muskelsehne direkt unter der Haut zu erkennen, bevor sie am proximomedialen Metatarsus inserierte. Durch den schrägen Verlauf war sie in sagittalen und in dorsalen Schnittbildern nur teilweise und verdachtsweise zu identifizieren.

3.5.4.1.2 *M. fibularis longus (langer Wadenbeinmuskel)*

Im Tarsalgelenksbereich konnte auch der M. fibularis longus nur noch als Sehnenstrang erkannt werden, da sein Muskelbauch deutlich weiter proximal am Unterschenkel zu finden war. Er stellte sich als dünne, rundliche, hypointense Struktur im kernspintomographischen

axialen Schnittbild dar, die sehr weit lateralisiert über den Malleolus lateralis der Fibula verlief und lateral das Os tarsale quartum passierte. Der weitere Verlauf war jedoch aufgrund der geringen Größe nicht mehr gut zu identifizieren. Computertomographisch war die Sehne nicht gut von dem umgebenden Gewebe zu differenzieren. Dabei erkannte man zwar lateral einen hyperdensen Bereich, in dem jedoch die Sehnen anderer Muskeln und Seitenbandstrukturen nicht unterschieden werden konnten. Sagittal war die Struktur der Sehne nicht sicher zu erkennen.

3.5.4.1.3 *M. fibularis brevis* (kurzer Wadenbeinmuskel)

Dieser relativ schwache Muskel konnte nicht mit Sicherheit angesprochen werden. Am Malleolus lateralis zeigte sich eine undeutliche zweite Struktur neben der Sehne des *M. fibularis longus*, wobei es sich um den *M. fibularis brevis* handeln könnte. Er konnte jedoch nicht deutlich abgegrenzt werden. In den anderen Projektionen und der Computertomographie war seine Darstellung nicht möglich.

3.5.4.2 *Strecker des Sprunggelenkes*

3.5.4.2.1 *M. gastrocnemius* (Wadenmuskel)

Die starke Endsehne der beiden verschmolzenen Gastrocnemiusköpfe stellte sich im MRT-Bild sehr deutlich und scharf hypointens dar. Sie befand sich am distalen Unterschenkel, nachdem sie sich lateral um die Sehne des *M. flexor digitorum superficialis* gewunden hatte, direkt unterhalb dieser und inserierte als Achillessehne am *Tuber calcanei*. Sie war aufgrund ihrer Größe in allen Schnittebenen abzugrenzen, jedoch war eine Differenzierung im Fersenbereich zwischen Achillessehne und der Sehne des *M. flexor digitorum superficialis* bzw. der Fersenbeinkappe bisweilen nur undeutlich möglich. Sagittal war die Sehnendoppelung und der Ansatz der Achillessehne am *Tuber* bzw. der weitere Verlauf des oberflächlichen Zehenbeugers sehr gut zu erkennen. Die Computertomographie liess eine Unterscheidung der beiden Sehnenstränge nicht zu. Sie wurden als hyperdense Struktur gut dargestellt und konnten auch gut vom umgebenden Gewebe differenziert werden, mußten aber eher als Einheit angesprochen werden.

3.5.4.3 *Die langen Zehenstrecker*

3.5.4.3.1 *M. extensor digitorum longus* (langer Zehenstrecker)

Dieser Muskel bzw. seine Endsehne war kernspintomographisch axial und sagittal sehr gut abzugrenzen. Er stellte sich dabei axial als rundliche hypointense Sehne in ihrem kranial-lateralen Verlauf nahezu senkrecht über dem Tarsalgelenk dar. In einer sagittalen Ausrichtung der Schnittebenen konnte sein Verlauf über eine lange Strecke verfolgt werden bevor er sich auf Höhe der proximalen Metatarsi in seiner Aufzweigung auf die einzelnen Zehen verlor. Die dorsale Schnittbildführung war zu seiner Darstellung nicht geeignet. Computertomographisch war der lange Zehenstrecker ebenfalls sehr gut abzugrenzen. Er war nicht so scharf abgebildet wie im MRT-Bild, konnte jedoch auch sehr gut in seinem Verlauf über das Sprunggelenk verfolgt werden.

3.5.4.3.2 *M. extensor digitorum lateralis*

Er war ein relativ schwacher Muskel und als solcher kernspintomographisch nur undeutlich abzugrenzen. Teilweise konnte er im Bereich des kaudolateralen Malleolus lateralis der Fibula identifiziert werden. Diese war jedoch nicht immer gelungen. Teilweise fiel es schwer, ihn von dem Ursprung der Seitenbänder abzugrenzen. Sein weiterer Verlauf zum proximalen Metatarsus war in der Vereinigung mit der Endsehne des langen Zehenstreckers meist nicht mehr abgrenzbar. Im CT-Bild war nur eine diffus hyperdense Stelle am Malleolus lateralis zu erkennen. Die Sehne des Muskels konnte dabei nicht scharf abgegrenzt werden.

3.5.4.3.3 *M. extensor hallucis longus*

Der *M. extensor hallucis longus* konnte weder im CT noch im MRT abgegrenzt werden. Er verlief medial unter dem *M. tibialis cranialis* und seine Sehne verschmolz bildgebend vollständig mit dessen Sehne. Die Abzweigung des Endschenkels der Sehne an die Afterkrallen war, sofern diese vorhanden war, ebenfalls nicht darzustellen.

3.5.4.4 *Die langen Zehenbeuger*

3.5.4.4.1 *M. flexor digitalis superficialis (oberflächlicher Zehenbeuger)*

Wie bereits bei der Darstellung des *M. gastrocnemius* erwähnt, war der oberflächliche Zehenbeuger vom distalen Unterschenkel über die Fersenbeinkappe plantar am Tarsus bis zu seiner Aufzweigung in die Endsehnen am plantaren Metatarsus gut zu verfolgen. Am besten eigneten sich dafür die MRT-Schnittbilder in axialer und sagittaler Ausrichtung. Aber auch die CT-Bilder ließen ihn gut erkennen, wenn auch nicht mit der Schärfe wie im MRT-Bild. Etwas undeutlich stellte sich die Fersenbeinkappe dar, eine Verbreiterung der Sehne des oberflächlichen Zehenbeugers am *Tuber calcanei*. Sie war im MRT als dunkle flächige Auflage auf der Kompakta des *Calcaneus* nur undeutlich vom Knochen abzugrenzen. Auffallend war jedoch die dadurch entstehende Verdickung der hypointensen Struktur. Im CT stellte sich die Fersenbeinkappe auch durch eine Verbreiterung der hyperdensen Struktur dar. Sie war jedoch deutlich unschärfer abgebildet und schwerer abzugrenzen, da sie im Weichteilfenster mit der Kompakta des Knochens verschmolz.

3.5.4.4.2 *M. flexor digitorum profundus (tiefer Zehenbeuger)*

3.5.4.4.2.1 *M. flexor digitorum lateralis*

Er konnte in seinem Verlauf über die kaudale Tibia und medial über den *Calcaneus* und dessen *Sustentaculum tali* relativ gut im Sagittalschnitt verfolgt werden. Teilweise verlor man ihn auf einem Bild, da sein Verlauf nach medial gerichtet war. Kernspintomographisch war dies deutlicher darzustellen, jedoch konnte auch im CT eine gute Darstellung erfolgen. Die Vereinigung mit dem *M. flexor digitorum medialis* zur tiefen Beugesehne war nur undeutlich als Verbreiterung der hypointensen Strukturen abzugrenzen. Der weitere Verlauf bis zur Aufzweigung in die Endsehnen der einzelnen Zehen war im MRT-Bild sehr gut, im CT-Bild etwas undeutlicher zu erkennen.

3.5.4.4.2 *M. flexor digitorum medialis*

Im Gegensatz zu seinem lateralen Partner war der *M. flexor digitorum medialis* bis zu ihrer Vereinigung zur tiefen Beugesehne nicht so gut darstellbar. Es fiel bisweilen schwer, ihn im sagittalen MRT-Schnitt von der darunter liegenden Kompakta des Talus und noch mehr von den Seitenbandstrukturen zu differenzieren. Er konnte aber auch gut auf axialen Folgeschnitten, sich dem *M. flexor digitorum lateralis* annähernd, gesehen werden. Hier war der hohe Kontrast der MRT-Bilder wieder von Vorteil, da das CT-Bild keine sichere Abgrenzung erlaubte.

3.5.4.4.3 *M. tibialis caudalis*

Er war isoliert nicht darzustellen.

3.5.4.5 *Die kurzen Zehenmuskeln*

3.5.4.5.1 *M. extensor digitorum brevis (langer Zehenstrecker)*

Diese Muskelplatte konnte im axialen und sagittalen MRT-Bild, vor allem lateral auf Höhe der tarsalen Reihe und am proximalen Metatarsus, als homogen hyperintenser Muskelkörper abgegrenzt werden. Im CT-Bild mussten deutliche Einbußen in der Abgrenzbarkeit gemacht werden. Es zeigte sich die feinkörnige homogene Muskelstruktur, jedoch waren sowohl Ursprung als auch Ansatz sehr undeutlich. Die dorsale Projektion war nicht geeignet diesen Muskel darzustellen.

3.5.4.5.2 *M. flexor digitorum brevis (kurzer Zehenstrecker)*

Da dieser Muskel mit nur wenigen Fasern in die oberflächliche Beugesehne eingelagert ist, konnte er nicht bildgebend dargestellt werden.

3.5.4.5.3 *Mm. interflexorii (Zwischenbeugemuskel)*

Diese Faserbündel konnten ebenfalls nicht sicher identifiziert werden.

3.5.4.5.4 *Mm. lumbricales (wurmformige Muskeln)*

Sie waren in der MRT- Echogenität des Gewebes und der CT-Weichteildichte nicht zu erkennen.

3.5.4.5.5 *Mm. interossei (Zwischenknochenmuskeln)*

Diese flachen Muskelbäuche konnten sehr gut in allen drei Ebenen in ihrem Verlauf verfolgt werden. Den Ursprung am proximalen Metatarsus nehmend, zeigte sich im MRT eine typische homogene Muskelstruktur mit intermediärem Signal von plantar nach distal ziehend. Selbst Muskelfasern waren hier gut zu erkennen. Im CT konnte man diesen Verlauf ebenfalls nachvollziehen, jedoch war der Ursprung und die Muskelstruktur nicht mit derart hoher Exaktheit nachzuvollziehen.

Eine genaue Differenzierung und Zuordnung aller einzelnen Muskelbäuche sowie eine zuverlässige Abgrenzung von den übrigen kurzen Zehenmuskeln konnte jedoch in keiner der drei Ebenen erfolgen.

Im Sagittalschnitt konnten die Muskelbäuche zwischen den Metakarpalknochen und der tiefen Beugesehne gut abgegrenzt werden.

3.5.4.5.6 *M. quadratus plantae (viereckiger Sohlenmuskel)*

Seine Abgrenzung gelang nicht sicher.

3.5.4.6 *Besondere kurze Zehenmuskeln*

3.5.4.6.1 *M. adductor digiti II, M. adductor digiti V*

Ihr Ursprungsbereich war lediglich im Transversalschnitt durch feine, lineare, sagittal orientierte, hypointense Strukturen andeutungsweise zu erkennen. Einzelne Muskelbäuche konnten kaum differenziert werden. Die Abgrenzung zu den Mm. interossei war ebenfalls nicht sicher möglich.

3.5.4.6.2 *M. abductor digiti V, M. flexor hallucis brevis*

Aufgrund ihrer lateralen bzw. medialen Lage und ihres weiter proximal gelegenen Ansatzes konnten sie dort von den anderen kurzen Zehenmuskeln unterschieden werden. Die Muskelbäuche waren jedoch in allen drei Ebenen kaum auseinander zu halten.

3.5.5 *Hilfseinrichtungen der Muskeln*

3.5.5.1 *Faszien, Retinacula, Canalis carpi*

Unter der hyperintensiven Unterhaut zeigte sich um das gesamte Tarsalgelenk die Gliedmaßenfaszie als eine feine, hypointense und lineare Umrandung, die unterschiedlich gut abgrenzbar und an einigen Stellen verstärkt ausgeprägt war. Sie stellte sich vor allem auf den transversalen Bildern dar und war auf Sagittal- und Dorsalbildern schlecht zu sehen.

Das Retinaculum extensorum war auf Transversalschnitten als feine dunkle Linie am besten kranio-medial auf Höhe des Tarsocruralgelenkes zu erkennen. Es zeigte sich regelmäßig aber meist nicht vollständig durchgängig. Insbesondere in direkter Nähe der kranial bzw. dorsal gelegenen Sehnen und Sehnencheiden war das Retinaculum extensorum nicht immer durchgängig zu erkennen.

3.5.5.2 *Schleimbeutel*

Es konnte keiner der fakultativ erworbenen Schleimbeutel mit Sicherheit identifiziert werden.

3.5.5.3 Sehnenscheiden

Die Sehnenscheiden um die Endsehnen der großen Muskelstränge konnten in transversalen Bildern bisweilen andeutungsweise erkannt werden. Aufgrund ihres physiologisch geringen Füllungszustandes waren die Sehnenscheiden meist nur in einigen Bereichen und nicht in ihrem gesamten Verlauf sichtbar. Dabei war ein feiner, ovaler und leicht hyperintenser Saum um den hypointensen transversalen Sehnenquerschnitt zu erkennen. In den sagittalen und dorsalen Bildern blieb die Sehnenscheide meist verborgen.

3.5.5.4 Gefäße

Es konnten im Ausschlussverfahren und mit Hilfe der postmortalen Präparation einige große und oberflächliche Gefäße nachträglich angesprochen werden. Arterien und Venen konnten meist nicht sicher differenziert werden. Die Blutgefäße stellten sich kernspintomographisch in T1-gewichteten Bildern als hypointense, rundliche, ovale oder längliche Anschnitte dar. Besser gelang die Darstellung der Gefäße in alternativen Sequenzen wie z.B. der Protonendichten in Kombination mit einer Fettunterdrückung. Dort fielen die Gefäßanschnitte hyperintens im Vergleich zu der nun relativ dunkel dargestellten Umgebung auf. Größere Gefäße waren häufiger zu erkennen als kleinere Gefäße. Im CT-Bild war die Identifizierung nicht möglich.

3.5.5.5 Nerven

Einzelne Nerven konnten nicht sicher identifiziert werden. Einzelne hypointense, kleine rundliche, ovale oder längliche Anschnitte in der Region des Verlaufes einzelner Nervenfasern waren sehr oft vor allem in Transversalschnitten zu sehen. Sagittale und dorsale Bilder zeigten kaum diese vermuteten Anschnitte von Nervenfasern.

Die Darstellung einiger Gefäße und Nerven erfolgt gemeinsam nach topographischen und nicht wie bisher nach systematischen Gesichtspunkten.

3.5.5.6 Integument

Die Haut um das Tarsalgelenk zeigte sich als dünne, lineare und allseitige Umrandung mit mittlerer Signalintensität. Darunter zeigte sich die sehr dünne hyperintense Zone der Unterhaut.

3.6 Vergleichende Schnittbildanatomie

Die im Folgenden dargestellten Abbildungen sind Gegenüberstellungen anatomischer Plastinate mit korrelierenden MRT- und CT-Bildern. Die MRT-Bilder wurden mit einer T1-gewichteten Spinechosequenz angefertigt (T1-w-SE, FOV: 140 mm, TR: 600 ms, TE: 18 ms, FA: 90°, SD: 3 mm). Die CT-Bilder besitzen eine Schichtdicke von 1 mm bei einem Tischvorschub von 1 mm/ Umdrehung (130 kV, 63 mA, 19° Schichtneigungswinkel, 60ziger Kern im Weichteilfenster, 80ziger Kern im Knochenfenster). Die Fensterwerte der CT-Bilder im Knochenfenster besitzen ein Fensterzentrum von 500 HE und eine Fensterbreite von 1500 HE. Die im Weichteilfenster abgebildeten CT-Bilder haben ein Fensterzentrum von 100 HE und eine Fensterbreite von 200 HE. Die anatomischen Plastinate besitzen eine Dicke von 3 mm.

Es sind Bilder eines adulten, großwüchsigen, männlichen Hundes dargestellt. Beschriftet sind nur die Strukturen, die zumindest annähernd in dem betreffenden Bild erkennbar waren. Strukturen, die sich gleichartig über viele Schnittbilder einer Ebene darstellen, werden gelegentlich aus Platzgründen nicht auf jedem einzelnen Bild beschriftet, sondern nur auf jedem zweiten oder dritten Bild. Weiterhin besteht nie eine völlige Übereinstimmung der Bilder einer Schnittebene, so dass die Beschriftung gelegentlich leicht differiert.

Die Beschriftung erfolgt aus Platzgründen und aufgrund der Übersichtlichkeit mit Abkürzungen nach folgendem Schema:

Abkürzungsverzeichnis:

A	Arteria
Aarc	Arteria arcuata
Acd	Articulatio centrodistalis
Acq	Articulatio calcaneoquartalis
Ait	Articulatio intertarsea
Atc	Articulatio tarsocruralis
Atcc	Articulatio talocalcaneocentralis
Atf	Articulatio tibiofibularis
Atm	Articulatio tarsometatarsee
Add	Arteria digitorum dorsalis
Adp	Arteria dorsalis pedis
Af	Arteria femoralis
Amd	Arteria metatarsalis dorsalis
Ap	Arteria poplitea
Apll	Arteria plantaris lateralis
Aplm	Arteria plantaris medialis
As	Arteria saphena
Asm	Arteria saphena medialis
Asl-Rcr	Arteria saphena lateralis – Ramus cranialis
As-Rpr	Arteria saphena – Ramus profundus
Atc	Arteria tibialis cranialis
C	Calcaneus
F	Fibula
Fbk	Fersenbeinkappe
Lctll	Ligamentum collaterale tarsi laterale longum

Lctlb	Ligamentum collaterale tarsi laterale breve
Lctml	Ligamentum collaterale tarsi mediale longum
Lctmb	Ligamentum collaterale tarsi mediale breve
Ltd	Ligamentum tarsi dorsale
Lcdd	Ligamenta centrodistalia dorsalia
Lpl	Ligamentum plantare longum
Lti	Ligamenta tarsi interossea
Ltm	Ligamenta tarsometatarsea
Ltd	Ligamentum tarsi dorsale
Medb	Musculus extensor digitorum brevis
Medl	Musculus extensor digitorum lateralis
Medlo	Musculus extensor digitorum longus
Mehl	Musculus extensor hallucis longus
Medb	Musculus extensor digitorum brevis
Mfb	Musculus fibularis brevis
Mfdb	Musculus flexor digitorum brevis
Mfdla	Musculus flexor digitorum lateralis
Mfdm	Musculus flexor digitorum medialis
Mfdp	Musculus flexor digitorum profundus
Mfds	Musculus flexor digitorum superficialis
Mfl	Musculus fibularis longus
Mg	Musculus gastrocnemius
Mif	Musculi interflexorii
Mio	Musculi interossei
Ml	Musculi lumbricales
Mqp	Musculus quadratus plantae
Mtca	Musculus tibialis caudalis
Mter	Musculus tibialis cranialis
M1	Os metatarsale primum
M2	Os metatarsale secundum
M3	Os metatarsale tertium
M4	Os metatarsale quartum
M5	Os metatarsale quintum
Nf	Nervus femoralis
Nfc	Nervus fibularis communis
Nfp	Nervus fibularis profundus
Nfs	Nervus fibularis superficialis
Ni	Nervus ischiadicus
Npl	Nervus plantaris lateralis
Npm	Nervus plantaris medialis
Nt	Nervus tibialis
Obs	oberflächliche Beugesehne
Rec	Retinaculum extensorum crurale
Ret	Retinaculum extensorum tarsale
T	Tibia
Tal	Talus
Tbs	tiefe Beugesehne
Tc	Os tarsi centrale
T1	Os tarsale primum
T2	Os tarsale secundum
T3	Os tarsale tertium

T4	Os tarsale quartum
V	Vena
Vp	Vena poplitea
Vpf	Vena profunda femoris
Vsl	Vena saphena lateralis
Vsl-Rca	Vena saphena lateralis – Ramus caudalis
Vsl-Rcr	Vena saphena lateralis – Ramus cranialis
Vsm	Vena saphena medialis
Vtcr	Vena tibialis cranialis
Vtl	Vena tarsea lateralis

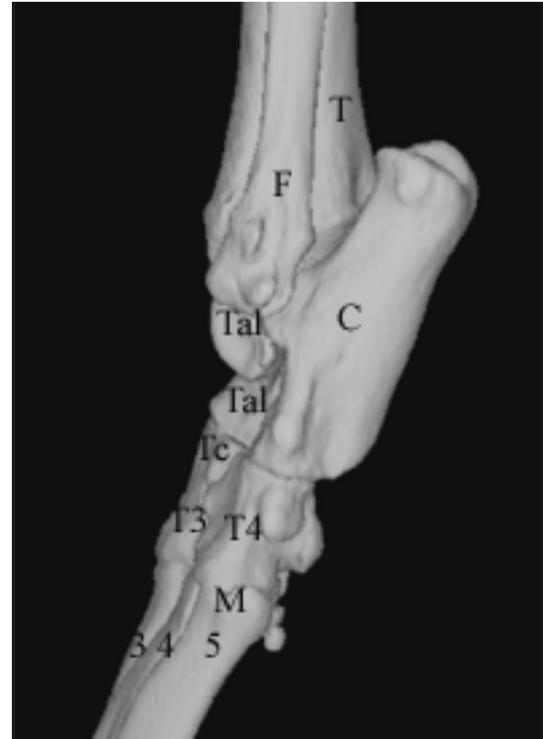
3.7 Abbildungen – Dreidimensionale Anatomie der Tarsalknochen

Abbildungen 8, 9, 10 und 11: Dreidimensional rekonstruierter CT-Datensatz des knöchernen Tarsus, Ansicht in vier Ebenen.

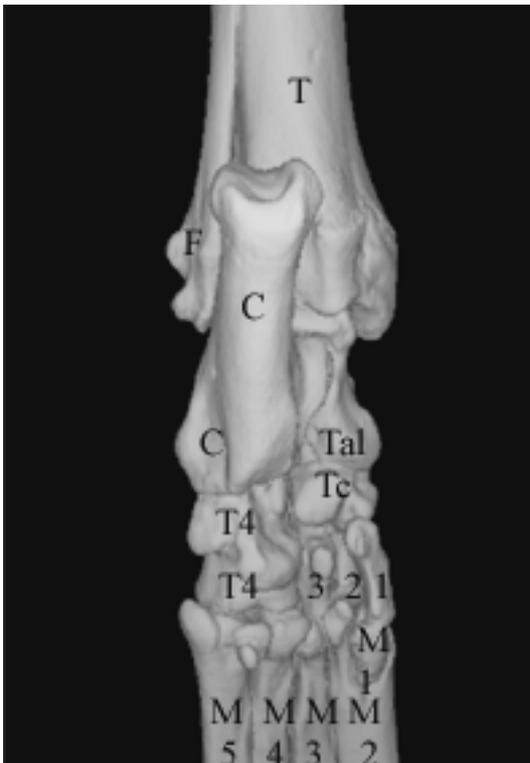
kranial



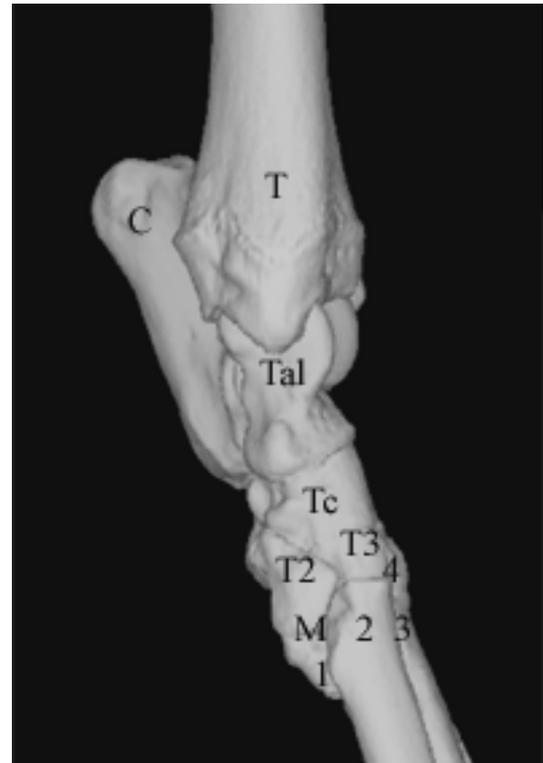
lateral



kaudal



medial



3.8 Abbildungen - Transversale Schnittbildanatomie

Transversalschnitt Nr. 1 durch den proximalen Calcaneus

Abbildung 12: Scheibenplastinat.

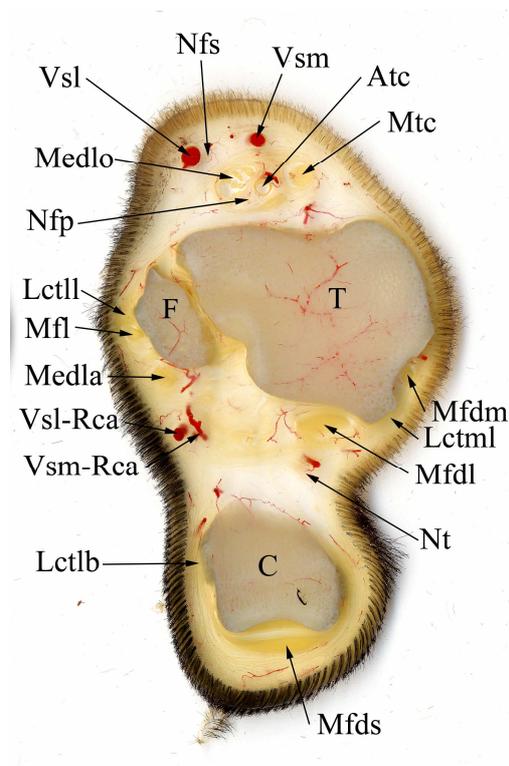


Abbildung 13: MRT (T1-gewichtet).

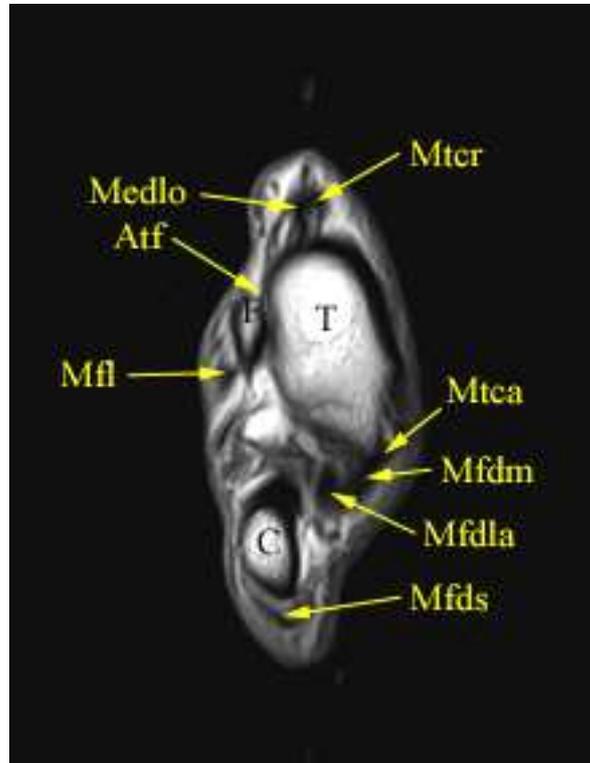


Abbildung 14: CT Knochenfenster.

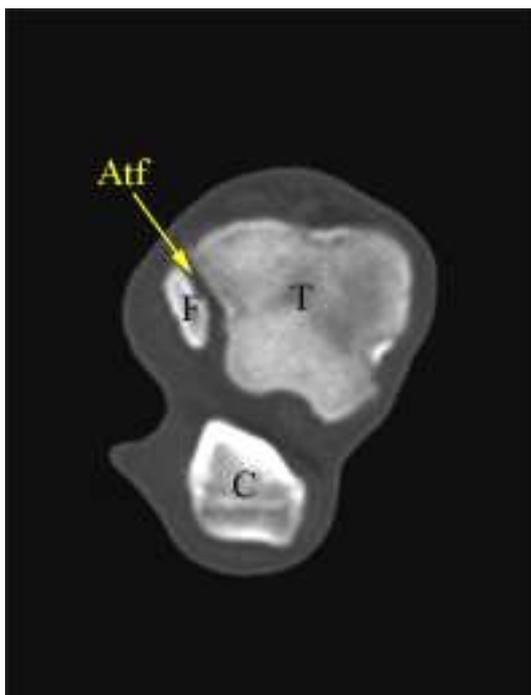
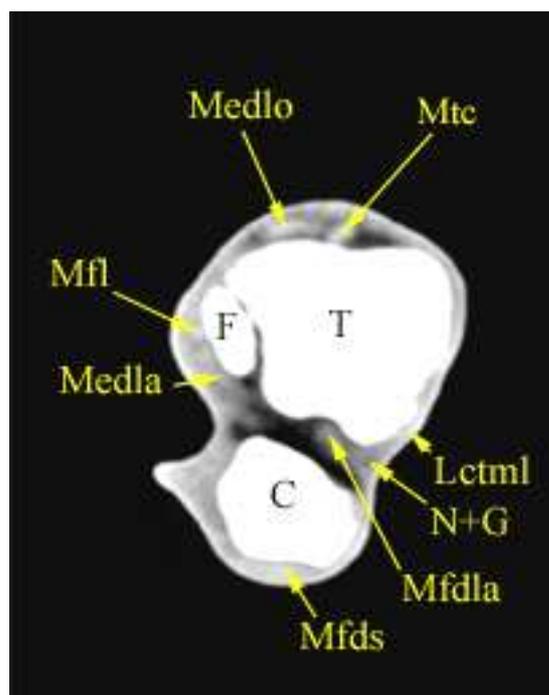


Abbildung 15: CT Weichteilfenster.



Transversalschnitt Nr. 2 durch die Trochlea tali.

Abbildung 16: Scheibenplastinat.

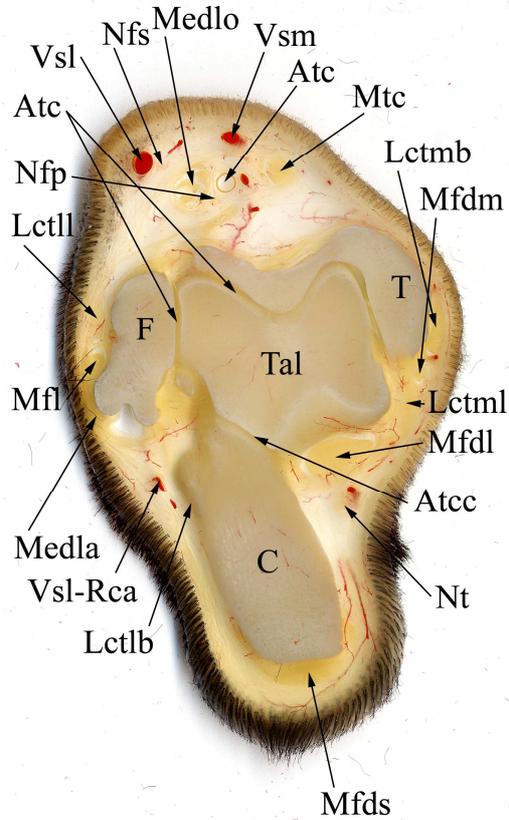


Abbildung 17: MRT (T1-gewichtet).

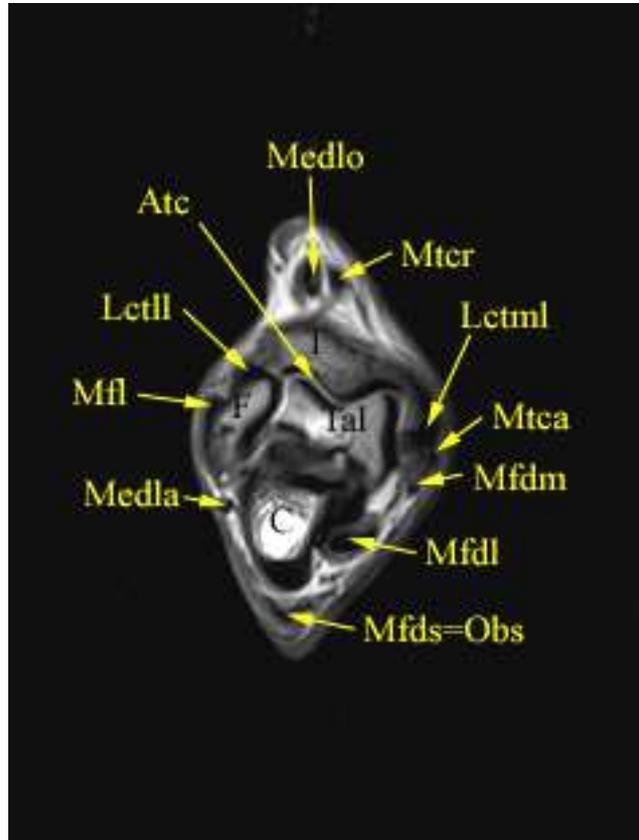


Abbildung 18: CT Knochenfenster.

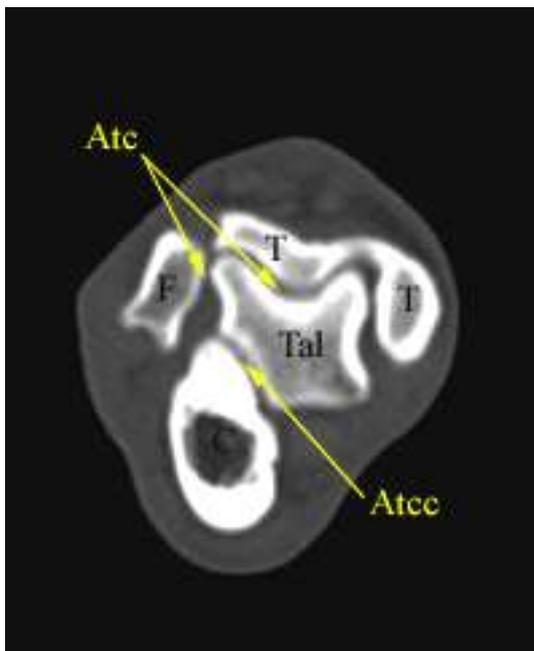
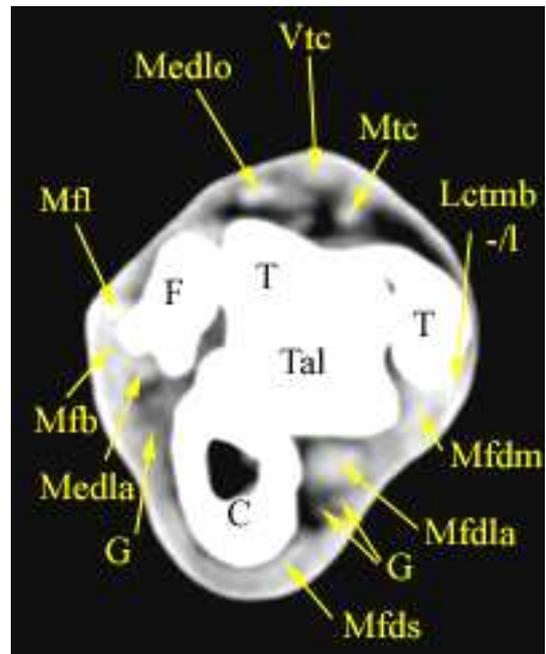


Abbildung 19: CT Weichteilfenster.



Transversalschnitt Nr. 3 durch das Os tarsi centrale.

Abbildung 20: Scheibenplastinat.

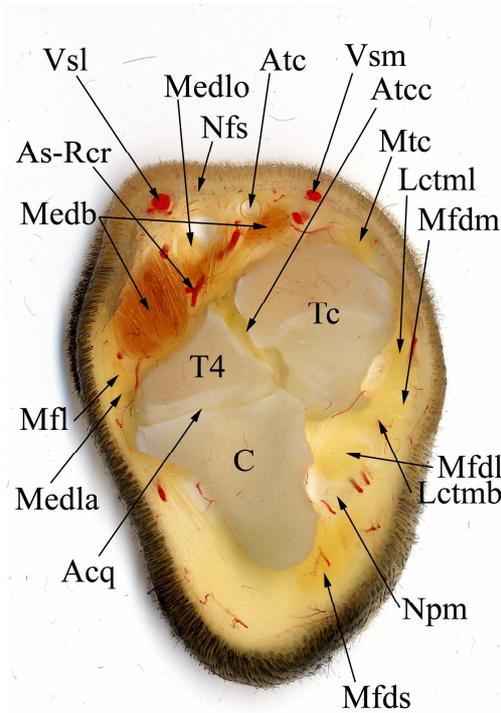


Abbildung 21: MRT (T1-gewichtet).

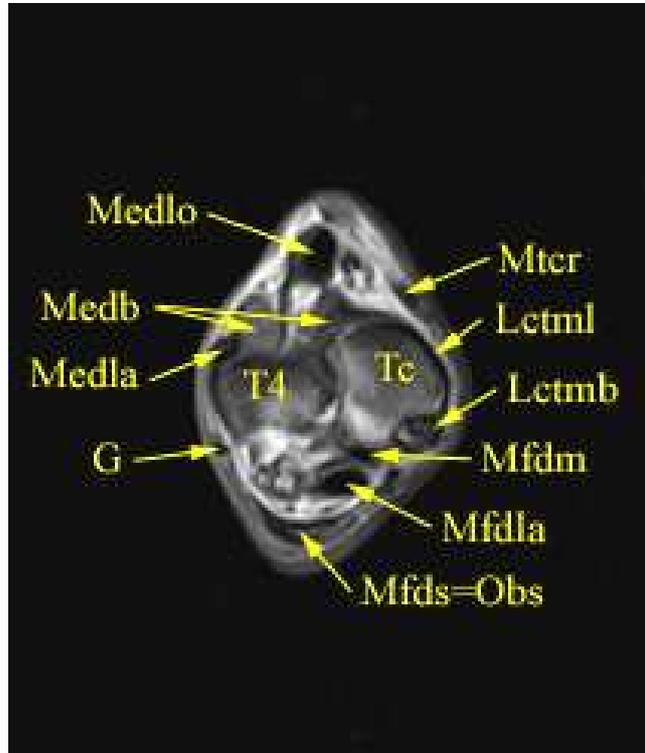


Abbildung 22: CT Knochenfenster.

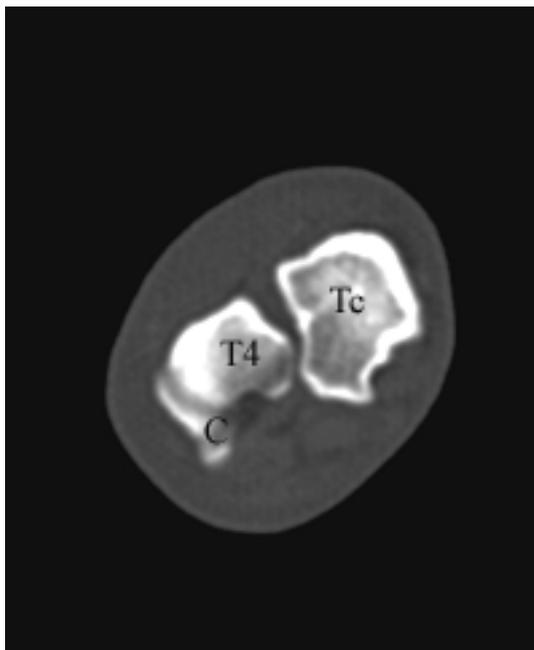
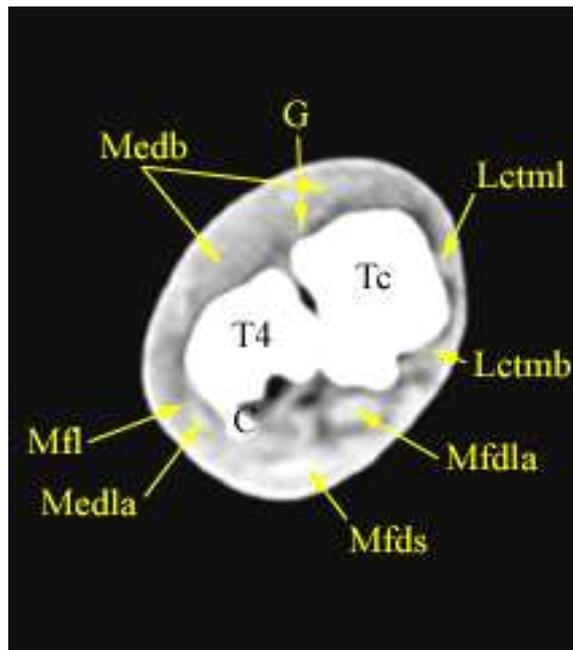


Abbildung 23: CT Weichteilfenster.



Transversalschnitt Nr. 4 durch die metatarsale Reihe.

Abbildung 24: Scheibenplastinat.

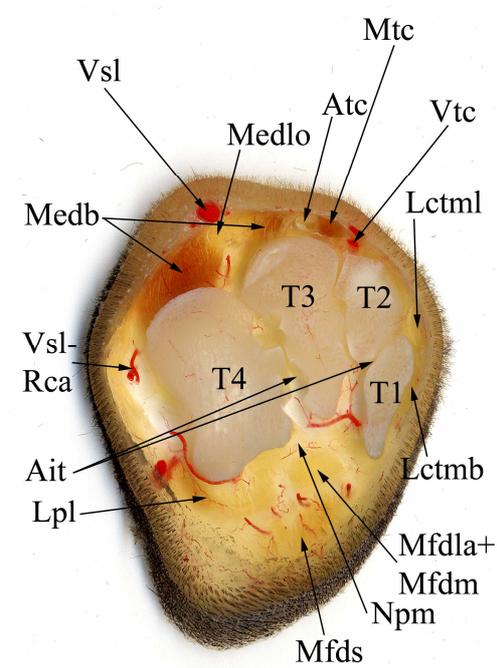


Abbildung 25: MRT (T1-gewichtet).

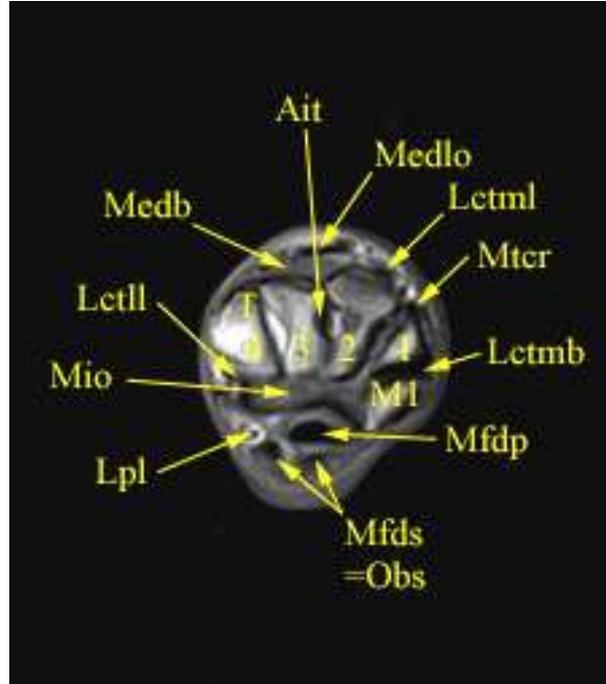


Abbildung 26: CT Knochenfenster.

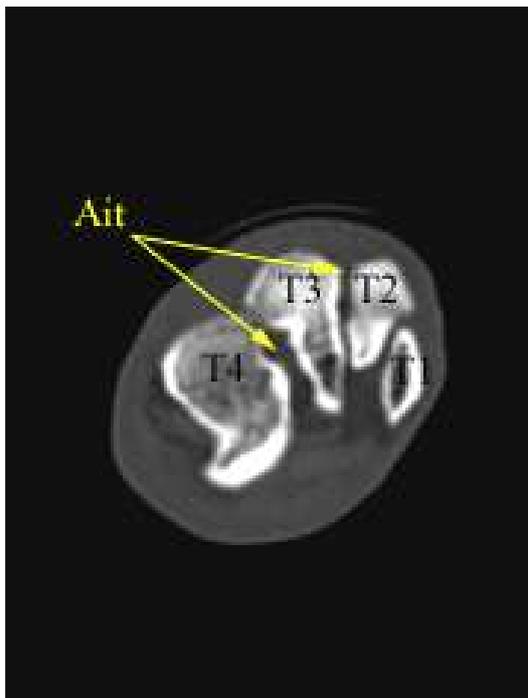
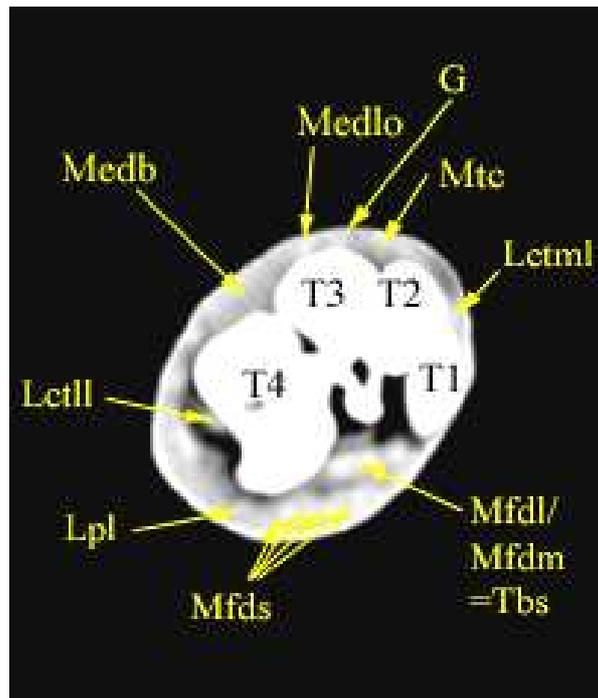


Abbildung 27: CT Weichteilfenster.



Transversalschnitt Nr. 5 durch den proximalen Metatarsus.

Abbildung 28: Scheibenplastinat.

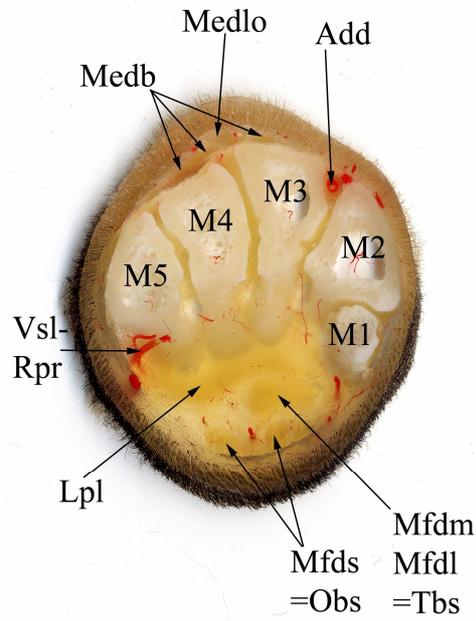


Abbildung 29: MRT (T1-gewichtet).

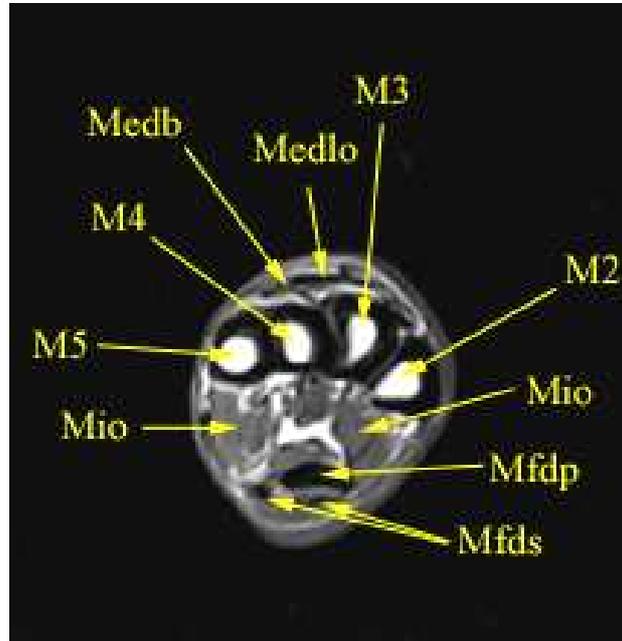


Abbildung 30: CT Knochenfenster.

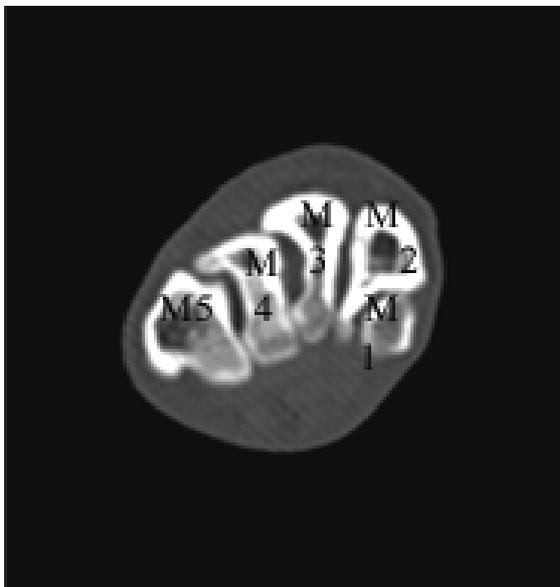
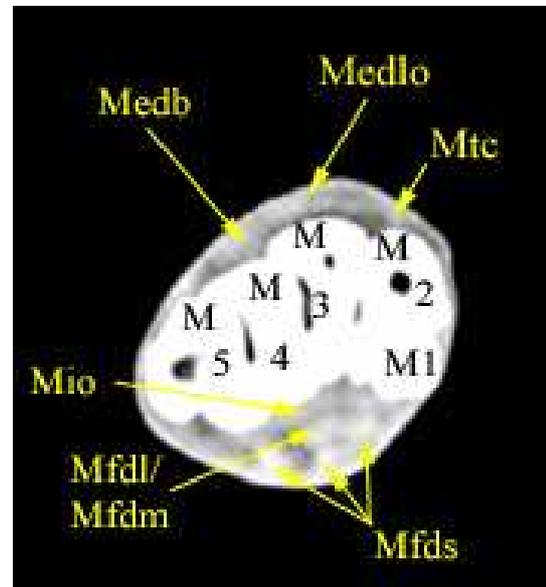


Abbildung 31: CT Weichteilfenster.



3.9 Abbildungen - Sagittale Schnittbildanatomie

Sagittalschnitt Nr. 1 von lateral durch den Calcaneus, das Os tarsale quartum und das Os metatarsale V.

Abbildung 32: Scheibenplastinat.

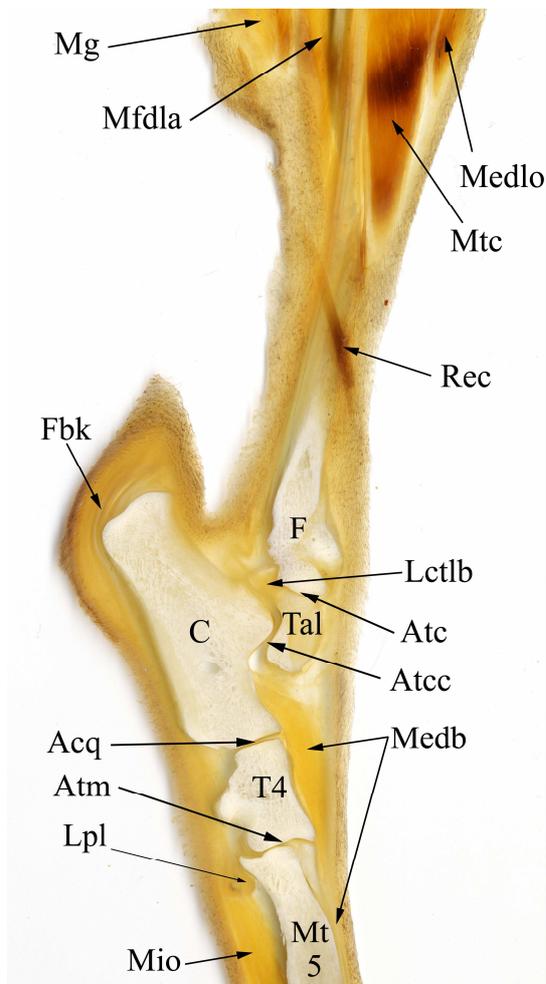


Abbildung 33: MRT (T1-gewichtet).



Abbildung 34: CT Knochenfenster.



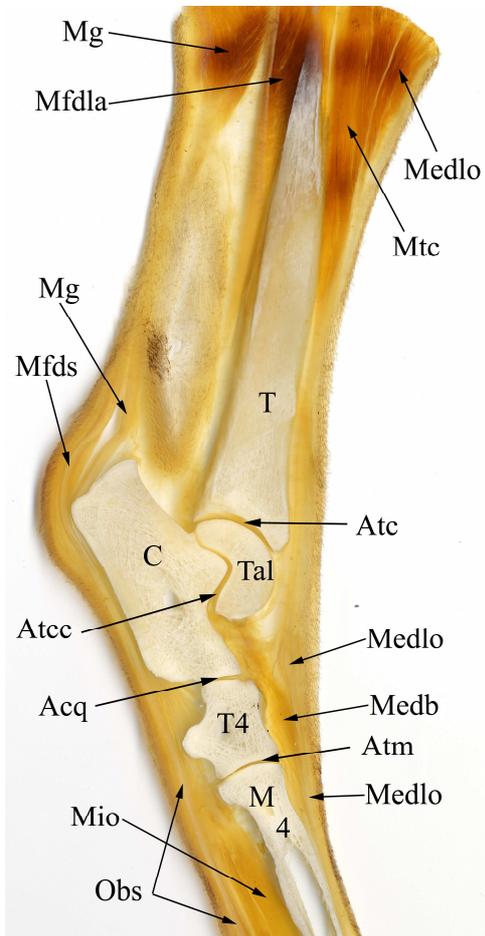
Abbildung 35: CT Weichteilfenster.



Sagittalschnitt Nr. 2 von lateral durch die Tibia, den lateralen Talusrollkamm, den Calcaneus, das Os tarsale quartum und das Os metatarsale IV.

Abbildung 36: Scheibenplastinat.

Abbildung 37: MRT (T1-gewichtet).



Sagittalschnitt Nr. 3 von lateral durch die Tibia, den lateralen Talusrollkamm, den Calcaneus, das Os tarsi centrale, das Os tarsale III und das Os metatarsale III.

Abbildung 40: Scheibenplastinat.

Abbildung 41: MRT (T1-gewichtet).

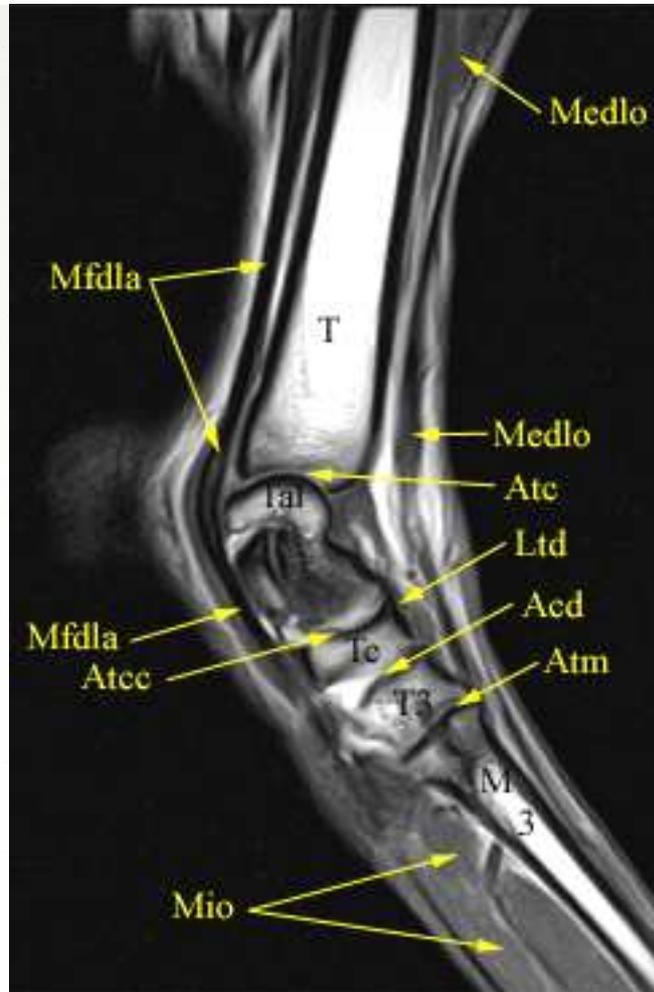
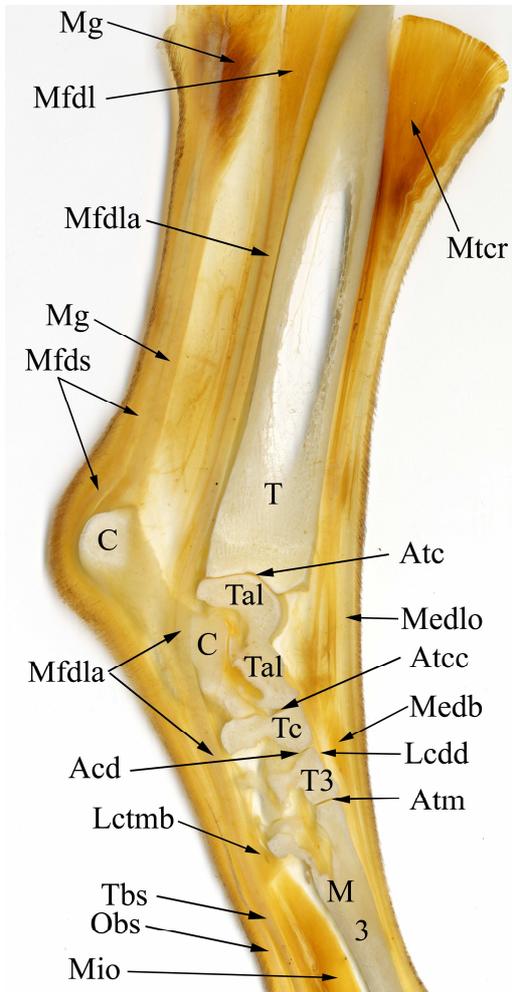


Abbildung 42: CT Knochenfenster.

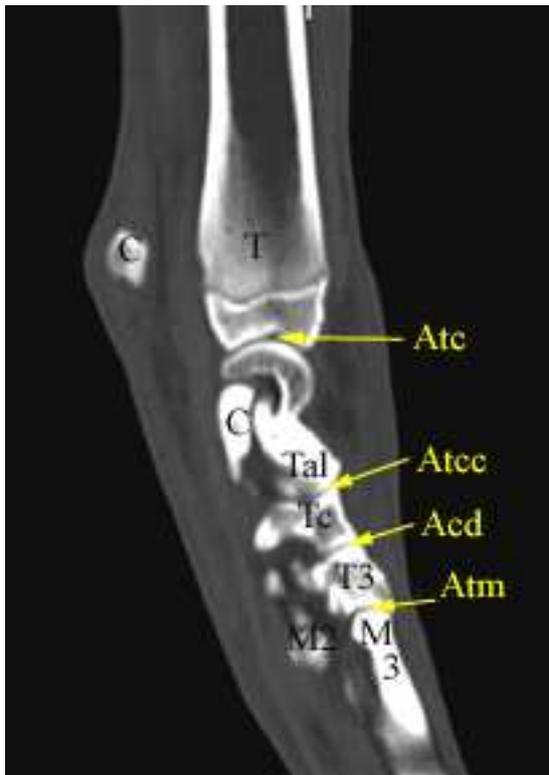
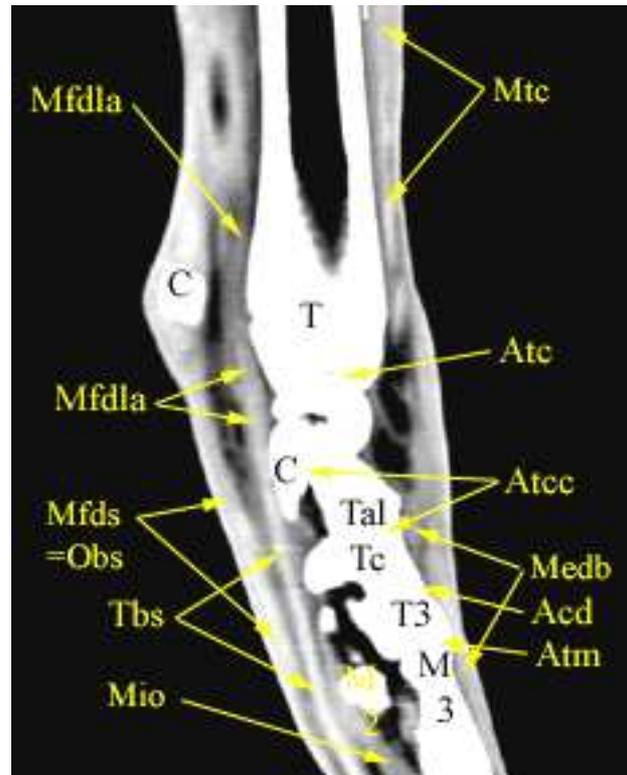


Abbildung 43: CT Weichteilfenster.



Sagittalschnitt Nr. 4 von lateral durch die Tibia, den medialen Talusrollkamm, das Os tarsi centrale, das Os tarsale II und das Os metatarsale II.

Abbildung 44: Scheibenplastinat.

Abbildung 45: MRT (T1-gewichtet).

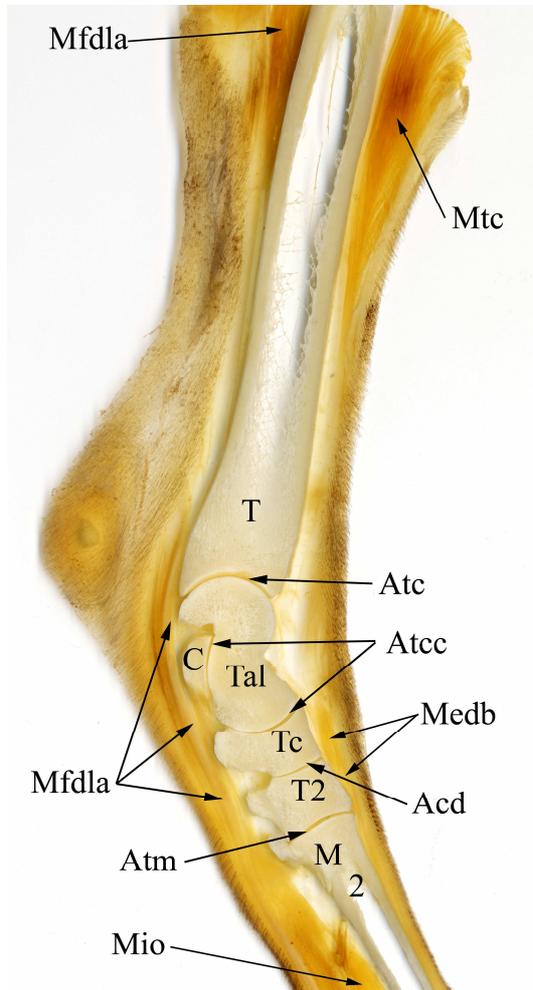
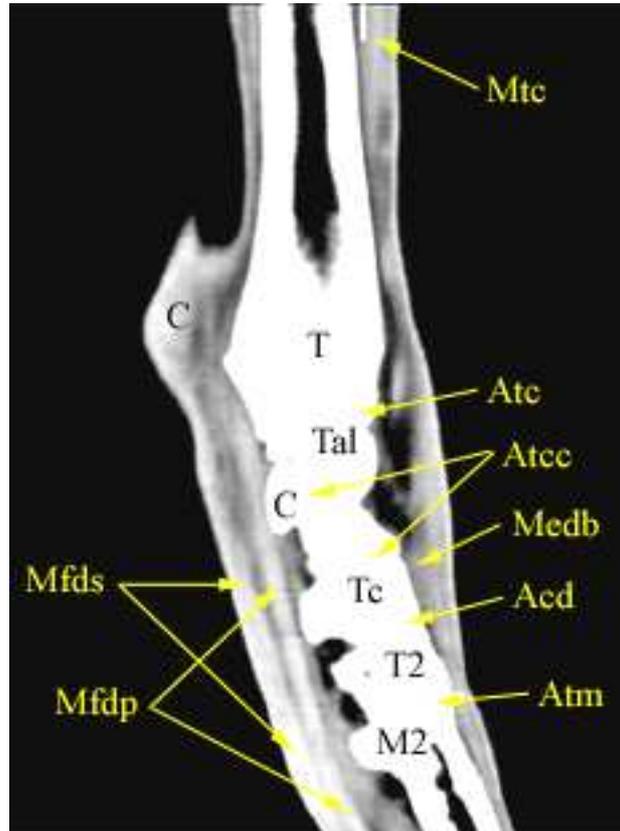


Abbildung 46: CT Knochenfenster.



Abbildung 47: CT Weichteilfenster.



Sagittalschnitt Nr. 5 von lateral durch die Tibia, den medialen Talusrollkamm, das Os tarsi centrale, die Ossa tarsalia I+II und die Ossa metatarsalia I+II.

Abbildung 48: Scheibenplastinat.

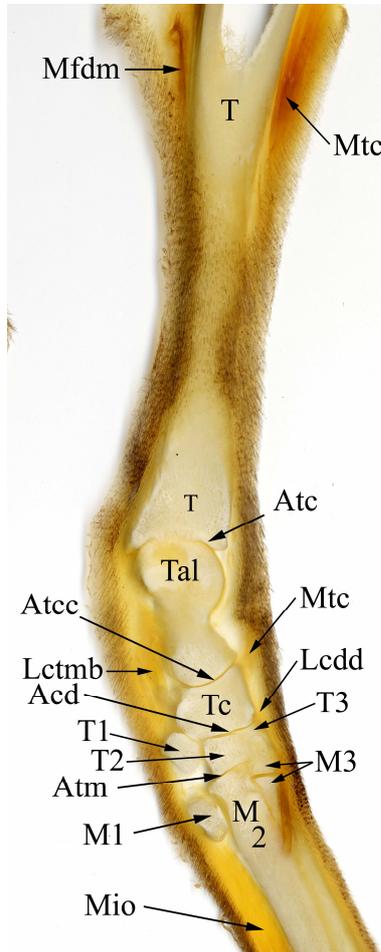


Abbildung 49: MRT (T1-gewichtet).



Abbildung 50: CT Knochenfenster.

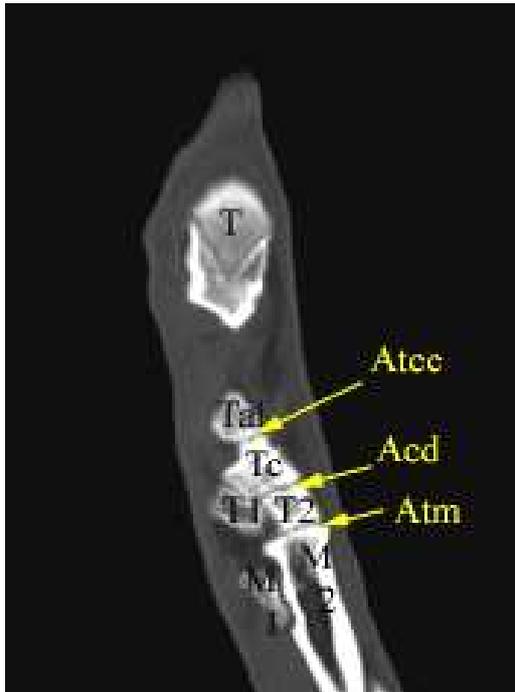
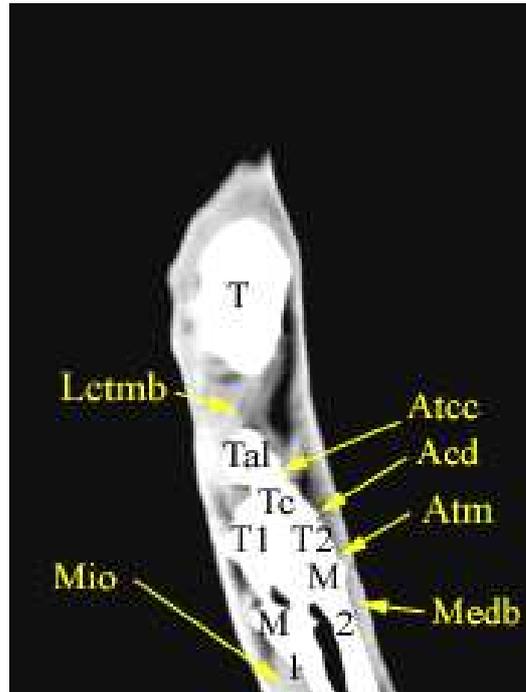


Abbildung 51: CT Weichteilfenster.



3.10 Abbildungen - Dorsale Schnittbildanatomie

Dorsalschnitt Nr. 1 von dorsal.

Abbildung 52: MRT (T1-gewichtet).

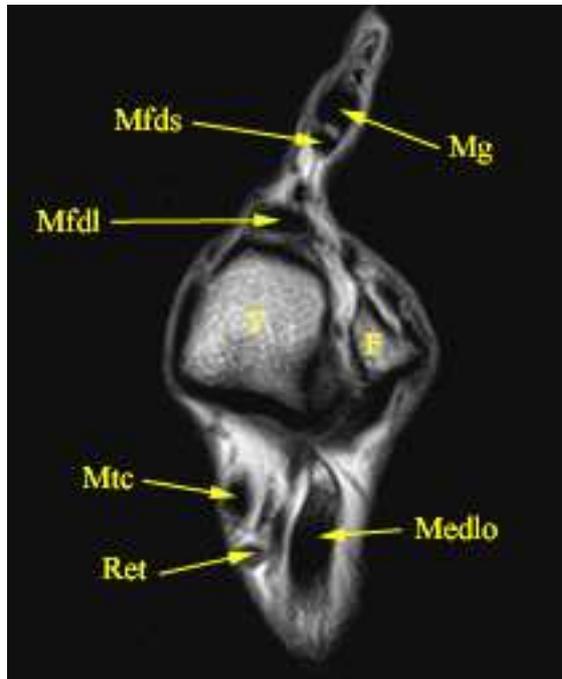
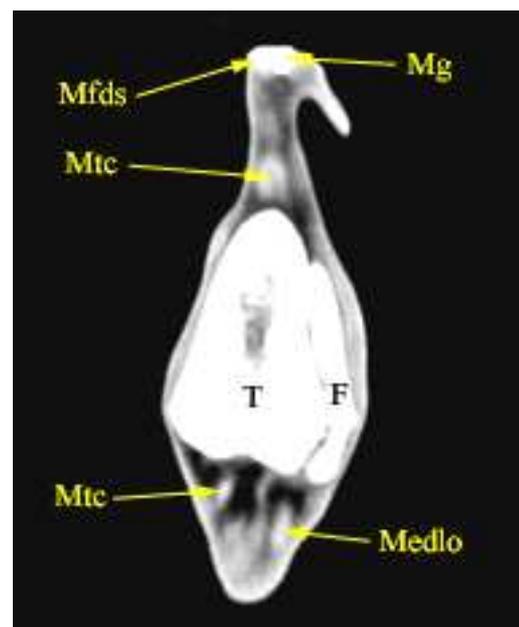


Abbildung 53: CT Knochenfenster.



Abbildung 54: CT Weichteilfenster.



Dorsalschnitt Nr. 2 von dorsal.

Abbildung 55: MRT (T1-gewichtet).

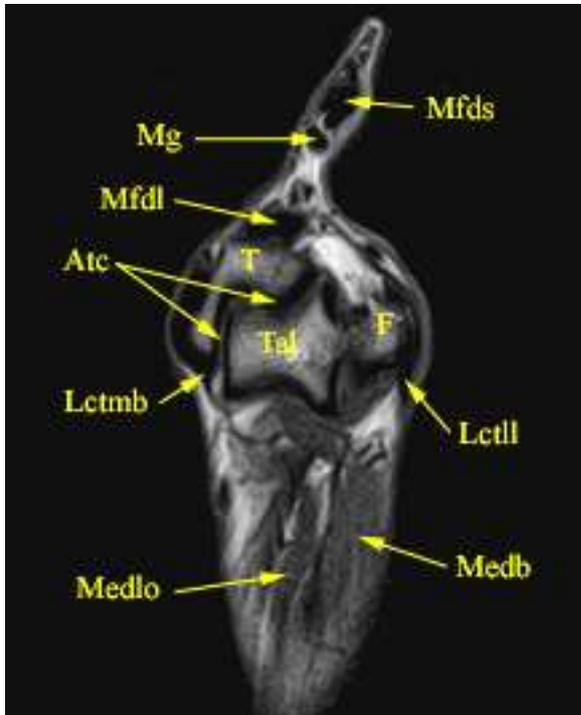


Abbildung 56: CT Knochenfenster.

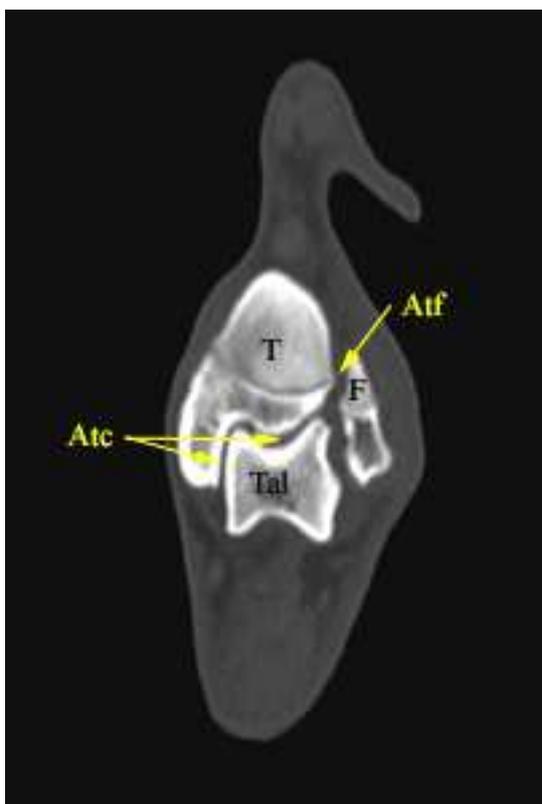
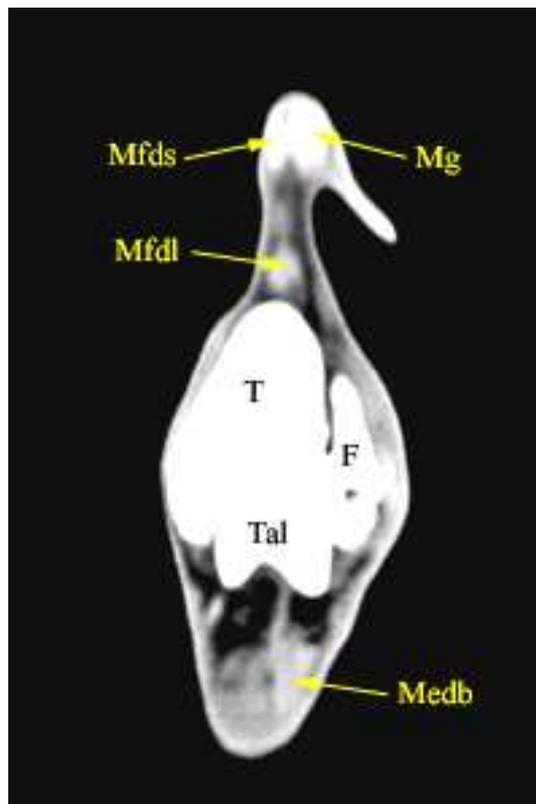


Abbildung 57: CT Weichteilfenster.



Dorsalschnitt Nr. 3 von dorsal.

Abbildung 58: MRT (T1-gewichtet).

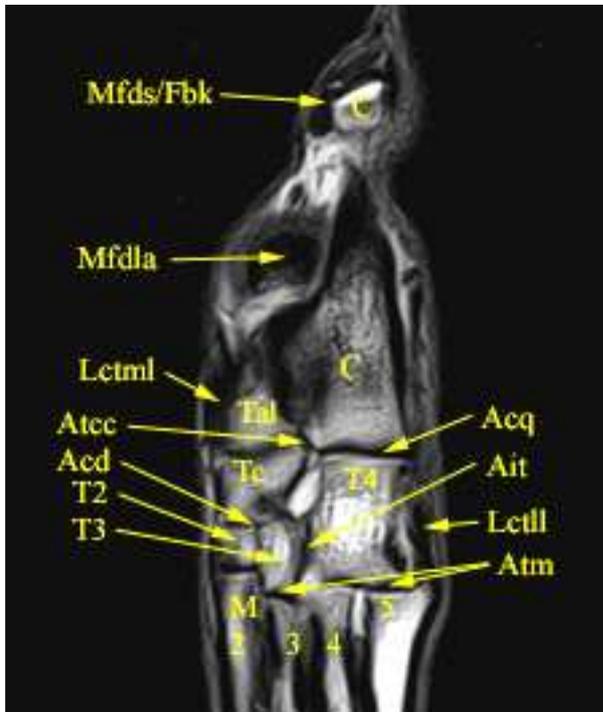


Abbildung 59: CT Knochenfenster.

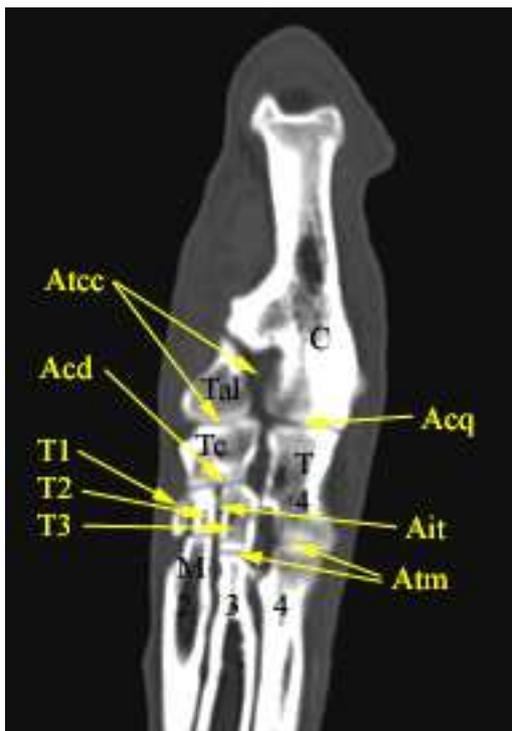
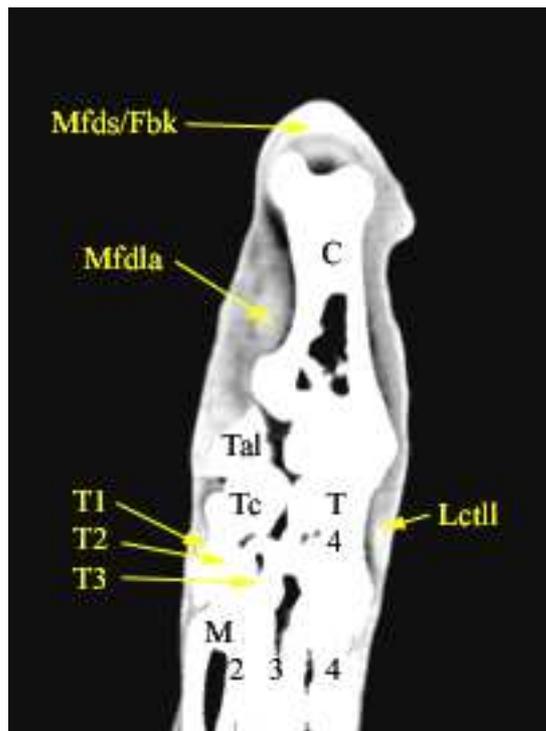


Abbildung 60: CT Weichteilfenster.



Dorsalschnitt Nr. 4 von dorsal.

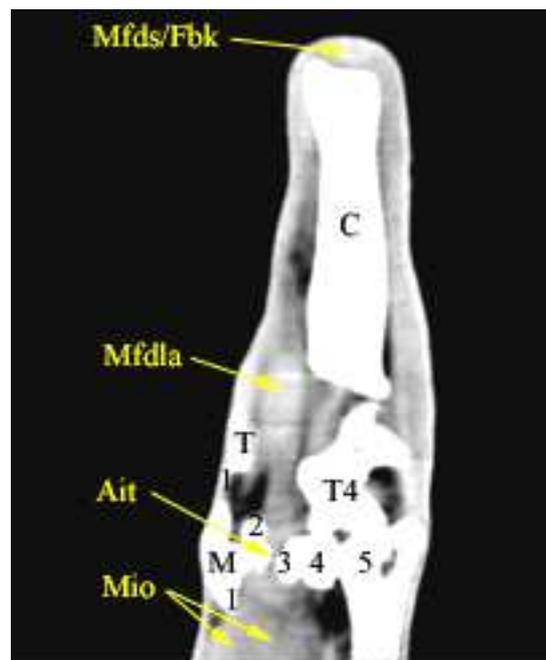
Abbildung 61: MRT (T1-gewichtet).



Abbildung 62: CT Knochenfenster.



Abbildung 63: CT Weichteilfenster.



Dorsalschnitt Nr. 5 von dorsal.

Abbildung 64: MRT (T1-gewichtet).



Abbildung 65: CT Knochenfenster.

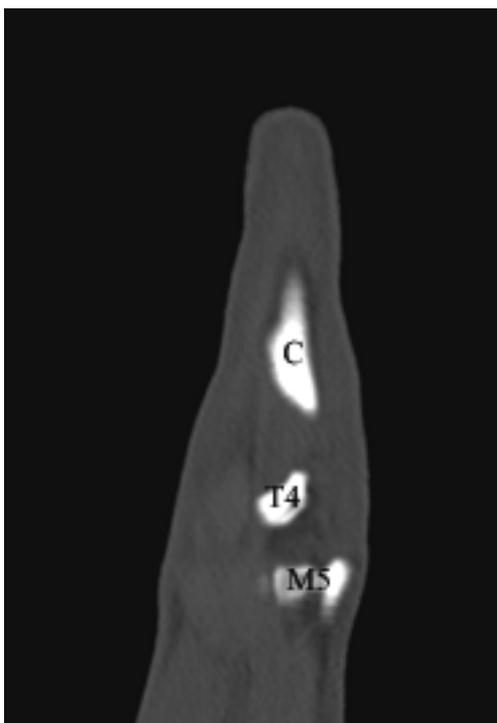
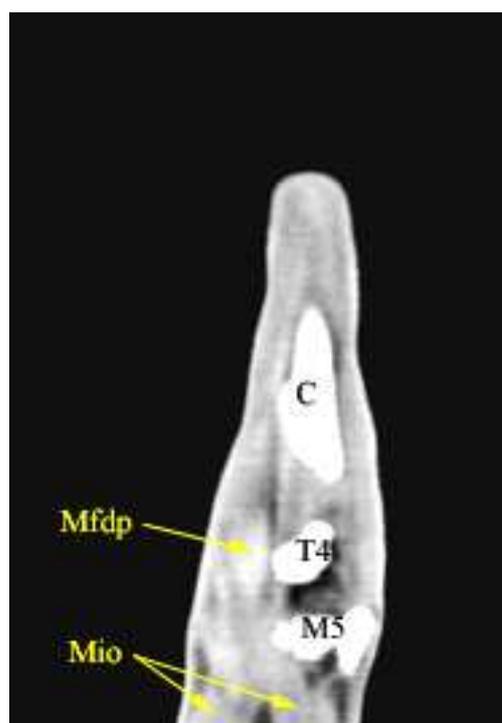


Abbildung 66: CT Weichteilfenster.



4 Diskussion

4.1 Die Hintergliedmaße in der klinischen Praxis

Das canine Tarsalgelenk ist im klinischen Alltag relativ selten vertreten. Während das Kniegelenk und das Hüftgelenk von Hunden sehr häufig die Ursache für Lahmheiten darstellen, ist das Sprunggelenk unterrepräsentiert. Das betrifft vor allem degenerative Veränderungen, die im fortgeschrittenen Stadium zu Beschwerden führen. Ganz vorne stehen dabei unter anderem die Hüftgelenksdysplasie und ihre arthrotischen Folgeerscheinungen, die trotz großer Bemühungen zur Eindämmung über ein gutes Zuchtmanagement bislang nach wie vor mit hohen Krankheitszahlen zu Buche schlägt.

Nicht minder wichtig befinden sich häufig Erkrankungen des Kniegelenkes im Patientenklientel. Hier sind es die degenerativen Veränderungen an den Bandstrukturen, vor allem den Kreuzbändern, und den Menisken, die den Patienten vorstellig werden lassen.

Das Sprunggelenk ist häufig die Lahmheitsursache nach einem Trauma, das zu Verletzungen der Strukturen am Tarsus führt. Dabei können alle am Gelenk beteiligten Strukturen betroffen sein und erfordern daher eine eingehende Untersuchung.

Bei der schrittweisen Annäherung an die Problematik bedient sich der Untersucher zunächst der grundlegenden Anamnese, der Adspektion und klinischen Palpation. Danach wird es in den meisten Fällen nötig sein ein Bild des Gelenkes zu verschaffen, um verdeckte Prozesse einsehen zu können. Nun stellt uns das Sprunggelenk vor eine Herausforderung, wenn es darum geht, die Strukturen und deren komplexes Zusammenspiel bildlich darzustellen. Dabei geht es nicht nur darum, die Tarsalknochen sichtbar zu machen und zu beurteilen. Es geht vielmehr darum, alle Anteile des Gelenkes, also auch Bänder, Muskeln und Sehnen zu begutachten. Zusätzlich muss auch eine Aussage über die Funktionalität und das Zusammenspiel der Gelenkanteile getroffen werden.

Das Sprunggelenk ist im normalen Bewegungsumfang ein sehr wichtiges und komplexes Gelenk. Es leistet zusammen mit dem Kniegelenk einen enormen Beitrag bei der Vorwärtsbewegung und ist für die Schubkraft verantwortlich. Im Gegensatz zum Handgelenk ist das Sprunggelenk physiologisch gewinkelt, was für den Bewegungsablauf und die Statik der Hintergliedmaße nötig ist. Dies bedingt wiederum, dass die Hintergliedmaße in ihrer Stellung eine Fixation erfährt, die sie stabilisiert, was durch Muskeln, Sehnen und Bänder ermöglicht wird. Bei der Bewegung wird unter anderem durch die Beugung des Tarsalgelenkes in der Hangbeinphase die Gliedmaße nach vorn geführt und nach dem Aufsetzen der Gliedmaße auf den Boden in der Stützbeinphase durch Streckung des Gelenkes über Muskelgruppen Vorwärtsschub verursacht (KÖNIG et al. 2005).

Diese Mechanik macht ersichtlich, dass neben der Stützfunktion der Knochen insbesondere auch die Muskulatur zur Stabilisierung und Bewegung wichtig ist.

Diese Weichteilstrukturen entziehen sich in der Röntgendiagnostik weitestgehend dem Betrachter. Grundsätzlich sind knöcherne Strukturen auf Röntgenfilmen sehr gut abzugrenzen, jedoch macht das Tarsalgelenk durch seinen Aufbau und die dabei entstehenden Überlagerungen der Einzelknochen hier eine gute Abgrenzbarkeit schwierig. Neben der Standardprojektion mit mediolateralem und dorsoplantarem Strahlengang bedient man sich Aufnahmetechniken bei denen das Gelenk in verschiedenen Schrägprojektionen durchstrahlt

wird. Diese Technik kann einen wertvollen Beitrag zu einer detaillierteren Röntgendiagnostik liefern. Jedoch bedarf es sehr viel Erfahrung diese Spezialprojektionen richtig anzufertigen und zu interpretieren, um daraus einen effektiven Nutzen ziehen zu können. Außerdem sind diese Aufnahmen nicht dazu geeignet eine 100%ige Aussage zu machen. Falsch-negative Ergebnisse müssen kalkuliert werden.

Zur Prüfung der Funktionalität des Tarsalgelenkes werden Stress- oder auch Funktionsaufnahmen angefertigt. Dabei wird eine Belastung auf gewisse Weichteilstrukturen ausgeübt wie z.B. auf die Seitenbänder. Ziel ist es, eine Aussage zu erhalten, ob Strukturen, die in der normalen Projektion keine Belastung erfahren, sich eventuell im Seitenvergleich unphysiologisch verhalten. So können Bandläsionen oder Instabilitäten indirekt nachgewiesen und Rückschlüsse auf anatomische Strukturen und deren Funktion gezogen werden. Nachteil dieser multiplen Röntgentechniken in Funktionsaufnahmen oder diverser Projektionen ist die Notwendigkeit von Personal, das für eine korrekte Lagerung oder die Ausübung der Belastung am Patienten während der Aufnahme nötig ist. Somit kommt es zu einem großen Materialeinsatz und -verschleiß sowie zu einer nicht unerheblichen Dosisbelastung für das anwesende Personal. Abgesehen davon ist es durchaus nötig, erfahrene oder auch fachkundige Personen diese Aufnahmen anfertigen zu lassen, da gute und diagnostisch auswertbare Bilder anzufertigen sehr anspruchsvoll ist.

Die technischen Möglichkeiten zur Schnittbilddiagnostik liefern in solchen Fällen wertvolle Hilfe. Der größte Nutzen besteht darin Schnittbilder anzufertigen, die die Strukturen überlagerungsfrei darstellen. Die Computertomographie arbeitet zwar ebenfalls mittels Röntgenstrahlung, vermag jedoch die knöchernen Strukturen einzeln und in sehr hoher Auflösung darzustellen. Dies verschafft uns die Möglichkeit knöcherner Defekte, Fraktur- oder Fissurlinien zu erkennen. Knöcherne Veränderungen, lytische Areale oder Proliferationen können erkannt und abgegrenzt werden.

In anderen Körperregionen, in denen es um Weichteilstrukturen wie z.B. dem Gehirn oder Rückenmark geht, wird die Computertomographie bereits von der Magnetresonanztomographie abgelöst. Sie hat inzwischen auch in der Veterinärmedizin deutlich an Präsenz zugenommen und erfreut sich zunehmender Beliebtheit. Ebenso vermag sie durch Schnittbilder einen guten Einblick in Strukturen zu verschaffen, die in der Röntgenuntersuchung verborgen blieben. Dabei ist als Besonderheit der hervorragende Weichteilkontrast zu erwähnen, der es erlaubt auch andere Strukturen als Knochen besser beurteilbar zu machen.

Die knöchernen Anteile des caninen Skelettsystems sind in der Literatur bis ins Detail beschrieben und Bestandteil vieler Untersuchungen.

Bestandteil dieser Arbeit war es aufzuzeigen, ob die Weichteilstrukturen am Tarsalgelenk des Hundes mit Hilfe der Computer- und Magnetresonanztomographie in Schnittbildern dargestellt werden können. Dabei wurden normalanatomische Tarsi von adulten, großwüchsigen Hunden untersucht, um geeignete Untersuchungsparameter festzulegen und um zu eruieren, welche Weichteilstrukturen sich bei den Untersuchungsverfahren darstellen lassen und welche sich dem Betrachter entziehen.

4.2 Die computertomographische Untersuchung

Sie ist aus der derzeitigen Medizintechnik nicht weg zu denken. Seit dem ersten CT-Bild 1971 erfuhr die CT stets Weiterentwicklungen, so dass heute extrem leistungsfähige Geräte eingesetzt werden. Die Technik basiert auf dem Einsatz von Röntgenstrahlung, hat aber im Vergleich zum Röntgenbild den Vorteil, dass Schnittbilder angefertigt werden. Dabei kommen dem Untersucher die hohe Auflösung und die überlagerungsfreie Darstellung

zugute. Wichtig bei der Bildgebung sind die verschiedenen Fensterungsmöglichkeiten mit Hilfe der Grauwertdarstellung von Hounsfield. Somit ist im Vergleich zum Röntgenbild auch eine Darstellung und Beurteilung der Weichteilstrukturen möglich, die zentrales Thema dieser Arbeit waren.

In den Untersuchungen kam ein einzeiliger Spiral-CT der 3. Generation der Firma Siemens vom Typ SOMATOM AR. SP zum Einsatz. Die Patienten wurden sowohl in Pronation, in Supination als auch in Seitenlage auf dem Patiententisch gelagert. Alle Positionen zeigten Vor- und Nachteile. Zwischen Pronation und Supination war die Pronation die bessere Wahl, da man das Gelenk bei nach hinten ausgestreckter Gliedmaße auf dem Tisch aufliegend fixieren konnte und sich in der Gliedmaße keine zu starke Muskelspannung aufbaute. Nachteilig erwies sich bei der Pronation, dass die durch die Atmung bedingten Bewegungen des Thorax sich auf den Körper übertragen können und somit zu einer dezenten, aber dennoch erwähnenswerten Bewegung an den distalen Gliedmaßenanteilen führen können. Außerdem erfährt das Tarsalgelenk durch die Auflage auf dem Tisch eine relativ starke Streckung, die dem natürlichen Standwinkel nicht mehr entspricht.

Die Supination hatte den Vorteil, dass die Atembewegung besser abgepuffert und die Gliedmaße deshalb stabiler gelagert werden konnte. Die Positionierung der zu untersuchenden Gliedmaße erweist sich aber als geringfügig schwieriger, da diese nicht auf dem Tisch aufliegt, sondern durch die Muskelspannung vom Tisch abgehoben wird. Über diverse Lagerungshilfen ließ sich aber eine gut gewinkelte und vor allem stabile Positionierung des Tarsalgelenkes erzielen, mit der störende Einflüsse gut zu kompensieren waren.

Eine Lagerung in Seitenlage war im CT nicht möglich, da somit eine Ausrichtung der Axialschnitte senkrecht zum Metatarsus durch Kippung der Gantry nicht erzielt werden konnte.

Die Gliedmaße der Gegenseite konnte nach kranial abgebeugt und fixiert werden, wenn nur eine Gliedmaße von Interesse war. Sie entzog sich somit dem Untersuchungsgebiet und konnte keine Artefakte verursachen. Das untersuchte Gelenk konnte in physiologischem Winkel in stabiler Position zentral auf dem Tisch fixiert werden.

Die Transversalschnitte wurden primär am Metatarsus orientiert und senkrecht dazu angefertigt. Ob eine Schichtneigung der Gantry vonnöten ist, muss im Einzelfall entschieden werden. Diese hängt in erster Linie von der zu untersuchenden Struktur ab. In dieser Arbeit wurden die axialen Schnitte somit auch an die Plastination angeglichen. Sagittale und dorsale Schnittebenen konnten anhand des erhobenen Datensatzes nachträglich angefertigt werden und zeigten ebenfalls sehr gute Kontraste und Auflösungsqualitäten. Eine freie Wahl der Schnittebene war hier möglich und wurde dem Verlauf des Metatarsus angeglichen.

In der vorliegenden Untersuchung erwiesen sich Schnitte mit 1 mm Schichtdicke als beste Variante, da bei größeren Schichtdicken die Partialvolumenartefakte zu stark ins Gewicht fielen. Es wurden diverse Rekonstruktionsalgorithmen angewandt, um festzustellen bei welchem sich die Strukturen am besten darstellen ließen.

Knöcherne Strukturen ließen sich bei einem relativ harten Kern von 80 am besten abgrenzen. Dabei konnten Knochendetails sehr gut identifiziert und angesprochen werden. Die Fensterlage bei der Knochenuntersuchung variierte beim Fensterzentrum zwischen 300 – 600 HE und bei der Fensterbreite von 1500 – 1800 HE. Abhängig war dies erheblich von der Stärke der knöchernen Struktur und dem Interesse des Betrachters an eher kortikalen oder intramedullären Strukturen.

Bei der Untersuchung der Weichteile kristallisierte sich ein mittlerer Untersuchungskern von 60 als Favorit heraus, der im Vergleich zu noch weicheren Kernen die beste Darstellung bot. Dabei wurden die gleichen Weichteilstrukturen wie z.B. die tiefe Beugesehne in verschiedenen Kernen untersucht bzw. rekonstruiert und verglichen.

Ein weiterer wichtiger Parameter bestand darin Fensterwerte zu entwickeln, die die beste Weichteilbeurteilung ermöglichten. Dazu wurden Bilderserien mit definierten anatomischen Strukturen in verschiedenen Fensterwerten an digitalen Bildbetrachtungsprogrammen mit der Hilfe von Navigationssystemen untersucht. Verschiedene Ebenen wurden herangezogen und es gelang sich bei den Weichteilstrukturen auf ein Fensterzentrum von 50 – 100 und eine Fensterbreite zwischen 200 – 300 festzulegen. Ein fester definierter Wert kann nicht angegeben werden, da dieser von der zu untersuchenden Struktur, dem System, das zur Untersuchung benutzt wird und nicht zuletzt von der untersuchenden Person abhängig ist. So schwanken die Werte z.B. nach Lokalisation oder Gewebeart. In dieser Arbeit wurde mit einem CT der Firma Siemens gearbeitet und kein direkter Gerätevergleich gemacht. Die Qualität der Bilder ist auch von den technischen Komponenten wie beispielsweise den Monitoren abhängig. Individuell verschiedene visuelle Eindrücke der Betrachter können natürlich nicht ausgeschlossen werden. Unter Berücksichtigung dieser Einschränkungen gelten diese Werte für das verwendete System, können bzw. müssen aber gegebenenfalls abgeändert werden.

4.3 Computertomographische Ergebnisse

Die Computertomographie brillierte erwartungsgemäß mit der Darstellung der knöchernen Strukturen. Dabei war die Abgrenzbarkeit und Beurteilbarkeit der Knochen in allen drei Ebenen so gut, dass es kaum vorstellbar ist, Läsionen wie Frakturen, Fissuren oder Gewebsveränderungen wie z.B. Osteolysen nicht darstellen zu können. Topographische Veränderungen wie Lageveränderungen oder unphysiologische Stellungen der Gelenkanteile können ebenfalls exakt erkannt und beurteilt werden. Zu Demonstrationszwecken oder als Orientierungshilfe dienen auch 3D-Projektionen, die frei im Raum drehbar sind und einen guten Überblick verschaffen.

Bei der Darstellung der Weichteilstrukturen überraschten die Möglichkeiten des CTs ebenfalls. Insgesamt kann von einer guten Darstellbarkeit der größeren Muskeln und Sehnen und einer eingeschränkten Darstellbarkeit der Bänder gesprochen werden. Sehr hilfreich war am CT die Möglichkeit jede beliebige Ebene rekonstruieren zu können, z.B. bei der Darstellung der Sehnenstrukturen in der sagittalen Ebene, wo die stärkeren Anteile am Tarsalgelenk wie z.B. die inserierende Achillessehne, aber auch die oberflächliche Beugesehne oder der M. flexor digitorum lateralis und seine Vereinigung mit dem M. flexor digitorum medialis zur tiefen Beugesehne gut anzusprechen waren. Wenig erfolgreich war die Darstellung der kleinen Bänder und Muskelsehnen. Aufgrund des geringeren Weichteilkontrastes sind diese nur undeutlich darstellbar und nicht identifizierbar. Sehr knochenahne Strukturen konnten durch die hyperdensen Kortikalisareale nicht erkannt werden und die Abgrenzbarkeit zum umliegenden Weichteilgewebe war nicht mehr möglich. Dies traf auch auf Gefäße und Nerven zu, die neben dem umgebenden Weichteilgewebe nicht eindeutig anzusprechen waren. In der Untersuchung dieser Arbeit wurden nur normalanatomische und keine pathologischen Strukturen erfasst. Denkbar wäre die Möglichkeit, bei pathologischen Veränderungen auch Strukturen erkennen zu können, die normal physiologisch nicht ansprechbar sind, z.B. durch Umfangsvermehrungen vergrößerte Weichteilstrukturen. Im Umkehrschluss muss aber auch bedacht werden, dass bei pathologischen, z.B. traumatisch veränderten Strukturen das Gewebe so verändert sein kann, dass normalerweise gut darstellbare Anteile dann nicht mehr zu erkennen sind, z. B. durch Hämatome/Ödeme nach einer Sehnenruptur.

Bei der Gefäßdarstellung wäre an den Einsatz von Kontrastmitteln zu denken, die eine Angiographie und somit eine bessere Identifizierung ermöglichen. Dabei wäre die multiple

und variable Schnittführung ebenfalls von Vorteil. Sie würde den Verlauf aufzeigen und damit die Orientierung ermöglichen. Vergleichbar ist dies in den Transversalschnitten der Plastinate zu erkennen. Es kommt hier zur Markierung der Gefäße durch einen Farbstoff, wobei die exakte axiale Schnittebene vorgegeben ist. Es konnten dadurch die Gefäße zum Teil gut angesprochen werden, die genaue Identifizierung ist jedoch nach wie vor nur eingeschränkt möglich.

Sehnenscheiden und Gelenke waren nicht abzugrenzen. Jedoch könnte in manchen Fällen auch hier mittels Kontrast in einer Arthrographie eine Darstellung des Gelenkraumes und seiner Aussackungen erfolgen.

4.4 Die magnetresonanztomographische Untersuchung

Die Kernspintomographie arbeitet im Gegensatz zur Computertomographie nicht mit ionisierenden Strahlen. Dies macht sie schon im Sinne des Strahlenschutzes zu einem sehr interessanten diagnostischen Mittel. Durch das starke Magnetfeld birgt sie zwar andere mechanische Gefahren, jedoch sind bislang keine negativen Auswirkungen auf den Organismus auf molekularer Ebene beschrieben. Bei den hier durchgeführten Untersuchungen wurden die Patienten in einem Magnetom Symphony-Hochfeldgerät der Firma Siemens untersucht. Bei der Positionierung der Patienten ergaben sich die gleichen Erkenntnisse wie bei der CT-Untersuchung. Da bei dieser Technik jedoch alle drei Ebenen am Monitor geplant werden und keine mechanische Kippung möglich und nötig ist, zog man die linke Seitenlage mit angewinkelter Gliedmaße der Gegenseite vor. Es wurden sowohl die im Tisch befindliche CP-Wirbelsäulen-Arrayspule als auch eine CP-Flex-Spule über dem Tarsalgelenk verwendet. Der Kernspintomograph verfügt nun über den Vorteil, dass die Bildgebung mittels verschiedener Sequenzen insofern beeinflusst werden kann, dass Gewebearten unterschiedlich dargestellt werden können. Somit ist es für den Betrachter möglich eine bessere Aussage über die Art und den Umfang von Veränderungen zu machen. Überragend ist die MRT-Bildgebung bei der Darstellung von Weichteilgeweben. Durch die hohen Gewebekontraste wurde in dieser Untersuchung nach einigen Testsequenzen die T1-Sequenz zur Darstellung der Weichteile am Tarsus gewählt. Es handelte sich um eine T1-gewichtete Spinechosequenz mit einem Field-of-View von 140 mm, einer Repetitionszeit von 600 ms, einer Echozeit von 18 ms und einer Schichtdicke von 3 mm. Es wurde ein T1-Localizer in drei Ebenen angefertigt und daran die Untersuchung geplant. Alle Tarsi wurden in drei Ebenen gemessen, wobei auf eine kurze Untersuchungsdauer von ca. 4 Minuten pro Sequenz geachtet wurde, da die Patienten aus medizinisch indizierten Gründen in Narkose gehalten wurden. Eine Rekonstruktion beliebiger Schichten im gemessenen Untersuchungsfeld war bei dieser Sequenz am MRT nicht möglich. Daher beschränkte man sich auf die Untersuchung in den drei zueinander senkrechten Ebenen transversal, sagittal und dorsal. Die Bilddaten wurden auf einem Archivrechner in dem gleichen Bildbetrachtungsprogramm geladen und standen der Untersuchung und Beurteilung zur Verfügung.

4.5 Kernspintomographische Ergebnisse

Die Kernspintomographie hat als jüngere diagnostische Methode der Computertomographie massive Konkurrenz gemacht. In der vorliegenden Untersuchung ging es darum, die

Weichteilstrukturen am caninen Tarsalgelenk soweit möglich darzustellen. Dies gelang mittels Kernspintomographie sehr gut. Es war im Vergleich zum CT eine deutlich bessere Abgrenzbarkeit der Strukturen möglich, diese konnten in ihrem Verlauf besser verfolgt und damit besser identifiziert werden. Die großen Band- und Muskelstrukturen konnten wesentlich präziser und schärfer abgegrenzt werden, es gelang Anteile von Muskelbäuchen oder anderen Gewebearten besser zu differenzieren. Daneben war es aber auch möglich kleinere Strukturen anzusprechen, zum Beispiel kleine intratarsale Bänder. Es gelang nicht immer und nicht in vollem Ausmaß diese zu verfolgen, aber die Differenzierung war dank des hohen Kontrastes bis zu einem gewissen Mindestmaß möglich.

Schwierigkeiten bereitete teilweise die enge Nachbarschaft von Bändern, Sehnen und Blutgefäßen, so dass eine sichere Differenzierung nicht mehr möglich war.

Abstriche sind auch bei den knöchernen Strukturen zu machen. Diese konnten insgesamt zwar auch sehr deutlich dargestellt werden, jedoch lässt sich postulieren, dass durch die enorm vielen Kontraste eine gewisse Bildüberladung und damit eine Unübersichtlichkeit entsteht. Die Struktur der Knochen konnte aber dennoch sehr gut angesprochen werden. Leichte Unschärfen gab es zum Teil im Randbereich der kortikalen Strukturen, da diese sehr hypointens dargestellt waren und nicht so deutlich von der Umgebung abstachen wie im CT. Bei der Beurteilung des intramedullären Knochens ist jedoch wiederum mit einem Vorteil der Kernspintomographie zu rechnen, die z.B. Knochenmarködeme / -infarkte, entzündliche oder neoplastische Strukturen aufzeigen kann.

Nicht alle Blutgefäße und Nerven konnten sicher identifiziert werden, was auf die teilweise zu geringe Größe zurückzuführen war. Nur größere Gefäße wie der Ramus cranialis und die Arteria saphena lateralis konnten anteilig sehr gut dargestellt werden. Gelenke und deren Aussackungen waren in der T1 nur undeutlich abzugrenzen.

Bei diesem diagnostischen Verfahren muss auch daran gedacht werden, dass hier nur normalanatomische Tarsi untersucht wurden. Es muss bei pathologischen Veränderungen sowohl mit einer verbesserten Darstellbarkeit, z.B. durch die Kontrastmittelanreicherung einer neoplastischen Struktur, aber auch mit einer Verschlechterung gerechnet werden, z.B. mit einer hyperintensiven Signalgebung nach einem Trauma.

4.6 Kernspintomographie versus Computertomographie

Grundsätzlich ist zu bemerken, dass bei beiden diagnostischen Verfahren die verschiedenen Gewebearten differenziert werden können. Es scheint sich aber herauszukristallisieren, dass beide Untersuchungsverfahren ihre Spezialgebiete haben. Während die Computertomographie hinsichtlich der knöchernen Strukturen noch die bessere Wahl ist, kann die Kernspintomographie bei den Weichteilstrukturen deutliche Vorteile aufweisen. Nicht zuletzt die Möglichkeit der verschiedenen Darstellbarkeiten der Gewebe in verschiedenen Sequenzen macht sie zu einem Weichteilspezialisten. Jedoch deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die Kernspintomographie auch bei der Beurteilung knöcherner Strukturen eine zunehmend wichtigere Rolle spielt. Die hohen Kontraste und die Ansprechbarkeit feinerer Strukturen führen zu dem Ergebnis, dass bei der Darstellung der Weichteile am Tarsus des Hundes die Kernspintomographie die bessere Wahl ist.

4.7 Ausblick

Die Einschränkung, dass es sich bei den Untersuchungen dieser Arbeit um normalanatomische Strukturen gehandelt hat, ist hier nochmals zu unterstreichen. Somit ist es weiteren Untersuchungen überlassen auch pathologische Fälle in derartige bildgebende Verfahren mit einzubinden. Ob die bildliche Darstellung dann auch dazu dient Röntgenaufnahmen reduzieren zu können oder Verletzungen besser zuordnen und dementsprechend Therapien besser abstimmen zu können, bleibt abzuwarten.

Ein weiterer Schritt wäre es die Funktionsdiagnostik auf die Schnittbilddiagnostik anzuwenden. Bislang ist es noch nicht gelungen die Röntgenfunktionsdiagnostik vollständig zu ersetzen. Die Darstellung der Strukturen von Sehnen und Bändern war bemerkenswert gut möglich, was schon als erster kleiner Schritt in diese Richtung zu werten ist. Das Ergebnis, dass die MRT bei der Darstellung der Weichteile am caninen Tarsus der CT vorzuziehen ist, überrascht nicht sehr, zeigt aber die Möglichkeiten beider Verfahren bildlich auf.

5 Zusammenfassung

Anatomische Darstellung des caninen Tarsalgelenkes mittels Magnetresonanztomographie und Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen

Aufgabe dieser Arbeit war es, die normalanatomischen Weichteilstrukturen des Tarsalgelenkes des Hundes computertomographisch und kernspintomographisch darzustellen und zu beschreiben.

Zum Einsatz kamen dabei ein Somatom-AR-Computertomograph der Firma Siemens, ein einzeliges Spiral-CT der 3. Generation und ein Magnetom-Symphony-Kernspintomograph der Firma Siemens, ein 1,5 Tesla Hochfeld-System.

Die Schnittbilder wurden von gesunden Tarsalgelenken großer Hunde in drei Ebenen angefertigt und mit anatomischen Scheibenplastinaten des Tarsus eines Hundes in sagittaler und axialer Ausrichtung verglichen.

Am CT wurden sowohl die knöchernen Anteile im Knochenfenster als auch die Weichteile im Weichteilfenster dargestellt. Dafür wurden Schnittbilder in axialer Ausrichtung vom Tarsus im 80er und im 60er Kern angefertigt. Beide Datensätze wurden in sagittaler und dorsaler Ebene rekonstruiert und digital abgespeichert. Bei den Weichteilstrukturen erwiesen sich ein Fensterzentrum von 50 – 100 und eine Fensterbreite von 200 – 300 als empfehlenswert. Ein exakter Wert kann aber nicht gegeben werden, da sich die optimale Darstellung nicht generalisieren lässt.

Am MRT wurden von den Gelenken Schnittbilder in axialer, dorsaler und sagittaler Ausrichtung in einer T1-Spinochesequenz angefertigt. Diese Bilddaten wurden auch auf dem digitalen System gespeichert.

Anschließend wurden von den Datensätzen einer Ebene an einem Bildbetrachtungssystem primär die Weichteilstrukturen der beiden unterschiedlichen Untersuchungsverfahren verglichen und soweit möglich identifiziert. Dazu diente ein Navigationssystem, mit dessen Hilfe es möglich war, die Strukturen gleichzeitig in drei Ebenen darzustellen, abzugrenzen und zu vergleichen. Die Scheibenplastinate dienten als Referenzschnitte bei der Lokalisation und anatomischen Identifikation. Es erwies sich eine sehr gute Korrelation der Schnittbilder zueinander.

Die knöchernen Strukturen konnten in beiden Verfahren sehr gut erkannt werden. Die CT wies hier eine hervorragende Detailtreue und Identifikationsmöglichkeit auf. Die MRT konnte die knöchernen Strukturen mit leicht anderer Gewichtung sehr gut darstellen. Wenn auch die Bildgebung der Knochen im MRT nicht den hohen Kontrast zum Weichteilgewebe aufweist wie im CT, so könnte sie mit anderen Informationen über knöchernes Material wie z.B. der Darstellung von Stoffwechseleränderungen der CT den Rang ablaufen.

Beide Systeme ließen auch eine gute Erkennbarkeit der Weichteilstrukturen zu. Deutlich kontrastreicher und exakter war dies jedoch im MRT möglich. Dort gelang es ausgezeichnet gut Muskeln, Sehnen, Bänder und teilweise größere Gefäße anzusprechen. Die Gewebetextur konnte hier besser dargestellt werden und die Detailerkennbarkeit war größer. So waren die großen Muskeln und ihre Sehnen in ihrem Verlauf sehr gut zu verfolgen. Die langen Seitenbänder konnten gut angesprochen werden, die kurzen teilweise. Die kleinen dorsalen Bänder waren andeutungs- oder teilweise anzusprechen, größere Strukturen wie z.B. das Lig. plantare longum waren dagegen durchaus gut visualisiert. Sehnen und Bänder zeigten sich kernspintomographisch hypointens, Muskelbäuche eher intermediär, während sie sich im Computertomographen eher hyperdens erwiesen, sich aber mit Ausnahme der großen Sehnen

nicht gut differenzieren ließen. Gefäße waren nur zum Teil und andeutungsweise zu erkennen, Nerven, Sehnenscheiden und Gelenkkapseln zeigten sich computertomographisch gar nicht. Für die Untersuchung der Weichteilstrukturen am Tarsalgelenk des Hundes lässt sich die MRT als diagnostisches Mittel der Wahl identifizieren. Somit kann sie für die klinische Arbeit einen wichtigen Beitrag leisten, dem Untersucher einen Einblick in den Tarsus und seine Weichteile zu gewähren.

6 Summary

Computed tomographic and magnetic resonance imaging anatomy of the normal canine tarsal joint with special regard to the soft tissue structures

A single-slice helical third generation CT scanner and a high-field magnetic resonance unit with a one Tesla magnetic field were used for this examination. The slices were obtained in sagittal, dorsal and transversal planes from 12 big dogs with normal and healthy tarsi. The anatomic structures were compared with permanent transparent plastinations of two canine tarsi.

In the CT the bony structure was shown in the bone window. However a soft-tissue window with a medium kernel of about 60 was used for muscles, tendons and ligaments. A window setting of 50 – 100 HU for the centre and 200 – 300 HU for the width turned out to be the best for a good contrast of the soft-tissue at the tarsus. It was not able to give a more exact value for these sizes, as diverse conditions have influence on it.

In the MRT a T1 weighted sequence in three dimensions was used to describe the anatomic structure, however also a T2 weighted and a special PD-sequenz were tested. The pictures of both techniques were digitally recorded and compared afterwards on a computer with a special image viewing system. With a navigating-system all three planes especially of the soft-tissue were compared with the plastinations to locate and identify the structures and to compare the two diagnostic systems. A good correlation of the slices was obtained.

It was able to identify the bony structure in both systems very good. The CT allowed a very detailed and accurate view of the bones. The MRT also showed the bony structure very good, however with a slightly different focus. The CT gave us a very high contrast between bone and soft-tissue whereas the MRT offered more information about the bony structure as for example the metabolism of it.

Both computed tomographic and magnetic resonance images allowed good visualisation of ligaments, tendons and muscles. However MRT could show these soft-tissue much more exact and with more contrast. It was possible to visualize muscles, tendons, ligaments and big vessels very good, to identify the tissue and to evaluate it. We could follow the direction of big muscles and their tendons and could see the long lateral ligaments. However the short lateral and dorsal ligaments were not visualized. Sometimes it was not able to distinguish between two anatomic structures, if they were located together too closely. In the magnetic resonance image the tendons and ligaments were depicted hypointens, but in computed tomographic pictures they appeared hyperdens. The muscles were shown of intermediate density but could not be described in CT very well. Smaller soft-tissue structures like joints or their capsules as well as nerves could not be clearly visualized at all. Big vessels could be seen in MRT quite good in parts. Maybe some special sequences are necessary therefore.

To evaluate the soft-tissue on the tarsus of the dog MRT is the better choice. It allows a good visualization of the structure and makes a contribution to the examination of the tarsus and its soft tissues.

7 Literaturverzeichnis

ASSHEUER, J. K., SAGER, M.

Tarsal Joint and Paw, Principles of Imaging Techniques.

In: ASSHEUER, J. K., SAGER, M. (Hrsg.): MRI and CT Atlas of the Dog. Blackwell Science, Berlin, 1997.

BERRY, C. R.

Physical Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging.

In: THRALL, D. E. (Hrsg.): Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology. W. B. Saunders Company, Philadelphia, 4th edition, 2002.

BOCK, M.

Technische Komponente.

In: REISER, M., SEMMLER, W. (Hrsg.): Magnetresonanztomographie. Springer, Heidelberg, Berlin, 3. Auflage, 2002.

BÖHME, G., NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E.

Lendengeflecht und seine Nerven für die Hintergliedmaße.

In: NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (Hrsg.): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band IV, Nervensystem. Parey, Berlin, Hamburg, 1991.

BOYD, J. S., PATERSON, C.

Beckengliedmaße.

In: BOYD, J. S., PATERSON, C. (Hrsg.): Farbatlas der Klinischen Anatomie von Hund und Katze. Enke, Stuttgart, 1994.

BRINKER, W. O., PIERMATTEI, D. L., FLO, G. L.

Frakturen des Tarsus, Metatarsus und der Phalangen, Lahmheitsuntersuchung, Tarsus und Metatarsus.

In: BRINKER, W. O., PIERMATTEI, D. L., FLO, G. L. (Hrsg.): Orthopädie und Frakturenbehandlung beim Kleintier. Schattauer, Stuttgart, New York, 1993.

BRIX, G., BOCK, M.

Physikalische Grundlagen, Bildkontraste und Bildgebungssequenzen, Technische Komponenten.

In: REISER, M., SEMMLER, W. (Hrsg.): Magnetresonanztomographie. Springer, Berlin, Heidelberg, 3. vollst. überarb. u. aktualis. Aufl., 2002.

BRÜHSCHWEIN, A.

Anatomische Darstellung des caninen Karpalgelenkes mittels Magnetresonanztomographie und Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen.

Diss. med. vet., München, 2005.

BRUNNBERG, L.

Spezielle Untersuchung der Hintergliedmaßen.

In: BRUNNBERG L. (Hrsg.): Lahmheitsdiagnostik beim Hund. Parey, Berlin, 1999.

DIK, K. J.

Bildgebende Diagnostik in der Chirurgie.

In: SCHEBITZ, H., BRASS, W., WINTZER, H. J. (Hrsg.): Allgemeine Chirurgie für Tierärzte. Parey, Berlin, Hamburg, 2. Auflage, 1993.

DOLL, G.

persönliche Mitteilung.

München, 2004.

EARLEY, T. D., DEE, J. F.

Trauma to the carpus, tarsus, and phalanges of dogs and cats.

Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1980; Aug; 10 (3): 717-747.

EVANS, H. E., EVANS, S. A.

The Skeleton, Arthrology, The Heart and Arteries, Veins.

In: EVANS, H. E., EVANS, S. A. (Hrsg.): Miller's Anatomy of the Dog.

W. B. Saunders, Philadelphia, 3rd edition, 1993.

FISHMANN, E. K.

Multidetector CT and the Future of CT-Scanning: The Coming Revolution in Workflow and Process Design.

In: REISER, M. F., MUTSUMASA, T., MODIC, M. (Hrsg.): Multislice CT (Medical Radiology / Diagnostic Imaging).

Springer Verlag, Berlin, 2004.

FOLTIN, I.

Kernspintomographische Kriterien für Hüftgelenksdysplasie, Koxarthrose und Morbus Legg-Calvé-Perthes beim Hund.

Diss. med. vet., München, 2002.

FOLTIN, I., RIEDEN, K., MATIS, U.

Kernspintomographische Darstellung und Beurteilung von Kniegelenkerkrankungen des Hundes.

Tierarztl Prax 2004; 32, 1-8.

FREWEIN, J., WAIBL, H., KÖNIG, H. E.

Muskulatur, Blutgefäße, Peripheres Nervensystem.

In: FREWEIN, J., VOLLMERHAUS, B. (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze.

Blackwell Wissenschaft, Berlin, 1994.

FROEHLICH, J. M.

MR-Kontrastmittel.

In: WEISHAUPT D., KÖCHLIE, V. D., MARINCEK B. (Hrsg.): Wie funktioniert MRI?

Springer, Berlin, Heidelberg, 2003.

GALANSKI, M., PROKOP, M.

Grundlagen.

In: GALANSKI, M., PROKOP, M. (Hrsg.): Ganzkörper-Computertomographie.

Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2005.

GAVIN, P. R.

MRI: Now and the future, Comparison of CT vs. MRI.
Proceedings of the 12th ESVOT Congress, Munich, 2004.

GIELEN, I., van RYSSSEN, B., van BREE, H.

Arthrology-Diagnostic imaging: is CT the answer?
Proceedings of the 12th ESVOT Congress, Munich, 2004.

GRAU, H.

Das Muskelsystem, Der aktive Bewegungsapparat.
In: ELLENBERGER, W., BAUM, H. (Hrsg.): Handbuch der vergleichenden Anatomie der
Haustiere. Springer, Berlin, 1943.

GUILLARD, M. J.

Fractures of the central tarsal bone in eight racing greyhounds.
Vet Rec 2000; Oct 28; 147 (18): 512-515.

HOFER, M.

Physikalische und technische Grundlagen.
In: HOFER, M. (Hrsg.): CT-Kursbuch: Ein Arbeitsbuch für den Einstieg in die
Computertomographie.
Didamed Verlag, Düsseldorf, 2006.

HOLT, P. E.

Ligamentous injuries to the canine hock.
J Small Anim Pract 1974; 15 (7): 457-474.

HOLT, P. E.

Fracture-dislocation of the tibio-tarsal joint in a dog.
Vet Rec 1976; 99 (17): 335-336.

IMHOF, H., KAINBERGER, F., BREITENSEHER, M., GRAMPP, S., RAND, T.
Gelenke.

In: REIMER, P., PARIZEL, P. M., STICHNOTH, F. A. (Hrsg.): Klinische MR-Bildgebung.
Springer, Berlin, Heidelberg, 2000.

KOCH, T., BERG, R.

Blutgefäßsystem, Nervensystem.
In: KOCH, T., BERG, R. (Hrsg.): Lehrbuch der Veterinär-Anatomie. Bd. 3, Die grossen
Versorgungs- und Steuerungssysteme.
Gustav Fischer Verlag, Jena, Stuttgart, 1992.

KOCH, T., BERG, R.

Osteologie, Gelenk- und Bänderlehre, Arthrologie und Syndesmologie, Spezielle
Muskellehre, Spezielle Myologie.
In: KOCH, T., BERG, R. (Hrsg.): Lehrbuch der Veterinär-Anatomie. Bd. 1, Bewegungs-
apparat.
Gustav Fischer Verlag, Jena, Stuttgart, 1992.

- KÖNIG, H. E., MAIERL, J., LIEBICH, H. G.
Skelett des Hinterfußes, Hinterfußverbindungen, Muskeln der Beckengliedmaße,
Topographisch-klinische Anatomie.
In: KÖNIG, H. E., LIEBICH, H. G. (Hrsg.): Anatomie der Haussäugetiere. Lehrbuch und
Farbatlas für Studium und Praxis.
Schattauer, Stuttgart, 3. Auflage, 2004.
- KOTTER, E., LANGER, M.
Digital radiography with large-area flat-panel detectors.
Eur Radiol 2002, 12 (10): 2562-2570.
- LAUBENBERGER, T., LAUBENBERGER, J.
Röntgenstrahlen und ihre Eigenschaften, Röntgentechnik, Röntgenröhre und Generator,
Digitale Radiographie, Computertomographie, Magnetresonanztomographie.
In: LAUBENBERGER, T., LAUBENBERGER, J. (Hrsg.): Technik der medizinischen
Radiologie.
Deutscher Ärzteverlag, Köln, 7. Auflage, 1999.
- NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E., WILLE, K.-H., WILKENS, H.
Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem, Aktiver Bewegungsapparat.
In: NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (Hrsg.): Lehrbuch der Anatomie der
Haustiere. Bd. 1, Bewegungsapparat.
Verlag Paul Parey, Berlin, Hamburg, 1992.
- NITZ, W. R.
Grundlegende Prinzipien der MR-Bildgebung.
In: REIMER, P., PARIZEL, P. M., STICHOOTH, F. A. (Hrsg.): Klinische MR-Bildgebung.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2000.
- OBERMAIER, H.
persönliche Mitteilung.
München, 2007.
- OWENS, J. M., ACKERMAN, N., NYLAND, T.
Roentgenology of joint trauma.
Vet Clin North Am 1978; 8 (3): 419-451.
- REESE, S., BUDRAS, K. D.
Beckengliedmaße.
In: BUDRAS, K. D., FRICKE, W., RICHTER, R. (Hrsg.): Atlas der Anatomie des Hundes.
Schlütersche, Hannover, 7. überarb. Auflage, 2004.
- RIEDER, SIEMENS.
persönliche Mitteilung.
München, 2004.
- SCHALLER, O.
Osteologia, Myologia, Angiologia, Systema nervosum.
In: SCHALLER, O. (Hrsg.): Illustrated Veterinary Anatomical Nomenclature.
Enke, Stuttgart, 1992.

SCHALLER, S., FLOHR, T.

Computed Tomography- Past, Present, Future.

In: REISER, M. F., MUTSUMASA, T., MODIC, M. (Hrsg.): Multislice CT (Medical Radiology/ Diagnostic Imaging). Springer, Berlin, Heidelberg, 2004.

SCHEBITZ, H., WILKENS, H., WAIBL, H., MAYERHOFER, E., MATIS, U., KÖSTLIN, R.

Beckengliedmaße, Tarsus.

In: SCHEBITZ, H., WILKENS, H., WAIBL, H., MAYERHOFER, E., MATIS, U., KÖSTLIN, R. (Hrsg.): Atlas der Röntgenanatomie des Hundes. Parey, Berlin, 2. Auflage, 2005.

SCHILD, H. H.

MRI made easy.

Schering AG, Berlin, 1990.

SCHMALTZ, R.

Über die Beschreibung der Venen.

Berl Tierärztl Wochenschr 1990; 193-195.

SCHWARZE, I.

Computertomographische Untersuchungen am Sprunggelenk des Rindes.

Diss med vet, München, 1998.

SIEMENS AG.

Medizinische Technik CTM Computertomographie, Sicherheit, Systembeschreibung.

In: SIEMENS AG. (Hrsg.): Somatom AR/ Spiral Referenz Gebrauchsanweisung. Forchheim, 1995.

SIEMENS AG.

Magnets, Spins and Resonances.

Siemens Medical Solutions, Erlangen, 2003.

SOMMERHOF, SIEMENS.

persönliche Mitteilung.

München, 2007.

STICKLE, R. L., HATHCOCK, J. T.

Interpretation of computed tomographic images.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 1993, 23 (2): 417-435.

THRALL, D. E., WIDMER, W. R.

Radiation Physics, Radiation Protection and Darkroom Theory.

In: THRALL, D. E. (Hrsg.): Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology. WB Saunders Company, Philadelphia, 2002.

VAUGHAN, L. C.

Disorders of the tarsus in the dog. I.

Br Vet J 1987; 143 (5): 388-401.

VOLLMERHAUS, B., FREWEIN, J., WAIBL, H., ROOS, H., KNOSPE, C.
Skelett, Gelenke.

In: FREWEIN, J., VOLLMERHAUS, B. (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze. Blackwell Wissenschaft, Berlin, 1994.

WAIBL, H., WILKENS, H., MÜNSTER, W.

Arterien, Venen.

In: NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E., WILLE, K.-H., WILKENS, H. (Hrsg.):
Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band III, Kreislaufsystem.
Parey, Berlin, 1996.

WEISHAUP, D., KÖCHLI, V. D., MARINCEK, B.

Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der
Magnetresonanzbildgebung.

Springer Verlag, Berlin, 2006.

WIDMER, W. R., BRAUNSTEIN, E. M., HILL, M. A., O'CONNOR, B. L., VISCO, D. M.

Radiographic and magnetic resonance imaging of the stifle joint in experimental osteoarthritis
of dogs.

Vet Radiol Ultrasound, 1994, 35: 371-383

WORLD ASSOCIATION OF VETERINARY ANATOMISTS

Nomina Anatomica Veterinaria.

Hannover, Columbia, Gent, Sapporo, 2005.

ZIETSCHMANN, O.

Das Skelettsystem. Der passive Bewegungsapparat. Die Arterien. Die Venen.

In: ELLENBERGER, W., BAUM, H. (Hrsg.): Handbuch der vergleichenden Anatomie der
Haustiere.

Springer, Berlin, 1943.

8 Anhang

8.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Proton und Elektron.

Abbildung 2: Kernspin und magnetischer Dipol.

Abbildung 3: Spin und Präzession.

Abbildung 4: T1-Relaxationskurve.

Abbildung 5: T2-Relaxationskurve.

Abbildungen 6 und 7: Die Standardprojektionen des Tarsalgelenkes.

Abbildungen 8, 9, 10 und 11: Dreidimensional rekonstruierter CT-Datensatz des knöchernen Tarsus, Ansicht in vier Ebenen.

Transversalschnitt Nr. 1 durch den proximalen Calcaneus.

Abbildung 12: Scheibenplastinat.

Abbildung 13: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 14: CT Knochenfenster.

Abbildung 15: CT Weichteilfenster.

Transversalschnitt Nr. 2 durch die Trochlea tali.

Abbildung 16: Scheibenplastinat.

Abbildung 17: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 18: CT Knochenfenster.

Abbildung 19: CT Weichteilfenster.

Transversalschnitt Nr. 3 durch das Os tarsi centrale.

Abbildung 20: Scheibenplastinat.

Abbildung 21: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 22: CT Knochenfenster.

Abbildung 23: CT Weichteilfenster.

Transversalschnitt Nr. 4 durch die metatarsale Reihe.

Abbildung 24: Scheibenplastinat.

Abbildung 25: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 26: CT Knochenfenster.

Abbildung 27: CT Weichteilfenster.

Transversalschnitt Nr. 5 durch den proximalen Metatarsus.

Abbildung 28: Scheibenplastinat.

Abbildung 29: MRT (T1-gewichtet) .

Abbildung 30: CT Knochenfenster.

Abbildung 31: CT Weichteilfenster.

Sagittalschnitt Nr. 1 von lateral durch den Calcaneus, das Os tarsale quartum und das Os metatarsale V.

Abbildung 32: Scheibenplastinat.

Abbildung 33: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 34: CT Knochenfenster.

Abbildung 35: CT Weichteilfenster.

Sagittalschnitt Nr. 2 von lateral durch die Tibia, den lateralen Talusrollkamm, den Calcaneus, das Os tarsale quartum und das Os metatarsale IV.

Abbildung 36: Scheibenplastinat.

Abbildung 37: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 38: CT Knochenfenster.

Abbildung 39: CT Weichteilfenster.

Sagittalschnitt Nr. 3 von lateral durch die Tibia, den lateralen Talusrollkamm, den Calcaneus, das Os tarsi centrale, das Os tarsale III und das Os metatarsale III.

Abbildung 40: Scheibenplastinat.

Abbildung 41: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 42: CT Knochenfenster.

Abbildung 43: CT Weichteilfenster.

Sagittalschnitt Nr. 4 von lateral durch die Tibia, den medialen Talusrollkamm, das Os tarsi centrale, das Os tarsale II und das Os metatarsale II.

Abbildung 44: Scheibenplastinat.

Abbildung 45: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 46: CT Knochenfenster.

Abbildung 47: CT Weichteilfenster.

Sagittalschnitt Nr. 5 von lateral durch die Tibia, den medialen Talusrollkamm, das Os tarsi centrale, die Ossa tarsalia I+II und die Ossa metatarsalia I+II.

Abbildung 48: Scheibenplastinat.

Abbildung 49: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 50: CT Knochenfenster.

Abbildung 51: CT Weichteilfenster.

Dorsalschnitt Nr. 1 von dorsal.

Abbildung 52: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 53: CT Knochenfenster.

Abbildung 54: CT Weichteilfenster.

Dorsalschnitt Nr. 2 von dorsal.

Abbildung 55: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 56: CT Knochenfenster.

Abbildung 57: CT Weichteilfenster.

Dorsalschnitt Nr. 3 von dorsal.

Abbildung 58: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 59: CT Knochenfenster.

Abbildung 60: CT Weichteilfenster.

Dorsalschnitt Nr. 4 von dorsal.

Abbildung 61: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 62: CT Knochenfenster.

Abbildung 63: CT Weichteilfenster.

Dorsalschnitt Nr. 5 von dorsal.

Abbildung 64: MRT (T1-gewichtet).

Abbildung 65: CT Knochenfenster.

Abbildung 66: CT Weichteilfenster.

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beispiele für Dichtewerte verschiedener Körpergewebe in Hounsfield-Einheiten (HE) nach BERRY (2002).

Tabelle 2: Beispiele für verschiedene Fensterwerte nach HOFER (2003).

Tabelle 3: T1- und T2-Werte (in ms) für verschiedene menschliche Gewebe nach WEISHAUPT et al. (2003).

Tabelle 4: Einfluss der Repetitions- und Echozeit auf die Wichtung eines MRT-Bildes.

Tabelle 5: Zeitliche Dimensionen kurzer und langer Echo- bzw. Repetitionszeiten.

Tabelle 6: Relative Relaxationszeiten von Wasser und Fett sowie ihre Darstellung auf MRT-Bildern.

Tabelle 7: Einfluss von verschiedenen Bild- und Sequenzparametern auf das SNR nach WEISHAUPT et al. (2003).

Tabelle 8: Einfluss von Matrix, Schichtdicke und Field-of-View auf die räumliche Auflösung nach WEISHAUPT et al. (2003).

Tabelle 9: Einfluss von verschiedenen Sequenzparametern auf die Bildaufnahmezeit nach WEISHAUPT et al. (2003).

Tabelle 10: Übersicht über die Beuger des Tarsalgelenkes und die Strecker der Zehengelenke mit ihren Hilfseinrichtungen nach KÖNIG et al. (2005).

Tabelle 11: Übersicht über die Strecker des Sprunggelenkes und die Beuger der Zehengelenke mit ihren Hilfseinrichtungen nach KÖNIG et al. (2005).

Tabelle 12: Einige ausgewählte Gerätedaten des CT.

Tabelle 13: Einige ausgewählte Gerätedaten des MRT.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. Dr. habil. R. Köstlin für die Überlassung des interessanten Themas, für seine Anregungen bei der Durchführung dieser Arbeit und seine Unterstützung recht herzlich danken.

Ein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Dr. habil. U. Matis, Vorstand der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik, für ihre tatkräftige Unterstützung und Bereitstellung aller nötigen Einrichtungen zur Anfertigung der Arbeit.

Bei Herrn Herman Obermayer, Präparator und Plastinator am Institut für Tieranatomie I der LMU München, möchte ich mich ganz besonders bedanken für die arbeitsintensive Anfertigung der anatomischen Scheibenplastinate und die geduldige Erklärung der Plastinationstechnik für die Anwendung am Tarsalgelenk des Hundes.

Des Weiteren bedanke ich mich in diesem Zusammenhang bei Herrn Prof. Dr. med. vet. Dr. h. c. mult. H.G. Liebich, Vorstand des Lehrstuhls für Tieranatomie I, für die überaus freundliche Bereitstellung der Bilder der Scheibenplastination des caninen Tarsalgelenkes für diese Arbeit.

Herrn Dr. Brühschwein danke ich für seine unerschöpfliche Hilfestellung und Unterstützung mit Rat und Tat bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Ferner möchte ich mich auch bei meinen Kollegen Frau Dr. K. Flatz und Herrn Dott. L. Muraro für die gute Zusammenarbeit und ihre Hilfe bedanken.

Den Mitarbeitern der Röntgenabteilung Herrn R. Grauert, Herrn T. Bauer, Frau E. Zindel-Sodahon, Frau B. Wegmershaus sowie Frau B. Frobels danke ich für ihre Unterstützung und ihr Verständnis.

Frau Dr. P. Kremer mit Juba möchte ich für die Hilfsbereitschaft danken.

Herrn PD Dr. med. vet. J. Maierl danke ich für die Anregungen bei der anatomischen Nomenklatur.

Dank gilt auch Frau Dr. I. Roemer für die Unterstützung bei der Anfertigung und Korrektur des Manuskriptes.

Großer Dank gebührt nicht zuletzt meinem Bruder Herrn Prof. Dr. med. Ch. Zöllner für die aufopfernde Unterstützung in jeglichen Fragestellungen, die sich im Zusammenhang mit der Arbeit ergeben haben.

Schließlich bedanke ich mich bei meinem Vater Herrn B. Zöllner und seiner Lebensgefährtin Frau A. Köthe, die mir das Studium und das Anfertigen der Dissertation überhaupt ermöglicht und mich in allen Belangen unterstützt haben.