

Aus der Chirurgischen Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie des Pferdes

sowie Gerichtliche Tiermedizin

Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards

Erstellung eines Messprotokolls für die kernspintomographische Untersuchung von Fohlen
im Bereich Thorax und Abdomen an einem offenen Niedrigfeldsystem

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde

der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

von

Judith Fitz

aus

Benningen

München 2003

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

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. R. Stolla
Referent:	Univ.-Prof. Dr. H. Gerhards
Korreferent:	Priv.-Doz. Dr. H.-C. Siebert

Tag der Promotion: 18. Juli 2003

Meinen Eltern
und meiner Oma

1. Einleitung	5
2. Literaturübersicht	6
2.1. Funktionsweise MRT	6
2.1.1. Kernspin	6
2.1.2. Kernspin im externen Magnetfeld.....	7
2.1.3. Resonanz	8
2.1.4. Freier Induktionszerfall/ MR-Signal	8
2.1.5. T1: Longitudinale Relaxation.....	9
2.1.6. T2: Transversale Relaxation.....	9
2.1.7. Kontrast	10
2.1.8. Protonendichte-Wichtung.....	10
2.2. Wie verändert man allgemein eine Sequenz.....	11
2.3. Praktische Anwendung der Kernspintomographie beim Pferd	21
2.3.1. Kopf und Hals	21
2.3.2. Gliedmaßen	22
2.4. Praktische Anwendung der Kernspintomographie in der Kleintiermedizin	22
2.4.1. Veränderungen am Auge und der Nase.....	23
2.4.2. Veränderungen am Gehirn	23
2.4.3. Thorax	24
2.4.4. Abdomen	24
2.5. Praktische Anwendung der Kernspintomographie in der Humanmedizin im Bereich Thorax und Abdomen	25
2.5.1. Thorax	25
2.5.2. Herz	26
2.5.3. Lunge.....	26
2.5.4. Thymus.....	27
2.5.5. Gefäße	27
2.5.6. Nerven.....	28
2.5.7. Zwerchfell	28
2.5.8. Magen.....	28
2.5.9. Darm.....	29
2.5.10. Leber, Gallenblase, Pankreas	29
2.5.11. Milz	30
2.5.12. Nieren und harnableitende Organe.....	30
2.5.13. Sonstiges.....	31

3. Material und Methoden	33
3.1. Untersuchungsmaterial	33
3.1.1. Patienten	33
3.1.2. Geräte	33
3.2. Methoden	37
3.2.1. Durchführung der Kernspintomographie	37
3.2.2. Wie sind die neuen Sequenzen entstanden.....	39
3.2.3. Sequenzen.....	41
3.2.4. Ebenen	44
3.2.5. Setzen der Positionslinien am Scout	45
3.2.6. Beurteilung der Bilder	46
4. Ergebnisse	47
4.1. Darstellung der Lunge	47
4.1.1. Anatomie der Trachea und der Lunge.....	47
4.1.2. Sequenzen.....	48
4.1.3. Ebenen	48
4.1.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	48
4.1.4.1. Bilder	49
• Fall 1: physiologische Lunge/ tötungsbedingtes Ödem	49
• Fall 2: Atelektase	50
• Fall 3: Pneumonie.....	52
• Fall 4: Ödem/ Hyperämie	55
• Fall 5: Emphysem.....	56
4.1.5. Auswertung	56
4.2. Darstellung des Herzens	57
4.2.1. Anatomie des Herzens.....	57
4.2.2. Sequenzen.....	58
4.2.3. Ebenen	58
4.2.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	58
4.2.4.1. Bilder	59
• Fall 1: Perikarderguss	59
• Fall 2: Dilatation.....	61
4.2.5. Auswertung	62
4.3. Darstellung des Thymus	63
4.3.1. Anatomie des Thymus.....	63
4.4. Darstellung des Zwerchfells	64
4.4.1. Anatomie des Zwerchfells.....	64

4.5. Darstellung der Leber	64
4.5.1. Anatomie der Leber.....	64
4.5.2. Sequenzen.....	65
4.5.3. Ebenen.....	65
4.5.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	65
4.5.4.1. Bilder.....	66
• Fall 1: physiologische Leber	66
• Fall 2: Leberschwellung	67
4.5.5. Auswertung	69
4.6. Darstellung des Gastrointestinaltraktes.....	70
4.6.1. Anatomie der Speiseröhre, des Magens und des Darmes	70
4.6.2. Sequenzen.....	72
4.6.3. Ebenen.....	72
4.6.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	72
4.6.4.1. Bilder.....	73
• Fall 1: physiologischer GIT eines toten Fohlens.....	73
• Fall 2: Mekoniumobstipation	75
• Fall 3: Torsio coli	76
• Fall 4: Enteritis	77
4.6.5. Auswertung	78
4.7. Darstellung der Bauchspeicheldrüse.....	78
4.7.1. Anatomie der Bauchspeicheldrüse	78
4.8. Darstellung der Milz	79
4.8.1. Anatomie der Milz	79
4.8.2. Sequenzen.....	79
4.8.3. Ebenen.....	79
4.8.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	80
4.8.4.1. Bilder.....	80
• Fall 1: physiologische Milz	80
• Fall 2: Milzhyperplasie.....	81
4.8.5. Auswertung	81
4.9. Darstellung der Nieren, der Harnblase und des Nabels	82
4.9.1. Anatomie der Nieren, der Harnblase und des Nabels	82
4.9.2. Sequenzen.....	83
4.9.3. Ebenen.....	83
4.9.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung	83
4.9.4.1. Bilder.....	84
• Fall 1: physiologische Nieren.....	84
• Fall 2: Nephritis.....	85
• Fall 3: physiologische Harnblase	86
• Fall 4: experimentelle Darstellung des Urachus.....	87
4.9.5. Auswertung	88

4.10. Auswertung der Sequenzen für Thorax und Abdomen.....	88
4.10.1. T1-gewichtete, transversale Spinecho-Sequenz.....	88
4.10.2. T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz.....	89
4.10.3. T1-gewichtete, sagittale FLASH-Sequenz.....	90
4.10.4. Protonendichte- und T2-gewichtete, sagittale Spinecho-Sequenz.....	91
4.10.5. T2-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz.....	92
4.10.6. T2-gewichtete, sagittale Turbo-Spinecho-Sequenz.....	92
4.10.7. T2-gewichtete, transversale Turbo-Spinecho-Sequenz.....	93
4.10.8. T2-gewichtete, transversale FLASH-2D-Sequenz.....	93
4.10.9. TrueFISP 128.....	94
4.10.10. TrueFISP 256.....	94
5. Diskussion.....	95
5.1. Ziel.....	95
5.2. Diskussion der Geräte/ Methode.....	95
5.3. Diskussion der Ergebnisse.....	97
5.4. Epilog.....	98
6. Zusammenfassung.....	100
7. Summary.....	102
8. Abkürzungsverzeichnis.....	104
9. Literaturverzeichnis.....	105
10. Anhang.....	121
10.1. Untersuchungsergebnisse.....	121
10.2. Danksagung.....	128
10.3. Lebenslauf.....	129

1. Einleitung

Nachdem BLOCH et al. und PURCELL et al. 1946 die magnetische Kernspinresonanz unabhängig voneinander entdeckten, entwickelte sich daraus ab den 70er Jahren ein Verfahren zur bildgebenden Diagnostik in der Medizin, die Magnetresonanztomographie (MRT). Die nicht invasive, überlagerungsfreie, multiplanare Schnittbildtechnik mit hohem Weichteilkontrast und ohne Strahlenbelastung für Untersucher und Patient ist seitdem in allen medizinischen Bereichen auf dem Vormarsch. So wächst laut einer amerikanischen Studie die Zahl der MRT-Untersuchungen jährlich um 11%. In Deutschland gab es im Jahr 2002 knapp über 1000 MRT-Geräte, und mehr als die Hälfte davon befand sich in humanmedizinischen Praxen. Bei einer Vielzahl von Erkrankungen ist die Magnetresonanztomographie als Mittel der Wahl in der Humanmedizin nicht mehr wegzudenken. In der Veterinärmedizin wird sie im Kleintierbereich aufgrund ihrer großen Vorteile gegenüber anderen diagnostischen Mitteln häufig genutzt. Im Großtierbereich stellt sie mittlerweile in der Pferdemedizin ein etabliertes Verfahren zur Diagnosefindung im Kopf- und Gliedmaßenbereich dar.

Mit dieser Arbeit sollten nun erstmals Sequenzen zur kernspintomographischen Untersuchung des Thorax und Abdomens von Fohlen erstellt werden, die aufgrund ihrer Bildqualität eine Beurteilung der abgebildeten Organe erlauben und gleichzeitig eine annehmbare Messdauer aufweisen.

2. Literaturübersicht

2.1. Funktionsweise MRT

Die Magnetresonanztomographie beruht auf zwei Prinzipien:

- 1. Ein rotierender Magnet induziert in einer Empfängerspule eine elektrische Spannung.**
- 2. Resonanz ist der Austausch von Energie zwischen zwei Systemen bei einer bestimmten Frequenz.**

Wie diese Prinzipien bei einem im MR-Tomographen liegenden Patienten anzuwenden sind, soll im folgenden Kapitel vereinfacht erklärt werden. Alle Angaben entstammen der Fachliteratur und können dort ergänzend nachgelesen werden. Hierzu gehören: ASSHEUER u. SAGER 1997; LAUBENBERGER u. LAUBENBERGER 1999; STICHNOTH 1994; WEISHAUPT et al. 2001; Handbücher von PHILIPS (1988) und SIEMENS 1992 u. 1996 a-d.

2.1.1. Kernspin

Der Körper eines Säugetiers besteht hauptsächlich aus Wasser, welches zu $\frac{2}{3}$ aus Wasserstoffatomen besteht. Wasserstoff besitzt in seinem Atomkern nur ein Proton und ist somit positiv geladen. Ein Atomkern mit ungerader Anzahl von Protonen und Neutronen hat einen Eigendrehimpuls, den sogenannten Kernspin (Abb. 2-1), d.h. er rotiert mit konstanter Drehgeschwindigkeit um seine Achse und erzeugt dabei aufgrund seiner Ladung elektrischen Strom bzw. ein magnetisches Moment. Im magnetfeldfreien Raum orientieren sich die Spins eines Ensembles (Gesamtheit aller Kernspins, z.B. ein Körper) völlig zufällig, die gegeneinander gerichteten magnetischen Momente kompensieren sich (Gleichgewicht) und der Körper erscheint nach außen unmagnetisch (Abb. 2-2).

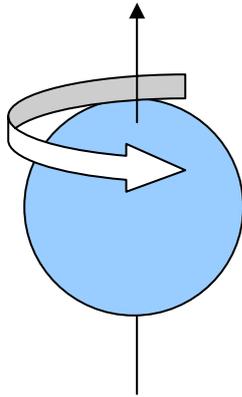


Abb.2-1: Wasserstoffatom mit eingezeichneter Achse und Spin.

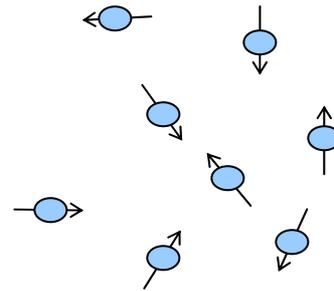


Abb. 2-2: Spinensemble im Gleichgewicht; nach außen unmagnetisch.

2.1.2. Kernspin im externen Magnetfeld

Ein Kernspintomograph erzeugt ein starkes externes Magnetfeld mit Feldlinien entlang der z-Achse (Abb. 2-3). Wird ein Patient nun einem solchen Magnetfeld ausgesetzt, orientieren sich seine Kernspins parallel oder antiparallel zu den Feldlinien des Magneten (Abb. 2-3) und rotieren, ähnlich einem Kreisel, mit einer für die Kerne charakteristischen Frequenz, der Larmorfrequenz, um die Feldlinien.

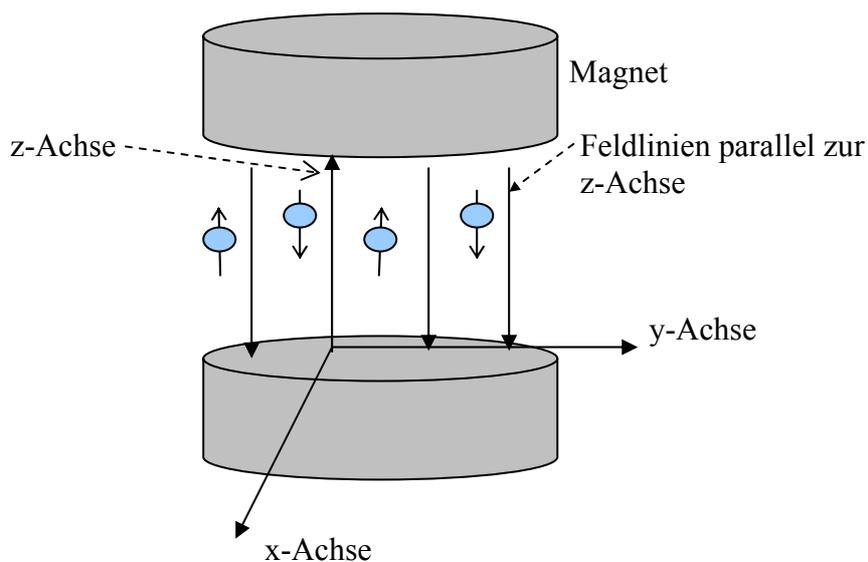


Abb. 2-3: Spins parallel und antiparallel zur z-Achse.

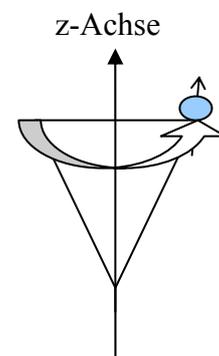


Abb. 2-4: Spin präzediert um z-Achse.

Diese Rotation nennt man Präzessionsbewegung (Abb. 2-4). Die Spins präzedieren/ rotieren nicht im Gleichtakt um das Magnetfeld, sondern haben verschiedene Phasenlagen.

2.1.3. Resonanz

Aus der um den Patienten gelegten Spule, wird nun ein Hochfrequenz-Puls (HF-Puls) mit der gleichen Schwingfrequenz (Resonanzfrequenz) wie die Larmorfrequenz senkrecht zum externen Magnetfeld entsandt. Die rotierenden Spins werden von dieser horizontalen (in der xy-Ebene) Kraft ausgelenkt, man sagt die Magnetisierung kippt, und präzedieren nun im Gleichtakt bzw. in Phase. Je stärker die Energie des HF-Pulses war, desto größer ist der Kippwinkel (Flip-Angle) α . Nach einem 90° -Puls ist die Längsmagnetisierung zur Quermagnetisierung, also zur phasenkohärenten Rotation der Spins in der xy-Ebene, „gekippt“ worden (Abb. 2-5). Die Spins haben durch den HF-Puls Energie aufgenommen, die sie in Wechselwirkung mit ihrer Umgebung langsam verlieren.

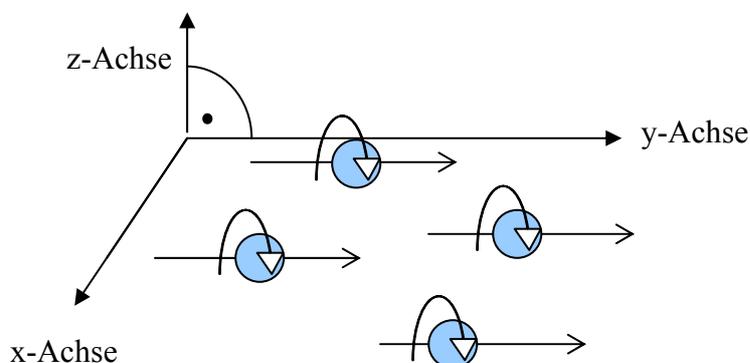


Abb. 2-5: Spins präzedieren phasenkohärent in der xy-Ebene: die an den gleichen Stellen befindlichen Pfeile symbolisieren die sich im Gleichtakt drehenden Atome.

2.1.4. Freier Induktionszerfall/ MR-Signal

Nach Ende des HF-Impulses wirkt keine in xy-Ebene auslenkende Kraft mehr auf die Spins, sie rotieren nicht mehr in Phase, sondern frei, induzieren hierbei ein Signal und verlieren ihre

Quermagnetisierung (Energie) wieder. Dieses MR-Signal wird freier Induktionszerfall (FID = free induction decay) genannt und wird von einer Antenne (Spule) empfangen. Die Längsmagnetisierung erholt sich (longitudinale Relaxation) und kehrt in den Gleichgewichtszustand zurück.

2.1.5. T1: Longitudinale Relaxation

Die Zeit T1, die für die Relaxation der Längsmagnetisierung bis zu 63% ihres Ausgangswertes benötigt wird, ist von der Feldstärke des Magneten und von der Umgebung der Spins, also vom Gewebe selbst, abhängig (Spin-Gitter-Relaxation). Spins in Geweben mit dichtem Atomgitter, z.B. Fett, können ihre Energie schnell abgeben, sie besitzen ein kurzes T1, dass in T1-gewichteten Bildern hell = hyperintens erscheint. Reines Wasser hat dagegen nur wenig Moleküle in seiner Umgebung. Die Zeit T1, die es benötigt, um seine Energie abzugeben, ist lang. Es erscheint im T1-gewichteten Bild hypointens = dunkel. Im T1-gewichteten Bild wird also die Zeit gemessen, die ein Gewebe in einem externen Magnetfeld nach einem HF-Impuls benötigt, bis seine Spins wieder im Gleichgewicht in Längsmagnetisierung präzedieren.

2.1.6. T2: Transversale Relaxation

Nach einem 90°-Impuls rotieren alle Spins eines Ensembles phasenkohärent in der xy-Ebene, wirken deswegen wie ein großer Magnet und induzieren ein elektrisches Signal. Aufgrund von Spin-Spin-Wechselwirkungen kommen sie schnell aus der Phase, die einzelnen Spinmagnete präzedieren frei und heben sich dadurch in ihrer magnetischen Wirkung auf, das elektrische Signal wird kleiner. Der Zerfall der Quermagnetisierung ist somit kein Energieverlust, sondern der Verlust der Phasenkohärenz. Die Zeitkonstante T2, welche die Lebensdauer der Quermagnetisierung aufgrund dieser Spin-Spin-Wechselwirkungen eines Gewebes zeitlich begrenzt, wird in einer T2-gewichteten Sequenz gemessen. In einem dichten

Atomgitter sind die Wechselwirkungen zwischen den Spins „häufiger“, also stärker. Die Phasenkohärenz geht schnell verloren, T2 ist kurz und das Gewebe zeigt sich im T2-gewichteten Bild dunkel (z.B. Fett). Im lockeren Gefüge von Flüssigkeiten beeinflussen sich die Spins untereinander nicht so stark, ihre magnetischen Feldschwankungen gleichen sich längere Zeit aus, T2 ist lang. Flüssigkeiten erscheinen im T2-gewichteten Bild aufgrund ihrer länger dauernden T2-Relaxation (= länger dauerndes elektrisches Signal) hell.

2.1.7. Kontrast

Die Zeitkonstanten T1 und T2 verschiedener Gewebearten, sowie von gesundem und pathologischem Gewebe, unterscheiden sich und liefern somit im MR-Bild mit hoher Sensitivität den zur Diagnose notwendigen Kontrast. Dieser entsteht aus Berechnungen der Software, die einer bestimmten Signalintensität eines Voxels (Volumeneinheit) einen bestimmten Grauwert zuordnet und auf den Bildschirm in das entsprechende Pixel (Bildeinheit) transferiert. In Protonendichte-gewichteten Sequenzen werden die angeregten Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit gemessen. Der Kontrast kommt also durch die „Spindichte“ der abgebildeten Gewebe zustande.

2.1.8. Sequenzen

Auf die Technik der verschiedenen Sequenzen wie z.B. Spinecho-, Gradientenecho- oder FLASH-Sequenzen soll in dieser Arbeit nicht eingegangen werden. Informationen hierüber stehen in den oben aufgeführten Fachbüchern oder in den Dissertationen von ESTEVE-RATSCH (2000), FOLTIN (2002), GÄCH (2002) oder JUNKER (2002) zur Verfügung.

2.2. Wie verändert man allgemein eine Sequenz

Alle folgenden Angaben beziehen sich auf das offene Niedrigfeldsystem Magnetom Open viva und die dazugehörige Software „Numaris“ (1992) der Firma Siemens, Erlangen.

Nach Wahl der Spule und des zu untersuchenden Körperbereichs, stehen dem Benutzer sowohl die Protokolle von Siemens, als auch veränderte und gespeicherte Sequenzen aus vorherigen Anwendungen zur Verfügung. Wird eine Sequenz aufgerufen, erscheinen am Monitor die Positionslinien im Übersichtsbild und darunter das 2D-/ 3D-Funktionsfenster mit der Bezeichnung „Position“ (Abb. 2-6). Gemeinsam mit einem weiteren Funktionsfenster, „Protocol Change“ (Abb. 2-7), welches über „Change“ aufgerufen wird, zeigt es die charakteristischen Parameter der Protokolle auf. Die meisten Parameter können verändert werden und beeinflussen entscheidend Bildqualität und Messzeit. Im folgenden Kapitel werden die einzelnen Fenster und Parameter in einer als sinnvoll erscheinenden Reihenfolge beschrieben. Die Daten wurden aus den Gerätehandbüchern „Numaris zum Nachschlagen“, „Arbeiten mit Numaris“ und „Applikationshandbuch“ der Firma Siemens (Siemens AG, Erlangen/ Deutschland, 1992) entnommen.

Im Infobereich des Fensters „Position“ oder „Protocol Change“ wird unter **Protocol** der Name der Spule, der Bereich im Benutzerprogramm unter dem die Sequenz gespeichert wurde, der Sequenzname und ihre Zeitdauer angegeben (z.B.: Body_Sp/Pferd_Thorax/t1_se_tra_2:44). **Pixel Size** ist die Größe der einzelnen Bildelemente, die jeweils einen bestimmten Grauwert besitzen und zusammen die Bildmatrix ergeben. Je kleiner die Pixelgröße ist, desto besser ist die Auflösung des MRT-Bildes. Sie wird durch die Parameter Field of View und Matrixgröße eingestellt. **Rel. S/N** (Signal-zu-Rausch-Verhältnis, S/R) ist ein Bildqualitätskriterium, das das Verhältnis des Antwortsignals zum „Umgebungsrauschen“ angibt und optimal zwischen 0,7 und 1 liegt. Der Rauschanteil im Bild ist abhängig von der

Position	
<p>Protocol</p> <p>Sequence File:</p> <p>TR _____ms</p> <p>To ISO-C To Local perpendic</p> <p>Style: Box Line</p> <p>Thickness _____mm</p>	<p>Rel. S/N:</p> <p>Mode: Create Group Modify Create Sat Delete.. Delete All</p> <p>Matrix: % _____ ▲ ▼ * _____ ▲ ▼</p> <p>Ph-Os: % _____ ▲ ▼ HF</p> <p>FoV _____mm</p> <p>Rec FoV: 4 5 6 7 8 / 8</p> <p>Second Localizer: <input type="checkbox"/></p> <p>No. Slices:</p> <p>Invisible Slices:</p> <p>Invisible Sats:</p>
<p>Slice Groups:</p> <p>Selected Group:</p> <p>Slices in Group:</p> <p>Dist. Factor:</p> <p>Orientation</p>	<p>Coil:</p> <p>Bodyscout: <input type="checkbox"/></p> <p>Swap Phase Enc. <input type="checkbox"/> P --> A</p> <p>Sats</p> <p>Selected Sat: _____ mm</p> <p>Sat Thickness: _____ mm</p> <p>Parallel Sats: <input type="checkbox"/></p> <p>Tracking Sats: Feet Head Off</p>
	<p>Change</p> <p>History</p> <p>Adjust</p> <p>Measure</p> <p>Load</p> <p>Start</p> <p>Stop</p> <p>Cancel</p> <p>Exit</p>

Abb. 2-6: 2D-Funktionsfenster "Position" der MRT-Software „Numaris“, Siemens

Protocol Change		
Protocol Name	Pixel Size:	Rel. S/N:
Sequence File	Scan Time:	
TR _____ms	Matrix: % _____ ▲ ▼ * _____ ▲ ▼	Coil: not connected
TE _____ms	Ph-Os: % _____ ▲ ▼ HF Read-Os	Bodyscout: <input type="checkbox"/>
Flip Angle _____deg	FoV _____mm	Swap Phase Enc.: <input type="checkbox"/> P--> A
	Rec. FoV 4 5 6 7 8 / 8	Swap Select Sign: <input type="checkbox"/>
	No. Acq. _____	Measure
	No. Meas. _____	Load
No. Slices	Interpolate: <input type="checkbox"/> Phase Images: <input type="checkbox"/>	Start
Thickness _____mm	Contrast Agent: <input type="checkbox"/>	Stop
Shift-mean _____mm	Trigger/ Gate Off	Save
Orientation	Filter On	Exit
Excit.Order		
Dist.Factor		

Abb. 2-7: 2D-Funktionsfenster "Protocol Change" der MRT-Software „Numaris“, Siemens

Spulengröße und der Bandbreite der Pulssequenz und ist auf die Molekularbewegung geladener Teilchen und den elektrischen Widerstand von Empfängerspule und Messelektronik zurückzuführen. Um den S/N-Wert zu erhöhen, müssen die signalgebenden Parameter verändert werden. Unter **Sequence File** steht der Name der Sequenzdatei. Z.B. „se_26b39.uhc“, was bedeutet, dass es sich um eine Spin-Echo-Sequenz mit der Echozeit 26 ms, der Bandbreite 39 Hz/ Pixel und einer maximalen Gradientenstärke von 10 mT/m handelt (uhc: u steht für die Gradientenstärke, h für das MR-Gerät und c für die Software-Version Numaris 3). **Scan Time** zeigt die vorausberechnete Zeitdauer der aktuellen Messung an.

Im „Pulsfeld“ des 2D-Funktionsfensters „Protocol Change“ werden TR, TE und Kippwinkel bestimmt. **TR** ist die Repetitionszeit, das heißt die Zeit, nach der ein Hochfrequenz-Impuls (HF-Puls) wiederholt wird. Verringert man den zeitlichen Abstand zwischen zwei HF-Impulsen indem man TR verkleinert, wird die Messzeit kürzer. **TE** ist die Echozeit, also die Zeit zwischen Echo und dem es auslösenden HF-Impuls. Sie kann bei den meisten Sequenzen nicht verändert werden. Der **FA** (Kippwinkel/ Flip-Angle) ist die Auslenkung der Längsmagnetisierung nach Ende des HF-Pulses und ist umso größer, je stärker die zugefügte Energie des Impulses war. Um bei einer T1-Wichtung den Kontrast zu erhöhen, kann der Kippwinkel auf z.B. 65° reduziert werden.

Im „Einstellfeld“ des Fensters „Position“ kann die Schichtpositionierung gewählt werden. Dabei wird der Mittelpunkt aller Schichtgruppen entweder auf den Magnetfeldmittelpunkt, **To ISO-C**, auf den Mittelpunkt des Basisbildes, **To Local**, oder senkrecht zum Basisbild, **perpendic**, ausgerichtet. **Style** oder die Form der Schichten, kann als **Box** oder **Line** gewählt werden. Bei der Wahl „Box“ werden alle Schichten (2D) bzw. Blöcke (3D) als Rechtecke dargestellt, bei „Line“ als Linien. Unter **Thickness** wird die Schichtdicke eingestellt.

Die Schichtparameter lassen sich im "Schichtfeld" des Fensters "Protocol Change" ändern. Die Anzahl der Schichten, **No. Slices**, wird begrenzt von der Wiederholzeit (TR). **Thickness** gibt die Dicke der zu messenden Schicht an und bestimmt die Qualität der Auflösung (= Schärfe des Bildes) mit. Je dicker eine Schicht ist, desto mehr signalgebende Protonen können in ihr enthalten sein. Nachdem aber auf dem Bildschirm eine dreidimensionale Schicht in ein zweidimensionales Bild umgewandelt wird, können sich bei größerer Schichtdicke umso mehr Gewebeschichten überlagern, und benachbarte Strukturen lassen sich nicht mehr trennen. Der Parameter Thickness beeinflusst das S/N-Verhältnis, nicht aber die Zeit. **Shift-mean** steht für "Mittlere Verschiebung" und gibt die Verschiebung der Schichtgruppe in Bezug auf das Magnetfeld an. Die Schichtorientierung am Patienten, bzw. bei schrägen Schichten der Drehwinkel wird im Punkt **Orientation** gewählt. Es stehen die orthogonalen Grundebenen sagittal, coronar und transversal, sowie schräge oder doppelt-schräge Schichten (Flip; aus der Basisorientierung gedreht) zur Auswahl. **Excit. Order** oder Anreigngsabfolge gibt die Reihenfolge an, in der die einzelnen zu messenden Schichten angeregt werden. Dies kann in aufsteigender (1,2,3,...), abfallender (10,9,8,...), verschachtelter (1,3,5,2,4,6) oder freier Art geschehen. Letztere sind sinnvoll, um bei kleinem Schichtabstand (**Dist. Factor**) den ungewollten Effekt des „Übersprechens“ zu vermeiden. Es handelt sich hierbei um ein gegenseitiges Beeinflussen der Signale eng benachbarter Schichten, was zu schlechter Bildqualität führt.

Im „Schichtgruppenfenster“ von "Position" wird die Anzahl aller Schichtgruppen, **Slice Groups**, die Gruppennummer der angewählten Schichtgruppe, **Selected Group**, und die Zahl der Schichten einer Gruppe, **Slices in Group**, angegeben. **Dist. Faktor** beschreibt den Abstandsfaktor und **Orientation** gibt bei schrägen Schichten den Drehwinkel, ansonsten die Schichtorientierung der angewählten Gruppen an.

Verschiedene Schritte um Schichtobjekte zu bearbeiten, werden im „Arbeitsfeld“ („Position“) unter Modus, **Mode**, zusammengefaßt. Hierzu gehören **Create Group**, mit welcher Funktion man im Basisbild an einer gewünschten Stelle eine neue Schicht (bei 3D-Sequenzen: Block) erzeugen kann, und **Modify**, mit der die neue Schichtgruppe verändert, z.B. rotiert, wird. **Create Sat** ist die entsprechende Funktion für neue Sättigungsschichten. **Delete** und **Delete All** sind Fenster, um Objekte wieder zu löschen.

Im „Messdatenfeld“ beider Funktionsfenster werden folgende Parameter angezeigt: Die **Matrix** ist die Gesamtheit der einzelnen Pixel, deren Grauwert aus der gemessenen Signalintensität der jeweiligen Volumeneinheiten = Voxel entsteht. Sie ist schachbrettartig aus Zeilen und Spalten angeordnet und beeinflusst Messzeit, Auflösung und das S/R. Sie wird als Verhältnis von Zeilenzahl und Spalten in %, oder als Matrixgröße in absoluten Zahlen (Zeilen x Spalten) angegeben. **Ph-Os** steht für Oversampling in Phasenkodierrichtung und verhindert durch Zunahme der Zeilen Überfaltungsartefakte im Bild, die entstehen, wenn das Objekt größer ist als das Field of View (FoV). Die Messzeit verlängert sich, das S/R wird größer. **HF** hier „Halb-Fourier-Transformation“ erzeugt Bilder, indem nur ungefähr die Hälfte der Signale ausgelesen wird und der Rest sich aufgrund einer gewissen Symmetrie der Rohdatenmatrix rekonstruieren lässt. Die Messzeit wird um fast 50% kürzer, das S/R verschlechtert sich. Das quadratische Field of View, **FoV**, wird als „Basisgröße“ des zu messenden Feldes bezeichnet, und verbessert die Auflösung, je kleiner es gewählt wird, weil sich damit die Voxelgröße verkleinert. Das S/R fällt mit FoV^2 . Mit dem Rechteck, **Rec. FoV**, wird der zu untersuchende Bereich auf einen rechteckigen Teil beschränkt und das Seitenverhältnis zwischen Phasenkodier- und Ausleserichtung festgelegt. Die Dauer der Messung wird dadurch verkürzt. **No.Acq.** (Number of Acquisitions) oder Anzahl der Akquisitionen, verbessert das S/N und verlängert die Messzeit. Details heben sich besser ab, Fluss- und Bewegungsartefakte können unterdrückt werden. Zur Beobachtung des

Kontrastmittelverlaufs wird nach einer bestimmten Verzögerungszeit eine Wiederholung der Messung durchgeführt. Die Anzahl der folgenden Kontrollmessungen wird über **No. Meas.** bestimmt.

Um Bilder mit weicheren Übergängen zu bekommen, kann eine Interpolation, **Interpolate** (Checkbox „Protocol Change“), vor der Messung angeklickt werden. Die Pixel werden vervielfältigt um so die Matrix z.B. von 128x128 auf 256x256 zu verändern. Diese Bilder benötigen jedoch viermal mehr Speicherplatz. Die Phasenbilder, **Phase Images**, erleichtern die Diagnose z.B. von Thromben, da sie zwischen bewegten Spins und festem Gewebe (stationäres Gewebe) unterscheiden. Der Grauwert ihrer Pixel hängt im Gegensatz zu den „Betragbildern“ nicht vom Betrag des MR-Signals der zugehörigen Voxel ab, sondern von der Phasenlage der Spins. Während stationäre Spins gleiche Phasenlage besitzen, befinden sich bewegte Spins in unterschiedlichen Phasenlagen zwischen -180° und $+180^\circ$. Bei MRT-Darstellungen mit Kontrastmitteln kann die Checkbox **Contrast Agent** angewählt werden, um weitere Schichten zu positionieren. Im Bild wird dann automatisch die Kontrastmittelgabe durch „C+“ vermerkt. Zur physiologisch gesteuerten Bildgebung werden Herz- oder Atemtriggerungen genutzt. Ein physiologisches Signal, z.B. EKG-Signal, löst immer am selben Punkt seiner periodischen Bewegung einen Scan aus und verhindert somit Bewegungsartefakte. Ihre Anwendung wird unter **Trigger/ Gate** im Funktionsfenster angegeben. **Filter** werden benutzt, um vor der Bildberechnung die Rohdaten zu optimieren. Kantenoszillationen können reduziert werden, es verschlechtert sich aber auch die Auflösung, was gegen eine routinemäßige Anwendung spricht.

Um auch das FoV und die Ausdehnung einer Schicht in die Tiefe zu sehen, muß ein zweites Basisbild aufgerufen werden. In einem der Fenster von „Position“ kann ein **Second Localizer** angewählt werden, und es gibt Auskunft über die aktuelle Anzahl, **No. Slices**, der

positionierten und der maximal möglichen Schichten (abhängig von TR) einer Sequenz. Die Anzahl der unsichtbaren Schichten, **Invisible Slices**, und der unsichtbaren Sättigungen, **Invisible Sats**, eines aktiven Segments erscheinen hier ebenfalls.

Unter **Coil** wird der Name der verwendeten Spule bzw. ihre aktuelle Verbindung zum Magnetom registriert. **Bodyscout** bezeichnet die Übersichtsaufnahme im MRT-Bild.

Swap Phase Enc. dient dem Vertauschen der Ortskodierung (Definition von Position und Orientierung einer Schicht), wodurch Überfaltungs- und Bewegungsartefakte vermieden werden können. **P-->A**, von posterior nach anterior, und **L--> R**, von links nach rechts, stehen zur Verfügung. **Swap Select Sign** = „Vorzeichen tauschen“ kehrt die Richtung der Schichtselektion im Bild um. Dadurch werden störende Artefakte um 90° gedreht, so dass sie das interessierende Gewebe nicht mehr überlagern.

Inline Adj. und **Shim Adj.** („Protocol Change“) regeln die automatische Justage von Frequenz, Gradienten, HF-Sender und –Empfänger, und der Shimströme. Diese Funktion ist nur vom Geräte-Service zu bedienen.

Sättigungen sind im Scout markierte Bereiche, die bei der Signalmessung nicht berücksichtigt werden und somit zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten, z.B. durch die Atmung oder den Blutfluss verursacht, dienen. Das „Sättigungsfeld“, Funktionsfenster „Position“, enthält die Anzahl der Sättigungen im Positionsbild, **Sats**, die Nummer der angewählten Sättigungsschicht, **Selected Sats**, und deren Dicke, **Sat Thickness**. Parallele Sättigungsschichten, **Parallel Sats**, und mitlaufende Sättigungen, **Tracking Sats**, können erzeugt werden, wobei letztere immer der gerade gemessenen Schichtgruppe anhängt, und ihr vor (**Anterior**), nach (**Posterior**), links (**Left**), oder rechts (**Right**) geschaltet sein kann.

Außerdem kann eine Sättigungsschicht in Kopfrichtung (**Head**) und Fußrichtung (**Feet**) verlaufen, oder ausgeschaltet sein (**Off**).

Im „Schicht-/ Sättigungsfenster“ von „Protocol Change“ können Schichten, **Free Slice**, und Sättigungen, **Free Sats**, frei eingestellt werden. Ebenfalls kann eine **Fat Saturation** (Fettunterdrückung zur Vermeidung von Atmungsartefakten, die bei der Atmung durch bewegte, subkutane Fettschichten der Bauchdecke verursacht werden; bei 0,2 Tesla nicht möglich) und eine **MT-Sat**, die durch Magnetisierungsübertragung bei der 3D-Einstrom-Angiographie Kontrast, Messzeit und räumliche Auflösung verbessert, angewählt werden.

Am Rand der jeweiligen Funktionsfenster finden sich folgende Funktionen:

Change: Wechsel zum Fenster „Protocol Change“; **Position:** Wechsel zum Fenster „Position“; **History:** zum Reaktivieren schon durchgeführter Messprotokolle; **Adjust:** Justage (nur vom Service durchzuführen); **Measure:** startet die Messung; **Load:** um das aktuelle Messprotokoll zu laden; **Start:** startet die Messung; **Stop:** bricht die aktuelle Messung ab; **Save:** speichert das aktuelle Messprotokoll; **Cancel:** gewählte Einstellungen werden nicht übernommen, Schichten werden gelöscht und Vorgang abgebrochen; **Exit:** gewählte Einstellungen werden übernommen, Schichten werden beibehalten und Vorgang wird beendet;

Eine Zusammenfassung der wichtigsten Parameter zur Verbesserung einer Sequenz ist in Tabelle 2-1 gegeben.

Abb. 2-1: Veränderungsmöglichkeiten von Sequenzen, Zusammenfassung der wichtigsten Parameter

	TR	Matrix	FoV	Akquisitionen	Schichtdicke	Schichtabstand
↑ erhöhen/ vergrößern	Signalintensität steigt; T1-Relaxation steigt; Aber: längere Messzeit; evtl. Bewegungsartefakte;	Ortsauflösung nimmt zu; Aber: Signal/ Pixel sinkt; S/R sinkt; längere Messzeit;	verringern von Kantenartefakten; größeres Basisfeld; Aber: Auflösung sinkt; Signal/ Pixel sinkt; Kontrast/ Rauschverhältnis sinkt; evtl. Überfaltungsartefakte	S/R steigt; Bewegungs-, Flussartefakte nehmen ab; Aber: längere Messzeit	Signal/ Pixel steigt; Kontrast steigt bis zu best. Dicke; pro Messung wird mehr Volumen untersucht;	pro Messung wird mehr Volumen untersucht; Artefaktüberschneidung zwischen Schichten sinkt; Aber: evtl. Übersehen pathologischer Prozesse zw. den Schichten;
↓ verringern/ verkleinern	kürzere Messzeit; verstärkt Kontrast bei T1-Wichtungen; Aber: Signalstärke sinkt;	Signal/ Pixel steigt; S/R steigt; Kontrast steigt; kürzere Messzeit; Aber: Ortsauflösung sinkt; Kantenartefakte nehmen zu;	Auflösung steigt; Signal/ Pixel steigt; Kontrast/ Rauschverhältnis steigt; Aber: kleineres Basisfeld;	kürzere Messzeit; Aber: S/R sinkt; Bewegungs-, Flussartefakte nehmen zu;	Ortsauflösung steigt; bessere Gewebedifferenzierung; Teilvolumenartefakte nehmen ab; Aber: Signal/ Pixel sinkt; pro Messung wird weniger Volumen untersucht;	weniger Übersehen pathologischer Prozesse zw. den Schichten; Aber: pro Messung wird weniger Volumen untersucht; Artefaktüberschneidung zw. Schichten steigt;

2.3. Praktische Anwendung der Kernspintomographie in der Pferdemedizin

Im Bereich der Pferdemedizin hat sich die Kernspintomographie aufgrund der Größe der zu untersuchenden Körperteile hauptsächlich zur Diagnose von Veränderungen des Kopfes und der Gliedmaßen bewährt.

2.3.1. Kopf und Hals

Eine der ersten veröffentlichten Arbeiten über Magnetresonanztomographie am Pferdekopf war 1997 die Untersuchung des **Gehirns neonataler Fohlen** von CHAFFIN et al.. Im Jahr 2000 folgte unter anderem die MR-Darstellung der **Maul- und Nasenhöhle, Nasennebenhöhlen und benachbarter Strukturen** von ARENCIBIA et al. und 2001 des normalen (adulten) equinen **Gehirns** (ARENCIBIA et al. 2001). Auf diesen Studien über die normale Anatomie des Pferdekopfes in der MRT-Bildgebung konnten nun Untersuchungen pathologischer Befunde aufgebaut werden. Im Gehirn von Pferden wurden Läsionen mittels MRT abgebildet, die durch „**nigropallidal encephalomalacia**“, eine der humanen Parkinson-Krankheit ähnliche Pferdeerkrankung, hervorgerufen wurden (SANDERS et al. 2001). An einem 2 Monate alten Fohlen wurde unter anderem mittels MRT die Ursache für eine **Myeloencephalitis** untersucht (GRAY et al. 2001). In den gewonnenen Bildern konnten **Hirngewebe** gut dargestellt, **angeborene Anomalien** und **fokale Abszesse** ausgeschlossen werden. Mit Hilfe weiterer Verfahren konnte die Diagnose Myeloencephalitis durch Protozoenbefall gestellt und die Erkrankung erfolgreich behandelt werden. JUNKER beschreibt 2002 u.a. die Darstellung von Veränderungen im Kopfbereich wie **Pulpitis**, **Periodontitis** oder **retrobulbäre Tumoren**, sowie von Erkrankungen des **Halses**, mittels Magnetresonanztomographie.

2.3.2. Gliedmaßen

Technische und anatomische Studien der Gliedmaßen des Pferdes mittels Kernspinresonanz waren auch hier die Vorläufer für Untersuchungen pathologischer Veränderungen (WIDMER et al. 1999; KLEITER et al. 1999). 1997 wurde das **Metakarpalgelenk** von MARTINELLI et al. in einem MR-Tomographen untersucht und mittels eines 3D-Software-Programms rekonstruiert und analysiert. Die Anatomie des **Tarsus** wurde 2000 von BLAIK et al. in einem Niedrigfeldsystem dargestellt. Anhand der gewonnenen Bilder konnte die genaue Bewertung von **Gelenkknorpel, subchondralem Knochen, Bändern, Sehnen** und **synovialen Strukturen** vorgenommen werden. GÄCH beschreibt die Auswertung von **Sehnenverletzungen, Frakturen** und degenerativen **Gelenkerkrankungen** mittels MRT (2002). **Chronische Tendinitiden** lassen sich mittels MRT besser darstellen als mit Ultraschall (KASASHIMA et al. 2002). Untersuchungen über den Einfluss des Training in Tretmühlen auf die **Morphologie des Os tarsi centrale** und des **Os tarsi tertium** bei Vollblutpferden hat, wurden mittels Dichtemessung an MR-Bildern vorgenommen (WHITTON et al. 1999). Weiterhin kann eine **chronologische Zusammenfassung** der Untersuchungen an der Pferdegliedmaße der Dissertation von GÄCH (2002) entnommen werden.

2.4. Praktische Anwendung der Kernspintomographie in der Kleintiermedizin

Die Kleintiermedizin hat gegenüber der Pferdemedizin den Vorteil, dass der gesamte Körper der zu untersuchenden Patienten aufgrund ihres Gewichts und ihrer Größe ohne besondere Vorrichtungen in den vorhandenen, für die Humanmedizin konzipierten Kernspingeräten untersucht werden kann. Aus diesem Grund gibt es im Kleintierbereich auch schon weitaus mehr Untersuchungen als in der Großtiermedizin. Vor allem Gewebe, die sich mit herkömmlichen Methoden wie Ultraschall oder Röntgentechnik nicht oder schlecht darstellen,

werden hiermit untersucht. In Bezug auf die Darstellung von Veränderungen knöcherner Strukturen, wie z.B. der Wirbelsäule oder der Gelenke beim Kleintier, wird auf die Fachliteratur verwiesen (ASSHEUER u. SAGER 1997).

2.4.1. Veränderungen am Auge und der Nase

Als Weichteile des Kopfes interessieren vornehmlich die **Augen** und das Gehirn. Zur Diagnosefindung bei **Neoplasien**, **Entzündungen** und **Fremdkörperpenetration** im **Augenbereich** von Hund und Katze wurde die Magnetresonanztomographie schon eingesetzt (DENNIS et al. 2000). GRAHN et al. wiesen in ihrer Veröffentlichung von 1993 auf die genaue Darstellungsmöglichkeit von **intraokularen**, **orbitalen** und **extraorbitalen optischen Strukturen** bei Hund und Katze mittels MRT hin. Nach MR-Abbildungen von Augentumoren wurden in der Sektion die Diagnosen **Melanom** bzw. **Fibrosarcom der Orbita** und **Meningiom des Nervus opticus** gestellt (BRUCE et al. 1993). **Tumoren der Nase** und ihre Ausdehnung wurden bei Kleintierpatienten mittels Kernspintomographie 1991 von MOORE et al. und 1995 von VOGES et al. dokumentiert.

2.4.2. Veränderungen am Gehirn

Während sich KRAFT et al. 1989 mit der Abbildung des **normalen caninen Gehirns** mittels Magnetresonanz beschäftigten, stellten HUDSON et al. 1995 selbe Untersuchungen am **felinen Gehirn**. **Tumoren**, **Hämorrhagien** oder **Mißbildungen** werden als Ursache neurologischer Defekte in der Kleintiermedizin oftmals diagnostiziert. So beschrieben DUESBERG et al. (1995) die Informationsgewinnung über Größe und Expansion von **Hypophysentumoren** bei Caniden und KÄRKKÄINEN u. PUNTO (1993) die „Magnetresonanztomographie in der Diagnose von Hirntumoren beim Hund“. Cerebrale und leptomeningeale **Astrocytome** (KRAFT et al. 1990) oder ein **Ependymom des Kleinhirns** (THIET u. BAULAIN 1992) sind weitere Beispiele für die Tumordiagnostik durch MRT.

KRAFT et al. berichteten 1997 über ihre Ergebnisse in der Untersuchung von **50 Caninen intrakraniellen Tumoren** mittels MRT. **Tumoren der Nase, Hypophyse** und des **Plexus choroideus, Meningiome, Astrocytome, Ependymome** und **Oligodendrogliome** wurden von den Autoren anhand typischer Lokalisationen, Wachstumsformen oder ihrer Signalintensität im MR-Bild charakterisiert und wenn möglich identifiziert (KRAFT et al. 1997). Weitere Darstellungen **intrakranialer Neoplasien** und des **kongenitalen Hydrocephalus internus** können der Dissertation von ESTEVE-RATSCH (2000) entnommen werden. Zusätzlich wurde die MR-Bildgebung des **Hydrocephalus** beim Hund auch von DRAKE et al. 1989 und KÄRKKÄINEN 1995 beschrieben. BRANT- ZAWADZKI et al. berichteten 1986 über die gute Empfindlichkeit der MR-Bildgebung gegenüber **cerebraler Ischämie**.

2.4.3. Thorax

Abgesehen von anatomischen Studien der Körperhöhlen, wie z.B. der **Körperhöhle von Haustauben** (ROMAGNANO et al. 1996), die mittels MRT durchgeführt wurden, dient die Kernspintomographie der Kleintiermedizin zur klinischen Diagnose von **Neoplasien, Mißbildungen** oder **Flüssigkeitsansammlungen** im Thorax (ASSHEUER u. SAGER 1997). ASSHEUER u. SAGER (1997) stellten einen MRT und CT Atlas des Hundes mit Bildern der **normalen Anatomie**, unter anderem von Thorax und Abdomen, zusammen. THIET u. BAULAIN beschrieben 1992 die Bildgebung eines **Neurofibroms des Plexus brachialis** mittels Magnetresonanz.

2.4.4. Abdomen

In der Literatur finden sich auch MR-Untersuchungen zu **Anatomie** des Abdomens (SAMII et al. 1999) oder pathologischen Veränderungen im Bauchraum von Hund und Katze. **Hernien, Tumoren, Mißbildungen** und **Flüssigkeitsansammlungen** stellen sich ebenso gut dar, wie

Fremdkörper, Schwellungen, Lageveränderungen und ähnliches (ASSHEUER u. SAGER 1997). MULEYA et al. (1997) beschrieben die Darstellung von **abdominalen Tumoren** bei Hunden. Zusätzlich finden sich in der aktuellen Literatur hauptsächlich Berichte über **Versuche** wie z.B. die Darstellung **ischämischer Bezirke in der Leber** von Hasen mittels Kontrastmittel-MRT (CANET et al. 1996). YAMADA et al. zeigten 1996 an Ratten, dass die Kontrastmittelgabe zur Diagnose von **Schlaganfällen, Leberkarzinom** und **Hydronephrose** von großem Nutzen ist.

2.5. Praktische Anwendung der Kernspintomographie im Bereich von Thorax und Abdomen in der Humanmedizin

Seit die ersten in vivo Abbildungen des menschlichen Thorax (DAMADIAN et al. 1977) Mitte der 70er Jahre vorgenommen wurden, ist die MRT in der Humanmedizin stetig auf dem Vormarsch. Hier sollen nun einige Beispiele aus der derzeit vorhandenen Literatur einen Einblick in die möglichen Anwendungen des MRT geben.

2.5.1. Thorax

Während der **Brustkorb** im Ganzen kernspintomographisch dargestellt werden kann (COHEN 1984; LAURENT et al. 1994; SCHILDBERG u. FÜRST 1998; KAUCZOR et al. 2001), interessieren insbesondere **Tumoren von Pleura, Mediastinum** und **Thoraxwand**: KNUUTTILA et al. untersuchten 1998 **Mesotheliome** des Brustfells, GAETA et al. 2002 **mucinhaltige Tumoren** und **Pseudotumoren** der Brusthöhle und KITA et al. 1997 **Chondrosarkome** der Rippen. Zur Darstellung von **Hämangiomen** (SARINGER et al. 2001), **Pleura- und Perikardergüssen** (HEUBEL et al. 2002) ist die MRT besonders geeignet. Magnetresonanz-Untersuchungen über angeborene, symptomlose **Mißbildungen**

des Thorax wurden 1997 von RAYMOND und LOGAN beschrieben und WAND et al. stellten 1996 **Actinomycosefälle** des Thorax dar.

2.5.2. Herz

Die komplette Darstellung des **Herzens** in allen drei Ebenen ermöglicht außer der Erkennung von anatomischen **Anomalien** (NAKAYAMA et al. 1999) auch die Berechnung der **Ventrikelvolumina**, der **Myokardmasse**, der **Funktion des linken Ventrikels** und des Myokards und sogenannter **Zeit-Volumen-Kurven der Ventrikel** (Fa. Siemens 1997). PINI et al. verglichen 1997 die tatsächlichen **Volumina** von Schafherzen mit den aus MRT und Echokardiographie berechneten Volumina. Bei einem 7 Tage alten Säugling wurde mittels MRT ein **angeborenes Aneurysma des Ductus arteriosus botalli** bestätigt und erfolgreich operiert (PEIVANDI et al. 2000). HEUßEL et al. kontrollierten 2002 in ihrer Machbarkeitsstudie verschiedene **Herzerkrankungen** und Patienten nach **kardialer Bypass-OP** und betonten die bessere Darstellbarkeit von **Perikardergüssen** mittels MRT im Vergleich zu Röntgenübersichtsaufnahmen. RIENMÜLLER (1990) wies darauf hin, dass im Gegensatz zur Computertomographie (CT) Herzzinnenräume und –Klappen sowie intravasale Lumina und Gefäßwände **ohne Kontrastmittel** darstellbar sind. Mit speziellen Sequenzen kann die **Flussrichtung des Blutes** berechnet und qualitativ bestimmt werden (RIENMÜLLER 1990).

2.5.3. Lunge

Methoden zur Darstellung raumfordernder Prozesse der **Lunge** wurden von BEIER et al. 1996 beschrieben. **Neoplasien** oder deren **Metastasen** (BATRA et al. 1988; SAKAI et al 1997; WUNDERBALDINGER et al. 1999), **Zysten** (NAKATA et al. 1993) oder **Hämatome** (HORINOUCI et al. 1994) wurden in der Humanmedizin mittels MRT diagnostiziert, und **Eingriffe** an der Lunge postoperativ kontrolliert (HEELAN et al. 1997). **Pulmonale**

Infiltrate oder **Rundherde** können aufgrund der zum normalen Lungengewebe erhöhten Protonenanzahl gut abgegrenzt werden (HEUBEL et al. 2002).

2.5.4. Thymus

1996 veröffentlichten KUSHIHASHI et al. ihre Ergebnisse von MR-tomographischen Untersuchungen der **Thymusneoplasien**. Sie vermerkten die unterschiedliche Signalintensität von **Thymomen** im Gegensatz zu **Thymuskarzinomen**. TOUBERT et al. beschrieben 1999 ebenfalls die Darstellung von **Thymuskarzinomen** unter **Beteiligung des Mediastinums**. In einer Untersuchung, die auch die Computertomographie mit inbegriffen hatte, kamen CAMERA et al. 1999 zu dem Schluß, dass MRT bestimmte pathologische Veränderungen, wie z.B. **Infiltrationen von invasiven Thymomen** in umgebendes Gewebe (Perikard, Pleura, Gefäße), besser darstellt als CT. Allgemein ist auch die **Hyperplasie** des Thymus im MR-Bild gut erkennbar und hilft bei der Planung von Operationen (CAMERA et al. 1999). **Ektopisches Thymusgewebe**, dass bei Kindern sekundär zu Pneumonien und Emphysemen führen kann, wurde mittels Kernspintomographie diagnostiziert (BAYSAL et al. 1999).

2.5.5. Gefäße

Die **Magnetresonanz-Angiographie** (MRA) hat sowohl für den Thorax als auch für den übrigen menschlichen Körper an Bedeutung gewonnen. So wurden z.B. innere und äußere **Verschlüsse** von Gefäßen (WEINREB et al. 1986; CROISILLE u. REVEL 1997), **Gefäßanomalien** (FISHER et al. 1985; BOUROS et al. 1995) oder **Aneurysmen** (RAZI u. WASSEL 1993) beschrieben. Da im Gegensatz zur Computertomographie große Gefäße auch **ohne Kontrastmittel** dargestellt werden können, ist die MRT bei letztgenannten Pathologien das Mittel der Wahl (HAHN 1990). ASLAM- SOHAIB et al. stellten 2002 **Metastasen** eines Nierenzellkarzinoms **in der Wand der Vena cava** durch Magnetresonanztomographie dar. Durch die Verwendung von Kontrastmitteln und dem 3D-Programm zur Darstellung von

Gefäßen können nicht nur **große**, sondern auch **mittlere** und **kleine Gefäße** erfasst werden (LEUNG u. DEBATIN 1997). Thromben werden von den heute angewandten, bildgebenden Verfahren mittels MRT am besten dargestellt (PADILLA-NIEVA et al. 2001).

2.4.6. Nerven

Weiterhin wurde die MRT zur Darstellung von Weichteilen im Thorax wie z.B. Anatomie oder Kompression des **Plexus brachialis** (COLLINS et al. 1995; COLLINS et al. 1995), Abszesse, Tumoren oder Zysten des **Rückenmarks** (LIEM et al. 1994; MAKIUCHI et al. 1993; FUJIMURA et al. 1996) angewendet.

2.4.7. Zwerchfell

Beiträge zur Kernspintomographie pathologischer Veränderungen des Zwerchfells brachten KUBOTA et al. im Jahr 2001 mit ihrem Fallreport über eine **Zwerchfellhernie** durch den Hiatus oesophageus und PULS et al. 2002 mit der Darstellung eines Tumors, der sich in der Operation als ein bösartiges **Histiocytom des Diaphragmas** entpuppte.

2.4.8. Magen

LUBIENSKI et al. stellten 2002 fest, dass mittels eines 2,4 Tesla Magneten alle **vier Schichten des Magens** (von der Mukosa bis zur Muskelschicht) darstellbar sind. Dies ermöglicht die Klassifizierung von **Tumorinfiltraten in der Magenwand**. Die **Entleerungszeit des Magens** und die **Passagedauer durch den Darm** wurden mit kontrastgefüllten Kapseln ermittelt (SCHWARZ et al. 2002). MAKKI et al. schilderten in ihrer Arbeit von 2002 ferner die Bildgebung der **Gallengänge**, des **Magens** und des **Duodenum** gesunder Patienten, und wiesen auf eine Verbesserung ihrer Technik hin. Beispiele für die Darstellung von **Krebs** im Magenbereich kann unter anderem MOTOHARA u. SEMELKA 2002, KARABULUT et al. 2002 und KWAK et al. 2002 entnommen werden.

2.4.9. Darm

SAGUINTAAH et al. (2002) stellten durch ihre 5-jährige Studie über das **fetale Abdomen** fest, dass die Kernspintomographie zur pränatalen Diagnosefindung von Veränderungen des Gastro-Intestinal-Traktes zu empfehlen ist. **Mekoniumhaltiges Rektum, Dick- und Dünndarm**, aber auch Abnormalitäten wie **Zysten, Atresien** oder **kloakale Mißbildungen** konnten dargestellt werden (SAGUINTAAH et al. 2002). Patienten mit **Tumoren** im Bauchraum oder **Entzündungen** des Abdomens wurden nach Kontrastmittelgabe von CLAUSSEN et al. (1988) kernspintomographisch untersucht. Die Autoren konnten auch **Meteorismus** und **Diarrhoe** am MRT-Bild diagnostizieren.

2.4.10. Leber, Gallenblase, Pankreas

2002 erschien von DENYS et al. ein neuer Beitrag zur **Anatomie der Leber**, dargestellt durch CT- und MRT-Aufnahmen. Die Autoren beschrieben die bessere Abbildung der **Gallengänge** durch Kernspintomographie, während sich Leberlappen und –gefäße besser durch CT demonstrieren ließen. Durch die homogene Signalintensität des Leberparenchyms ließen sich Pfortaderäste und Lebervenen als signalfreie Strukturen gut abgrenzen (MAYR u. KARABENSCH 1990). **Lebertumoren**, wie Adenome oder Karzinome, wurden von STOKER et al. (2002) und LIM et al (2002) untersucht. Eine Unterscheidung benignen von malignen Leberveränderungen anhand ihrer Signalintensitäten am MR-Bild, nahmen CIESZANOWSKI et al. 2002 vor. Zu den hier aufgeführten Veränderungen zählten **Hämangiome, Zysten, fokale knotige Hyperplasien** und **maligne Tumoren**. In einem Artikel über MR-Bildgebung bei **Leberzirrhose** und **chronischer Hepatitis** beschäftigten sich die Autoren nicht nur mit den genannten Erkrankungen, sondern auch mit deren **Folgeerscheinungen**, mit **Steatohepatitis** und der Beurteilung von Patienten vor und nach einer **Lebertransplantation** (MORTELE u. ROS 2002). Auch Veränderungen der Blutgefäße der Leber wurden schon hinsichtlich **Porto-systemischer Shunts** (YU u. ROVSKY 2002),

Hypertension oder **Obstruktion der Vena porta** sowie der **Gefäßversorgung vor und nach Lebertransplantationen** (MORRIN et al. 2002), untersucht.

Der magnetresonanztomographische Nachweis von **angeborenen Anomalien der Gallengänge** wurde u.a. von KRAUSE et al. 2002 erbracht und WITCZAK-MALINOWSKA et al. beschrieben 2001 die Anwendung der **Magnet-Resonance-Cholangiographie (MRC)** bei Patienten mit **primär sklerosierender Cholangitis**. MÜLLER-MINY et al. (1996), HELMBERGER et al. (1996) und DOBRITZ et al. (2002) beschäftigten sich mit der Darstellung des **Pankreas** und **Pankreasläsionen** mittels MRT. Letztere beschrieben eine Sensitivität von 100 % gegenüber Pankreasveränderungen; **Tumoren, Hämatome** oder **Pankreatitiden** konnten aber nur mit einer Spezifität von 56 % unterschieden werden.

2.4.11. Milz

HAYASAKA et al. untersuchten 1998 die Nützlichkeit des MRT zur Diagnosefindung bei **Tumoren der Milz**. Ein Jahr zuvor veröffentlichten HAYASAKA et al. ihre Arbeit über die Darstellung von **Pseudotumoren, Hämangiomen** und **Milzvergrößerung**, in der sie die Anwendung von Kontrastmitteln zur Darstellung der Milz empfahlen (1997).

2.4.12. Nieren und harnableitende Organe

In Bezug auf **Nierentumoren** wurden Arbeiten von HALLSCHEIDT et al. (2000) oder BUISSON et al. (2001) veröffentlicht. Die Autoren wiesen auch auf die vorteilhafte kernspintomographische Darstellung von **Tumorthromben** des Nierenkarzinoms in der Vena cava hin. VERSWIJVEL et al. beschrieben 2002 die Untersuchung von Patienten mit **Pyelonephritis** oder **renalen Abszessen** mittels einer speziellen MRT-Technik. Laut RODRIGUEZ et al. (2001) lassen sich im MR-Bild **Nierenrinde** und **-mark** gut

unterscheiden. Weiterhin stellten sie die Magnetresonanz als bewährtes Mittel zur Darstellung von Nierenveränderungen beim Kind, wie z.B. der **Hydronephrose**, oder **vesicourethralen Reflux** dar. Da die Kernspintomographie eine hohe Sensitivität gegenüber **Hämatomen**, **Ödemen** und **Ischämien** hat, wurde sie von KU et al. 2001 zur Diagnose von **renalen Traumata** angewandt. Dabei konnten anhand der Bilder **peri- von intrarenalen Hämatomen** unterschieden und **frische Blutungen** oder **Ischämien im Hämatom** erkannt werden (KU et al. 2001). HARADA et al. machten 2001 eine Untersuchung über die perkutane Entfernung von Nierentumoren mittels **Kryochirurgie unter MRT-Kontrolle**. Diese Kernspintomographisch- überwachte Operationstechnik ist nach den Autoren gut durchführbar und wurde als eine sichere Methode beschrieben. Die **MR-Anatomie der Harnblase** und deren **Karzinomen** wurden 1996 von BARENTSZ et al. vorgestellt. VENZ et al. beschäftigten sich ebenfalls mit **Harnblasentumoren** (1996) und FERNANDEZ-MENA u. MORENO-TORRES verglichen die Genauigkeit der Mittels CT und MRT gewonnenen Tumordaten (2001). NAGANUMA et al. veröffentlichten 1998 zwei Fallberichte über **Leiomyome** der Harnblase, die sie mittels Kernspintomographie darstellten. Die Magnetresonanztomographie ist auch als nicht-invasives bildgebendes Verfahren geeignet, **Leiomyome** der weiblichen **Urethra** darzustellen (IKEDA et al. 2001). KATO et al. beschrieben die Abbildung eines **Harnröhrensteines** (2001).

2.4.13. Sonstiges

In der Gynäkologie findet die Kernspintomographie Verwendung in der Untersuchung der **Brust** (TOMANEK et al. 2000) oder in der **Schwangerschaftsvorsorge** als fetale MRT (VIMERCATI et al. 1999; HUBBARD et al. 1999; SUZUMURA et al. 2002).

STICHNOTH beschrieb 1994, wie man mit Hilfe von T1-, T2- und Protonengewichteten Sequenzen aufgrund der unterschiedlichen Abbauprodukte des Hämoglobins, **Blutungen in zeitliche Stadien** (Initial-, Akut-, Subakut- oder chronisches Stadium) einteilen kann.

In der Humanmedizin wird die Kernspintomographie aufgrund ihrer Vorteile gerne in der **Pädiatrie** eingesetzt. Die Patienten werden einer schmerzfreien, nicht invasiven Untersuchung unterzogen, die keine Nebenwirkungen und vor allem keine ionisierende Strahlung hat (LAURIN et al. 1986). Mittlere und große **Gefäße** lassen sich auch ohne Kontrastmittel gut darstellen, **Thymus** und andere **Gewebe** unterscheiden sich anhand verschiedener Grautöne besser als im CT.

3. Material und Methoden

3.1. Untersuchungsmaterial

3.1.1. Patienten

Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt 22 tote Fohlen im Zeitraum der Fohlensaison 2002 untersucht. Zehn dieser Tiere wurden in die gynäkologische, 2 in die chirurgische Tierklinik und 5 in das Institut für Pathologie der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität in München eingeliefert. Fünf Fohlen stammen aus privaten Pferdekliniken des Münchener Umlands. Von den 17 in Kliniken eingelieferten Tieren starben 9 eines natürlichen Todes, 6 wurden euthanasiert und 2 wurden intrauterin als tot diagnostiziert und per Teilfetotomie entwickelt. Es handelte sich um 12 Stutfohlen und 10 Hengstfohlen im Alter von 0 Tagen bis 1,5 Monaten. Darunter waren 10 Warmblut-, 5 Vollblut-, 2 Kaltblut- und ein Ponyfohlen. Von 4 Tieren sind Alter, Rasse und Todesart nicht bekannt, da sie zur Entsorgung in die Pathologie eingeliefert wurden. Klinisch waren die Tiere vorwiegend an Lebensschwäche, gastrointestinalen Störungen und Septikämien erkrankt. Die kernspintomographischen Untersuchungen wurden binnen 48 Stunden post mortem durchgeführt. Die Tierkörper wurden in diesem Zeitraum teilweise gekühlt aufbewahrt.

3.1.2. Geräte

Diese Arbeit wurde an einem humanmedizinischen Kernspintomographen, dem Magnetom Open viva der Firma Siemens, Erlangen, durchgeführt (Abb. 3-1). Der nach vorne offene, C-förmige Eisenmagnet enthält Antriebsspulen, die durch Zuführen elektrischer Energie ein homogenes Magnetfeld der Stärke 0,2 Tesla erzeugen. Durch ein Wasser-Kühlsystem wird die hierbei entstehende Wärme abgeführt. Die vordere Öffnung des Magneten hat einen Durchmesser von 41 cm. Im oberen und unteren Abschnitt des Magneten befinden sich drei

planare Gradientenspulen X, Y und Z, sowie ein Gradientenverstärker. Dieses Gradientensystem erlaubt, eine gewünschte Schichtposition genau zu lokalisieren.

Tab. 3-1: Patientendaten

Fohlen	Rasse	Alter	Geschlecht	klin. Diagnose	Tod	Sektion
1	AV	3 T	w	Lebensschwäche	n.T.	~
2	AV	11 T	w	Pneumonie	n.T.	~
3	WB	2 T	w	Lebensschwäche	n.T.	+
4	WB	5 T	m	Infektion, Pneumonie	n.T.	+
5	AV	8 T	m	Ileus	E	+
6	*	*	w	*	*	-
7	KB	2 T	m	Lebensschwäche	n.T.	+
8	*	*	m	*	*	-
9	*	*	w	*	*	-
10	WB	0 T	m	Teilfetotomie	n.T.	+
11	AV	3 T	w	Fohlenlähme	E	~
12	WB	0 T	w	Totgeburt		~
13	KB	1,5 M	w	Pneumonie	E	+
14	WB	8 T	w	Torsio coli	E	~
15	WB	10 T	w	Enteritis, Septikämie	n.T.	+
16	WB	1 T	m	Fohlenlähme	n.T.	~
17	AV	6 W	m	Verletzung, Pneumonie	n.T.	+
18	Pony	3 W	m	Nabelinfektion	E	~
19	WB	6 T	w	Diarrhoe	n.T.	+
20	WB	2 W	m	Fehlstellung	E	~
21	*	*	m	*	*	-
22	WB	4 W	w	Pneumonie	E	-

AV = Arabervollblut

WB = Warmblut

KB = Kaltblut

T = Tag/ e

W = Woche/ n

M = Monat/ e

w = weiblich

m = männlich

E = Euthanasie

n.T. = natürlicher Tod

* = Daten nicht bekannt, Entsorgung über Pathologie

~ = Tierkörper vom Untersucher selbst eröffnet

+ = Sektion vom Institut für Tierpathologie durchgeführt

- = keine Sektion durchgeführt

Die Patientenliege, die ein Gewicht bis 120 kg trägt, dient sowohl dem Transport und der Lagerung des Patienten, als auch der Positionierung der Spule im Magnetfeld. Sie wird über ein Andocksystem am unteren Magnetschuh fixiert und ist in der horizontalen Ebene in zwei Richtungen verstellbar.

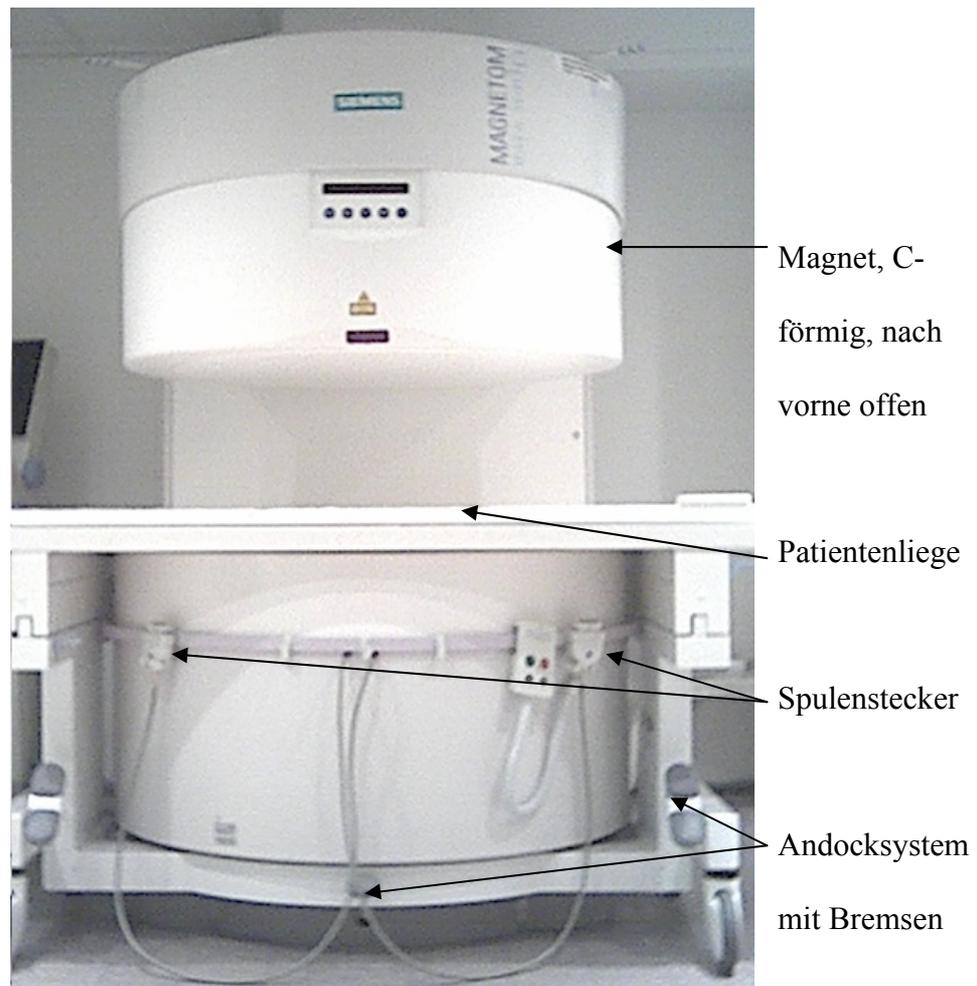


Abb. 3-1: Magnetom Open viva mit Patientenliege angedockt

Die Sendespule, die während der Messung die Hochfrequenzimpulse zur Anregung der Protonen sendet, ist im Magneten integriert. Als Empfangsspulen stehen mehrere Ausführungen zur Verfügung. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die flexible CP Körper- oder Wirbelsäulenspule verwendet. Sie besteht aus einem Unterteil und vier aufsteckbaren Bügeln unterschiedlicher Länge, aus denen sich Spulendurchmesser von 30, 35, 39 und 48 cm

ergeben (Abb. 3-2). Die Wirbelsäulenspule eignet sich also in Kombination mit dem 48 cm Bügel für Fohlen mit einem thoracalen/ abdominalen Durchmesser bis 48 cm, bzw. mit einem Umfang von höchstens 140 cm. Die Empfangsspulen werden über einen der beiden Spulenstecker mit der Anlage verbunden.

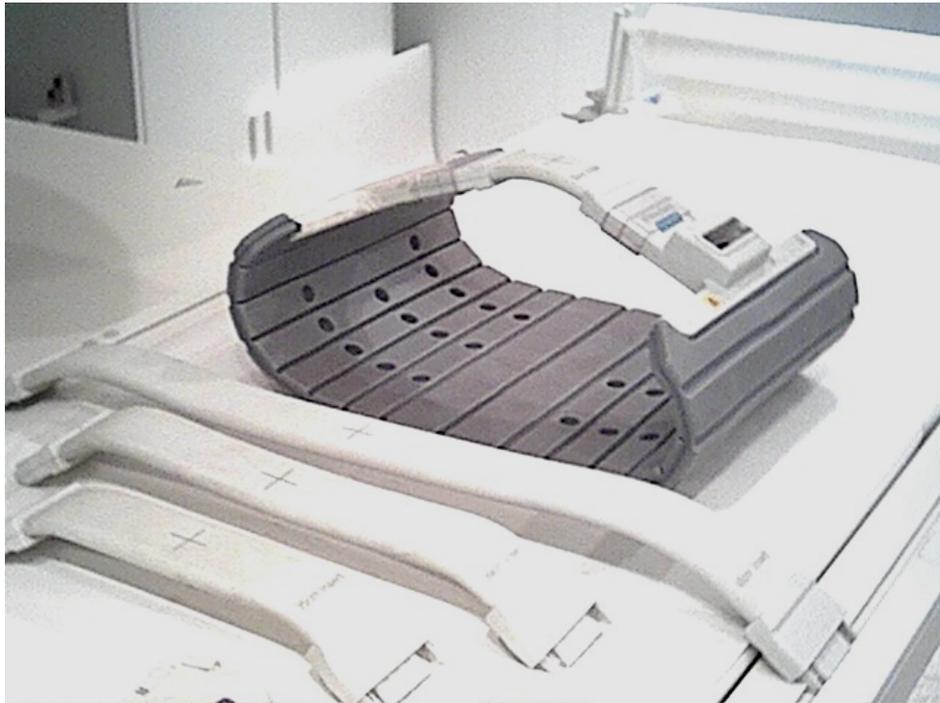


Abb. 3-2: CP-Körperspule, der 30 cm Bügel ist aufgesteckt;
35-, 39- und 48 cm- Bügel zum Größenvergleich.

Die Speicherung der Messdaten erfolgt automatisch auf die Festplatte des Computers. Zur Langzeitarchivierung können die Bilder entweder auf Röntgenfilm ausgedruckt, oder über ein optisches Laufwerk auf wiederbeschreibbare magneto-optische Platten = MOD (hier: DEC-S65MO mit 640 MB, der Fa. Pioneer) geschrieben werden. Auch das Brennen auf CD ist möglich und erleichtert somit die Bildübertragung auf einen anderen, nicht an den Bedienkonsolen angeschlossenen Computer.

3.2. Methoden

3.2.1. Durchführung der Kernspintomographie

Für die kernspintomographischen Messungen wurde die Wirbelsäulenspule in die Mitte der Human- Patientenliege gelegt. Um diese vor Verschmutzung zu schützen, wurde sie mit einer Plastikfolie abgedeckt, unter die bei stark schmutzigen Fohlen auch die Spule zu liegen kam. Um eine optimale Bildqualität zu gewährleisten, ist ein bestimmter Abstand zwischen Spule und Körper erforderlich. Daher wurde kleinen Fohlen zusätzlich ein ca. 2 cm dickes Schaumstoffkissen untergelegt. Da große Fohlen die Spule ganz ausfüllen, war das bei Warm- und Kaltblütern ab dem Alter von ca. 3½ - 4 Monaten aufgrund des begrenzten Spulendurchmessers nicht möglich. Die Fohlen wurden nun so in Seitenlage mit dem Rücken zum Magnetom auf der Patientenliege positioniert, dass das zu untersuchende Gebiet möglichst zentral auf der Spule zu liegen kam.

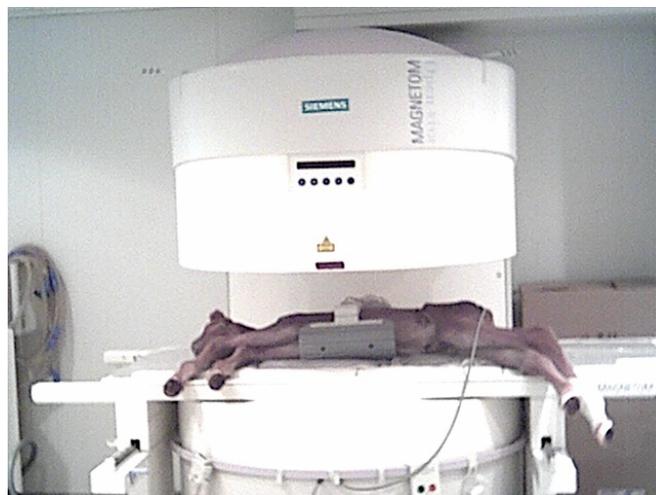


Abb. 3-3: Fohlen und Spule zentral im Magnetfeld

Die geringe Öffnung des Magneten (41 cm, mit angedockter Patientenliege nur 34 cm) ließ es nicht zu, die Fohlen in Brust- oder Rückenlage im Magnetfeld zu positionieren. Die Breite des Rumpfes des zu untersuchenden Tieres darf also 34 cm, der Umfang des Körpers 140 cm nicht überschreiten (s. 3.1.2. Geräte). Für Thoraxaufnahmen wurden die Vorderbeine weit

nach vorne gestreckt und ggf. am Tisch ausgebunden um eine optimale Lage des Körpers in der Spule zu erreichen. Entsprechend wurde mit den Hintergliedmaßen bei caudalen Abdomenaufnahmen verfahren.

Spule und passender Bügel wurden über den Spulenstecker mit dem Magnetom verbunden. Zwischen Bügel und Körper sollten ebenfalls ca. 2 cm Abstand sein. Mit Hilfe des Fadenkreuzes setzt man die Mitte der zu untersuchenden Körperregion fest, und fährt die bewegliche Patientenliege so zwischen die Magnete, dass die Spule im Zentrum des Magnetfeldes zu liegen kommt (Abb. 3-3). Dies wird durch „0000“ im Anzeigenfeld des Magnetoms bestätigt.

Als erste Sequenz jeder Untersuchung wurde eine Übersichtsaufnahme (= „scout“ oder „localizer“) des in der Spule befindlichen Körperabschnittes angefertigt. Hierfür wurde ein von Siemens vorgegebener Scout übernommen, der in 19 sec. sowohl ein transversales, sagittales als auch coronares Referenzbild erstellt. Nach Eingabe des nächsten gewählten Protokolls erscheinen am Monitor in den Referenzbildern Positionslinien, mit deren Hilfe die Schnitte im gewünschten Winkel an die darzustellende Region des Thorax bzw. Abdomens gelegt werden.

Sowohl von Thorax als auch Abdomen wurden sagittale, transversale und coronare Aufnahmen verschiedener Sequenzen angefertigt. Es wurde versucht, sowohl aussagefähige Gesamtbilder der Körperhöhlen, als auch bewertbare Darstellungen einzelner Organe zu erstellen. Hierfür positionierte man die Schnittschichten im Referenzbild am Monitor in verschiedenen Ebenen und verglich anschließend die gewonnenen Bilder in ihrer Aussagekraft.

3.2.2. Wie sind die neuen Sequenzen entstanden

Die Firma Siemens gibt für die Humanmedizin eine Vielzahl von Protokollen zur kernspintomographischen Untersuchung an. Da in der Tiermedizin die Patienten zur MRI-Diagnostik in Vollnarkose gelegt werden, sind die Messzeiten dieser Protokolle (z.B. 7 - 11 min.), zu lang, da jeweils mehrere Sequenzen angefertigt werden müssen und die Narkosedauer beim Pferd wegen bestimmter Risiken (z.B. Myopathie) möglichst kurz gehalten werden muß. Es wurde in dieser Arbeit versucht, anhand der vorgegebenen Sequenzen die Zeit auf 2 - 4 min. zu verringern, ohne dabei schlechtere Bildqualitäten zu erzielen. Als Ausgangsmaterial wurden die im Gerät von Siemens gespeicherten Protokolle für die Humanmedizin verwendet.

Zu Beginn wurde jede Sequenz einmal zum späteren Vergleich gefahren. Als nächstes wurde durch Verändern bestimmter Parameter wie z.B. Field of View (FoV) und Repetitionszeit (TR), die Zeit reduziert und eine Probeaufnahme gemacht. Um den verlorengegangenen Kontrast und die Bildqualität wiederzugewinnen, waren nun weitere Veränderungen der Sequenz notwendig. Artefakte mußten erkannt und durch optimieren der Parameter Signal-zu-Rausch-Verhältnis (S/R), Auflösung, Kontrast und Messzeit behoben werden. Jeder Schritt wurde notiert und das daraus erhaltene Bild anhand der vier Qualitätspunkte (Auflösung, Kontrast, Rauschen, Artefakte) und der Zeit beurteilt. Nach Erhalt eines guten Bildes wurde die Sequenz im Benutzerprogramm gespeichert und an weiteren Patienten getestet.

Bsp.: Die Sequenz „t1_fl2d_sag_metastasis“ der Spule „Body-Spine“ im Bereich „thoracic“. Diese 2D-Flash-Sequenz von Siemens dauert mit einem Kippwinkel (FA): 90°, Repetitionszeit (TR): 500 ms, Echozeit (TE): 17 ms, Schichtdicke: 5 mm, Bildmatrix: 224 x 256,0 und einem Field of View (FoV): 320 mm/ 8/8, 7:31 min. Zuerst wurden TR: 407 ms und FA: 60° geändert. Daraus ergab sich eine Zeit von 6:07 min und ein Signal-zu-Rausch-

Verhältnis (S/R): 1,39. Die Bildqualität war gut, die Zeit aber noch nicht zufriedenstellend. Deswegen wurden im nächsten Schritt das FoV: 423 und die Anzahl der Acquisitionen (No. Acq.): 3 heruntergesetzt. Weiterhin wurde die Matrix auf 81 % verändert. Damit war die Messzeit 4:15 min., das S/R: 1,26 und die Bildqualität der neuen Sequenz mit der Ausgangssequenz von Siemens vergleichbar gut. Weitere Versuche, die Zeit zu verringern, gingen mit erheblichen Qualitätseinbußen einher, so dass das 2D-Flash-Protokoll mit 4:15 min. gespeichert wurde. In dieser Form der Sequenz wurden an Fohlen sagittale Schnitte von Thorax und Abdomen in der Medianen und auf beiden Seiten lateral der Medianen angefertigt. Es ergaben sich gute Übersichtsaufnahmen der Körperhöhlen mit Einblick auf das klinische Geschehen, wie z.B. Perikard-, Thoraxerguss, verdichtetes Lungengewebe oder Veränderungen in den Nieren.



Abb. 3-4:

Vergleich der Bildqualität der Sequenz „t1_fl2d_sag_metastasis“ von Siemens (links) und der neu entwickelten, kürzeren (rechts) an verschiedenen Fohlen.

Mit fast allen Messprotokollen von Siemens für die Körperspule, außer denen für die Blutgefäße („angio-aortic-arch, angio-abdominal, angio-pelvis und angio-peripheral“), da sie sich auf lebende Patienten beziehen, wurde ähnlich wie oben dargestellt verfahren. Die besten Sequenzen wurden ausgesucht, gespeichert und an den Körperhöhlen, den verschiedenen Organen und in mehreren Positionen getestet.

3.2.3. Sequenzen

56 Protokolle für die flexible Wirbelsäulenspule von Siemens (ohne Localizer) wurden getestet und verändert. Davon waren aus den Sparten „heart“ 5 Sequenzen, „liver“ 13 Sequenzen, „cholangiographie“ 2 Sequenzen, 8 Protokolle aus dem Bereich „kidneys-pancreas“, 7 aus „pelvis“, 8 Sequenzen aus „thoracic“, 2 aus „lung“, 5 Messprotokolle aus „lumbar“ und 6 aus der Tabelle „hip“. Anhand einer Auswahl der besten Sequenzen (Tab. 3-2) wurden die weiteren Untersuchungen durchgeführt. Hierzu gehörten:

- **Localizer oder Scout:**

Von Siemens aus dem Bereich „thoracic“ übernommen, dauert der Scout 19 sec., und liefert als universelle FLASH-Sequenz Referenzbilder zur Orientierung von 15 mm Schichtdicke in allen drei Ebenen (cor., sag., tra.).

- **T1-gewichtete Spinechosequenzen: t1_se_tra, t1_se_cor**

T1 ist die Zeit, in der ein Spin seine zugeführte Energie wieder an die Umgebung abgibt (= gewebespezifische Zeitkonstante). Im Sinne der MRT heißt das, die Zeit, in der die Atome aus der Quermagnetisierung (durch HF-Impuls verursacht) wieder in die Längsmagnetisierung (durch Magnete aufgebautes vertikales Feld) zurückkehren. Je mehr Moleküle in seinem Umfeld vorhanden sind, sprich je dichter das Atomgitter, desto kürzer ist

die mittlere Verweildauer T1 eines einzelnen Spins. So ergeben sich Bilder, in denen sich Fettgewebe hell (kurzes T1 wegen dichtem Atomgitter) und Wasser dunkel (langes T1, weil reines Wasser wenig Moleküle enthält) darstellt. (Bsp. für T1-Wichtungen bei 0,5 - 1,5 Tesla: TR = 400 - 600 ms, TE = 15 ms).

- **T1-gewichtete FLASH-Sequenz: t1_fl2d_sag_metastasis**

Universelle 2D-FLASH (= Fast low angle shot) -Sequenzen sind Gradienten-Echo-Sequenzen und nutzen das sogenannte "Steady State", einen Gleichgewichtszustand, in dem nur die Längsmagnetisierung vorhanden ist. Die Quermagnetisierung wird durch einen „Spoiler“ zerstört. Der Kontrast, nicht aber das Signal, wird optimiert.

- **Protonendichte- und T2-gewichtete Sequenz: pd+t2_sag**

Diese Doppelkontrast-Sequenz fertigt Bilderserien zum direkten Vergleich in Protonendichte- und T2-Wichtung an. Die Pd-Wichtung ist auf unterschiedliche Protonendichte im Gewebe zurückzuführen. Durch ein langes TR wird der T1-, durch ein kurzes TE der T2-Einfluß unterdrückt. (Bsp. für Pd-Wichtungen bei 1,0 - 1,5 Tesla: TR = 3000 ms, TE = 20 ms)

- **T2-gewichtete Spinecho-Sequenz: t2_se_cor**

T2 ist eine gewebespezifische Zeitkonstante, die die natürliche Lebensdauer der Quermagnetisierung begrenzt. Wenn die Wechselwirkungen zwischen den Spins größer sind als die Spin-Gitter-Wechselwirkungen, zerfällt die Quermagnetisierung schneller. Es ergeben sich bei langem T2 Bilder, in denen sich Flüssigkeiten hell darstellen, Gewebe mit starrem Atomgitter jedoch dunkel. Im Vergleich zum Kontrastverhalten von T1-gewichteten Bildern kann eine Charakterisierung des Gewebes besser vorgenommen werden. (Bsp. für T2-Wichtungen bei 0,5 - 1,5 Tesla: TR = 2500 ms, TE = 80 - 100 ms)

• **T2-gewichtete Turbo-Spinecho-Sequenz:** t2_tse7_sag bzw. -tra

Kontraste und Bildqualität sind ähnlich den Spinecho-Sequenzen, die Messzeit wird aber durch höhere Echoanzahl bei gegebener Repetitionszeit, verkürzt.

• **T2-gewichtete Flash-Sequenz:** t2_fl2d_tra

Es treten weniger Flußartefakte als bei T2-gewichteten Spinecho-Bildern auf. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist besser und Knorpel erscheint hell, so dass sich diese Sequenz besonders zur Darstellung der Wirbelsäule eignet.

Tab. 3-2: Auswahl der am meisten verwendeten, neu erstellten Sequenzen:

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
scout	40	40	10	15	128x256	400 8/8	0 :19
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
pd+t2_se_sag	70	1567	20	5	144x256	455 6/8	3 :48
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_sag		3245	117	5	126x256	451 5/8	3:35
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36
trufl_128	90	4.23	2.01	30	128x128	450 8/8	0:01
trufl_256	80	5.96	2.97	30	256x256	450 8/8	0:05

FA = Flipwinkel
Th = Schichtdicke
t1 = T1-Wichtung
se = Spinecho
trufl = TrueFISP
sag = sagittal

TR = Repetitionszeit
FoV = Field of View
t2 = T2-Wichtung
tse = Turbo-Spinecho
tra = transversal

TE = Echozeit
TA = Messzeit
pd = Protonendichte-Wichtung
fl2d = FLASH-2D
cor = coronar

- **TrueFISP (FISP = Fast imaging with steady state precession):** trufi_128, trufi_256

Sehr schnelle Single-Shot-Sequenzen die den Signalverlust bei Bewegungen vermeiden. Ein sogenannter Rewinder-Gradient macht es möglich, dass sich ein Gleichgewicht zwischen Längs- und Quermagnetisierung des Gewebes ausbildet.

3.2.4. Ebenen

Die X-, Y- und Z-Gradientenspulen bauen ein dreidimensionales Magnetfeld auf, das zusätzlich zum Grundfeld des C-förmigen Magneten wirkt. Dieses Gradientenfeld zeigt in z-Richtung, seine Feldstärke kann aber linear in x-, y- oder z-Richtung verlaufen. Der Patient wird hierbei bildlich in Volumenelemente gegliedert, deren Signal in der entsprechenden Reihenfolge die Schnittbilder ergeben. Eingetragen in das Koordinatensystem der Gradientenfelder ergibt das für die Voxel in der x-y-Ebene ein transversales Bild, in der y-z-Ebene ein sagittales und in der x-z-Ebene ein coronares Bild (Abb. 3-5 u. 3-6).

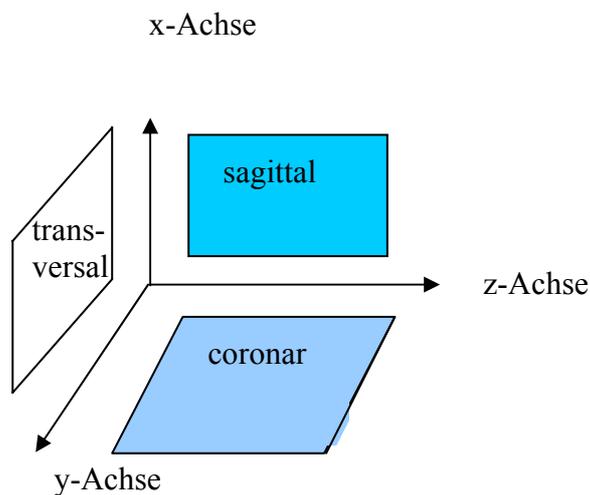


Abb. 3-5 : Gradientenfeld und Schnittebenen

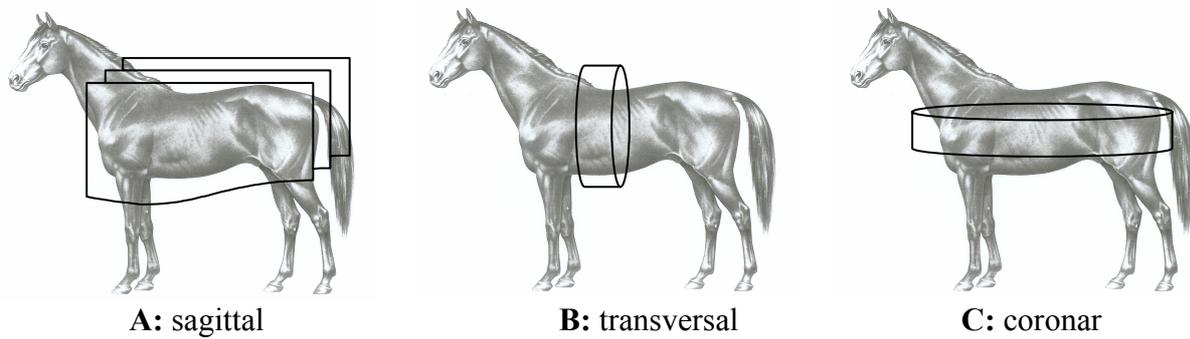


Abb. 3-6: Darstellung der Schnittebenen am Pferd

3.2.5. Setzen der Positionslinien am Scout

Um die Ebenen am Messobjekt an der richtigen Stelle und im gewünschten Winkel zu erhalten, werden die Positionslinien vor der Messung am Scout gesetzt (Abb. 3-7 – Abb. 3-9).

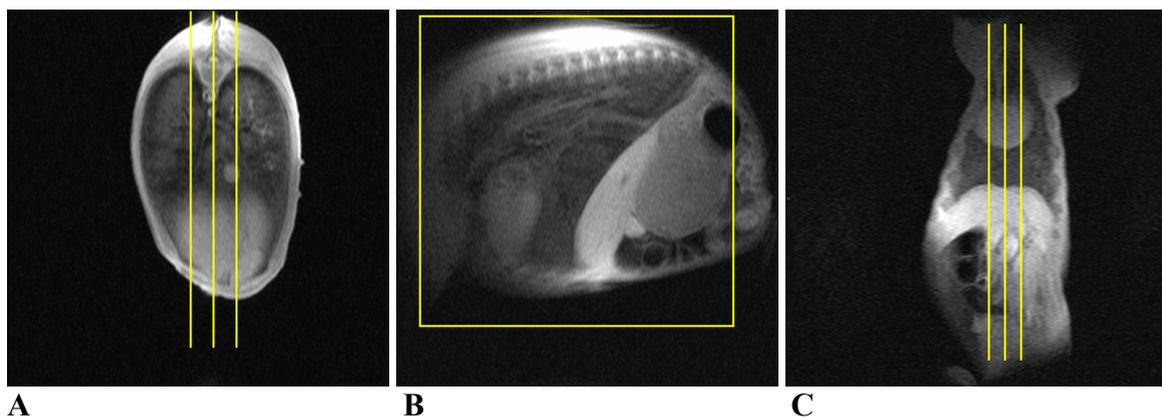


Abb. 3-7: Sagittale Ebene. Die Positionslinien werden senkrecht durch die Wirbelkörper (A), median (C) und evtl. paramedian zur Wirbelsäule gelegt. Das Field of View (FoV) wird um das zu messende Areal gelegt (B).

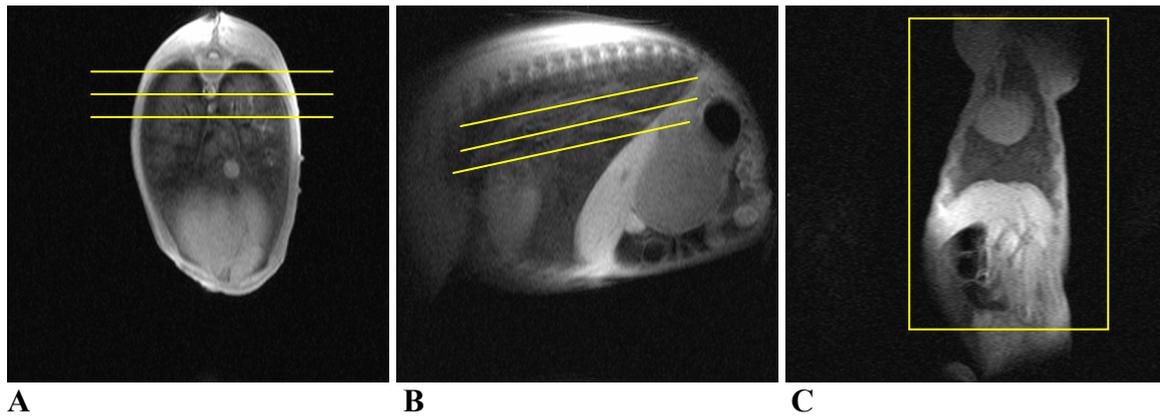


Abb. 3-8: Coronare Ebene. Die Positionslinien werden parallel (B) und dicht unter/ durch (A) die Wirbelsäule gelegt. Das FoV umfasst das interessierende Gebiet (C).

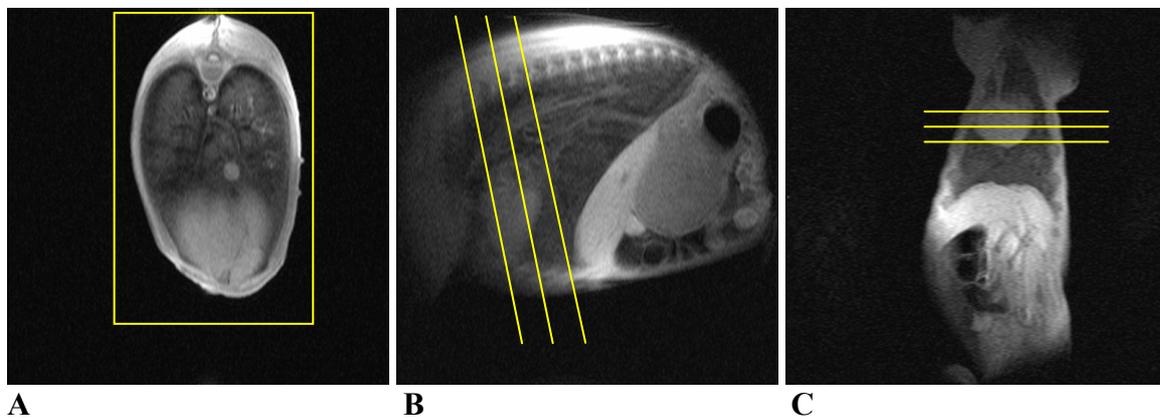


Abb. 3-9: Transversale Ebene. Die Positionslinien werden im rechten Winkel durch die Wirbelsäule (B), und auf das interessierende Organ (C) gelegt. Das FoV wird um den gesamten Thorax (bzw. Abdomen) gelegt (A).

3.2.6. Beurteilung der Bilder

Die MRT-Bilder wurden nach Auflösung, Kontrast, Rauschen und Artefakten, sowie nach der Darstellung der pathologischen Veränderungen beurteilt. Weiterhin wurden die Befunde der MRT-Untersuchung mit den Sektionsprotokollen des Instituts für Pathologie der Tierärztlichen Fakultät bzw. den eigenen Sektionsergebnissen verglichen.

4. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Organe zur Orientierung kurz in ihrer anatomischen Lage beschrieben. Detaillierte Angaben über Entwicklung, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Funktion und Pathologie kann unter anderem den Werken von NICKEL et al. (1984 u. 1987), BUDRAS et al. (1991), ASHDOWN et al. (1988), WISSDORF et al. (1998) und DAHME et al. (1999) entnommen werden. Die hier aufgeführten anatomischen Gegebenheiten wurden den selben Lehrbüchern entnommen. In Klammern hinter der Abbildungsnummerierung ist der Name der jeweils verwendeten Sequenz angegeben.

4.1. Darstellung der Lunge

4.1.1. Anatomie der Trachea und der Lunge

Die **Luftröhre**, deren querovales Lumen von Knorpelspangen offen gehalten wird, verläuft median in der Brusthöhle im Mediastinalspalt. Sie liegt der Vena cava cranialis dorsal auf, schiebt sich rechts am Aortenbogen vorbei und teilt sich in der Bifurcatio tracheae dorsal der Herzbasis, in Höhe des 4. - 6. Interkostalraumes, in die beiden Hauptbronchien. Beide **Lungenhälften** des Pferdes bestehen aus einem Lobus cranialis und einem Lobus caudalis die je von einem Bronchus lobaris und dessen Segmentbronchien belüftet werden. Dem rechten kaudalen Lungenlappen ist median der Lobus accessorius angegliedert. Die Lunge erstreckt sich vom 1. IKR, wo sie noch den gesamten Brustraum einnimmt, in einem nach kaudodorsal ziehenden Bogen zum 16. IKR. Aus dem rechten Herzen führt der Truncus pulmonalis venöses Blut zur Lunge, welches in den Alveolen mit Sauerstoff angereichert und dem Herzen über die Venae pulmonales wieder zugeführt wird. Diesem funktionellen System stehen die Arteria bronchoesophagea und die Rami bronchiales des nutritiven Systems gegenüber.

4.1.2. Sequenzen

Tab. 4-1: Sequenzen für die Darstellung der Lunge (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36
t2_tse7_sag		3245	117	5	126x256	451 5/8	3:35
trufl_128	90	4.23	2.01	30	128x128	450 8/8	0 :01
trufl_256	80	5.96	2.97	30	256x256	450 8/8	0:05

4.1.3. Ebenen

Zur Darstellung der Lunge sind **alle drei Ebenen** wertvoll. Die erste **sagittale** Messung sollte median durch die Wirbelsäule gelegt werden, die zweite und dritte Bilderserie zur Darstellung lateraler Lungenbereiche, paramedian links und rechts der Wirbelsäule. Die **coronare** Schnittebene wird parallel zur Wirbelsäule gelegt und sollte knapp unter ihr mit der ersten Schicht beginnen. Bei der Auswertung der coronaren Bilder ist darauf zu achten, dass sie spiegelverkehrt vorliegen. Die **transversalen** Schichten stehen im rechten Winkel zur Wirbelsäule um diese mittig im oberen Bildbereich zu lokalisieren.

4.1.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung

Die gesunde belüftete Lunge stellt sich in T1-, T2-, und Protonendichte-Wichtungen schwarz dar, da wenige Atomkerne vorhanden sind, die ein Signal abgeben. Verdichtete oder

flüssigkeitsgefüllte Bezirke (z.B. Atelektase, Ödem, Hyperämie, eitrige Herde) geben mehr Signal, was auf die größere Protonendichte pro Voxel zurückzuführen ist, und erscheinen im MR-Bild grau. Blutgefüllte Gefäße sind in T1-Sequenzen hellgrau und in T2-Sequenzen aufgrund ihrer ausgleichenden Feldschwankungen weiß. Cruor stellt sich in T2-Wichtungen von mittlerem Grauton dar. Luftgefüllte Bronchien sowie die Trachea sind ebenfalls schwarz, die Knorpelspangen der Luftröhre signalreich (hell). Das Mediastinum ist von mittlerer Signalintensität. Die Knochenkompakta (z.B. der Rippen und Wirbel) ist aufgrund des signallosen Kalkes schwarz und nur die beweglichen Protonen im Knochenmark stellen sich grau dar. Muskulatur und Haut sind in der T1-Wichtung signalreich, in T2 signalarm.

4.1.4.1. Bilder

- **Fall 1: physiologische Lunge/ tötungsbedingtes ggrd. Ödem**



Abb. 4-1a: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete, sagittale FLASH-Sequenz eines organisch gesunden Fohlens (Euthanasie wegen Gelenkfehlstellung). Die Lunge ist weitgehend belüftet (signallos), leichte Signalgebung des Parenchyms durch tötungsbedingtes Ödem (graue Schatten).

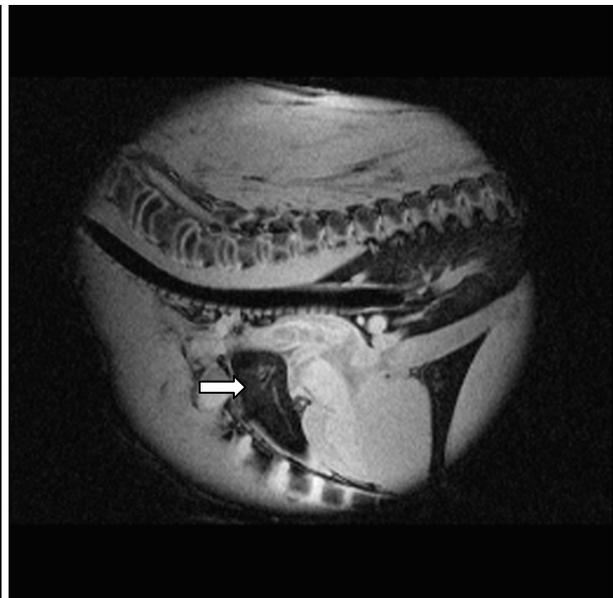
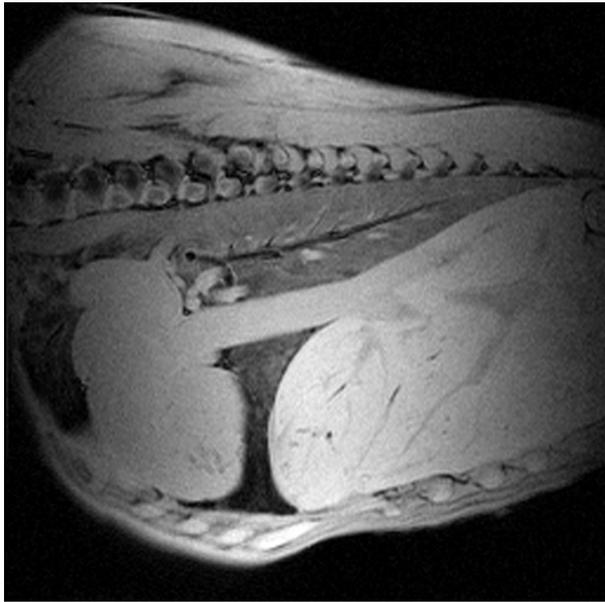
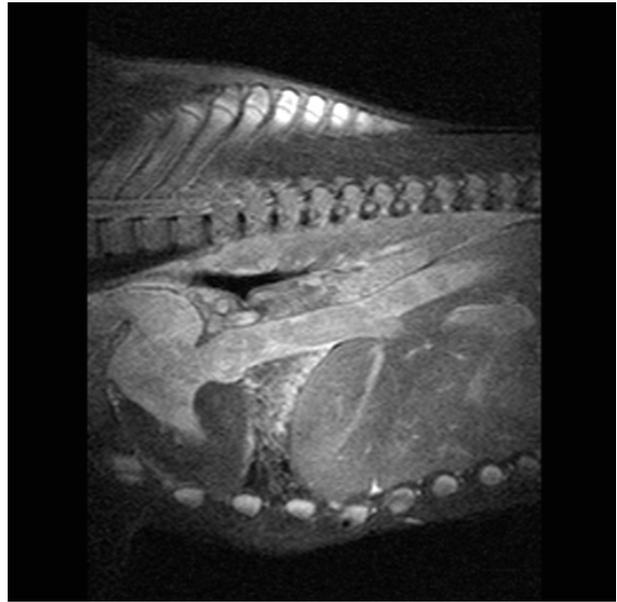


Abb. 4-1b: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Gleiche Sequenz und Fohlen wie in Abb. 4-1a. Luftröhre ist längsgeschnitten und frei von Inhalt. Kranialer Lungenlappen geringgradig ödematös (Pfeil), helle Bezirke stellen Gefäße dar.

• Fall 2: Atelektase**Abb. 4-2: (t1_fl2d_sag_metastasis)**

In der T1-gewichteten, sagittalen Aufnahme des Thorax ist die atelektatische Lunge in ihrer gesamten Ausdehnung homogen grau. Das Lumen der Bronchien zeichnet sich vom Parenchym schwarz ab. Die hellgrauen Schatten weisen auf blutgefüllte Gefäße hin.

**Abb.4-3: (t2_tse7_sag)**

In der sagittalen T2-Aufnahme der Atelektase stellt sich die Lunge ebenfalls homogen grau dar, Lappchenzeichnung ist nicht zu sehen.

**Abb. 4-4: (t1_se_cor)**

In der coronaren T1-gewichteten Spinecho-Aufnahme ist die atelektatische Lunge homogen verdichtet. Die Trachea und die Hauptbronchien sind frei von Inhalt und stellen sich signalfrei (schwarz) dar. Blutgefäße zeichnen sich heller grau vom Lungenparenchym ab. Der Mediastinalspalt ist als hypointense Linie zu erkennen (Pfeil).

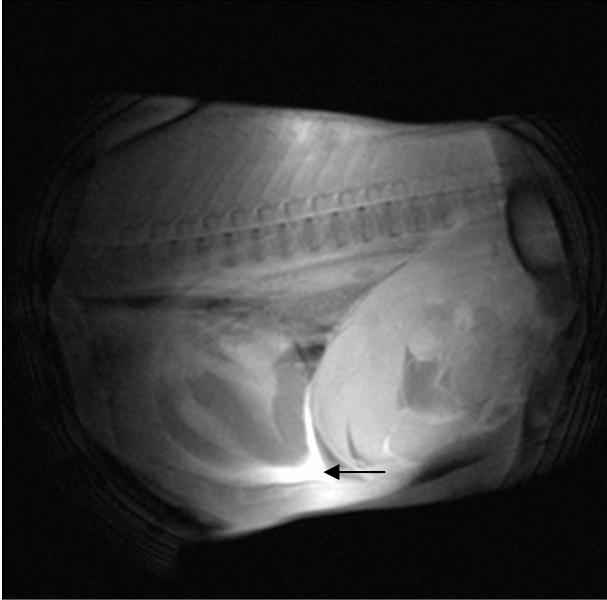
• Fall 3: Pneumonie

Abb. 4-5: (trufi_128)
Die TrueFISP-Sequenz in sagittaler Schnittebene lässt die durch eine Pneumonie diffus verdichtete Lunge und einen Perikard-Erguss (Pfeil) erkennen.

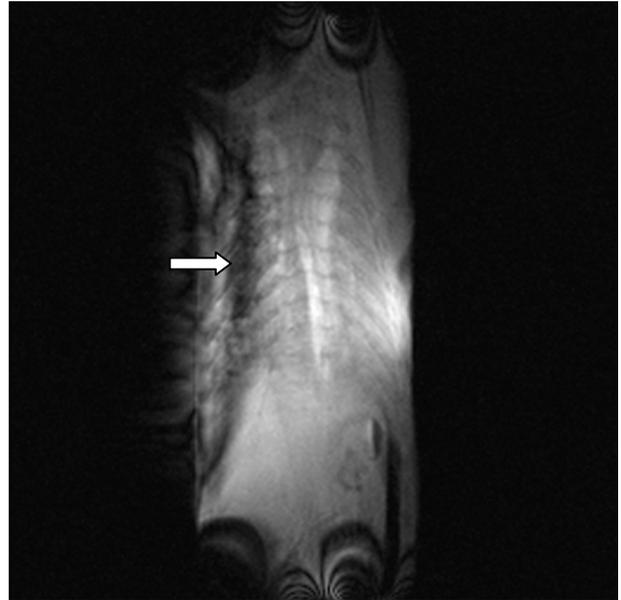


Abb. 4-6: (trufi_256)
Die in coronarer Ebene geführte TrueFISP-Sequenz zeigt die pneumonisch verdichtete Lunge. Linksseitig ist belüftetes Gewebe zu sehen (Pfeil).

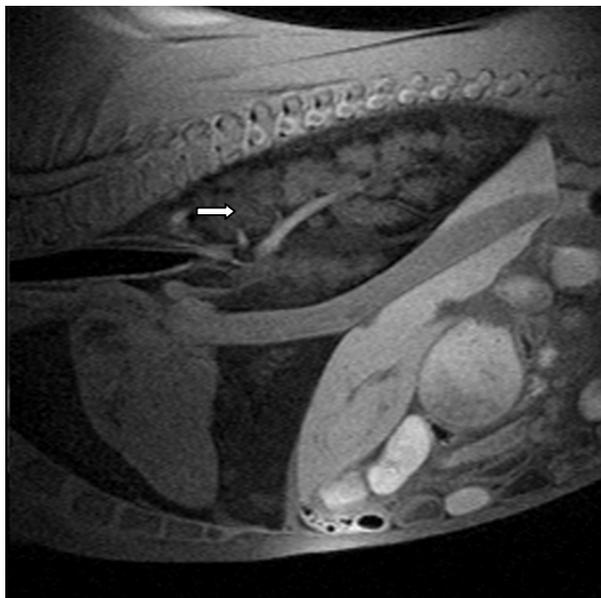


Abb. 4-7: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete FLASH-2D-Sequenz in sagittaler Ebene. Die einzelnen Pneumonieherde gestalten sich wie Trauben entlang der Bronchien.

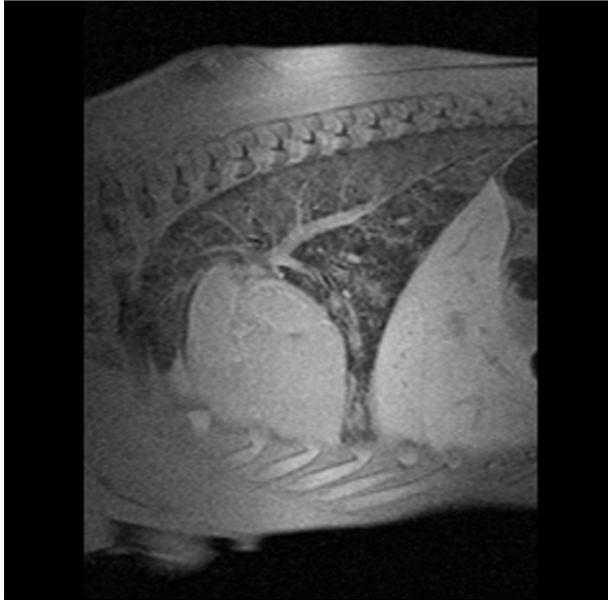


Abb. 4-8: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Pneumonisch verdichtete Bezirke zeichnen sich in der T1-gewichteten FLASH-Sequenz grau ab. Blutgefäße sind heller grau.

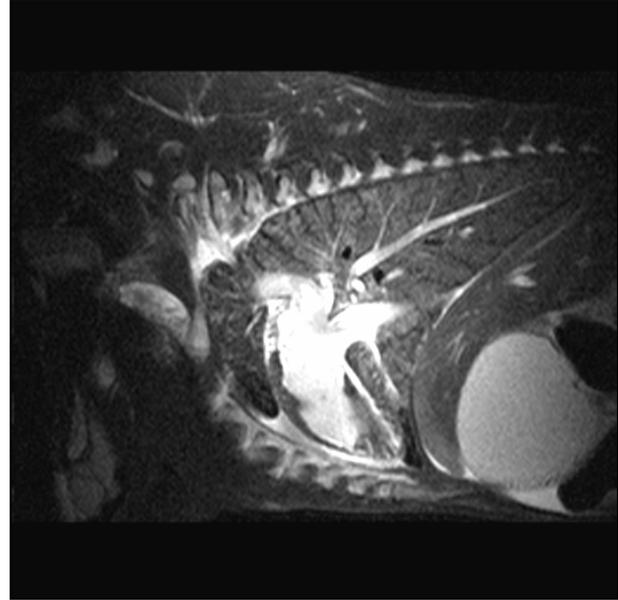


Abb. 4-9: (t2_tse7_sag)
In der T2-gewichteten sagittalen Turbo Spinecho-Sequenz stellen sich Gefäße hyperintens dar. Pneumonische Herde sind von mittlerem Grauton.

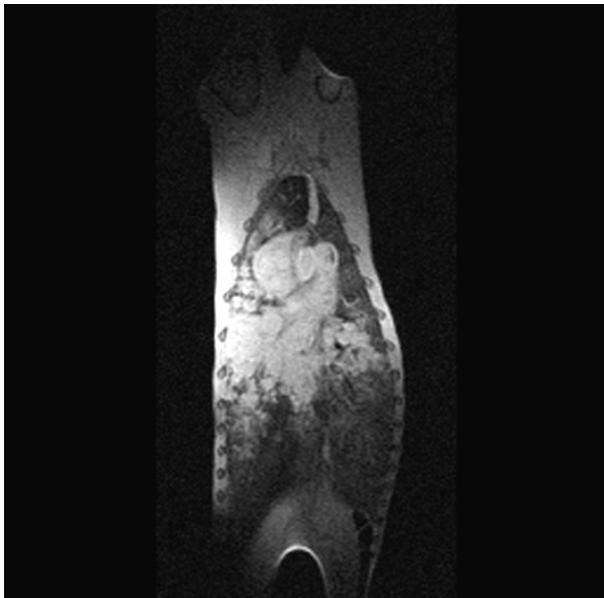


Abb. 4-10a: (t1_se_cor)
Coronare Schnittführung einer T1-gewichteten Spinecho-Sequenz einer Lungenpneumonie.

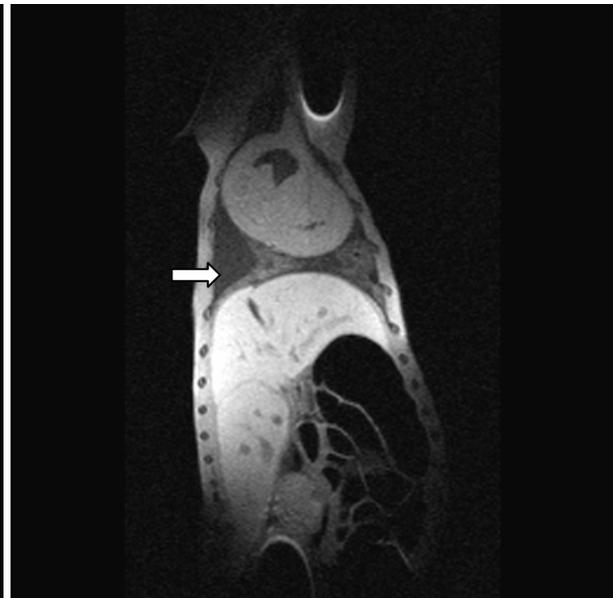


Abb. 4-10b: (t1_se_cor)
Coronare T1-Wichtung, weiter ventral als Abb. 4-10a. Pfeil deutet auf belüftetes Lungenareal.

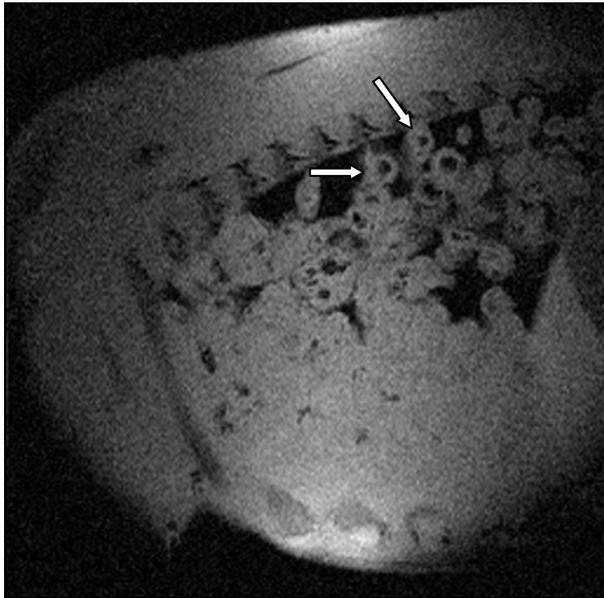


Abb. 4-11a: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sagittale, T1-gewichtete FLASH-2D-Sequenz einer hochgradig pneumonisch verdichteten Lunge. Um die Bronchien der dorsalen Lungenlappen ist das Parenchym kreisförmig verdichtet (Pfeile).

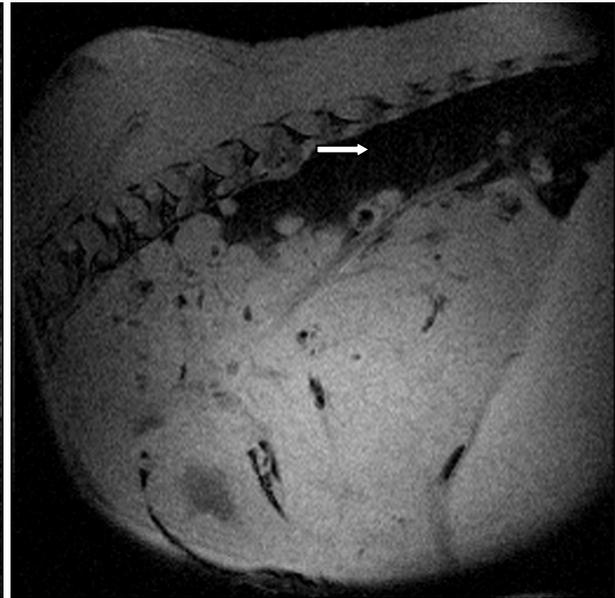


Abb. 4-11b: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Gleiche Sequenz wie in Abb. 4-11a. Die Lunge ist ventral komplett verdichtet, dorsal sind die Lungenlappen belüftet (Pfeil).

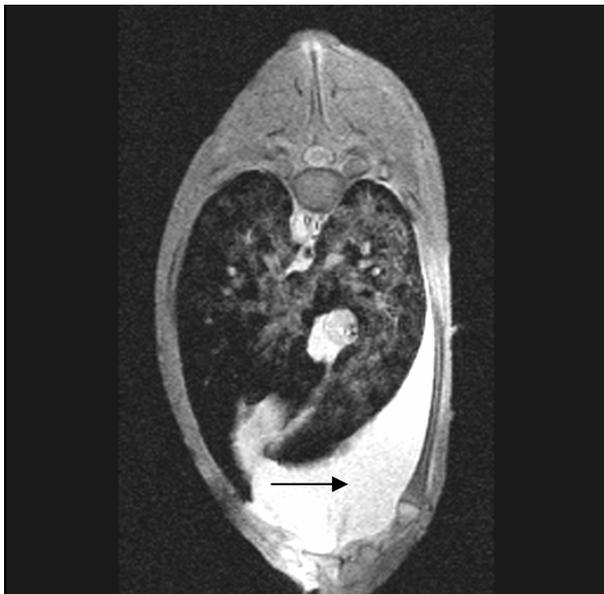


Abb. 4-12: (t2_fl2d_tra)
Transversaler Schnitt einer T2-gewichteten FLASH-Sequenz durch eine pneumonische Lunge. Der zusätzliche Thoraxerguss stellt sich hyperintens dar (Pfeil).

- Fall 4: Ödem/ Hyperämie

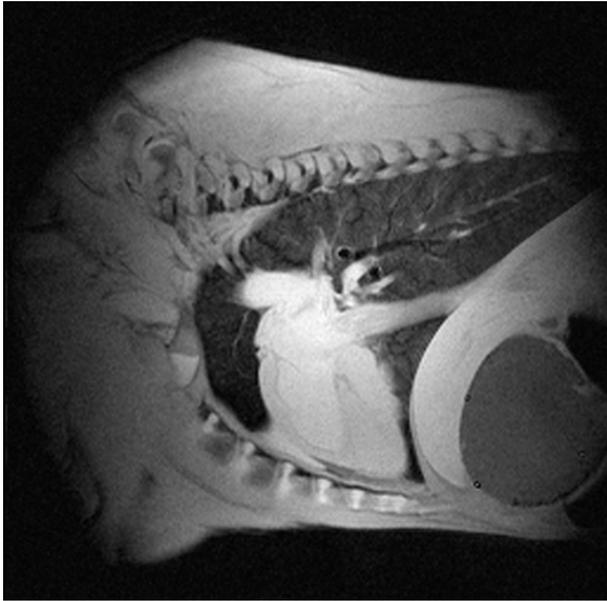


Abb. 4-13: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Lungenödem und -hyperämie in T1-Wichtung.
Die Lunge ist komplett verdichtet. Blutgefäße
stellen sich hell dar.

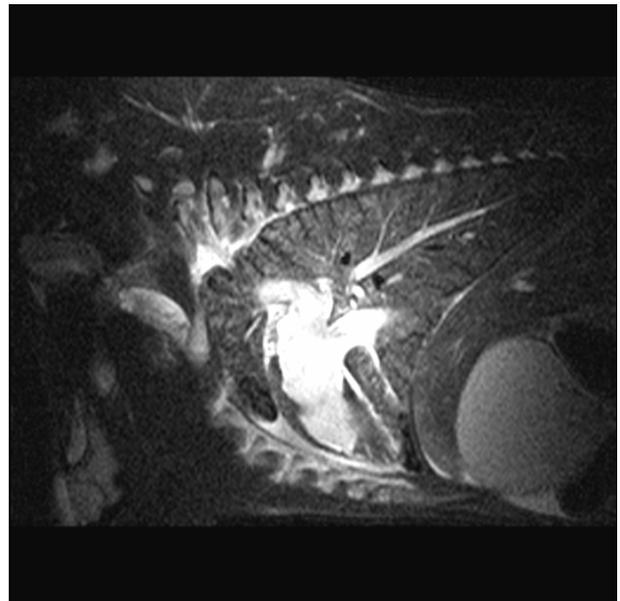
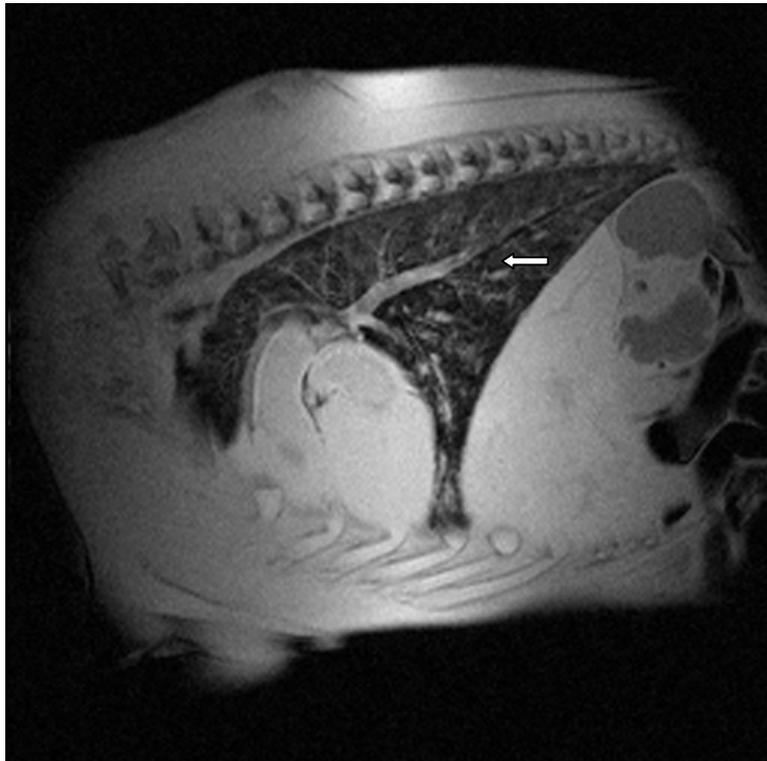


Abb. 4-14: (t2_tse7_sag)
Sagittale T2-Sequenz eines Lungen-
ödem mit Hyperämie. Die stark gefüllten
Gefäße treten hyperintens hervor.

• Fall 5: Emphysem**Abb. 4-15: (t1_fl2d_sag_metastasis)**

T1-Darstellung in sagittaler Ebene eines Lungenemphysems (Pfeil). Das Emphysem ist aufgrund seines hohen Luftgehaltes signalarm. Blasige hypointense Bezirke werden von hellerem Gewebe begrenzt. Signalreichere Areale deuten auf verdichtetes oder flüssigkeitsgefülltes Lungengewebe hin.

4.1.6. Auswertung

Mit der Wirbelsäulenspule kann, auch bei größeren Fohlen, der gesamte Bereich der Lunge kernspintomographisch in einer Messung dargestellt werden. Von den unter MATERIAL UND METHODEN aufgeführten Sequenzen bieten sich für die Lungendarstellung einige an. Anhand der oben genannten Sequenzen (Tab. 4-1) konnten pathologische Veränderungen der Lunge zufriedenstellend abgebildet werden. Da die untersuchten Fohlen, die eine Lungenhyperämie aufzeigten, gleichzeitig auch ein Ödem hatten, konnte in dieser Arbeit nicht auf Unterschiede in

der Bildgebung dieser pathologischen Veränderungen eingegangen werden. Pneumonien, Atelektase und Emphyseme können mit angegebenen Sequenzen abgebildet werden. Thoraxergüsse waren mit 100%iger Genauigkeit diagnostizierbar.

4.2. Darstellung des Herzens

4.2.1. Anatomie des Herzens

Das in seiner Herzachse nach links gedrehte Herz liegt zu 3/5 links der Medianen in Höhe des 3.-5. Interkostalraumes (IKR). Der rechte Vorhof und die rechte Hauptkammer liegen somit kranial, während Atrium und Ventrikel des linken Herzens nach kaudal zeigen. Die Herzbasis befindet sich auf Höhe des Manubrium sterni. Die ausschließlich von der linken Herzkammer gebildete Apex cordis ist nach kaudal gerichtet und liegt der Basis gegenüber auf Höhe des Ellbogenhöckers. Venöses Blut wird unter anderem über die Vena (V.) cava cranialis, V. cava caudalis und die V. azygos dextra in den rechten Vorhof geleitet. Von dort wird das Blut an der Trikuspidalklappe, Valva atrioventricularis dextra, vorbei in die rechte Hauptkammer und über den Truncus pulmonalis zur Lunge gepumpt. Sauerstoffhaltiges Blut gelangt über 5 - 8 Vv. pulmonales in das linke Atrium, vorbei an der linken Atrioventrikularklappe, Bikuspidal- oder Mitralklappe, in den Ventriculus sinister. Durch starke Kontraktionen der deutlich dickeren Wand des linken Herzens wird arterielles Blut über die Aorta in den Kreislauf gepumpt.

Der derbe, nicht dehnbare Herzbeutel umgibt vom 2. - 6. IKR das Herz, sowie die an der Herzbasis mündenden und entspringenden Gefäße (s.o.). Durch vermehrten Inhalt im Herzbeutel, z.B. pathologische Überproduktion von Liquor pericardii, oder Blut, kann es zu Einschränkungen der Herzbewegung bis hin zum Stillstand kommen.

4.2.2. Sequenzen

Tab. 4-2: Sequenzen für die Darstellung des Herzen (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_sag		3245	117	5	126x256	451 5/8	3:35
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36

4.2.3. Ebenen

Die **sagittale** Ebene wird wie in 4.1.3. beschrieben positioniert. Die **coronaren** Schnittbilder beginnen auf Höhe der Trachea und sollten bis zum Brustbein fortgeführt werden, um auch die Herzspitze vollständig darzustellen. Die eigentliche Standardebene der Herzdarstellung, die **transversale** Ebene, teilt das gesamte Herz von kranial nach kaudal in Einzelbilder auf und kann wie unter 4.1.3. beschrieben, oder parallel zur Herzachse positioniert werden. Letzteres stellt das Herz in senkrechten Schnitten dar, wobei die Ausrichtung an der Wirbelsäule den Thorax im rechten Winkel schneidet.

4.2.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung

Das Myokard stellt sich im T1-gewichteten MR-Bild homogen und von mittlerer Signalintensität dar und unterscheidet sich gut vom signalarmen Lumen des Atriums und des Ventrikels. Im T2-

Bild erscheint es dunkler als das intraventrikuläre Lumen. Das unbewegte Blut ist in der T1- und T2-Wichtung von schwacher bis mittlerer Signaldichte und kann von Thromben am toten Tier nicht eindeutig unterschieden werden. Nach Gerinnung des Blutes zum Cruor (mittlerer Grauton) führt das verbleibende Serum in der T2-Wichtung zu signalreichen Bezirken. Das Perikard kann evtl. als signalschwache, dünne Zone abgebildet werden. Im T1-Bild ist ein Perikarderguss als Bereich von mittlerem Grauwert um das Herz zu sehen. Die T2-Wichtung stellt Perikardergüsse generell als signalreich dar. Das Lumen der großen Gefäße ist in T1-Sequenzen dunkel, die Gefäßwand hell. In T2-Wichtungen ist die Wand dunkelgrau, das Lumen erscheint - je nach Füllungsart (s.o.) - in mittlerer bis hoher Signalintensität.

4.2.4.1. Bilder

Fall 1: Perikarderguss

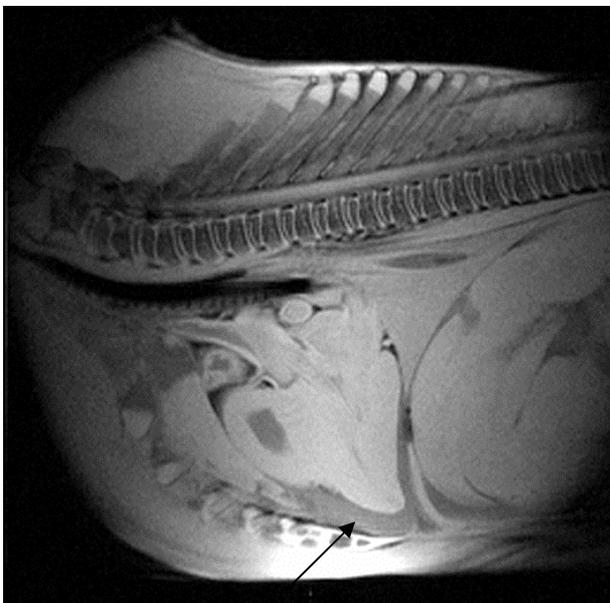


Abb. 4-16: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete FLASH-Abbildung eines Perikardergusses (Pfeil)



Abb. 4-17: (t2_tse7_sag)
Sagittale T2-Wichtung einer Turbo-Spin-echo-Sequenz. Die Flüssigkeit im Perikard stellt sich hyperintens dar (Pfeil). Blut hat einen mittleren Grauton.

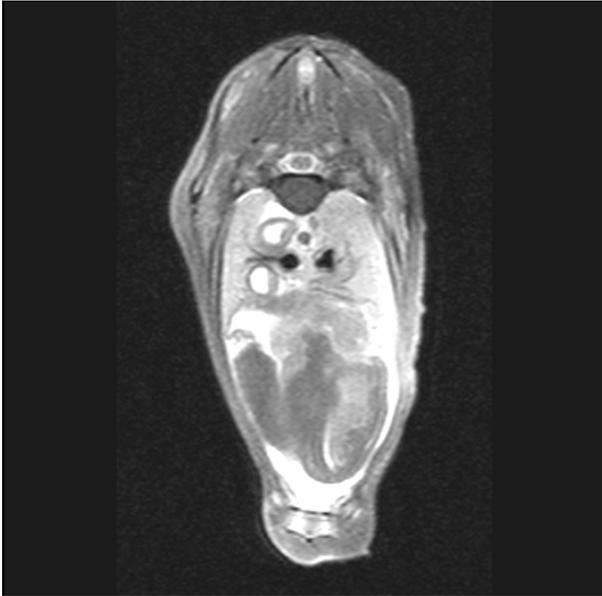


Abb. 4-18a: (t2_tse7_tra)
T2-gewichtete transversale Turbo-Spinecho-Sequenz. Der Perikarderguss ist ventral des Herzens hyperintens zu sehen.



Abb. 4-18b: (t2_tse7_tra)
Gleiche Sequenz wie in Abb. 4-17a. Perikarderguss (Pfeil).

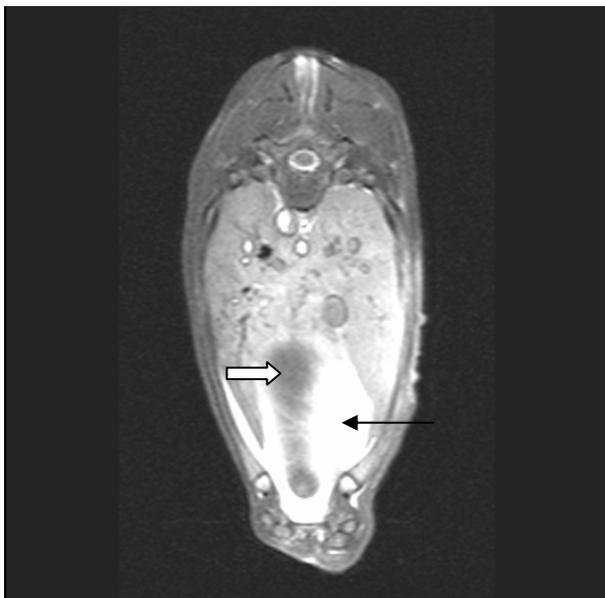


Abb. 4-19a: (t2_fl2d_tra)
T2-gewichtete, transversale FLASH-Aufnahme eines Perikardergusses (weiß). Der Schnitt tangiert weit kranial gerade das Myokard (\rightleftharpoons), befindet sich ansonsten hauptsächlich im Herzbeutellumen (\rightarrow).

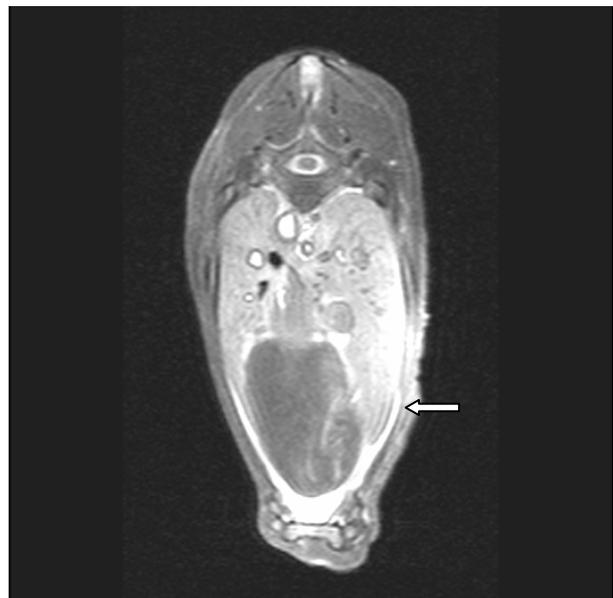


Abb. 4-19b: (t2_fl2d_tra)
Dieselbe Sequenz wie Abb.4-18a, Schnittebene weiter kaudal. Zwischen Thoraxwand und Lunge ist ein geringgradiger Erguss erkennbar (Pfeil).

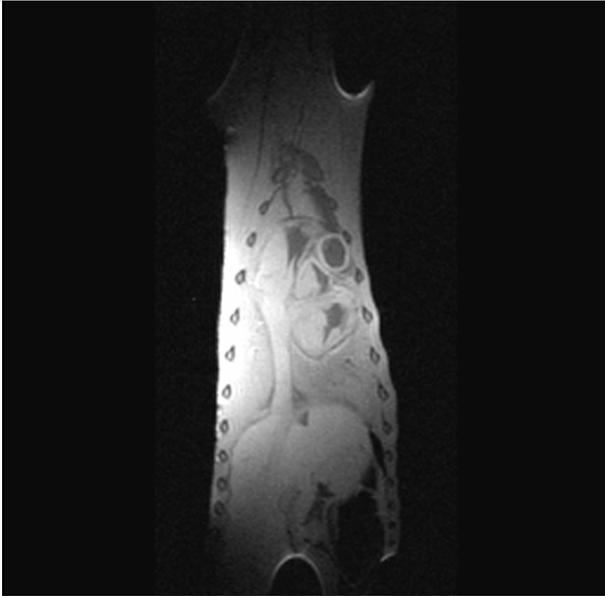


Abb. 4-20a: (t1_se_cor)
Die coronare T1-gewichtete Sequenz stellt die Herzbasis mit ihren Gefäßen gut dar.

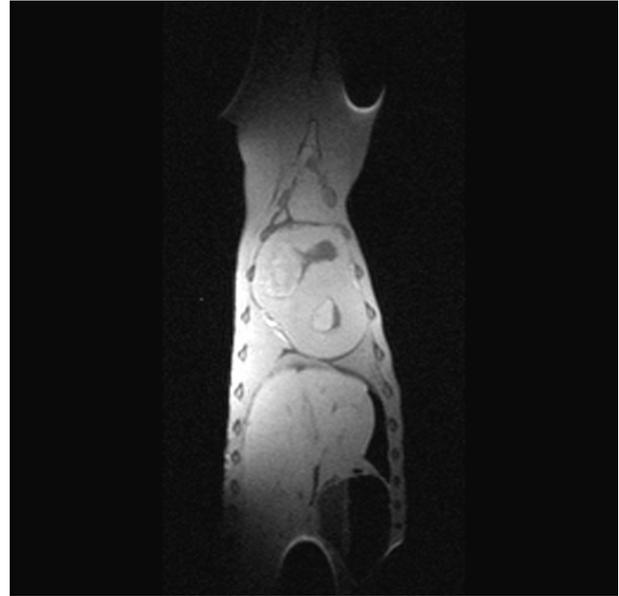


Abb. 4-20b: (t1_se_cor)
Gleiche Sequenz wie in Abb. 4-19a. Hauptkammern eröffnet. Myokard, Lumen und Blut sind gut voneinander zu unterscheiden.

• **Fall 2: Dilatation**



Abb. 4-21: (t1_se_tra)
T1-gewichtete Spinecho-Sequenz in transversaler Schnittführung bei einer Herzdilatation. Flüssigkeit in Perikard und Thorax sind dunkelgrau zu erkennen (Pfeil).

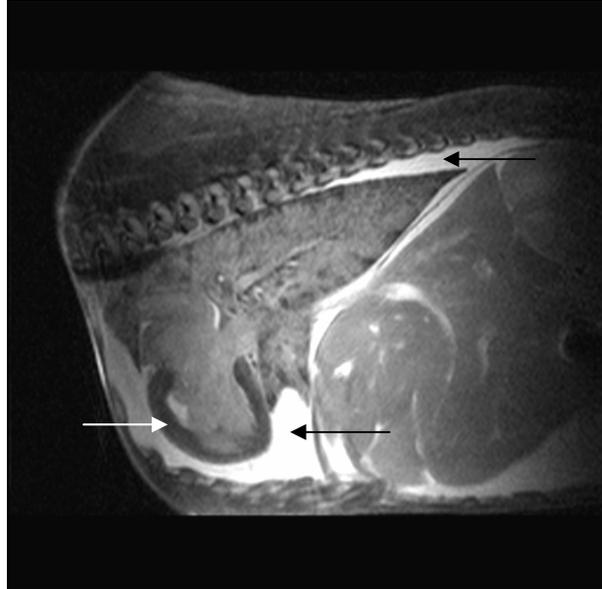


Abb. 4-22: (t2_tse7_sag)

Außer dem dünnen Myokard (weißer Pfeil) und dem großen Lumen sieht man in dieser T2-gewichteten sagittalen Aufnahme sowohl einen Perikard- als auch einen Thoraxerguss (schwarze Pfeile).

4.2.6. Auswertung:

Besonders die coronare und transversale Schicht sind geeignet, das Herz genauer zu untersuchen. Als Übersichtsaufnahme, evtl. in Zusammenhang mit der Abbildung der Lunge, bietet sich die sagittale Ebene an. Das Myokard, das Septum, die Vorhöfe und Hauptkammern lassen sich gut in den jeweiligen Bildern darstellen. Die großen Blutgefäße sind im Anschnitt gut zu erkennen. Die transversale Ebene gibt oft schon ausreichende Information über Herzkammern, Myokard, Perikardinhalt und den Aortenbogen. Herzbeutel- und Brusthöhlenergüsse können eindeutig nachgewiesen werden. Eine Herzdilatation konnte dargestellt werden.

4.3. Darstellung des Thymus

Zur Untersuchung des Thymus eignen sich alle in Tab. 4-2 aufgeführten Sequenzen. Da Erkrankungen des Thymus beim Fohlen von untergeordneter Rolle sind, wird zwar auf die Anatomie des Thymus zur Orientierung in Thoraxaufnahmen eingegangen, weiter soll dieses lymphatische Organ aber nicht behandelt werden.

4.3.1. Anatomie des Thymus

Mit einer Länge von 165 mm, Höhe 80 mm und Breite 65 mm erstreckt sich der Thymus des neugeborenen Fohlen mit seinem linken, größeren Lappen von der Brustapertur bis zur 4. bzw. 5. Rippe (NICKEL et al. 1984). Der kleinere rechte Lappen des Brustteils reicht von der 1. bzw. 2. Rippe bis zur 4. und dorsal evtl. bis zur V. cava cranialis. Beidseits reichen die Thymusanteile mediodorsal unter den Lobus cranialis der rechten bzw. linken Lunge, liegen ventral dem Brustbein auf und stoßen kaudal an den Herzbeutel (Abb. 4-23 u. 24). Teilweise ist neben dem Brustteil auch ein ca. 150 mm langer, unpaarer, links von der Trachea gelegener Halsteil vorhanden. Mit dem Alter bildet sich der Thymus zurück und wird von Fettgewebe ersetzt.

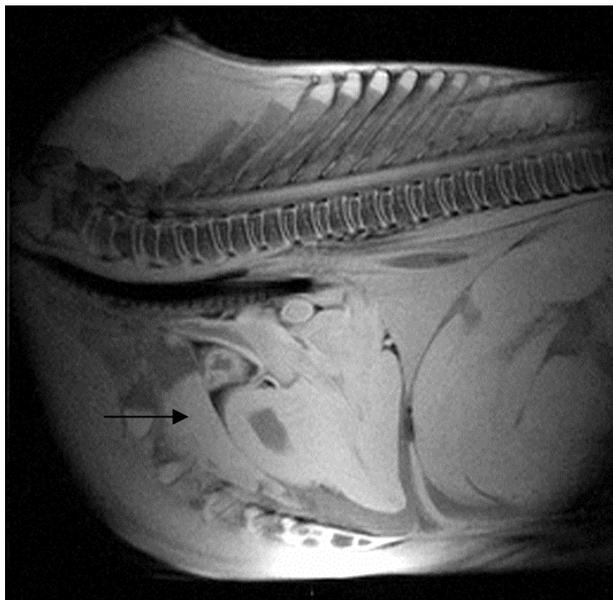


Abb. 4-23: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Darstellung des Thymus (Pfeil) in einer T1-gewichteten sagittalen Aufnahme.

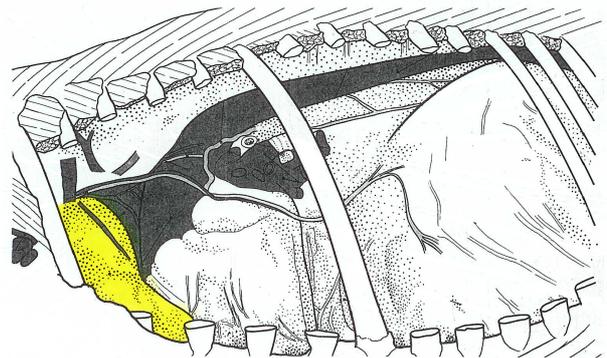


Abb. 4-24: Anatomische Lage des Thymus
(gelb) bei einem neugeborenen Fohlen (nach ASHDOWN u. DONE 1988).

4.4. Darstellung des Zwerchfells

Zur Untersuchung des Zwerchfells kam es in dieser Arbeit aus Prioritätsgründen nicht, anatomisch soll es dennoch kurz vorgestellt werden, da es auf MR-Darstellungen anderer Organe oftmals zu sehen ist. An entsprechender Stelle wird es teilweise zur Orientierung erwähnt. Der muskulöse Teil des Diaphragmas stellt sich als dünne Linie in der T1-Wichtung hell (Abb. 4-26) und in der T2-Wichtung dunkel (Abb. 4-27) dar.

4.4.1. Anatomie des Zwerchfells

Das aus den muskulösen Lenden-, Rippen- und Brustbeinteilen und dem sehnigen Centrum bestehende Zwerchfell trennt die Brust- von der Bauchhöhle. Die aus Muskulatur bestehenden Anteile entspringen am 3. - 4. Lendenwirbel, vom 18. Rippenknorpel bis hin zur 8. Rippe, am Brustbein und seinem Schaufelknorpel. Die nach kranial konvexe Wölbung des Zwerchfells erreicht beim stehenden Pferd in etwa die 7. Rippe. Im Zwerchfellspiegel findet sich der Durchtritt der Vena cava caudalis, während sich im Lendenteil der Hiatus aorticus und der Hiatus esophageus befinden.

4.5. Darstellung der Leber

4.5.1. Anatomie der Leber

Die intrathorakal am Zwerchfell anliegende Leber besteht aus einem linken zweigeteilten Lappen, dem Lobus quadratus, dem rechten Lappen und dem ihm dorsal angegliederten Processus caudatus. Sie liegt zu 3/5 rechts der Medianen, diagonal von links ventral bis rechts dorsal, ungefähr im Bereich des 7. - 15. IKR, wo sie an die rechte Niere stößt. Kaudal sind ihr der Magen, das Duodenum und Teile des Dickdarms angefügt. Die Vena portae mündet in der Mitte der Kaudalfläche in die Leberpforte. Aus den Sinusoiden sammelt sich das venöse Blut

in den Venae hepaticae und fließt in der Vena cava caudalis, die über dem Margo dorsalis zum Zwerchfelldurchtritt zieht, zum rechten Herzen (Abb. 4-25).

4.5.2. Sequenzen

Tab. 4-3: Sequenzen zur Darstellung der Leber (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
pd+t2_se_sag	70	1567	20	5	144x256	455 6/8	3 :48
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_sag		3245	117	5	126x256	451 5/8	3:35
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36

4.5.3. Ebenen

Um die Leber in **sagittaler** Ebene darzustellen, werden die Positionslinien am Scout median und paramedian, senkrecht durch die Wirbelsäule gelegt. Die **coronare** Ebene wird knapp unter der Wirbelsäule und parallel zu ihr positioniert. Die hauptsächlich zur Leberuntersuchung gewählte, **transversale** Schnittführung wird im rechten Winkel zur Wirbelsäule, von der Zwerchfellseite bis zur Kaudalfläche der Leber gesetzt.

4.5.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung

In der T1-gewichteten Darstellung der Leber erscheint diese homogen in hellem Grauton. Durch den hohen Weichteilkontrast der T1-Wichtung zeichnen sich signalarme

intrahepatische Blutgefäße gut vom helleren Grauton des Parenchyms ab. T2-Wichtungen unterscheiden Läsionen besser und stellen Gefäße hyperintens im dunkelgrauen Leberparenchym dar. Die Protonendichte-Wichtung der Leber ähnelt vom Kontrast der T1-gewichteten Darstellung.

4.5.4.1. Bilder

- Fall 1: physiologische Leber

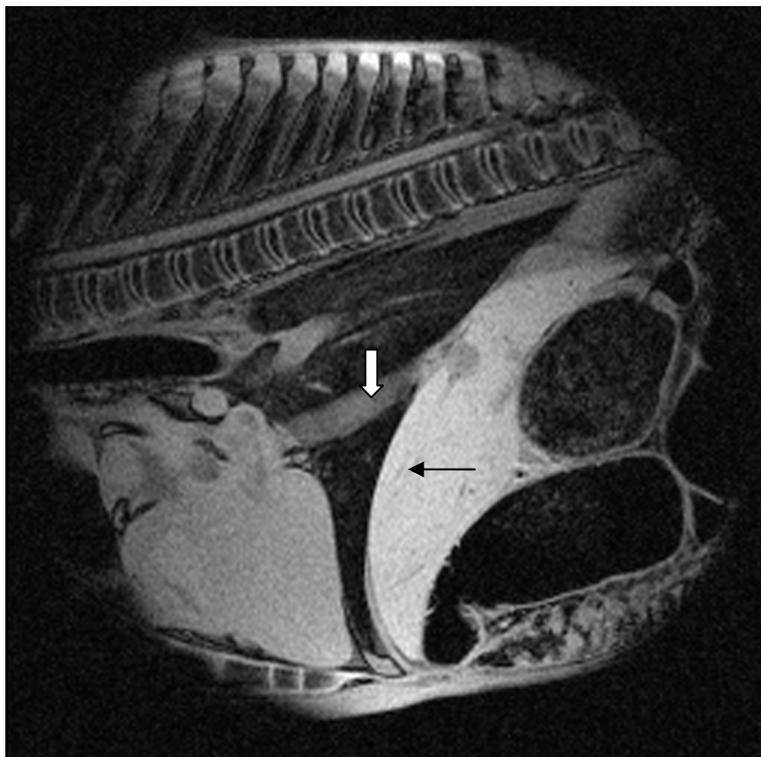


Abb. 4-25: (t1_f12d_sag_metastasis)

T1-gewichtete, sagittale FLASH-2D-Aufnahme einer physiologischen Leber. Die Schnittschicht wurde median durch die Wirbelsäule gelegt, das Rückenmark ist im Wirbelkanal frei zu sehen. Die Leber ist homogen hellgrau, die intrahepatischen Gefäße (schwarzer Pfeil) sind nicht stark gefüllt und somit nur als sehr feine signalärmere Linien zu erkennen. Die Vena cava caudalis ist von mittlerem Grauton (weißer Pfeil) und zieht von der Leber zum Herzen. Die Umrisse der Leber sind scharf und die Leberfläche ist insgesamt nicht vergrößert.

• Fall 2: Leberschwellung

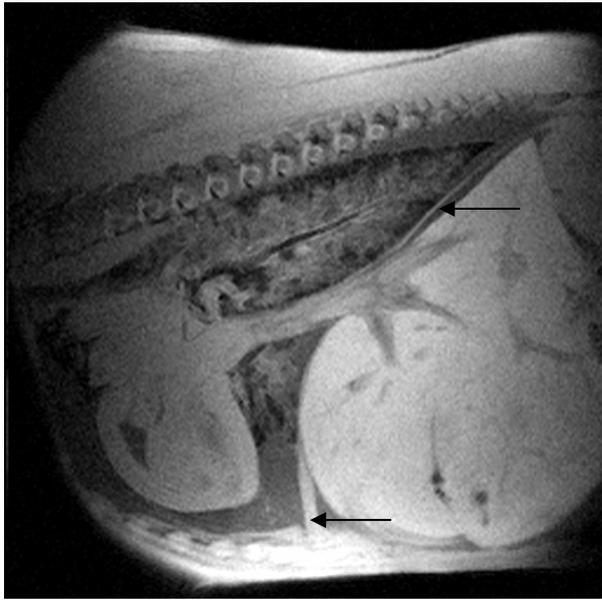


Abb. 4-26: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete, sagittale Darstellung einer Leberschwellung. Im hellen Parenchym lassen sich dunklere Gefäße gut erkennen. Die starke Füllung der Gefäße deutet auf die Schwellung des Organs. Das Zwerchfell ist sichtbar (Pfeile).

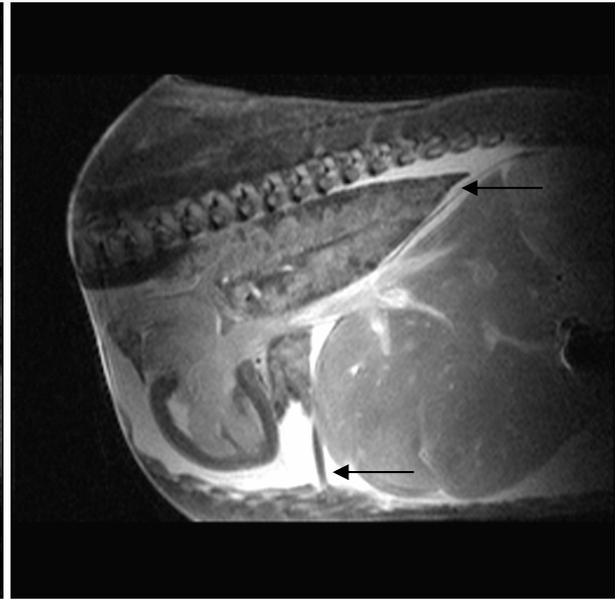


Abb. 4-27: (t2_tse7_sag)
T2-gewichtete, sagittale Aufnahme der Leberschwellung. Das Parenchym ist dunkler als in der T1-Wichtung, die Gefäße zeichnen sich hyperintens ab. Das Zwerchfell ist hypointens (Pfeile).

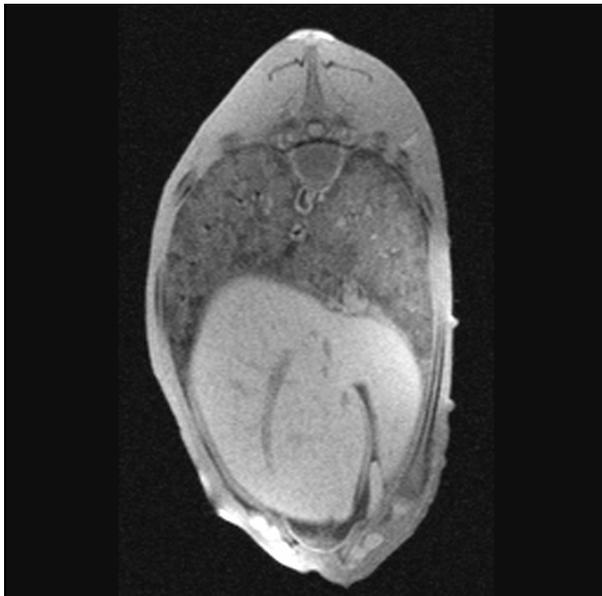


Abb. 4-28a: (t1_se_tra)
T1-gewichtete, transversale Ebene einer Leberschwellung auf Höhe des 8. - 9. Brustwirbels.

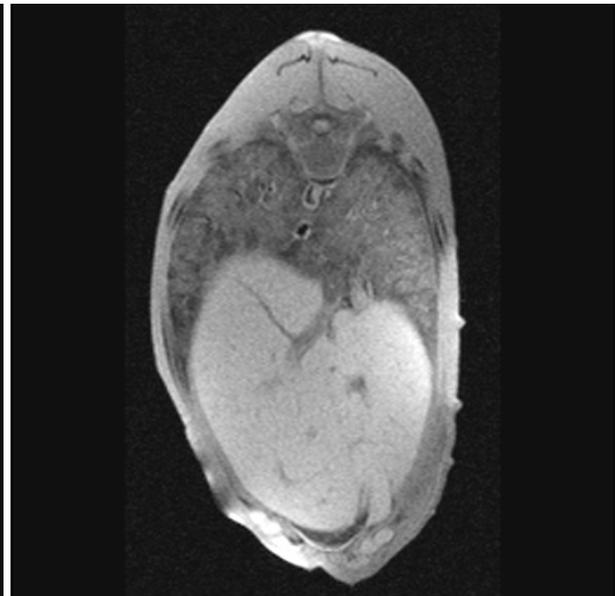


Abb. 4-28b: (t1_se_tra)
Dieselbe Sequenz wie in Abb. 4-28a, auf Höhe des 9. - 10. Brustwirbels.

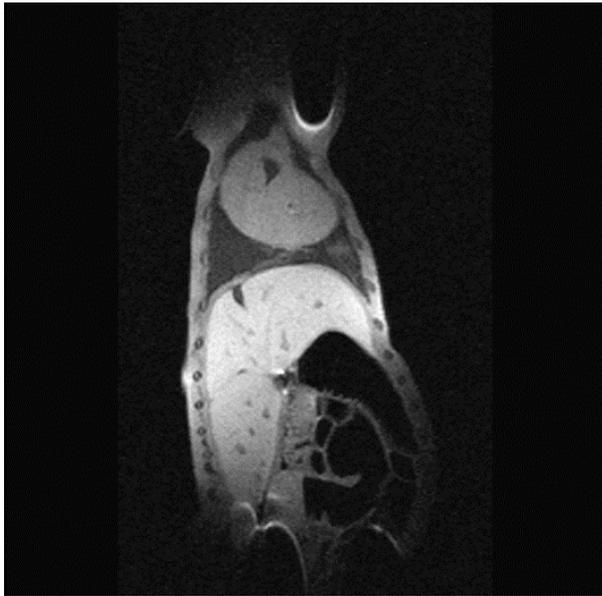


Abb. 4-29: (t1_se_cor)
 Coronare Schnittebene in T1-Wichtung, Ansicht von ventral, d.h. das Bild ist spiegelverkehrt. Der rechte Leberlappen zieht links im Bild weit nach kaudal. Blutgefäße stellen sich dunkel dar.

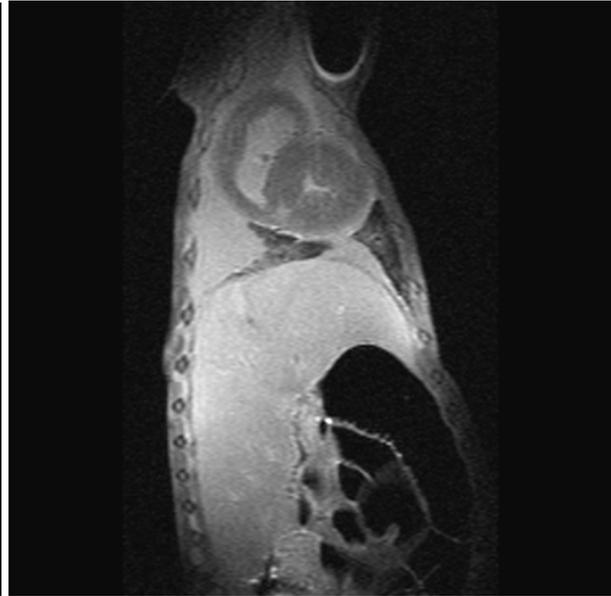


Abb. 4-30: (t2_se_cor)
 T2-Wichtung in coronarer Schnitfführung, Abbildung spiegelverkehrt. Die Lage der geschwollenen Leber im links-rechts-Vergleich ist gut erkennbar.

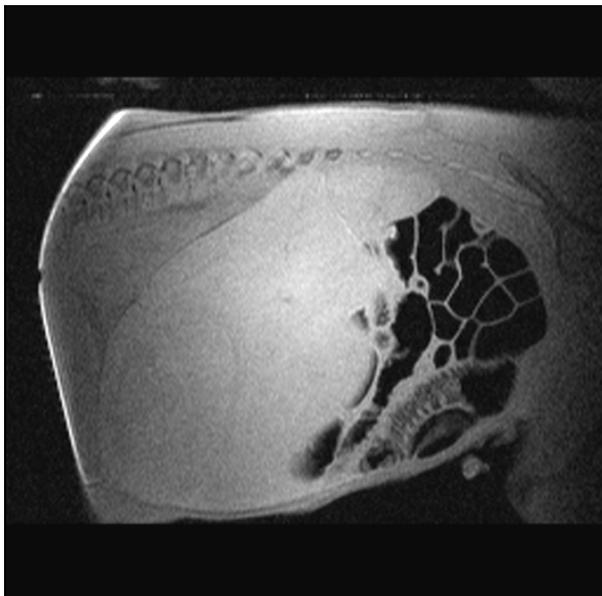


Abb. 4-31a: (pd+t2_se_sag)
 Sagittale Spinecho-Sequenz in Protonendichte-Wichtung. Die Ausmaße der rechten Leberlappen sind gut erkennbar. Durch den geringen Kontrast sind Parenchym und Gefäße schwer zu trennen.

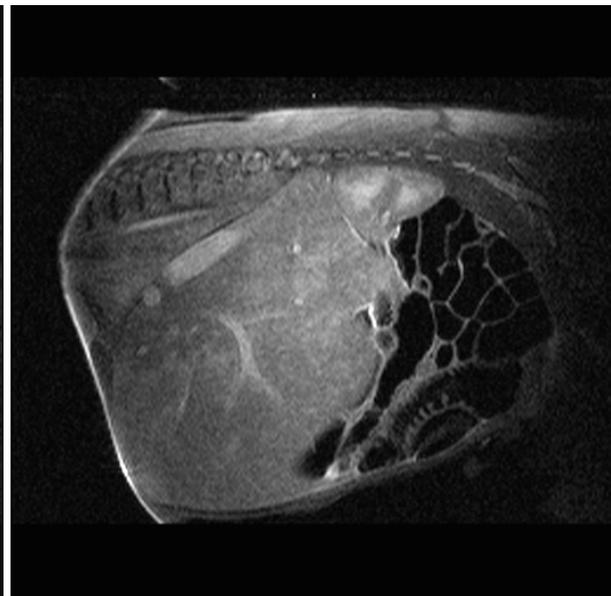


Abb. 4-31b: (pd+t2_se_sag)
 Dieselbe Schicht wie in Abb. 4-31a in T2-Wichtung. Die gefüllten Blutgefäße stellen sich signalreicher dar.

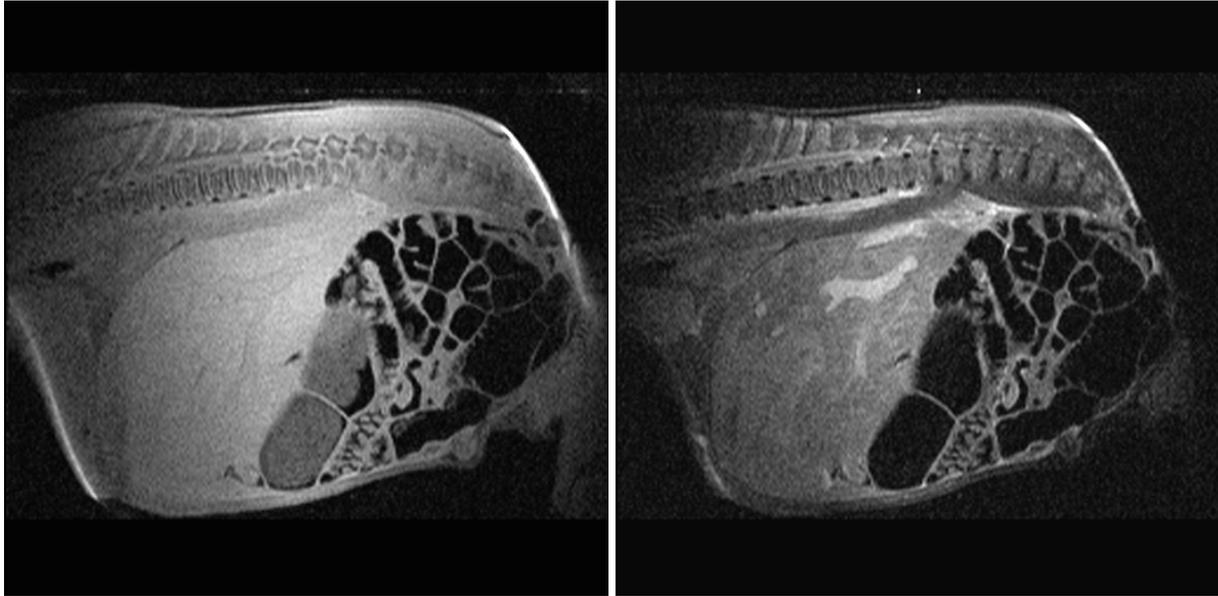


Abb. 4-31c: (pd+t2_se_sag)

Protonendichte-gewichtete, sagittale Sequenz einer Schicht weiter median.

Abb. 4-31d: (pd+t2_se_sag)

Dieselbe Schicht wie in Abb. 4-31c in T2-Wichtung.

4.5.5. Auswertung

Leberschwellungen konnten in insgesamt 14 Fällen mit den angegebenen Sequenzen (Tab. 4-3) nachgewiesen werden. Die Darstellung der Lebernekrose war nicht erfolgreich, was evtl. an der geringen Größe (wenige mm) der makroskopisch sichtbaren Veränderung lag. Die sagittale Ebene eignet sich besonders gut, um einen Größenvergleich der Leber im Tierkörper zu erhalten, und um den Füllungsstatus der intrahepatischen Gefäße festzustellen (Abb. 4-26 u. 27). In der T1- und T2-Wichtung waren Leberparenchym und -gefäße kontrastreich und konnten gut voneinander unterschieden werden. Die Protonendichte-Wichtung zeigte etwas weniger Kontrastverhalten (Abb. 31a u. c), korreliert mit dem Vorteil der Zeitverkürzung. In der coronaren Schnittebene (Abb. 4-29 u. 30) ist die Lage der Leber (zu 3/5 rechts der Medianen) gut darstellbar und der Seitenvergleich zwischen Veränderungen der linken und rechten Lappen lässt sich ziehen. Allerdings muss die spiegelverkehrte Darstellung des Bildes beachtet und gegebenenfalls mit dem entsprechenden Softwareprogramm ausgeglichen

werden. Die transversalen Schnitte eignen sich am besten, um die Leber auf Parenchymveränderungen Schicht für Schicht zu durchsuchen (Abb. 28a u. b).

4.6. Darstellung des Gastrointestinaltraktes

4.6.1. Anatomie der Speiseröhre, des Magens und des Darmes

Nach dem Eintritt in die Brusthöhle liegt die **Speiseröhre** der Trachea dorsal auf und kreuzt im Mediastinalspalt rechts den Aortenbogen. Durch den Hiatus esophageus im Zwerchfell zieht sie in die Bauchhöhle.

Der einhöhlige **Magen** des Pferdes liegt, hauptsächlich links, intrathorakal an Leber und Zwerchfell an. Die Speiseröhre mündet links der Medianen in der Kardia, welche vom Saccus caecus ventriculi, einem gasgefüllten Blindsack des Magens, dorsal überragt wird. Dieser reicht kaudal bis in den 14. - 15. IKR. Der stark gekrümmte, U-förmige Magen zieht dann mit seiner nach ventral gelegenen großen Kurvatur nach rechts und endet dort über dem Pförtner, Pylorus, nahe der Kardia, im Duodenum.

Der **Dünndarm** beginnt mit dem beim erwachsenen Pferd 1,0 - 1,5 m (WISSDORF et al., 1998) langen Duodenum (Zwölffingerdarm), welches sich anfangs rechts und kaudal orientiert, um dann auf Höhe der rechten Niere und in Nachbarschaft des rechten Pankreasschenkels wieder nach kranial zu ziehen. Durch sein kurzes Gekröse bleibt der Zwölffingerdarm relativ unverändert in seiner Lage. Dagegen ist der nun anschließende 17 - 28 m lange Jejunum (Leerdarm), sehr beweglich im linken dorsalen Quadranten der Bauchhöhle positioniert. Mit dem nur 0,7 - 0,8 m langen Ileum (Hüftdarm), endet der Dünndarm in der rechts dorsal gelegenen Blinddarmbasis.

Der erste Abschnitt des **Dickdarms** besteht aus dem kommaförmigen, 1 m langen Blinddarm, der an seiner Oberfläche durch 4 Tännien und 4 Poschen gekennzeichnet ist. Der Blinddarmkopf (Basis ceci) beansprucht rechts dorsal den Raum von der 14. - 15. Rippe bis in die Hungergrube der rechten Seite. Von dort zieht der Blinddarmkörper zur ventralen Bauchwand, auf der er mit seiner nach links gerichteten Spitze in Nähe des Schaufelknorpels des Brustbeins zwischen zwei Kolonlagen frei zu liegen kommt. Das Colon ascendens beginnt kaudal mit der rechten ventralen Längslage, geht in Nähe des Brustbeins in die linke ventrale Längslage über (je 4 Tännien), welche kaudal in der Beckenflexur an der linken dorsalen Längslage (je 1 Tännie) ansetzt und schließlich nach der Zwerchfellkrümmung mit der rechten dorsalen Längslage (je 3 Tännien) ins Colon transversum mündet. Das Querkolon liegt im Cavum abdominalis intrathorakal in Höhe des 17. - 18. Brustwirbels, hat keine Tännien und geht Nahe der linken Niere in das Colon descendens (kleines Colon), über. Dieses liegt gut beweglich im linken dorsalen Quadranten, besitzt 2 Tännien und 2 Poschen, zieht nach kaudal zum Beckeneingang und mündet hier in das Rektum. Das Rektum verläuft geradlinig hochdorsal und bildet kurz vor dem Übergang zum Afterrohr die Mastdarmampulle.

4.6.2. Sequenzen

Tab. 4-4: Sequenzen zur Darstellung des Gastrointestinaltraktes (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_sag		3245	117	5	126x256	451 5/8	3:35
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13

4.6.3. Ebenen

Zur Darstellung des Magens eignet sich besonders die transversale Schicht, für den Darm die sagittalen und coronaren Schnittführungen. Die **sagittale** Ebene sollte median und paramedian der Wirbelsäule, die **coronare** Ebene parallel, dicht unter den Wirbelkörpern, positioniert werden. Die **transversale** Ebene wird im rechten Winkel zur Wirbelsäule auf die zu untersuchenden Regionen des Abdomen gelegt.

4.6.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung

In der T1-gewichteten Sequenz stellen sich Ösophagus, Magen- und Darmwände in hellem bis mittlerem Grauton dar (Abb. 4-32). Mageninhalt stellt sich, je nachdem, ob es sich um Flüssigkeiten oder feste Bestandteile handelt, homogen oder inhomogen von mittlerer Signalintensität dar (Abb. 4-35 u. 36). Kot formt sich homogen zu dunkelgrauen Kreisen, wohingegen sich Mekonium als kleine, schwarze Flächen abbildet (Abb. 4-37a u. b, Abb. 4-38). In der T2-Wichtung sind Ösophagus, Magen- und Darmwände dunkler als in T1- oder

Protonendichte-Wichtungen (Abb. 4-33 u. 40). Flüssigkeiten in Magen oder Darm stellen sich hyperintens, Kot von schwacher Signalintensität und Mekonium schwarz dar.

4.6.4.1. Bilder

- Fall 1: physiologischer GIT eines toten Fohlen

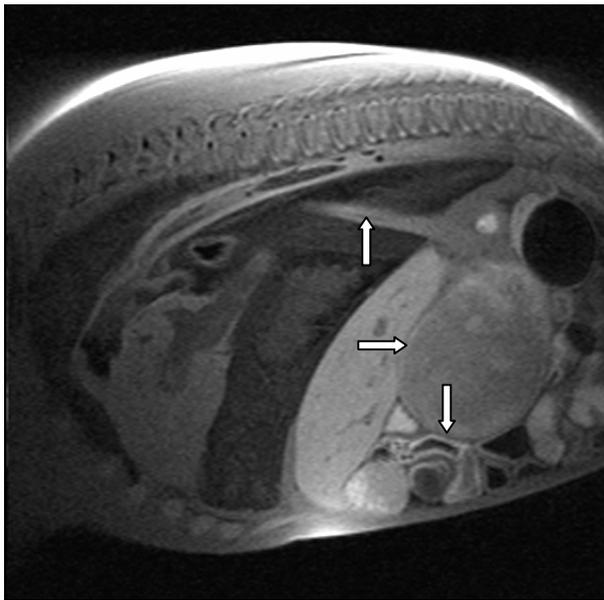


Abb. 4-32: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete FLASH-Sequenz des Thorax und vorderen Abdomens in sagittaler Ebene. Ösophagus, Magen- und Darmwände sind von mittlerer bis hoher Signalintensität (Pfeile).

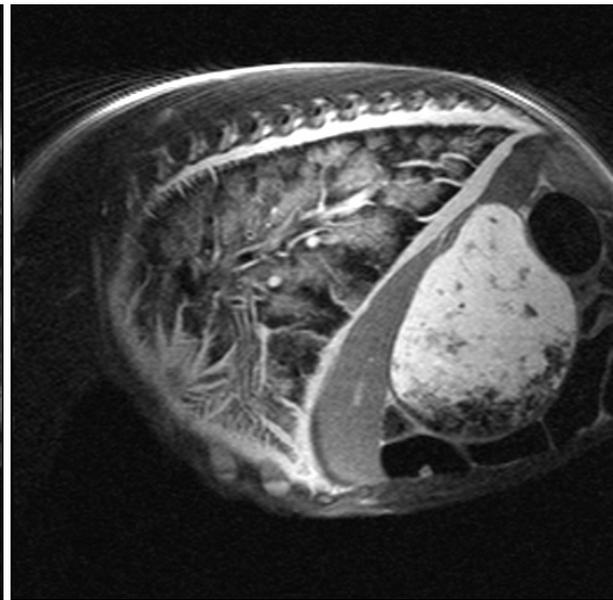


Abb. 4-33: (t2_tse7_sag)
In der T2-gewichteten, sagittalen Sequenz ist der flüssige Mageninhalt hyperintens zu sehen. Durch die seitliche Lagerung des Fohlens sind Gasblasen im unteren Magenbereich schwarz zu erkennen.

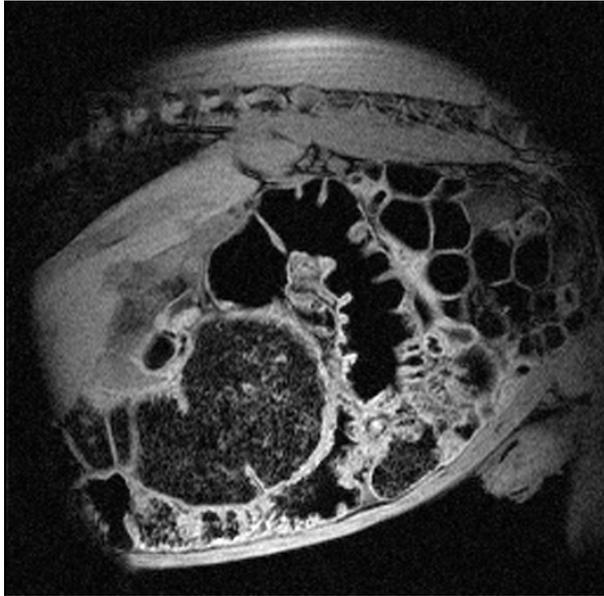


Abb. 4-34: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete, sagittale FLASH-Aufnahme eines wegen Karpalgelenkfehlstellung euthanasierten Fohlens. Der Darm gaste post mortem auf.

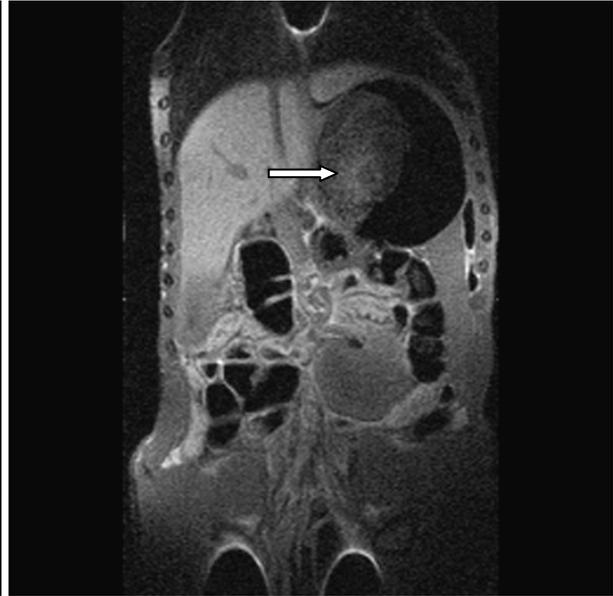


Abb. 4-35: (t1_se_cor)
T1-gewichtete, coronare Aufnahme des selben Fohlens wie in Abb. 4-34. Im Magen ist feste Nahrung zu sehen (kein Flüssigkeitsspiegel) (Pfeil).

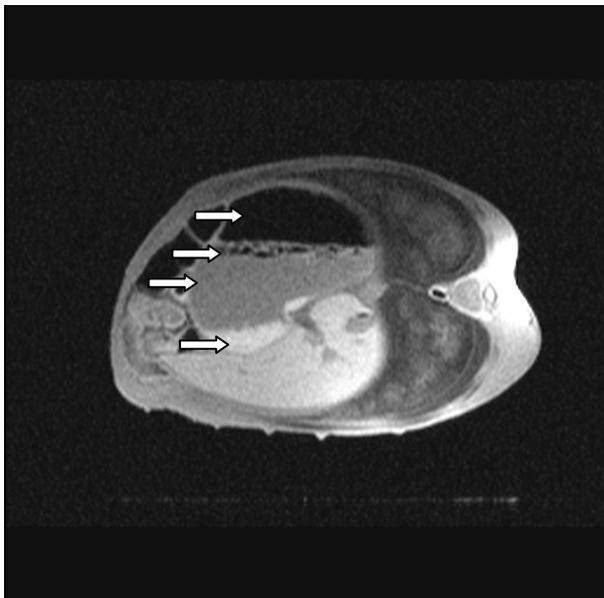


Abb. 4-36: (t1_se_tra)
T1-gewichtete, transversale Aufnahme (um 90° gedreht) des milchgefüllten Magens eines Fohlens. Unten im Magen sind die geronnenen Milchbestandteile, darüber der flüssige Rest mit einer Schaumschicht und oben eine Gasblase (Pfeile).

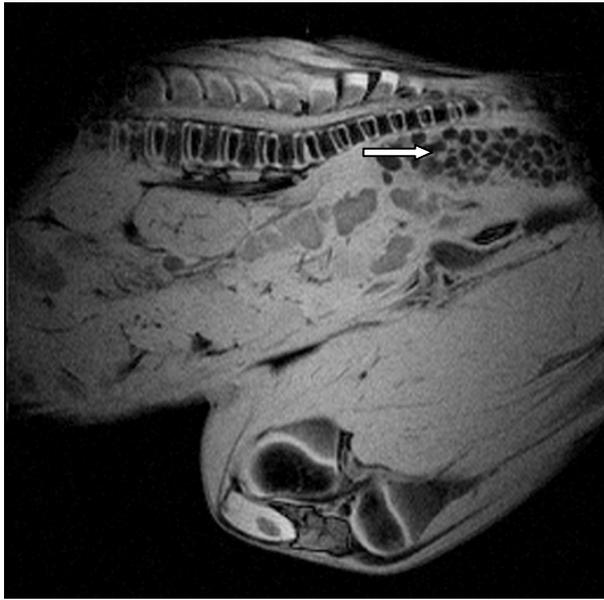
• Fall 2: Mekoniumobstipation

Abb. 4-37a: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sagittale T1-Aufnahme einer Mekoniumobstipation (Pfeil).

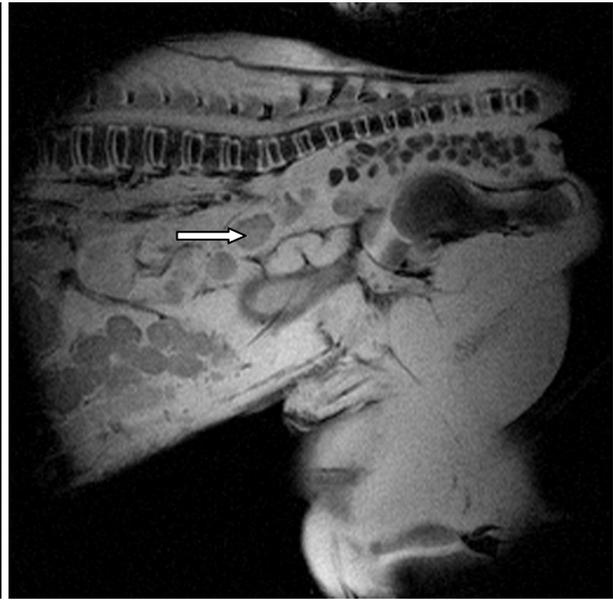


Abb. 4-37b: (fl2d_sag_metastasis)
Dieselbe Aufnahme wie in Abb. 4-37a, neben normalem Kot (Pfeil) ist im Enddarm Mekonium.

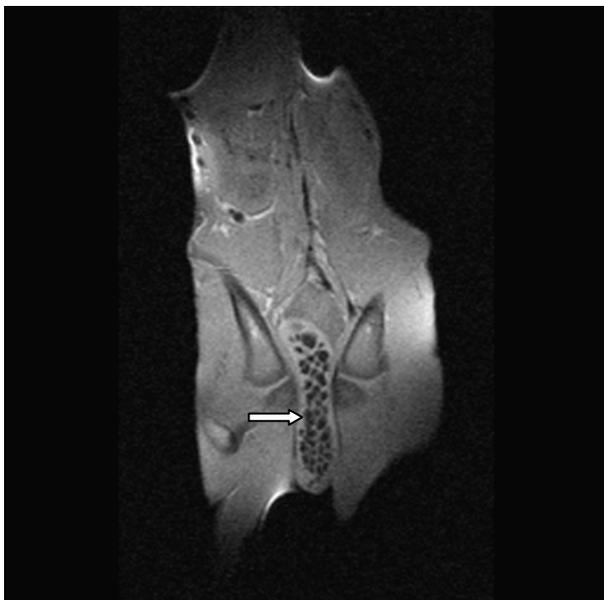


Abb. 4-38: (t1_se_cor)
T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz einer Mekoniumobstipation (Pfeil).

• Fall 3: Torsio coli

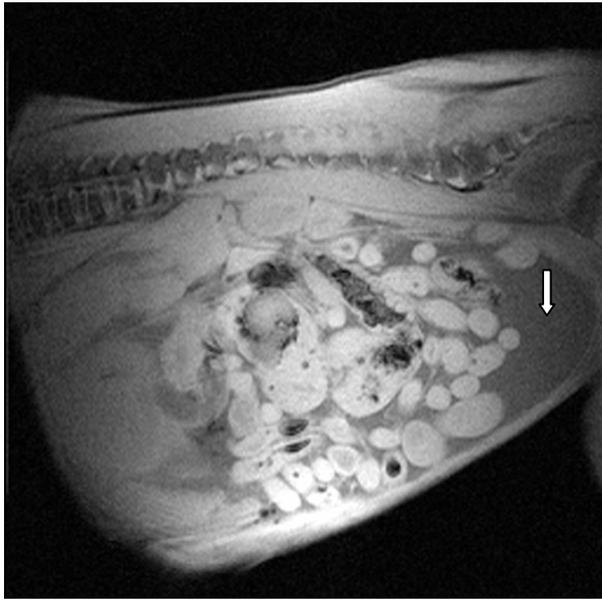


Abb. 4-39a: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sagittale T1-Sequenz eines Fohlens nach Torsio coli-Operation. Gas- bzw. Flüssigkeitsgefüllte Darmschlingen umgeben von dunkelgrauem Hydroperitoneum (Pfeil).

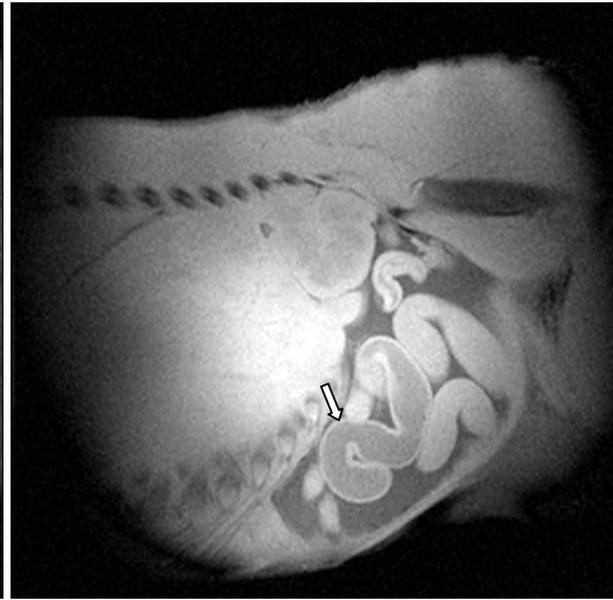


Abb. 4-39b: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sequenz und Fohlen wie in Abb. 4-39a. An der längsgeschnittenen Dünndarmschlinge sieht man deutlich die Wand und den flüssigen homogenen Inhalt (Pfeil).

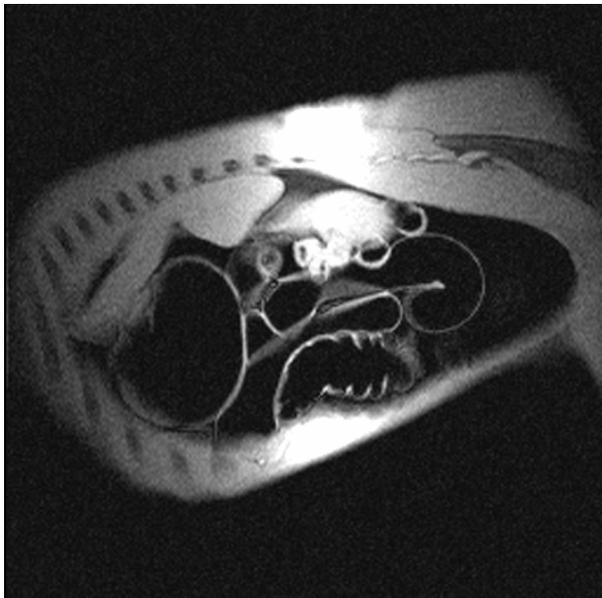


Abb. 4-39c: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sequenz und Fohlen wie in Abb. 4-39a, Schnitt paramedian weiter links. (Vollständige) Aufgasung des Darmes.

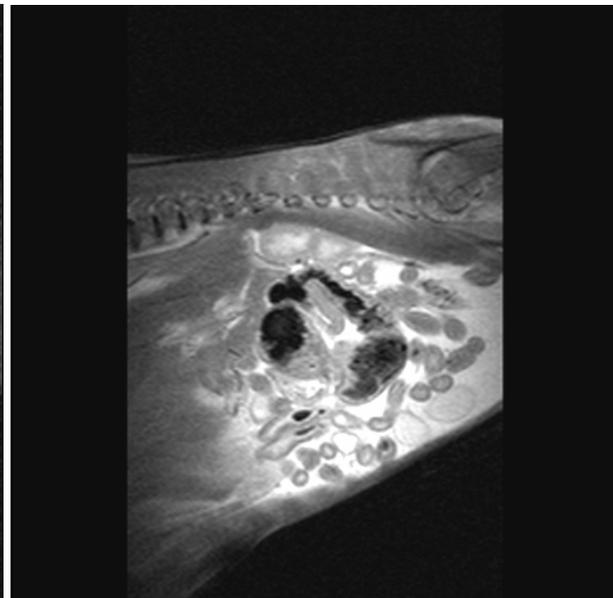


Abb. 4-40: (t2_tse7_sag)
T2-gewichtete sagittale Aufnahme. Das Hydroperitoneum ist durch die starke Signalgebung gut zu sehen. Im Darmlumen ist flüssiger Inhalt (weiß bis grau) zu sehen.

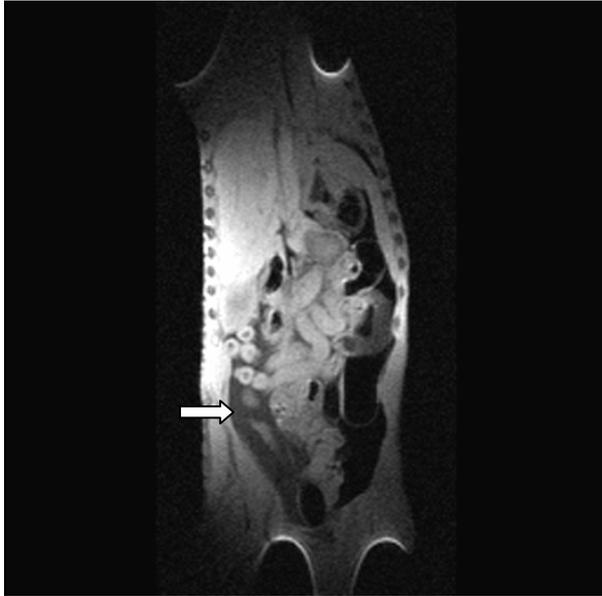


Abb. 4-41a: (t1_se_cor)

T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz eines Fohlens nach Torsio coli-OP. Gasgefüllte Darmabschnitte sind signallos, flüssigkeitsgefüllte Abschnitte von mittlerem Grauton. Das Hydroperitoneum ist dunkelgrau zu sehen (Pfeil).



Abb. 4-41b: (t1_se_cor)

Dieselbe Sequenz wie in Abb. 4-41a, Schnitt Ebene weiter ventral. Flüssigkeits- und Gasgefüllte Darmabschnitte.

• **Fall 4: Enteritis**

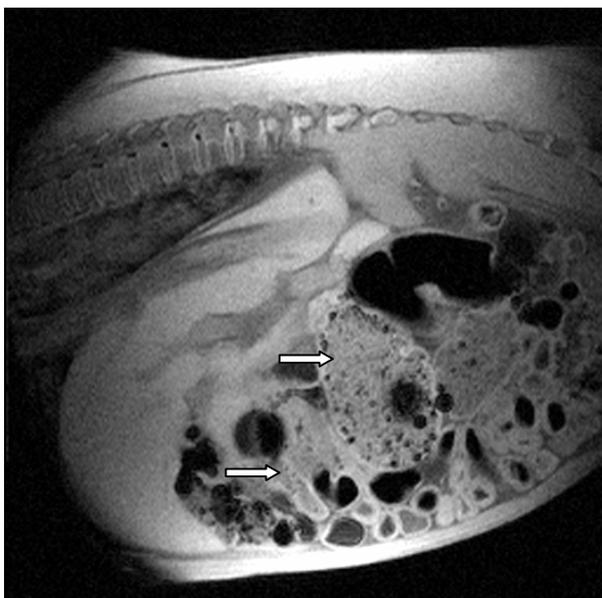


Abb. 4-42a: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sagittale T1-Sequenz eines Fohlens mit Enteritis. Auffallend sind die schaumig gefüllten Dün- und Dickdarmschlingen (Pfeile).

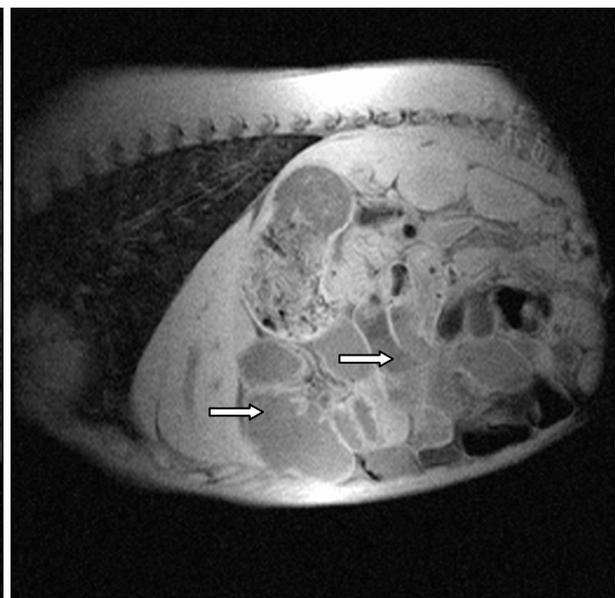


Abb. 4-42b: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Selbe Sequenz wie Abb. 4-42a. Der Dickdarm ist hochgradig mit Flüssigkeit gefüllt (Pfeile), die sich homogen grau darstellt.

4.6.5. Auswertung

Sagittale und coronare Sequenzen haben sich zur Darstellung des Gastrointestinaltraktes beim Fohlen als Übersichtsaufnahmen des Abdomens bewährt (Abb. 4-34 u. 35). Der Ösophagus ist darstellbar (Abb. 4-32), und Milch (Abb. 4-36) bzw. feste Nahrung (Abb. 4-35) im Magen konnten unterschieden werden. In der T2-Wichtung sind Flüssigkeiten eindeutig erkennbar, und deshalb sollte eine T2-gewichtete Sequenz bei der Überprüfung eines Hydroperitoneums nicht fehlen (Abb. 4-40). Mekonium hat eine charakteristische hypointense Signalgebung, und ist daher am MRT-Bild gut zu diagnostizieren (Abb. 4-37a u. b, Abb. 4-38). Bei einem intra operationem verstorbenen Fohlen konnten die Auswirkungen einer Torsio coli dargestellt werden. In den MR-Bildern sieht man stark flüssigkeitsgefüllte Dünndarmschlingen (Abb. 4-39a u. b) und aufgegaste Dickdarmanteile (Abb. 4-39c, Abb. 4-41a u. b). Die Darstellung eines mit schaumiger Flüssigkeit gefüllten Darmes eines an Enteritis und Diarrhoe leidenden Fohlens, war möglich (Abb. 4-42a u. b). Untersuchungen des Magen sind in transversaler Ebene zu empfehlen. Magenulkus und Hyperkeratose konnten nicht dargestellt werden.

4.7. Darstellung der Bauchspeicheldrüse

Die Darstellung des Pankreas war nicht eindeutig möglich. Trotzdem wird, der Vollständigkeit wegen, seine Anatomie in gekürzter Form angegeben.

4.7.1. Anatomie der Bauchspeicheldrüse

Das Pankreas gliedert sich in Körper, den rechten und den längeren linken Lappen. Es liegt hauptsächlich rechts der Medianen in Höhe des 17. - 18. IKR, und liegt mit seinem Körper der Visceralfäche der Leber und Teilen des Duodenums an. Mit ihren Lappen reicht die Bauchspeicheldrüse links bis zur Milz, rechts bis zur gleichseitigen Niere.

4.8. Darstellung der Milz

4.8.1. Anatomie der Milz

Links an der Bauchwand liegt die sensenblattförmige Milz. Dorsal ist sie über das Ligamentum renolienale mit der linken Niere verbunden, kaudodorsal stößt sie an den ersten Lendenwirbel. Von der breiten Extremitas dorsalis zieht sie kranioventral zur Spitze, die im 9. - 11. IKR zu liegen kommt. Ihre Facies visceralis hat Kontakt mit dem Magen, der linken Niere, dem Pankreas und Teilen des Darms. Ihre Maße beim ausgewachsenen Pferd sind: Länge: 0,4 - 0,7 m, Breite: 170 - 220 mm, Dicke: 20 - 60 mm (NICKEL et al. 1987).

4.8.2. Sequenzen

Tab. 4-5: Sequenzen zur Darstellung der Milz (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36

4.8.3. Ebenen

Die Milz ist am besten in **transversaler** Ebene darstellbar. Die Positionslinien werden am Scout senkrecht zur Wirbelsäule in Höhe des 9. - 11. IKR nach kaudal ziehend, gelegt.

4.8.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte Wichtung

In der T1- und Protonendichte-Wichtung ist die Milz von schwacher bis mittlerer Signalintensität und homogen. In der T2-Wichtung hat sie einen gleichmäßig dunklen Grauton. Sie kann in der T1-gewichteten Sequenz aufgrund ähnlicher Grautöne mit Leberlappen verwechselt werden.

4.8.4.1. Bilder

- Fall 1: physiologische Milz

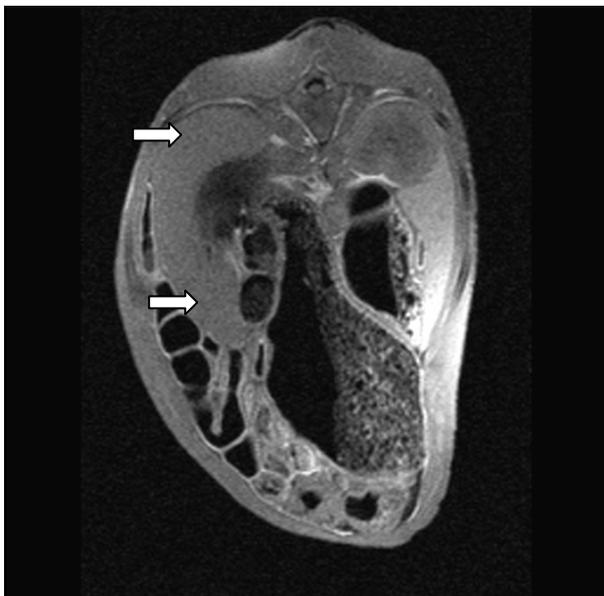


Abb. 4-43a: (t1_se_tra)

T1-gewichtete, transversale Sequenz der physiologischen Milz, Schnittebene auf Höhe der rechten Niere. Die Milz stellt sich signal-schwach dar (Pfeile).

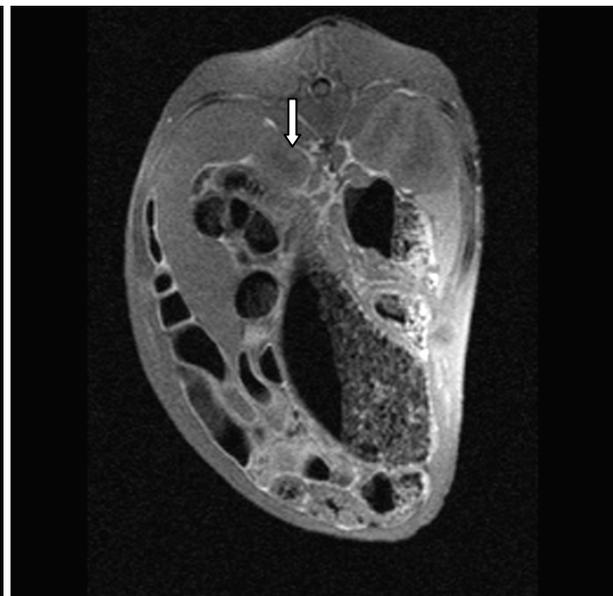


Abb. 4-43b: (t1_se_tra)

Selbe Sequenz wie in Abb. 4-43a, Schnittebene weiter kaudal, die linke Niere (Pfeil) ist in Kontakt mit der Milz zu sehen.

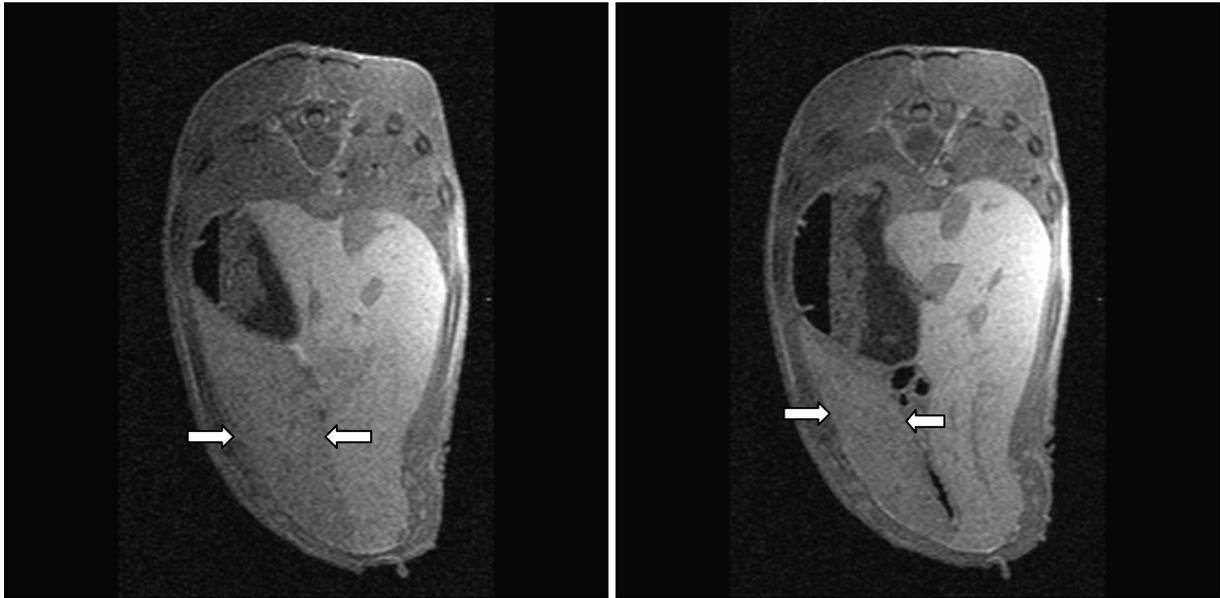
• Fall 2: Milzhyperplasie

Abb. 4-44a: (t1_se_tra)
Transversale T1-Wichtung einer Milzhyperplasie (Pfeile). Im Vergleich zur Leber ist die Milz signalärmer.

Abb. 4-44b: (t1_se_tra)
Gleiche Sequenz wie in Abb. 4-44a. Die Milz ist von schwacher Signalintensität und vergrößert (Pfeile).

4.8.5. Auswertung

Die Milz ist mit den angegebenen Sequenzen (Tab. 4-5) in ihrer Form und Lage darstellbar. Am besten eignet sich die transversale Ebene, da sie durch den Seitenvergleich (links-rechts) einer Verwechslung mit Leberlappen entgegenwirkt (Abb. 4-43a u. b). Die Milzhyperplasie (Abb. 4-44a u. b) wurde in 5 von 6 Fällen am MRT-Bild erkannt.

4.9. Darstellung der Nieren, der Harnblase und des Nabels

4.9.1. Anatomie der Nieren, der Harnblase und des Nabels

Nieren

Die aus Mark und Rinde bestehenden Nieren sind beim Pferd einwarzig und glatt, und liegen retroperitoneal dorsal in der Bauchhöhle. Die rechte Niere reicht vom Bereich der 16. Rippe bis zum 2. Lendenwirbelquerfortsatz, die Niere auf der linken Seite von der 17. Rippe bis zum 2. - 3. Lendenwirbelquerfortsatz. Die rechte herzförmige Niere steht kranial mit dem Processus caudatus der Leber, dorsal mit dem Zwerchfellpfeiler und der Lendenmuskulatur in Kontakt. Median von ihr sind die rechte Nebenniere und die Vena cava caudalis anzutreffen. Die linke bohnenförmige Niere grenzt median mit ihrem Hilus an die linke Nebenniere und die Aorta abdominalis, nach lateral schiebt sich die Extremitas dorsalis der Milz zwischen sie und die Bauchwand. Das Nierenbecken leitet den Urin in die Harnleiter, welche in der Beckenhöhle von schräg dorsal in die Harnblase einmünden.

Blase

Die aus Scheitel, Körper und Hals bestehende Blase liegt in ungefülltem Zustand auf dem Beckenboden. Bei vermehrter Füllung kommt sie jedoch ventral auf der Bauchdecke zu liegen.

Nabel

Der Nabelstrang enthält die paarigen Aa. und Vv. umbilicales, und den Allantoisstiel (Urachus). In der Embryonalentwicklung des Pferdes bildet sich die rechte Nabelvene zurück, und nur die linke V. umbilicalis verbleibt im Nabelstrang. In der Linea alba befindet sich der Nabelring, Anulus umbilicalis, durch den die linke Nabelvene zur Leber, die Nabelarterien und der Urachus zur Harnblase ziehen.

4.9.2. Sequenzen

Tab. 4-6 : Sequenzen zur Darstellung der Nieren, der Harnblase und des Nabels (Legende: S.43, Tab. 3-2)

Sequenz	FA [°]	TR [ms]	TE [ms]	Th [mm]	Matrix	FoV [mm]	TA [min:sec]
t1_se_tra	60	528	26	6	152x256	357 5/8	2 :44
t1_se_cor	60	480	26	7	2.22x1.95	500 5/8	2 :18
t1_fl2d_sag_metastasis	90	407	17	5	207x256	365	2:51
pd+t2_se_sag	70	1567	20	5	144x256	455 6/8	3 :48
t2_se_cor	90	1265	80	7	81x256	380	3 :29
t2_tse7_tra		3879	102	6	112x256	353 5/8	2 :13
t2_fl2d_tra	40	1080	46	5	141x256	351 5/8	2:36

4.9.3. Ebenen

Die **transversale und coronare** Ebene sind Standardebenen für die Nierenuntersuchung. Im rechten Winkel zur Wirbelsäule werden die transversalen Schnitte in Höhe des vorletzten Brustwirbels bis ca. zum dritten Lendenwirbel positioniert. Die **coronare** Ebene wird parallel unter die Wirbelsäule, und die **sagittale** Schnittführung knapp paramedian links bzw. rechts von ihr gelegt. Zur Darstellung des Nabels eignet sich v.a. die sagittale Ebene.

4.9.4. Grauwerte des Organs in T1-, T2- und Protonendichte-Wichtung

Im T1-gewichteten Bild stellen sich das Nierenmark signalarm (dunkel) und die Nierenrinde signalreicher (heller) dar, und sind somit voneinander zu unterscheiden. Gefäßlumina sind signallose Strukturen, Gefäßwände von mittlerem Grauton. In der T2-Wichtung ist das Mark, das einen etwas höheren Flüssigkeitsgehalt aufweist, hyperintens und die Nierenrinde dunkel.

Die Protonendichte-gewichtete Sequenz bildet das Nierenmark ähnlich der T1-Wichtung dunkel, die Rinde signalreicher ab.

4.9.4.1. Bilder

- Fall 1 : physiologische Nieren

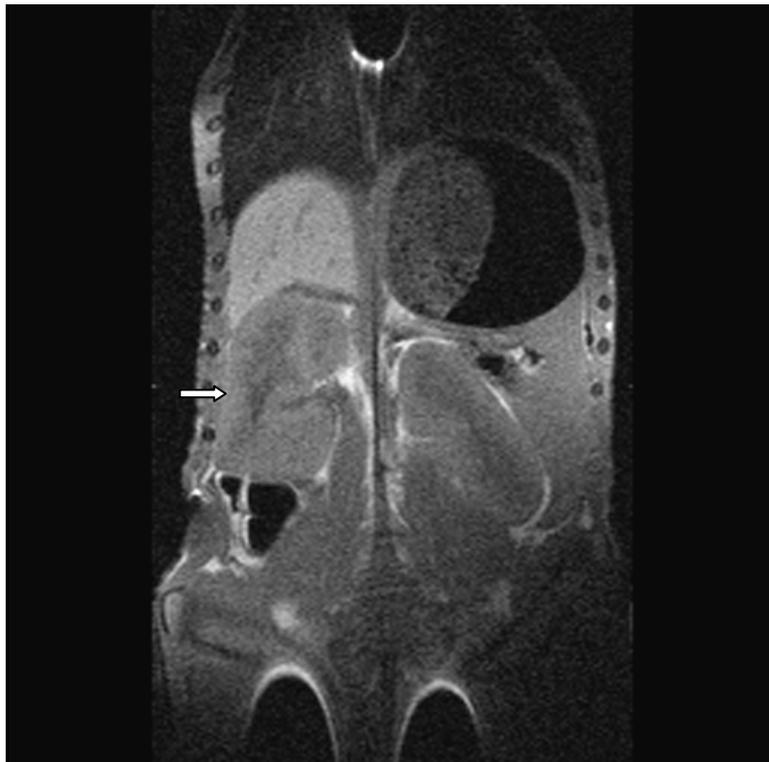


Abb. 4-45: (t1_se_cor)

Coronare, T1-gewichtete Sequenz einer physiologischen rechten Niere (Pfeil). Ansicht von ventral. Die Rinde ist von hellerem Grauton als das Nierenmark.

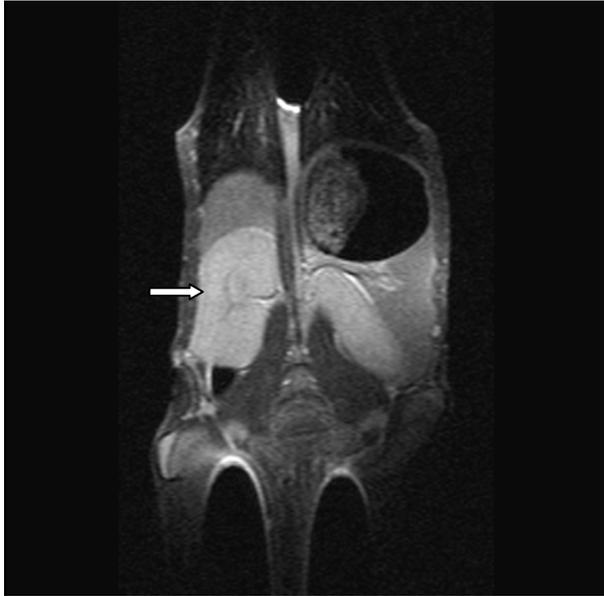


Abb. 4-46a: (t2_se_cor)
T2-Wichtung in coronarer Ebene der rechten Niere (Pfeil). Die linke Niere liegt tiefer im Abdomen und ist nur am dorsalen Pol angeschnitten.

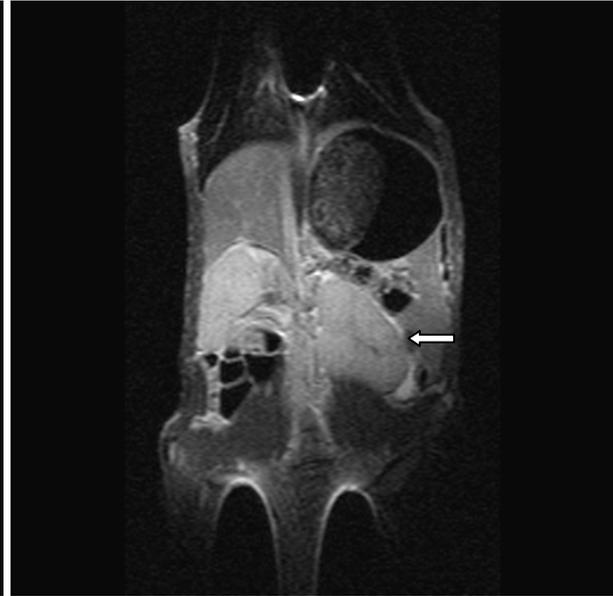


Abb. 4-46b : (t2_se_cor)
Coronare, T2-gewichtete Spinecho-Sequenz der linken Niere (Pfeil). Ihre Form ist deutlich zu erkennen.

• Fall 2 : Nephritis

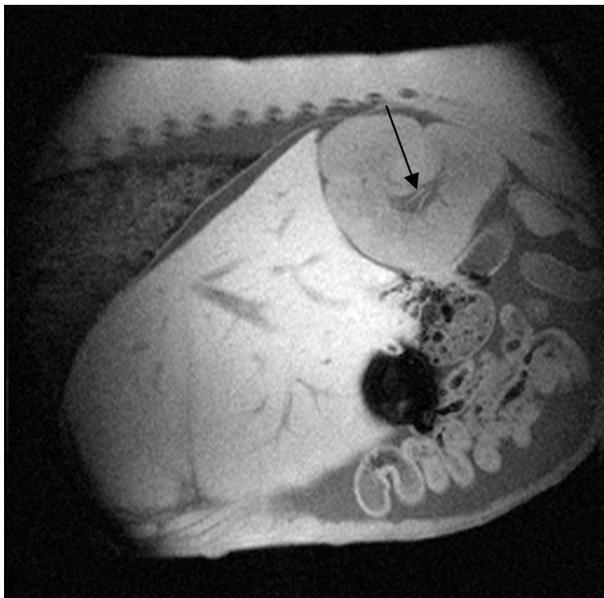


Abb. 4-47a : (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete, sagittale FLASH-Sequenz der rechten Niere eines Fohlen mit Nephritis. Die renalen Blutgefäße zeichnen sich hell ab (Pfeil).

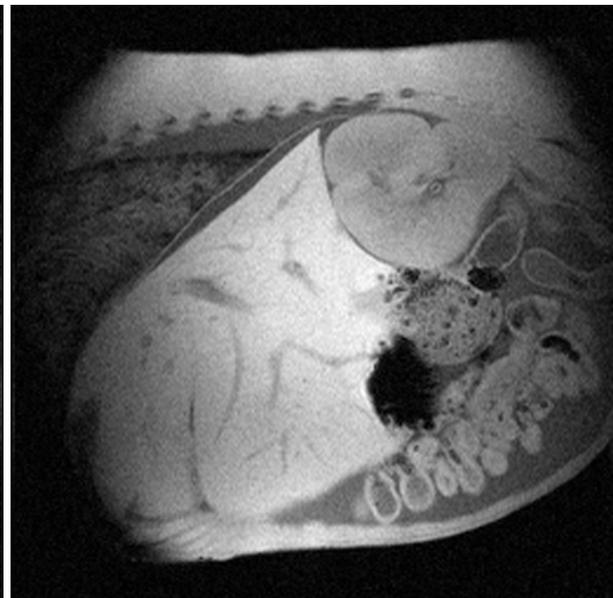


Abb. 4-47b: (t1_fl2d_sag_metastasis)
Sequenz wie in Abb. 4-47a, Schnittebene weiter lateral. Nierenrinde und -mark sind beinahe isointens.

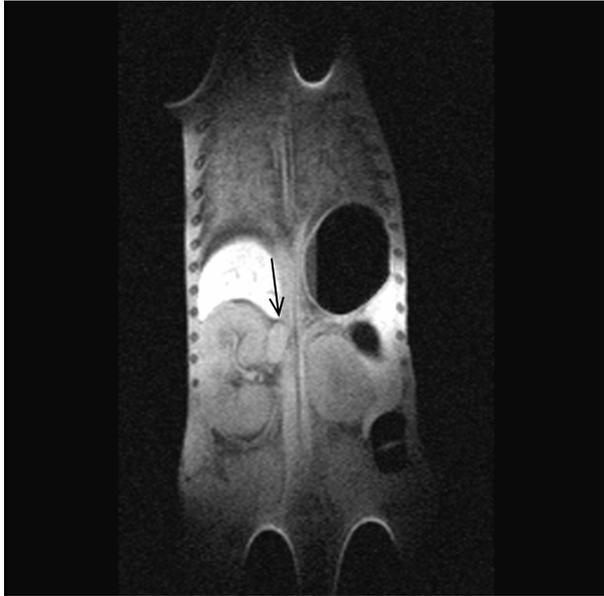


Abb. 4-48: (t1_se_cor)
T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz der Nieren eines Fohlens mit Nephritis. Rechte Nebenniere (Pfeil). Rinde und Mark sind schlecht zu unterscheiden.

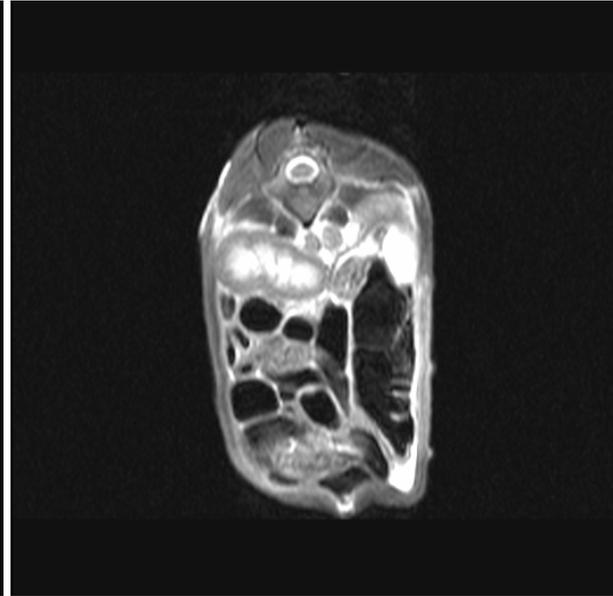


Abb. 4-49: (t2_tse7_tra)
Turbo-Spinecho-Sequenz in T2-Wichtung und transversaler Schnitfführung durch die linke Niere. Das Mark stellt sich deutlich hyperintens dar, die Nierenrinde ist signalarm.

• **Fall 3: physiologische Harnblase**

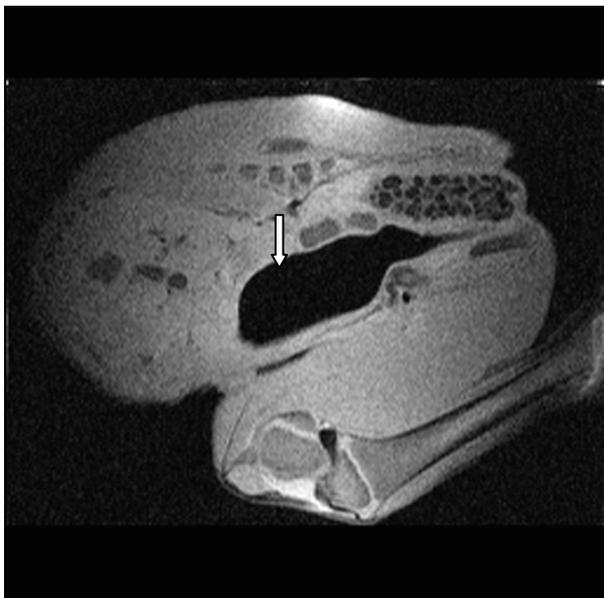


Abb. 4-50a: (pd+t2_se_sag)
Protonendichte-Wichtung in sagittaler Ebene der Harnblase (Pfeil) eines Hengstfohlens nach Luftinsufflation. Im Enddarm ist Mekonium zu sehen.

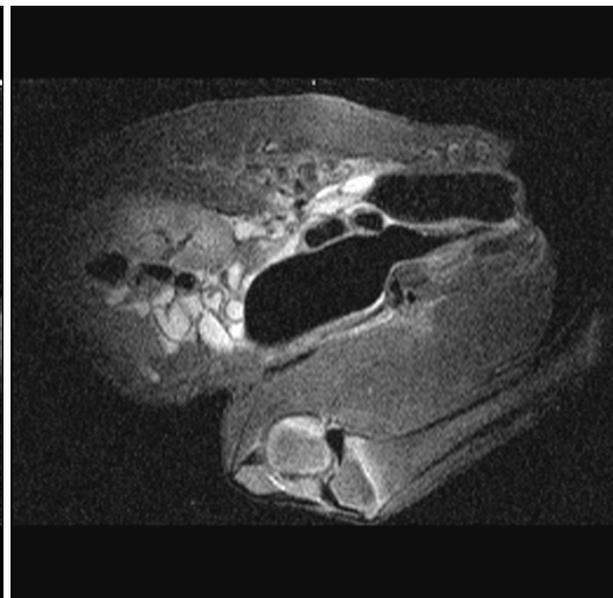


Abb. 4-50b: (pd+t2_se_sag)
Gleiche Schnittebene wie in Abb. 4-50a, zugehörige T2-Wichtung. Die Harnblase stellt sich nach Luftinsufflation signallos dar.



Abb. 4-51: (pd+t2_se_sag)
Doppelkontrast-Sequenz in sagittaler Ebene einer mit Urin gefüllten Harnblase (Pfeil).



Abb. 4-52: (t2_tse7_tra)
In der transversalen T2-gewichteten Sequenz stellt sich Urin hyperintens dar. Die Harnblase (Pfeil) ist nicht rupturiert.

• **Fall 4: experimentelle Darstellung des Urachus**

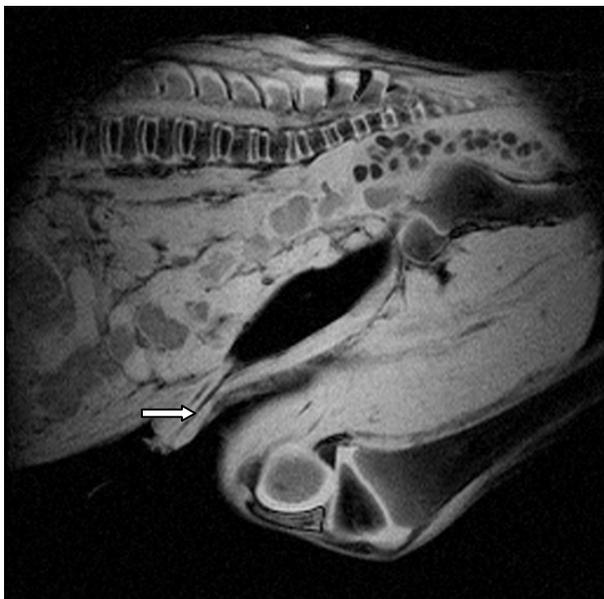


Abb. 4-53: (t1_fl2d_sag_metastasis)
T1-gewichtete, sagittale FLASH-Sequenz eines Urachus patens persistens bei einem totgeborenen Fohlen (Pfeil).

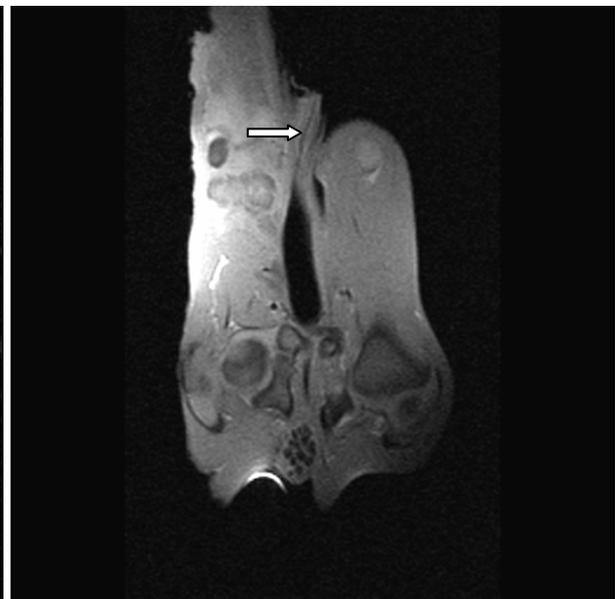


Abb. 4-54: (t1_se_cor)
T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz des Urachus patens persistens (Pfeil).

Um den Urachus im MR-Bild darzustellen, wurde vom äußeren Nabel aus ein Harnröhrenkatheter aus der Kleintiermedizin eingeführt und bis in die Harnblase vorgeschoben. Anschließend wurde diese mit Luft gefüllt, welche in T1-, T2- und Protonendichte-Bildern signallos ist und somit ein negatives Kontrastmittel darstellt. Der Katheter verblieb zur Messung im Urachus und stellte sich ebenfalls signallos dar.

4.9.5. Auswertung

Die Nieren lassen sich gut mit T1- und T2-gewichteten Sequenzen darstellen. Nierenrinde und -mark unterscheiden sich ohne Kontrastmittel und Gefäße zeichnen sich gut vom Parenchym ab. Bei einer Nephritis war allen Fohlen ein fehlender Kontrast zwischen Mark und Rinde zueigen. Mikroabszesse der Niere waren nicht darstellbar. Die Nebennieren sind mit oben genannten Sequenzen (Tab. 4-6) abzubilden. Die Harnblase konnte bei mehreren Fohlen anhand ihres Füllungszustandes auf den angefertigten Bildern erkannt werden. Zur genaueren Darstellung bei geringer Urinmenge wurde sie mittels eines Katheters mit Luft gefüllt. Damit zeichnete sie sich besser vom Darm ab und eine Blasenruptur konnte ausgeschlossen werden. Die experimentelle Darstellung des Urachus bei einem totgeborenen Fohlen war mittels eines Harnröhrenkatheters möglich.

4.10. Auswertung der Sequenzen für Thorax und Abdomen:

4.10.1. T1-gewichtete, transversale Spinecho-Sequenz/ t1_se_tra :

In der transversalen Ebene können bestimmte Stellen einer Veränderung in ihrer seitlichen und dorso-ventralen Ausdehnung betrachtet werden (Abb. 4-21). Thoraxergüsse und die ggf. damit verbundene Einengung der Lunge werden im Seitenvergleich dargestellt. Da durch die schwache bis mittlere Signalintensität von Flüssigkeiten diese leicht übersehen werden, sollte

zusätzlich eine Sequenz in T2-Wichtung gefahren werden. Die Ausdehnung von Lungenveränderungen bis in die ventralen Lappenbereiche, oder die Darstellung der Herzform in Schichten von kranial nach kaudal und dessen Größe ist durch die transversale T1-Wichtung möglich. Bei der Herzuntersuchung ist die transversale Ebene Standard und sollte in mindestens zwei Wichtungen vorgenommen werden. Das Mediastinum ist in der transversalen Schichtführung oft mit abgebildet und ist als feine Linie von mittlerem Grauton sichtbar. Die großen Gefäße, Trachea und Hauptbronchien sind in dieser Sequenz quergeschnitten. Zur Leberuntersuchung eignet sich die T1-gewichtete, transversale Spinecho-Sequenz aufgrund ihrer Schnittebene und ihres Kontrastverhaltens. Intrahepatische Gefäße werden ohne Kontrastmittel dargestellt und die Lage der Leber in der Bauchhöhle ist ersichtlich (Abb. 4-28a u. b). Die Transversalschnitte des Magens geben Auskunft über seinen Füllungszustand. Die große und kleine Krümmung konnten abgebildet werden (Abb. 4-36). Durch den links- rechts- Vergleich der Körperhöhlen ist die Milz, die von ähnlicher Signalintensität wie die Leber ist, eindeutig bestimmbar und kann in ihrer Größe beurteilt werden (Abb. 4-43a u. b, Abb. 4-44a u. b). Zur genauen Untersuchung der Niere sind transversale Schnitte in T1- und T2-Wichtung von Vorteil. Der Darm lässt sich aufgrund der Übersicht besser mit sagittalen und coronaren Schnitten beurteilen.

4.10.2. T1-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz/ t1_se_cor :

Die T1-gewichtete Spinecho-Sequenz zeigt in coronaren Schnitten des gesamten Thorax zuverlässig pathologische Prozesse der Lunge im links-rechts Vergleich. Verdichtetes Parenchym stellt sich grau dar. Flüssigkeitsgefüllte Bereiche können wegen ähnlicher Signalgebung übersehen werden und werden besser mit der T2-gewichteten **t2_se_cor** untersucht. Die Trachea und Teile des Bronchialbaumes lassen sich anschneiden und auf Inhalt überprüfen (Abb.4-4). Das Herz wird in dieser Schichtführung von der Basis zur Apex in Schnitte zerlegt und lässt damit einen Blick „von oben“ zu (Abb. 4-10a u. b, Abb. 4-20a u.

b). Das Septum, die Kammern und die Lage des Herzens im Thorax sind beurteilbar (Abb. 4-20a u. b). Das Mediastinum ist in der T1-Wichtung von dunklem Grauton und zeichnet sich von der helleren, verdichteten Lunge gut ab (Abb. 4-4). In der coronaren Schnittebene können die Baucheingeweide in einer Übersicht und in dorso-ventralen Bilderserien betrachtet werden. Die Leber (Abb. 4-29) wird in der coronaren Ebene in ihrer Lage im Abdomen sichtbar. Die Magen- (Abb. 4-35) und Darmlumina (Abb. 4-41a u. b) können dargestellt werden und ihr Inhalt gibt Auskunft über evtl. gastrointestinale Erkrankungen. Mekonium ist im Endabschnitt des Dickdarms in der T1-gewichteten, coronaren Sequenz eindeutig diagnostizierbar (Abb. 4-38). Für die Nieren und zur Darstellung der Nebennieren (Abb. 4-48), eignet sich diese Sequenz aufgrund des guten Kontrastverhaltens zwischen Nierenrinde und -mark (Abb. 4-45). Die Bauchhöhle kann auf Fremdinhalt kontrolliert werden, Flüssigkeiten werden jedoch besser mit der entsprechenden T2-Wichtung erfasst. Die coronare Ebene kann in engem Schichtabstand zur Untersuchung des Nabels verwendet werden (Abb. 4-54)

4.10.3. T1-gewichtete, sagittale FLASH-Sequenz/ t1_fl2d_sag_metastasis:

Die T1-FLASH-Sequenz eignet sich aufgrund ihrer hohen Auflösung und ihres Kontrastverhaltens besonders zur Darstellung anatomischer Strukturen (Abb. 4-1a u. b, Abb. 4-9, Abb. 4-32). Zur Darstellung des Thorax und der Lunge ist sie median und paramedian der Wirbelsäule verwendet worden (Abb. 4-13b). Bei Längsschnitt der Trachea kann diese auf Inhalt überprüft werden. Lungenparenchym stellt sich entsprechend der T1-Wichtung schwarz (belüftet) (Abb. 4-15) oder in verschiedenen Grautönen (verdichtet) dar (Abb. 4-2 u. 13). So können mit dieser Sequenz Pneumonien nachgewiesen werden (Abb. 4-7, Abb. 4-11a u. b). Ein Hydrothorax kann u.U. übersehen werden, da er einen ähnlichen Grauton wie das Parenchym hat. Das Herz, die großen Arterien und Venen sowie das Perikard werden längs geschnitten und geben den Blick auf ihre Lumina frei (Abb. 4-8 u. 16). Die sagittale FLASH-

Sequenz des Abdomens enthält in einer Messung Informationen über die Leber (Abb. 4-25 u. 26), den Zwerchfellstand (Abb. 4-26) und das Hydroperitoneum (Abb. 4-39a-c). Bei geringgradigem Flüssigkeitsgehalt der Bauchhöhle kann dieser aufgrund schwacher Signalgebung in der T1-Wichtung leicht übersehen werden, und es empfiehlt sich die Kontrolle mit einer sagittalen T2-Sequenz. Magen und Ösophagus können längsgeschnitten und ihr Inhalt überprüft werden (Abb. 4-32). Durch die T1-Wichtung stellt sich Mekonium im Enddarm hypointens (Abb. 4-37a u. b) dar. Darmwände und -inhalt sind beurteilbar (Abb. 4-34, Abb. 4-42a u. b) und können teilweise in ihrem Verlauf verfolgt werden. Die Nieren sind längsgeschnitten und die Lage, Form und Kontrastverhalten von Rinde und Mark sind beurteilbar (Abb. 4-47a u. b). Zur Untersuchung der Nabelregion ist diese Sequenz aufgrund ihrer hohen Auflösung und ihres Kontrastverhaltens geeignet (Abb. 4-53).

4.10.4. Protonendichte- und T2-gewichtete, sagittale Spinecho-Sequenz/ pd+t2_se_sag:

Die Doppelkontrast-Sequenz eignet sich besonders zum Signalvergleich der Gewebe, da sie für eine Bilderserie sowohl die Protonendichtemessung als auch die T2-Wichtung fährt. Sie ist für schnelle Übersichtsaufnahmen des Thorax in zwei verschiedenen Wichtungen von Nutzen und stellt Lungenpathologien aufgrund der höheren Protonendichte zuverlässig dar. Ergüsse in den Körperhöhlen werden in der T2-Sequenz verdeutlicht. Zur Darstellung der Leber ist diese Doppelkontrast-Sequenz zweckmäßig. Veränderungen des Parenchyms verdeutlicht sie durch ihre Protonendichte- und T2-Wichtung in derselben Schichtposition. Durch die sagittale Schnittführung ist eine Lebervergrößerung und Stauung der intrahepatischen Gefäße feststellbar (Abb. 4-31a-d). Für schnelle Übersichtsaufnahmen des Abdomens in zwei verschiedenen Wichtungen ist sie zweckmäßig und kann zur Darstellung von Harnblasenrupturen (Abb. 4-50a u. b, Abb. 4-51) verwendet werden.

4.10.5. T2-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz/ t2_se_cor :

Durch die coronare Ebene kann eine pathologische Veränderung im Seitenvergleich betrachtet werden. Lunge, Trachea und die kranio-kaudal verlaufenden Gefäße werden längsgeschnitten und zeigen durch die T2-Wichtung deutlich Flüssigkeiten im Gewebe oder in ihren Lumina. Verdichtungen der Lunge können in kranialen, kaudalen, linken und rechten Lappen lokalisiert werden. Das Herz wird in der coronaren, T2-gewichteten Spinecho-Sequenz gut dargestellt und konnte anhand der angefertigten Bilder beurteilt werden. Die T2-gewichtete, coronare Spinecho-Sequenz stellt die Organe im Seitenvergleich dar (Abb. 4-30). Veränderungen im Leberparenchym können anhand der coronaren Schnitte lokalisiert werden. Die Nieren werden nebeneinander von dorsal nach ventral geschnitten, wobei sich das Nierenmark aufgrund seines höheren Anteils an Flüssigkeit signalreicher darstellt (Abb. 4-46a u. b).

4.10.6. T2-gewichtete, sagittale Turbo-Spinecho-Sequenz/ t2_tse7_sag:

Die T2-gewichtete Bildgebung ist in sagittaler Ebene besonders nützlich zur Erkennung von Flüssigkeitsansammlungen im Thorax (Abb. 4-22). Diese konnten mit 100%iger Genauigkeit nachgewiesen werden. Ödematisiertes bzw. hyperämisiertes Gewebe stellt sich etwas heller dar als in der entsprechenden T1-Aufnahme. Flüssigkeiten in der Trachea werden bei deren Anschnitt signalreich abgebildet. Die Lunge wird kranio-kaudal längsgeschnitten und kann bis in die dorsalen Spitzenlappen verfolgt werden (Abb.4-3). Verdichtete Bezirke, Bronchien und Blutgefäße sind durch die T2-Wichtung gut zu sehen (Abb. 4-9). Das dunkle Myokard hebt sich gut von den mittelgrauen Lumina ab und sogar geringgradige Perikardergüsse werden wegen ihrer hohen Signalintensität gut erkannt (Abb. 4-17). Die sagittale Bildebene lässt sowohl einen Überblick als auch die genauere Bewertung einzelner Organe zu (Abb. 4-27). Flüssiger oder schaumiger Inhalt von Magen und Darm kommen durch die T2-

gewichtete Turbo-Spinecho-Sequenz besonders zur Geltung (Abb. 4-33). Bauchhöhlenergüsse werden mit hoher Sensitivität erkannt (Abb. 4-40).

4.10.7. T2-gewichtete, transversale Turbo-Spinecho-Sequenz/ t2_tse7_tra:

Durch die transversale Schnittführung wird der Seitenvergleich links-rechts und dorsal-ventral ermöglicht. Die T2-Wichtung stellt „Gewebe“ mit langer Querrelaxation hell dar, was sie für Aufnahmen von Flüssigkeitsansammlungen im Thorax oder im Herzbeutel geeignet macht (Abb. 4-18a u. b). Für die Herzdarstellung ist sie von großem Nutzen, da sie aufgrund der transversalen Ebene Einblicke in die Herzkammern und die Dicke des Myokards sowie des Septums erlaubt. Die Lunge und ihre pathologischen Veränderungen konnten mit dieser Sequenz dargestellt werden. Blutgefäße und luftleitende Wege werden querschnitten und ihre Wände sind deutlich zu erkennen. Die Gefäßinhalt beim toten Fohlen wird, je nachdem ob es sich um Serum oder unkoaguliertem Blut handelt, hyperintens oder von mittlerem Grauwert abgebildet (Abb. 4-18a). Nieren und die gefüllte Harnblase sind in der T2-Wichtung gut abzubilden (Abb. 4-49 u. 52).

4.10.8. T2-gewichtete, transversale FLASH-Sequenz/ t2_fl2d_tra:

Die transversale, T2-gewichtete FLASH-Sequenz zeichnet sich durch ihren guten Kontrast und hohe Auflösung aus. Sie kommt wie die t2_tse7_tra (siehe 4.4.8.) zum Einsatz, stellt aber in manchen Fällen die Unterschiede zwischen gesundem und verdichtetem Lungengewebe genauer dar. Zur Abbildung des Mediastinums ist sie besser geeignet als andere transversale Sequenzen (Abb. 4-12). Durch ihre Genauigkeit in der Darstellung anatomischer Strukturen ist sie bei der Herzuntersuchung von größtem Nutzen (Abb. 4-19a u. b).

4.10.9. TrueFISP/ trufi_128:

Die Single-Shot-Sequenz schießt in einer Sekunde ein Bild, auf dem ein kurzer Einblick in das pathologische Lungengeschehen gegeben ist. Die belüftete oder verdichtete Lunge ist auch bei evtl. Überlagerungen mit der Leber oder dem Herzen erkennbar (Abb.4-5). Sie ist in allen drei Ebenen anwendbar, es empfiehlt sich aber die sagittale oder coronare Schnittführung.

4.10.10. TrueFISP/ trufi_256:

Die fünf Sekunden dauernde TrueFISP liefert drei Bilder mit höherer Auflösung als die trufi_128. Von allen drei Ebenen ist sie zur sagittalen und coronaren Bildgebung am besten geeignet (Abb. 4-6).

5. Diskussion

5.1. Ziel

Es war Ziel dieser Arbeit, ein Messprotokoll mit Sequenzen guter Bildqualität und kurzer Messdauer zu erstellen, um die Organe des Thorax und des Abdomens von Fohlen mit dem an der Tierärztlichen Fakultät der Universität München befindlichen Kernspintomographen MAGNETOM Open viva abbilden zu können.

5.2. Diskussion der Geräte/ Methode

Die Wirbelsäulenspule (Body Spine, Fa. Siemens, Erlangen) wurde mit unterschiedlich großen Bügeln in dieser Arbeit eingesetzt, war jedoch limitierender Faktor in Bezug auf die Größe des zu untersuchenden Fohlens. Der Körperumfang des Tieres durfte 140 cm nicht überschreiten, da sonst die Stecker von Bügel und Spule nicht geschlossen werden konnten. Die in den U.S.A. zugelassene, größere Körperspule XXL ist an der Münchener Universität nicht vorhanden und ihre Beschaffung ist mit erheblichen Kosten verbunden. Die Firma Siemens ist mit der Entwicklung von Oberflächenspulen beschäftigt, die nicht geschlossen werden müssen, sondern auf das zu Messende Gebiet aufgelegt werden. Diese Entwicklung wäre in Bezug auf die Kernspintomographie beim Pferd sicher von großem Nutzen, da die Tiere mit ihrem großen Gewicht nicht mehr auf der Spule liegen (auch für Kopfaufnahmen), und diese damit weniger verschleißanfällig ist. Abzuwarten ist allerdings, ob die Messtiefe dieser Oberflächenspulen auch groß genug ist, um die Organe des Thorax oder des Abdomens eines Fohlen darzustellen.

Das verwendete Gerät MAGNETOM Open viva mit einer Flussdichte von 0,2 Tesla gehört zu den offenen Niedrigfeldsystemen, mit denen allgemein ein guter Gewebekontrast, aber ein schlechteres Signal-zu-Rausch-Verhältnis und längere Messzeiten als mit Geräten höherer Feldstärken zu erreichen ist. Dennoch waren die in dieser Arbeit erhaltenen Bilder

zufriedenstellend. Die nach vorne offene Gantry des Magneten ermöglichte es, die Fohlen auf der Human-Patientenliege ins Magnetfeld zu schieben. Die 44 cm große Gantry war der zweite, das Fohlenalter limitierende Faktor, da nur Tiere mit einer Brustkorbbreite von ca. 40 cm zwischen die Magneten passten. Von Vorteil war das relativ geringe Gewicht der Fohlen, da ein spezieller Pferdetrichter nicht notwendig war.

An heißen Tagen des Sommers 2002 gab es zeitweise Probleme mit der Wasserkühlung des Magneten, da sie den hohen Temperaturen, die sich in der Anlage bildeten, nicht gewachsen war. Dies ist evtl. auf bauliche Gegebenheiten zurückzuführen, da die Wassertanks selbst der direkten Sonneneinstrahlung ausgesetzt sind und die Geräte der Kühlung in kleinen Anbauten untergebracht sind, die sich stark aufheizten. Die wärmeempfindlichen Geräte unterbrachen somit oftmals die Messungen, um die das Magnetfeld produzierenden Helmholtzspulen vor Überhitzung zu schützen. An heißen Tagen waren damit keine Messungen möglich und die klinische Diagnostik an lebenden Pferden musste verschoben werden.

Die eigenen Untersuchungen waren teilweise zeitlich stark begrenzt, da manche Fohlen nach den kernspintomographischen Messungen sofort zur Sektion gebracht werden mussten. Der Zeitdruck entstand durch die Veränderungen post mortem, die im nicht gekühlten MRT-Raum (21°C) beschleunigt stattfinden, und das Sektionsergebnis durch Autolyse beeinträchtigen können. Dadurch war oft ein „Shimen“ (Überprüfen der Homogenität) des Magnetfeldes nicht möglich und die Messungen ergaben Bilder schlechterer Qualität durch Inhomogenitäten im Magnetfeld.

Die verwendeten Sequenzen (Tab. 3-2) stellten sich als geeignet heraus, Thorax und Abdomen von toten Fohlen in MRT-Bildern wiederzugeben. Einige Messprotokolle können in Auflösung und Kontrast gesteigert werden (s. Punkt 2.2.), die Messzeit wird sich hierbei

aber verlängern. Zur genaueren Darstellung bestimmter Pathologien oder bei der Anwendung am lebenden Tier wird man um diese Parameterveränderungen nicht herum kommen. Eine Vorauswahl der Sequenzen zur Überprüfung eines klinischen Verdachtes ist unabdingbar, um die Messdauer so kurz wie nötig zu halten. Der Kontrast war unter anderem auch davon abhängig, wie lange das Tier schon tot war. Je frischer der Tierkörper zur Messung kam, desto kontrastreicher waren die Bilder. Auf Bewegungsartefakte wie Atmung, Herzschlag oder Blutfluß, musste in dieser Arbeit keine Rücksicht genommen werden. Die erstellten Sequenzen sind nicht an lebenden Tieren überprüft worden.

5.3. Diskussion der Ergebnisse:

Im Bereich des Thorax waren die Organe mit den neuen Sequenzen in guter Qualität und Messzeit darstellbar und die sagittale Ebene eignete sich besonders zur Erstellung von Übersichtsaufnahmen. Mit der T1-gewichteten, sagittalen FLASH-2D-Sequenz konnten die hauptsächlichlichen Pathologien des Thorax wie Lungenveränderungen und Körperhöhlenergüsse in einer Messung abgebildet werden. Thromben konnten aufgrund der allgemeinen Gerinnung des Blutes beim toten Tier nicht dargestellt werden. STICHNOTH beschrieb 1994 die Notwendigkeit von Multiecho-Sequenzen zur Differenzierung von langsam fließendem Blut und intraventrikulären Thromben und geht weiterhin sehr genau auf die Verwendung einzelner Sequenzen bei bestimmten Herzerkrankungen ein.

Um den Thorax von lebenden Fohlen mit den gewonnenen Sequenzen darzustellen muss die Entstehung von Bewegungsartefakten durch Atmung und Herzfrequenz beachtet und zusätzliche Maßnahmen ergriffen werden. Hierzu gehören z.B. die Herz- oder Atmungstriggerungen, bei denen die Scans einer Messung an einem bestimmten Punkt des physiologischen Signals ausgelöst werden (physiologisch gesteuerte Bildgebung), oder die Sättigungsschichten, innerhalb derer ungewünschte Signale unterdrückt werden.

Auch im Bereich des Abdomen sind die erarbeiteten Sequenzen (Tab. 3-2) geeignet die Organe und die Körperhöhle im MRT-Bild wiederzugeben. Da keine Atmung oder Darmbewegung bestand, musste nicht auf die Unterdrückung von Bewegungsartefakten geachtet werden. Kleine Veränderungen wie Lebernekrosen im Bereich von wenigen Millimetern oder Mikroabszesse der Nieren konnten am gewonnenen Bild nicht erkannt werden. Gründe hierfür sind unter anderem der nicht immer frische Zustand des Tierkörpers, Probleme mit dem Gerät oder dem aufgrund des fehlenden „Shimms“ inhomogenen Magnetfeld, aber auch die andere Darstellung des Gewebes aufgrund der fehlenden Durchblutung. So haben Leber-, Nieren- oder Milzläsionen im T1- oder T2-gewichteten Bild oft andere Signalintensität als das umgebende, gesunde Parenchym.

Um Läsionen der Leber, Nieren, Milz oder des Pankreas darzustellen, wäre die Verwendung eines Kontrastmittels hilfreich gewesen. Auch die MR-Angiographie greift ergänzend zu kontrastverstärkenden Mitteln. Weil die in der Human- und Kleintiermedizin intravenös verabreichten Kontrastmittel über das Blut verteilt werden, war dieses Hilfsmittel in der eigenen Arbeit am toten Tier nicht zu gebrauchen. In der Diagnostik am lebenden Tier würden die pro Kilogramm-Körpergewicht dosierten Kontrastmittel zu einer erheblichen Steigerung der Kosten einer solchen Untersuchung führen.

Die in der Humanmedizin gebräuchliche Form der oralen oder rektalen Applikation eines Gadolinium-haltigen Kontrastmittels zur Abgrenzung des Pankreas von Magen und Darm, aber auch zur Differenzierung von Darmschlingen gegenüber Bauchhöhlentumoren, wurde in der Kleintier- und Pferdeleratur bislang nicht erwähnt.

Im Bereich des Abdomen ist die Darstellung der Organe aufgrund der geringeren Bewegung einfacher. Besonders sinnvoll erscheint die Anwendung der MR-Tomographie beim Fohlen zur Abklärung von Magen-Darm-Erkrankungen, sowie von Harnblasenrupturen. Nieren- und

Lebererkrankungen stellen sich voraussichtlich mit einem Gerät höherer Feldstärke besser dar.

5.4. Epilog

Die Kernspintomographie wird in der Humanmedizin gerne im Bereich der Pädiatrie als nicht-invasive, nicht ionisierende Methode mit hoher Weichteilauflösung, zur Gewinnung von Schnittbildern der Körperhöhlen eingesetzt. Die hier so deutlichen Vorteile kommen beim Fohlen ebenso zum tragen, allerdings besteht das Problem der in der Pferdemedizin zur bewegungslosen, waagerechten Positionierung des Tieres notwendigen Narkose. Die herabgesetzte Narkosefähigkeit eines erkrankten Fohlen ist weitaus mehr Hindernis einer MRT-Untersuchung, als die oben beschriebene Problematik durch die Körpermaße. Auch mit weiteren Entwicklungen wie größere Magneten-Gantrys, speziell auf Größe und Gewicht der Pferde abgestimmte Patiententische oder Oberflächenspulen kann dieses Problem nicht behoben werden. Eine Möglichkeit besteht jedoch in der Sedation der erkrankten Fohlen, wie sie auch für andere Diagnoseverfahren oder Therapiemaßnahmen bei bewegungsaktiven Patienten notwendig ist, so dass das Tier evtl. mit zusätzlicher manueller Fixation bewegungslos auf dem Patiententisch zu liegen kommt. Stark lebensschwache Fohlen können wahrscheinlich ohne Sedation unter der Aufsicht von ein bis zwei Helfern (keine Strahlenbelastung) im Magneten positioniert werden. Zu Beachten ist allerdings die Reaktion der Fohlen auf die bei der Messung entstehenden lauten Geräusche. Durch Bewegung des Patienten sind die Bilder der laufenden Messung unbrauchbar und Magnet und Spule können beschädigt werden.

6. Zusammenfassung

Ziel: In dieser Arbeit sollten Sequenzen mit kurzer Messdauer und von guter Bildqualität erarbeitet werden, um die Organe von Thorax und Abdomen von Fohlen mittels Kernspintomographie darzustellen.

Material und Methode: Anhand 22 toter Fohlen wurden 56 Sequenzen aus der Humanmedizin für die Wirbelsäulenspule an einem offenen Niedrigfeldsystem (Feldstärke 0,2 Tesla) getestet und verändert. Die besten Sequenzen wurden ausgesucht und in ihrer Darstellung zufälliger pathologischer Veränderungen verglichen. Darunter befinden sich T1-, T2- und protonengewichtete Spinecho-Sequenzen, T1- und T2- gewichtete Turbo-Spinecho- sowie FLASH-2D-Sequenzen und zwei TrueFISP-Sequenzen, in coronarer, sagittaler oder transversaler Ebene. Die gewonnenen Bilder wurden anhand ihrer Qualität und Aussagekraft beurteilt und den Sektionsergebnissen gegenübergestellt.

Ergebnisse: An einem offenen Niedrigfeldsystem konnten mit den erarbeiteten Sequenzen Bilder der inneren Organe von Fohlen erstellt werden. Die Messzeit hielt sich zwischen Sekunden (TrueFISP-Sequenzen) und maximal drei Minuten und 48 Sekunden. Die Bildqualität war gut in Auflösung und Kontrast. Die Untersuchung der Lunge ergab gute Resultate in der Darstellung von Pneumonien, Atelektase, Ödemen bzw. Hyperämien und Emphysemen. Ergüsse der Körperhöhlen sowie des Perikards konnten anhand der MRT-Bilder in 100 % der Fälle nachgewiesen werden. Das Herz wurde anatomisch dargestellt und eine Dilatation konnte bei zwei Fohlen sichtbar gemacht werden. Das Mediastinum und das Zwerchfell sind abbildbar. Eine Leberschwellung war anhand der gestauten intrahepatischen Gefäße und der Lebergröße diagnostizierbar. Magen und Darm konnten dargestellt werden und anhand ihres Inhaltes konnte in manchen Fällen auf gastrointestinale Störungen geschlossen werden. Die Nieren sind in Form und Größe beurteilbar und der fehlende

Kontrast zwischen Nierenrinde und –mark kann auf eine mögliche Nephritis hinweisen. Die Nebennieren sind auf den angefertigten Bildern gut zu erkennen. Mit Urin gefüllte Harnblasen stellen sich in allen Wichtungen gut abgrenzbar vom Darm dar, und nicht gefüllte Blasen konnten nach Luftinsufflation ebenfalls bildlich festgehalten werden. Der Urachus eines totgeborenen Fohlens war nach Katheterisierung bis in die Harnblase verfolgbar. Die Milzdarstellung konnte in transversalen Schnitten am besten vorgenommen werden und Hyperplasien dieses Organs wurden gleichzeitig deutlich gemacht. Die eindeutige Darstellung des Pankreas war nicht erfolgreich, ebenfalls waren einige sich im Millimeterbereich befindliche Parenchymveränderungen verschiedener Organe der toten Fohlen am MRT-Bild nicht sichtbar.

Schlussfolgerung: Ein Kernspintomograph mit einem Magnetfeld von 0,2 Tesla ist ausreichend, um mit den neu erstellten Sequenzen in kurzer Zeit die Organe von Thorax und Abdomen toter Fohlen in guter Bildqualität darzustellen. Die nicht invasive Schnittbildtechnik, die ohne Strahlenbelastung für Untersucher und Patient v.a. auch Weichteile mit hohem Kontrast abbildet, hat aber dennoch in der Pferdemedizin den großen Nachteil der „Narkosepflicht“ und des damit verbundenen Risikos.

7. Summary

MRI Techniques in Equine Medicine – Imaging Sequences for the Examination of Thorax and Abdomen of Foals in an Open Low-Field System

Objective: The purpose of this study was to set up and evaluate Magnetic Resonance Imaging (MRI) sequences for the examination of organs of the thorax and abdomen of foals, focusing on reduced measuring times while maintaining a high quality of the resulting images.

Materials and Method: Examining 22 dead foals, 56 sequences, which are used in human medicine with the body spine coil, were tested and modified on an open low field system (0,2 tesla). The best sequences were selected, and compared based on their ability to show coincidental pathological disorders. Among these sequences were T1-, T2- and protondensity-weighted spin echo sequences, T1- and T2- weighted turbo spin echo, FLASH-2D sequences and two TrueFISP sequences in coronal sagittal and transverse planes. The acquired images were assessed based on their quality and expressivity, and compared to the results of the dissection.

Results: Using the devised sequences it was possible to create images of the foals' inner organs, with measuring times between a few seconds (TrueFISP sequences), and 3 minutes 48 seconds. The resolution and contrast of the images thus obtained was high. Examination of the lung demonstrated that good results in showing pneumonia, atelectasis, edema, hyperemia and emphysema were achieved. Effusions in body cavities or the pericardium could be proved by the MR images in all cases. The heart was displayed anatomically, and in two cases a dilatation could be made visible. The mediastinum and the diaphragm could be pictured. A hepatomegalie could be diagnosed because of congested intrahepatic vessels and the size of the liver. Stomach and intestine could be displayed, and by their content a gastrointestinal disorder could be discovered. The kidneys' shapes and sizes could be evaluated and the

missing contrast between kidney cortex and medulla showed a possible nephritis. The adrenal glands are well visible in the pictures. Full urinary bladders could be well distinguished from the intestine in all weighted settings and empty bladders could be pictured after insufflation, too. The urachus of a dead born foal could be followed back to the bladder after catheterisation. The picture of the spleen was best in transversal cuts, while at the same time the hyperplasia of this organ was made visible. The pancreas could not be identified precisely, also some parenchymatous changes of various organs, which were only sized a few millimetres, were not visible in the MR images.

Conclusions: A nuclear magnetic resonance tomograph with a magnetic field of 0,2 tesla is sufficient to show within a short time and with good quality the organs of thorax and abdomen of dead foals, using the newly developed sequences. The non-invasive cross-sectional imaging, that pictures especially soft tissues with high contrast, with no radiation load for the examiner and patient, however, carries in equine medicine the strong disadvantage of the necessity of anesthesia and the related risks.

8. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
cor	coronar
EKG	Elektrokardiogramm
FA	Flip-Angle, Flip-Winkel
FLASH	Fast Low Angle Shot
fl2d	FLASH-2D-Sequenz
FISP	Fast Imaging with Steady State Precession
FoV	Field of view
HF	Hochfrequenz
IKR	Interkostalraum
MR	Magnet Resonanz
MRA	Magnet Resonanz Angiographie
MRI	Magnetic resonance imaging
MRT	Magnet Resonanz Tomographie = Kernspintomographie
pd	Protonendichte-gewichtete Sequenz
sag	sagittal
se	Spinecho-Sequenz
S/R	Signal-zu-Rausch-Verhältnis
S/N	siehe S/R
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
tra	transversal
trufi	TrueFISP-Sequenz
tse	Turbo-Spinecho-Sequenz
V.	Vena
Vv.	Venae

9. Literaturverzeichnis

ARENCIBIA, A., VAZQUEZ, J.M., JABER, R., GIL, F., RAMIREZ, J.A., RIVERO, M., GONZALEZ, N., WISNER, E.R. (2000)

Magnetic resonance imaging and cross sectional anatomy of the normal equine sinuses and nasal passages.

Vet Radiol & Ultrasound, 41(4):313-319

ARENCIBIA, A., VAZQUEZ, J.M., RAMIREZ, J.A., RAMIREZ, G., VILAR, J.M., RIVERO, M.A., ALAYON, S., GIL, F. (2001)

Magnetic resonance imaging of the normal equine brain.

Vet Radiol & Ultrasound, 42(5): 405-409

ASHDOWN, R.R., DONE, S. (1988)

Topographische Anatomie des Pferdes

Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart

ASLAM-SOHAIB, S.A., TEH, J., NARGUND, V.H., LUMLEY, J.S.P., HENDRY, W.F., REZNEK, R.H. (2002)

Assessment of tumor invasion of the vena caval wall in renal cell carcinoma cases by magnetic resonance imaging.

J Urol., 167(3): 1271-5

ASSHEUER, J., SAGER, M. (1997)

MRI and CT atlas of the dog.

Blackwell Wissenschaft Berlin, Vienna

BARENTSZ, J.O., JÄGER, G.J., WITJES, J.A., RUIJS, J.H. (1996)

Primary staging of urinary bladder carcinoma: the role of MRI and a comparison with CT.

Eur Radiol., 6(2): 129-33

BATRA, P., BROWN, K., COLLINS, J.D., OVENFORS, C.O., STECKEL, R.J. (1988)

Evaluation of intrathoracic extent of lung cancer by plain chest radiography, computed tomography, and magnetic resonance imaging.

Am Rev Respir Dis., 137(6): 1456-62

BAYSAL, T., KUTLU, R., KUTLU, O., YAKINCI, C., KARAMAN, I. (1999)

Ectopic thymic tissue: a cause of emphysema in infants.

Clin Imaging., 23(1): 19-21

BEIER, J., LIEBIG, T., BITTNER, R.C., TROGER, J., WUST, P., SCHEDEL, H., FLECK, E., KAISER, D., FELIX, R. (1996)

Computertomographische Methoden zur dreidimensionalen Darstellung intrapulmonaler Raumforderungen aus CT- und MR-Bildern.

Pneumologie, 50(9): 672-8

BLAIK, M.A., HANSON, R.R., KINCAID, S.A., HATHCOCK, J.T., HUDSON, J.A., BAIRD, D.K. (2000)

Low-field magnetic resonance imaging of the equine tarsus: normal anatomy.

Vet Radiol & Ultrasound, 41(2): 131-41

BLOCH, F., HANSEN, W., PACKARD, M. (1946)

Nuclear induction.

Phys Rev 69: 127-136

BOUROS, D., PARE, P., PANAGOUE, P., TSINTIRIS, K., SIAFAKAS, N. (1995)

The varied manifestation of pulmonary artery agenesis in adulthood.

Chest, 108(3): 670-6

BRANT-ZAWADZKI, M., PEREIRA, B., WEINSTEIN, P., MOORE, S., KUCHARCZYK, W., BERRY, I., McNAMARA, M., DERUGIN, N. (1986)

MR Imaging of Acute Experimental Ischemia in Cats.

American J of Neuroradiology, 7:7-11

BUDRAS, K. D., RÖCK, S. (1991)

Kapitel 6 : Brusthöhle

Kapitel 7 : Bauchwand und Bauchhöhle

In: Budras, Röck; Atlas der Anatomie des Pferdes

Schlütersche Verlagsanstalt und Druckerei, Hannover

BUISSON, P., HAKAMI, F., CORDONNIER, C., ABOURACHID, H. (2001)

Renal transitional carcinoma and caval tumor thrombus.

Prog-Urol., 11(2): 288-92

CAMERA, L., BRUNETTI, A., ROMANO, M., LAROBINA, M., MARANO, I., SALVATORE, M. (1999)

Morphological imaging of thymic disorders.

Ann Med., 31(2): 57-62

CANET, E., ROGER, T., CHAMBON, C., DELABRE, C., BALDY, C., REVEL, D. (1996)

A functional approach to rabbit portal ischaemia using magnetic resonance imaging and an MRI-specific contrast agent for the liver.

Anatomia Histologia Embryologia, 25:1, 23-29

CHAFFIN, M.K., WALKER, M.A., McARTHUR, N.H., PERRIS, E.E., MATTHEWS, N.S. (1997)

Magnetic resonance imaging of the brain of normal neonatal foals.

Vet Radiol & Ultrasound, 38(2):102-111

CIESZANOWSKI, A., SZESZKOWSKI, W., GOLEBIOWSKI, M., BIELECKI, D.K., GRODZICKI, M., PRUSZYNSKI, B. (2002)

Discrimination of benign from malignant hepatic lesions based on their T2-relaxation times calculated from moderately T2-weighted turbo SE sequenz.

Eur Radiol., 12(9): 2273-9

CLAUSSEN, C., KORNMESSER, W., LANIADO, M., KAMINSKY, S., HAMM, B., FELIX, R. (1988)

Orale Kontrastmittel für die magnetische Resonanztomographie des Abdomens. Teil III: Erste Patientenuntersuchungen mit Gadolinium-DTPA.

RoFo Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed., 148(6): 683-9

COHEN, A.M. (1984)

Magnetic resonance imaging of the Thorax.

Radiol Clin North Am., 22(4): 829-46

COLLINS, J.D., SHAVER, M.L., DISHER, A.C., MILLER, T.Q. (1995)

Compromising abnormalities of the brachial plexus as displayed by magnetic resonance imaging.

Clin Anat., 8(1): 1-16

COLLINS, J.D., DISHER, A.C., MILLER, T.Q. (1995)

The anatomy of the brachial plexus as displayed by magnetic resonance imaging: technique and application.

J Natl Med Assoc., 87(7): 489-98

CROISILLE, P., REVEL, D. (1997)

Magnetic resonance imaging of thoracic vascular disease (congenital diseases excluded).

J Belge Radiol., 80(3): 136-8

DAHME, E., WEISS, E. (1999)

Grundriß der speziellen pathologischen Anatomie der Haustiere, 5. Auflage
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart

DAMADIAN, R., GOLDSMITH, M., MINKOFF, L. (1977)

NMR in cancer: XVI. FONAR image of the live human body.
Physiol Chem Phys 9, 97-100

DENNIS, R. (2000)

Use of magnetic resonance imaging for the investigation of orbital disease in small animals.
Journal of Small Animal Practice, 41: 4, 145-155; 38 ref.

DENYS, A., CHEVALLIER, P., DOENZ, F., VILGRAIN, V. (2002)

Anatomie du foie : Tomodensitometrie et Imagerie par Resonance Magnetique.
J Radiol., 83(2 Pt 2) : 247-53

**DOBRTZ, M., FELLNER, F.A., BAUM, U., NOMAYR, A., LELL, M., KLEIN, P.,
PAPADOPOULOS, T., BAUTZ, W. (2002)**

MRT von Läsionen des Pankreas mittels Mn-DPDP - eine histopathologische Korrelation.
RoFo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr., 174(7): 893-7

DRAKE, J.M., POTTS, D.G., LEMAIRE, C. (1989)

Magnetic Resonance Imaging of silastic-induced canine Hydrocephalus.
Surg Neurol, 1989;31:28-40

**DUESBERG, C.A., FELDMAN, E.C., NELSON, R.W., BERTOY, E.H., DUBLIN, A.B.,
REID, M.H. (1995)**

Magnetic resonance imaging for diagnosis of pituitary macrotumors in dogs.
Journal of the American Veterinary Medical Association. 206: 5, 657-662; 31 ref.

ESTEVE-RATSCH, B. (2000)

Niederfeld-Magnetresonanztomographie des kaninen Gehirns.
Wien, Veterinärmedizinische Universität, Dissertation

FERNANDEZ-MENA, F.J., MORENO-TORRES, Y.C. (2001)

Cancer vesical.
Arch Esp Urol., 54(6): 493-510

FISHER, M.R., HRICAK, H., HIGGINS, C.B. (1985)

Magnetic resonance imaging of developmental venous anomalies.
AJR Am J Roentgenol., 145(4): 705-9

FOLTIN, I. (2002)

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

München, Tierärztliche Fakultät, Dissertation

FUJIMURA, M., TOMINAGA, T., KOSHU, K., SHIMIZU, H., YOSHIMOTO, T. (1996)

Cine-mode magnetic resonance imaging of a thoracic intradural arachnoid cyst: a case report. Surg Neurol., 45(6):533-6

GÄCH, Ä. (2002)

Magnetresonanztomographische Untersuchung pathologischer Veränderungen an der Pferdezehe und Erstellung eines Untersuchungsprotokolls an einem offenen Niedrigfeldsystem.

München, Tierärztliche Fakultät, Dissertation

GAETA, M., VINCI, S., MINUTOLI, F., MAZZIOTTI, S., ASCENTI, G., SALAMONE, I., LAMBERTO, S., BLANDINO, A. (2002)

CT and MRI findings of mucin-containing tumors and pseudotumors of the thorax: pictorial review.

Eur Radiol., 12(1): 181-9

GRAHN, B.H., STEWART, W.A., TOWNER, R.A., NOSEWORTHY, M.D. (1993)

Magnetic resonance imaging of the canine and feline eye, orbit, and optic nerves and its clinical application.

Can Vet J, 34: 418-424

GRAY, L.C., MAGDESIAN, K.G., STURGES, B.K., MADIGAN, J.E. (2001)

Suspected protozoal myeloencephalitis in a two-month-old colt.

Vet Rec, 2001, 149(9): 269-273

HAHN, D. (1990)

Kapitel 5: Lunge, Mediastinum und Zwerchfell.

In: Lissner, Fink; Radiologie II - Lehrbuch für den 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, das Praktische Jahr und die fachärztliche Weiterbildung.

Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart

HALLSCHEIDT, P., POMER, S., ROEREN, T., KAUFFMANN, G.W., STEHLER, G. (2000)

Präoperatives Staging von Nierenzellkarzinomen mit Kavazapfen: welches diagnostische Verfahren? MRT oder CT - Prospektive histologisch kontrollierte Studie.

Urologe A, 39(1): 36-40

HARADA, J., DOHI, M., MOGAMI, T., FUKUDA, K., MIKI, K., FURUTA, N., KISHIMOTO, K., SIMIZU, T., MIYASAKA, K. (2001)

Initial experience of percutaneous renal cryosurgery under the guidance of a horizontal open MRI system.

Radiat Med, 19(6): 291-6

HAYASAKA, K., TANAKA, Y., KAWAMORI, J. (1997)

Dynamic MR imaging of splenic tumor.

Comput. Med. Imaging Graph., 21(4): 243-51

HAYASAKA, K., SOEDA, S., HIRAYAMA, M., TANAKA, Y. (1998)

Inflammatory pseudotumor of the spleen: US and MRI findings.

Radiat Med, 16(1): 47-50

HEELAN, R.T., PANICEK, D.M., BURT, M.E., CARAVELLI, J.F., MARTINI, N., BAINS, M., Mc CORMACK, P., KOUTCHER, J.A., CARDINI, L. (1997)

Magnetic resonance imaging of the postpneumectomy chest: normal and abnormal findings.

J Thorac Imaging, 12(3): 200-8

HELMBERGER, T., GAUGER, J., HOLZKNECHT, N., FOLSING, C., REISER, M. (1996)

MRT des Pankreas: Stellenwert, Technik und Applikation.

Radiologe, 36(5): 413-8

HEUBEL, C.P., SANDNER, A., VOIGTLANDER, T., HEIKE, M., DEIMLING, M., KUTH, R., RUPPRECHT, T., SCHREIBER, W.G., KAUCZOR, H.U. (2002)

Prospektive Machbarkeitsstudie zum Vergleich von Röntgenübersichtsaufnahme und Thorax-MRT in Atemanhaltetechnik am offenen Niederfeldgerät.

RoFo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr., 174 (7), 854-61

HORINOUCI, H., MAENAKA, Y., SATO, M., YUASA, Y. (1994)

Follow-up study of MRI imaging in a case of traumatic pulmonary hematoma.

Kyobu Geka, 47(9): 772-5

HUBBARD, A.M., HARTY, M.P., STATES, L.J. (1999)

A new tool for prenatal diagnosis: ultrafast fetal MRI.

Semin Perinatol., 23(6): 437-47

HUDSON, L.C., CAUZINILLE, L., KORNEGAY, J.N., TOMPKINS, M.B. (1995)

Magnetic Resonance Imaging of the Normal Feline Brain.

Vet Radiol & Ultrasound, 36(4):267-275

IKEDA, R., SUGA, K., SUZUKI, K. (2001)

MRI appearance of a leiomyoma of the female urethra.
Clin Radiol., 56(1): 76-9

JUNKER, C. (2002)

Studien über die Abbildung von Kopf und Hals des Pferdes mittels
Magnetresonanztomographie (MRT).
München, Tierärztliche Fakultät, Dissertation

KARABULUT, N., MARTIN, D.R., YANG, M. (2002)

Case report : gastric schwannoma : MRI findings.
Br J Radiol., 75(895): 624-6

KASASHIMA, Y., KUWANO, A., KATAYAMA, Y., TAURA, Y., YOSHIHARA, T. (2002)

Magnetic resonance imaging application to live horse for diagnosis of tendinitis.
J Vet Med Sci; 64(7):577-82

KATO, K., MURASE, T., KUROMATSU, I., HASEGAWA, M., KAWAMURA, J. (2001)

Two cases of giant female urethral stone in long- term bedridden elderly.
Hinyokika Kyo, 47(8): 595-8

KÄRKKÄINEN, M., PUNTO, L.U. (1993)

Magnetresonanztomographie in der Diagnose von Hirntumoren beim Hund.
Kleintierpraxis, 38(2): 61-126

KÄRKKÄINEN, M. (1995)

Low- and high-field strength magnetic resonance imaging to evaluate the brain in one normal dog and two dogs with central nervous system disease.
Vet Radiol & Ultrasound, 36(6):528-532

KAUCZOR, H.U., HEUSSEL, C.P., SCHREIBER, W.G., KREITNER, K.F. (2001)

Neue Entwicklungen in der MRT des Thorax.
Radiologe, 41(3): 279-87

KITA, Y., MATSUSHITA, K., KAGEYAMA, Y., OHI, S., NOGIMURA, H., SUZUKI, K. (1997)

A case of intrathoracic chondrosarcoma of the rib head- comparison between MRI shadow and histopathological specimen.
Nippon Kyobu Geka Gakkai Zasshi., 45(7): 1011-4

KLEITER, M., KNEISL, S., STANEK, C., MAYRHOFER, E., BAULAIN, U., DEEGEN, E. (1999)

Evaluation of magnetic resonance imaging techniques in the equine digit.
Vet Radiol & Ultrasound, 40(1):15-22

KNUUTTILA, A., HALME, M., KIVISAARI, L., KIVISAARI, A., SALO, J., MATTSON, K. (1998)

The clinical importance of magnetic resonance imaging versus computer tomography in malignant pleural mesothelioma.
Lung Cancer, 22(3): 215-25

KRAFT, S.L., GAVIN, P.R., WENDLING, L.R., REDDY, V.K. (1989)

Canine brain anatomy on magnetic resonance images.
Vet Radiol & Ultrasound, 30(1):147-158

KRAFT, S.L., GAVIN, P.R., LEATHERS, C.W., WENDLING, L.R., FRENIER, S., DORN III, R.V. (1990)

Diffuse cerebral and leptomeningeal Astrocytoma in dogs: MR Features.
J Comput Assist Tomogr., 14(4):555-560

KRAFT, S.L., GAVIN, P.R., DeHAAN, C., MOORE, M., WENDLING, L.R., LEATHERS, C.W. (1997)

Retrospective Review of 50 Canine Intracranial Tumors Evaluated by Magnetic Resonance Imaging.
J Vet Intern Med 1997;218-225

KRAUSE, D., CERCUEIL, J.P., DRANSSART, M., COGNET, F., PIARD, F., HILLON, P. (2002)

MRI for evaluating congenital bile duct abnormalities.
J Comput Assist Tomogr., 26(4): 541-52

KU, J.H., JEON, Y.S., KIM, M.E., LEE, N.K., PARK, Y.H. (2001)

Is there a role for magnetic resonance imaging in renal trauma?
Int J Urol., 8(6): 261-7

KUBOTA, K., OHARA, S., YOSHIDA, S., NONAMI, Y., TAKAHASHI, T. (2001)

Intrathoracic omental herniation through the esophageal hiatus: a case report.
Radiat Med, 19(6): 307-11

KUSHIHASHI, T., FUJISAWA, H., MUNECHIKA, H. (1996)

Magnetic resonance imaging of thymic epithelial tumors.
Crit Rev Diagn Imaging., 37(3): 191-259

KWAK, H.S., JIN, G.Y., LEE, J.M. (2002)

Radiology findings of multiple myeloma with gastric involvement: a case report.
Korean- J- Radiol., 3(2): 133-5

LAUBENBERGER, TH., LAUBENBERGER, J. (1999)

Kapitel 12: Magnetresonanztomographie
in: Laubenberg, Laubenberg: Technik der medizinischen Radiologie. 7., überarbeitete
Auflage.
Deutscher Ärzte- Verlag GmbH, Köln

LAURENT, F., LAFARGE, V., TRAN, R., CHAULIN, B., DROUILLARD, J. (1994)

IRM du thorax : applications actuelles et perspectives.
Ann Radiol (Paris), 37(3) : 169-76

LAURIN, S., WILLIAMS, J.L., FITZSIMMONS, J.R. (1986)

Magnetic resonance imaging of the pediatric thorax: initial experience.
Eur Radiol., 6(1): 36-41

LEUNG, D.A., DEBATIN, J.F. (1997)

Three-dimensional contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the thoracic
vasculature.
Eur Radiol., 7(7): 981-9

**LIEM, L.K., RIGAMONTI, D., WOLF, A.L., ROBINSON, W.L., EDWARDS, C.C., DI
PATRI, A. (1994)**

Thoracic epidural abscess.
J Spinal Disord., 7(5): 449-54

**LIM, A.K.P., PATEL, N., GEDROYC, W.M.W., BLOMLEY, M.J.K., HAMILTON, G.,
TAYLOR- ROBINSON, S.D. (2002)**

Hepatocellular adenoma: diagnostic difficulties and novel imaging techniques.
Br J Radiol, 75(896): 695-9

**LUBIENSKI, A., GRENACHER, L., REITH, W., SCHIPP, A., MECHTERSHEIMER,
G., DUX, M. (2002)**

Experimentelle Darstellung der Schichten der Magenwand mittels MRT: Korrelation mit dem
histologischen Wandaufbau.
RoFo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr., 174(4):490-4

MAKIUCHI, T., KONDO, T., SHINOURA, N., YAMAKAWA, K., KOIDO, T. (1993)

Multiple meningiomas of thoracic spinal cord: report of two cases.
No Shinkei Geka., 21(1): 89-93

MAKKI, M., GRAVES, M.J., LOMAS, D.J. (2002)

Interactive body magnetic resonance fluoroscopy using modified single-shot half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement with multiparameter control.

J Magn Reson Imaging., 16(1): 85-93

MARTINELLI, M.J., KURIASHKIN, I.V., CARRAGHER, B.O., CLARKSON, R.B., BAKER, G.J. (1997)

Magnetic resonance imaging of the equine metacarpophalangeal joint: three-dimensional reconstruction and anatomic analysis.

Vet Radiol & Ultrasound, 38(3):193-9

MAYR, B., KARABENSCH, F. (1990)

Kapitel 7: Verdauungstrakt

In: Lissner, Fink; Radiologie II- Lehrbuch für den 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung, das praktische Jahr und die fachärztliche Weiterbildung.

Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart

MOORE, M.P., GAVIN, P.R., KRAFT, S.L., DeHAAN, C.E., LEATHERS, C.W., DORN III, R.V. (1991)

MR, CT and clinical features from four dogs with nasal tumors involving the rostral cerebrum.

Vet Radiol & Ultrasound, 32(1):19-25

MORRIN, M.M., PEDROSA, I., ROFSKY, N.M. (2002)

Magnetic resonance imaging for disorders of liver vasculature.

Top Magn Reson Imaging., 13(3):177-90

MORTELE, K.J., ROS, P.R. (2002)

MR imaging in chronic hepatitis and cirrhosis.

Semin Ultrasound CT MR., 23(1):79-100

MOTOHARA, T., SEMELKA, R.C. (2002)

MRI in staging of gastric cancer.

Abdom-Imaging, 27(4):376-83

MÜLLER-MINY, H., DULKS, A., KREFT, B., SOMMER, T., GIESEKE, J., GORICH, J. (1996)

MRT des Pankreas - Wertigkeit von Standard - gegenüber fettunterdrückenden Pulssequenzen bei 0,5 Tesla.

RoFo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr., 164(1): 19-24

MULEYA, J.S., TAURA, Y., NAKAICHI, M., NAKAMA, S., TAKEUCHI, A. (1997)
Appearance of canine abdominal tumors with magnetic resonance imaging using a low field permanent magnet.

Vet Radiol & Ultrasound, 38: 6, 444-447; 14 ref.

NAGANUMA, T., YASUMOTO, R., KAWANO, M., YAMAKOSHI, Y., MASUDA, C., KYO, M., KAWASHIMA, H., SUGIMURA, K., WADA, S., YAMAMOTO, K., KISHIMOTO, T. (1998)

Leiomyoma of the bladder: report of two cases.

Hinyokika- Kyo, 44(11): 833-7

NAKATA, H., EGASHIRA, K., WATANABE, H., NAKAMURA, K., ONITSUKA, H., MURAYAMA, S., MURAKAMI, J., MASUDA, K. (1993)

MRI of bronchogenic cysts.

J Comput Assist Tomogr., 17(2): 267-70

NAKAYAMA, T., KOMIYA, T., TYOU, E., WATANABE, S., KAWAI, M. (1999)

Cardiac deformity and dysfunction in facioscapulohumeral dystrophy - electrocardiogram, ECG gate cardiac MRI studies.

Rinsho- Shinkeigaku, 39(6): 610-4

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (1987)

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band II, 6. Auflage. Eingeweide.

Paul Parey Verlag

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (1984)

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band III, 2. Auflage. Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane.

Paul Parey Verlag

PADILLA-NIEVA, J., LEKUMBERRI-CASTANOS, D., CRESPO-ATIN, V., MARTIN-BAZACO, J., ACHA-PEREZ, M., PERTUSA-PENA, C. (2001)

Carcinoma renal con invasion de vena cava. Un nuevo caso.

Actas Urol Esp., 25(2): 125-8

PEIVANDI, A.A., VON BULOW, S., SCHMID, F.X., KAMPMANN, C., CHOI, Y.H., OELERT, H. (2000)

Aneurysma des Ductus arteriosus Botalli.

Herz, 25(7) : 703-6

PHILIPS (1988)

Basic Principles of MR Imaging.

Philips Medical Systems

PINI, R., GIANNAZZO, G., DI-BARI, M., INNOCENTI, F., REGA, L., CASOLO, G., DEVEREUX, R.B. (1997)

Transthoracic three-dimensional echocardiographic reconstruction of left and right ventricles: in vitro validation and comparison with magnetic resonance imaging.

Am Heart J., 133(2): 221-9

PULS, R., KREISSIG, R., HOSTEN, N., GAFFKE, G., STROSZCZYNSKI, C., FELIX, R. (2002)

Tumor of diaphragm mimicking liver lesion.

Eur Radiol, 41(2): 168-9

PURCELL, E., TORREY, H., POWEL, R. (1946)

Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid.

Phys Rev 69: 37-43

RAYMOND, G.S., LOGAN, P.M. (1997)

Congenital thoracic masses: imaging features in the adult.

Crit Rev Diagn Imaging., 38(2): 115-205

RAZI, D.M., WASSEL, H.D. (1993)

Traffic accident induced thoracic outlet syndrome: decompression without rib resection, correction of associated recurrent thoracic aneurysm.

Int Surg., 78(1): 25-7

RIENMÜLLER, R. (1990)

Kapitel 6: Kardiopulmonales Gefäßsystem

In: Lissner, Fink; Radiologie II- Lehrbuch für den 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, das Praktische Jahr und die fachärztliche Weiterbildung.

Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart

RODRIGUEZ, L.V., SPIELMAN, D., HERFKENS, R.J., SHORTLIFFE, L.D. (2001)

Magnetic resonance imaging for the evaluation of hydronephrosis, reflux and renal scarring in children.

J Urol., 166(3): 1023-7

ROMAGNANO, A., SHIROMA, J.T., HEARD, D.J., JOHNSON, R.D., SCHIERING, M.R., MLADINICH, C.R.J. (1996)

Magnetic resonance imaging of the brain and coelomic cavity of the domestic pigeon (*Columba livia domestica*).

Vet Radiol & Ultrasound, 37: 6, 431-440; 11 ref.

SAKAI, S., MURAYAMA, S., MURAKAMI, J., HASHIGUCHI, N., MASUDA, K. (1997)

Bronchogenic carcinoma invasion of the chest wall: evaluation with dynamic cine MRI during breathing.

J Comput Assist Tomogr., 21(4): 595:600

SAMIL, V.F., BILLER, D.S., KOBLIK, P.D. (1999)

Magnetic resonance imaging of the normal feline abdomen: an anatomic reference.

Vet Radiol & Ultrasound, 40(5): 486-490

SAGUINTAAH, M., COUTURE, A., VEYRAC, C., BAUD, C., QUERE, M.P. (2002)

MRI of the fetal gastrointestinal tract.

Pediatr Radiol., 32(6): 395-404

SANDERS, S.G., TUCKER, R.L., BAGLEY, R.S., GAVIN, P.R. (2001)

Magnetic resonance imaging features of equine nigropallidal encephalomalacia.

Vet Radiol & Ultrasound; 42(4):291-6

SARINGER, W., NOBAUER, I., HABERLER, C., UNGERSBOCK, K. (2001)

Extraforaminal, thoracic, epidural cavernous haemangioma: case report with analysis of magnetic resonance imaging characteristics and review of the literature.

Acta Neurochir (Wien): 143(12):1293-7

SCHILDBERG, F.W., FÜRST, H. (1998)

Fortschritt der bildgebenden Diagnostik im Bereich des Thorax (CT, MRT, Intervention) - Bedeutung und Wertung für den Chirurgen.

Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd., 115: 255-60

SCHWARZ, R., KASPAR, A., SEELIG, J., KUNNECKE, B. (2002)

Gastrointestinal transit times in mice and humans measured with ²⁷Al and ¹⁹F nuclear magnetic resonance.

Magn- Reson- Med., 48(2): 255-61

SIEMENS (1992)

Magnete Spins und Resonanzen. Eine Einführung in die Grundlagen der Kernspintomographie.

Siemens AG, Erlangen

SIEMENS (1996) a

System Handbuch

Siemens AG, Erlangen

SIEMENS (1996) b
Arbeiten mit Numaris
Siemens AG, Erlangen

SIEMENS (1996) c
Numaris zum Nachschlagen
Siemens AG, Erlangen

SIEMENS (1996) d
Applikationshandbuch
Siemens AG, Erlangen

STICHNOTH, F.A. (1994)
MR-Tomographie. Technische Grundlagen und klinische Aspekte. 2. Auflage.
Blackwell Wissenschafts- Verlag GmbH, Berlin

**STOKER, J., ROMIJN, M.G., de- MAN, R.A., BROUWER, J.T., WEVERLING, G.J.,
van MUISWINKEL, J.M., ZONDERVAN, P.E., LAMERIS, J.S., IJZERMANS, J.N.M.**
(2002)
Prospective comparative study of spiral computer and magnetic resonance imaging for
detection of hepatocellular carcinoma.
Gut, 51(1): 105-7

SUZUMURA, H., KOHNO, T., NISHIMURA, G., WATANABE, H., ARISAKA, O.
(2002)
Prenatal diagnosis of hypochondrogenesis using fetal MRI: a case report.
Pediatr Radiol., 32(5): 373-5

THIET, W., BAULAIN, U. (1992)
Technik und Anwendungsmöglichkeiten der Kernspintomographie beim Hund.
Kleintierpraxis 37(10):653-730

TOMANEK, B., HOULT, D.I., CHEN, X., GORDON, R. (2000)
Probe with chest shielding for improved breast MRI.
Magn Reson Med, 43(6): 917-20

**TOUBERT, M.E., CYNA- GORSE, F., ZAGDANSKI, A.M., NOEL- WEKSTEIN, S.,
CATTAN, P., BILLOTEY, C., SARFATI, E., RAIN, J.D. (1999)**
Cervicomediastinal magnetic resonance imaging in persistent or recurrent papillary thyroid
carcinoma: clinical use and limits.
Thyroid., 9(6): 591-7

VENZ, S., ILG, J., EBERT, T., HIERHOLZER, J., FRIEDRICHS, R., HOSTEN, N., FELIX, R. (1996)

Bestimmung der Infiltrationstiefe beim Harnblasenkarzinom mit der kontrastmitteldynamischen Magnetresonanztomographie. Mit Betrachtung postoperativer Befunde und Entzündungen.

Urologe A, 35(4): 297-304

VERSWIJVEL, G., VANDECAVEYE, V., GELIN, G., VANDEVENNE, J., GRIETEN, M., HORVATH, M., OYEN, R., PALMERS, Y. (2002)

Diffusion-weighted MR imaging in the evaluation of renal infection: preliminary results.

JBR-BTR, 85(2): 100-3

VIMERCATI, A., GRECO, P., VERA, L., RESTA, M., SELVAGGI, L. (1999)

The diagnostic role of "in utero" magnetic resonance imaging.

J Perinat Med., 27(4): 303-8

VOGES, A.K., ACKERMAN, N. (1995)

MR evaluation of intra and extracranial extension of nasal adenocarcinoma in a dog and cat.

Vet Radiol & Ultrasound, 36(3): 196-200

WAND, A., GILBERT, H.M., LITVACK, B., MARKISZ, J.A. (1996)

MRI of thoracic actinomycosis.

J Comput Assist Tomogr., 20(5): 770-2

WEINREB, J.C., MOOTZ, A., COHEN, J.M. (1986)

MRI evaluation of mediastinal and thoracic inlet venous obstruction.

AJR Am J Roentgenol., 146(4): 679-84

WEISHAUPT, D., KÖCHLI, V.D., MARINCEK, B. (2001)

Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung. 3. Auflage.

Springer-Verlag Berlin Heidelberg

WIDMER, W.R., BUCKWALTER, K.A., HILL, M.A., FESSLER, J.F., IVANCEVICH, S. (1999)

A technique for magnetic resonance imaging of equine cadaver specimens.

Vet Radiol & Ultrasound, 40(1):10-4

WITCZAK-MALINOWSKA, K., GORYCKI, T., STALKE, P., MICHALSKA, Z., JANKOWSKA, M. (2001)

Value of magnetic resonance cholangiography (MRC) in primary sclerosing cholangitis (PSC).

Med- Sci- Monit., 7(1): 114-117

WHITTON, R.C., MURRAY, R.C., BUCKLEY, C., GOODSHIP, A.E., LEKEUX, P., JEFFCOT, L.B. (1999)

An MRI study of the effect of treadmill training on bone morphology of the central and third tarsal bones of young Thoroughbred horses.

Equine- Veterinary- Journal, No. Suppl.30, 258-261;14 ref.

WISSDORF, H., GERHARDS, H., HUSKAMP, B. (1998)

Praxisorientierte Anatomie des Pferdes.

Verlag M. & H. Schaper, Alfeld- Hannover

WUNDERBALDINGER, P., BANKIER, A.A., STRASSER, G., HOFFMANN, U., SCHÄFER-PROKOP, C., HEROLD, C.J. (1999)

Staging des Bronchialkarzinoms.

Radiologe, 39(7): 525-37

YAMADA, K., MIYAHARA, K., SATO, H., NAKAYAMA, W., SATO, M., HIROSE, T., KATO, H., IKEHIRA, H., TATENO, Y., SUGIHARA, H., FURUHAMA, K. (1996)

Contrast-enhanced MRI with gadodiamide injection in rat disease models.

J Vet Med Sci, 58(4): 291-295

YU, J.S., ROFSKY, N.M. (2002)

Magnetic resonance imaging of arterioportal shunts in the liver.

Top Magn Reson Imaging., 13(3): 165-76

10. Anhang

10.1. Untersuchungsergebnisse

Fohlen 1:

Alter: 3 Tage
Vorbericht: Lebensschwäche, natürlicher Tod
Sektion: Lunge insgesamt verdichtet, teilweise eitrig, Leberhyperämie, Hydrothorax
Gutachten: -
MRT-Befund: pneumonisch verdichtete Lunge, Thoraxerguss, Leberschwellung, schaumige Flüssigkeit in Magen und Darm

Fohlen 2:

Alter: 11 Tage
Vorbericht: seit zwei Tagen Pneumonie, Antibiose, Infusionen, Ventipulmin, Finadyne, natürlicher Tod
Sektion: eitrige Pneumonie, ggrd. Perikarderguss, Thoraxerguss, Leberhyperämie
Gutachten: -
MRT-Befund: Perikarderguss, hgrd. pneumonische Verdichtung der ventralen Lungenbezirke, Thoraxerguss, Leber ggrd. geschwollen, schaumige Flüssigkeit im Darm, z. T. gasgefüllt, Magen flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 3:

Alter: 2 Tage
Vorbericht: Lebensschwäche, reduzierte Tränkeaufnahme, natürlicher Tod
Sektion: Leberschwellung, multiple Mikroabszesse in den Nieren (Ø bis 3 mm), Lunge mit hgrd. Randemphysem und herdförmiger katarrhalisch-eitriger Pneumonie
Gutachten: Actinobacillus equuli-Infektion
MRT-Befund: Perikarderguss, Lunge diffus pneumonisch verdichtet, Randbezirke löchrig-schwarz (v. a. Emphysem), Leberschwellung

Fohlen 4:

Alter:	5 Tage
Vorbericht:	ca. 14 Tage zu früh geboren, nach 5 Tagen Krankheitssymptome, Pneumonie, Hepatitis, Omphalitis, Hernia umbilicalis, Urachusfistel, natürlicher Tod
Sektion:	nekrotisierende Omphalitis und Omphalourachitis, Urachusfistel, ca. 1 l Hydrothorax, Lunge insgesamt verdichtet, eitrige Alveolitis, Nachweis von Fruchtwasser in den Alveolen, ggrd. interstitielle Pneumonie, ca. 400 ml Hydroperitoneum, schleimig-lehmiger Darminhalt, Leber mit multifokalen Nekrosen, Milzhyperplasie
Gutachten:	Septische Listeriose (<i>Listeria monocytogenes</i>)
MRT-Befund:	Perikarderguss, Pneumonie, hgrd. Thoraxerguss, Leberschwellung, Hydroperitoneum, Milzhyperplasie, Darm z. T. homogener Inhalt, z. T. aufgegast

Fohlen 5:

Alter:	8 Tage
Vorbericht:	Mekoniumobstipation konservativ nicht zu beheben, Ileus, 2 Operationen, weiterhin Kolik, Euthanasie
Sektion:	lokale Verklebung des Peritoneums mit der Serosa der Kolonlängslagen, Darm mit flüssigem Inhalt gefüllt, autolytisch, chronisch-granulierende Serositis, Lungenhyperämie und alveoläres Ödem, eitrig-nekrotisierende Entzündung im OP-Bereich
Gutachten:	Ätiologie der Obstipation nicht geklärt
MRT-Befund:	Perikarderguss, homogen verdichtete Lunge (v. a. Ödem), Hydroperitoneum, Flüssigkeit im Darm,

Fohlen 6:

Alter:	-
Vorbericht:	-
Sektion:	-
Gutachten:	-
MRT-Befund:	(nur Abdomen untersucht): Hydroperitoneum, Leberschwellung, Darm gasgefüllt, Milz vergrößert, Magen stark flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 7:

Alter:	2 Tage
Vorbericht:	Lebensschwäche, kein Therapieerfolg, natürlicher Tod
Sektion:	Muskulatur hell, Lunge nicht vollständig beatmet, Stauungshyperämie, Ödem, Mekonium im Colon ascendens und descendens, Leber mit akuter Stauungshyperämie, Milzhyperplasie
Gutachten:	Muskeldystrophie und bakterielles Infektgeschehen (α - und β -molysierende Streptokokken)
MRT-Befund:	(nur Abdomen untersucht): Leber geschwollen, Mekonium, Milzvergrößerung, Darm gasgefüllt, Magen flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 8:

Alter:	-
Vorbericht:	-
Sektion:	-
Gutachten:	-
MRT-Befund:	ggrd. Perikarderguss, Lunge homogen verdichtet (v. a. Ödem/Atelektase) Mekonium im Enddarm

Fohlen 9:

Alter:	-
Vorbericht:	Teilfetotomie
Sektion:	-
Gutachten:	-
MRT-Befund:	Perikarderguss, Luft in Herzkammern durch Teilfetotomie, Lunge homogen verdichtet (v. a. Atelektase)

Fohlen 10:

Alter:	0 Tage
Vorbericht:	Totgeburt, Teilfetotomie
Sektion:	Unreife des Tierkörpers, Lunge fetale Atelektase mit einigen belüfteten Bezirken, teilweise Ödem und Hyperämie, Rechtsherzdilatation, Magen flüssigkeitsgefüllt, schleimig-breiiiger Inhalt im Darm, Enddarm mit Mekonium, Milzhyperplasie, Leberhyperämie,
Gutachten:	v. a. Virusinfekt (z. B. Herpesvirus), Befunde der Lunge widersprechen der vorberichtlich festgestellten Totgeburt des Fohlens
MRT-Befund:	Herz dilatiert, Lunge homogen verdichtet, Leberschwellung, Milz vergrößert, Mekonium,

Fohlen 11:

Alter: 3 Tage
Vorbericht: Fohlenlähme, Euthanasie
Sektion: Lungenödem, Perikarderguss
Gutachten: -
MRT-Befund: Perikarderguss, Lunge homogen verdichtet (v. a. Ödem), Darm schaumige Flüssigkeit

Fohlen 12:

Alter: 0 Tage
Vorbericht: Totgeburt
Sektion: -
Gutachten: -
MRT-Befund: ggrd. Perikarderguss, Lunge homogen verdichtet (v. a. Atelektase), Leberschwellung, Mekonium im Enddarm, Magen flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 13:

Alter: 1,5 Monate
Vorbericht: von Geburt an lebensschwach, nach 2 Wochen Pneumonie, zunehmende Lahmheit, Euthanasie
Sektion: Lunge v. a. mit pneumonischen Verdichtungen der Spitzenlappen und kranialen Anteilen der Hauptlappen, Magen mit Hyperkeratose der Pars proventricularis, Abszess am re. Hüftgelenk, osteomyelitische Bezirke an mehreren Knochen der re. Hintergliedmasse
Gutachten: Osteomyelitis mit nachfolgendem septischen Geschehen
MRT-Befund: Perikarderguss, Lunge diffus pneumonisch verdichtet, ggrd. Thoraxerguss

Fohlen 14:

Alter: 8 Tage
Vorbericht: Torsio coli, Euthanasie
Sektion: Lungenödem, Perikarderguss, Hydrothorax, Flüssigkeit und Blut im Bauchraum (OP-bedingt), Darm z. T. aufgegast, z. T. flüssigkeitsgefüllt, Leberhyperämie
Gutachten: -
MRT-Befund: Perikarderguss, Lunge homogen verdichtet (v. a. Ödem), ggrd. Hydrothorax, hgrd. Hydroperitoneum, Darm flüssigkeits- und gasgefüllt, Leberschwellung, Magen flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 15:

Alter:	10 Tage
Vorbericht:	seit 2 Tagen Lahmheit vo. li., li. Tarsalgelenk gefüllt, Durchfall, Infusionen, v. a. Septikämie und Enteritis, natürlicher Tod
Sektion:	fibrinöse Polyarthrit, ca. 1 l Hydrohämorthorax, Lunge mit mgrd. Ödem, Hyperämie, kleinherdige diffuse eitrige, embolisch-metastatische Pneumonie, Mesenteriallymphknotenhyperplasie und –dilatation, akute Herzdilatation, rauhe Umfangsvermehrung auf der Trikuspidalklappe Ø 5 mm (akute Endocarditis valvularis), ca. 5 mm grosser Thrombus im Abgang der A. pulmonalis, ca. 400 ml Hydrohämoperitoneum, Magen ggrd. Flüssigkeitsgefüllt, Dünndarm mit katarrhalischer Enteritis, keine Kotformung, Leberhyperämie, Herdnephritis
Gutachten:	Actinobacillus equuli-Infektion
MRT-Befund:	Lunge diffus pneumonisch verdichtet, Hydrothorax, Herzdilatation, Leberschwellung, Hydroperitoneum, Darm schaumig gefüllt (Enteritis)

Fohlen 16:

Alter:	1 Tag
Vorbericht:	Fohlenlähme, natürlicher Tod
Sektion:	verdichtete Lunge, Perikarderguss, Hydrothorax, Leberhyperämie, Milzhyperplasie
Gutachten:	-
MRT-Befund:	Perikarderguss, dorsale Lungenanteile diffus verdichtet (v. a. Pneumonie), Hydrothorax, Leberschwellung, Milzvergrößerung, Darm aufgegast, Magen ggrd. mit Flüssigkeit gefüllt

Fohlen 17:

Alter:	6 Wochen
Vorbericht:	Flaschenaufzucht, da Mutterstute Fohlen nicht saugen lässt, nach 4 Tagen Verschlechterung des AB und blutiger Nasenausfluss fast im Strahl, Lunge auskultatorisch bds. rasselnd, v. a. Thoraxverletzung, Pneumonie, natürlicher Tod
Sektion:	Ernährungszustand schlecht, grosse Gelenke gefüllt, Nase, Nasennebenhöhlen o. b. B., ca. 2 l Hydrohämorthorax, Lunge im gesamten Parenchym hgrd. verdichtet, betont kranioventral, Nachweis von Fremdmaterial, Magen wenig gefüllt, etwas Blut, Milzhyperplasie
Gutachten:	hgrd. Pneumonie vom Typ Aspirationspneumonie
MRT-Befund:	Perikarderguss, ventrale Lungenlappen hgrd. verdichtet (v. a. Pneumonie), Thoraxerguss, Leberschwellung, Milzvergrößerung

Fohlen 18:

Alter: 3 Wochen
Vorbericht: Nabelinfektion, Euthanasie
Sektion: Hydroperitoneum, Leberhyperämie
Gutachten: -
MRT-Befund: (nur Abdomen untersucht): Hydroperitoneum, Leberschwellung, Darm flüssigkeits- und gasgefüllt,

Fohlen 19:

Alter: 6 Tage
Vorbericht: nach 2 Tagen keine Tränkeaufnahme mehr, Besserung nach Infusion, dann Apathie, Durchfall, natürlicher Tod
Sektion: hgrd. Ödematisierung im peritrachealen Bereich, Lunge pneumonisch verdichtet, herdförmige Parenchymblutungen, 100 ml Hämohydrothorax, ca. 100 ml Bauchhöhlenexsudat, Magen futtergefüllt, multiple Schleimhautulzera, Darm katarrhalisch, teilweise hämorrhagische Enteritis, Kolitis, Leberschwellung und hgrd. multifokale Nekrosen, embolisch-eitrige Herdnephritis, Milzhyperämie
Gutachten: Infektion (Micrococcaceae) und v. a. Actinobacillus equuli-Infektion
MRT-Befund: Perikarderguss, homogen verdichtete Lunge (v. a. Ödem), Thoraxerguss, Leberschwellung, Darm flüssigkeitsgefüllt

Fohlen 20:

Alter: 2 Wochen
Vorbericht: Fehlstellung in beiden Karpalgelenken, Euthanasie
Sektion: ggrd. Lungenödem
Gutachten: -
MRT-Befund: ggrd. homogen verdichtete Lunge (v. a. Ödem), Darm aufgegaßt, gefüllt

Fohlen 21:

Alter: -
Vorbericht: -
Sektion: -
Gutachten: -
MRT-Befund: Perikarderguss, Pneumonie, Magen und Darm futtergefüllt, aufgegaßt

Fohlen 22:

Alter: 4 Wochen
Vorbericht: Pneumonie, Euthanasie
Sektion: hgrd. eitrig Pneumonie, Perikarderguss, Leberhyperämie, Milzhyperplasie
Gutachten: -
MRT-Befund: Lunge in ventralen Bereichen hgrd. pneumonisch verdichtet, Perikarderguss

10.2. Danksagung

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Hartmut Gerhards, möchte ich an dieser Stelle für die Vergabe des Themas und die freundliche Unterstützung danken.

Herzlichen Dank auch an Frau Dr. Bettina Wollanke für die kritische Durchsicht des Manuskripts und die jederzeit gewährte Hilfe und Beantwortung meiner Fragen.

Allen Mitarbeitern der Pferdeabteilung möchte ich für ihre Unterstützung sehr herzlich danken, besonders aber den Pflegern für ihre tatkräftige Mithilfe bei der praktischen Durchführung der Arbeit.

Den Mitarbeitern des Instituts für Tierpathologie und der gynäkologischen Tierklinik gilt mein Dank für die zuverlässige Benachrichtigung und für die zeitweise Überlassung der Tierkörper.

Ganz besonders möchte ich meinen Eltern an dieser Stelle für alle Freiheiten, die Ermöglichung des Studiums und für die weitere Unterstützung während der Dissertation danken.

Meinen Freunden Anne Löcher, Sandra Schmidt und Louise Guggemoos vielen herzlichen Dank für alle Hilfe und Beistand während und nach dem Studium.

Zuletzt danke ich Eva Meier und Pierre Mai für die Lösung meiner Computerprobleme, meinen Freunden aus Ottobeuren für ihre Freundschaft und Unterstützung während der Dissertation und in allen Lebenslagen.

10.3. Lebenslauf

Name: Judith Fitz

Geburtsdatum: 02.07.1976

Geburtsort: Illertissen

Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Heidi Fitz
Klaus Fitz

Geschwister: Annett Fitz
Michael Fitz
Martin Fitz

Schulbildung: 1982- 1986: Grundschule Benningen
1986- 1995: Vöhl-Gymnasium Memmingen
1995: Abitur

Studium: 1995- 2001: Studium der Tiermedizin an der Ludwig-
Maximilians-Universität München
September 2001: III. Teil der Tierärztlichen Prüfung
Januar 2002: Approbation

Dissertation: Januar 2002: Beginn der Dissertation an der Chirurgischen
Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Abteilung für Pferdekrankheiten