

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

Arbeit angefertigt unter der Leitung von PD Dr. med. vet. Sven Reese

**3D- Visualisierung anatomischer und sonografischer Schnitt-
bildserien bei der Katze**

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

von Jasmin Radtke
aus Dernbach

München 2014

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Ralf S. Müller

Tag der Promotion: 12. Juli 2014

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

I. EINLEITUNG	1
II. LITERATURÜBERSICHT	2
1. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der Anatomie	2
1.1. In der humanmedizinischen Anatomie.....	2
1.1.1. The Visible Human Projekt	2
1.1.2. Das VOXEL-MAN Projekt.....	3
1.1.3. The Visible Korean Human (VKH).....	3
1.1.4. The Chinese Visible Human (CVH)	4
1.1.5. The Virtual Chinese Human (VCH).....	4
1.2. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der tiermedizinischen Anatomie ...	5
1.2.1. The „Visible Animal Project“ und „inside dog“	5
1.2.2. Bovine Digit – ein multimediales 3D-Lernprogramm	7
1.2.3. Digimouse – 3D-Atlas einer kompletten Maus.....	7
1.2.4. Weitere 3D-Visualisierungen in der Tiermedizin.....	8
2. Synchronisation von Schnittbildserien	8
2.1. Software.....	10
3. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der Sonografie	11
3.1. 3D-Ultraschalltechnik.....	13
3.2. 2D-Visualisierung von 3D-Ultraschall Datensätzen.....	14
3.3. 3D-Visualisierung.....	15
4. Ultraschall in der Lehre	16
4.1. Ultraschall in der humanmedizinischen Ausbildung	16
4.1.1. Simulation von Ultraschalluntersuchungen am PC.....	17
4.1.1.1. „EUS meets VOXEL-MAN“	17
4.1.1.2. Die sonomorphologische Topografie des weiblichen Beckens.....	19
4.1.1.3. Simulation des transrektalen Ultraschalls (TRUS).....	20
4.1.1.4. SONOSIM3D – ein multimediales System für Ultraschallsimulation	21
4.1.1.5. A virtual reality training system for pediatric sonography	22
4.2. Ultraschall in der tiermedizinischen Ausbildung	23
4.2.1. Lernprogramme	24
4.2.2. Simulation von Ultraschalluntersuchungen am PC.....	24
5. Medizinische Simulatoren	25
5.1. Geschichte der medizinischen Simulatoren.....	26
5.1.1. Beispiele für medizinische Simulatoren	27
5.1.2. Evaluationen	29
5.2. Ultraschall-Simulatoren.....	30

5.2.1. Ultraschall-Simulatoren mit realen Ultraschalldatensätzen	30
5.2.1.1. Abdominale Ultraschallsimulatoren „SonoSim-I und -II“	30
5.2.1.2. Ultraschalltrainingssimulator „UltraSim®“	32
5.2.1.3. „the virtual patient“	33
5.2.1.4. Schallware	33
5.2.1.5. Ultraschallübungseinheit „SonoSim®“	35
5.2.2. Kunststoffdummys	36
5.2.3. Computersimulierte Ultraschalldatensätze	38
5.2.3.1. Ultraschall-Computer-Simulator „Vimedix“	38
5.2.3.2. VirUS - Ultraschallsimulator	39
5.2.3.3. U/S Mentor	40
5.3. Simulatoren in der Tiermedizin	40
III. MATERIAL UND METHODEN	43
1. Erstellung des anatomischen Kryoschnittbilddaten-satzes	43
1.1. Vorversuche	43
1.2. Untersuchungsmaterial	44
1.3. Vorbereitung der Präparate	44
1.3.1. Einbringen von Markern zum Ausrichten der Schnittbildserie	45
1.3.2. Lagerung der Katze	46
1.4. Das Kryomakrotom	46
1.5. Arbeitsablauf	47
1.6. Digitalisierung	48
1.7. Digitale Nachbearbeitung der Daten	50
1.7.1. Umwandlung des Bildformates	50
1.7.2. Reduktion des Datensatzes	51
1.7.2.1. Bildauswahl	51
1.7.2.2. Zuschneiden einer „Region of Interest“ (ROI)	51
1.7.2.3. Verringerung der Auflösung	52
1.7.3. Ausrichten der Bilder (Alignment)	52
1.7.4. Segmentieren/ Kolorieren	56
2. Erstellung der sonografischen Datensätze	57
2.1. Hardware/ Software	57
2.2. Vorversuche	58
2.3. Untersuchungsmaterial	60
2.4. Vorbereitung	60
2.5. Untersuchungsablauf	61
2.6. Fehlerquellen	62
3. Der computertomografische Datensatz	64

4. Der magnetresonanztomografische Datensatz.....	64
IV. ERGEBNISSE	65
1. Der Anatomische Datensatz.....	65
1.1. Anatomie / Physiologie	66
1.2. Bildqualität des anatomischen Datensatzes.....	67
1.2.1. Auflösung.....	67
1.2.2. Schärfe	72
1.2.3. Farbechtheit.....	73
1.2.4. Kontrast	74
1.3. Visualisierung der Organsysteme.....	76
2. Der sonografische Datensatz.....	83
2.1. Sonoanatomie/ Physiologie	84
2.2. Qualität der sonografischen Datensätze.....	87
2.2.1. Auflösung.....	87
2.2.2. Artefakte durch Schallkopfführung.....	90
2.2.3. Schärfe	91
2.2.4. Bildeinstellungen/ Kontrast	92
2.3. Visualisierung der Organsysteme.....	93
3. Der CT-Datensatz.....	99
3.1. Anatomie	99
3.2. Qualität des Datensatzes	99
3.2.1. Auflösung.....	99
3.2.2. Schärfe	100
3.2.3. Bildeinstellungen/ Kontraste	101
4. Der MRT-Datensatz.....	101
4.1. Anatomie	101
4.2. Qualität des Datensatzes	102
4.2.1. Auflösung.....	102
4.2.2. Schärfe	102
4.2.3. Bildeinstellungen /Kontraste	102
4.3. Visualisierung der Organsysteme.....	103
5. Synchronisation der Schnittbildverfahren.....	104
V. DISKUSSION	110
1. Übersicht über die Entwicklung der Ultraschallsimulation in der Humanmedizin.....	110
2. Material und Methode	112

2.1. Der anatomische Datensatz	112
2.2. Die sonografischen Datensätze.....	114
2.3. CT- und MRT- Datensätze.....	120
2.4. Synchronisation der Datensätze.....	121
3. Ergebnisse	123
3.1. Ultraschallsimulation in der Tiermedizin	124
4. Limitationen	125
5. Ausblick.....	126
VI. ZUSAMMENFASSUNG	127
VII.SUMMARY	129
VIII. LITERATURVERZEICHNIS.....	131
IX. DANKSAGUNG	147

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional	MRT	Magnetresonanztomografie
3D	dreidimensional	NaCl	Natriumchlorid
Abb.	Abbildung	NEF	Nikon Electronic Format
BMP	Bitmap-Picture	NLM	National Library of Medicine
bzw.	beziehungsweise	PC	Personal Computer
ca.	circa	PET	Positronen-Emissions-Tomographie
°C	Grad Celsius	px	Pixel
CD	compact disc	RGB	Red-Green-Blue (Rot-Grün-Blau)
CT	Computertomographie	ROI	Region of Interest
CVH	chinese visible human	SSD	sum of squared intensity differences
cm	Zentimeter	TIFF	tagged image file format
dicom	Digital Imaging and Communications in Medicine	TRUS	transrektaler Ultraschall
DVD	digital video disc	URL	Uniform resource locator
EKG	Elektrokardiogramm	USB	universal serial bus
EUS	endoskopischer Ultraschall	VCH	virtual chinese human
FAST	Focused Assessment with Sonography for Trauma	VHP	visible human project
g	Gramm	VKH	visible korean human
GB	Gigabyte	VR	virtual reality
JPG	Joint Photographic Experts Group		
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität		
m	Meter		
MaxIP	Maximum-Intensitäts-Projektion		
MB	Megabyte		
MinIP	Minimum-Intensitäts-Projektion		
mm	Millimeter		

I. EINLEITUNG

Der Ultraschall hat sich in den letzten Jahren in der tiermedizinischen Diagnostik etabliert und ist als wertvolles bildgebendes Verfahren aus der Klinik nicht mehr wegzudenken. Dabei steigt auch die Nachfrage in der Lehre. Die Ausbildung im Ultraschall fand bisher am Tier statt, entweder am Patienten im Klinikalltag oder auf Ultraschallseminaren an privaten Haustieren. Doch der Gedanke des Tierschutzes macht es immer schwieriger, Lehre am lebendigen Tier durchzuführen. Seminare, bei denen am Tier geübt wird, müssen beim Veterinäramt angemeldet werden und auch an den Universitäten werden immer weniger praktische Übungen am Tier durchgeführt. Die Lehre am Kadaver mag zwar in einigen Teilen der tiermedizinischen Ausbildung praktikabel sein, aber gerade im Bereich Ultraschall gibt es Limitationen. Daher herrscht eine große Nachfrage nach Alternativen.

In der Humanmedizin hat sich in den letzten Jahren die Lehre am Simulator etabliert, vor allem im chirurgischen Bereich. Doch auch Ultraschallsimulatoren wurden zu Ausbildungszwecken entwickelt. Mittlerweile existieren schon einige unabhängig voneinander entstandene Einzelprojekte, die virtuellen Ultraschall am PC oder an einer Simulationspuppe ermöglichen. Ein Ziel dieser Arbeit ist es einen Überblick zu geben über den aktuellen technischen Entwicklungsstand zur Akquirierung dreidimensionaler Ultraschallvolumendatensätze zu Simulationszwecken und der Systeme, die bisher genutzt und kommerziell vertrieben werden.

Im Gegensatz dazu gibt es in der Tiermedizin bisher noch keinerlei virtuellen Ultraschall. Die Prinzipien sind zwar grundsätzlich bekannt und wurden auch versuchsweise am Tier angewendet, bis jetzt war es aber nicht gelungen hochwertige Ultraschallvolumendatensätze zu akquirieren, die zu diesem Zweck genutzt werden könnten.

Daraus ergibt sich das zweite Ziel dieser Arbeit:

Die Erstellung hochwertiger Volumendatensätze verschiedener Modalitäten. Anatomische Kryoschnitte, 3D-Ultraschallvolumendatensätze, sowie CT- und MRT-Datensätze sollen eine Grundlage für die Entwicklung eines Ultraschallsimulationssystems der Firma medcom GmbH (Darmstadt) zur Simulation des abdominalen Ultraschalls bei der Katze werden.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der Anatomie

1.1. In der humanmedizinischen Anatomie

Anatomen und Histologen beschäftigten sich bereits seit dem 19. Jahrhundert mit dreidimensionalen Rekonstruktionen von Schnittbildserien. Mit seiner „Plattenmodelliermethode“ entwarf Born 1884 Oberflächenmodelle aus Wachsplatten (Born, 1884, Tang et al., 2010), und Waterson dreidimensionale Embryomodelle aus Lehm (Waterson, 1913)

Ameil griff 1984 diese Verfahren wieder auf, um ein Herzmodell am Computer zu visualisieren (Ameil et al., 1984).

In den 80er Jahren entstanden weitere erste computervisualisierte 3D-Modelle einzelner Organe, die rotiert und aus mehreren Ebenen betrachtet werden konnten (Baba and Kanaya, 1988, Vazquez et al., 1998).

Die Genauigkeit dieser Modelle wurde infolge immer feinerer Schichtdicken durch Weiterentwicklung der Tomogramme und Einbettungsmöglichkeiten verbessert. Auch die rasante Entwicklung von Computern und Software sorgte für große Fortschritte (Toga et al., 1994, Toga et al., 1997).

Die Entwicklung der Computertomographie und später der Magnetresonanztomographie machte es möglich, Schnittbildserien von ganzen Körpern zu erstellen. Verbesserte Computertechnik realisierte eine immer höhere Auflösung und schnellere Verarbeitung, so dass immer detailgenauere dreidimensionale Darstellungen von Körpern und Organsystemen erreichbar wurden (Ameil et al., 1984, Tiede et al., 1993, Schiemann et al., 1997, Pommert et al., 2001).

1.1.1. The Visible Human Projekt

Schon in den 80er Jahren erarbeitete die National Library of Medicine (NLM) den Plan eine medizinische Bilddatenbank zu entwickeln, die nicht wie bisher nur computerbasierte Rekonstruktionen von anatomischen Daten, sondern auch computertomographische, magnetresonanztomographische und anatomische Datensätze von einem kompletten menschlichen, männlichen und weiblichen Körper beinhalten sollte. 1994 wurde der 15 GB große Datensatz einer männlichen Leiche von der National Library of Medicine kostenfrei zur Verfügung gestellt. Er bestand aus 1878 Kryschnittbildern mit einer Auflösung von 2048 x 1216 Pixeln, die mit einer Schichtdicke von 1 mm geschnitten wurden und korrespondierenden axia-

len CT und MRT-Bildern (Spitzer et al., 1996, Spitzer and Whitlock, 1998, Ackerman et al., 1995).

Kurz darauf wurde auch der Datensatz der „visible female“ fertig gestellt, der mit einer Schichtdicke von nur 0,3 mm erstellt wurde (Ackerman et al., 1995, Spitzer and Whitlock, 1998, Spitzer, 1998).

„The Stanford visible female“ stellte die Ergänzung der „visible female“ dar und gibt die anatomischen Gegebenheiten des weiblichen Beckens einer jungen Frau wieder, da es sich bei der „visible female“ um eine Frau in der Menopause handelte (Online im Internet, URL: <http://lucy.stanford.edu/publicat.html>, Stand 05.02.2014).

1.1.2. Das VOXEL-MAN Projekt

In Deutschland, am Institut für medizinische Informatik der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf, startete 1985 unter Leitung von Professor Karl-Heinz Höhne das VOXEL-MAN Projekt. Es beschäftigte sich mit der 3D-Visualisierung von computertomografischen Datensätzen und konnte 1987 die erste dreidimensionale Rekonstruktion eines Gehirns eines lebenden Menschen präsentieren (Bomans et al., 1991, Schubert et al., 1993, Tiede et al., 1993).

Mit der Verfügbarkeit des „visible human“ Datensatzes und neuen Technologien für Segmentierung und Visualisierung entstanden zahlreiche realistische anatomische Rekonstruktionen. Die VOXEL-MAN Gruppe veröffentlichte den VOXEL-MAN 3D NAVIGATOR: „brain an skull“, sowie „inner organs“ und 2008 entstand „upper limb“ (Tiede et al., 1993, Pflesser et al., 2001, Schiemann et al., 2000).

1.1.3. The Visible Korean Human (VKH)

In den Jahren 2000 bis 2005 wurde an der Ajou University, Suwon, Republic of Korea der Datensatz des „visible korean human“ erstellt, der den des VHP noch übertreffen sollte. Grundsätzlich entsprach die Entwicklung der des VHP. Verbesserungen fanden sich in der geringeren Schichtdicke von CT- und MRT-Bildern, die mit einer Schnittfolge von nur 1 mm erstellt wurden, ebenso wurde die Schichtdicke der Kryoschnittbilder auf 0,2 mm reduziert. Eine geringere Pixelgröße der anatomischen Bilder von 0,2 x 0,2 mm versprach eine verbesserte Darstellung von kleineren anatomischen Strukturen. Dadurch dass der komplette Körper am Stück verarbeitet werden konnte, war eine kontinuierliche Schnittfolge ohne Verlust einzelner Bilder möglich. (Kim et al., 2002, Park et al., 2005a, Park et al., 2005b,

Park et al., 2006, Suk Chung, 2005, Arkhurst et al., 2001)

Auch hier wurde eine aufwendige Segmentierung aller wichtigen anatomischen Strukturen, abdominale und thorakale Organsysteme, Haut, Knochen und Gehirn umfassend, betrieben um hochauflösende detailgetreue 3D-Rekonstruktionen zu ermöglichen (Park et al., 2007, Suk Chung, 2005, Kim et al., 2002).

Darauf basierend sollten neue Anwendungen entwickelt werden, einschließlich virtuelle Gehirn-Chirurgie, virtuelle Endoskopie und die Erschaffung von virtuellen Reanimationsmodellen, um so Diagnostik und Therapie der asiatischen Bevölkerung zu verbessern (Kim et al., 2002, Park et al., 2005b, Park et al., 2006, Suk Chung, 2005).

Einen weibliche Version des „visible korean human“ wurde im Anschluss an dieses Projekt entwickelt (Kim et al., 2002, Park et al., 2005a, Park et al., 2006, Park et al., 2007, Suk Chung, 2005).

1.1.4. The Chinese Visible Human (CVH)

2002 und 2003 entstanden die „chinese visible human male und female“, bestehend aus anatomischen Kryoschnittbildern, axialen und coronalen MRT-Schnittbildserien und axialen CT-Aufnahmen.

Ein Arbeitsraum mit besonders niedrigen Temperaturen ermöglichte eine kontinuierliche Schnittbildgenerierung ohne dass der Körper zuvor in einzelne Blöcke unterteilt werden musste. Datenverluste wurden dadurch minimiert und feine Strukturen wie Zähne und Conchen konnten geschützt werden. Eine geringere Schichtdicke und die Perfusion von Gefäßen mit farbiger Gelatinelösung verbesserte zudem Auflösung und Darstellung (Heng et al., 2006, Zhang et al., 2006, Zhang et al., 2003, Zhang et al., 2004, Tang et al., 2010).

Wissenschaftler aus Informatik und Medizin nutzten das Projekt um aus 3D-Rekonstruktionen Arbeitsumgebungen für virtuelle Chirurgie oder Akupunktur im Rahmen der traditionellen chinesischen Medizin zu schaffen. (Tang et al., 2010, Heng et al., 2006, Zhang et al., 2004) URL: <http://www.chinesevisiblehuman.com>, <http://www.cse.cuhk.edu.hk/~crc>, Stand 05.02.2014).

1.1.5. The Virtual Chinese Human (VCH)

Für den „virtual chinese human“ wurden zwei männliche und zwei weibliche Leichen verwendet, eine davon in aufrechter Körperposition eingefro-

ren, um schwerkraftbedingte Lageartefakte von Organen zu vermeiden. Schnittintervalle von 0,2 mm und eine höhere Auflösung versprochen detaillierte dreidimensionale Rekonstruktionen für interaktive Simulatoren für die klinische Lehre (Tang et al., 2010, Yuan et al., 2008).

1.2. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der tiermedizinischen Anatomie

Böttcher beschrieb 2000 in seiner Dissertation die Anfänge der 3D-Rekonstruktionen in der Tiermedizin, die zu diesem Zeitpunkt der Entwicklung in der Humanmedizin noch um einiges nachstanden und kaum publiziert wurden (Böttcher, 2000). Erste Veröffentlichungen stammen von Riley et al. 1996 zum Thema computervisualisierte Operationssimulation bei der Hüftdysplasie des Hundes (Riley, 1996) oder „Lucky, the virtual dog“ (Short, 1994). Bei diesen Projekten wurden dreidimensionale Modelle aus MRT, bzw MRT- und CT-Daten von toten Hunden errechnet und Organsysteme, Haut und Knochen segmentiert und dreidimensional visualisiert (Böttcher, 2000, Short, 1994).

Weitere Arbeitsgruppen beschäftigten sich mit Rekonstruktionen des Pferdefußes aus MRT- und/ oder CT-Schnitten (Cheung, 1993, Martinelli et al., 1997).

1.2.1. The „Visible Animal Project“ und „inside dog“

Mit dem „visible animal project“ schuf Böttcher ein Äquivalent zu dem humanmedizinischen „Visible Human Project“. Er stellte zum ersten Mal in der Tiermedizin einen hochauflösenden, digitalen Datensatz eines Hundes zur Verfügung, in dem einzelne Organe, Knochen, und Muskeln segmentiert und in hoher Qualität und Detailgenauigkeit dreidimensional rekonstruiert wurden (Böttcher, 2000, Böttcher and Maierl, 1999, Böttcher et al., 1999). Es entstanden 805 anatomische Kryoschnittbilder mit einer Schichtdicke von 1 mm und korrespondierende CT- und MRT-Datensätze (Abb. 1).

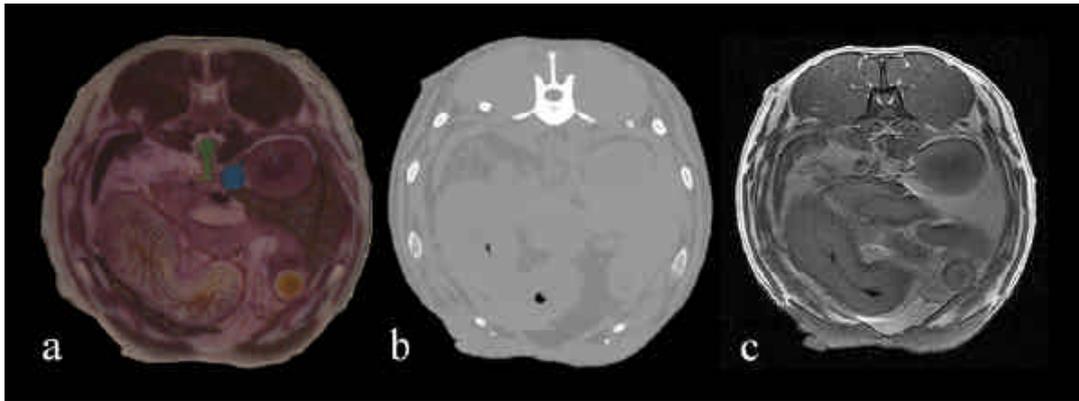


Abb. 1: korrespondierende Transversalschnitte durch das Abdomen eines Hundes aus dem „visible animal project“

- a) Kryoschnittbild, b) CT-Tomogramm, c) MRT –Tomogramm (Böttcher, 2000)

Die multimediale Visualisierungsoberfläche „Inside Dog“ nutzte diese Daten des „visible animal project“ und ermöglichte es dem Anwender beliebige anatomische Schnittbilder zu rekonstruieren, Röntgenuntersuchungen zu simulieren und hochauflösende 3D-Visualisierungen am Computer zu betrachten (Abb. 2). Inside Dog wurde Plattform und Ausgangspunkt für zahlreiche Lern- und Visualisierungsprogramme in der Tiermedizin. Die zu diesem Zeitpunkt aufkeimende Idee auch Ultraschalluntersuchungen auf Grundlage dieser Daten zu simulieren, wurde bis zum heutigen Tag nicht realisiert (Böttcher 2000).

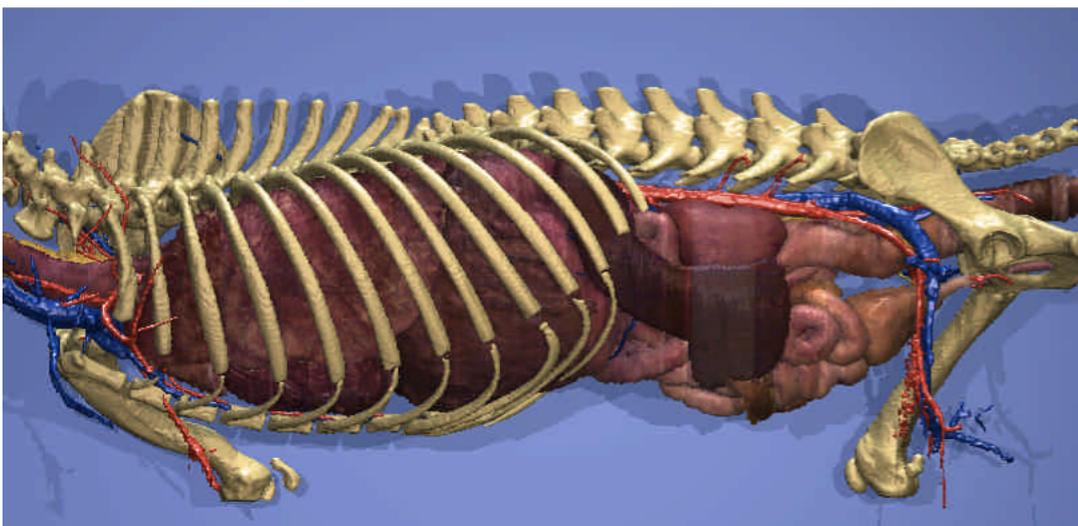


Abb. 2: dreidimensionale Rekonstruktion des Skelettes, der inneren Organe und großen Gefäße mit der „Inside Dog“ Visualisierungsplattform (Böttcher, 2000)

1.2.2. Bovine Digit – ein multimediales 3D-Lernprogramm

Kurz darauf visualisierte Zengerling (2004) mit ähnlicher Vorgehensweise den Hinterfuß eines Rindes vom Tarsometatarsalgelenk bis zur Klaue.

Es entstanden 100 axiale Kryo- und CT-Schnitte mit einer Schichtdicke von 1mm, in denen alle relevanten anatomischen Strukturen wie Muskeln, Sehnen, Knochen, Gefäße und Nerven segmentiert und dreidimensional visualisiert wurden. Zengerling erarbeitete ein interaktives Lernprogramm auf der Plattform von „inside dog“ mit einer Datenbank zur Strukturidentifikation und einem anatomischen Leitfaden (Zengerling 2004).

1.2.3. Digimouse – 3D-Atlas einer kompletten Maus

2007 entstand an der University of Southern California unter Dogdas die „Digimouse“, ein aus PET- (Positronen-Emissionstomografie), CT- und Kryoschnittbildern erstellter 3D-Atlas einer kompletten Maus (Abb. 3). In dem hochauflösenden Datensatz mit einer Voxelgröße von $0,1 \text{ mm}^3$ wurden alle relevanten anatomischen Strukturen von einzelnen Gehirnarealen, über Organsysteme bis hin zu Skelett und Haut segmentiert, bezeichnet und dreidimensional rekonstruiert (Abb. 4). Darüber hinaus wurden jedem Organsystem Werte für seine optische Streuung und Absorption zugewiesen, um neben den originalen CT- und anatomischen Kryoschnittbilddatensätzen auch Tumorstudien in realistischen 3D-Bioluminescence- und PET- Rekonstruktionen zu simulieren (Dogdas et al., 2007, D. Stout, 2002).

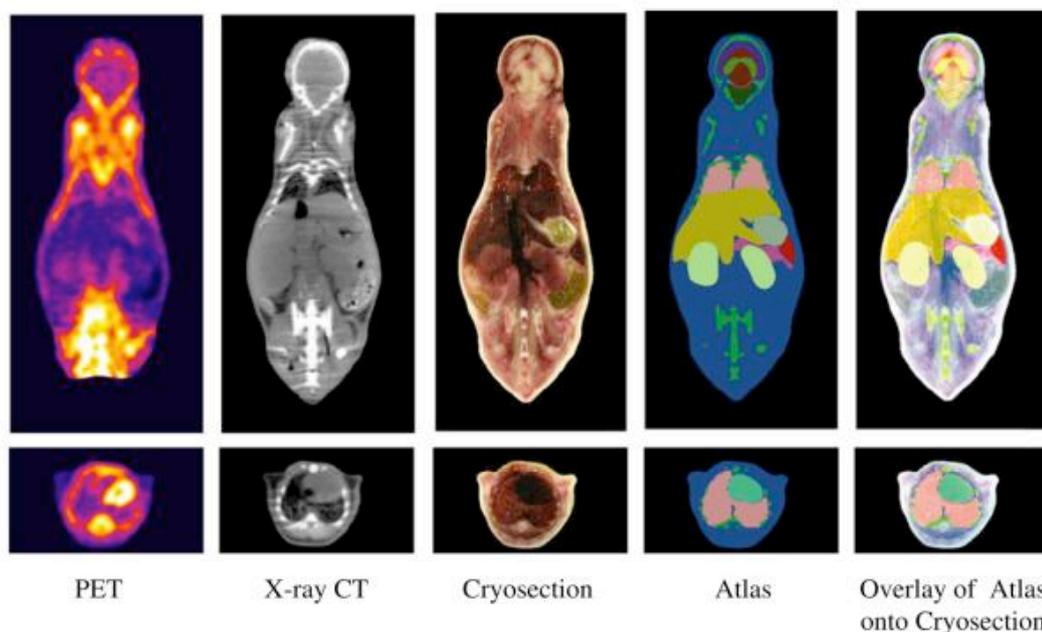


Abb. 3: korrespondierende Dorsalschnitte der Digimouse auf Höhe der Nieren: PET, CT, Kryoschnitte und errechneter, segmentierter Atlas (Dogdas et al., 2007, D. Stout, 2002).



Abb. 4: 3D-Rekonstruktion der Digimouse mit Skelett und segmentierten Organsystemen (Dogdas et al., 2007, D. Stout, 2002).

1.2.4. Weitere 3D-Visualisierungen in der Tiermedizin

2006 entstand an der medizinischen Fakultät der Universität Ulm ein dreidimensionales anatomisches Computermodell der hinteren Extremitäten der Ratte: „visible rat“. Anatomische Schnittbilder und ein CT-Datensatz sollten Grundlage für ein Modell zur Berechnung der biomechanischen Rahmenbedingungen der hinteren Extremitäten der Ratte werden (Henzler, 2006).

Modelle einer Ratte und eines Schweines, „digital mouse“ und „digital swine“, entstanden von der Arbeitsgruppe des „chinese visible human“ (Online im Internet, URL: <http://www.chinesevisiblehuman.com>, Stand 05.02.2014)

2. Synchronisation von Schnittbildserien

Die zuvor beschriebenen Projekte zielte darauf ab anatomische Bilder zu visualisieren, um Lehre und Verständnis für die anatomischen Verhältnisse zu verbessern und zu erleichtern. Dafür wurden aber zumeist nicht nur die anatomischen Kryoschnitte genutzt, sondern es wurden auch CT- und / oder MRT-Datensätze hinzugezogen. Diese dienten zum einen der Vereinfachung der Segmentation, zum anderen um den Ausblick auf die bildgebende Diagnostik zu erweitern. Dafür war es notwendig, die verschiedenen Datensätze aufeinander auszurichten („Matching“).

Es sehen die unterschiedlichsten Modalitäten zur Verfügung, um Bilder in Deckung zu bringen. Kombinationen dieser Techniken können die Ergeb-

nisse noch verbessern, sowohl die Genauigkeit der Bildsynchronisation, als auch die Prozessgeschwindigkeit.

Idee ist die Transformation der Bildpunkte eines Bildes oder eines Volumen in ein anderes mit der höchstmöglichen Übereinstimmung (Miloš Šrámek, Miloš Šrámek, Viskom and demographics, Viergever et al., 2001, Viergever et al., 1997).

Abhängig davon WAS in Deckung gebracht werden soll, sind verschiedene Techniken sinnvoll. Es macht einen Unterschied, ob zwei verschiedene z.B. Ultraschallbilder oder ein Ultraschall- und ein CT-Bild (single-modality oder multi-modality) angeglichen werden sollen, ob Einzelbilder oder Datenvolumen, Bildpunkte, Voxel oder Oberflächen. Ebenso unterscheiden sich die Verfahren, je nachdem ob prospektiv, retrospektiv oder in Echtzeit gearbeitet werden soll und zu welchem Zweck: Diagnostik, Therapieplanung oder –Kontrolle (Miloš Šrámek, Miloš Šrámek, Viergever et al., 2001, Rohling et al., 1998).

Eine grundsätzliche Unterscheidung in intensitätsbasierte („intensity-based“) und merkmalsbasierte („feature-based“) Algorithmen ist möglich.

Intensitätsbasierte Methoden vergleichen Helligkeitsmuster in Bildern mittels Korrelationsanalysen, während merkmalsbasierte Methoden Übereinstimmungen zwischen Bildmerkmalen, wie Bildpunkten, -linien und Oberflächen registrieren (Viergever et al., 1997, Goshtasby., 2005).

Alternativ ist eine Differenzierung anhand der notwendigen Transformation des Zielobjektes in Bezug auf das Original möglich. Lineare („rigid“) Transformationen sind von elastischen („non-rigid“) Transformationen zu unterscheiden.

Erstere beinhalten Rotationen, Skalierungen und Verschiebungen; geometrische Unterschiede können nicht ausgeglichen werden. Letztere sind imstande das Zielobjekt lokal zu verformen, um es mit dem Referenzbild in Deckung zu bringen. Sie können Deformationen höherer Freiheitsgrade ausgleichen, neigen jedoch zu Fehlern, da ein vollautomatischer Algorithmus, der die anatomischen Strukturen, die gerade rekonstruiert werden sollen, nicht kennt, nicht zwischen Artefakt und anatomischem Sachverhalt unterscheiden kann (Viergever et al., 2001, Viergever et al., 1997).

Affine Transformationen nehmen eine Zwischenstellung ein: Spiegelungen, Dehnung und Verdrehungen lassen sich dazu zählen (Viergever et al., 1997, Goshtasby., 2005).

In der medizinischen Bildverarbeitung und -analyse wird im Allgemeinen mit Bildübereinstimmungen gearbeitet und der Grad dieser Übereinstimmungen gemessen. Abhängig vom angewandten Synchronisationsverfah-

ren stehen verschiedene Methoden zur Auswahl: „cross-correlation“, „mutual information“, „sum of squared intensity differences, (SSD)“ und „ratio image uniformity“.

Cross-correlation, sum of squared intensity differences und ratio image uniformity werden gewöhnlich verwendet, wenn Bilder der selben Modalität synchronisiert werden sollen, während „mutual information“ bevorzugt angewendet wird, um verschiedene Schnittbildverfahren in Deckung zu bringen (Goshtasby., 2005). Dabei dienen prominente, einander entsprechende anatomische Bezugspunkte in den einzelnen Schnittbildern als Marker und werden aufeinander abgebildet (Zengerling 2004).

Grundsätzlich ist jeder Synchronisationsprozess jedoch nur eine Annäherung, es gibt keine optimale Methode um vor allem medizinischer Volumendaten anzugleichen. Limitationen sind mangelnde Automatisierungen oder Volumenverarbeitungen (Miloš Šrámek, Miloš Šrámek, Rohling et al., 1998).

2.1. Software

Mittlerweile ist eine große Zahl Softwarelösungen auf dem Markt, mit welcher medizinische Bilddaten synchronisiert werden können.

Viele Arbeitsgruppen, die mit Daten des VHP arbeiteten, benutzten die VOXEL-MAN Visualisierungsumgebung, in die automatische und manuelle Verfahren integriert sind, die ein einfaches Matching erlauben. Nach Segmentation von Knochen und Körperoberflächen der CT- und MRT-Bilder werden diese als Gitternetz in den anatomischen Datensatz abgebildet und können über mit rigider Transformation interaktiv verschoben, gedreht und skaliert werden, bis die Modelle in Bildauflösung und Positionierung übereinstimmen (Böttcher 2000).

Auch die Software „Amira“ (FEI, Visualization Sciences Group, Burlington, USA) arbeitet mit rigiden Transformationen und stellt Landmarken, einen grauwertbasierten Algorithmus und manuelle Interaktionen zur Verfügung (Weinert, 2007). Dabei werden die Landmarken häufig im ersten Arbeitsschritt eingesetzt, um lokale Extreme zu verhindern. Mindestens zwei Markierungen pro Slice, zur höheren Genauigkeit besser mehr, können manuell an klaren anatomischen Strukturen positioniert werden.

Eine weitere Möglichkeit die Registrierung in „Amira“ durchzuführen, ist eine Ausrichtung via minimalem Abweichungsquadrat der Grauwerte zweier Bilder. Die Summe der Abweichungsquadrate (engl. sum of square differences, SSD) wird in Amira in einen prozentualen Wert umgerechnet und angezeigt, wobei 100% einem idealen Matching entspricht.

Die für das angleichen multimodaler Schnittbildverfahren bevorzugte „mutual-information-Registrierung“ ist in Amira nicht verfügbar (Weinert, 2007).

Das Team von DOGDAS arbeitete wiederum mit anderen Softwarelösungen, um die Datensätze der „digimouse“ zu synchronisieren. Mit der Software „RVIEW“ wurden im ersten Schritt die CT-Bilder auf den anatomischen Datensatz angeglichen. RVIEW maximiert die gemeinsamen Bildpunkte der Datensätze automatisch über rigide Transformation.

Fehler in der Ausrichtung wurden anschließend mit RVIEW manuell nachkorrigiert und abschließend mit einer Software zur non-rigid Transformation „LREG“ (linear elastic registration) überarbeitet (Dogdas, 2010).

3. Entwicklung der 3D-Visualisierung in der Sonografie

Die ersten Einsätze von Sonografie zur Visualisierung von Organstrukturen in der Medizin liegen mehr als 60 Jahre zurück. Die bisherigen Anwendungen beschränkten sich auf den Einsatz von hochenergetischen Schallwellen in Tumor- und Arthritistherapie (Holmes et al., 1954, Howry et al., 1955).

Holmes und Howry (1954, 1955) beschrieben die neuen Möglichkeiten von Ultraschall über den bisherigen Gebrauch hinaus zur medizinischen Diagnostik und die Unbedenklichkeit der Anwendung für Mensch und Tier. Sie beschäftigten sich mit der Darstellung abdominaler Organe wie Leber, Milz und Nieren und den anatomischen Strukturen des Halses (Holmes et al., 1954, Howry et al., 1955). Wild gehörte zu den ersten, der benigne und maligne Strukturen mittels Ultraschall unterscheiden konnte und Kriterien für die Differenzierung ermittelte (Wild and Neal, 1951, Wild and Reid, 1952a, Wild and Reid, 1952b, Wild and Reid, 1954).

Darüber hinaus beschäftigten sich Holmes und Mitarbeiter damit, die erzeugten einzelnen Schnittbilder elektronisch zu einem dreidimensionalen Gefüge zusammensetzen, um die räumliche Darstellung von Organen zu gewährleisten und die Anwendung so für den alltäglichen medizinischen Gebrauch relevanter zu machen (Holmes et al., 1954, Holmes et al., 1965).

Die ganze Apparatur war aufwendig und raumfordernd (Abb. 5), es gab noch keine Schallköpfe, sondern einen mechanisch bewegbaren Arm mit Ultraschallsender und –Empfänger und die zu untersuchenden Materialien oder Personen mussten in einen Wassertank eingetaucht werden, um eine

optimale Ankopplung zu gewährleisten (Holmes et al., 1954, Holmes et al., 1965, Holmes et al., 1964, Howry et al., 1955).

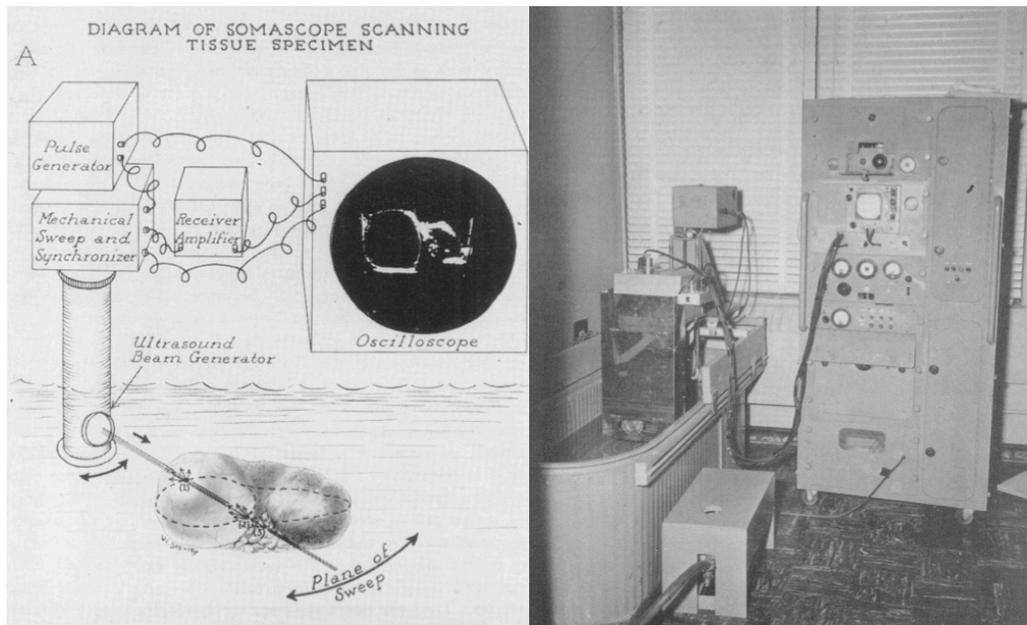


Abb. 5: Skizze und Fotografie der aufwendigen Ultraschallapparatur von Holmes und Howry mit mechanischem Arm und Wasserbad (Holmes et al., 1954)

Die Verfahren um dreidimensionale Ultraschallaufnahmen zu erstellen wurden ständig weiter entwickelt. Baum und Greenwood (1961) beschrieben dreidimensionale Rekonstruktionen aus parallelen sonografischen Schnittbildfolgen durch die menschliche Orbita und machten sich die Holografie zunutze, um aus aufeinanderfolgenden Ultraschallbildern dreidimensionale Rekonstruktionen zu erstellen, die aus verschiedenen Blickwinkeln betrachtet werden konnten. Dies sollte zum einem dem Untersucher die Diagnostik erleichtern, des Weiteren konnten aber auf diese Weise auch die Datenvolumina erstmals soweit reduziert werden, dass auch Darstellungen von größeren abdominalen Organen wie Leber, Milz und Nieren und der weiblichen Brust möglich waren. Durch gepulste Aufnahmen verbesserte sich die Auflösung und die Detailerkennbarkeit. Die Technik sollte auf diese Weise eine praktikable Möglichkeit zum sonografischen Tumorscreening werden (Baum and Greenwood, 1961a, Baum and Greenwood, 1961b, Baum and Stroke, 1975).

Howry und Holmes erzeugten erste Ultraschallbilder von Hunden und Katzen (Holmes et al 1963) und 1966 erfolgte die erste Veröffentlichung von Lindahl (1966) in der tiermedizinischen Diagnostik (Lindahl, 1966).

3.1. 3D-Ultraschalltechnik

Mit Verbesserung der Rechnerleistung und Verfügbarkeit der Technik ging der Trend immer mehr von 2D zu 3D und wurde auch in der medizinischen Diagnostik Stück für Stück etabliert (Sakas, 2002).

Es existieren verschiedene Verfahren zur Aufnahme von 3D-Ultraschalldaten:

Eine Möglichkeit ist die Datenaufzeichnung mit 3D-Ultraschallsonden, mit einer eingebetteten mechanischen Führung des Schallkopfs. Eine Bildsequenz, deren Orientierung zueinander durch die Mechanik bestimmt wird, wird aufgenommen.

Ein weiteres Verfahren ist der Fan-, Translations- oder Rotationsscan, bei dem ein 2D-Ultraschallkopf mit einer externen Mechanik mit Elektromotor bewegt wird. Auf diese Weise werden Sequenzen wie bei 3D-Sonden erstellt. Vorteile liegen in der hohen Präzision und Genauigkeit, Nachteile jedoch in der eingeschränkten Bewegungsfreiheit durch die mechanische Schallkopfführung (Sakas et al., 2000, Kim, 2002) (M.Richtscheid, 2000).

Heutzutage hat sich im abdominalen Ultraschall die „Freihandakquisition“ etabliert. Dafür werden 2D-Ultraschallsonden mit einem „Trackingsystem“ ausgestattet. Es wird ein lokales Magnetfeld erzeugt und mit Hilfe eines kleinen Sensoraufsatzes auf dem Schallkopf Änderungen der Magnetfeldlinien gemessen. Auch Infrarot-Tracker sind verfügbar. Position und Orientierung des Schallkopfes können korrespondierend zum aktuellen Ultraschallbild erfasst werden und werden mit der Bildsequenz gespeichert (M.Richtscheid, 2000, Kim, 2002, Sakas, 1999, Sakas et al., 2000).

Großer Vorteil dieses Systems ist die einfache Aufrüstbarkeit jedes Ultraschallgerätes. Trackingsystem und Sensor können angeschlossen werden ohne die gewohnte, freie Führung des Schallkopfes einzuschränken (Abb. 6) und sind preislich deutlich attraktiver als andere 3D-Lösungen (M.Richtscheid, 2000, Sakas, 1999, Sakas et al., 2000).

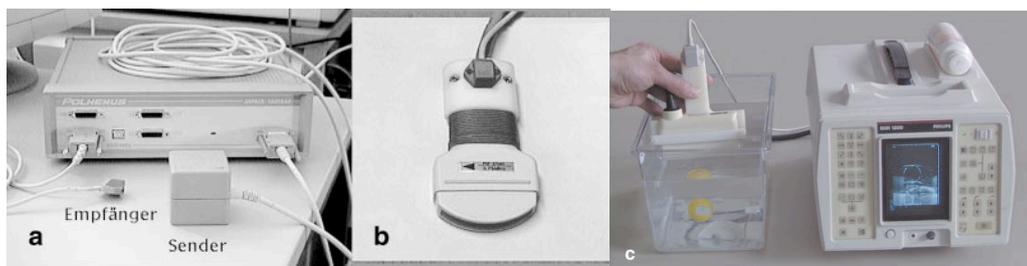


Abb. 6 Beispiel eines Freihandscanning-Systems mit a) Trackingsystem, b) Schallkopf mit Sensor und c) Demonstration im Einsatz (M.Richtscheid, 2000, Sakas et al., 2000)

In Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut für grafische Datenverarbeitung und der MedCom GmbH Darmstadt entstand das InViVo-Softwarepaket, das diese 3D-Technik praktisch umsetzt. Dabei wird das Videosignal am Ultraschallgerät abgegriffen und so jedes Einzelbild an einen integrierten PC gesendet und digitalisiert. Gleichzeitig werden aktuelle räumliche Position und Orientierung vom Trackingsystem der Sonde dazu hinterlegt. Je nach Framerate, mit der geschallt wird, wird eine unterschiedlich große Zahl Bilder pro Sekunde als Datenvolumen gespeichert. In einem folgenden Arbeitsschritt werden die Bilder in ein kartesisches Koordinatensystem mit gleichmäßigem, orthogonalen Raster überführt, was eine spätere 3D-Visualisierung erheblich vereinfacht (Abb. 7) (M.Richtscheid, 2000, Sakas et al., 2000).

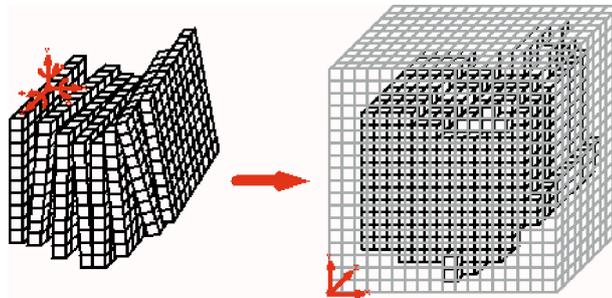


Abb. 7: Transformation einzelner Schnittbilder in ein gleichmäßiges Raster (M.Richtscheid, 2000)

3.2. 2D-Visualisierung von 3D-Ultraschall Datensätzen

Unabhängig davon, mit welcher Technik Ultraschallvolumendatensätze akquiriert worden sind, stehen verschiedene Möglichkeiten zur Visualisierung dieser zur Verfügung. Dabei findet die 2D-Visualisierung, die Wiedergabe beliebig orientierter zweidimensionaler Schnittebenen aus einem Volumendatensatz, am häufigsten Anwendung. Auf dieser Art und Weise können vollkommen freie Schnittebenen abgebildet werden, auch solche, die aufgrund von Ausrichtung und Anschallung mit einem 2D-Gerät nicht dargestellt werden können. Angewendet wird diese Visualisierungsmethode vor allem beim Einsatz von Ultraschallsimulatoren. Ergebnis ist dabei immer ein zweidimensionales Schnittbild (Walter, 1996, Sakas et al., 2000).

3.3. 3D-Visualisierung

Zur Erzeugung von 3D-Ansichten aus dreidimensionalen Datensätzen bestehen schon seit einiger Zeit verschiedene Verfahren. Mit verschiedenen Algorithmen werden die numerischen Werte der Voxel in Farbwerte eines Bilds umgesetzt.

Beim sogenannten „Ray Casting“ wird für jeden Bildpunkt im Ausgabebild ein virtueller Strahl in das Volumen „hineingeschickt“. Entlang dieser Linie werden an gleichmäßig verteilten Positionen für die aktuelle gewählte Visualisierungsmethode Werte berechnet. Ein solcher Wert kann aus dem Wert eines direkt vom Strahl getroffenen Voxels (nearest neighbour) oder aus der Interpolation einer Nachbarschaft um den Strahl (trilineare Interpolation) ermittelt werden (M.Richtscheid, 2000, Sakas et al., 2000, Walter, 1996).

Die gängigsten Methoden zur 3D- Visualisierung sind:

1. Maximum-Minimum-Intensitäts- Projektion („MaxIP“, „MinIP“)

Hierbei werden in Blickrichtung des Betrachters die jeweils maximalen / minimalen Werte entlang eines virtuellen Strahls durch das Volumen dargestellt. Mit der MaxIP werden bei Ultraschalldaten die echoreichen Regionen (z.B. Knochen) dargestellt, mit der MinIP die echoarmen Regionen (z.B. Zysten oder Gefäße).

2. Oberflächendarstellung

Für die Oberflächendarstellung wird für jedes Voxel die Wahrscheinlichkeit berechnet, dass es zu einer Oberfläche gehört. Kriterien dafür sind ein vorgegebener Grauwert und der Betrag des Grauwertgradienten an der entsprechenden Stelle im Volumen. Mit dieser Oberflächenwahrscheinlichkeit, wird der Grauwertgradient an der aktuellen Position im virtuellen Strahl gewichtet und zu einem Gesamtvektor aufaddiert. Dieser Vektor wird als Normalenvektor eines Oberflächenstücks angesehen und mit einer virtuellen Lichtquelle zu einem Helligkeitswert umgesetzt.

Mit Hilfe des Verfahrens können Tumoren und Zysten besser visualisiert und vermessen werden. Das Verfahren kann auch intraoperativ eingesetzt werden (M.Richtscheid, 2000, Sakas et al., 2000, Walter, 1996, Bomans et al., 1991).

4. Ultraschall in der Lehre

Mit der Etablierung des Ultraschalls in der medizinischen Diagnostik wuchs auch das Interesse und der Bedarf an effektiver und fundierter sonografischer Ausbildung (Bolondi, 1997, Ehrlicke, 1998).

Für einen Ultraschall-Neuling stellen die ersten Untersuchungen eine Herausforderung dar: Wie wird der Schallkopf positioniert? Wie ist die räumliche Orientierung der entstandenen Schnittebene? Welche Strukturen sind zu sehen?

Erschwerend kommt hinzu, dass jede beliebige Schnittebene durch den Körper erstellt werden kann und nicht nur axiale oder sagittale Schnitte, wie aus Anatomiebüchern oder CT- und MRT- Datensätzen bekannt. Auch die vergleichsweise geringe Auflösung und die teilweise durch Artefakte und Rauschen beeinträchtigte Bildqualität erschweren die Orientierung im Ultraschallbild (Ehrlicke, 1998, Arkhust, 2005).

4.1. Ultraschall in der humanmedizinischen Ausbildung

Anfangs fand Lehre mit Hilfe von Lehrbüchern und Atlanten statt, in denen standardisierte Schnittbilder abgebildet und erläutert wurden (Dittrich, 2001, Hofmann, 1996). Durch den Schritt vom Standbild zur Videosequenz verbesserte sich die sonografische Ausbildung, da nun auch die Dynamik einer Ultraschalluntersuchung vermittelt werden konnte, einer der entscheidenden Unterschiede zu Röntgen-, CT- oder MRT- Aufnahmen (Ehrlicke, 1998, Arkhust, 2005). Wie auch in anderen Bereichen der Medizin, entwickelte sich die sonografische Ausbildung mit Trend der digitalen Technik weiter (Ehrlicke 1998). Nach digitalen Büchern und Atlanten entstanden auch zahlreiche multimediale, interaktive Lernprogramme für die Ultraschalldiagnostik in der Humanmedizin (Ehrlicke 1998; Arkhust, 2005, (Prosch, 2008).

Mit der Etablierung der Lehre im Internet entstanden zahlreiche Tutorials und Lehrvideos in allen möglichen Bereichen der Sonografie.

Die Firma „**Simtics**“ zum Beispiel bietet online Ultraschall-Module an, die interaktive 3D-Anatomie, realistische Simulationen mit Textanweisungen, Abbildungen und Verlinkungen, sowie Lehrvideos mit versierten Instruktooren enthalten (Online im Internet, URL: <http://www.simtics.com/Ultrasound>, Stand 05.02.2014).

Ähnliche Produkte gibt es von der Organisation „**Maternity Training International**“ in den Bereichen Schwangerschaftsultraschall und Geburtshilfe (Online im Internet, URL: <http://mati4life.org>, Stand 05.02.2014) oder

in der Echokardiografie (Online im Internet, URL: <http://www.heartworks.me.uk/index.php?page=elearn&lang=uk>, Stand 05.02.2014).

4.1.1. Simulation von Ultraschalluntersuchungen am PC

Verschiedene Arbeitsgruppen beschäftigten sich mit der Entwicklung von computergestützten Ultraschall-Trainings-Simulatoren mit dem Schwerpunkt auf der anatomischen Visualisierung der darzustellenden Organe. Zugrunde liegt die Erkenntnis und Erfahrung, dass ein grundsolides anatomisches Wissen wichtig ist für die Orientierung in der Sonografie und die Interpretation von Aufnahmen, die in der medizinischen Ausbildung gelehrte Anatomie aber oft Jahre zurück liegt, bevor erste praktische Erfahrungen im Ultraschall gesammelt werden. (Burmester et al., 2004, Pommert and Höhne, 2003, Pommert et al., 2006, Einkenkel et al., 2005).

Die größten Vorteile des Simulatortrainings sind, dass keine freiwilligen Probanden oder Patienten verfügbar sein müssen, keine zeitlichen Begrenzungen gegeben sind und auch psychologische Barrieren umgangen werden können. So ist am Simulator ein Lernen ohne Zeitdruck und psychologischen Druck möglich (Arkhus, 2005, Prosch, 2008).

4.1.1.1. „EUS meets VOXEL-MAN“

Diesen Grundgedanken aufgreifend entwickelten Burmester et al. (2004) ein **virtuelles Trainingssystem für den endoskopischen Ultraschall (EUS)** des Gastrointestinaltraktes und der umliegenden Organsysteme.

Die endoskopische Sonografie gilt als eine anspruchsvolle Ultraschall-technik, da sowohl anatomische und sonografische Grundkenntnisse vorausgesetzt sind, als auch endoskopische Fertigkeit. Die flexible Endoskopspitze erschwert zudem die Orientierung, da beliebige Schnittbilder durch den Körper entstehen und keine Standardschnitte, die in Lehrbüchern nachzuschlagen sind.

Das zugrunde liegende anatomische 3D-Modell basiert auf dem Datensatz des „visible human project“, welches mittels „VOXEL-MAN“ Visualisierungsumgebung umgesetzt wurde (Burmester et al., 2004).

Die Software beinhaltet grundlegende Informationen zum linearen EUS-Prinzip, Videoaufnahmen von standardisierten EUS-Untersuchungen und simulierte Ultraschallaufnahmen aus anatomischen Bildern.

Von sechs typischen Anschallpositionen (vom Ösophagus bis zum Duodenum) stehen virtuelle EUS-Untersuchungen zur Verfügung.

Bei einem Untersuchungsgang werden ein dreidimensionales Übersichtsbild, das Lage und Ausrichtung der Sonde im Körper zeigt und ein dazugehöriges anatomisches Schnittbild, mit den im Schallfenster zu sehenden Organstrukturen, dargestellt (Abb. 8). Der Untersucher kann die Sonde mit Hilfe der Maus interaktiv in zwei Richtungen rotieren, Annotationen ein- und ausblenden und Organe farblich hervorheben (Burmester et al., 2004).

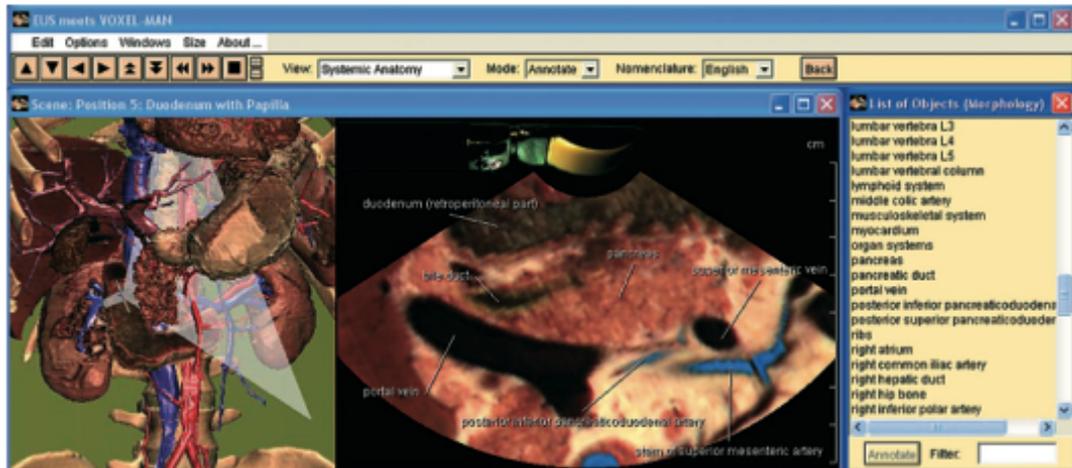


Abb. 8: Screenshot aus der Benutzeroberfläche der Software „EUS meets VOXEL-MAN“, links 3D-Übersicht mit eingeblendetem Schallfenster, mittig das korrespondierende Schnittbild und rechts eine Legende (Burmester et al., 2004)

Darüber hinaus stehen auch Videosequenzen und Standbilder von realen TRUS-Untersuchungen zur Verfügung, die den anatomischen Bildauschnitten gegenübergestellt werden können (Abb. 9) (Burmester et al., 2004).



Abb. 9: Beispiele aus „EUS meets VOXEL-MAN“: Schnittbilder im anatomischen Modell und endoskopische Ultraschallbilder vergleichend übereinander gestellt (Burmester et al., 2004)

Nachteile dieser anatomischen Ultraschall-Simulationen sind eine beschränkte Vergleichbarkeit und Anwendbarkeit auf reale Ultraschall-Untersuchungen durch die farbige Darstellung und das Fehlen von Artefakten, wie Schallschatten und distale Schallverstärkung (Bommersheim, 2004).

Eine errechnete Simulation von Ultraschallbildern aus den anatomischen Daten wäre eine sinnvolle Weiterentwicklung, die bis zu diesem Zeitpunkt aber noch nicht zufriedenstellend gelöst werden konnte (Bommersheim, 2004).

Jensen et al (2000) versuchten in ihrem „field II“-Projekt schon um die Jahrtausendwende realitätsnahe Ultraschallaufnahmen aus anatomischen Schnittbildern zu erzeugen (Jensen, 2000). Es gelang dabei vor allem die Echostruktur der Organe und Grenzflächen realistisch wiederzugeben, aber die Errechnung eines einzelnen Bildes dauerte mehrere Stunden und war deswegen nicht praktikabel (Bommersheim 2004).

Pommert et al. (2001) beschäftigten sich weiter mit dem Konzept der „Intelligenten Filme“, da die Visualisierung von medizinischen Volumen immer noch zu viel Zeit und Rechenleistung in Anspruch nahm. Sie generierten interaktive Filme basierend auf der QuickTime VR-Technologie (Apple Inc. Computer, Cupertino, CA), die es dem Nutzer ermöglichten, sich in zwei räumlichen Ebenen durch die aufgezeichneten Szenen zu bewegen. Durch eine Kombination der Ebenen waren auch komplexe Rotationen möglich. (Arkhurst et al., 2001, Schubert et al., 1999, Schiemann et al., 2000).

4.1.1.2. Die somomorphologische Topografie des weiblichen Beckens

Mit dem Ziel einen standardisierten Untersuchungsablauf bei der gynäkologischen Sonografie zu etablieren entwickelten Einkenkel et al. (2005) eine Software, die durch die Gegenüberstellung von anatomischen und sonografischen Schnittbildern dem Untersucher eine gute Übersicht und einfachen Zugang der Methodik der sonografischen gynäkologischen Untersuchung ermöglichen sollte.

Sie verwendeten dafür den Datensatz der „visible human female“, der so aufbereitet wurde, dass durch Interpolation jede beliebige Schnittebene im Raum errechnet und dargestellt und die Lage der Untersuchungsebene im Volumen sichtbar gemacht werden konnte. Dem anatomischen Schnittbild wurde immer das sonografische Schnittbild gegenübergestellt (Abb. 10)

und so ein standardisierter Untersuchungsgang mit topografisch exakt definierten Schnittebenen erstellt und dokumentiert (Einenkel et al., 2005).

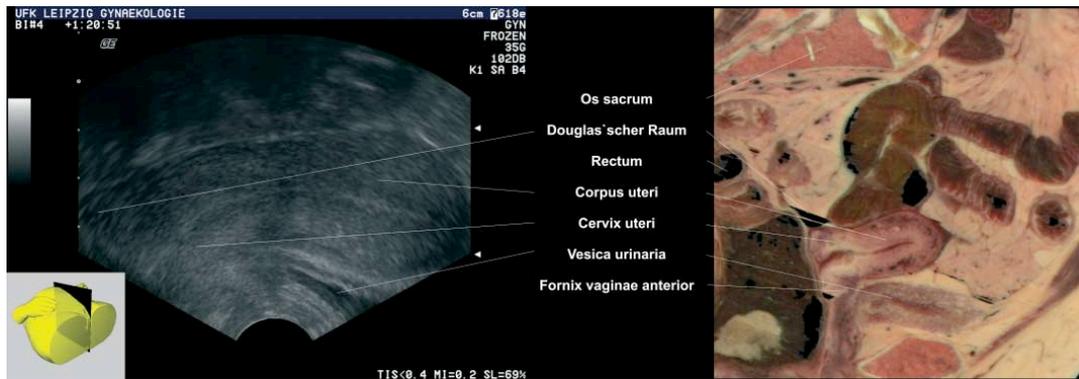


Abb. 10: Screenshot aus Einenkels Arbeit: "Die sonomorphologische Topographie des weiblichen Beckens". Beschriftetes Ultraschallbild des Corpus uteri und anatomisches Schnittbild im Vergleich (Einenkel et al., 2005).

Obwohl der sonografische Datensatz von einer 28-jährigen nulliparen Frau und der anatomische Datensatz von einer 58 Jahre alten Frau in der Menopause stammt, ließen sich alle relevanten Strukturen vergleichen, gegenüberstellen und beschriften (Einenkel et al., 2005).

4.1.1.3. Simulation des transrektalen Ultraschalls (TRUS)

In Anlehnung an das „EUS meets VOXEL MAN“-Projekt entstand 2008 an der Universität Hamburg eine Lernsoftware zur Simulation des transrektalen Ultraschalls. Auch in diesem Fall wurden die anatomischen Bilddatensätze des „visible human“ und der „visible human female“ verwendet, alle für den transrektalen Ultraschall wesentlichen Strukturen segmentiert und darauf basierend eine interaktive Wissensplattform erstellt (Prosch, 2008). Mittels einer Funktion (von Bommersheim 2004 entwickelt), die in das VOXEL-MAN-Autorensystem integriert ist, konnten dann aus den ursprünglichen anatomischen Schnittbildern über die Parameter Dichte, Helligkeit, Dämpfungskoeffizient und Geschwindigkeit der auftreffenden Ultraschallwellen virtuelle Ultraschallbilder errechnet werden.

Die errechneten Bilder konnten dem äquivalenten anatomischen Schnittbild gegenüber gestellt werden, was dem Lernenden einen optimalen Vergleich ermöglichen sollte (Abb. 11) (Prosch, 2008). Jedoch war die Simulation nicht 100%ig auf ein reales Ultraschallbild übertragbar, da die einzelnen Strukturen untereinander scharfe Grenzflächen aufweisen und typische Artefakte fehlen.

Eine weitere Funktion stand über die Integration von „intelligent movies“ zur Verfügung: Im Autorensystem konnte die Sonde gezielt platziert und die Größe des Schallfensters angegeben werden (360° bei TRUS). Die auf diese Art und Weise erzeugten Einzelbilder wurden aufgenommen und konnten als „intelligente Filme“ hintereinander abgespielt werden, so dass die Simulation einer Untersuchung entstand, in dem der Nutzer im Anschluss am PC interaktiv navigieren konnte (Prosch, 2008).

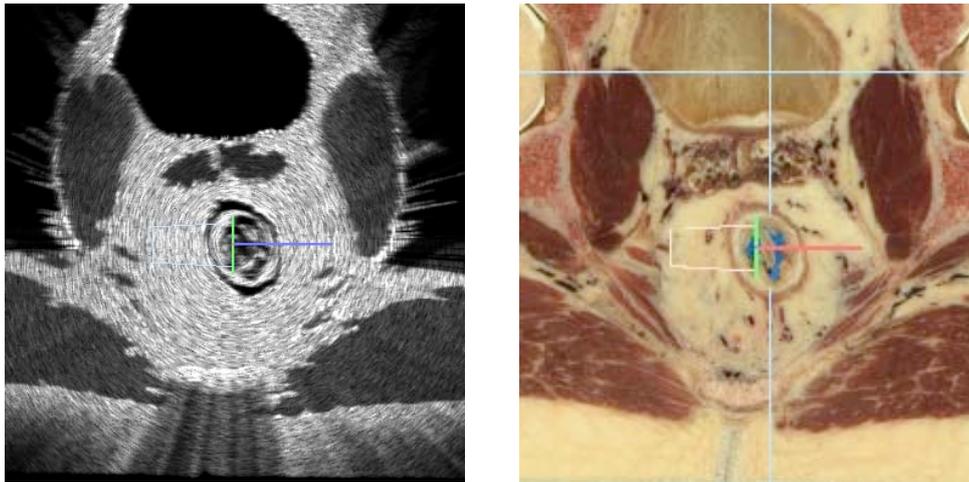


Abb. 11: TRUS-Simulation: das errechnete Ultraschallbild wird dem entsprechenden anatomischen Schnittbild gegenüber gestellt, zu erkennen sind Rectum, Harnblase und Beckenmuskulatur (Prosch, 2008)

4.1.1.4. SONOSIM3D – ein multimediales System für Ultraschallsimulation

Der SonoSim3D gilt als Vorreiter für abdominale Ultraschallsimulationen mit realen Ultraschallvolumendatensätzen. Aus zuvor am Patienten generierten dreidimensionalen Datensätzen konnte mit Hilfe eines „virtuellen Schallkopfes“ interaktiv am PC jede beliebige Schnittebene in Echtzeit rekonstruiert und visualisiert werden und so ein Untersuchungsgang an einem virtuellen Patienten durchgeführt werden (Ehricke, 1998).

Die 3D-Ultraschallaufnahmen wurden mit einem „step-motor“-System aufgenommen, welches den Schallkopf mechanisch über die Körperoberfläche bewegt. Rotationswinkel von unter 0,3° Grad und Echtzeit-Digitalisierung der entstandenen Schnittbilder gewährleisteten hochauflösende Datensätze.

Meilenstein sollte vor allem die Erweiterbarkeit des Projektes sein. Ziel war es die erschwinglichen Möglichkeiten dreidimensionale Ultraschalldatensätze zu generieren zu nutzen und Stück für Stück Datensätze in das System einzupflegen.

In der ersten Version des SonoSim3D, die 1997 veröffentlicht wurde, wurden gynäkologische und geburtshilfliche sonografische Untersuchungsgänge zum Training zur Verfügung gestellt. Neben dem Ultraschallbild war durch Gegenüberstellung auch ein Vergleich mit anderen Schnittbildverfahren wie CT und MR möglich, ebenso wie mit anatomischen Schnittbildern aus dem „visible human project“ (Ehrlicke, 1998).

4.1.1.5. A virtual reality training system for pediatric sonography

2001 entstand ein sonografisches Lernmodell des Säuglingsschädels mit dem Ziel dem Ultraschallneuling die Sonoanatomie des Säuglingskopfes, insbesondere des Gehirns, durch einen interaktiven Atlas näher zu bringen und die Interpretation von Ultraschallbildern zu üben (Arkhurst et al., 2001, Arkhust, 2005).

Basierend auf MRT-Aufnahmen eines drei Monate alten Säuglings wurde ein dreidimensionales Modell des Schädels errechnet, in dem alle relevanten Strukturen segmentiert und benannt wurden, so dass diese einzeln von einer Wissensplattform angefragt werden konnten.

Die Ultraschallaufnahmen wurden an einem zweiten Patienten mit einem 5MHz Sektorschallkopf aufgenommen. Dieser war mit einem Tracking-System ausgestattet, damit auch aus den sonografischen Schnittbildserien ein räumliches Modell errechnet werden konnte (Arkhurst, 2005).

Mit Hilfe mathematischer Verfahren wurden die beiden Datensätze im nächsten Schritt aufeinander ausgerichtet und soweit möglich in Deckung gebracht.

Wie auch bei vorangegangenen Arbeiten wurde die VOXEL-MAN - Visualisierungsumgebung als Autorensystem für virtuelle Ultraschallszenen verwendet. Sie war aber für eine Echtzeit-Simulation einer Ultraschalluntersuchung zu langsam. Mit Hilfe der „intelligent movies“ im Quicktime VR Format konnten aber virtuellen Untersuchungsgänge erstellt werden, die es dem Nutzer ermöglichten mit einem virtuellen Schallkopf in beliebiger Lage im Raum frei zu navigieren und in Echtzeit realistische Schnittbilder erzeugen. Durch die Integration einer Wissensplattform war ein Vergleich zwischen Ultraschall- und MRT-Bildern möglich, ebenso wie eine Übersichtsansicht des 3D-Modells mit Schallkopfposition und Schallfeld (Abb. 12). Anatomische Bezeichnung konnten ein- und ausgeblendet werden (Arkhurst et al., 2001, Arkhust, 2005).

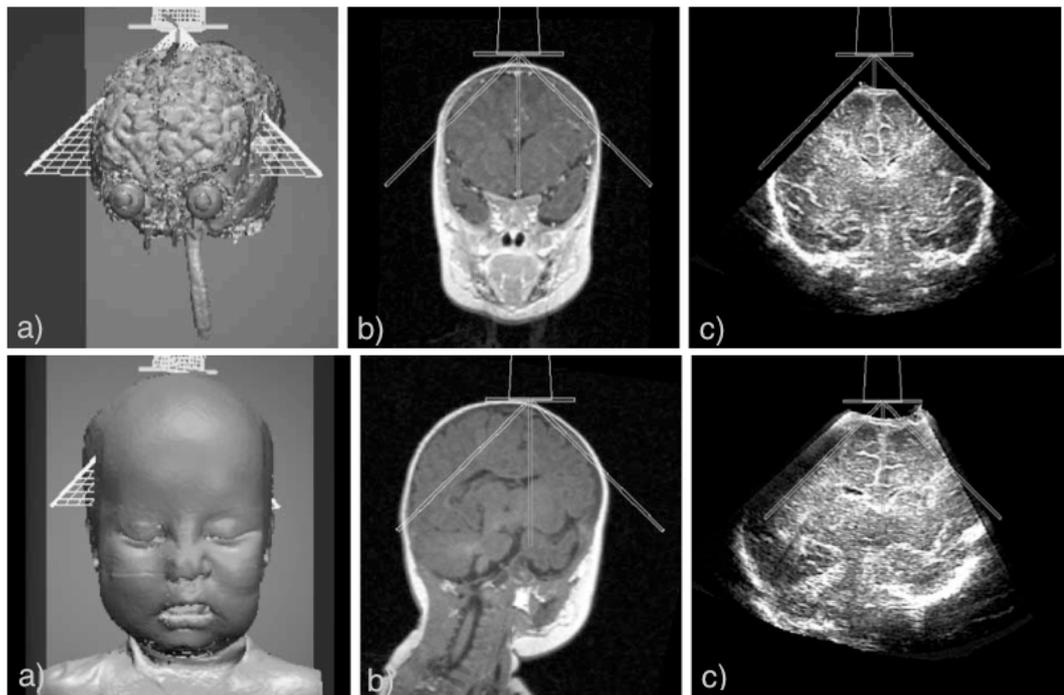


Abb. 12: Ultraschallsimulation eines Säuglingskopfes durch die vordere Fontanelle. Eine 3D-Übersicht und ein korrespondierender MRT-Schnitt sollen die Orientierung erleichtern.

a) 3D-Modell, b) CT-Schnittbild, c) Ultraschallbild (Arkhurst et al., 2001).

Darauf aufbauend wurde in der Dissertation von KIM, die 2002 an der Universität Hamburg eingereicht wurde, die Software „PED-SONO“ und dessen Entwicklung genauer beschrieben. Diese enthält neben der Simulation des Säuglingskopfes auch noch Sequenzen für Herz, Leber, Niere und Hüfte (Kim, 2002).

4.2. Ultraschall in der tiermedizinischen Ausbildung

Auch in der Tiermedizin entwickelt sich die Lehre weiter und es stehen nicht mehr nur Bücher und Atlanten zur Lehre in der Sonografie zur Verfügung.

Seit Schnittbildverfahren, wie CT und Ultraschall, eine zentrale Rolle in der tiermedizinischen Diagnostik einnehmen, wurde deutlich wie wichtig die anatomischen Grundlagen und die Interpretation von Schnittbildanatomie in der veterinärmedizinischen Ausbildung sind. Vorreiter von interaktiver Studentenausbildung war die Tierärztliche Hochschule Hannover unter Leitung von Prof. Poulsen Nautrup, die anatomische Kurse mit praktischen Ultraschall-Workshops verband und den Studenten so die klinische Anatomie und erste Einblicke in den Ultraschall diagnostik näher brachte (Poulsen Nautrup et al, 1996).

Später haben sich durch den ortsunabhängigen Gebrauch und einfache Aktualisierungsmöglichkeiten computergestützte Lernprogramme und elektronische Lernunterlagen in der Studentenausbildung sowie in der Fort- und Weiterbildung praktizierender Tierärzte etabliert (Friker, 2003).

Die Firma „Vetion“ bietet online eine ganze E-Learning Reihe zum Thema Ultraschall an, mit Lernunterlagen und Video-Tutorials, Kommunikationsplattform für Teilnehmer und Referenten und einem abschließenden multiple-choice-Test (Online im Internet, URL: http://www.vetion.de/myvetlearn/kurse/detail.cfm?sektion_ids=112&br_numero=1, Stand 05.05.2014).

4.2.1. Lernprogramme

Das Lernprogramm „Small Animal Ultrasound“ (Green, 1997) stellte mit seinen Videosequenzen eine veranschaulichende Ergänzung zum Lehrbuch „Small Animal Ultrasound“ (Green, 1996) dar.

Ebenso wie die Anwendung „Die Sonographie des Abdomens beim Hund“ (Von Bodungen, 1999) mit Audio- und Videosequenzen eine Einführung in die abdominale Sonografie ermöglichte.

2007 wurde das Lernprogramm „Ultraschall bei Hund und Katze“ (Veterinärmedizinische Universität, 2007) mit vielen Fallbeispielen veröffentlicht. Verschiedene Fälle werden mit Videos, Animationen und Abbildungen veranschaulicht, Differentialdiagnosen aufgeführt, sowie physikalisch-technische Grundlagen und Artefakte besprochen.

Mit zahlreichen Videos und Fotos bietet das interaktive Lernprogramm „Sonobasics“ (Poulsen Nautrup, 2009) Anfängern einen Einstieg in die abdominale Sonografie bei Hund und Katze und stellt für den fortgeschrittenen Anwender ein ausführliches Nachschlagewerk dar.

Zeichnungen und Bildersammlungen aus Röntgenbildern, anatomischen Präparaten und Fotos helfen physikalisch-technische Grundlagen und die Sonoanatomie inklusiver der Dopplerverfahren autodidaktisch zu erlernen (Poulsen Nautrup, 2009).

4.2.2. Simulation von Ultraschalluntersuchungen am PC

Mit der Simulation von Ultraschalluntersuchungen setzte sich Böttcher (2000) bei der Erstellung des „visible animal project“ erstmals auseinander.

Eine Möglichkeit zur Simulation von Röntgen- und Ultraschalluntersuchun-

gen war bereits im VOXEL-MAN System integriert. So konnte aus dem anatomischen Volumendatensatz des „visible animal“ ein beliebiges, einer Ultraschallaufnahme entsprechendes Schnittbild am Computer errechnet werden (Abb. 13). Eine realistische Ultraschallsimulation war aber zu diesem Zeitpunkt nicht umzusetzen (Böttcher, 2000).

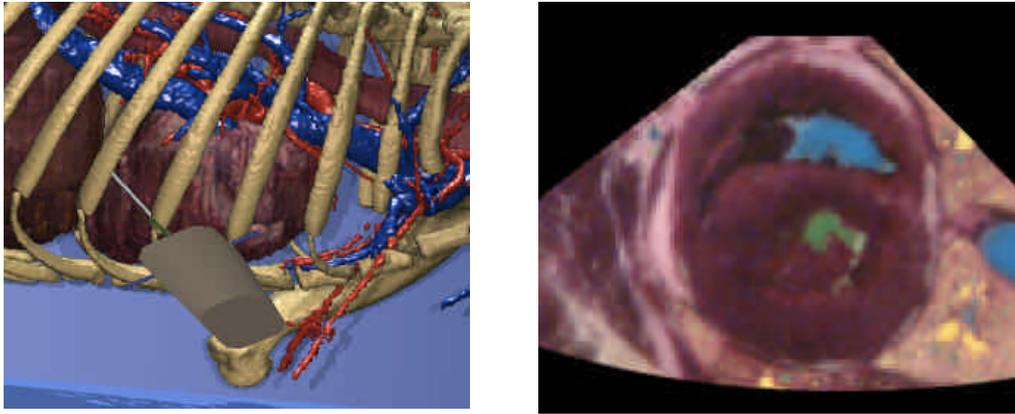


Abb. 13: Ultraschallsimulation am „Visible Animal“ mit Schallkopfposition für den rechtsparasternalen Kurzachsenschnitt (Böttcher, 2000)

5. Medizinische Simulatoren

Die praktische klinische Ausbildung besteht zu einem Großteil aus Patientenkontakt und „guten klinischen Fällen“. Doch nicht jeder Student hat die Möglichkeit eine Vielzahl verschiedener wichtiger klinische Fälle zu sehen und erarbeiten zu dürfen (Gordon and Pawlowski, 2002). Um solche Wissenslücken zu schließen entstanden anschauliche, praxisnahe und realistische Patientensimulatoren, mit dessen Hilfe standardisierte Fallbeispiele demonstriert und erarbeitet werden können. So sollte die klinische Ausbildung vereinheitlicht und Defizite ausgeglichen werden (Gordon and Pawlowski, 2002, Okuda et al., 2009).

Ein großes Problem stellt vor allem das Erlernen von praktischen Fertigkeiten dar, ohne die Gesundheit der Patienten zu gefährden (Pittini et al., 2002). Das Simulatortraining erscheint als eine sichere und kostengünstige Möglichkeit (Blum et al., 2004), die es dem Studenten erlaubt erste Erfahrungen schon außerhalb der Klinik zu sammeln (Moreau et al., 2006, Okuda et al., 2009).

5.1. Geschichte der medizinischen Simulatoren

Die Entwicklung der Simulatoren in medizinischer Ausbildung und Forschung geht auf die Anästhesiologen Safar und Lind zurück, die in den 1950ern „Resusci-Anne“, die erste Simulationspuppe zum Erste-Hilfe- und Reanimations-Training entwickelten (Cooper and Taqueti, 2004).

Ungefähr zehn Jahre später stellten Abrahamson und Denson ihren lebensgroßen, computer-gesteuerten Anästhesie-Simulationsdummy vor, der als „Sim One“ den Startpunkt der elektronisch gesteuerten Simulatoren machte. Durch Atem- und Pupillenbewegungen und mehr anatomisch exakte Details wirkte lebensechter und bot mehr Trainingsoptionen. Die Computertechnologie war zu diesem Zeitpunkt allerdings zu kostenintensiv, so dass Sim One sich nicht etablierte und nur ein einziges Exemplar entstand (Cooper and Taqueti, 2004, Okuda et al., 2009).

1968 wurde „Harvey“ Gordon an der American Heart Association Scientific Session vorgestellt, ein kardiologischer Patientendummy, der ein großes Spektrum kardiologischer Befunde wiedergeben konnte, inklusive verschiedener Blutdrücke, Pulswellen, Atmung, Herzaktionen und -Geräusche. „Harvey“ konnte sich in der Ausbildung von Medizinstudenten, Interns und Residents etablieren und war Grundstein für die weitere Entwicklung kardiologischer Simulatoren (Cooper and Taqueti, 2004, Cooper and Taqueti, 2008).

Mit der Entwicklung von mathematischen Modellen für physiologische und pharmakologische Interaktionen im Körper wurde das Fundament für computergestützte Simulatoren gelegt, die mit dem Anwender interagieren können (Cooper and Taqueti, 2004).

Ende der 1980er entwickelten Anästhesiologen aus Florida und Stanford unabhängig voneinander die ersten interaktiven Simulatoren für die Anästhesiologie, die auf verschiedene physiologische und pharmakologische Interaktionen reagieren und Narkosezwischenfälle simulieren (Cooper and Taqueti, 2004).

Etwa zeitgleich entstanden verschiedene andere Simulationsdummies für die medizinische Ausbildung, wie der Leiden Anesthesia Simulator von Chopra et al., der Sophus Anaesthesia Simulator aus Dänemark und unter der Leitung von Dr. Schaefer in Basel eine Kombination aus Sophus und einem Chirurgischem Simulator (Cooper and Taqueti, 2004, Okuda et al., 2009).

Den nächsten Schritt in der Entwicklung von medizinischen Simulationsdummies stellten praktische, interaktive und Operationssimulatoren dar. Erste Veröffentlichungen über einen Endoskopie-Simulator stammen aus dem Jahre 1987 von Gillies und Williams. Es folgten praktische Trainer

zum Katheterisieren und für die laparoskopische Chirurgie (Gillies, 1987, Cooper and Taqueti, 2004).

Kurz darauf belegten erste Studien den Lernerfolg von jungen Chirurgen, die ihre praktischen und psychomotorischen Fähigkeiten an „virtual reality trainern“ in der minimalinvasiven Chirurgie verbesserten konnten (Taffinder et al., 1998a, Taffinder et al., 1998b).

VOXEL-MAN, ein Projekt das 1985 unter der Leitung von Karl-Heinz Höhne an der Universität Hamburg -Eppendorf startete, ist einer der Pioniere auf dem Gebiet der medizinischen Visualisierungs- und Simulations-Technologie.

Um die Jahrtausendwende experimentierten sie mit Apparaturen mit Kraftrückkopplung (Force-Feedback) und erkannten deren Potential für medizinische Anwendungen. In Zusammenarbeit mit Klinikern erarbeiteten sie einen realitätsnahen chirurgischen Simulator mit haptischem Feedback für den chirurgischen Zugang zum Mittelohr. 2005, mit Gründung der VOXEL-MAN GROUP, kam der Simulator unter dem Namen VOXEL-MAN Temposurg auf den Markt. VOXEL-MAN dental folgte 2009 und VOXEL-MAN sinus 2011 (Pflesser et al., 2001, Schiemann et al., 2000, Tiede et al., 1993) Online im Internet, URL: <http://www.voxel-man.com/simulator/tempo/> (Stand 05.02.2014).

5.1.1. Beispiele für medizinische Simulatoren

Es entstanden zahlreiche Simulatoren in verschiedenen Gebieten der medizinischen Ausbildung.

Eine Arbeitsgruppe entwickelte eine computergestützte Simulation zur interaktiven Planung und Durchführung von Lippenkiefergaumenspalten-Operationen. Das System beinhaltet Rückkopplungsmechanismen, die Bewegungen des Untersuchers tracken und während der Untersuchung ein haptisches Feedback erzeugen. Der dafür verwendete CT-Datensatz stammt von einem Säugling mit Lippenkiefergaumenspalte, aus dem ein dreidimensionales Modell errechnet wurde. Knochen und Weichteilstrukturen aus diesem Datensatz wurden physikalische Eigenschaften zugewiesen. An einem Computerbildschirm kann der Benutzer sich frei in dem Datensatz bewegen und anatomische Landmarks zur präoperativen Planung aufsuchen. Mit haptischen Werkzeugen kann der Untersucher ein virtuelles Skalpell und Pinzette einsetzen, Gewebe schneiden, bewegen und fixieren. Gewebewiderstände und Kraft werden realistisch wiedergegeben (Schendel et al., 2005).

Weitere chirurgische Simulatoren mit haptischem Feedback folgten, wie

der ProMIS AR simulator (Haptica, Dublin, Ireland) und der computergestützte Laparoskopie-Simulator LapSim VR simulator (Surgical Sciences) (Botden et al., 2007).

Farber et al. (2009) entwickelten und evaluierten einen Simulator zum Training von Lumbarpunktionen (Abb. 14). Mit einer haptischen Vorrichtung kann eine virtuelle Nadel gesteuert und ein Feedback des Gewebewiderstandes bei Punktion und Rotation der Nadel erzeugt werden. Die benötigten Daten und Informationen stammen aus einem segmentierten CT-Datensatz, dem für unterschiedliche Gewebe entsprechende Dichten zugeordnet wurden und den anatomischen Daten aus dem „Visible Human Dataset“ sowie dem „Visible Korean Human“ (Farber et al., 2009).

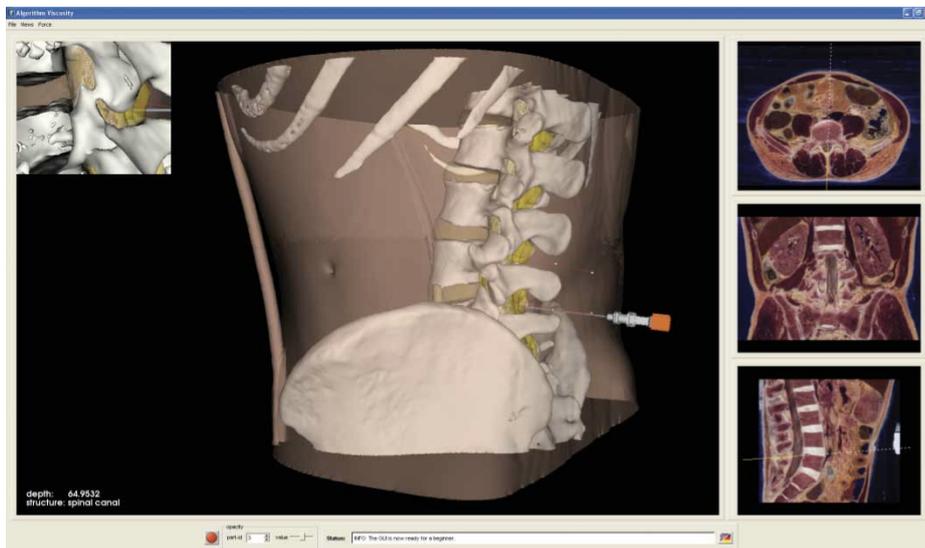


Abb. 14: Simulator zum Training der Lumbarpunktion mit 3D-Übersicht und allen drei Ebenen zur Visualisierung des Stickkanals (Farber et al., 2009)

Andere Beispiele sind Bronchoskopiesimulatoren von Ost und Derosiers (2001) und Blum et al. (2004) zum Erlernen von systematischen Atemwegsuntersuchungen (Ost et al., 2001) (Blum et al., 2004), der accuTouch Flexible Bronchoscopy Simulator um bei pädiatrischen Patienten die psychomotorischen Fähigkeiten zu erlernen und üben (Rowe and Cohen, 2002), sowie ein Simulationssystem zur gastrointestinalen Endoskopie von Ferlitsch (Ferlitsch et al., 2002).

Pittini (2002) entwickelte ein Simulationsmodell zur ultraschallgestützten Amniozentese, mit entsprechenden sonografischen und taktilen Eigenschaften, sowie anatomischer Authentizität (Pittini et al., 2002).

Heute gibt es zahlreiche Simulationsmodelle aus verschiedenen medizini-

schen Bereichen käuflich zu erwerben. Von einfachen Injektions- und Auskultationsmodellen, über endoskopische Trainer bis hin zu komplexen Notfallsimulations-Puppen, wie zum Beispiel der Deluxe CRiSis-Säuglings-Notfallpuppe Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unser-sortiment/medizinische-simulatoren.html>, Stand 05.02.2014).

5.1.2. Evaluationen

Zahlreiche Evaluationen belegten den Lernerfolg bei Trainingseinheiten an Simulatoren sowohl von jungen Ärzten in der Ausbildung, als auch von erfahreneren Kollegen (Ost et al., 2001, Ferlitsch et al., 2002, Pittini et al., 2002).

Mehrere Evaluationen zeigten die Verbesserung von Technik, Genauigkeit und Geschwindigkeit (Ost et al., 2001, Wayne et al., 2005, Wayne et al., 2008, Farber et al., 2009), ebenso wie die Steigerung der Leistung und des Selbstbewusstseins (Blum et al., 2004, Okuda et al., 2009).

Besonders hervorgehoben wurden die Simulatoren als wertvolles Trainingstool für Anfänger, da Grundlagen vermittelt werden und Operationen geübt werden können ohne Zeitdruck und ohne Patienten zu gefährden (Schendel et al., 2005). Mediziner konnten auf diese Weise mit Handlungsabläufen während kritischer Situationen vertraut gemacht werden, bevor sie im Klinikalltag damit konfrontiert wurden (Maul et al., 2004a).

Darüber hinaus wurde das Simulatortraining als hilfreich evaluiert, was die Diagnose von Fehlbildungen angeht (Haist et al., 2008b, Haist et al., 2008a) und seltenen Krankheitsbildern (Pressemitteilung Uni Heidelberg, Online im Internet, URL: <http://www.medizinische-fakultaet-hd.uni-heidelberg.de/Sonofit.110015.0.html> Stand 05.02.2014).

Neben all der positiven Effekte wurde aber auch immer wieder herausgestellt, dass eine Übung am Simulator keinen Ersatz für klinische Erfahrung leisten kann (Wayne et al., 2005, Wayne et al., 2008, Gerson and Van Dam, 2003)<http://www.medsim.com/ultrasim.html>, Stand 05.02.2014).

Nur wenige Studien zeigten auf, dass es keinen Unterschied zwischen Trainingsgruppen gab, die am Simulator oder am Patienten gelernt haben (Chou et al., 2006).

5.2. Ultraschall-Simulatoren

Im Zuge dieser Entwicklung entstanden auch zahlreiche Ultraschall-Trainingssimulatoren, bei welchen mit Hilfe von realistisch nachgebildeten Schallköpfen auf einem künstlichen (Dummy-)Körper eine Ultraschalluntersuchung simuliert werden konnte (Baier et al., 2001, Wüstemann et al., 2002).

Sowohl in der Studentenausbildung als auch bei der Fortbildung von Postgraduierten sollte auf diesem Weg ein praxisorientiertes Wissen vermittelt werden, wie Sondenposition, Sonoanatomie und -pathologie und die Interpretation von Bildern. Die praktische Sonografie sollte so effektiver und nachhaltiger vermittelt werden, da ohne Zeitdruck und reproduzierbar, unabhängig von Patienten und Probanden, geübt werden konnte (Schellhaas, 2011).

5.2.1. Ultraschall-Simulatoren mit realen Ultraschalldatensätzen

Einer der Vorreiter auf dem Gebiet der Ultraschallsimulatoren mit realen Ultraschalldatensätzen war Grunst, der schon 1995 seinen Simulationsdummy für die Echokardiografie vorstellte.

Seine Arbeitsgruppe benutzte eine Simulationspuppe und einen Schallkopf-Dummy, den der Übende zu führen hatte. Position und Orientierung des Schallkopfes in Bezug zur Simulationspuppe wurden über ein elektromagnetisches Lokalisationssystem registriert. Diese Informationen wurden genutzt, um das entsprechende Ultraschallbild in einem dreidimensionalen Datensatz zu lokalisieren, in Echtzeit zu rekonstruieren und auf einen Bildschirm abzubilden (Grunst G, 1995).

Großer Nachteil dieser Methode war, dass aufwendiges und kostspieliges Equipment benötigt wurde, was verhinderte, dass das System verbreitet zu Trainingszwecken eingesetzt wurde (Grunst G, 1995, Ehrlicke, 1998).

5.2.1.1. Abdominale Ultraschallsimulatoren „SonoSim-I und -II“

Der Einsatz erster abdominaler Simulatoren in der Humanmedizin fand im Bereich der pränatalen Diagnostik und Schwangerschaftüberwachung statt (Maul et al., 2004a, Wüstemann et al., 2002). Pionier war die Sonofit GmbH (Darmstadt), die auf Initiative von Professor Dr. Sohn (Medizinische Hochschule Hannover) um die Jahrtausendwende mit dem „SonoSim-I“ den ersten realtime- Ultraschallsimulator vorstellte.

Bestehend aus einer Schallkopfatrappe, einem Monitor und einer lebens-

großen Puppe als „virtuelle Patientin“ sollte das System eine möglichst realistische Untersuchung simulieren.

Die erforderlichen Datensätze wurden mittels Freihand-3D-Technik an realen Patientinnen in der Frauenklinik der Medizinischen Hochschule Hannover aufgenommen (Maul et al., 2004a, Staboulidou et al., 2006) Pressemitteilung vom 1.9.2012 online im Internet, URL: <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/presse> Stand 05.02.2014).

Mit Hilfe der Visualisierungssoftware der MedCom GmbH (Fraunhofer Gesellschaft IGD, Darmstadt) wurden jedem sonografischen Volumendatensatz auch Informationen über die geometrischen Beziehungen zwischen Datenvolumen und Patientenkoordinaten und einen Datenbankeintrag mit Beschriftungen und Schlüsselwörtern zugewiesen (Maul et al., 2004a, Sakas et al., 2000).

In Schallköpfe und Simulationspuppe war ein elektromagnetisches Trackingsystem integriert, sodass Schallkopfposition und Bewegung errechnet werden konnten. Die 3D- Datensätze wurden in Echtzeit in das System geladen und entsprechend der Sondenposition als 2D Ultraschallbild an einem Bildschirm wiedergegeben (Sakas et al., 2000, Persoon et al., 2010).

Anfang 2001 wurden bereits elf Ultraschallvolumina von Feten zwischen der 12. und 14. Lebenswoche in das System integriert, ebenso wie Messfunktionen und Bedienelemente zur Anpassung von Gain und Darstelltiefe (Wüstemann et al., 2002). Wenige Zeit später waren es schon weit über 100 Volumina gesunder und fehlgebildeter Feten (Baier et al., 2001, Maul et al., 2004a).

Limitationen des Systems entstanden durch zahlreiche Artefakte durch fetale Bewegungen, welche die Bildrekonstruktion erschwerten, sowie die fehlende Möglichkeit Dynamik wie fetale Bewegungen, Herzaktionen und Doppleruntersuchungen zu integrieren (Wüstemann et al., 2002).

2003/04 wurde der SonoSim um die Bereiche Innere Medizin und Notfallmedizin ergänzt. Unter Leitung von Prof. Dr. M. Gebel (medizinische Hochschule Hannover) wurde eine Sammlung internistischer 3D-Ultraschalldaten erstellt (Maul et al., 2004b, Persoon et al., 2010, Staboulidou et al., 2010) Online im Internet, URL: <http://www.sonofit.de> Stand 05.02.2014)

Eine weitere Ergänzung des bereits existierenden Simulators von Sonofit war ein Modul zur Simulation des transrektalen Ultraschalls. Dafür wurde der Ultraschalldummy modifiziert, eine entsprechende Rektalsonde entwickelt und Daten von acht realen Patienten auf den Computer des Simulators geladen (Abb. 15). Das System war einfach erweiterbar, indem die

Computerkomponente an ein 3D-fähiges Ultraschallsystem angeschlossen wurde. Mittels 3D-Ultraschallkopf oder Freihandtechnik konnten die Datensätze während der Untersuchung akquiriert werden (Persoon et al., 2010, Sergovich et al., 2010).

Residents und Urologen, die den Simulator als Trainingstool testeten, bewerteten ihn als realitätsnah und einfach in der Bedienung. Das Fehlen einer Möglichkeit zur Prostata-Biopsie und der fehlende Gewebewiderstand wurden als Defizite angeführt (Persoon et al., 2010).

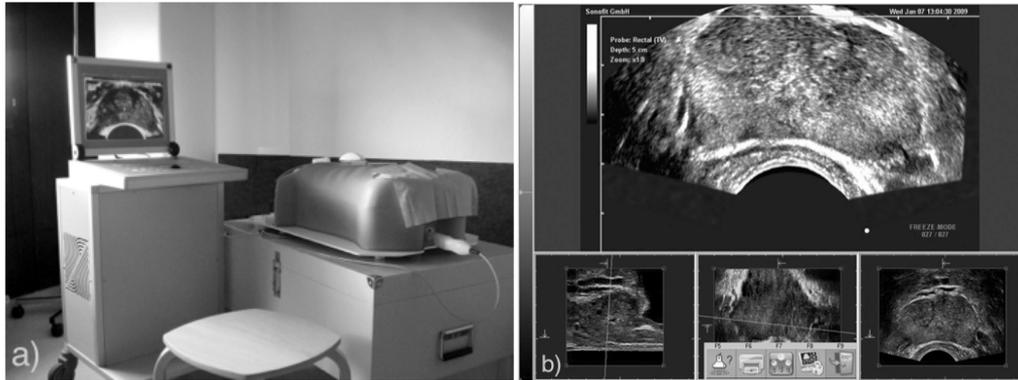


Abb. 15: Trainingssimulator für den transrektalen Ultraschall, a) Aufbau des Simulators mit Puppe, b) erzeugtes Ultraschallbild und errechnete Ebenen untereinander (Persoon et al., 2010)

Mit den Jahren wurden immer größere Anzahlen Ultraschallvolumina verschiedener Pathologien zur Verfügung gestellt. Vor allem als Trainingsmethode in der Frauenheilkunde und Geburtshilfe etablierten sich Simulatoren immer mehr (Haist et al., 2008b, Haist et al., 2008a, Baier et al., 2001). 2007 stellte die Sonofit GmbH ihren SonoSim-II vor, bestehend aus einer männlichen und einer weiblichen Simulationspuppe, verschiedenen Schallköpfen, Punktionsmodul mit Nadel und einer Konsole mit Bedienelementen für Darstelltiefe, Verstärkung und Sondenauswahl. Die Bibliotheken mit Ultraschallvolumendatensätzen wurden die Bereiche Echokardiografie, Punktion und Dopplersonografie erweitert und kann stets weiter ausgebaut werden (Online im Internet, URL: <http://www.sonofit.de/pdf/Sim-2.16%20flyer.pdf> Stand 05.02.2014).

5.2.1.2. Ultraschalltrainingssimulator „UltraSim®“

Zeitgleich mit den ersten Entwicklungen des SonoSim-I entstand der „UltraSim®“ Ultraschalltrainingssimulator der Firma Medsim LTD, Israel, bei dem der Nutzer eine „virtuelle“ Ultraschalluntersuchung an einer realitätsnahen Simulationspuppe durchführen konnte (Online im Internet, URL:

<http://www.medsim.com/ultrasim.html> Stand 05.02.2014).

Die exakte Schallkopfposition, sowie Orientierung und Bewegung, wurden mit Hilfe eines Trackingssystems erfasst. In Echtzeit wird auf eingespeicherte Ultraschallvolumendaten zurückgegriffen und während der Untersuchung den Schallkopf über den Dummy bewegt, werden die äquivalenten Ultraschallbilder auf dem Computerbildschirm wiedergegeben. Es wurde darauf abgezielt eine große Auswahl an verschiedenen Patienten“typen“ und entsprechenden Pathologien und anatomischen Variationen bereitzustellen. So entstanden zahlreiche Fallbeispiele, Sonoanatomie und Pathologie umfassend, aus den verschiedenen Anwendungen abdominaler Ultraschall, Gynäkologie, Gefäße und Notfallmedizin. Mittlerweile sind ebenfalls B-Mode-, Farb- und Spektraldoppleruntersuchungen an verschiedenen virtuellen Patienten durchführbar und detaillierte Fallberichte, Referenzbilder und gründliche Fallanalysen sind einsehbar (Online im Internet, URL: <http://www.medsim.com/ultrasim.html> Stand 05.02.2014).

5.2.1.3. „the virtual patient“

Der „virtual patient“ ist ein weiterer Ultraschallsimulator im gynäkologischen Bereich (Heer et al., 2004).

Er entstand 2004 in Zusammenarbeit mit dem Klinikum Großhadern und dem Institut für medizinische Informatik der Ludwig-Maximilians-Universität München. Auch hier wurden mittels Freihand-3D-Technik, mit einem 3D-Ultraschallsystem der Firma GE (GE EchoTech, Hallbergmoos, Germany), Datenvolumen transvaginaler Ultraschalluntersuchungen abgespeichert, aus denen am Simulator später jede beliebige Schnittebene errechnet werden konnte. Es entstand eine elektronische Datenbank mit zahlreichen Fallbeispielen, die Studenten in der Ausbildung zur Verfügung gestellt wurde (Heer et al., 2004).

5.2.1.4. Schallware

Schallware (Schallware GmbH, Berlin) wurde 2001 in Berlin gegründet, sie entwickelten eine Soft- und Hardwarekomponente zur Erstellung eines Ultraschallsimulators mit sonografischen Volumendatensätzen (Online im Internet, URL: <http://www.schallware.de>, Stand 05.02.2014).

2008 kam der Ultraschallsimulator auf den Markt, bestehend aus einem männlichen und einem weiblichen Simulationsdummy, mit einem Convex-, Linear-, Transvaginal- und Sektorschallkopf entstanden zahlreiche Lernmodule für den Ultraschall in den Bereichen innere Medizin, Notfallmedi-

zin, Gynäkologie und Geburtshilfe, sowie Kardiologie (Online im Internet, URL: <http://www.schallware.de> Stand 05.02.2014).

Ultraschalldaten wurden mittels Freihand-Technologie bei echten Patienten aufgenommen. Aus den Einzelvolumendatensätzen wurde ein komplexer Gesamtvolumendatensatz bis zu einer Größe von vier GB des kompletten Abdomen generiert und als ein Fallbeispiel zusammengefasst. Je nach Fall existieren zusätzliche statische Farbdopplervolumen und CT und MRT-Datensätze eines Patienten. Über einen Splitscreen können die erzeugten Ultraschallbilder den korrespondierenden CT und/oder MR-Schnitten gegenübergestellt werden.

Schwerpunkt lag auf einer Pathologie-Datenbank, die mit über 200 Fallbeispielen verwirklicht wurde, dabei sind die Fälle thematisch organisiert und nach Schwierigkeit sortiert, Online im Internet, URL: <http://www.schallware.de> Stand 05.02.2014).

Zu jedem Fall existieren ein Vorbericht und Patientendaten, ebenso wie eine Liste der sonografischen Befunde. Wichtige Regionen und Strukturen wurden segmentiert und können hervorgehoben oder dreidimensional visualisiert werden. Ebenso können Messungen durchgeführt und Untersuchungsberichte verfasst werden (Online im Internet, URL: <http://www.schallware.de> Stand 05.02.2014).

Mit derselben technischen Grundausstattung wurde ein Modul für die Notfallsonografie erstellt, da besonders in diesem Bereich aufgrund der akuten, schwerwiegenden Befunde meist nur sehr eingeschränkte Lehr- und Übungsmöglichkeiten zur Verfügung stehen. Die erforderlichen Datensätze wurden von zwei gesunden Personen akquiriert und jeweils einem Mann und einer Frau mit kontinuierlicher Peritonealdialyse, um freie Flüssigkeit im Abdomen zu simulieren. Mittels Freihand-3D-Ultraschalltechnik wurden Ultraschallaufnahmen von verschiedenen relevanten Anschallpositionen aufgenommen (Schellhaas, 2011).

Für ein weiteres Lernmodell „periphere Nerven und Gefäße“ wurden Ultraschalldatensätze von Vena jugularis, Arteria carotis, Plexus brachialis und der peripheren Nerven distal der Axilla generiert, ebenso wie Aufnahmen der Regio inguinalis für Femoralnerven und -gefäße sowie die Kniekehle mit distalem Ischiadicus und seinen Abzweigungen.

Als erster Simulator dieser Art zielte er auf die Vorbereitung auf die ultraschallgeführte Regionalanästhesie ab. Er sollte das Erlernen der Sonoanatomie, Handling der Sonde und Erkennen der sonoanatomischen Landmarks für spezielle Blocktechniken unterstützen (Schellhaas, 2011).

Probleme bei der Generierung der Datensätze entstanden durch Pulsationen der großen Gefäße, die zu Bildartefakten führten. Und auch das Endergebnis hatte seine Limitationen bedingt durch die fehlende Unterscheidungsmöglichkeit von Arterien und Venen durch einen Sondenkompressionstest oder Darstellungsmöglichkeit der Arterienpulsation.

Darüber hinaus gab es bis zu diesem Zeitpunkt keine Möglichkeit Farbdoppleraufnahmen zu integrieren und Punktionen und Injektionen von Lokalanästhetika zu trainieren. Auch anatomische Unterschiede der Probanden, in Bezug auf die standardisierte Größe des Ultraschall-Dummys führt zu Schwierigkeiten bei der Positionierung der Volumina im Dummy und der daraus folgenden Sondenposition (Schellhaas, 2011).

5.2.1.5. Ultraschallübungseinheit „SonoSim®“

Die Idee von „SonoSim®“ (SonoSim Inc., Santa Monica, CA) ist es, den eigenen PC in eine portable, flexible Ultraschallübungseinheit zu verwandeln (Abb. 16), die rund um die Uhr zur Verfügung steht, um praktische Fähigkeiten und theoretisches Wissen zu erweitern. Das System kann an jedem PC verwendet werden und besteht aus einem Schallkopf mit USB-Anschluss und der Softwarekomponente (Online im Internet, URL: <http://sonosim.com> Stand 05.02.2014).

Es stellt die Sonoanatomie ebenso wie zahlreiche Pathologien in organisierten Modulen zur Verfügung und präsentiert eine der größten Fallsammlungen.

Die einzelnen Module wurden von Ultraschallexperten an realen Patienten aufgenommen mit didaktischen Anleitungen und einer Wissensbasis ergänzt (Online im Internet, URL: <http://sonosim.com> Stand 05.02.2014).



Abb. 16: Die Sonosim-Übungseinheit bestehend aus einem Schallkopf mit USB-Anschluss und Softwarekomponente für den PC (Online im Internet, URL: <http://sonosim.com> Stand 05.02.2014)

5.2.2. Kunststoffdummys

Eine andere Art der Ultraschallsimulation ist anhand von anatomischen Kunststoffmodellen möglich. Die menschliche Anatomie wird dabei lebensecht nachgebildet, die Anordnung der Organe und Abstände zur Außenhaut entsprechen den normalen anatomischen Gegebenheiten und auch Dichte und Echogenität werden realitätsnah nachempfunden. Die Modelle sind teils lebensgroß, teils etwas verkleinert nachgebildet, sie können in unterschiedliche Positionen gebracht werden, so dass sich der Kliniker alle je nach Lagerung des Patienten erforderlichen Techniken aneignen kann. Ein modularer Aufbau des Modells ermöglichte es, einzelne Komponenten nach Bedarf zu ersetzen.

Großer Vorteil ist dabei, dass der Dummy mit den handelsüblichen Ultraschallgeräten geschallt werden konnte und keine weiteren technischen Komponenten notwendig sind (Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unser-sortiment/medizinische-simulatoren/ultraschall.html> Stand 05.02.2014).

„**Anatomy-Online**“ zählt zu den spezialisierten Anbietern für anatomische Modelle und Lehrmittel, die neben Skelettmodellen und Lerntafeln auch Übungssimulatoren aus verschiedenen medizinischen Bereichen vertreiben.

Darunter Übungsmodelle für den abdominalen, sowie gynäkologischen und geburtshilflichen Ultraschall, mit dem an jedem Ultraschallgerät die Sonoanatomie der Bauchorgane sowie zahlreiche Pathologien dargestellt werden können (Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unser-sortiment/medizinische-simulatoren/ultraschall.html> Stand 05.02.2014).

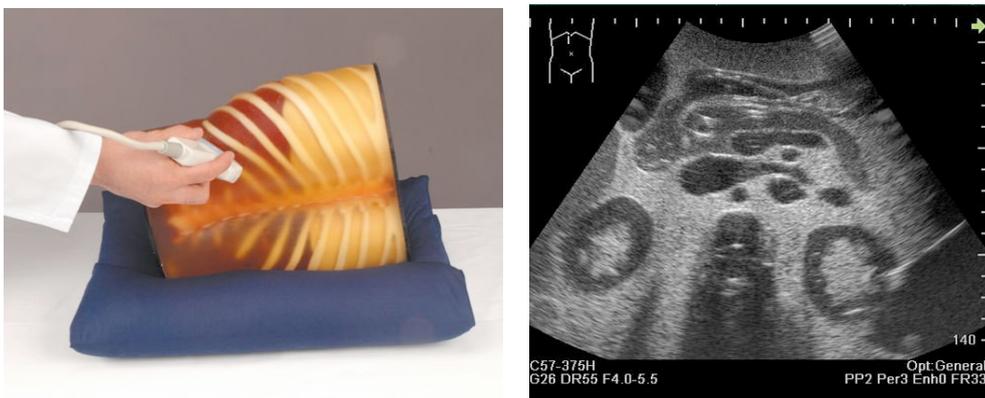


Abb. 17: Kunststoffsimulationspuppe und entsprechendes Ultraschallbild (Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unser-sortiment/medizinische-simulatoren/ultraschall.html>, Stand 05.02.2014)

Unter Verwendung derselben Technik entstand auch ein **FAST (Focused Assessment with Sonography for Trauma) - Ultraschall - Untersuchungsmodell**, um den Ultraschall an Trauma- und Notfallpatienten gezielt zu trainieren. Die Übungsmöglichkeiten umfassen Ultraschallszenarien mit inneren Blutungen im Bereich von Perikard, Pleurahöhle und einiger abdominaler Organe, sowie Pathologien der Gallenblase, ein Aneurysma der Aorta und eine Verletzung des Darms.

Auch Punktionsmodelle, wie ein Ultraschall-Amniozentese-Trainingsmodell zur Übung der ultraschallgestützten Amniozentese mit nachfüllbarem Fruchtwasser, werden bei „Anatomy-online“ vertrieben. Ebenso Modelle für die ultraschallgestützte Thorakozentese, Punktion von Nerven und Gefäßen bei Säuglingen und Gefäßzugangstrainingsmodelle. Bei anderen Modellen der Extremitäten sind Pumpen zur Simulation des Blutflusses integriert, die ein Erlernen der Dopplertechniken ermöglichen sollen (Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unser-sortiment/medizinische-simulatoren/ultraschall.html> Stand 05.02.2014)

Ebenso gehören „**Blue Phantom**“ und **CEA Healthcare** zu dieser Art Ultraschallsimulatoren.

Die beiden Unternehmen haben sich zusammengeschlossen und zählen nun zu den führenden Entwicklern und Herstellern von medizinischen Simulatoren und Ultraschall-Trainingsmodellen im Speziellen.

Sie entwerfen realitätsnahe Trainingsmodelle aus den verschiedenen medizinischen Bereichen wie Kardiologie, Gynäkologie, Notfallmedizin und Anästhesiologie, die mit jedem Ultraschallgerät benutzt werden können (Abb. 18). Sie zeichnen sich aus durch einen wirklichkeitsgetreuen Dummy mit eindrückbarer Körperoberfläche und palpierbaren anatomischen Landmarks, sowie realistische Ultraschallsimulationen von Sonoanatomie und Pathologien (Online im Internet, URL: <http://www.bluephantom.com> Stand 05.02.2014).



Abb. 18: Die Ultraschallsimulationspuppe „bluephantom“ kann mit jedem handelsüblichen Ultraschallgerät geschallt werden (Online im Internet, URL: <http://www.bluephantom.com> Stand 05.02.2014)

5.2.3. Computersimulierte Ultraschalldatensätze

5.2.3.1. Ultraschall-Computer-Simulator „Vimedix“

Eine Weiterentwicklung stellt der „Vimedix“ (CAE Healthcare, 6300 Edgelake Drive, Sarasota, FL 34240) Ultraschallsimulator dar.

An dieser Stelle wurde der Gedanke aufgegriffen, dass eine Vielzahl verschiedener Patienten mit anatomischen Variationen und Pathologien nötig sind, um die für den klinischen Ultraschall nötige Erfahrung zu sammeln.

Vimedix bietet diesen Umfang an Normalbefunden und Pathologien an verschiedenen Patienten“typen“ als vielseitiger Ultraschall-Computer-Simulator. Er beinhaltet abdominalen Ultraschall, ebenso wie transthorakale und transösophageale Echokardiografie und soll sowohl dem Ultraschallneuling, als auch erfahrenen Untersuchern als Trainingsmodul zur Verfügung stehen (Online im Internet, URL: <http://caehealthcare.com/eng/ultrasound-simulators/vimedix> Stand 05.02.2014).

Mit Hilfe eines geteilten Monitors können ein anatomisches Modell, ein Ultraschall- Standardschnitt und ein aktiver Modus gegenübergestellt wer-

den (Abb. 19). Im anatomischen 3D-Modell wird die aktuelle Schallkopfposition eingeblendet, es kann rotiert werden und einzelne anatomische Strukturen können zur besseren Orientierung ein- und ausgeblendet werden. Daneben steht der äquivalente Ultraschallstandardschnitt, in dem Darstelltiefe, Kontrast und Gesamtverstärkung angepasst werden können. Eine M-Mode-Linie kann positioniert werden.

In einem aktiven Modus kann der Student versuchen den Standardschnitt am Dummy zu rekonstruieren, kann die erzeugten Bilder abspeichern und einem Instruktor zur Überprüfung zusenden (Online im Internet, URL: <http://caehealthcare.com/eng/ultrasound-simulators/vimedix> Stand 05.02.2014).

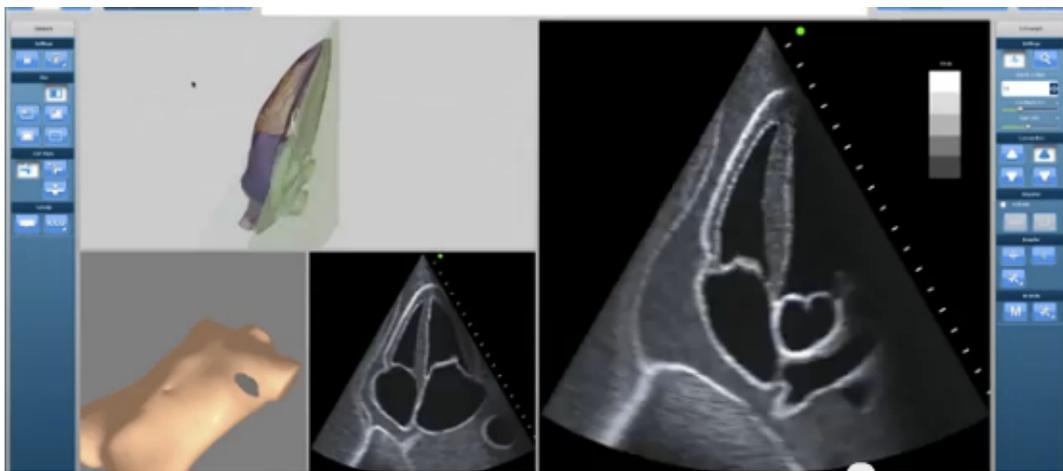


Abb. 19: Benutzeroberfläche von Vimedix: links 3D-Übersicht und Standardschnitt, rechts der aktive Modus

(Online im Internet, URL: <http://www.bluephantom.com/product/Vimedix-Cardiac-Echo-Simulator.aspx?cid=563> Stand 05.02.2014)

5.2.3.2. VirUS - Ultraschallsimulator

Auch andere Entwickler arbeiteten mit **computersimulierten Ultraschallbildern** und versuchten eine große Auswahl an verschiedenen Patienten“typen“ und entsprechenden Pathologien und anatomischen Variationen bereitzustellen.

So entstand 2003 VirUS im Department of Medical Physics and Bioengineering, St. George's Hospital, London, UK. Qualität der Geräteeinstellungen und Kompetenz bei den wichtigen embryonalen Messungen sollten ebenso verbessert werden, wie die Durchführung und Befundung von Ultraschalluntersuchungen (Newey VR, 2003, Maul et al., 2004a).

5.2.3.3. U/S Mentor

Nach dem gleichen Prinzip wurde der U/S Mentor™ von Symbionix entwickelt.

Ein **Ultraschallsimulator mit realitätsnaher Simulationspuppe** und verschiedenen Schallköpfen, sowie einer erweiterbaren Plattform mit einer großen Auswahl an virtuellen Patienten, die in enger Zusammenarbeit mit Medizinern entstand.

Die Fallbeispiele basieren auf realen Patienten mit verschiedenen Pathologien, Anomalitäten und anatomischen Varianten. Die errechneten „Ultraschallbilder“ werden korrespondierend zur Sondenposition auf dem Dummy erzeugt, auf Basis der Ultraschalleigenschaften und mit entsprechenden Artefakten.

Wert gelegt wurde außerdem auf eine didaktische Umgebung mit Lern- und Erfolgskontrollen, sowie 3D-Simulationen zur verbesserten Orientierung (Abb.20) (Online im Internet, URL: <http://symbionix.com/simulators/us-mentor/library-of-modules/abdominal-ultrasonography/>, URL: <http://symbionix.com> Stand 05.02.2014).

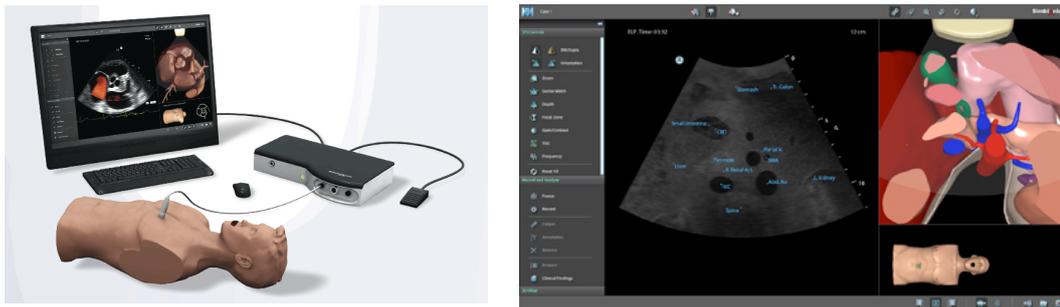


Abb.: 20: Ultraschallübungseinheit „U/S Mentor“ mit Dummy und Schallköpfen. Die Benutzeroberfläche zeigt das entsprechende computervisualisierte Ultraschallbild mit Annotationen und 3D-Übersicht (Online im Internet, URL: <http://symbionix.com/simulators/us-mentor/library-of-modules/abdominal-ultrasonography/>, URL: <http://symbionix.com> Stand 05.02.2014)

5.3. Simulatoren in der Tiermedizin

Schon um die Jahrtausendwende beschäftigten sich die Universitäten mit der Optimierung der tierärztlichen Ausbildung durch interdisziplinäre Lehre, da nicht nur anatomische und klinische Sachkenntnis für den diagnostischen und therapeutischen Erfolg eines kurativen Tierarztes wichtig sind, sondern vor allem auch praktisches Können (Breit et al., 2002).

Die meisten praktischen Fähigkeiten können nur durch entsprechend häufiges Üben und Wiederholen adäquat erlernt werden. Eine hohe Anzahl

von Studenten in der klinischen Ausbildung und nur eine begrenzte Möglichkeit klinische Fälle aufzuarbeiten, sowie tierschutzrelevante Überlegungen erschweren eine fundierte praktische Ausbildung (Breit et al., 2002, Caraballo).

Die Idee, Studenten mit Hilfe von Simulatoren in diagnostischen und praktischen Fähigkeiten zu schulen und Notfallsituationen zu üben, ohne Tiere zu gefährden oder ihnen unnötige Beschwerden zu verursachen, entstand (Caraballo, Breit et al., 2002) Online im Internet, URL: <http://www.vetsimulators.com/about-the-company>, Stand 05.02.2014).

2002 wurden an der Universität Wien versuchsweise drei veterinärmedizinische Trainingssimulatoren entwickelt: ein Simulator für die rektale Untersuchung beim Pferd und ein Intubationssimulator vom Hund. Im Bereich Anatomie und Bildgebende Diagnostik wurden als Grundlage für die diagnostische Auswertung von Schnittbildern wie CT, MRT und Ultraschall Scheibenplastinate in korrespondierender Schnittdicke erstellt (Breit et al., 2002).

2010 wurde die „veterinary simulator industries“, (Veterinary Simulator Industries, Ltd., Calgary, Alberta, Canada) gegründet, um Trainingssimulatoren für die University of Calgary Faculty of Veterinary Medicine zu entwickeln. Es entstanden lebensgroße Modelle von Rindern und Pferden, an denen Studenten rektale und vaginale Untersuchungen ebenso wie einen Geburtsablauf üben konnten. Ein Kolik-Simulator ist noch in der Entwicklung (Online im Internet URL: <http://www.vetsimulators.com/catalogue>, Stand 05.02.2014).

Der australische Besamungstechniker Brad Pickford erarbeitete zusammen mit Professoren der Charles Stuart University, New South Wales, Australia „Breed'n Betsy“, einen Trainingssimulator für Trächtigkeitsdiagnostik, künstliche Besamung und Embryotransfer bei der Kuh. Es können verschiedene Trächtigkeitsstadien von der sechsten Woche bis zum fünften Monat, ebenso wie unterschiedliche ovarielle Befunde diagnostiziert werden.

Darüber hinaus wurden die Modelle mit einem Ultraschall-Schallkopf ausgestattet, so dass die Studenten die Positionierung einer Sonde auf dem Ovar trainieren konnten (Online im Internet, URL: <http://www.breednbetsy.com.au/index.php>, Stand 05.02.2014).

„Breed'n Bonny“ stellt das Äquivalent der Firma für die Pferdemedizin dar. Die Modelle sind seit 2011 auf dem Markt und schon in mehrere Länder verkauft.

In der Kleintiermedizin arbeiteten die Cornell University Center for Advan-

ced Computing zusammen mit dem College of Veterinary Medicine seit 2010 an der Entwicklung von „robotic pets (robo-pets)“, den ersten fortschrittlichen high-tech Hunde- und Katzen- Simulatoren, an denen Studenten Untersuchungsabläufe, Katheterisieren und Reanimieren trainieren können.

Im Gegensatz zu früheren Simulationsmodellen, die humanmedizinische Softwarekomponenten benutzten, beinhalten die „robo-pets“ eigens programmierte Software, die physiologische Daten der Kleintiere, wie hohe Herz- und Atemfrequenz wiedergeben kann, ebenso wie realistische Reanimations-Abläufe (Online im Internet, URL: <http://healthysimulation.com>; <http://healthysimulation.com/2850/cornell-builds-pet-manikin-for-worlds-first-veterinary-simulation-center/>; <http://www.cac.cornell.edu/about/news/130123.aspx> Stand 05.02.2014).

CARABALLO et al. entwickelten den „SimDog“, einen Simulationsdummy, der ein Training in den Bereichen Diagnostik und Therapie, Anästhesie, Notfall- und Intensivmedizin ermöglichen soll.

Ein interaktiver Touch Screen simuliert einen Patienten-Monitor mit physiologischen Daten, wie Herz- und Pulsfrequenz, EKG, Pulsoxymeter, und ist darüber hinaus in der Lage Röntgen- und Ultraschallbilder und Laborergebnisse darzustellen. Über eine Software kann ein Instruktor verschiedene Fallbeispiele inszenieren. Der Simulator reagiert in Echtzeit auf Medikationen und andere Behandlungen (Caraballo).

Ein Äquivalent dazu stellt der Übungshund „CasPeR“ dar, an dem unter Anderem korrekte Beatmung und Herzdruckmassage geübt werden können (Online im Internet, URL: <http://www.anatomy-online.com/unsersortiment/veterinarmedizin/hund/hlw-ubungshund-casper.html> Stand 05.02.2014).

III. MATERIAL UND METHODEN

Für die Erstellung der Datensätze, die Grundlage für einen Ultraschallsimulator werden sollten, fiel die Wahl auf die Tierart Katze. Gründe waren zum Einen das große wissenschaftliche Interesse, da zu diesem Zeitpunkt noch keine geeigneten hochauflösenden anatomischen und sonografischen dreidimensionale Datensätze einer Katze vorhanden waren. Zum Anderen die klinische Relevanz durch die große Patientenzahl in der Kleintiermedizin und die begrenzten Möglichkeiten zur Ultraschallausbildung an Katzen durch die schlechte Kooperation der Tiere.

1. Erstellung des anatomischen Kryoschnittbilddatensatzes

Die anatomischen Kryoschnitte wurden im Institut für Tieranatomie der Ludwig-Maximilians-Universität München angefertigt.

Diese Arbeit umfasst die Visualisierung des Abdomens. In einer parallelen Arbeit entstehen dreidimensionale Rekonstruktionen des Herzens (Decker, 2014), weshalb die notwendigen anatomischen Schnittbilder der Katzen vom knöchernen Becken bis zur Aperthura thoracica cranialis gemeinsam erstellt wurden.

1.1. Vorversuche

Zwar war der grobe Ablauf des Erstellens eines Kryoschnittbilddatensatzes aus der Dissertation von Böttcher „the visible animal project“ (Böttcher, 2010) bekannt, dennoch wurden erste Vorversuche mit einem toten Meerschweinchen gemacht, um mögliche Fehlerquellen auszuschließen und Position der Kamera und Lichtquellen auszutarieren, bevor die Arbeit mit den Katzen begann.

Dafür wurde ein bei -20° Grad Celsius gefrorenes Meerschweinchen in Bauchlage in eine Styroporkiste mit den Maßen von 24 x 30 x 40 cm verbracht. Schwarze Kunststoffleisten aus dem Baumarkt wurden als Marker in die beiden unteren Ecken und Oben in die Mitte platziert und die Kiste mit einem Einkomponenten-Bauschaum ausgeschäumt. Die Styroporkiste wurde daraufhin zwei Tage bei -80° Grad Celsius tiefgefroren.

Probleme, die aufgedeckt wurden, waren zum Einen die zu geringe Verarbeitungstemperatur des Polyurethanschaums beim Ausschäumen der Kiste um den Gefrierpunkt.

Der Schaum brauchte mehrere Stunden zum Aushärten und bildete große luftgefüllte Hohlräume um das gefrorene Meerschweinchen, was zu großer Instabilität des Präparates beim Schneidvorgang führte. Zum Anderen dehnte sich der Bauschaum massiv aus, sodass er die Styroporkiste ungleichmäßig auseinander drückte und so die Rechtwinkeligkeit der Kanten und damit eine stabile Führung verloren ging.

Eine weitere Schwierigkeit entstand durch das lange Fell des Meerschweinchens, das beim Sägen in die Anschnittfläche gezogen wurde und anatomische Strukturen verdeckte.

Als Konsequenz aus diesen Vorversuchen wurde bei dem eigentlichen Versuchsaufbau der Zweikomponenten-Bauschaum bei Zimmertemperatur verarbeitet und die Kanten der Styroporkiste vor der Schnittbilderstellung auf einer Kreissäge begradigt. Das Fell der Katzen wurde geschoren. Die entstandenen Probleme und deren Lösungsansätze dienten maßgeblich der Verbesserung des Arbeitsablaufes und der Bildqualität bei den darauf angefertigten anatomischen Kryoschnitten der Katzen.

1.2. Untersuchungsmaterial

Als Untersuchungsmaterial dienten insgesamt drei weibliche, kastrierte Katzen mit unbekannter Vorgeschichte, die aufgrund einer klinischen Indikation und unabhängig von der Erstellung dieser Arbeit in der Medizinischen Kleintierklinik der LMU München euthanasiert wurden oder verstarben. Bei der Auswahl der Katzen wurde darauf geachtet, dass sie keinerlei offensichtliche Verletzungen oder Missbildungen aufwiesen und von durchschnittlicher Statur waren. Nach dem Tod wurden sie möglichst gestreckt in Rückenlage oder Seitenlage bei -20°C eingefroren.

1.3. Vorbereitung der Präparate

Die tiefgefrorenen Katzen wurden mit einer Haarschneidemaschine komplett geschoren, da aus Vorversuchen bekannt war, dass Haare beim Sägen mit auf die zu fotografierende Anschnittfläche gezogen werden und dort das Bild stören.

Da die geplante Rekonstruktion auf eine Darstellung des Brustkorbes und des Abdomens abzielte und die Gliedmaßen für die Fragestellung unerheblich waren, wurden diese kurz distal des Ellbogen- und Kniegelenks

abgesetzt, ebenso der Schwanz und der Kopf. Dadurch konnte beim späteren Abfotografieren ein kleinerer Bildausschnitt gewählt werden, was zu einer höheren Bildauflösung führte.

Anschließend wurde die Katze in eine Styroporkiste mit den Außenmaßen von 55 x 24 x 24 cm verbracht. Diese sollte der zusätzlichen Isolation und einer bestmöglichen Führung des Präparates beim Schneidevorgang dienen.

Bei einer der drei Katzen wurde der Versuch unternommen die post mortem zum Teil kollabierten großen Gefäße mit einer hyperosmolaren Flüssigkeit zu füllen, um sie weit aufgestellt und somit gut sichtbar darstellen zu können. Dafür wurde die Katze einige Tage vor der geplanten Erstellung der Kryoschnitte aufgetaut, die A. carotis communis freipräpariert und ca. 200ml hyperosmolare Natriumchlorid- (NaCl-) und Glucose-Lösung (4g NaCl und 10g Saccharose auf 200 ml Wasser) mittels eines Katheters in die Arterie infundiert. Der aufgetaute Zustand wurde zudem genutzt, um erforderliche 3D-Ultraschalldaten zu gewinnen. Auf den Ablauf der Erstellung der Ultraschalldaten wird im Kapitel 2. „Erstellung der sonografischen Datensätze“ genauer eingegangen.

Danach wurde die Katze wieder in Rückenlage für zwei Tage bei -20°C eingefroren. Die weitere Vorbereitung der Katze erfolgte wie bei den beiden anderen Tieren.

Eine dritte Katze war in rechter Seitenlage eingefroren und in dieser Position weiter verarbeitet worden.

1.3.1. Einbringen von Markern zum Ausrichten der Schnittbildserie

Wie aus den vorausgegangenen Arbeiten (Böttcher, 2000 und Zengerling, 2004) und eigenen Vorversuchen bekannt war, war damit zu rechnen, dass durch die einfache Konstruktion aus Säge und Tisch Verschiebungen der Schnittbilder um die x- und y-Achse entstehen. Um diese Lagerungsartefakte im Postprocessing zu korrigieren wurden drei schwarze Kunststoffwinkel als Marker auf der ganzen Länge der Box in die beiden unteren Ecken und oben in der Mitte der Styroporkiste eingebracht. Der Verlauf der Leisten wurde parallel zur Längsachse der Katze und senkrecht zur Anschnittfläche gewählt, sodass auf jedem neuen Anschnittbild drei Referenzpunkte erhalten waren, die in Bezug auf das Schnittbildkoordinatensystem immer an der gleichen Stelle lagen. Mit dessen Hilfe sollte es möglich sein, die Verschiebungen der Achsen bei den jeweiligen Schnittbildern einfach zu korrigieren.

1.3.2. Lagerung der Katze

Nach Einbringen der Marker wurde die Katze in Rückenlage, beziehungsweise Seitenlage in die Styroporkiste gelegt, kaudal an die Kiste anstoßend, damit kranial noch Platz zur Führung blieb.

Anschließend wurde die Kiste in mehreren Etappen über ca. eine Stunde mit einem Zweikomponenten- Polyurethanschaum B2 DIN 4102 der Firma Soudal Mega Schaum (Soudal Werk Leverkusen, Olof-Palme-Str. 13, 51371 Leverkusen, [www. Soudal.com](http://www.Soudal.com)) ausgeschäumt und daraufhin zwei Tage bei -80° Grad Celsius eingefroren.

Da der Bauschaum bei seiner Ausdehnung und Aushärtung die Kiste geringgradig auseinander gedrückt hatte, musste diese auf einer Bandsäge begradigt werden. An den beiden Längsseiten wurden mehrere Millimeter Styropor abgetragen bis eine rechtwinklige Kante zur Führung wiederhergestellt war.

Anschließend wurde die Kiste mit dem kaudalen Teil der Katze voran an die Säge angelegt und die ersten Zentimeter Styroporschicht abgesägt.

1.4. Das Kryomakrotom

Bei dem Kryomakrotom handelte es sich um eine modifizierte Brennholzkreissäge, die bereits ausführlich in „The Visible Animal Project“ (Böttcher, 2000) und „the bovine digit“ (Zengerling, 2004) beschrieben wurde.

Ein angebrachter Anschlag und der fein einstellbare Vorschub gewährleisteten eine exakt parallele Schnitfführung und eine gleichbleibende Schichtdicke.

Zusätzlich zu dem schon angebrachten Anschlag wurde parallel dazu auf der anderen Seite des Präparatblockes ein zweiter Anschlag in Form eines Holzbalkens befestigt, damit das Präparat zwischen den Beiden Anschlägen automatisch geführt wurde und keine manuelle Fixierung nötig war. Das beugte zusätzlich einem Verwackeln des Blocks vor und diente gleichzeitig der Sicherheit vor Schnittverletzungen.

Ein von der Säge unabhängiger Unterbau verhinderte ein Vibrieren des Objektes durch den laufenden Sägemotor und das drehende Sägeblatt, welches zu Unschärfen der Fotos von der Schnittfläche führen würde (Abb. 22).

Die exakten technischen Daten sind in der folgenden Tabelle aufgeführt.

Scheppach KE 70*	
Betriebsspannung Drehstrom	400 V/50 Hz
Aufnahmeleistung	5 kW
Abgabeleistung	4 kW
Drehzahl	1500/min
max. Sägeblattdurchmesser	70 cm
max. Schnitttiefe	25 cm
max. Schnittbreite*	50 cm
max. Objektlänge*	100 cm
min. Vorschub*	0,5 mm

*nach Modifikation

Tab. 1: technische Daten des modifizierten Kryomakrotoms

1.5. Arbeitsablauf

Auch bei dem Arbeitsablauf wurde sich am Vorgehen von Böttcher (2000) und Zengerling (2004) orientiert.

Jedoch wurde in diesem Fall ein Vorschub von nur 0,5 mm gewählt, um eine höchstmögliche Auflösung und wenig Stufen in der späteren 3D-Rekonstruktion der kleinen Katzenorgane zu erhalten. Bei einer der drei Präparate wurde der Vorschub sogar auf 0,25 mm im Bereich der Nieren und des Herzens reduziert.

Das Präparat wurde so auf dem Säge Tisch positioniert, dass der kaudale Teil der Katze zuerst angeschnitten wurde.

Die Ausrichtung erfolgte auf diese Weise, um eine eventuell notwendige Unterbrechung der Schnittbilderstellung am Übergang von Bauch zu Brusthöhle machen zu können.

Der Arbeitsablauf umfasste folgende Einzelschritte:

1. Vorschub des Blockes um 0,5 mm
2. Abfräßen des Blockes gemäß des Vorschubes
3. Besprühen der neu entstandenen Anschnittfläche mit 70% Ethanol
4. Abfotografieren der Anschnittfläche mit einer digitalen Kamera

Die frische Anschnittfläche wurde mit 70 % Ethanol aus einer Sprühflasche benetzt, um diese zu Säubern und die Farben zu intensivieren. Das

Ethanol war vorher auf auf -20°C heruntergekühlt worden. Mit einer CO_2 - Kaltgaspistole wurde die Anschnittfläche kurz vor dem erneuten Sägevorgang gekühlt.

Das Verbringen des Präparates in eine Kühlkammer war durch die Kühlung durch die CO_2 - Kaltgaspistole, die geringe Raumtemperatur von ca. 11°C Grad Celsius, das zügige Arbeiten und der oben beschriebenen Einbettung in Polyurethanschaum und Styropor über den gesamten Sägevorgang nicht erforderlich.



Abb. 22: Versuchsaufbau mit Kryomakrotom, Lichtquellen, Kamera und Laptop

1.6. Digitalisierung

Die Anschnittbilder wurden mit einer digitalen Kamera (Nikon D200, Nikon GmbH, Düsseldorf) mit Ring-Polarisationsfilter aufgenommen. Die Kamera war auf einem Stativ ca. 1 m vom Präparatblock entfernt so ausgerichtet, dass sie die Schnittfläche auf dem Sägetisch direkt ablichtete.

Dadurch konnte der Präparatblock während des gesamten Sägevorgangs auf dem Sägetisch verbleiben, was den Verarbeitungsprozess erheblich beschleunigte und eine größtmögliche Kontinuität der Schnittfolge bewirkte. Als Lichtquelle dienten zwei in Abstand von einem Meter positionierte Halogenscheinwerfer mit vorgesetzter Polarisationsfolie.

Ring-Polarisationsfilter und Polarisationsfolie verringerten die Artefakte durch Reflektionen beim Abfotografieren, die durch den Ethanolfilm auf dem Präparat entstanden waren.

Die Kameraeinstellungen wie Belichtung, Blende und Weißabgleich wurden während eines Probevorgangs an einem Meerschweinchen und dem ersten Anschnitt der Katze vorgenommen (Tabelle 2). Die Einstellungen wurden beibehalten und die Kamera mit Hilfe einer Software (Camera Control Pro2, Nikon GmbH, Düsseldorf) mit einem Notebook (Acer Aspire 5742G, Acer Computer GmbH, Ahrensburg) verbunden. Dieses diente als Fernauslöser. Damit war ein versehentliches Verschieben oder Verwackeln der Kamera ausgeschlossen. Gleichzeitig diente es dem redundanten Sichern der Bilder. Darüber hinaus war eine direkte Beurteilung der Aufnahmen am Bildschirm möglich. Korrekturen konnten somit rechtzeitig vorgenommen werden, da eine spätere Wiederholung der Aufnahmen ein und desselben Objektanschnittes aufgrund des Abfräsens nicht mehr möglich gewesen wäre. Die Bilder wurden im NEF- Nikon- Raw-Daten-Format auf einer externen Festplatte gespeichert und sofort nach Abschluss des Sägevorgangs auf einer weiteren Festplatte und einem externen redundant gesicherten Netzlaufwerk gesichert.

Kameraeinstellungen

Farbmodell	RGB	DPI (Breite)	72
Farbtiefe	16	Pixel (Höhe)	2.592
DPI (Höhe)	72	Pixel (Breite)	3.872
Belichtungs-korrektur	0	Abtastmethode	Farb-CCD-Sensor mit einem Chip
Belichtungsmodus	Manuelle Belichtung	Weißabgleich	Manueller Weißabgleich
Belichtungszeit	1 / 10	Entfernungseinstellung	1,189
Blitz	nicht ausgelöst	Brennweitenmodus	1
Blendenwert	6,3	Objektivmodell	AF Micro-Nikkor 105mm f/2.8D or Sigma Macro 105mm F2.8 EX DG
Brennweite	105	Farbmodus	COLOR
Brennweite bei 35-mm-Film	157	Brennweitenmodus	AF-S
ISO-Empfindlichkeit	100	ISO-Einstellung	0, 100
Maximale Blendenöffnung	3,2	LensType	2
Messmethode	Muster	Qualität	RAW

Tab. 2: Zusammenfassung der Kameraeinstellungen

Insgesamt wurden drei anatomische Datensätze erstellt. Erst nach Auswertung der einzelnen Schnittbilder wurden Krankheitsbilder und mögliche Todesursachen der ausgewählten Katzen sichtbar und die Qualität des Datensatzes beurteilbar.

Die Erhebung eines kompletten Datensatzes einer Katze vom knöchernen Becken bis zur Aperiura thoracica cranialis dauerte in Abhängigkeit der Schnitzzahl ca. 6 Stunden.

Verzögerungen traten auf da anfallende Abschnitte immer wieder entfernt werden mussten, bevor sie das Bild störten oder ein Rückziehen der Säge bis zum Anschlag verhinderten und die Alkoholsprühflasche nachgefüllt werden musste.

1.7. Digitale Nachbearbeitung der Daten

Der Datensatz der ersten Katze erfüllte alle Voraussetzungen für die weitere Verarbeitung. Er wies eine sehr gute Bildqualität ohne Artefakte auf und war weitgehend anatomisch unversehrt. Aus diesen Gründen wurde der Datensatz dieser Katze für die Erarbeitung des Projektes verwendet.

Die anatomischen Kryoschnittbilder lagen als 732 Einzelbilder im NEF-Format (Nicon Electronic Format), einem RAW-Datenformat, mit einer Bildgröße von 16,4 MB je Bild vor. Die Größe des gesamten Datensatzes betrug somit 11,94 GB.

Die weitere Verarbeitung der Bilder, spätere Rekonstruktionen und das Matching der verschiedenen Datensätze sollten mit der Software „Amira“ gelöst werden. Da Amira am besten mit unkomprimierten Bildformaten wie BMP oder TIFF arbeitet und einen begrenzten Arbeitsspeicher von 8 GB hat, musste das Datenvolumen vor der weiteren Verarbeitung deutlich reduziert werden.

1.7.1. Umwandlung des Bildformates

Mit dem Programm „Preview“ (Mac OS.X, Apple Inc., California) wurde der gesamte Datensatz in einem Arbeitsschritt in das BMP-Format konvertiert. Dadurch vergrößerte sich das Datenvolumen auf 21,77 GB.

1.7.2. Reduktion des Datensatzes

1.7.2.1. Bildauswahl

Im ersten Schritt wurde die Auswahl der Bilder begrenzt.

Die Bilder eins bis 43 lagen weit im knöchernen Becken und stellten caudale Urethra, Vagina und Colon dar. Aufgrund der anatomischen Lage sind diese kaudalen Anteile der Strukturen im Ultraschall nicht einsehbar und deswegen für das Projekt nicht relevant.

Die Bilder 600 bis 723 zeigten die kranialen Lungenlappen und die Apertura thoracica cranialis. Die großen Gefäße waren schon weit aufgezeigt und im Herzultraschall durch Schallauslöschungen der Lunge nicht mehr darzustellen. Aus diesem Grund konnte auch auf diese Bilder verzichtet werden.

Das Datenvolumen reduzierte sich so um ca. 25 % auf 16,7 GB und 557 Einzelbilder vom knöchernen Becken bis in den mittleren Lungenbereich.

Das Abdomen betreffend hätte die Auswahl der Bilder von dem Beckeneingang bis zum Margo cranialis der Leber bzw. mit einem Bildpuffer nach cranial auf 450 Bilder begrenzt werden können. Doch da die nächsten notwendigen Arbeitsschritte sowohl für die Visualisierung des Abdomens als auch des Herzens identisch sind, wurde der komplette Datensatz weiter verarbeitet.

1.7.2.2. Zuschneiden einer „Region of Interest“ (ROI)

Vorversuche mit der Software „Amira“ (Amira FEI Visualization Sciences Group, Burlington, USA) haben gezeigt, dass für das Ausrichten des Bildstapels aufeinander (=“Alignment“, mehr siehe Kapitel 1.7.3.), die zuvor eingebrachten Marker nicht unbedingt notwendig sind. Aus diesem Grund war ein Zuschneiden der Bilder auf eine „Region of Interest“ (ROI) möglich. Die seitlichen Ränder der Bilder, auf denen keine relevanten Anschnitte der Katze abgebildet waren, sondern lediglich Bauschaum und Styroporkiste, konnten abgeschnitten und die Bildgröße so von 3827 x 2592 Pixel auf 2835 x 2126 Pixel reduziert werden (Abb. 23). Dieser Arbeitsschritt reduzierte die Größe des Gesamtdatensatzes auf 10,14 GB.

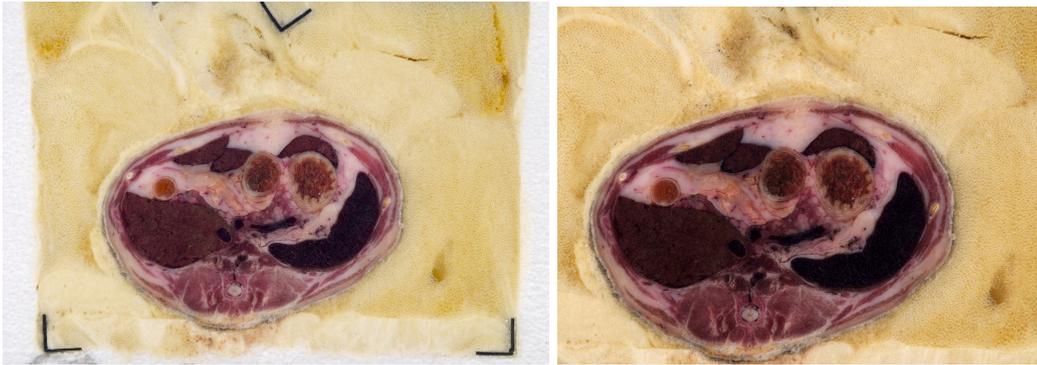


Abb. 23: Zuschneiden einer „Region of Interest“: Anteile ohne anatomische Informationen wurden abgeschnitten, um den Datensatz zu verkleinern

1.7.2.3. Verringerung der Auflösung

Im letzten Schritt wurde die Auflösung des Datensatzes auf die für Bildschirmanwendungen angepassten Werte verringert. Für die spätere Anwendung war eine Auflösung von 2835 x 2126 px nicht erforderlich, da die Auflösung der Ultraschallbilder ebenfalls viel geringer ist und die Visualisierung an einem normalen Monitor erfolgen soll, der über eine durchschnittliche Bildschirmauflösung verfügt. Mit einer Reduktion auf 1280 x 960 px verkleinerte sich das Datenvolumen auf 5 MB pro Bild. Das entspricht einer Gesamtgröße von 2,79 GB für die vollständige Kryoschnittbildserie, die ein schnelles Arbeiten mit Amira ermöglicht.

1.7.3. Ausrichten der Bilder (Alignment)

Die Software-Anwendung „Amira“ ist ein Programm zur High-End-Visualisierung, das auch ungeübten Benutzern eine einfache, individuelle, dem jeweiligen Forschungsanspruch angepasste Visualisierung ermöglichen soll.

Die Benutzeroberfläche ist einfach gehalten und besteht aus einem Grafik-Fenster, einem Konsolen-Fenster und dem Objektpool.

In letztgenannten werden die Grafikdateien geladen und mit verschiedenen Visualisierungstools verbunden. Die netzwerkartige Darstellung lässt den Datenfluss erkennen und jederzeit modifizieren. Im Grafik-Fenster können die errechneten Visualisierungsergebnisse aus verschiedenen Blickwinkeln betrachtet werden und im Konsolen-Fenster werden Meldungen angezeigt und Befehle können eingegeben werden (Amira 5.3 Specification Sheet, 2010)

Wie aus vorangegangenen Arbeiten von Böttcher (2000) und Zengerling (2004) bekannt, war trotz der relativ stabilen Sägevorrichtung und dem

getrennten Tisch für den Objektblock, keine absolut exakte Ausrichtung des Präparates möglich. Es war mit Verschiebungen um die x- und y-Achse zu rechnen, die zur weiteren Verarbeitung ausgeglichen werden mussten.

Dafür sollte die Software Amira verwendet werden.

Amira verfügt über ein „AlignSlices“ Werkzeug zur Ausrichtung von zweidimensionalen Schnittbildern aufeinander.

Mühlbauer (Muehlbauer, 2010) und Weinert (2007), die Amira benutzen um histologische Schnitte in Deckung zu bringen, waren auf ein manuelles Ausrichten mehrerer Hundert Einzelbilder angewiesen, da Rotationen, Stauchungen und Zerrungen eine Verwendung von automatischen Funktionen unmöglich machten.

Da bei den anatomischen Schnitten keine solchen Artefakte in Erscheinung traten, sondern lediglich geringe Verschiebungen um die x- und y-Achse, konnten automatische Funktionen verwendet werden, um den Arbeitsaufwand zu reduzieren.

Der zuvor zugeschnittene und komprimierte Datensatz wurde dafür in den Objekt-Pool geladen und mit dem „AlignSlices Modul“ verknüpft.

Neben dem manuellen Alignment verfügt Amira über vier verschiedene automatische und halbautomatische Funktionen zum Ausrichten von Schnittbildserien.

Zwei geometrisch basierte Funktionen sind nur auf Strukturen anwendbar, die sich klar von einem Hintergrund abheben und für die anatomischen Schnitte nicht geeignet.

Das Alignment via Landmarks erfordert eine interaktive Definition von mindestens zwei Orientierungspunkten in jedem Bild per Mausklick. Die schwarzen Kunststoffleisten, die in die ausgeschäumte Styroporkiste der Katze eingebracht wurden, sollten ursprünglich als diese Punkte dienen.

Probleme entstanden allerdings durch die ungenaue Position der Marker. Durch die unterschiedliche Ausdehnung des Bauschaums wurden die Kunststoffleisten verbogen und verliefen nicht exakt parallel zum Katzenkörper.

Versuche diese Alignment-Funktion zu verwenden führten zu keinen zufriedenstellenden Ergebnissen. Schlussendlich überwog der Vorteil die Bildränder inklusive der Marker um die Katze herum abzuschneiden, um damit den Datensatz zu verkleinern gegenüber dem halbautomatischen Landmark-Alignment.

Als vierte Funktion verfügt Amira über eine Optimierungsmethode, die eine grobe Vorausrichtung der Einzelbilder erfordert.

Diese Voraussetzung wurde erfüllt, da beim Erzeugen der Bilder mit dem Kryomakrotom darauf geachtet wurde, dass weder der angeschnittene Objektblock noch die Kamera bewegt wurden und abgefrästen Teile und Styroporkugeln ein Zurückziehen des Sägetischs bis zum Anschlag nicht verhinderten. Die Achsenabweichungen waren daher minimal und Rotationen, Zerrungen und Stauchungen fehlten komplett.

Zum Ausrichten wurden die geladenen Bilder zunächst im manuellen Modus auf die Qualität der Positionierung überprüft.

Dafür wurden im „AlignSlices„ Modul auf einem Betrachtungsbildschirm zwei aufeinander folgende Schnitte übereinander liegend dargestellt. Einer der Schnitte war editierbar und erschien semitransparent. Mit der Maus und verschiedenen Tastenkombinationen konnte dieser Schnitt verschoben, rotiert und gespiegelt werden. Grobe Verschiebungen konnten so korrigiert werden.

In diesem ersten Durchlauf wurden bloß wenige Einzelbilder, die große Abweichungen in der Ausrichtung aufwiesen, neu positioniert. Danach wurde in die „Optimizing the Quality“ Funktion gewechselt. In einer Menü-Leiste am unteren Bildrand wurde die Qualität der Ausrichtung in Prozent dargestellt. 100% bedeutete eine optimale Deckung zweier aufeinanderfolgender Bilder. Amira arbeitet in diesem Modus mit einem Abgleich der Graustufen von zwei aufeinanderfolgenden Bilder und versucht deren Abweichungen zu minimieren. Durch Anklicken einer Schaltfläche wurde eine vollautomatische Ausrichtung des gesamten Bildstapels aktiviert. Die Ergebnisse waren sehr zufriedenstellend. Im Durchschnitt wurde eine Qualität der Deckung von 97 % erreicht.

Im Anschluss an diese automatische Registrierung erfolgte noch einmal eine visuelle Kontrolle der Ergebnisse und ein manuelles Korrigieren von Schnitten, deren Qualität der Ausrichtung unter 97% lag.



Abb. 24: errechnete Sagittalebene zur Überprüfung des Alignment, die schwarzen Stufen im unteren Bildrand zeigen den Ausgleich des vertikalen Versatzes der Bilder

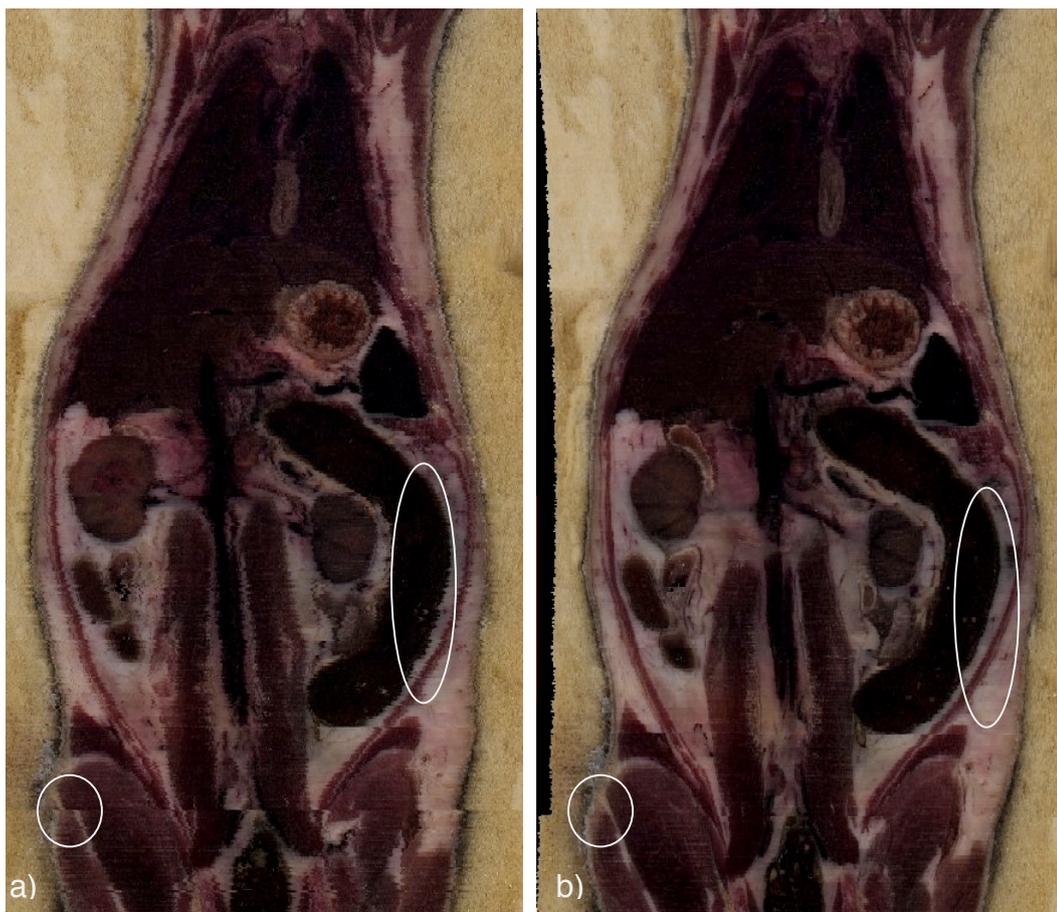


Abb. 25: errechnete Horizontalebene a) vor dem Alignment b) nach dem Alignment, die Markierungen zeigen den Erfolg vor allem an linearen Strukturen

1.7.4. Segmentieren/ Kolorieren

Im folgenden Bearbeitungsschritt sollte der gelbe, inhomogene Bauschaum, der die Katze umgibt, geschwärzt werden, damit dieser die spätere Darstellung nicht irritiert und der Fokus auf den anatomischen Strukturen bleibt. Da das Ziel eine möglichst genaue Umrandung der Katze war, die von Bild zu Bild nur die nötigen Abweichungen der Kontur angleicht, war eine Stapelverarbeitung des gesamten anatomischen Datensatzes nicht möglich. Es musste Bild für Bild der Hintergrund geschwärzt werden, die Änderungen wurden auf das nächste Bild übertragen und angepasst.

Dafür wurde die Software „Pixelmator“ (Pixelmator Team Ltd., Mac OS.X, Apple Inc., California) genutzt.

Mit einem Markierungs-Pinsel-Werkzeug wurden alle den Katzenanschnitt umgebenden Strukturen markiert. Um die Unregelmäßigkeiten auszugleichen, die bei der manuellen Bearbeitung entstanden, wurde im Bearbeitungsmodus eine Anpassung der Auswahl vorgenommen und die Kanten geglättet. Im nächsten Schritt wurde die Auswahl mit Hilfe des Füllwerkzeuges geschwärzt. Die Markierung wurde kopiert und in das nachfolgende Bild übertragen. Mit dem Markierungspinsel wurden Abweichungen der Kontur im Folgebild ausgebessert. Per Mausklick konnten markierte Bereiche hinzugefügt oder entfernt werden. Dabei wurde darauf geachtet, dass von Bild zu Bild möglichst geringe Anpassungen vorgenommen wurden, um in späteren Rekonstruktionen keine deutlichen Sprünge zu verursachen. Die Kanten wurden wieder geglättet, der Hintergrund geschwärzt und die aktuelle Markierung kopiert und ins Folgebild eingefügt.

Auf diesem Weg wurden alle 555 anatomischen Einzelbilder bearbeitet.

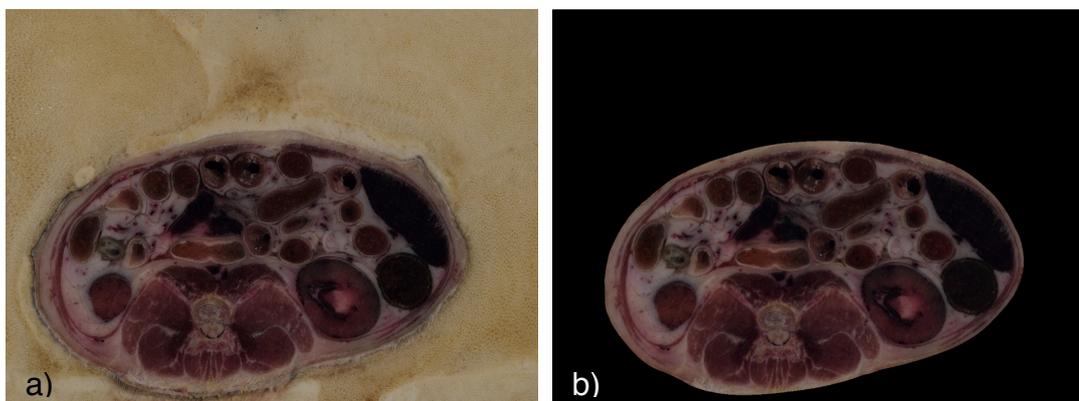


Abb. 26: Transversalschnitt auf Höhe der Nieren a) Im Original sieht man die Katze in Bauschaum eingebettet b) nach Bearbeiten des Hintergrundes

2. Erstellung der sonografischen Datensätze

Die sonografischen Datensätze wurden im Institut für Tieranatomie der Ludwig-Maximilians-Universität München angefertigt.

2.1. Hardware/ Software

Für die Ultraschallaufnahmen stellte die Firma Esaote (Esaote Biomedica Deutschland GmbH, Köln) das High-End -Gerät „MyLab Twice“ zur Verfügung. Dieses System ist mit der zusätzlichen Software und Hardware-Komponente „InVivo“ der Firma MedCom (MedCom GmbH Darmstadt, Deutschland) ausgestattet.

Es besteht aus einem speziellem, am Schallkopf angebrachten Tracking-System, welches Position und Orientierung im Raum simultan zum aktuellen Ultraschallbild in Echtzeit verarbeiten kann.

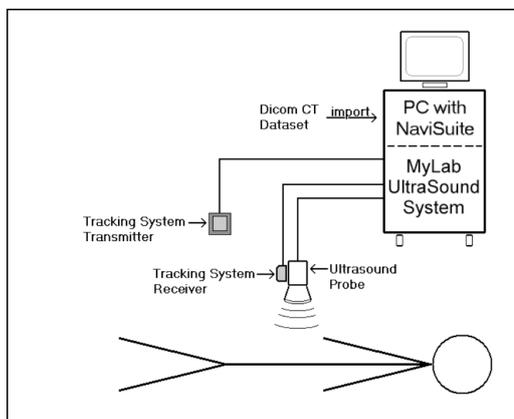


Abb. 27: Skizze des Freihand 3D-Systems aus dem user manual navi suite 5.3 von medcom



Abb.28: Tracking System mit Transmitter und Schallkopf mit Sensor

Während der Ultraschalluntersuchung überträgt das elektromagnetische Tracking-System die räumliche Position und Orientierung über eine serielle Schnittstelle (RS232) an den integrierten PC. Zeitgleich werden die einzeln erzeugten Frames vom Ultraschallgerät als VHS Videosignal an den Frame Grabber des PC geliefert und dort als Sequenz von Einzelbildern abgespeichert. Der Aufnahmezeitraum kann von wenigen Sekunden bis zu einer halben Minute variiert werden. So entsteht ein Datenquader wie bei anderen tomographischen Verfahren. Die Datendichte ist abhängig von der Framerate, mit der geschallt wird, und der Geschwindigkeit, mit welcher der Schallkopf bewegt wird. Im PC werden die eingehenden Daten weiter verarbeitet. Es entsteht ein Volumen mit kartesischem Koordinatensystem im DICOM-Format (M.Richtscheid, 2000, Walter, 1996).

2.2. Vorversuche

Lebende Katzen

Erste Versuche, die 3D-Aufnahmen mit lebenden Katzen im Rahmen einer klinischen Untersuchung zu machen, stießen bald an ihre Grenzen.

Aufkommende Probleme entstanden vor allem durch Bewegungen der Katze. Selbst einfache, kleinste Regungen sorgten für einen Versatz und Stufen in den Aufnahmen (Abb. 29), sodass viele Untersuchungen wiederholt werden mussten. Ebenso verursachten Atembewegungen vor allem im cranialen Abdomen Verschiebungen der Ultraschallbilder gegeneinander. Bei schlanken Katzen entstanden durch die Pulswelle im Bereich der Aortenaufzweigung Vibrationen (Abb. 30), die die Bildfolge störten.

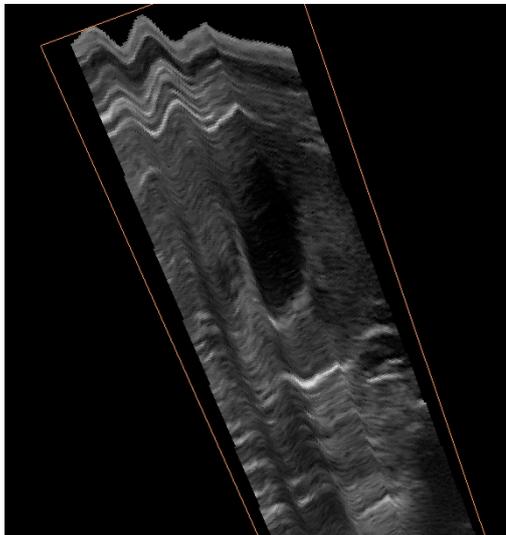


Abb. 29: Sagittalschnitt der linken Niere, stufige Artefakte entstehen durch Bewegungen des Tieres. Eine dreidimensionale Rekonstruktion des Organs ist nicht möglich.

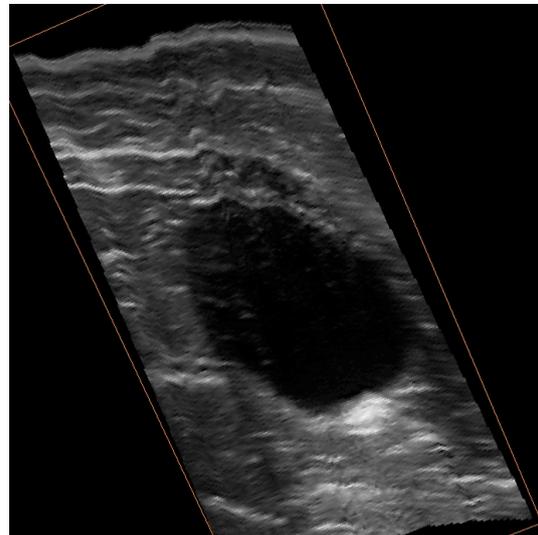


Abb. 30: Sagittalschnitt durch die Blase. Das Bild verwickelt durch Pulsation der großen Gefäße.

Tote Katzen

Eine gute Alternative schienen verstorbene, tiefgefrorene Katzen, die dem Institut für Tieranatomie für die Präparierübungen der Studenten zur Verfügung standen.

Die Tiere wurden über zwei bis drei Tage in einem Vorkühlraum bei ca. 5° C aufgetaut und das Abdomen großflächig geschoren. Um die zum Teil kollabierten großen abdominalen Gefäße aufzustellen und besser sichtbar zu machen und durch Flüssigkeitsverlust abgeplattete Organe wieder „aufzustellen“, wurde eine hyperosmolare NaCl- und Glucose-Lösung über

einen Venenkatheter in die freipräparierte A. carotis communis infundiert. Die Katzen wurden in einer Kunststoffkiste an den Gliedmaßen in allen Ecken fixiert, um ein Verkippen zu vermeiden (Details unter 2.4. Vorbereitung).

Die Ergebnisse waren sehr unterschiedlich.

Große, adipöse Katzen waren deutlich schlechter schallbar als schlankere. Die Bildqualität nahm merklich ab (Abb. 31).

Wahrscheinlich abhängig von Kreislaufsituation, verstrichener Zeit zwischen Tod und Einfrieren und Auftauvorgang bestanden unterschiedliche Füllungssituationen des Gefäßsystems. In vielen Fällen kam es zu einer sichtbaren Koagulation des Blutes. Große Gefäße, wie Aorta, Vena Cava und deren Abgänge waren kollabiert und deswegen nicht darstellbar. Leber und Nieren erschienen deutlich verkleinert und abgeplattet (Abb. 31). Bei dem Versuch der Reperfusion verloren die Gefäße meist nach acht bis zehn Minuten die infundierte Flüssigkeit und es bildete sich ein Bachhöhlenerguss. Kleine Luftblasen die in das Gefäßsystem gelangten, führten zu Artefakten die besonders im homogenen Organparenchym von Leber, Milz und Nierenrinde sichtbar wurden (Abb.: 32).

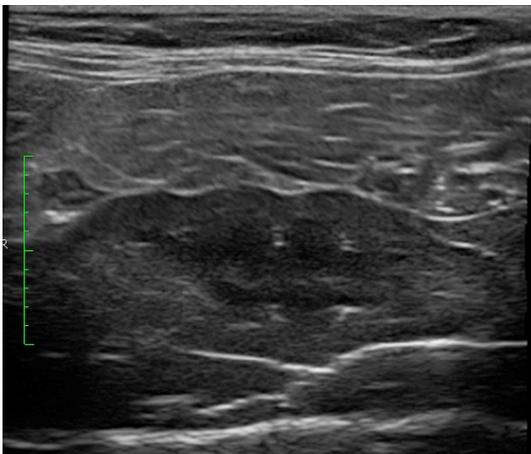


Abb. 31: adipöse Katze mit schlechter Gefäßfüllung, die Niere erscheint deutlich abgeplattet und ist kaum abgrenzbar

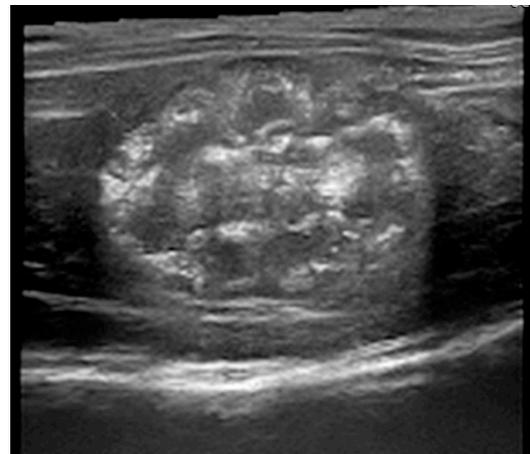


Abb. 32: Niere nach der Injektion von hyperosmolarer Flüssigkeit, Luftblasen sind mit in das Gefäß gelangt und verursachen Artefakte in dem perfundierten Organ

Artefakte entstanden außerdem wenn der Auftauvorgang noch nicht ganz abgeschlossen war. In diesem Fall waren Eiskristalle vor allem in den Nieren sichtbar, die das Bild störten.

Das auffälligste Problem stellte eine Veränderungen der Darmwand dar.

So erschien die Submucosa deutlich verdickt und hyperechogen.

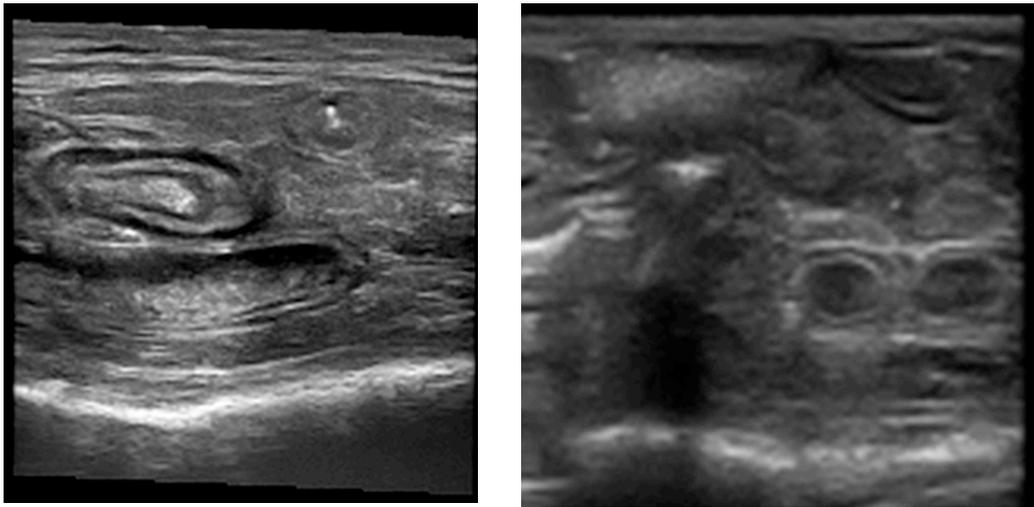


Abb. 33: Darmschlingen mit prominenter Tunica Submucosa , Veränderungen, die offensichtlich durch den Gefrierprozess entstanden

2.3. Untersuchungsmaterial

Letztendlich wurden frisch verstorbene, bzw. euthanasierte Katzen für die Anfertigung der Ultraschalldatensätze verwendet. Die Katzen wurden in Kliniken rund um München aufgrund einer klinischen Indikation und unabhängig von dem vorliegenden Projekt eingeschläfert oder verstarben zum Teil von selbst und wurden für die Datenakquirierung abgeholt und in das Institut für Tieranatomie der LMU München gebracht.

2.4. Vorbereitung

Im ersten Schritt wurde das Abdomen großflächig von kurz cranial des Rippenbogens bis zum Eingang des knöchernen Beckens und seitlich hoch dorsal geschoren.

Um kollabierte Gefäße aufzustellen, vor allem um Aorta, Vena Cava und Leber- und Nierengefäße besser sichtbar zu machen und abgeplattete Organe wieder „aufzufüllen,“ wurde eine ein Venenkatheter in die A. carotis communis gelegt.

Dafür wurde diese im Kehlkopfbereich freipräpariert und zum Kopf hin mit einem Baumwollfaden abgebunden. Herzwärts wurde ein Venenkatheter (B.Braun Vasofix Braunüle 20G, B. Braun Melsungen AG, Melsungen) geschoben und ebenfalls mit einem Baumwollfaden fixiert.

Je nach Zustand der Gefäße und Organe wurde eine hyperosmolare Natriumchlorid (NaCl)- und Glucose-Lösung über den Katheter infundiert (4g

NaCl und 10g Saccharose auf 200 ml Wasser).

Die Katzen wurden in einer Kunststoffkiste an den Gliedmaßen in allen Ecken fixiert, um ein Verkippen zu vermeiden (Abb. 34).

Das Abdomen wurde mit Alkohol (Octeni Sept, Schülke, Schüle & Mayr GmbH, Norderstedt) desinfiziert und es wurde großzügig Ultraschallgel (Aquasonic 100, Parker Labs, New York, USA) aufgetragen.



Abb. 34: Versuchsaufbau für die Ultraschalluntersuchung: die Katze wurde in einer Kunststoffkiste an den Gliedmaßen fixiert, das Trackingsystem wurde in unmittelbarer Nähe positioniert

2.5. Untersuchungsablauf

Die Untersuchung erfolgte immer nach demselben Schema, um von allen Tieren ähnliche Aufnahmen zu bekommen und keine Abschnitte oder Organe zu vergessen.

Zu Anfang wurden Datensätze von möglichst großen Abschnitten des Abdomens generiert.

Je nach Größe der Katze entstanden drei bis vier Längsbahnen durch das Abdomen und Schwenke im rippengestützten Bauchraum.

Im Anschluss wurden Aufnahmen aller Organe in zwei Ebenen generiert.

Je nach Zustand der Gefäße und Organe erfolgte eine Injektion von 50 bis 200 ml hyperosmolarer Lösung in den zuvor eingebrachten Katheter. Anschließend wurde der Untersuchungsablauf wiederholt.

Insgesamt wurden Datensätze von 43 toten Katzen gesammelt.

In den meisten Fällen waren Vorgeschichte und Todesursache unbekannt und die Pathologie wurde erst im Laufe der Untersuchung sichtbar.

Die Ultraschallbilder der frisch toten, euthanasierten Katzen entsprachen nahezu denen von lebendigen Katzen. Die Blutgefäße waren in den meisten Fällen noch aufgestellt und somit gut sichtbar, die Organe entsprachen ihrer normalen Größe und Form. Es trat keine Flüssigkeit aus den Gefäßen aus, sodass ein relativ großes Zeitfenster für den Ultraschall blieb.

Einziges, aber dafür oft massives, Problem war ein Aufgasen des Magens und Dickdarms, was zu Schallauslöschungen und schlechter Bildqualität führen konnte.

Je nach Bildqualität, vorhandenen Pathologien und Relevanz entstanden bis zu 50 3D-Ultraschallvolumen pro Katze, die im DICOM-Format gespeichert wurden (Abb. 35).

Die Datenakquirierung inklusive Vorbereitung und abschließendem Speichervorgang dauerte pro Katze zwischen einer und drei Stunden. Die Daten wurden über ca. ein Jahr gesammelt.

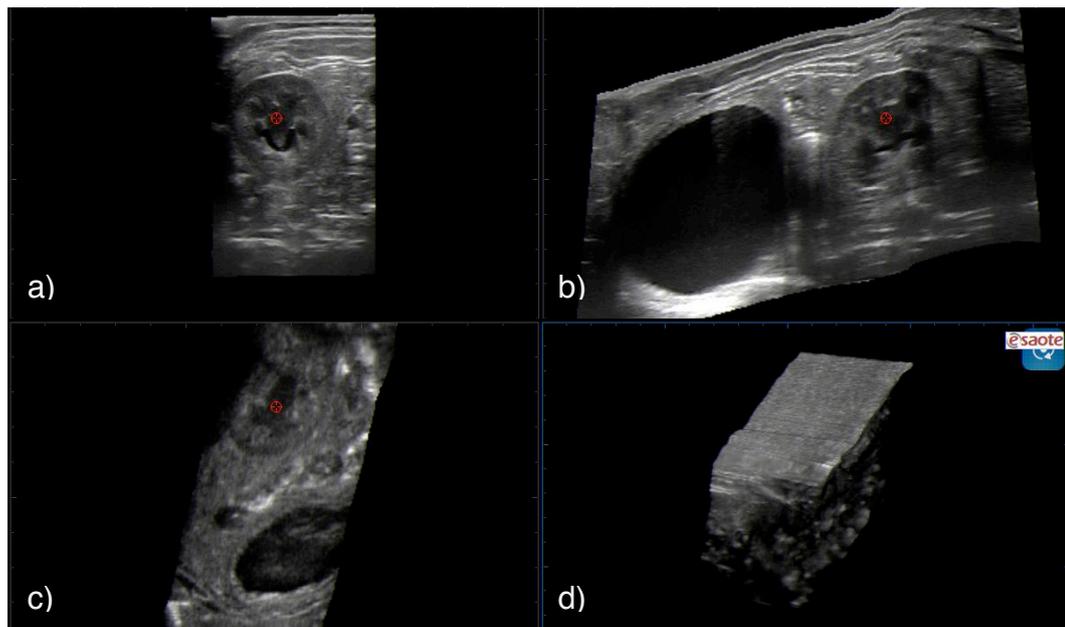


Abb. 35: 3D-Datensatz mit linker Niere und Harnblase, a) aufgenommenem Transversalschnitt, b) errechnete Sagittalebene, c) errechnete Horizontalebene, d) 3D-Volumen

2.6. Fehlerquellen

Fehler und Artefakte unabhängig vom Untersuchungsmaterial entstanden zum Einen, wenn Transmitter und Receiver des Tracking Systems zu weit von einander entfernt waren. Abstände zwischen zehn und 30 cm lieferten

gute Ergebnisse. Darüber hinaus kam es zu Ungenauigkeiten bei der Erfassung der räumlichen Orientierung.

Eine weitere Fehlerquelle waren metallische Gegenstände in unmittelbarer Umgebung des Tracking Systems, wie zum Beispiel die Tischkonstruktion. Auch in diesem Fall entstanden „verwackelte“ Volumen, deren Einzelbilder sich nicht aufeinander ausrichten ließen (Abb. 36).

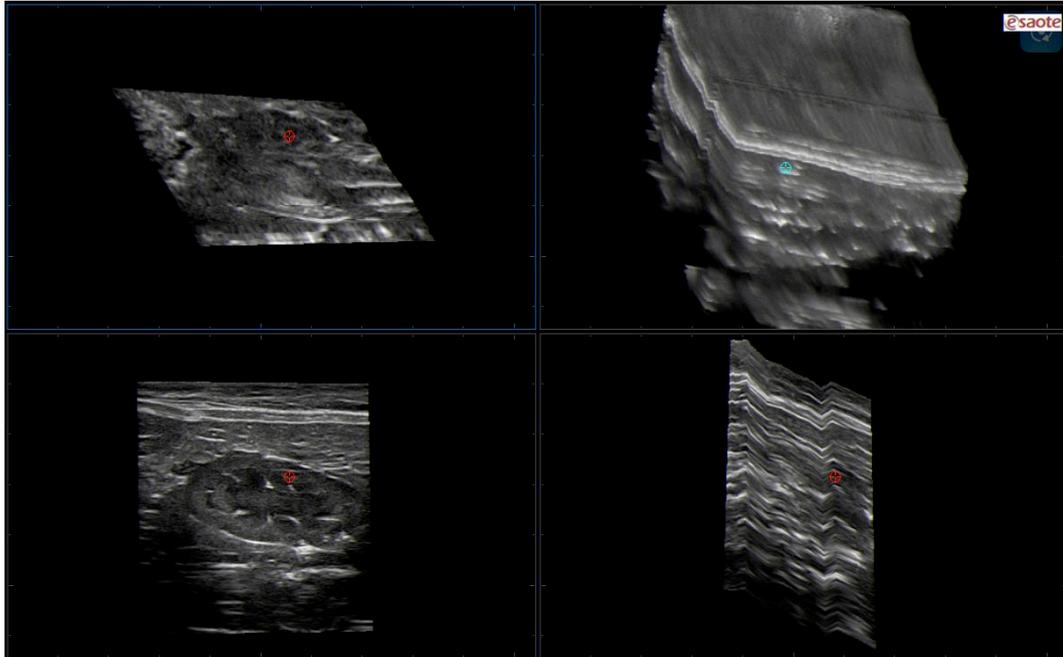


Abb. 36: Datensatz mit Artefakten: Unschärfe und Stufenbildung. Die Niere ist in den errechneten Ebenen nicht darstellbar

3. Der computertomografische Datensatz

Die computertomografischen Aufnahmen wurden in der humanmedizinischen radiologischen Praxis Schondorf (Schlichtener Str. 105, 73614 Schorndorf), Dres. Hahn, Stern und Kalka mit einem Siemens-Tomografen (Siemens, Somatom, Spirit, Siemens AG, München) angefertigt.

Bei der Katze handelte es sich um ein zweieinhalb Jahre altes weibliches Tier, welches aufgrund eines Lungentumors euthanasiert und zur Datenakquirierung eingefroren wurde.

Es wurden transversale Nativaufnahmen mit Weichteilfenster mit einer Schichtdicke von 0,375 mm und einer Bildauflösung von 512 x 512 px erstellt. In einem zweiten Schritt wurden Kontrastmittelaufnahmen in gleicher Ebene und Schichtdicke mit einer Auflösung von 320 x 320 px angefertigt. Das entsprach jeweils 182 Schnittbildern.

4. Der magnetresonanztomografische Datensatz

Die magnetresonanztomografischen Datensätze wurden in der Chirurgischen Kleintierklinik der LMU München (Veterinärstraße 13, 80539 München) mit einem Siemens Tomografen (Siemens Magnetom Symphony 1,5T) angefertigt.

Für das Abdomen entstanden ein dorsaler und ein sagittaler T1-gewichteter Datensatz, mit einer Schichtdicke von jeweils 0,8 mm. Das entsprach 144 Schnittbildern für den dorsalen und 160 Bildern für den sagittalen Scan mit einer Bildauflösung von 512 x 512px.

Bei der Katze handelte es sich um ein männlich kastriertes Fundtier mittleren bis hohen Alters.

IV. ERGEBNISSE

Der digitale Datensatz der Katze setzt sich aus vier Teildatensätzen unterschiedlicher bildgebender Verfahren zusammen: Einem anatomischen, einem CT- und einem MRT-Datensatz, sowie zahlreichen sonografischen Volumendatensätzen unterschiedlicher Organsysteme und Pathologien.

1. Der Anatomische Datensatz

Insgesamt wurden von drei Katzen anatomische Kryodatensätze erstellt. Entsprechend der unterschiedlichen Größen der Katze ergab sich eine unterschiedliche Anzahl einzelner Schnittbilder (Tabelle 3).

Katze 1	Katze 2	Katze 3
723 Einzelbilder vom Beckenausgang bis zur Aperthura thoracica	884 Einzelbilder vom Beckenausgang bis zur Aperthura thoracica	705 Einzelbilder vom Beckenausgang bis zur Aperthura thoracica
0,5 mm Schichtdicke	0,5 mm Schichtdicke,	0,5 mm Schichtdicke,
entspricht 450 Bildern des Abdomens vom Knöchernen Becken bis kurz cranial der Leber	entspricht 600 Bildern vom knöchernen Becken bis zum Margo cranialis der Leber	im Bereich der Nieren und des Herzens nur 0,25 mm Schichtdicke,
	Dabei handelte es sich um die zuvor aufgetaute und infundierte Katze.	entspricht 515 Bildern vom knöchernen Becken bis zum cranialsten Punkt der Leber
		Die Katze wurde in Seitenlage eingefroren und war vor allem für spätere Visualisierungen des Herzens gedacht.

Tab. 3: Übersicht über die erstellten anatomischen Datensätze

Die drei Datensätze wurden nach anatomischer Unversehrtheit, Bildqualität und anatomischer Übereinstimmung mit den erstellten Datensätzen der anderen Modalitäten bewertet. Letztendlich erfüllte die erste Katze alle Voraussetzungen für die Nutzung in dieser Arbeit.

Nach Auswahl des Datensatzes und Aufbereitung der Daten liegen 450 anatomische Transversalschnitte durch das Abdomen der Katze vom knöchernen Becken bis zum Margo cranialis der Leber vor.

Sowohl kranial als auch kaudal wurde ein Bild“puffer“ belassen, damit auch bei einem Schwenk ins Becken oder tief unter den Rippenbogen noch Bildmaterial dargestellt wird und keine scharfen, schwarzen Grenzen entstehen.

Anzahl der Schnittbilder:	450
Schichtdicke:	0,5 mm
Farbmodell:	RGB
Farbtiefe:	16 Bit
DPI (Höhe):	72
DPI (Breite):	72
Pixel (Höhe):	960
Pixel (Breite):	1.280

1.1. Anatomie / Physiologie

Bei der Katze handelt es sich um ein weibliches, kastriertes Tier von durchschnittlicher Statur. Alter und Grund der Euthanasie sind unbekannt. Abgesehen von einer Umfangsvermehrung mit den Maßen von ca. 1,5 x 1,5 x 3 cm hochdorsal auf Höhe der Nieren sind keine Pathologien erkennbar.

Die Harnblase ist gut gefüllt. Beide Nieren sind normalanatomisch. Rinde, Mark, Nierenbecken, sowie Einmündung der Uretheren und der Nierengefäße gut voneinander abgrenzbar.

Beide Nebennieren weisen eine normale Größe und Struktur auf, Mark und Rinde lassen sich voneinander unterscheiden.

Die Milz erscheint homogen, aber deutlich vergrößert.

Der Magen und große Teile des Dünndarms sind futterleer und gasgefüllt. Der Dickdarm ist gut gefüllt, durch eine leicht schräge Lagerung des Tieres post mortem ist das Colon descendens lateral der linken Niere zu Liegen gekommen. Das Pankreas weist eine normalanatomische Größe und Struktur auf, ebenso die Leber. Die Gallenblase ist mittelgradig gefüllt. Die

großen abdominalen Gefäße Vena cava caudalis, Aorta und Vena porta hepatis sind in großen Teilen blutgefüllt und gut darstellbar, ebenso die Venae renalis, lienalis, hepatici und intrahepatische Aufzweigungen der Portalvenenäste.

1.2. Bildqualität des anatomischen Datensatzes

Zur Überprüfung der Qualität und Tauglichkeit für die spätere Anwendung wurde der Datensatz mit der Software Amira dreidimensional rekonstruiert und betrachtet. Die folgenden Bildausschnitte geben einen Überblick über den Visualisierungserfolg der anatomischen Bilder mit Hilfe dieser Software.

1.2.1. Auflösung

Transversale Schnitte

Die originale axiale Schnittebene durch die Katze, die mit einer hochwertigen Spiegelreflexkamera digitalisiert wurde, weist mit 3872 x 2592 px die höchste Auflösung auf. Da die Visualisierung aber später an einem normalen Computerbildschirm vorgenommen werden sollte und mit den anderen bildgebenden Verfahren mit deutlich geringerer Auflösung verglichen, war eine so hohe Auflösung nicht erforderlich und der Datensatz wurde zur weiteren Bearbeitung verkleinert. Die verwendete Auflösung von 1280 x 960 px gewährleistet immer noch eine hochwertige, detailgetreue Darstellung aller relevanter anatomischer Strukturen. Alle Organsysteme sind in lebenssechter Größe darstellbar und auch die Visualisierung kleiner Organe wie Nebennieren und sonografisch relevanter Organstrukturen wie Sinus renalis und Hilus renalis mit Urethren- und Gefäßeinmündungen ist möglich (Abb. 37; Abb. 38). Die hohe Auflösung und die guten abdominalen Kontraste gewährleisten überdies eine sehr gute Darstellung auch kleinerer abdominaler Gefäße wie zum Beispiel Vena renalis, und lienalis und Endaufzweigungen von Aorta und Vena cava caudalis.

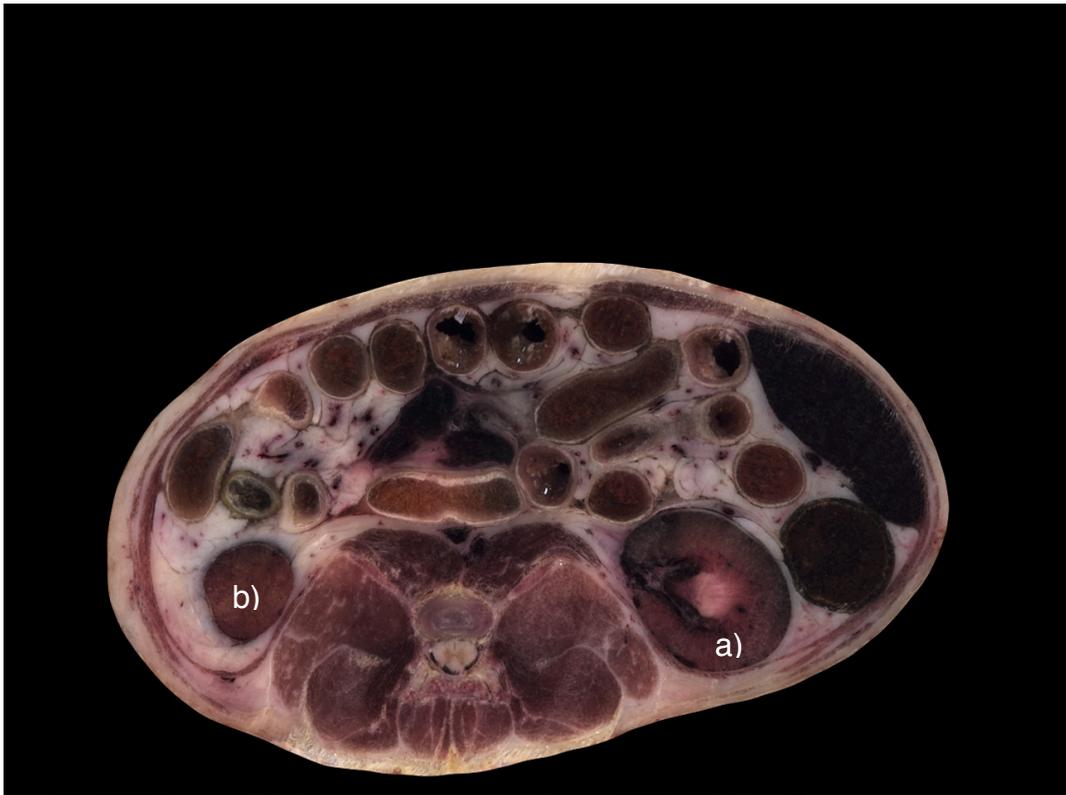


Abb. 37: Transversalschnitt auf Höhe der linken Niere (a), rechter kaudaler Nierenpol (b) mit angeschnitten

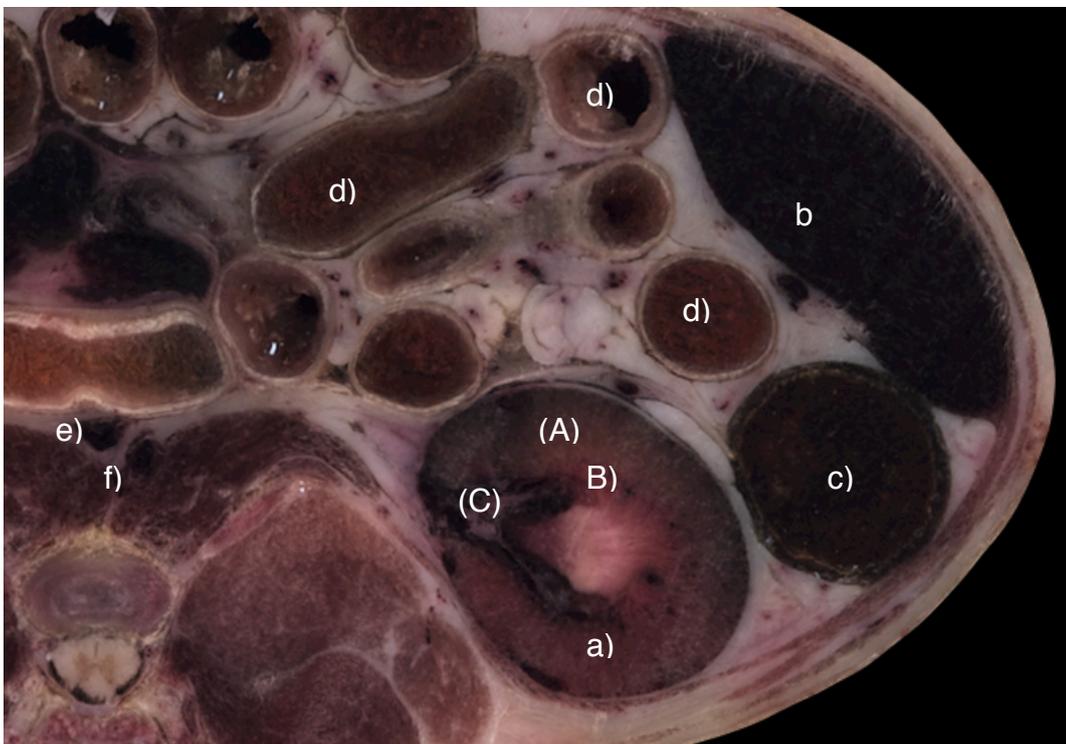


Abb. 38: Vergrößerter Bildausschnitt: a) linke Niere mit Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis mit Fettgewebe (C); b) Milz, c) Colon descendens, d) Dünndarmschlingen, e) Vena cava caudalis, f) Aorta

Sagittale Schnitte

Bei der Rekonstruktion der sagittalen Tomogramme ist hauptsächlich die Schichtdicke, mit der gearbeitet wurde, für die Güte der Schnittbilder verantwortlich. Die Auflösung ergibt sich folglich aus den 450 Einzelbildern, die mit 0,5 mm Abstand geschnitten wurden, und aus der Höhe der axialen Schnitte (960 px).

Die Beurteilung der Qualität gelingt am besten an abgerundeten Organstrukturen wie Nieren- und Blasenpol und Darmschlingen, an welchen keine unangenehme Stufenbildung zu erkennen ist. Auch die Grenzflächen von Leber und Milz sind ebenmäßig definiert und die Leberränder scharfkantig.

Ein Verschieben der axialen Bilder gegeneinander während der Datenakquirierung hätte zu Qualitätsverlusten in der Rekonstruktion führen können. Durch die Sägekonstruktion war aber kaum eine vertikale Verschiebung der Bilder gegeneinander zu erwarten. Horizontale Achsenabweichungen, die während der Aufnahmen entstanden sind, wurden durch das Alignment mit der Software „Amira“ ausgeglichen. So ist es möglich longitudinale Strukturen, wie zum Beispiel die großen abdominalen Gefäße durch den ganzen Bildverlauf darzustellen (Abb. 39, Abb. 40).

Auch in dieser errechneten Ebene ist eine hohe Qualität und Detailerkennbarkeit gegeben. Kleine Organe wie Nebennieren (Abb. 42, Abb. 43) und feine Organstrukturen wie der Sinus renalis (Abb. 41) und abführende Gallengänge sind darzustellen, ebenso wie Gefäßverläufe.

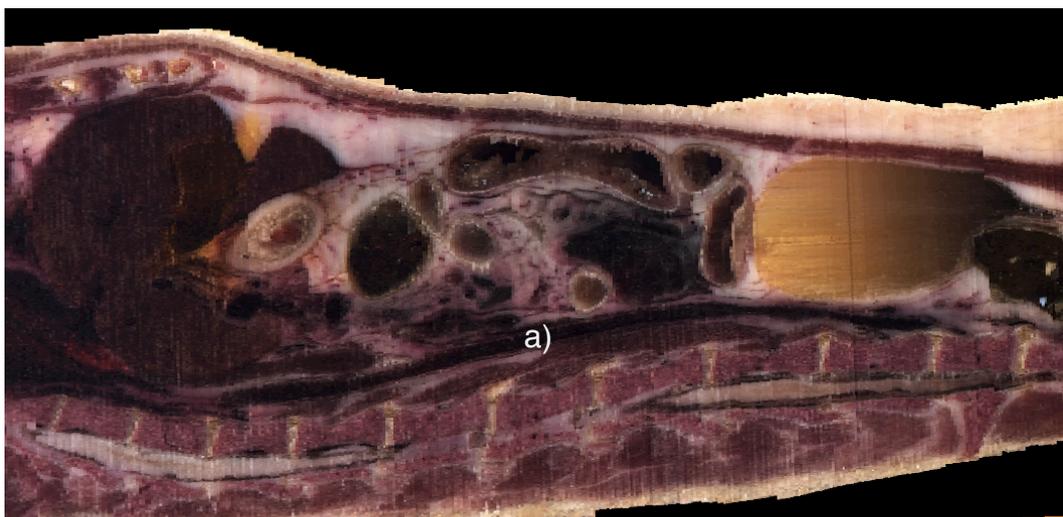


Abb. 39: Sagittaltalschnitt durch das Abdomen der Katze mit Verlauf der Aorta (a) hochdorsal

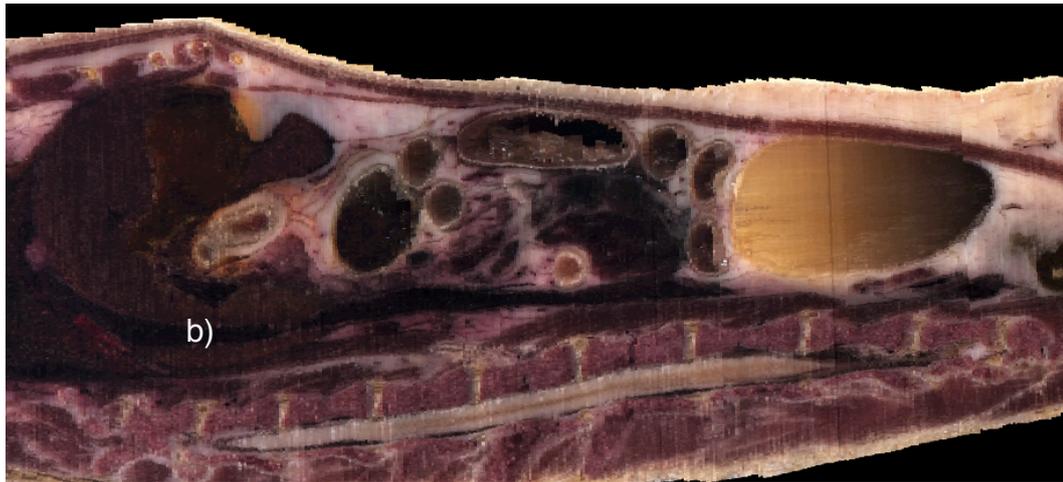


Abb. 40: Sagittalschnitt durch das Abdomen der Katze mit Durchtritt der Vena cava (b) durch die Leber

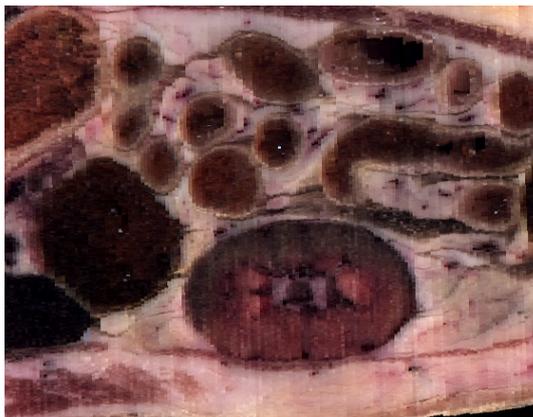


Abb. 41: rechte Niere im Sagittalschnitt, mit Sinus renalis mit Fettgewebe und Hilus renalis

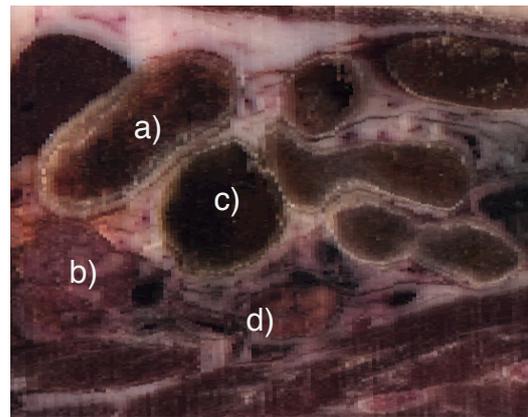


Abb. 42: Sagittalschnitt von a) Magen, b) Pankreas c) Colon transversum und d) linker Nebenniere

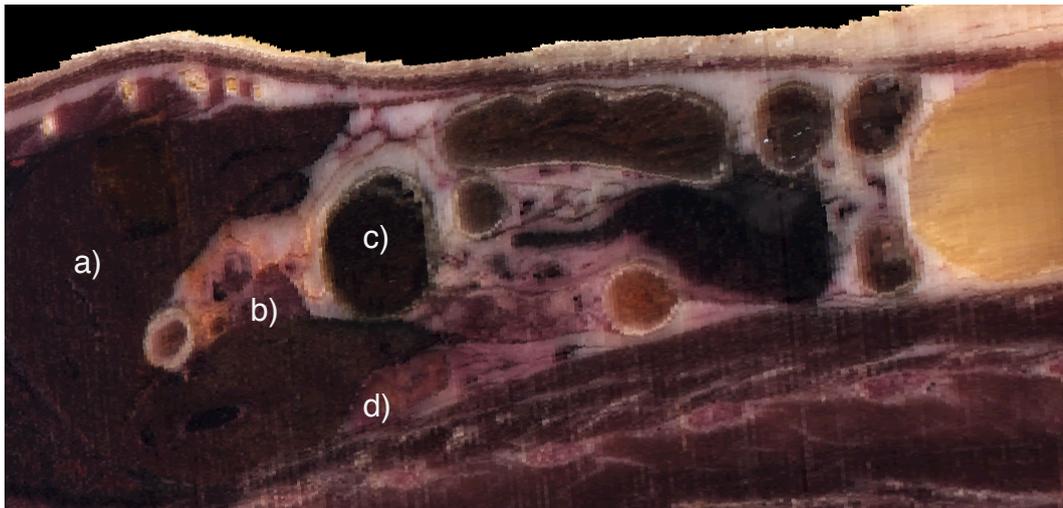


Abb. 43: Sagittalschnitt rechts paramedian mit a) Leber, b) Pankreas, c) Colon transversum und d) rechter Nebenniere

Horizontale Schnitte

Die Auflösung der horizontalen Schnittbilder ergibt sich aus der Breite der Originalbilder (1280 px) und den 450 erzeugten Einzelbildern mit einem 0,5 mm – Abstand als zweite Achse.

Auch in dieser für den Betrachter relativ ungewohnten Schnittebene, die im Ultraschall nur selten angewendet wird, fällt die Orientierung durch hohe Bildqualität und Detailgenauigkeit leicht. Im Horizontalschnitt durch die Nieren lassen sich die relevanten Strukturen vom Sinus renalis bis zu den Nierengefäßen gut voneinander abgrenzen (Abb.44).

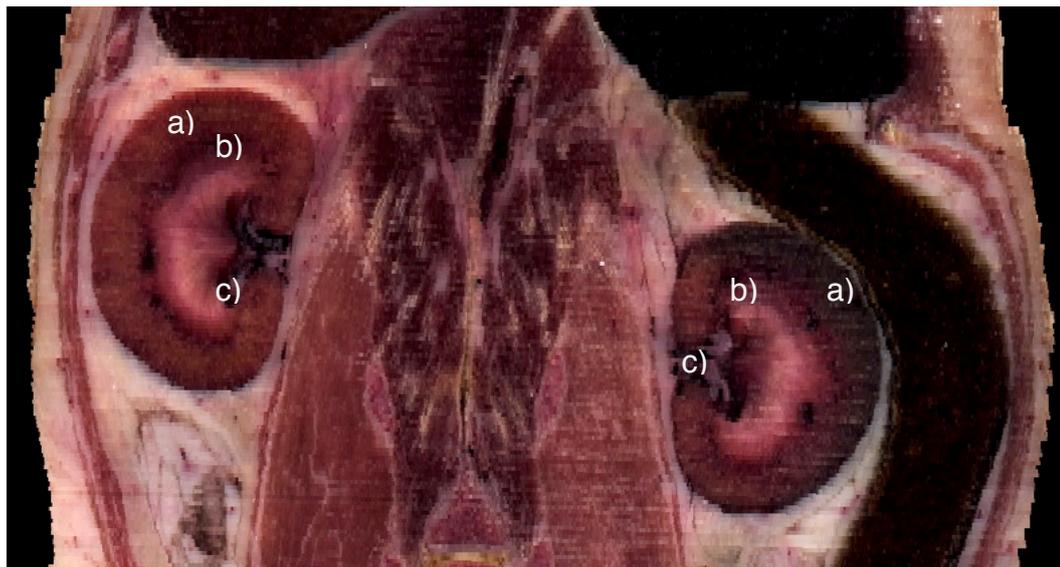


Abb. 44: Horizontalschnitt hochdorsal durch beide Nieren, a) Mark und b) Rindenbereich, sowie der c) fettgewebsgefüllte Sinus renalis sind zu unterscheiden

Verschiebungen der Einzelbilder gegeneinander, die bei der Erstellung der Datensätze immer wieder entstanden, wurden durch das AlignSlices-Modul in der Software „Amira“ ausgeglichen. Das gute Endergebnis lässt sich am kontinuierlichen, gradlinigen Verlauf der großen abdominalen Gefäße besonders gut demonstrieren, ebenso an linearen Strukturen wie Bauchmuskulatur und longitudinalen Darmschlingen (Abb. 45:).

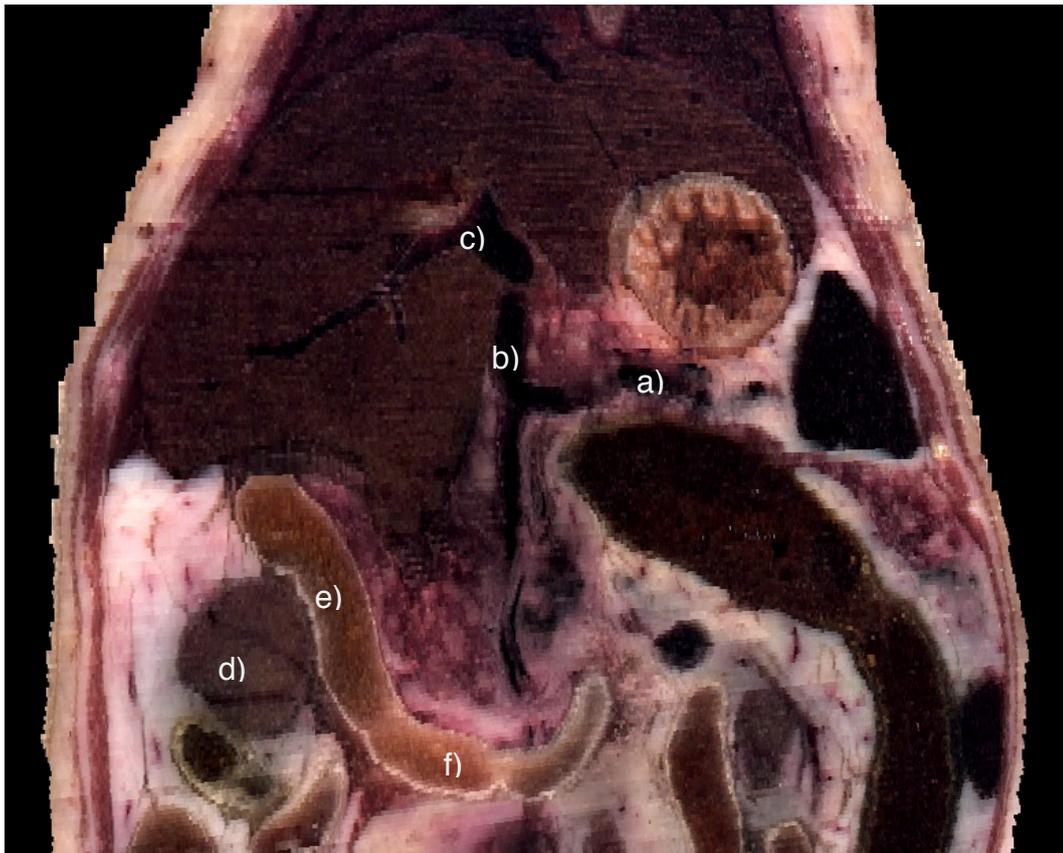


Abb. 45: Horizontalschnitt hochdorsal mit geschlängelterm Verlauf der Vena lienalis (a) bis zur Vena porta (b) und deren Aufzweigung in der Leber (c), außerdem ist neben dem Anschnitt der rechten Niere (d) der Verlauf des Duodenum descendens (e) bis zur Flexura caudalis (f) zu verfolgen

1.2.2. Schärfe

Die Schärfe wurde an jedem originalen axialen Bild kontrolliert und beurteilt. Es besteht eine Kantenschärfe von 100%, was vor allem durch den vom anatomischen Objekt unabhängigen Aufbau der Sägekonstruktion und Kamera gewährleistet wurde.

1.2.3. Farbechtheit

Die Bilder wurden in 16-Bit-Farbtiefe (High Color) digitalisiert, was 65536 darstellbaren Farben entspricht. Schon beim Einstellen der digitalen Spiegelreflexkamera und Aufbau der Beleuchtung wurde darauf geachtet, dass naturgetreue, farbechte Fotografien der anatomischen Anschnitte entstehen. Das Benetzen der Anschnittfläche mit Ethanol verhalf zusätzlich zu kräftigen Farben.

Hauptaugenmerk bei der Farbeinstellung wurde auf die Darstellung des abdominalen Fettes gelegt, welches hell kontrastierend, aber nicht überstrahlt dargestellt werden sollte und die rötliche Färbung der Rücken- und Bauchmuskulatur. Insgesamt weisen die abdominalen Organe ein normal-anatomisches Farbbild auf und lassen sich so im Schnittbild eindeutig erkennen (Abb. 46).

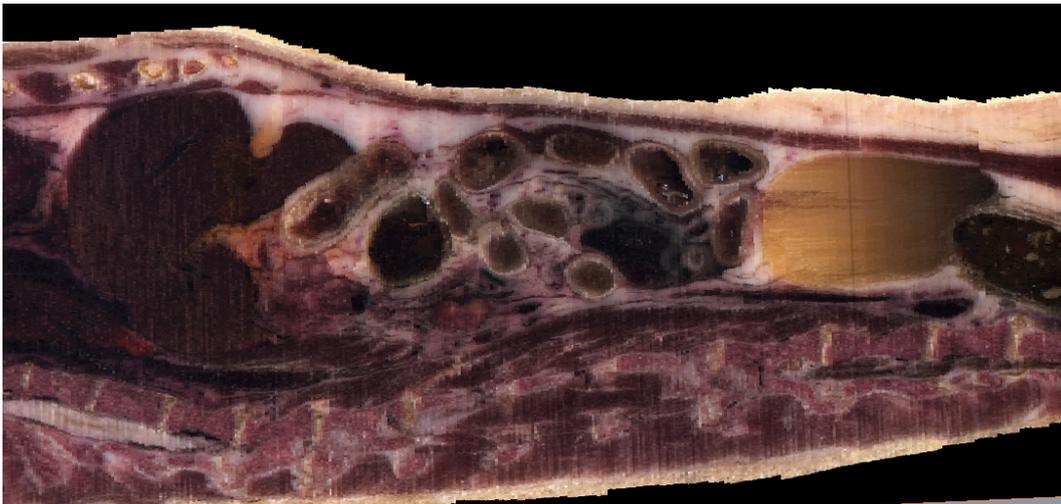


Abb. 46: Längsschnitt durch das mittlere Katzenabdomen. Anhand der typischen Färbung lassen sie die einzelnen Organe gut erkennen

Artefakte treten lediglich an den ventralen Anteilen der Nierenrinden und im kaudalen Drittel der Harnblase auf. Die betroffenen Nierenrindenareale zeigen eine leichte Entfärbung, statt dem typischen rotbraun des übrigen Organs. In der kaudalen Harnblase stellt sich ein Farbverlauf des Urins vom typischen hellgelb zu einer bräunlichen Färbung dar.

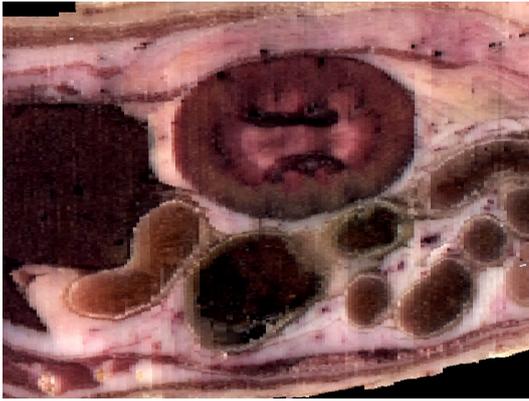


Abb. 47: Sagittalschnitt durch die rechte Niere, die ventrale Nierenrinde erscheint leicht entfärbt

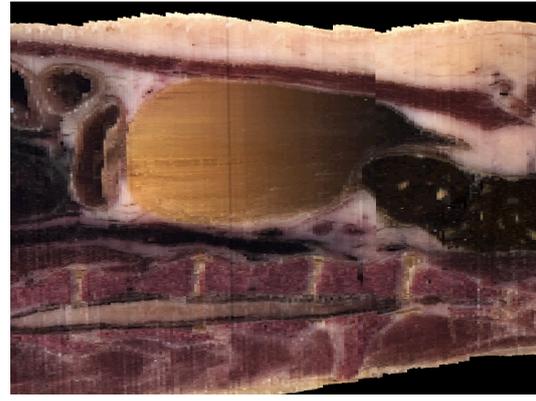


Abb. 48: Längsschnitt durch die Harnblase im kaudalen Drittel verfärbt sich der Urin dunkel

1.2.4. Kontrast

Schon bei der Auswahl der Katze wurde auf eine normale bis gute körperliche Konstitution derselben geachtet, um durch das abdominale Fett eine gute Abgrenzbarkeit der Strukturen im Abdomen zu erreichen.

Dies ist gut gelungen. Nicht nur Nieren, Milz und Leber, die aufgrund ihrer Farbgebung sehr hohe Kontraste zum umliegenden hellen Fett aufweisen, grenzen sich gut ab, sondern auch die Wandschichten der Hohlorgane Harnblase, Magen und Darm sind gut genug kontrastiert, um als solche identifiziert werden zu können. Ebenso wie die hellen Nebennieren und das inhomogene Pankreas.



Abb. 49: Transversalschnitt durch die rechte Niere mit Verlauf der Vena renalis vom Hilus renalis bis zur Vena cava

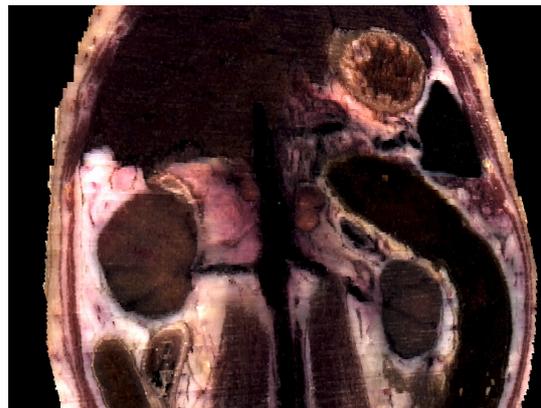


Abb. 50: hochdorsaler Horizontalschnitt mit Verlauf der rechten und linken Vena renalis, sowie der Vena lienalis

Besonders profitiert die Darstellung der abdominalen Gefäße. Selbst kleine Gefäßanschnitte heben sich im hellen Fett gut ab, so dass beispielsweise die Darstellung der Vena renalis von der Niere bis zur Einmündung in die Vena cava (Abb. 49, Abb. 50) oder der geschlängelte Gefäßverlauf der Vena lienalis über eine große Distanz (Abb. 50) gelingt.

Schlechter kontrastiert ist die Abgrenzung von Leber und Gallenblase. Durch ihre die dünne Wand und die dunkel grünbraun gefärbte Galle hebt sich die Gallenblase kaum vom umgebenden Lebergewebe ab. Erst im Bereich der abführenden Gallenwege fällt eine Abgrenzung durch das umgebende helle Bindegewebe leichter.

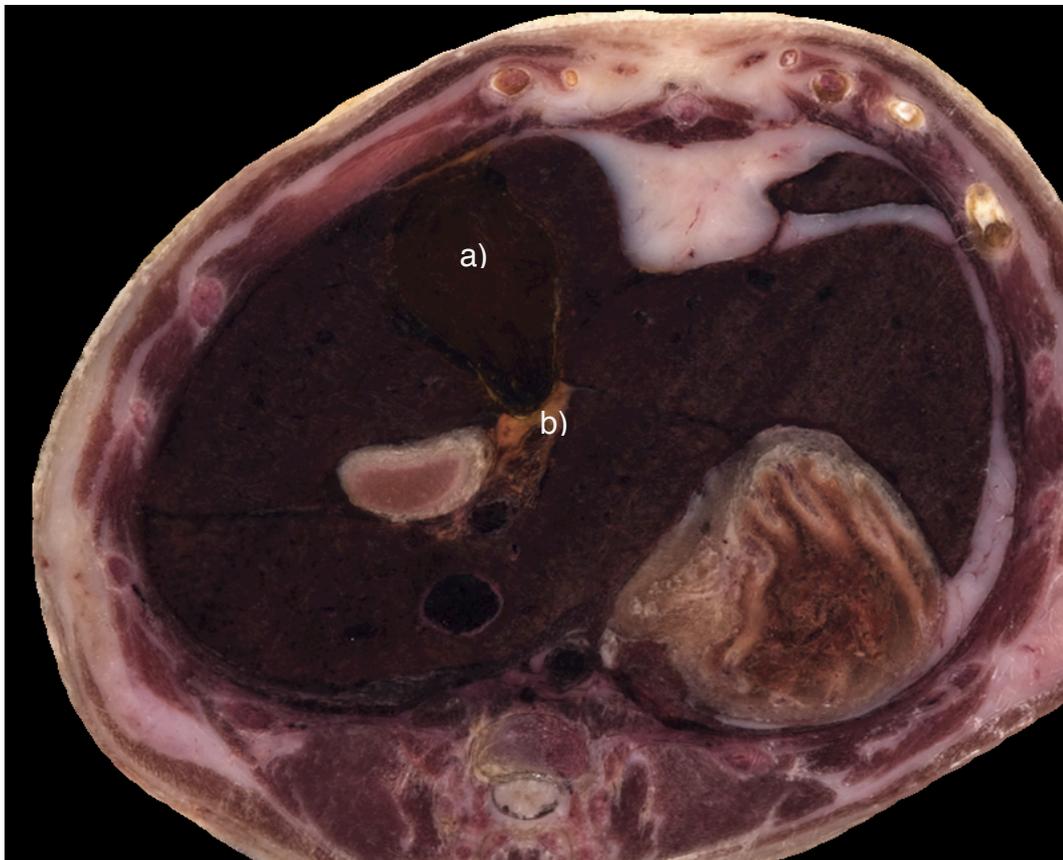


Abb.: Transversalschnitt durch Leber, Gallenblase und Magen

Die Gallenblase (a) grenzt sich durch die dunkelgrüne, bräunliche Galle schlecht vom umgebenden Lebergewebe ab, Anschnitte des Ductus cysticus (b) sind jedoch gut sichtbar.

1.3. Visualisierung der Organsysteme

Die spätere Darstellung der Organsysteme soll in der Visualisierungsoberfläche der Simulationssoftware der Firma „medcom“ (medcom GmbH, Darmstadt) erfolgen. Dort wird es möglich sein, die Organe in verschiedenen Schnittebenen zu betrachten und korrespondierenden Ultraschallbildern gegenüber zu stellen. Zu Testzwecken wurde der anatomische Datensatz bereits erfolgreich in das System geladen. In einer parallelen Arbeit, in der Datensätze des Katzenherzens visualisiert werden sollen (Decker, 2014), wurden ebenfalls erste anatomische und sonografische Datensätze ins System geladen und eine Herzuntersuchung am Katzendummy durchgeführt.

Die Überprüfung der Qualität des anatomischen Datenvolumens wurde mit der Software Amira durchgeführt. Dort wurden beliebige Schnittebenen dreidimensional rekonstruiert und betrachtet.

Zu den einzelnen Organsystem wurde eine Bildserie zur Dokumentation erstellt, die die Güte der Datensätze demonstriert.

Harnblase

Vergrößerte Transversal-, Sagittal- und Horizontalschnitten durch die Harnblase und Anschnitt des kotgefüllten Enddarms, dorsal davon Aorta und Vena cava caudalis.

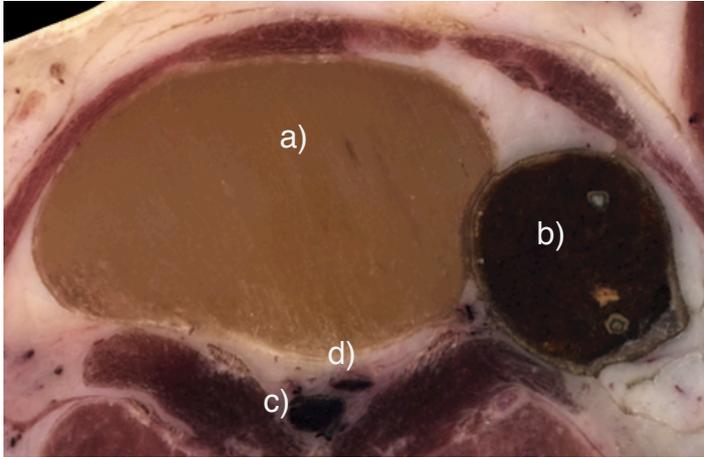


Abb. 51:

Transversalschnitt

a) gefüllte Harnblase, b) kotgefülltes Rectum, c) Vena cava und d) Aorta unmittelbar vor der Endaufzweigung; Darmwand und Harnblasenwand sind abgrenzbar

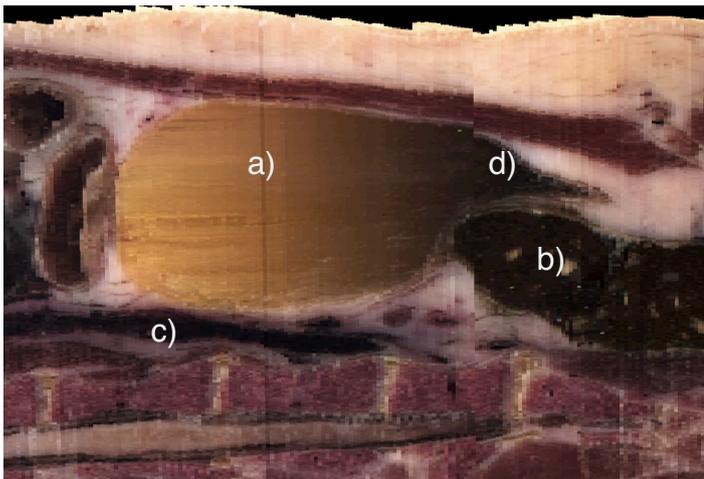


Abb. 52:

Rekonstruierter

Sagittalschnitt durch die a) Harnblase mit b) Rectum, c) Vena cava, d) Übergang in die Urethra

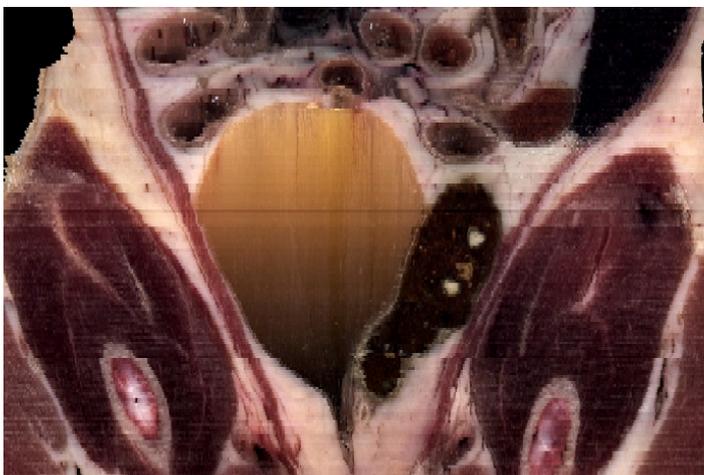


Abb. 53:

Rekonstruierter

Horizontalschnitt durch die Harnblase und das Rectum

Linke Niere

Transversal-, Sagittal- und Horizontalschnitte durch die linke Niere mit umgebenden Darmschlingen. Durch ein leicht schräge Lagerung post mortem kam das Colon descendens lateral der linken Niere zum Liegen.

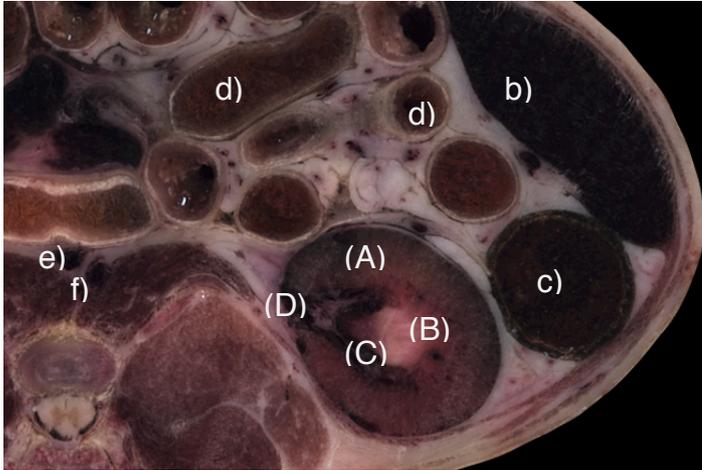


Abb. 54:

Transversalschnitt linke Niere mit Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis (C), Hilus renalis (D)

b) Milz, c) Colon descendens, d) Dünndarmschlingen, e) Vena cava, f) Aorta,

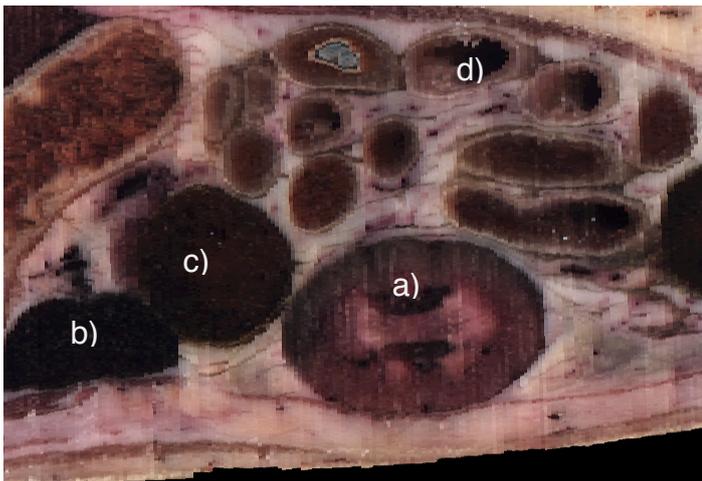


Abb. 55:

Linke Niere a) im errechneten Sagittalschnitt

b) Milz, c) Colon descendens, d) Dünndarmschlingen

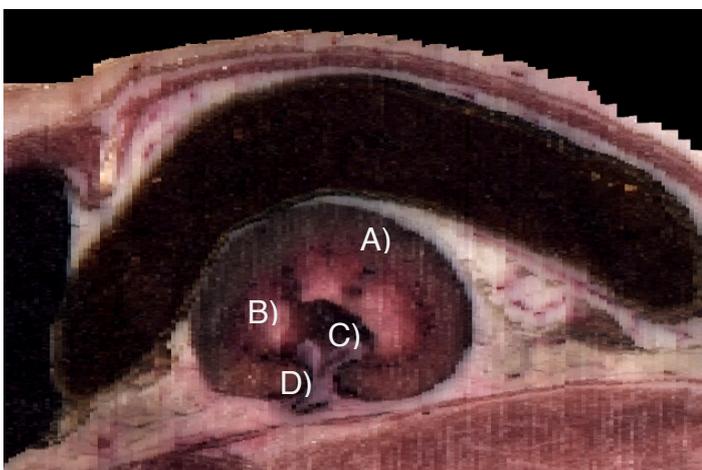


Abb. 56:

linke Niere im Horizontalschnitt mit Colon transversum

Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis (C), Hilus renalis (D)

Rechte Niere

Transversal-, Sagittal- und Horizontalschnitte durch die rechte Niere, caudal der Leber anliegend und mit umgebenden Darmschlingen.

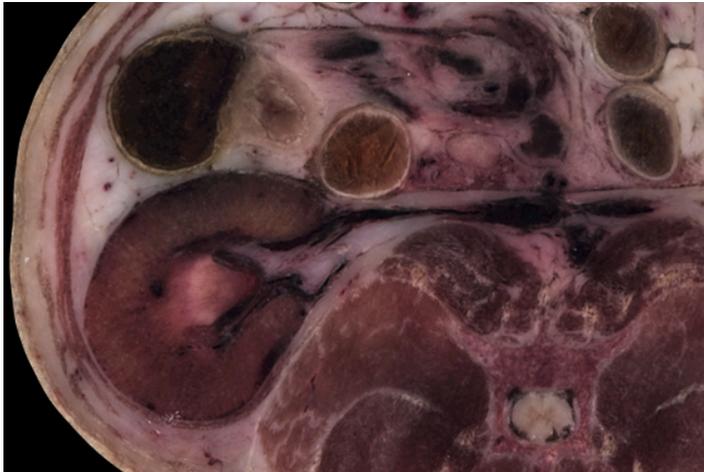


Abb. 57:

rechte Niere im Transversalschnitt

Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis (C), Vena renalis (D)



Abb. 58:

rechte Niere im Sagittalschnitt

Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis (C)

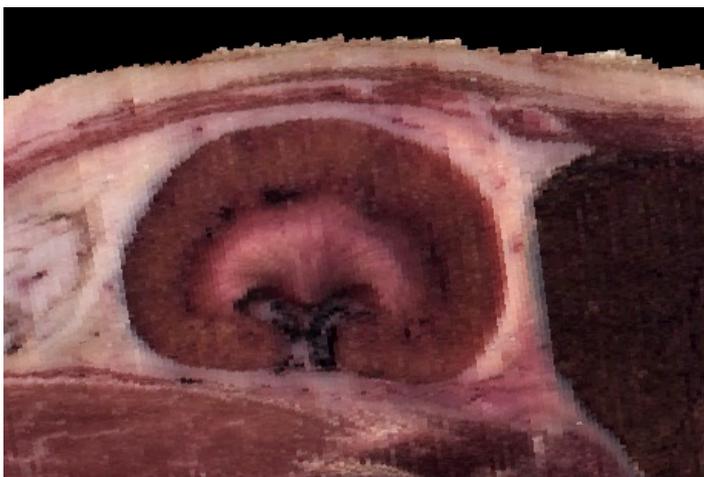


Abb. 59:

rechte Niere im Horizontalschnitt

Nierenrinde (A) und Mark (B), Sinus renalis (C), Hilus renalis (D)

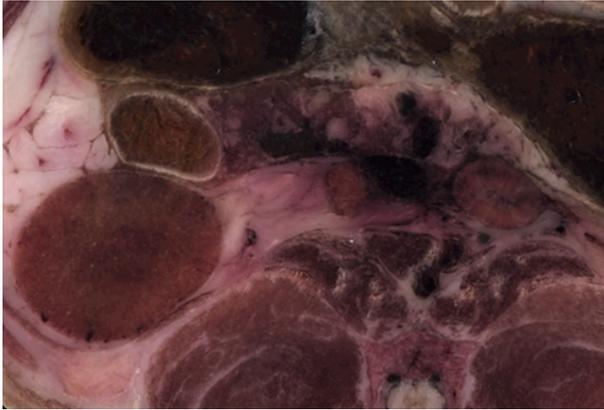
Linke Nebenniere

Abb. 60: Transversalschnitt
a) rechte Niere,
b) Anschnitt der rechten Nebenniere,
c) Vena cava
d) linke Nebenniere
e) Duodenum
f) Pankreas und
g) Colon transversum

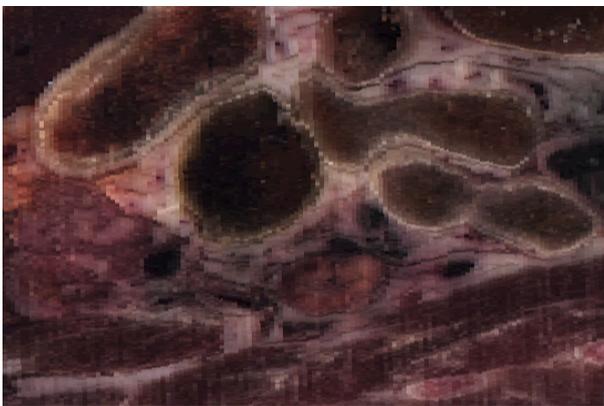


Abb. 61:
Sagittalschnitt durch die linke Nebenniere

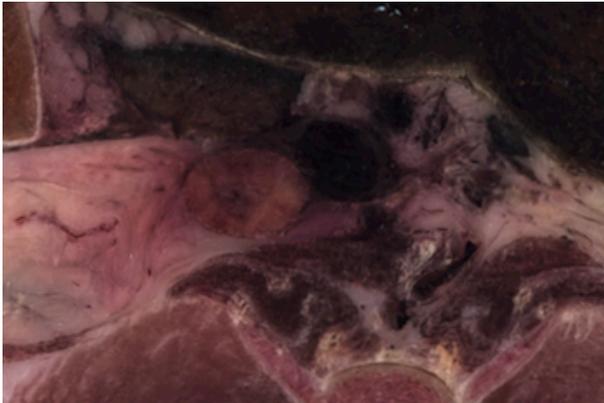
Rechte Nebenniere

Abb. 62:
Transversalschnitt mit rechter Nebenniere (a) der Vena cava (b) anliegend

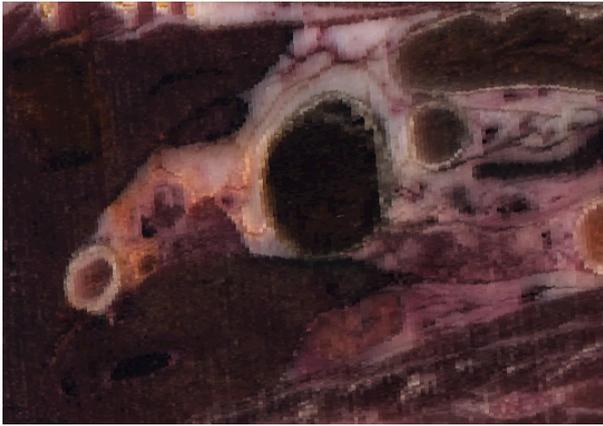


Abb. 63:
Sagittalschnitt durch die rechte Nebenniere (a) der Leber (b) anliegend

Leber, Gallenblase, Magen, Pankreas

Durch die guten Kontraste und Füllungszustände der großen Gefäße entstanden Transversal- Sagittal- und Horizontalschnitte des cranialen Abdomens von hoher Qualität.

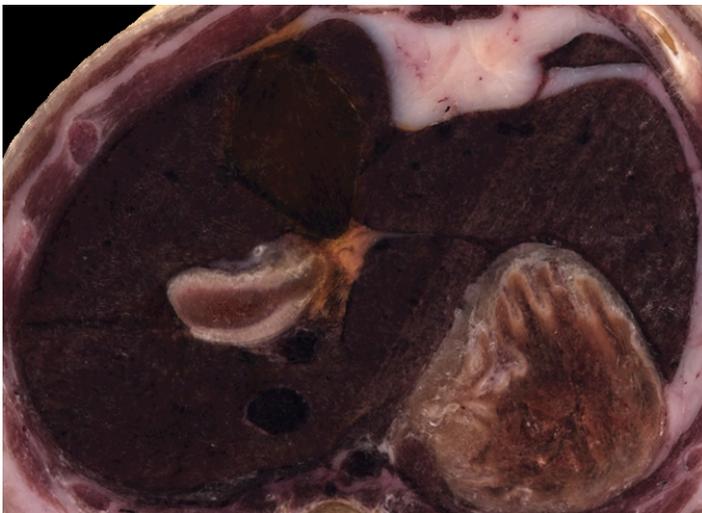


Abb. 64:
Transversalschnitt
a) Leber, b) Gallenblase, c) Ductus cysticus, d) Magen, e) Cardia
f) Vena porta, g) Vena cava, h) Aorta, i) Vena azygos

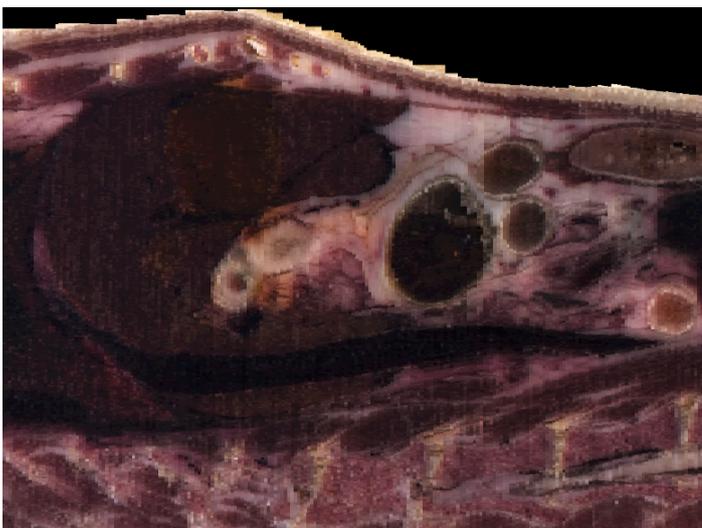


Abb. 65:
Sagittalschnitt durch das craniale Abdomen:
a) Leber
b) Gallenblase
c) Pylorus
d) Durchtritt der Vena Cava
e) Pankreas
f) Colon transversum

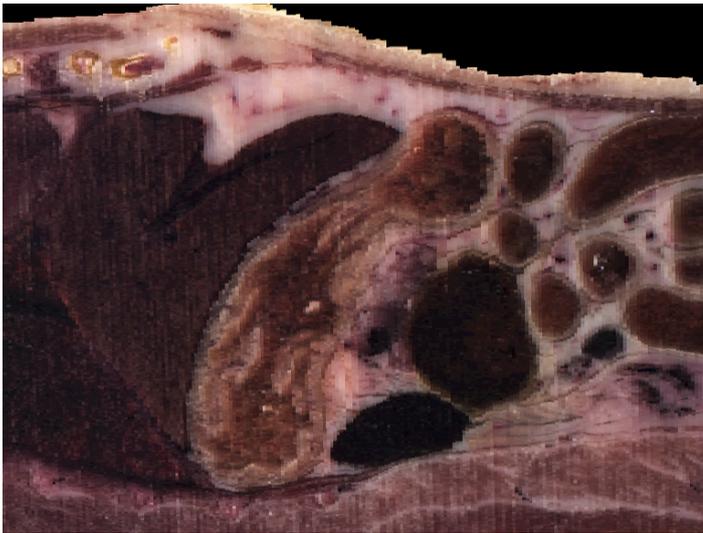


Abb. 66:
Sagittalschnitt
a) Leber
b) Magen
c) Colon transversum
d) Pankreas
e) Milz



Abb.67:
Horizontalschnitt
a) Leber, b) Magen
c) Colon transversum
d) Pankreas
e) Milz

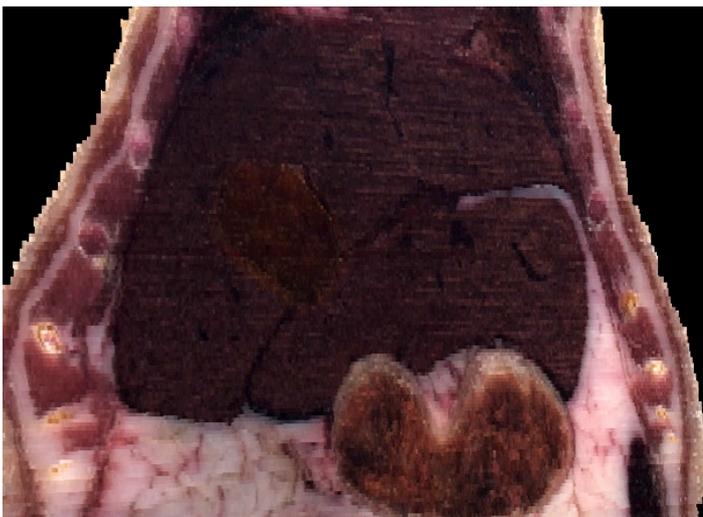


Abb. 68:
Horizontalschnitt durch
a) Leber und
b) Gallenblase
c) Magen

2. Der sonografische Datensatz

Insgesamt wurden über 800 einzelne Volumendatensätze der verschiedenen Katzen und Organsysteme erstellt. Da der Untersuchungsablauf immer nach dem gleichen Schema durchgeführt wurde, existieren von jeder Katze letztendlich mehrere Datenquader vom Rippenbogen bis zum Eingang des knöchernen Beckens vom linken, mittleren und rechten Abdomen, ebenso wie Schwenke durch Harnblase, Nieren, Milz, Leber und Magen in verschiedenen Schallrichtungen (Tabelle 4).

Je nach Schallqualität des Tieres und Darstellbarkeit des Organs entstanden auch Datenvolumen von Nebennieren, Pankreas, Darmabschnitten und abdominalen Lymphknoten.

Von abdominalen Pathologien wurden ebenfalls Volumendatensätze in zwei Ebenen angefertigt.

Bahnen durch das Abdomen	Rechtes Abdomen	Mittleres Abdomen	Linkes Abdomen
Leber	Rechte Leberanteile	Mittlere Leberanteile	Linke Leberanteile
Linke Niere	Transversal	Sagittal	Horizontal
Rechte Niere	Transversal	Sagittal	Horizontal
Harnblase	Transversal	sagittal	
Milz	Transversal		
Magen	Transversal		
Pankreas	Gastraler Schenkel	Duodenaler Schenkel	
Nebennieren	Linke NNR trans	Rechte NNR trans	

Tab. 4: Schema erstellter sonografischer Datensätze

Schon während der Ultraschalluntersuchung konnte die Qualität der Datensätze grob evaluiert werden. Bei sehr schlecht schallbaren Tieren wurde die Untersuchung nach wenigen Beispielbildern zumeist abgebrochen.

2.1. Sonoanatomie/ Physiologie

Insgesamt gab es nicht „die perfekte Katze“.

Alle untersuchten Tiere waren aufgrund eines Krankheitsgeschehens euthanasiert worden oder von alleine verstorben. Die Vorgeschichte, der Krankheitsverlauf und der Grund der Euthanasie waren in vielen Fällen nicht bekannt und wurden zum Teil im Laufe der Untersuchung durch abdominelle Veränderungen sichtbar.

In wenigen Fällen war die Vorgeschichte bekannt und es bestand die Hoffnung auf abdominelle Unversehrtheit: eine Katze wurde aufgrund neurologischer Ausfallerscheinungen eingeschläfert, eine andere verstarb an den Folgen eines Aortenthrombus und eine weitere wurde aufgrund eines Osteosarkoms eingeschläfert. Doch auch in diesen Fällen konnten kein kompletter Datensatz eines normalanatomischen Katzenabdomens frei von Pathologien aufgenommen werden. Die erste Katze wies Nierenzysten als Zufallsbefund auf, bei der zweiten Katze gaste der Magen-Darm-Trakt post mortem extrem auf, sodass große Teile des Abdomens durch Schallauslöschungen verdeckt waren und bei der Katze mit Osteosarkom wies die Leber multifokale Veränderungen auf, bei denen es sich wahrscheinlich um Metastasen handelte.

So wurden letztendlich von allen untersuchten Katzen Datensätze gesammelt und im Anschluss an die Untersuchung Darstellbarkeit der einzelnen Organsysteme, pathologische Befunde, Bildqualität/ Schallbarkeit und Besonderheiten dokumentiert.

Mit Hilfe der Software Amira konnten im Nachhinein alle Datensätze noch einmal betrachtet und eine Auswahl der qualitativ hochwertigsten Ultraschallvolumina getroffen werden, so dass nun von allen Organsystemen und verschiedenen Pathologien Datensätze zur Verfügung stehen. Die Tabelle 5 zeigt eine Übersicht über die Tiere, deren Ultraschallvolumendatensätze für das weitere Projekt verwendet wurden.

25	23	21	20	19	18	16	12	10	Katze
mgr gefüllt, ok	voll, schön	ggr gefüllt	mgr gefüllt, Sludge	rel leer	sehr voll, Schwabeiteilen	leer	mgr gefüllt, gut drstellbar	Voll, festes Sediment	Blase
ok	bds massiv zystisch	bds kl Zysten re Harnleiter sichtbar	Flüssig gefüllte Nierenbecken	re obB, li hgr flüssig gefüllt, kein Mark, dünne Rinde, toll	NB flüssig gefüllt, Harnleiter gut zu sehen, entzündet?	med rim sign	gut, aber viele Artefakte durch Gas	Schön, gefüllte Nierenbecken	Niere
-	-	+	ok	toll	+	gut	-	ok	NNR
+	+	+	+	+	+	gut		ok	Milz
sehr voll, Bandwürmer	leer	leer, Pylorus gut	ok	ok	leer, kaum Gas	ok	viel Gas	viel Gas	Magen
Duodenum mit Würmer	gefroren	leer	ok	hyperechogen	viel Gas	schön, schwimmt im	hgr verändert Lymphom?	gut, leer	Darm
-		+	zystisch	Region, aber nicht deutl	+	-			Pankreas
ok		gut	groß, stumpfe Ränder	schön, gute Gefäße	gut	Lappen durch Ascites gut sichtbar		scharfe Ränder, Lappen gut differenz	Leber
ggr gefüllt		mgr gefüllt	gestaute Gänge, super sichtbar	mgr gefüllt	sehr voll, Sludge	gut		2-geteilt ggr gefüllt	GB
-		-	+	-	-	-	vergrößerte abdominale	-	Lymphknoten
-		gut	rel schlecht	gut gefüllt	++	+		Abdominale Gefäße ok	Gefäße
ggr	ggr	-	ggr um Leber	nein	-	hgr		-	Aszites
Bandwürmer Magen, Pylorus	PKD, Kachexie	Nierenzysten, Harnleiter re	gefüllte Nierenbecken, zyst Pankreas	Zystenniere sehr gut	gut schallbar, Nierenbecken gefüllt	massiv Ascites, Darm schwimmt	UV im Netz, große abdominale Lnn	schön!! FLUTD	Kommentar

40	36	33	30	29	27
mgr gefüllt	fast leer, Wand dick	fast leer	leer, dicke Wand	leer	Gries, Schwe- beteichen
gut	PKD	ok, alle Ebe- nen	li schön, klei- ne Zyste re viel Gas	alle Ebenen sehr schön	recht platt
		li gut	li gut	ok	ok
		gut	gut	gut	ok
leer, gut	leer, gut	massiv aufge- gast + 10ml	ok, später viel Gas	aufgegast	leer, sehr gut, bis Pylorus
gut	Gas	viel Gas	viel Gas	gefroren	Papilla gut, 10cm UV
		Magenschen- kel fleckig	Region gut	-	+
nicht darge- stellt		ok	massiv ver- größert, knotig	ok	ok
		Cholezystitis, Septiert	sehr voll, Sludge, Gän- ge gut sicht-	ggr gefüllt	voll, gestaute Gänge
		kaudal Leber	InguinalLnn li, bei Tumorbein	gr DarmLnn im Mesenteri-	vergrößerte DarmLnn
gut gefüllt		gestaute Ve- nen, va V.	Aorta gut	+-	+-
		ggr-mge, va Leber	nein	viel	-
Eierstöcke, 4 Weipen,	PKD	Thrombembolie, Cholangiohepatitis	Tumor HGldm, Le- bermetasta- sen	gute Nieren- ebenen	Darm- Lymphom? Lnn vergrößert

Tab. 5: Auswahl der Ultraschallvolumendatensätze, die aufgrund ihrer hohen Qualität oder spezieller Pathologien für die Arbeit verwendet wurden

2.2. Qualität der sonografischen Datensätze

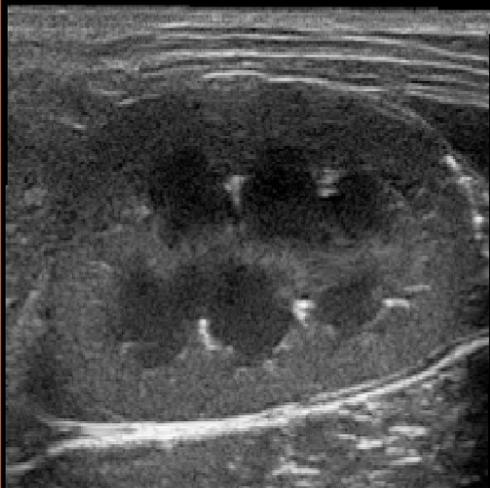
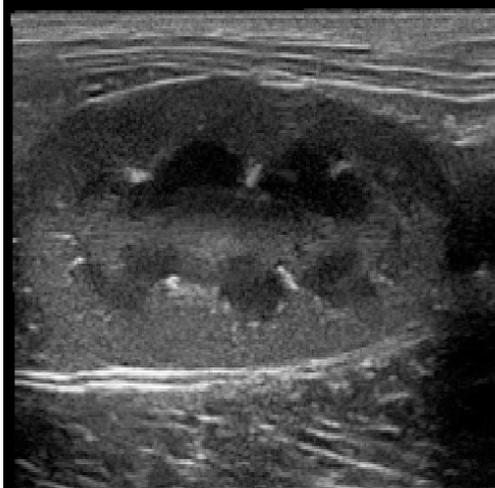
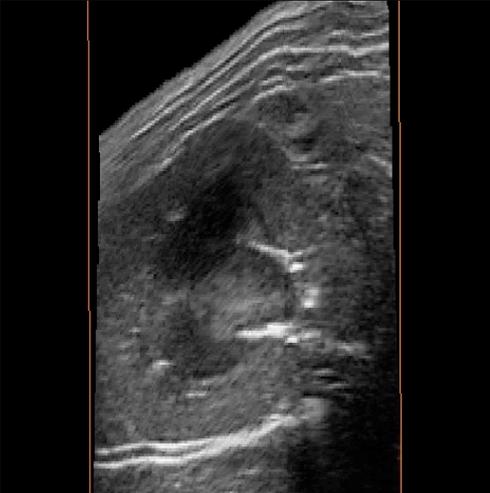
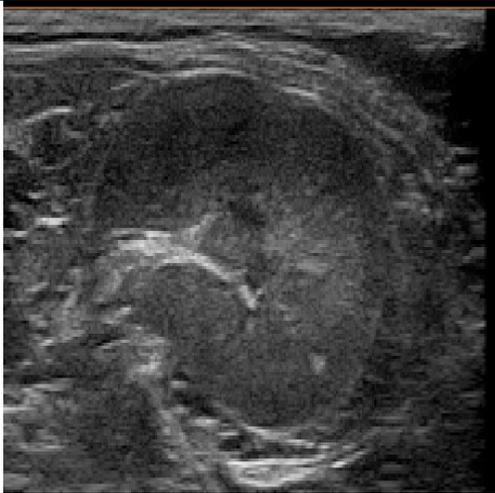
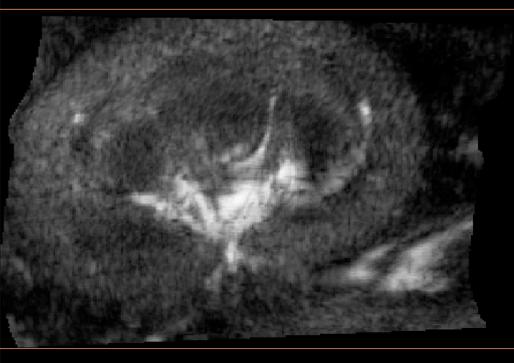
Während die Bildqualität der originalen Ebene maßgeblich von der Schallbarkeit des Tieres und den Bildeinstellungen am Ultraschallgerät anhängt, wird die Güte der errechneten Ebenen vor allem durch die Untersuchungstechnik beeinflusst.

2.2.1. Auflösung

Von allen abdominalen Organen wurden 3D-Volumendatensätze in verschiedenen Schallkopfausrichtungen aufgenommen. Wie auch schon bei den anatomischen Schnittbildern weist die originale Ebene die höchste Bildauflösung auf. Die Qualität der rekonstruierten Ebenen ist vor allem abhängig von der Schallkopfführung und der Framerate, mit der geschallt wurde.

Die Auflösung der Originalschnitte ist abhängig von den Bildeinstellungen und beträgt ca. 380 x 280 px.

Die folgende Tabelle (Tab. 6) zeigt am Beispiel der Nieren, dass es unter guten Bedingungen möglich war, Datensätze mit einer hohen Auflösung der z-Achse zu erstellen. Die errechneten Horizontal- und Transversalebene in diesem Beispiel lassen kaum Bildverluste erkennen. Alle sonologisch relevanten Strukturen der Nieren sind deutlich darstellbar.

Rechte Niere		Linke Niere	
			
originale Schallebene: Sagittalschnitt der rechten Niere	originale Schallebene: Sagittalschnitt der linken Niere	rekonstruierter Transversalschnitt der rechten Niere	rekonstruierter Transversalschnitt der linken Niere
		rekonstruierter Horizontalschnitt	rekonstruierter Horizontalschnitt

Tab. 6: Bei den Sagittalschnitten durch beide Nieren und den daraus errechnete Transversal- und Horizontalebene sind kaum Verluste der Bildqualität zu erkennen.

Gleiches Prinzip gilt auch für eine originale transversale, bzw. horizontale Schallrichtung (Abb. 69, Abb. 70).

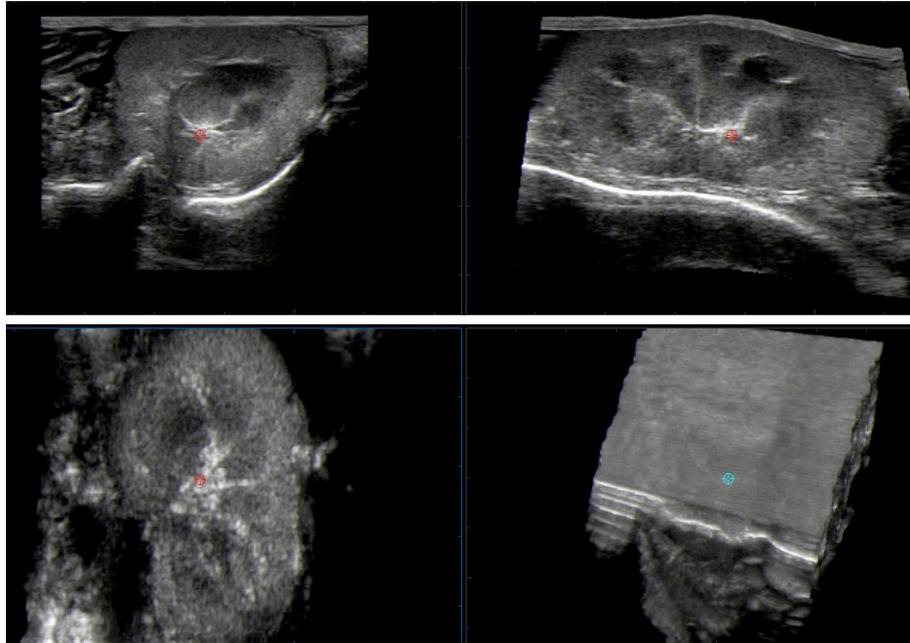


Abb. 69: Bei transversaler Schallrichtung werden die sagittale und die horizontale Ebene errechnet: a) originale Schallebene: transversal, b) rekonstruierte Sagittalebene c) rekonstruierte Horizontalebene d) Volumendatensatz

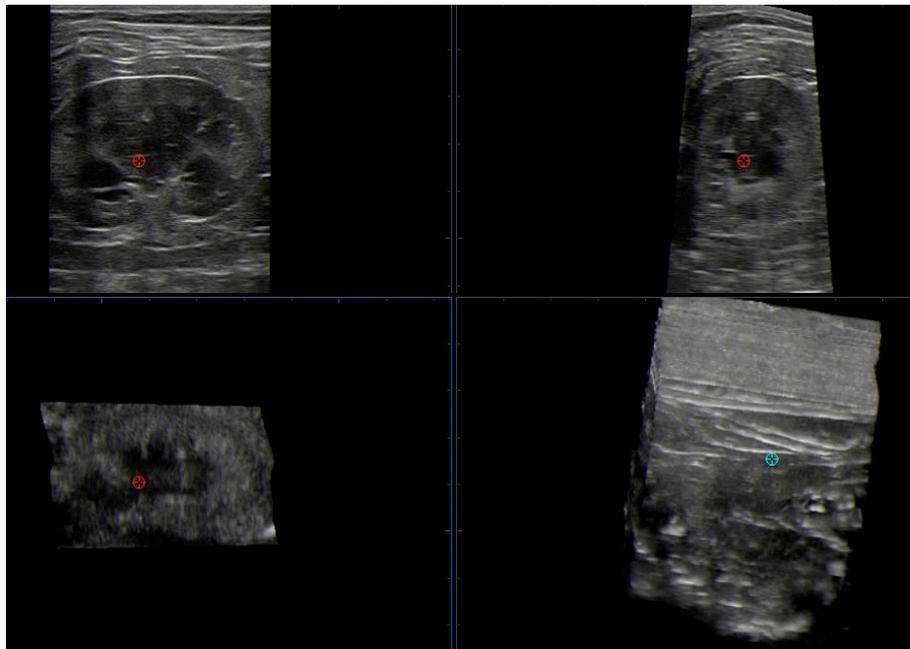


Abb. 70: Bei horizontaler Schallrichtung werden sagittale und transversale Ebene errechnet.

a) originale Schallebene: horizontal, b) rekonstruierte Transversalebene c) rekonstruierte Sagittalebene d) Volumendatensatz

2.2.2. Artefakte durch Schallkopfführung

Während der Untersuchung erfasst das Trackingsystem des Ultraschallgerätes permanent die Position des Schallkopfes und gibt die Informationen an den integrierten Computer weiter. Zeitgleich werden die erzeugten Ultraschallframes übertragen. Im System werden die Informationen kombiniert und zu einem Volumendatensatz verrechnet. Um einen Datenquader mit gleichmäßiger Informationsdichte zu erzeugen, muss der Schallkopf mit gleichbleibender Geschwindigkeit über das Objekt bewegt werden.

Die drei Achsen des Quaders setzen sich folgendermaßen zusammen:

Die Darstelltiefe in Kombination mit der verwendeten Ultraschallfrequenz bildet die eine Achse des Quaders, die Auflagefläche, bzw. Breite des Schallkopfes die zweite Achse und die Schallrichtung und Distanz die dritte. Da der Schallkopf auf dem Objekt aber frei bewegt werden konnte und ein gewisser Andruck für eine gute Ankopplung nötig war, entstanden Unregelmäßigkeiten der Ultraschallvolumen.

Bei unruhiger Schallkopfführung, Verkippen des Objektes, Faltenbildung der Haut oder schlechten Gleiteigenschaften durch zu wenig Ultraschallgel kam es zu unregelmäßigen Datensätzen, was sich vor allem in den errechneten Ebenen deutlich zeigte (Abb. 71:).

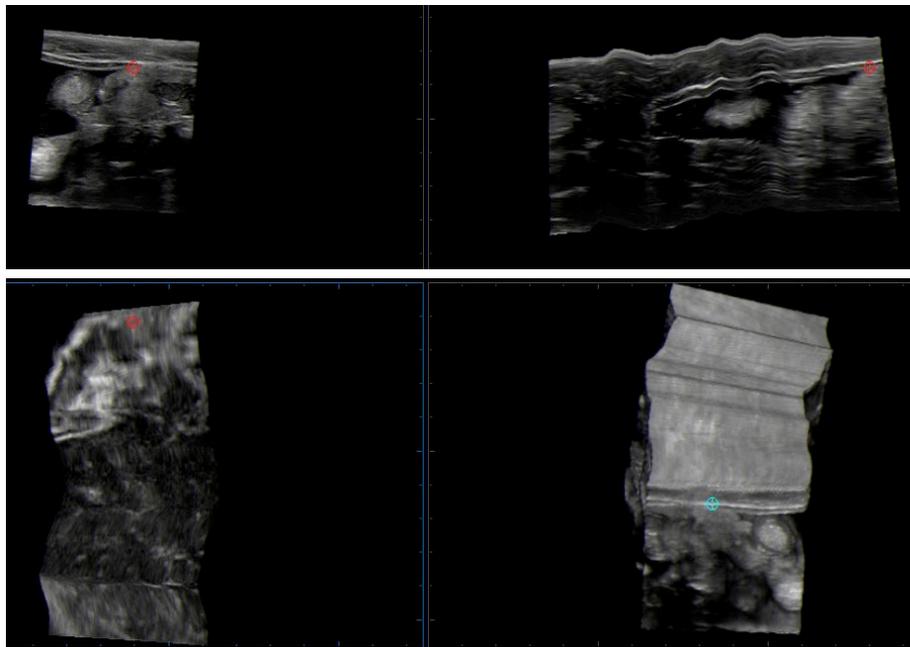


Abb. 71: Bei unruhiger Schallkopfführung entstanden unregelmäßige Volumen, was sich vor allem in den rekonstruierten Ebenen bemerkt macht

- a) Transversalschnitt durch das Abdomen, Darmschlingen in Ascites schwimmend, b) errechnete Sagittalebene, c) errechnete Horizontalebene, d) unregelmäßiges Volumen

Bei schlanken Katzen mit weicher ungespannter Bauchdecke wurde der Schallkopf beim Überwinden der Organe (vor allem pralle Blase und Nieren) oft „angehoben“ und bildet so einen Höhenunterschied im Datensatz (Abb. 72:).

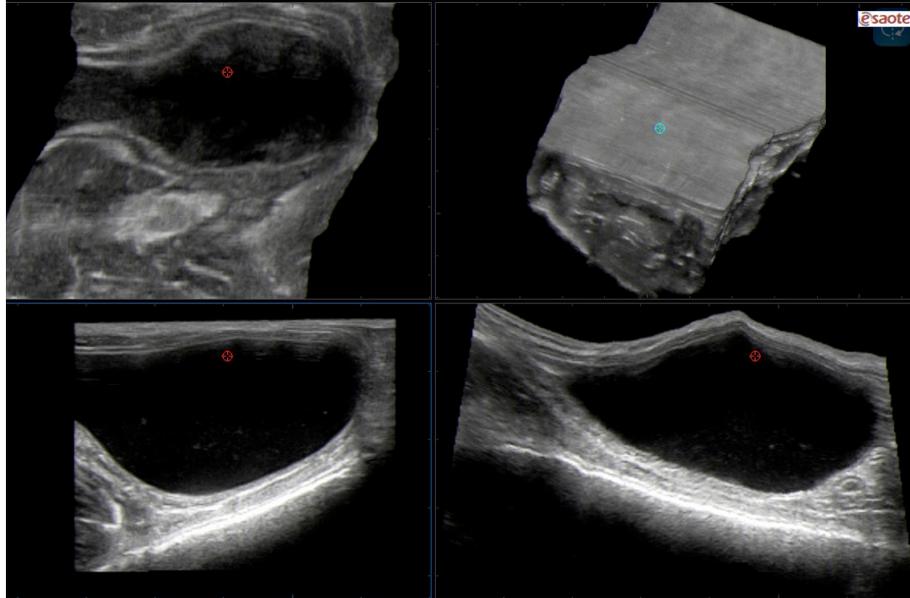


Abb. 72: der Schallkopf muss beim Gleiten über die pralle Harnblase einen Höhenunterschied überwinden, so dass eine Erhebung im Datenvolumen entsteht

2.2.3. Schärfe

In Vorversuchen mit lebenden Katzen wurde deutlich, dass jede kleine Bewegung des Tieres, inklusive Atembewegungen und Gefäßpulsation zu Unschärfeartefakten führen konnten (Abb. 73, Abb. 74).

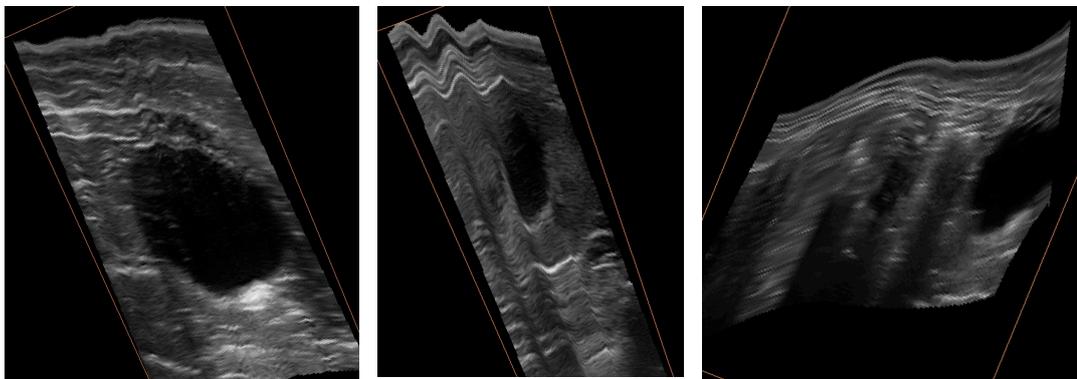


Abb. 73: Artefakte durch Gefäßpulsation auf Höhe der Harnblase

Abb. 74: Artefakte durch Bewegungen der Katze

Abb. 75: Unschärfe durch zu schnelle Schallkopfbewegung

Aufgrund der Tatsache, dass die Datensätze letztendlich von toten Tieren erfasst wurden, hing die Schärfe weitgehend von der Untersuchungstechnik ab. Vor allem zu schnelle Schallkopfbewegungen führten dabei zu Unschärfe (Abb. 75:). Falsche Geräteeinstellungen, die zu extrem niedrigen Bildraten führten, konnten diesen Effekt noch verstärken.

Außerdem kam es zu Unschärfe und Verwackeln, wenn das Trackingsystem die Schallkopfposition nicht genau orten konnte (Abb. 76:). Das trat auf wenn Schallkopfsensor und Empfänger zu weit voneinander entfernt waren oder metallische Gegenstände das elektromagnetische Feld störten.

Da diese Fehlerquellen bekannt waren, konnte bei der Untersuchungstechnik auf ein exaktes Arbeiten geachtet werden und es entstanden Aufnahmen von hoher Genauigkeit und Klarheit.

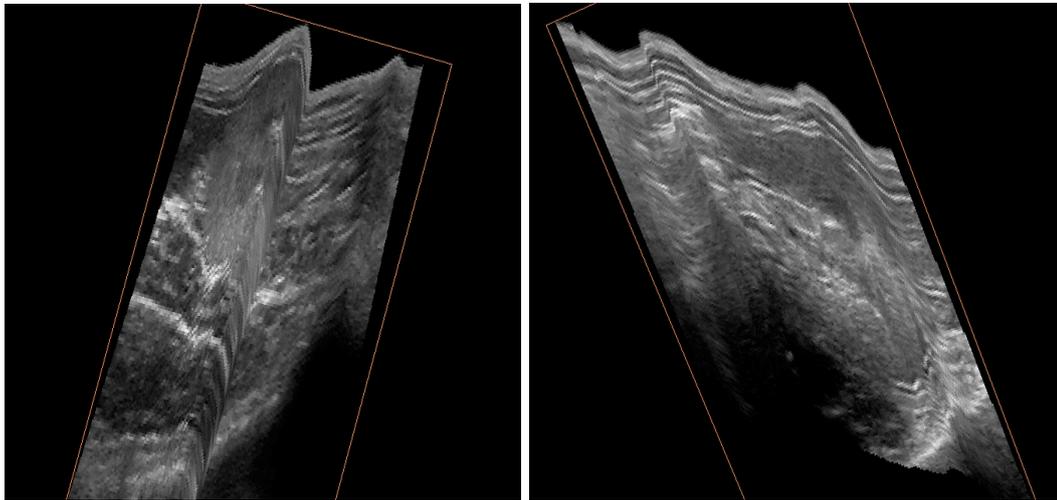


Abb. 76: Artefakte durch Trackingfehler, es sind Sprünge und Stufen im Datensatz entstanden, die eine Rekonstruktion der Ebenen unmöglich machen

2.2.4. Bildeinstellungen/ Kontrast

Die Bildqualität und der Kontrast eines Ultraschallbildes hängen von mehreren Faktoren ab: dem Tier selbst, dem zu untersuchenden Organ und den Geräteeinstellungen.

Bei der Akquirierung der Datensätze wurde stets auf eine Optimierung der Bildqualität durch Verbesserungen der Einstellungen geachtet.

Schlecht schallbare Tiere waren vor allem adipöse Katzen und oder welche, die schon relativ lange verstorben oder eingefroren waren, was sich auf den Hautturgor auswirkte. Auch der Hydratationszustand vor dem Tod könnte eine Rolle spielen (Abb. 77).

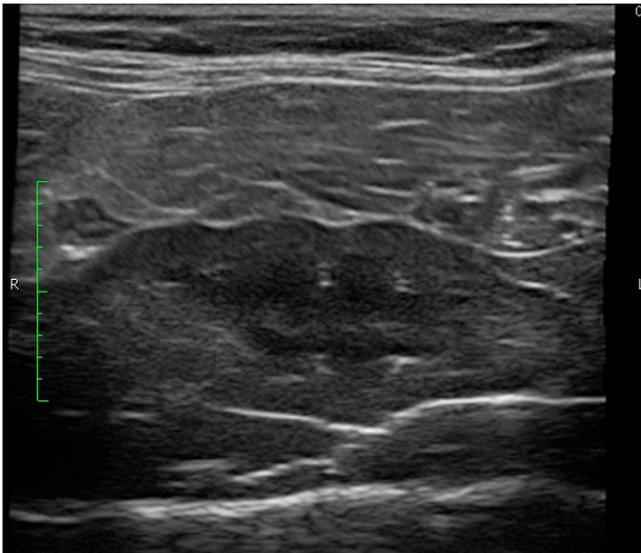


Abb. 77: Sagittalschnitt der linken Niere. Diese lässt sich jedoch kaum erkennen. Es handelt sich um eine adipöse Katze mit schlechter Gefäßfüllung, die Niere erscheint deutlich abgeplattet

Da eine große Zahl Katzen geschallt wurde, konnten Datensätze von Tieren, die schlechte Bildqualität erzeugten, verworfen werden. Es entstanden zahlreiche Aufnahmen mit hoher Bildqualität und guten abdominalen Kontrasten, vor allem bei frisch verstorbenen Tieren.

2.3. Visualisierung der Organsysteme

Von allen Organsystemen wurden Datensätze aufgenommen und dreidimensional rekonstruiert.

Zwar soll die spätere Darstellung der Ultraschall Datensätze in der Visualisierungsoberfläche der Simulationssoftware der Firma „medcom“ (medcom GmbH, Darmstadt) erfolgen, zur Überprüfung der Qualität und Tauglichkeit des Datenvolumens wurde der Datensatz aber zuvor mit der Software Amira dreidimensional rekonstruiert und betrachtet. Die folgenden Bildausschnitte geben einen Überblick über den Visualisierungserfolg der Ultraschallbilder mit Hilfe von Amira.

Harnblase

Die Bilder der Blase zeigen den originalen Transversalschnitt durch eine gutgefüllte Harnblase eines Katers mit Harnröhrenverschluss und Blasensediment. Sagittal- und Horizontalebene sind mit der Visualisierungssoftware Amira berechnet.

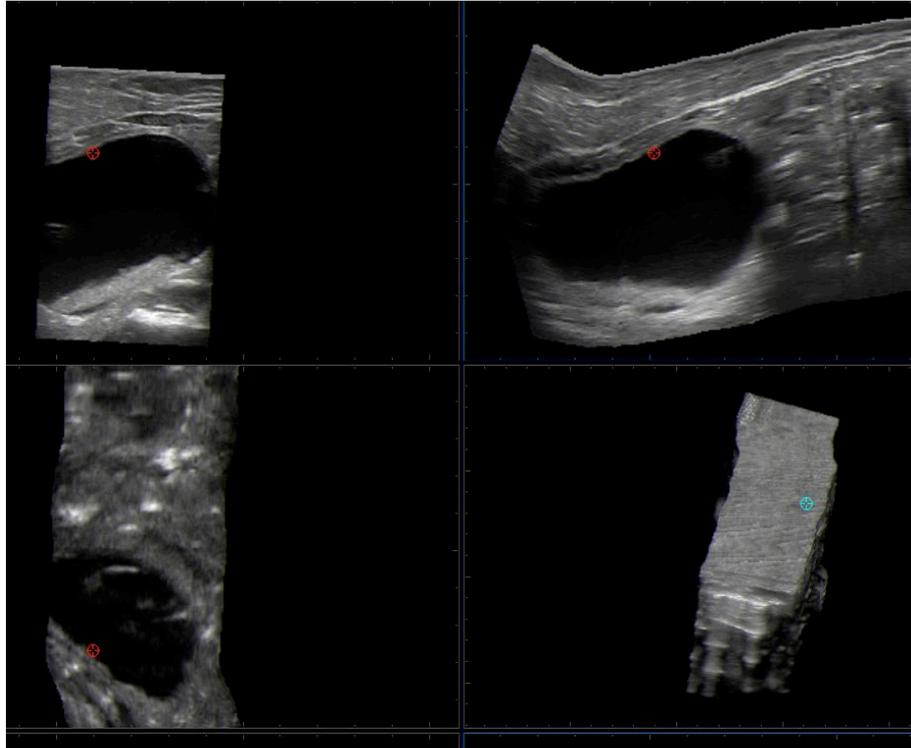


Abb. 78: Harnblase mit Blasensediment in a) Transversalebene geschallt, b) errechnete Sagittalebene, c) errechnete Horizontalebene und d) Volumendatensatz

Niere

Die Übersicht zeigt Schnitte durch die gesunde Niere einer frisch verstorbenen Katze. Die Niere wurde in sagittaler Schallkopfausrichtung geschallt.

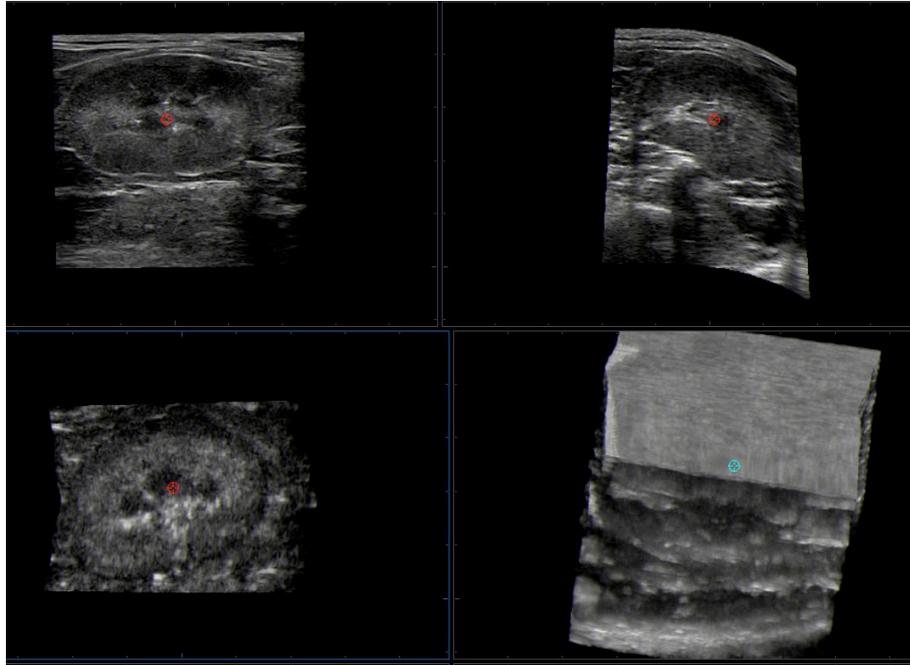


Abb. 79: linke Niere im a) Sagittalschnitt, b) Transversalschnitt, c) Horizontalschnitt und d) 3D-Volumen

Nebenniere

Die Aufnahmen zeigen einen Sagittalschnitt durch die unveränderte linke Nebenniere einer Katze. Im rekonstruierten Transversalschnitt wird die Lagebeziehung zur linken Niere sichtbar.

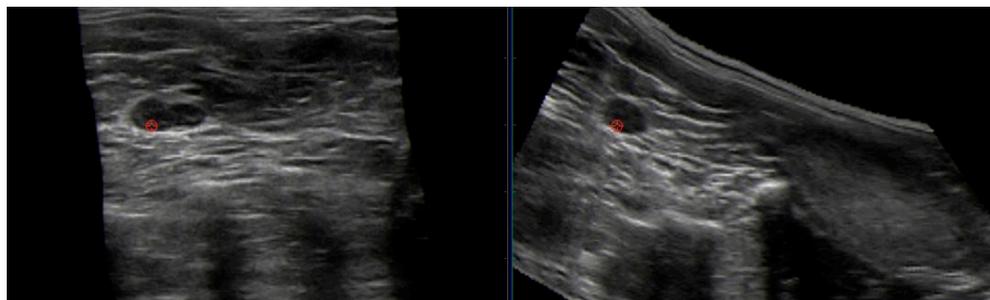


Abb. 80: linke Nebenniere im a) Sagittalschnitt und b) Transversalschnitt, mit Anschnitt der linken Niere

Leber, Gallenblase

Auf den Ultraschallaufnahmen ist der Verlauf des Ductus cysticus von der Gallenblase durch die Leber dargestellt. Die Abbildung 82 zeigt Leberlappen, die sich durch die umgebende freie Flüssigkeit gut voneinander abgrenzen lassen.

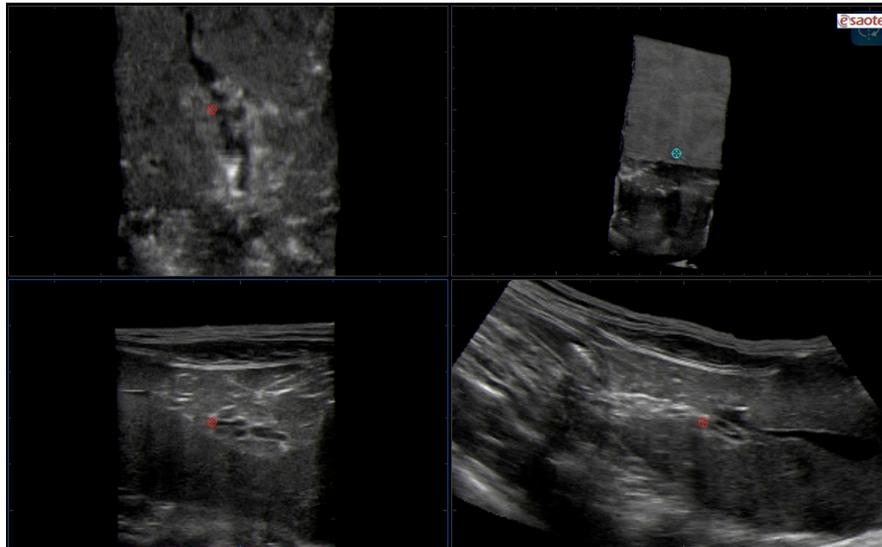


Abb. 81: Leber mit geschlängeltem Verlauf des Ductus cysticus

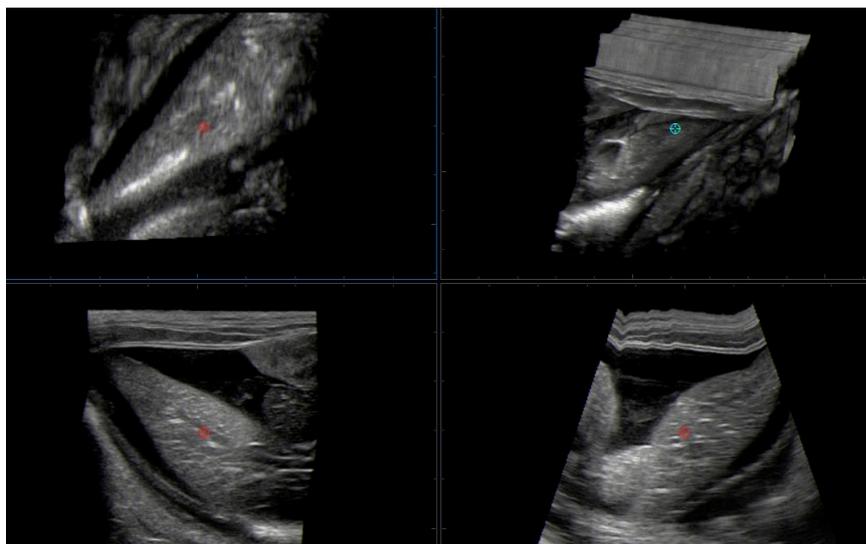


Abb. 82: Leber von Ascites umgeben, einzelne Leberlappen sind durch die freie Flüssigkeit zu unterscheiden

Magen

Die Bilder des leeren Katzenmagens zeigen die Lage kaudal der Leber anliegend und die typische Schleimhautfältelung.

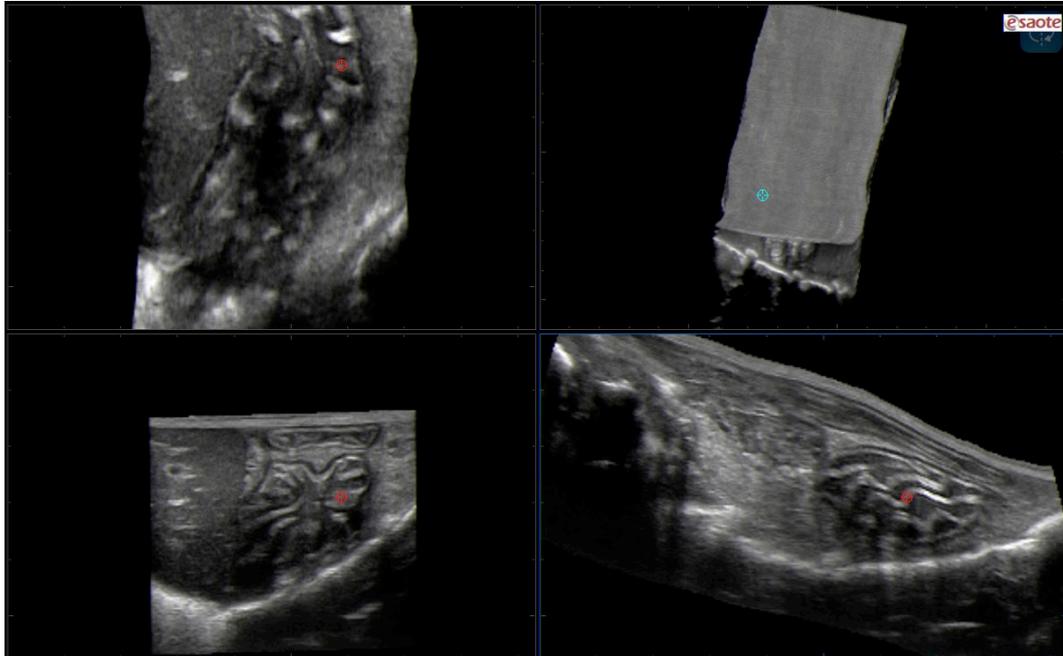


Abb. 83: Leerer Magen mit deutlich sichtbaren Schleimhautfalten

Tragende Kätzin

Es entstanden auch Ultraschallaufnahmen einer tragenden Kätzin. Die Bilder zeigen Fruchtanlagen von vier Welpen um den 30. Trächtigkeitstag.

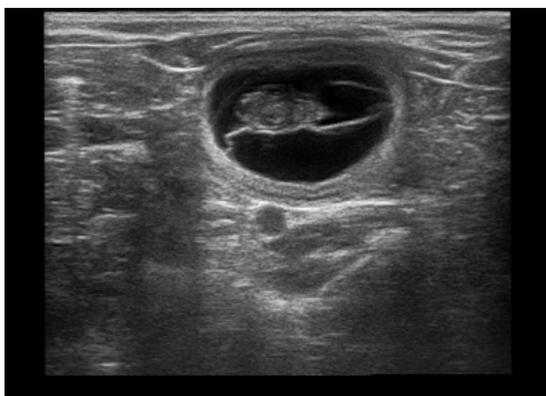


Abb. 84: Fruchtanlage einer tragenden Kätzin um den 30. Tag

Pathologien

Die folgenden Abbildungen zeigen Beispiele für akquirierte Nierenpathologien den in verschiedenen Aufnahmerichtungen.

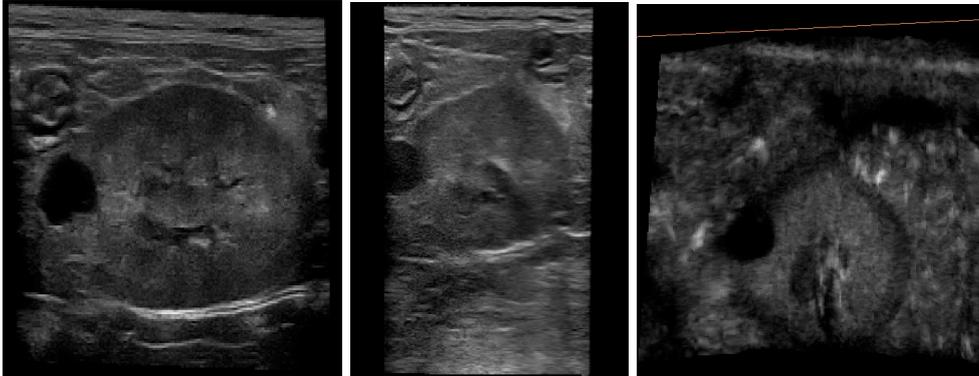


Abb. 85: Nierenzyste am Kranialpol der linken Niere a) originale Sagittalebene , b) errechneter Transversalschnitt c) errechnete Dorsalebene

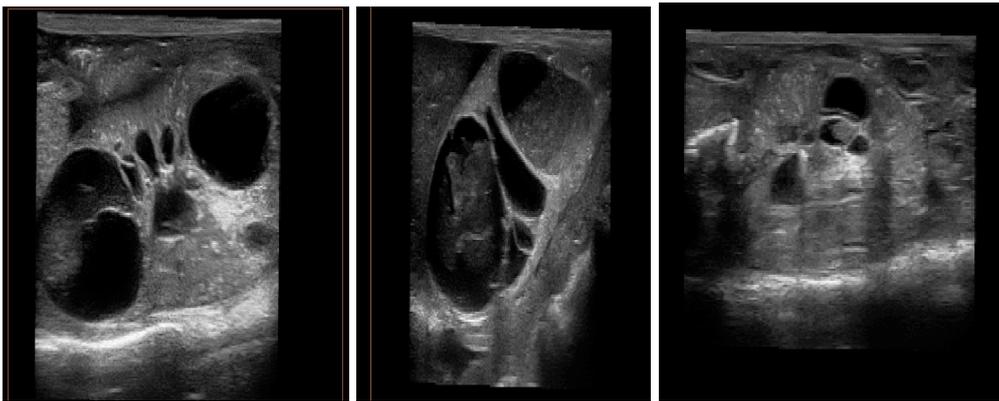


Abb. 86: Polyzystische Nierenkrankheit, das Nierengewebe ist vollkommen zystisch durchsetzt a) originale Sagittalebene , b) errechneter Transversalschnitt c) errechnete Dorsalebene

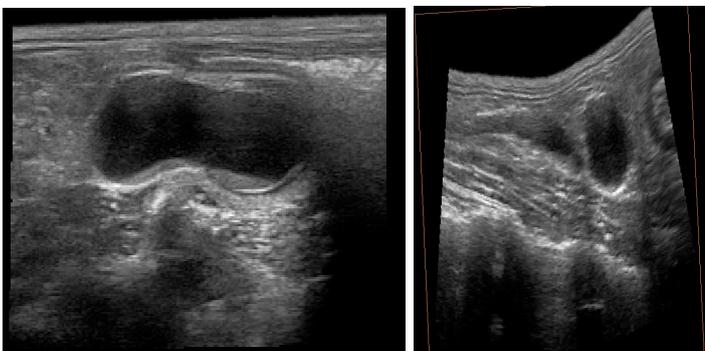


Abb. 87: die linke Niere ist zu einer flüssigkeitsgefüllten Sackniere umgebaut, Mark und Rinde sind nicht mehr zu erkennen, der Harnleiter ist gestaut, a) originale Sagittalebene , b) errechneter Transversalschnitt

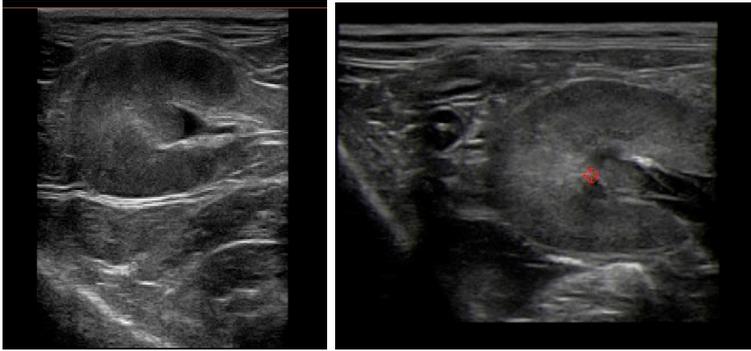


Abb. 88: vermehrt flüssigkeitsgefülltes Nierenbecken der rechten Niere , a) originale Sagittalebene , b) errechneter Transversalschnitt

3. Der CT-Datensatz

Es liegen transversale computertomografische Datensätze eines Katzenabdomens vor. Nativaufnahmen und Kontrastmittelaufnahmen im Weichteilfenster wurden mit 0,375 mm Schichtdicke geschnitten. Das entspricht 182 Einzelbildern.

3.1. Anatomie

Bei der Katze handelt es sich um ein zweieinhalb jähriges weibliches, kastriertes Tier, das aufgrund eines Lungentumors eingeschläfert wurde.

Das Abdomen ist frei von pathologischen Befunden.

Die Harnblase ist gut gefüllt, beide Nieren sind normalanatomisch. Ebenso die Milz, die Leber und das Pankreas. Der Magen und der Darm sind größtenteils futterleer und wenig gasgefüllt.

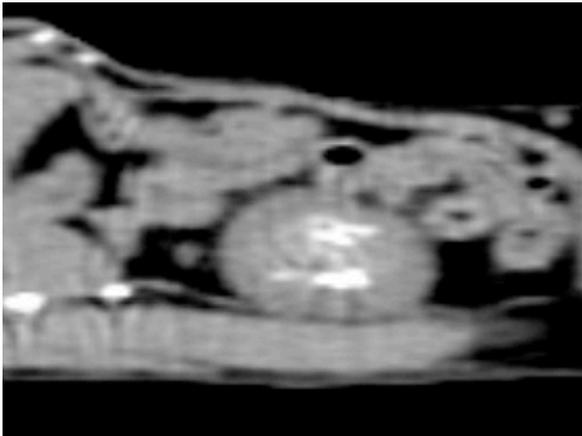
3.2. Qualität des Datensatzes

3.2.1. Auflösung

Die Datensätze bestehen jeweils aus 182 Tomogrammen mit einer Schichtdicke von 0,375 mm. Diese bestimmen die Auflösung in der z-Achse. Die axialen Schnittbilder wurden mit einer Auflösung von 512 x 512 px aufgenommen. Diese Auflösung gewährleistet eine gute Detailerkennbarkeit in allen errechneten Ebenen (Abb. 89).



Originale Transversalebene:
Schnittbild durch das Katzen-
abdomen auf Höhe der Nieren,
der Hilus renalis mit abgehen-
den Gefäßen ist sichtbar



Errechnete Sagittalebene
durch die linke Niere



Errechnete Dorsalebene auf
Höhe beider Nieren

Abb. 89: Beispielschnitte durch die Nieren aus dem CT-Datensatz

3.2.2. Schärfe

Die computertomografischen Aufnahmen wurden post mortem angefertigt. Die Katze wurde dazu eingefroren und stabil in Rückenlage gelagert. Daher weisen die Bilder eine maximale Schärfe auf.

3.2.3. Bildeinstellungen/ Kontraste

Der Datensatz wurde mit 12 Bit kodiert (4096 Graustufen) und auch das abdominale Fett gewährleistet eine gute Abgrenzbarkeit der abdominalen Strukturen (Abb. 90, Abb. 91).



Abb. 90: Horizontalschnitt durch beide Nieren



Abb. 91: Horizontalschnitt durch Harnblase, Darm und Milz

4. Der MRT-Datensatz

Es liegen ein sagittaler und ein dorsaler T1-gewichteter abdominaler Datensatz einer Katze vor, jeweils mit einer Schichtdicke von 0,8 mm geschnitten. Das entspricht 160 Bildern für den sagittalen und 144 Bildern für den dorsalen Scan.

4.1. Anatomie

Bei der Katze handelt es sich um ein männliches, kastriertes Fundtier mittleren Alters mit unbekannter Vorgeschichte.

Das Tier ist weitgehend anatomisch unversehrt. Die Blase ist gut gefüllt, beide Nieren sind frei von Pathologien. Die Milz hat eine homogene Textur, ist aber relativ groß. Der Magen und der Großteil des Darms sind futterleer und gasgefüllt. Die Leber erscheint vergrößert mit abgerundeten Rändern, die Gallenblase ist mittelgradig gefüllt. Pankreasregion und Nebennieren sind ohne besonderen Befund.

4.2. Qualität des Datensatzes

4.2.1. Auflösung

Die Datensätze wurden jeweils mit einer Auflösung von 512 x 512 px aufgenommen, die Auflösung der z-Achse ergibt sich aus den 0,8 mm Schichtdicke. Diese Auflösung gewährleistet eine gute Detailerkennbarkeit in allen errechneten Ebenen.

4.2.2. Schärfe

Da die magnetresonanztomografischen Aufnahmen post mortem angefertigt und die Katze stabil in Rückenlage gelagert wurde, entstand ein Datensatz mit optimaler Schärfe.

4.2.3. Bildeinstellungen /Kontraste

Der T1-gewichtete Datensatz ist mit 12 Bit kodiert, was 4096 Graustufen entspricht. Alle wesentlichen Details können dargestellt werden. Darüber hinaus gewährleistet auch das vorhandene abdominales Fett, die Luft in den Darmschlingen und die gutgefüllte Harnblase gute abdominale Kontraste (Abb. 92).

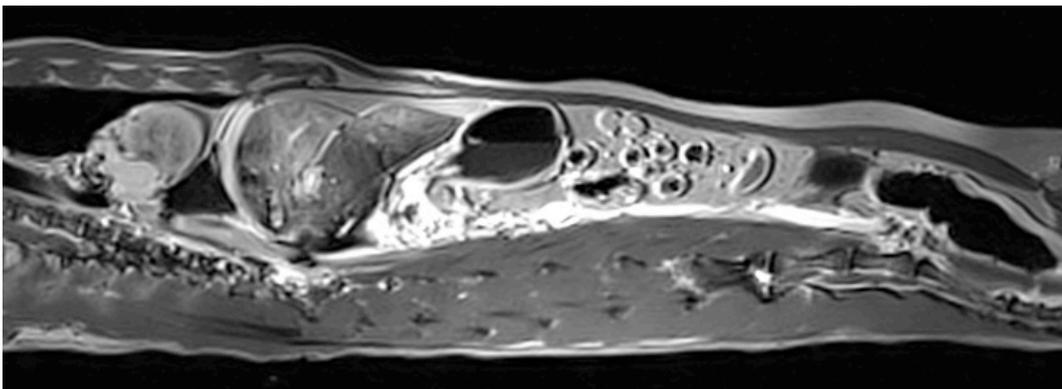


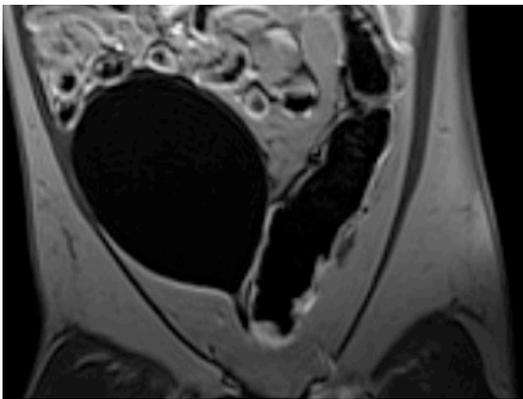
Abb. 92: Sagittalschnitt mit a) Herz, b) Leber, c) Magen und d) Darm

4.3. Visualisierung der Organsysteme

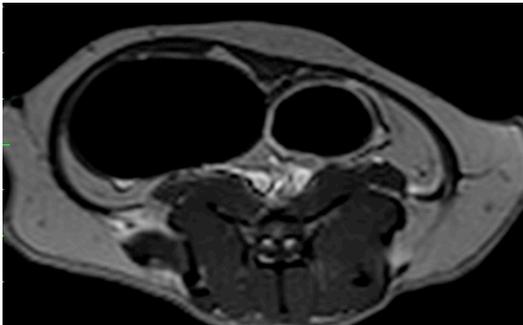
Wie auch bei den zuvor aufgeführten Modalitäten soll auch hier eine spätere Visualisierung in dem Simulationssystem der Firma medcom GmbH erfolgen. Zur Evaluierung der Qualität und Übereinstimmung des Datensatzes mit den anderen bildgebenden Verfahren, wurde der Datensatz in die Software Amira geladen und dort dreidimensional rekonstruiert und betrachtet. Beispiele einiger Organsysteme werden im Folgenden aufgeführt.

Harnblase

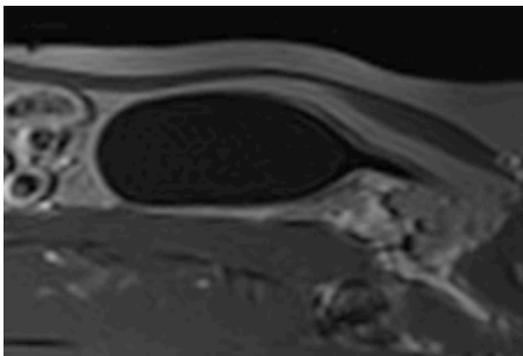
Die Bilder zeigen Aufnahmen der gutgefüllten Harnblase und Anschnitte des kotgefüllten Rectums. Transversal- Sagittal- und Horizontalschnitte sind einander gegenüber gestellt.



a) Originalebene: Horizontalschnitt durch die Harnblase und das Colon descendens



b) rekonstruierter Transversalschnitt durch Harnblase und Colon descendens



b) errechneter Sagittalschnitt durch die Harnblase

Abb. 93.: dorsaler T1 gewichteter MRT-Datensatz mit der originalen Ebene und den sagittalen und transversalen Rekonstruktionen durch die gut gefüllte Harnblase

Linke Niere

Die Bildausschnitte stellen transversale, sagittale und horizontale Aufnahmen einer gesunden linken Niere dar.

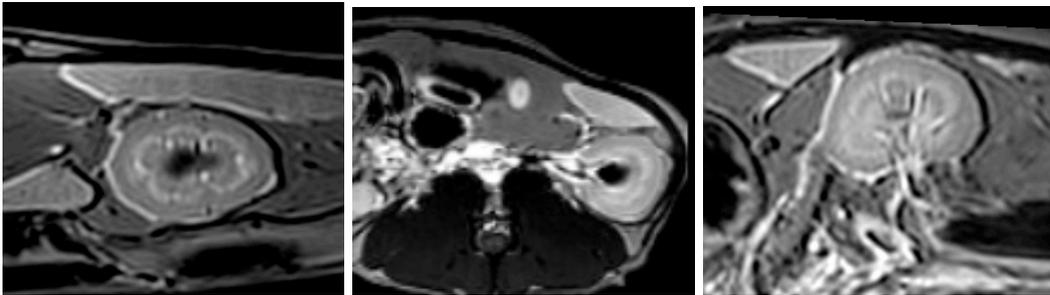


Abb. 94: a) originaler Sagittalschnitt, b) errechneter Transversalschnitt und c) errechneter Horizontalschnitt durch die linke Niere

Leber, Gallenblase, Magen

Transversale, sagittale und horizontale Tomogramme des cranialen Abdomens mit Leber, Gallenblase und gasgefülltem Magen sind nebeneinander gestellt.

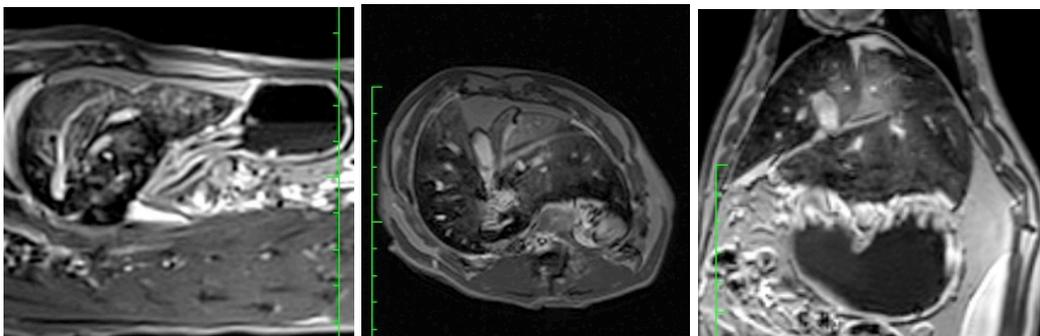


Abb. 95: a) originaler Sagittalschnitt b) rekonstruierter Transversalschnitt und c) rekonstruierter Horizontalschnitt durch Leber, Gallenblase und Magen

5. Synchronisation der Schnittbildverfahren

Da die Datensätze von verschiedenen Tieren erstellt wurden, ist eine 100%ige Übereinstimmung aller Details nicht möglich.

Durch manuelles Skalieren und Ausrichten gelingt es jedoch, die einzelnen Datensätze aneinander anzupassen, sodass vergleichbare Schnittebenen entstehen.

Die letztendliche Visualisierung der akquirierten Datensätze soll in der Simulationssoftware der Firma medcom GmbH, Darmstadt, stattfinden. Zu Testzwecken und um Herauszustellen, ob eine Synchronisation der Datensätze überhaupt möglich ist, wurden die verschiedenen Modalitäten in die Visualisierungssoftware Amira geladen. Dort konnten die Datensätze manuell aufeinander ausgerichtet werden.

Die Synchronisation der Datensätze funktionierte vor Allem bei der Harnblase sehr gut, da sowohl bei dem anatomischen Datensatz, als auch bei den Katzen für das CT und MRT die Blase gut, bzw. sogar ungefähr gleich gefüllt war (Abb. 96). Durch eine exakte Lagerung post mortem in Rückenlage und dass anschließende Einfrieren blieben die Organe lagekonstant. Bei der Akquirierung der Ultraschallaufnahmen entstanden Datensätze von ganz unterschiedlich gefüllten Harnblasen und Blasenpathologien. Für die Synchronisation der Datensätze wurde eine Harnblase entsprechend dem Füllungsstand der anderen Katzenblasen ausgewählt.

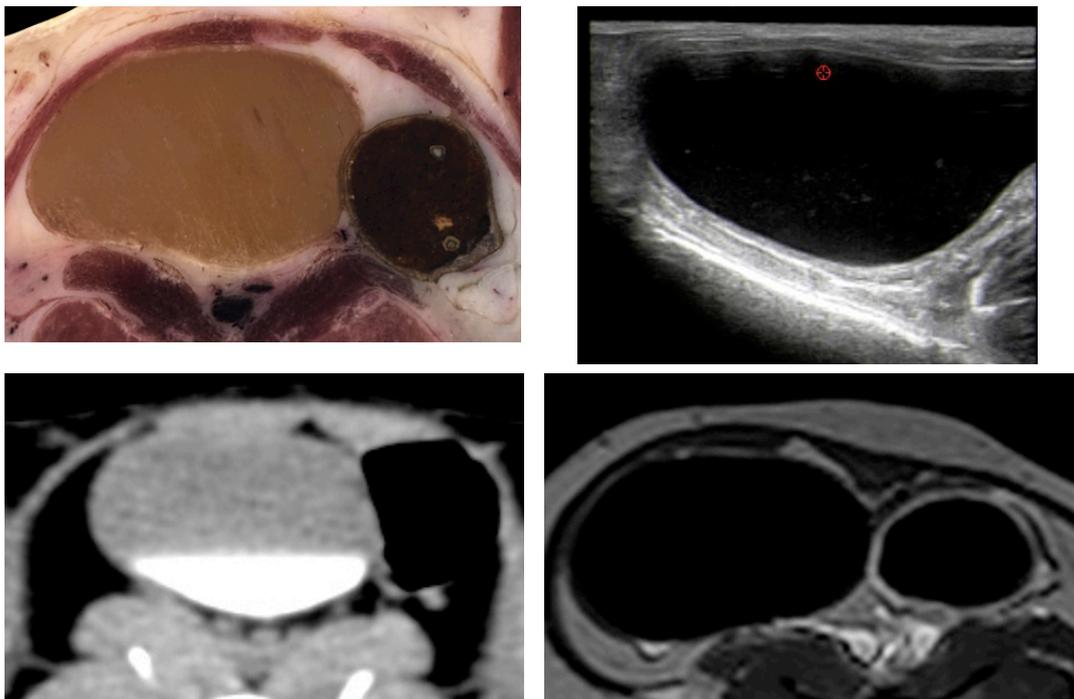


Abb. 96: Transversalschnitte durch die gefüllte Harnblase und das Rectum, a) Kryoschnittbild, b) Ultraschall, c) CT, d) MRT

Bei anderen Organen gestaltete sich das Matching der Datensätze aber meist etwas schwieriger.

Probleme traten beispielsweise bei Sagittalschnitten der linken Niere auf: Beim Ultraschall ist die Bauchdecke weich und eindrückbar, sodass Darmschlingen weggedrückt werden können und die hochdorsal liegende Niere unmittelbar unter der Bauchdecke zu Liegen kommt. Bei den anderen Verfahren wurden die entsprechenden Katzen post mortem zwar auch in Rückenlage verbracht, aber das Abdomen wurde nicht weiter verformt. Die Darmschlingen lagen in normalanatomischer ventraler Position, das Tier wurde eingefroren und daraufhin die Schnittbildserien erstellt. Aus diesem Grund liegen bei den sagittalen Rekonstruktionen immer wieder Anteile des Dünndarms und / oder der Milz ventral der Niere (Abb. 97). Am deutlichsten ausgeprägt ist dies bei dem anatomischen Datensatz sichtbar. Trotzdem ist ein guter Vergleich mit CT- und MRT- Datensatz gewährleistet.

Das Organ isoliert betrachtet, lassen sich die Sagittalschnitte der Nieren in allen vier Modalitäten gut gegenüberstellen.

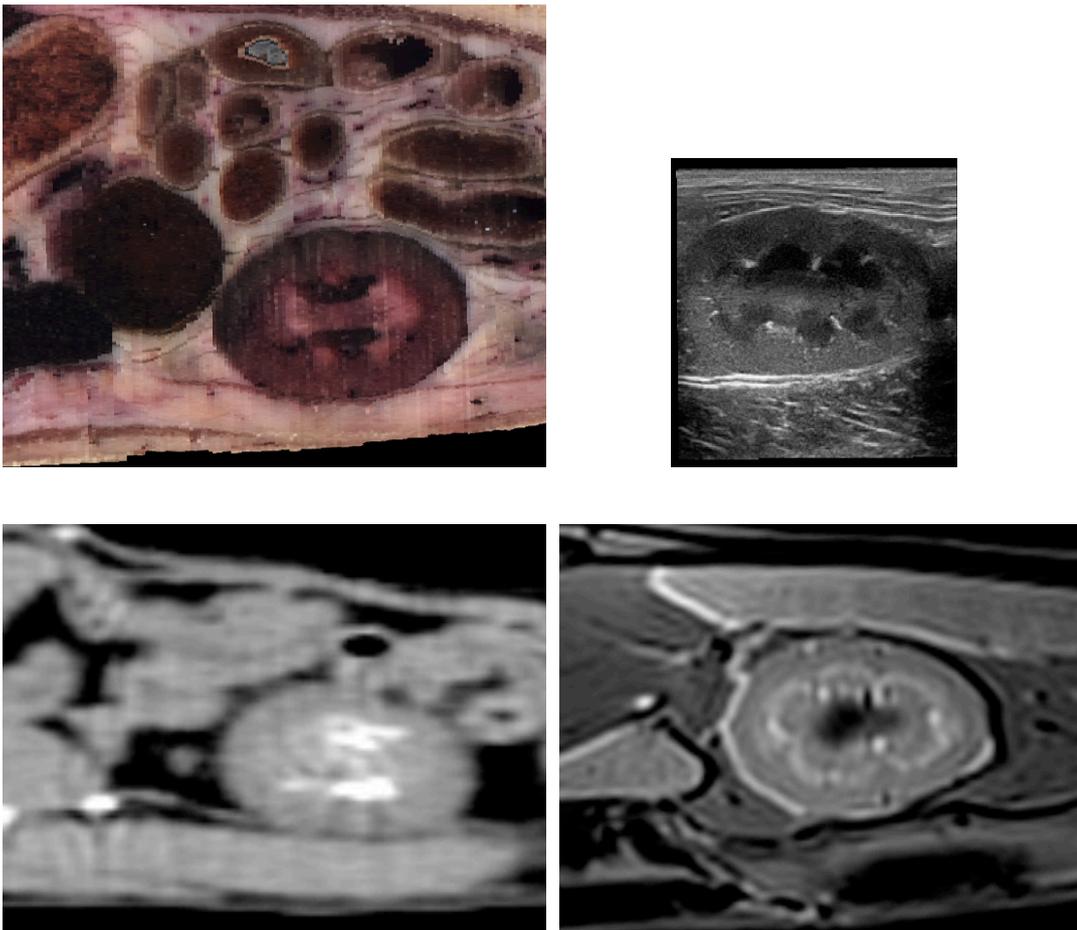


Abb. 97: Sagittalschnitte durch die linke Niere a) anatomischer Schnitt, b) Ultraschall, c) CT, d) MRT

Bei den Transversalen Schnitten durch die Nieren stellt sich dieses Problem nicht so gravierend dar und die Schnittbilder können relativ gut in Deckung gebracht werden (Abb. 98).

Noch besser funktionierte es bei dem Horizontalschnitt durch die rechte Niere, da so weit dorsal nur beim CT-Datensatz noch das Duodenum descendens erstreckte (Abb. 99).

Bei dem anatomischen Horizontalschnitt der linken Niere ist das Colon descendens durch die leicht schräge postmortale Lagerung zusätzlich seitlich der Niere zu liegen gekommen.

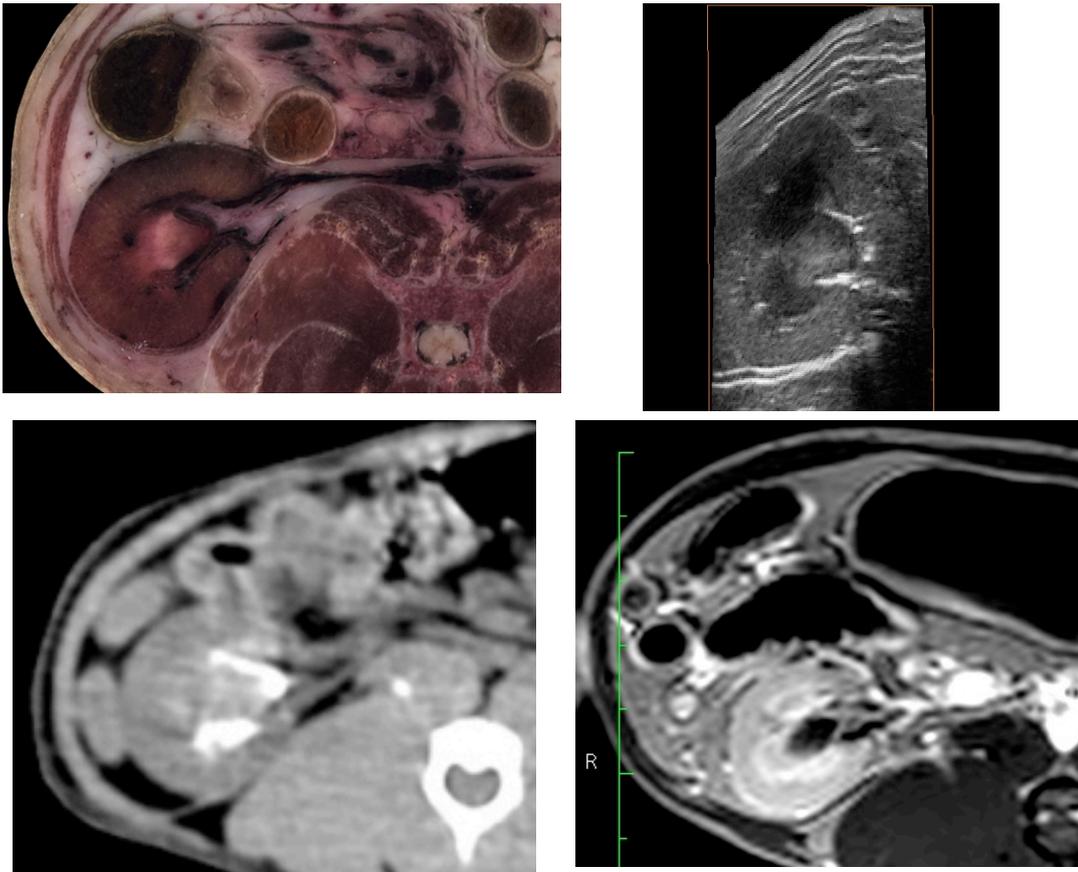


Abb. 98: Die Transversalschnitte durch die rechte Niere können relativ gut in Deckung gebracht werden. Nur wenige einzelne Darmschlingen nehmen unterschiedliche Positionen ein

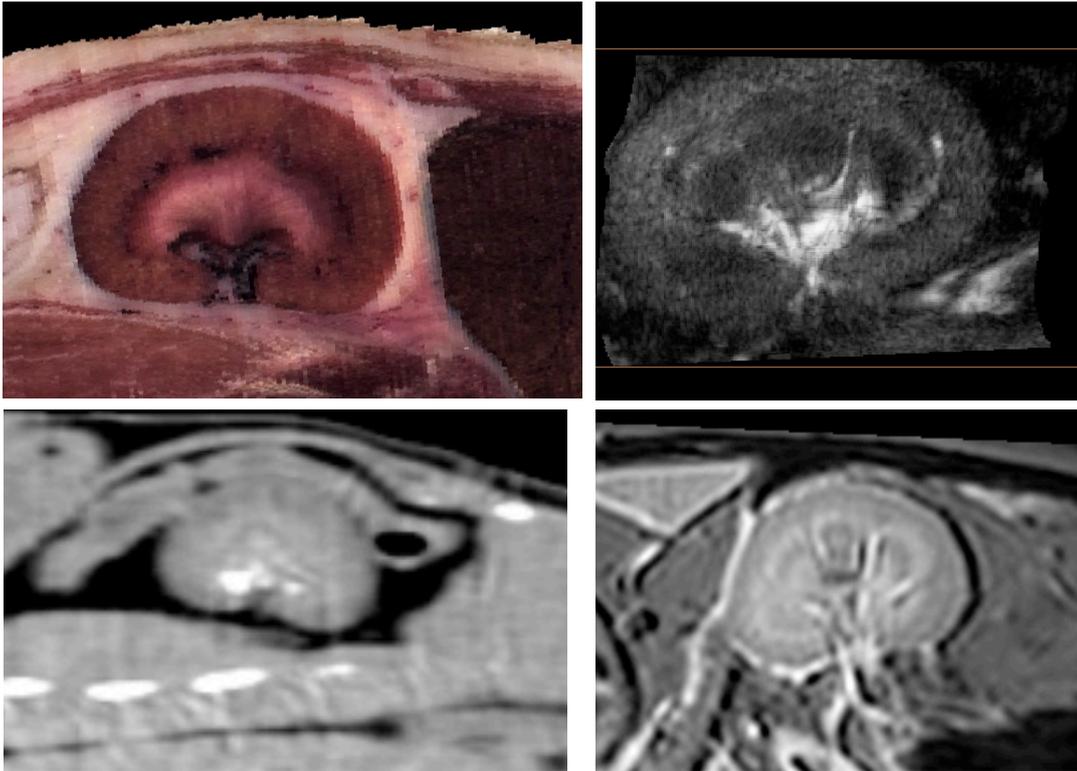


Abb. 99: Die Horizontalschnitte der rechten Niere können gut synchronisiert werden. Lediglich im CT-Datensatz nimmt das Duodenum descendens eine andere Position ein.

Auch bei anderen Organsystemen wie Leber, Magen und Pankreasregion gelingt ein gutes Matching (Abb. 100).

Bei sehr lagevariablen Organen, wie bei einzelnen Darmschlingen oder bei der Milz, gelangen keine zufriedenstellenden Ergebnisse.

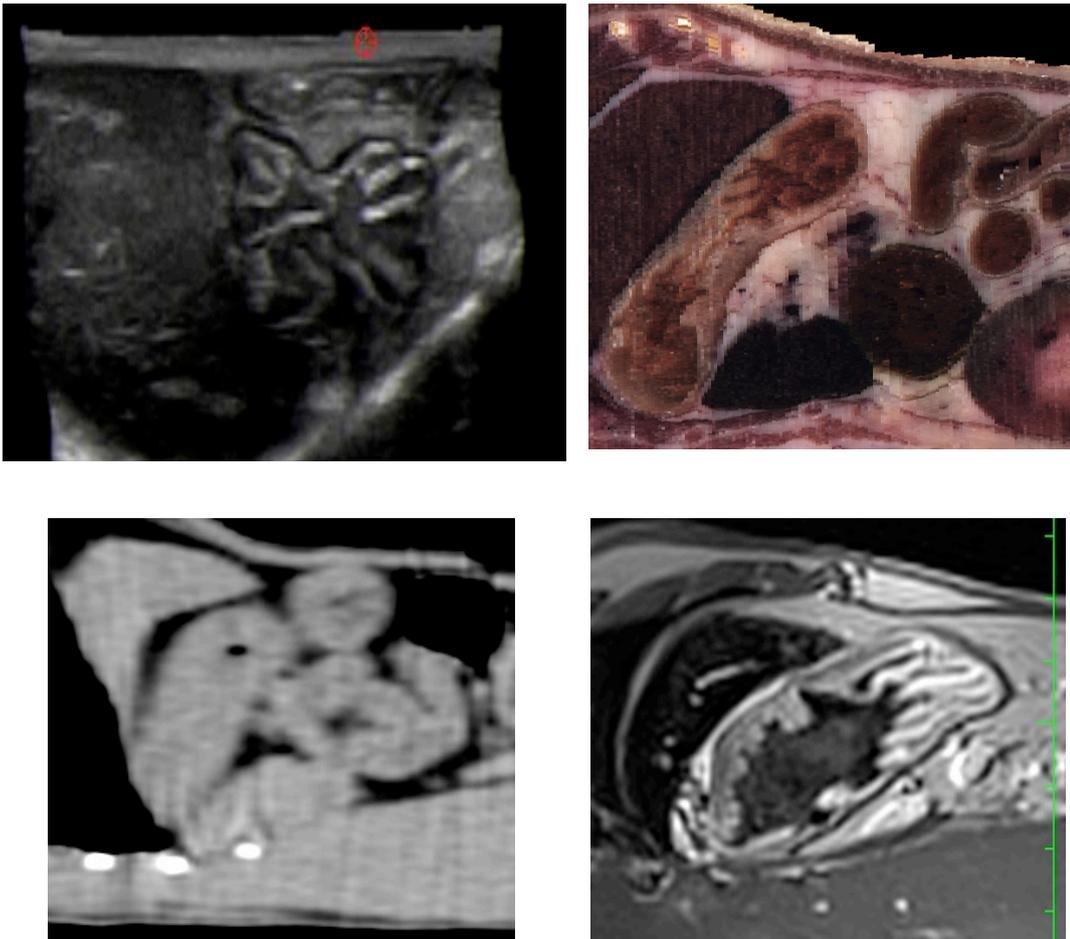


Abb. 100: Synchronisation von Sagittalschnitten durch Magen und Leber

V. DISKUSSION

1. Übersicht über die Entwicklung der Ultraschallsimulation in der Humanmedizin

Die Idee und Möglichkeit der 3D-Visualisierung von anatomischen und sonografischen Daten liegt mittlerweile einige Jahre zurück.

Der erste digitale anatomische 3D-Datensatz eines kompletten Menschen, der neben den anatomischen Schnittbildern auch noch über korrespondierende CT- und MRT-Volumendatensätze verfügt, wurde 1994 von der National Library of Medicine erstellt (Ackerman et al., 1995, Spitzer and Whitlock, 1998, Spitzer, 1998).

Damit ist die Arbeitsgruppe Vorreiter auf diesem Gebiet und legte den Grundstein für zahlreiche weitere Arbeiten, die diese Datensätze nutzten und darauf aufbauten.

Mittlerweise liegen mehrere humanmedizinische Arbeiten vor, die ihren Fokus auf die Visualisierung der Anatomie gerichtet haben und sonografische Standardchnittbilder anatomischen Bildern für den Einsatz in der Lehre gegenüberstellen.

Das war ein erster Schritt zu einer neuen Art der Ultraschallausbildung und -lehre.

Beispiele sind der Simulator für den endoskopischen Ultraschall „EUS meets VOXEL MAN“ (Höhne et al, 1996, Bommersheim et al, 2005) oder Einkenels „Sonomorphologie des weiblichen Beckens“ (Einenkel et al, 2005).

Alle diese Projekte, ebenso wie zahlreiche chirurgische Simulatoren greifen auf den Datensatz des „visible human project“ (VHP) zurück. Er bietet, mit wenigen anderen Arbeiten zusammen („visible korean human“, „chinese visible human“ und „virtual chinese human“) die Grundlage für alle neueren anatomischen 3D-Modelle, die in der Lehre und vor allem im Bereich der anatomischen Simulationen erstellt wurden. Der Grund liegt neben den technischen Voraussetzungen vor allem in dem enormen Zeitaufwand und der großen Arbeitsleistung, die notwendig sind einen solchen hochauflösenden anatomischen Datensatz zu generieren. Viel leichter und schneller ist es heute möglich feinschichtige CT- und MRT- Datensätze zu erstellen und diese mit ihren räumlichen Informationen als Grundlage für 3D-Rekonstruktionen und die Segmentierung zu verwenden.

Die erste Arbeit dieser Art in der Humanmedizin, die aufgezeichnete Ultraschallaufnahmen verwendete und diese in der VOXEL-MAN- Visualisierungsumgebung zu „intelligent movies“ weiter verarbeitete war das „Virtual reality training system for pediatric sonography“ (Arkhus et al 2001). Hier wurden die sonografischen Datensätze allerdings nicht einem anatomischen Model gegenübergestellt. Es gab lediglich einen Vergleich mit einem MRT-Datensatz eines anderen Säuglings und einem daraus errechneten 3D-Modell, die manuell aufeinander ausgerichtet wurden (Arkhus et al, 2001).

Alle diese Arbeiten wiesen einen vergleichbaren Aufbau auf und verfolgten ähnliche Ansätze, haben aber keine weitere Verbreitung oder kommerzielle Nutzung erlangt.

Außerdem war bei keinem dieser Systeme eine Echtzeit-Ultraschallsimulation möglich.

Diesen Ansatz verfolgten andere Arbeitsgruppen. Sie beschäftigten sich mit den verschiedenen Techniken zur Akquirierung dreidimensionaler Ultraschall Datensätze und deren Nutzung in Echtzeit-Ultraschallsimulatoren.

Es existieren mittlerweile zahlreiche humanmedizinische Ultraschalldummies von verschiedenen Firmen, die kommerziell vertrieben werden. Von dem zugrunde liegenden Prinzip lassen sich Modelle aus Kunststoff mit modellierten Organsystemen von computersimulierten Ultraschalluntersuchungen und Systemen mit realen Freihand-3D Patientendaten unterscheiden. Im Mittelpunkt steht immer die Ultraschalluntersuchung an einem Patientendummy, das mit einer Schallkopfatrappe geschallt werden kann. Nur bei dem Ultraschallsimulator der Firma „Schallware“ aus Berlin stehen neben den Ultraschall Datensätzen auch ein CT- und ein MRT-Datensatz zur Verfügung, um die verschiedenen bildgebenden Verfahren miteinander zu vergleichen und die Interpretation der Befunde auf eine andere Modalität zu übertragen. (Online im Internet, URL: <http://www.schallware.de>, Stand 05.02.2014).

Bei allen anderen Systemen ist es zwar möglich Legenden und Beschriftungen einzublenden und es stehen schematische 3D-Modelle zur Verfügung, die dem Ultraschallbild gegenübergestellt werden können um die Orientierung und Interpretation der Schnittebene zu erleichtern, es existiert aber bisher kein System dieser Art, das auf einen anatomischen Datensatz zurückgreift. Auch hier liegt der Grund darin, dass es viel einfacher ist korrespondierende CT- und MRT-Datensätze zu erstellen, als mit den anatomischen Daten des VHP zu arbeiten.

Alle Ultraschallsimulationsdummies, die mit realen, zuvor akquirierten 3D-Ultraschalldatensätzen arbeiten, verwenden einzelne Volumina bestimmter Organsysteme. Das System zielt darauf ab, bestimmte Standardanschnitte einzustellen und zu üben. Es wurden erweiterbare Datenbanken erstellt mit zahlreichen Datensätzen verschiedener Physiologien und Pathologien. Ultraschallvolumen eines kompletten Körpers dieser Art existieren nicht. Dafür mussten Ultraschalldatensätze am Computer weiter verarbeitet werden und Ultraschallbilder am PC errechnet oder es wurde mit Kunststoffpuppen mit modellierten Organen gearbeitet.

2. Material und Methode

Zum ersten Mal in der Tiermedizin ist es gelungen hochauflösende digitale anatomische, sonografische, computertomografische und magnetresonanztomografische 3D-Datensätze des kompletten Abdomens einer Katze zu erzeugen. Als Vorbild diente das „Visible Animal Projekt“ von BÖTTCHER (2000), der den Datensatz eines kompletten Hundes erstellte, die einzelnen Organsysteme segmentierte und 3D-rekonstruierte.

2.1. Der anatomische Datensatz

Auswahl der Katze(n)

Insgesamt wurden anatomische Kryodatensätze von drei verschiedenen Katzen erstellt. Bei den Tieren handelte es sich um Patienten aus der medizinischen Kleintierklinik der LMU München, die aufgrund einer klinischen Indikation und unabhängig von der Erstellung dieser Arbeit euthanasiert worden waren. Erst während, bzw. nach der Erstellung des Datensatzes wurden Pathologien, Probleme und Lagerungsartefakte sichtbar. Letztendlich erfüllte der Datensatz der ersten Katze die Voraussetzungen für die weitere Verarbeitung. Eine Umfangsvermehrung im Abdomen störte das Projekt nicht. Eine entsprechende Vorauswahl und auch Voruntersuchung der Katzen mit Krankheitsgeschichte und bildgebender Diagnostik für zukünftige Projekte könnte das sehr zeitaufwendige wiederholte Erstellen der Kryoschnittbilder ersparen.

Das Kryomakrotom

Bei dem Kryomakrotom wurde auf die modifizierte Brennholzkreissäge zurückgegriffen, die auch schon Böttcher (2000) und Zengerling (2004) für ihre Arbeiten verwendet hatten. Beide arbeiteten mit einem Vorschub von 1 mm, um entsprechend dünne Schichtdicken zu erzeugen und verwiesen darauf, dass dünnere Schichtdicken nicht möglich seien da es sonst zum Herausbrechen von filigranen Strukturen wie Knochenlamellen und Zähnen kam. Obwohl beide ihre Objekte bei -80°C gefroren hatten und sich um Isolation durch Styropor oder Polyurethanschaum bemühten, mussten sie die Arbeit für eine erneute Kühlung unterbrechen (Böttcher and Maierl, 1999, Zengerling 2004).

In dieser Arbeit war es durch eine optimale Einbettung, gute Kühlung auch während des Arbeitsprozesses und niedrige Raumtemperatur gelungen, den kompletten Datensatz ohne Unterbrechungen zu erstellen. Es war außerdem möglich mit einer Schichtdicke von nur 0,5 mm zu arbeiten, ohne dass es zu oben genannten Problemen kam.

Digitalisierung, Nachbearbeitung:

Die Verkleinerung des Datensatzes war für die weitere Verarbeitung mit der Software Amira nötig. Die Komprimierung auf 960×1208 px gewährleistete eine ausreichende Bildauflösung. Das Ausschneiden einer „Region of Interest“ und das Einfärben des Hintergrundes rückten den Fokus zusätzlich auf das Objekt.

Eine weitere Segmentierung der Organsysteme oder Kolorierung einzelner Organe oder Organteile wurde bisher nicht durchgeführt. Die hohe Qualität von Auflösung, Kontrasten und Farben ermöglicht eine gute Darstellung der Organe und Organanschnitte und ein Wiedererkennen und Zuordnen der anatomischen Bezeichnungen.

In einer Weiterführung des Projektes wäre es aber denkbar den Organen bestimmte Farben zuzuordnen und nicht nur den anatomischen Datensatz zu kolorieren, sondern die Farben auch auf Ultraschall, CT und MRT zu übertragen um den Wiedererkennungswert der Organe in den verschiedenen Modalitäten zu steigern und die Interpretation der Schnittbilder und die Übertragung physiologisch-anatomischer Zusammenhänge auf andere bildgebende Verfahren erleichtern.

Mit einer Segmentierung wäre es außerdem möglich, dreidimensionale Oberflächenmodelle einzelner Organe zu berechnen und diese als Orientierungshilfe den Schnittbildern gegenüber zu stellen, ähnlich wie in der

Arbeit „EUS meets VOXEL-MAN“ von Burmester et al (2004) (Abb. 101). Darüber hinaus können damit den Organen anatomische Bezeichnungen zugeordnet und bei Bedarf ein- und ausgeblendet werden.

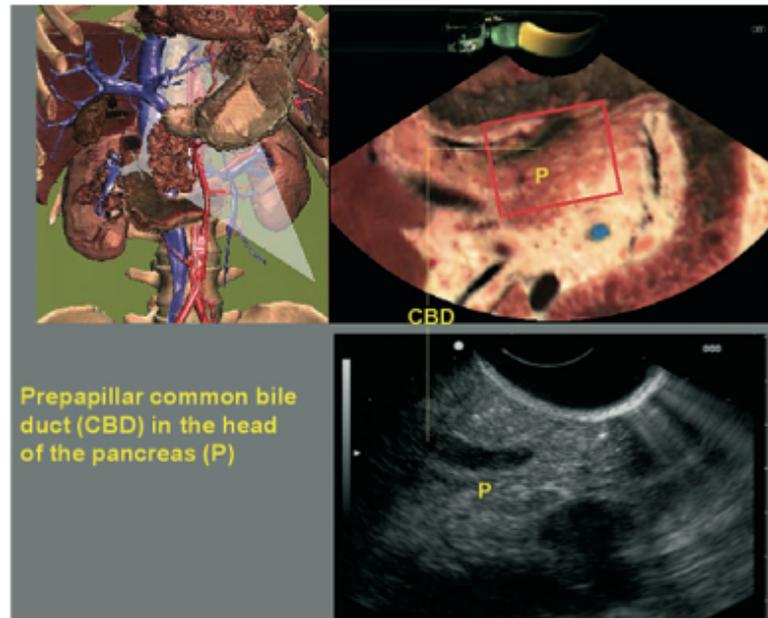


Abb. 101: Bildausschnitt aus der Arbeit „EUS meets VOXEL-MAN“. Ultraschallbild und korrespondierendes anatomisches Schnittbild sind sich vergleichend gegenüber gestellt. Zur verbesserten Orientierung ist auch ein 3D-Modell mit aktueller Schallkopfposition und Schallfeld eingeblendet (Burmester et al, 2004).

Diese weiterführenden Bearbeitungen würden vor allem Nutzern ohne anatomische Vorkenntnisse das Verständnis und die Orientierung erleichtern. Es entsteht die Möglichkeit mit dem System autodidaktisch zu üben und lernen.

2.2. Die sonografischen Datensätze

Mit dem High End Ultraschallgerät „mylab twice“ war es zum ersten Mal in der Tiermedizin möglich eine große Zahl und Vielfalt hochauflösender dreidimensionaler Ultraschall Datensätze des Katzenabdomens zu erstellen.

Auswahl der Katzen

Bei der Auswahl der Katzen trat ein ähnliches Problem auf, wie bei den anatomischen Kryoschnitten. Alle Tiere waren aufgrund eines Krankheitsgeschehens euthanasiert worden oder verstorben, Vorgeschichte und Klinik waren in den meisten Fällen nicht bekannt. Erst während der Ultraschalluntersuchung wurden verschiedene Pathologien sichtbar.

Insgesamt war es nicht einfach, geeignete Datensätze zu generieren.

Auftretende Probleme wurden bereits in Vorversuchen sichtbar:

Bei lebendigen Katzen führten nicht nur Abwehrbewegungen unruhiger Patienten zu unbrauchbaren Ergebnissen, selbst Atembewegungen relativ entspannter Tiere und Pulsationen von Herz und Gefäßen bei sehr schlanken Katzen verursachten Stufen und Unschärfen im Datensatz. Die in der Humanmedizin üblichen „Atemaufnahmen“, bei denen der Patient angehalten wird in einer bestimmten Atemphase zu verweilen und die Luft anzuhalten, sind auf eine Arbeit am Tier nicht übertragbar.

Verstorbene, zuvor eingefrorene Katzen mussten für den Ultraschall komplett aufgetaut sein, damit keine Eiskristalle das Bild störten. Häufig kam es aber in der Auftauphase zum Flüssigkeitsaustritt aus den Gefäßen, sodass diese nicht mehr sichtbar waren, die Organe abgeplattet wirkten und sich ein Ascites bildete. Zusätzlich kam es zu sonografisch sichtbaren Veränderungen der Darmwand.

Frisch verstorbene Katzen erzielten die besten Ergebnisse hinsichtlich Bildqualität und Vergleichbarkeit mit einer lebenden Katze. Es gab aber nicht zwangsläufig eine Garantie für einen guten Datensatz.

Die Tiere waren unterschiedlich gut schallbar und entwickelten zum Teil in der ersten halben Stunde einen Ascites. Bei schlechter Gefäßfüllung wurden die Katzen über einen Katheter in der A. carotis communis infundiert und unter Umständen entstand dadurch noch schneller ein Bauchhöhlenerguss oder es zeigten sich Gasartefakte durch eingedrungene Luftblasen. Selbst wenn das Tier frei von sichtbaren abdominalen Pathologien war, eine gute Gefäßfüllung und keinen Erguss aufwies, war zum Teil der Magen-Darm-Trakt extrem aufgegasst, sodass große Teile des Abdomen durch die Schallauslöschungen nicht einsehbar waren. Durch Muskeler schlaffung post mortem entleerte sich in einigen Fällen die Harnblase. Diese auftretenden Probleme waren im Vorfeld nicht kalkulierbar und beeinflussbar.

Eventuell wären zuverlässigere Ergebnisse möglich, wenn man in einer Voruntersuchung abdominale Pathologien ausschließen und Schallqualität des B-Bildes überprüfen würde und die Datensätze dann in einer tiefen

Narkose erstellt. Dieses Szenario ist aber aus Tierschutzgründen nicht einfach umzusetzen.

In der Zukunft wird es weiterhin nötig sein von einer Vielzahl von Tieren Datensätze zu akquirieren, um geeignete Volumen zu erhalten.

Technik

Seit relativ kurzer Zeit stehen überhaupt erst Geräte mit derart hoher Bildauflösung und so hochfrequente Schallköpfe zur Verfügung, dass es möglich wurde, entsprechend hochauflösende, detailreiche Ultraschallaufnahmen von Katzen zu erzeugen.

Mit dem Ultraschallgerät „mylab twice“ von Esaote und dem integrierten Freihand- 3D-System stand eine hochwertige Technik zur Verfügung, mit der nach gewisser Einarbeitung und Fehleranalyse ausgezeichnete Ultraschallvolumendatensätze angefertigt werden konnten.

Ein exaktes Arbeiten war allerdings unbedingt erforderlich.

Eine schlechte Fixation der Katze führte zu Verschiebungen und Ungenauigkeiten in der 3D-Rekonstruktion, ebenso wie zu viel Schallkopfdruck bei der Untersuchung und jedes unvorsichtige Anstoßen an Tier oder Transmitter.

Ein stabilerer Ausbau des Fixationssystems für Katze und Transmitter wäre für weiterführende Projekte sinnvoll. Das Ausbinden der Katze an den Gliedmaßen lieferte zwar eine akzeptable Lagestabilität, aber es war immer ein sehr vorsichtiges Arbeiten notwendig. Eine zusätzliche Lagerung in einer U-Schale oder vergleichbarer Kissenkonstruktion könnte eine verbesserte Stabilität bieten.

Ein weiteres Problem, welches bei der Akquirierung der Ultraschalldatensätze auftrat, war das Verschieben der Organe durch den Schallkopfdruck und das „Springen“ über pralle, lagekonstante Organe wie Nieren und / oder volle Harnblase. Es musste sehr viel Ultraschallgel aufgetragen werden, damit zum einen eine möglichst gute Bildqualität erzielt wurde und zum anderen der Schallkopf frei über die Bauchdecke gleiten konnte. Trotzdem waren diese Artefakte nicht immer vermeidbar. Eine optimierte Fixation der Katze in einer U-Schale hätte durch die fehlenden Ausweichmöglichkeiten der Organe nach rechts und links dieses Problem eventuell minimieren können.

Datensätze

Die ursprüngliche Idee einen kompletten Datensatz eines gesamten Katzenabdomens zu erstellen, von der Leber bis zur Harnblase, dem anatomischen Datenvolumen entsprechend, scheiterte an zwei Faktoren: Der Auswahl der perfekten Katze und den angesprochenen Problemen bei der Erstellung der Datensätze.

Zwar wurden von jeder Katze auch große Volumendatensätze von cranial nach caudal aufgenommen und gespeichert (Abb. 102), doch die Zusammensetzung zu einem kompletten Datensatz gelang nicht.

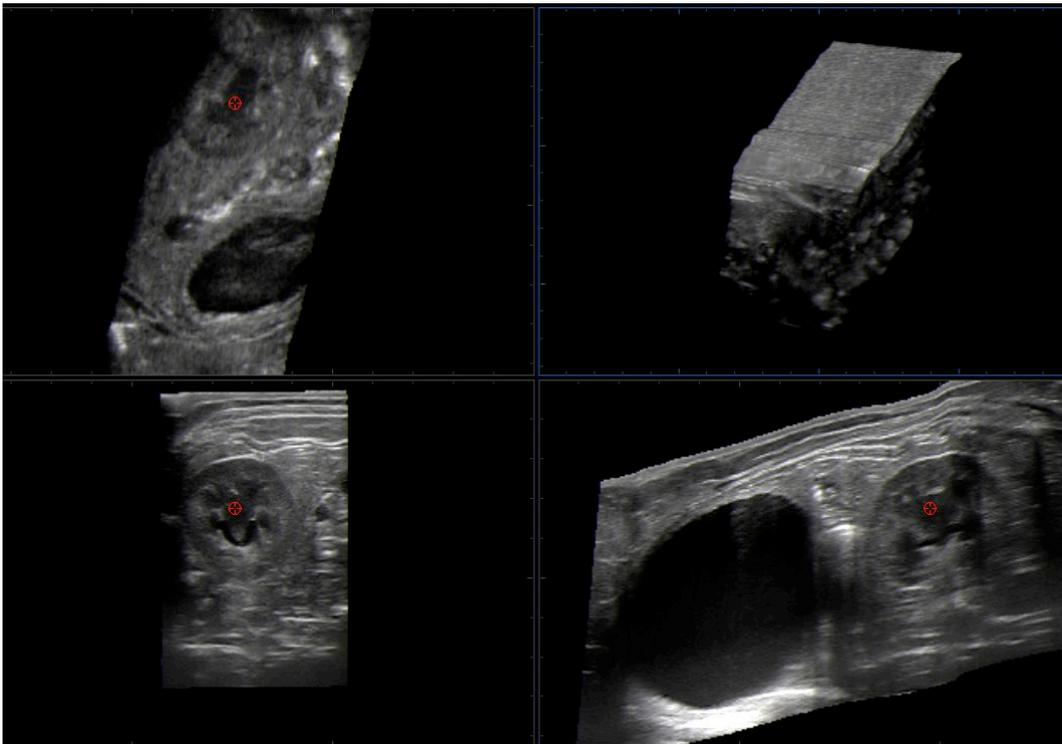


Abb. 102: Qualitativ hochwertiger großer Datenquader von kranial der linken Niere bis kaudal der Blase, doch ein Zusammenfügen mit weiteren solchen Bahnen gelang nicht

Weder manuell noch mit Hilfe von Amira-Algorithmen gelang es akzeptable Übergänge zwischen den Schnitten zu erzeugen, da die Organe vom Schallkopf verschoben wurden und die Orientierung durch schlechte Auflösung, Artefakte und geringe Überlappungsbereiche schwierig war. Außerdem erfasste das System die Datensätze nicht als 100%ig parallel, sondern erzeugte kleine Verschiebungen und Rotationen gegeneinander. Bisher gibt es noch keinen konkret durchführbaren Lösungsansatz für das Problem. Durch eine erhöhte Bauchdeckenspannung, wie es zum Beispiel bei einem Mensch der Fall ist, könnten Probleme dieser Art minimiert wer-

den. Das wäre in gewissem Maße auch auf unsere Haustiere übertragbar, doch müsste dafür ein waches Tier geschallt werden und man müsste wieder Artefakte durch Atmung und Bewegung in Kauf nehmen.

Diese zweite Möglichkeit zur Erstellung der Datensätze erzielte deutlich bessere Ergebnisse. Es war relativ gut möglich einzelne Organe als einen Volumendatensatz zu erfassen.

Auf diese Weise lässt sich annähernd das ganze Katzenabdomen mit Einzeldatensätzen füllen von Leber, Magen, Milz, beiden Nieren und Nebennieren und gefüllter Harnblase.

Eine gute Darstellung bestimmter Darmanteile ist aber nur äußerst beschränkt möglich. Zwar sind Duodenum descendens und das Colon einigermassen lagekonstant, aber deren Darstellung durch Gasartefakte häufig schwierig.

Limitation dieses Vorgehens ist die Größe der erstellbaren Datenquader. Diese ergab sich zum einen aus der Breite des Schallkopfes, zum anderen aus der Darstelltiefe und Frequenz und als dritte Achse aus der Länge der aufgenommenen Bahn. Diese wiederum ist begrenzt durch den Zeitfaktor (maximale Aufnahmezeit 30 Sekunden) und die Bewegungsgeschwindigkeit - wobei sehr schnelles Bewegen zu Unschärfen führt.

Je nach Größe des Organs bedeutet das, dass es nur knapp in einen Datenquader „passt“ (Abb. 103) oder sogar Teile „abgeschnitten“ werden (Abb. 104). Das macht sich bei der späteren Rekonstruktion bemerkbar und bei der Anwendung als Ultraschallsimulator.

Des Weiteren wird es auf diese Art nicht möglich sein, dass Katzenabdomen lückenlos zu füllen. Es wird immer wieder Schallfenster geben, in denen „nichts“ also nur schwarz zu sehen ist, wenn keine Daten vorhanden sind.

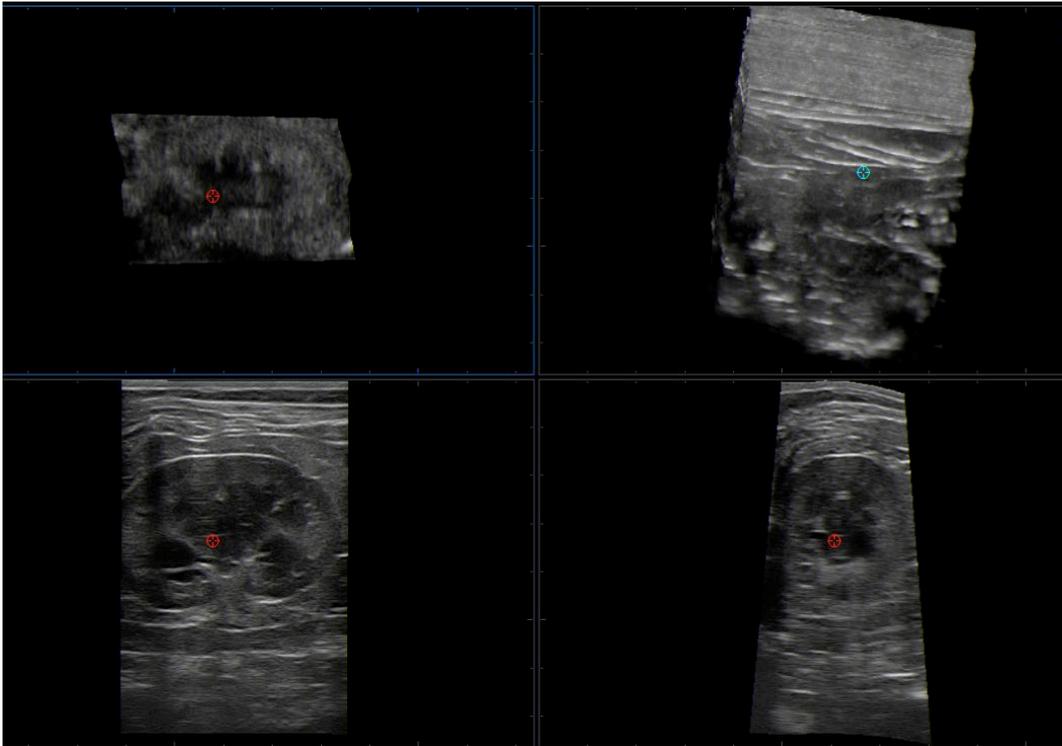


Abb. 103: Ultraschallvolumen der linken Niere. Diese passt noch gerade so in das Schallfenster.

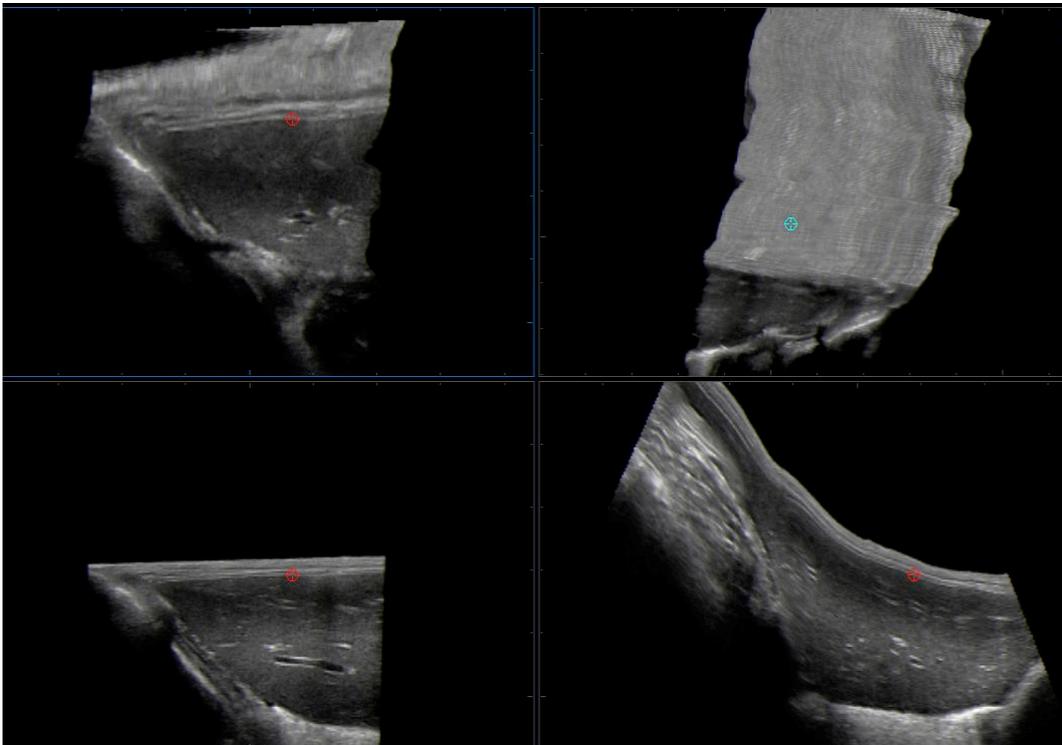


Abb. 104: Aufgrund der Größe der Leber ist es nicht möglich einen kompletten Datensatz dieser zu erstellen. Hier wurden die cranialen Anteile der Leber von links nach rechts aufgenommen, die caudalen Anteile der Lappen sind zum Teil abgeschnitten

Bei der Erstellung dreidimensionaler Ultraschall Datensätze für Simulatoren in der Humanmedizin besteht das gleiche Problem. Es existieren keine Simulatoren mit echten Ultraschallaufnahmen (also keinen computersimulierten Ultraschallbildern oder kunststoffmodellierten Organen) eines kompletten menschlichen Abdomens.

Die Ultraschallsimulatoren sehen ein Untersuchen bestimmter abdominalen Organe in den standardisierten Schnittebenen vor, wie Prostata und geburtshilffliche Untersuchungen von Feten oder typische Schnittebenen in der Traumadiagnostik (Wüstemann et al, 2002, Persoon et al, 2010, Maul et al, 2004a). Großer Vorteil dieses Systems ist vor allem die Erweiterbarkeit. Mittlerweile stehen hunderte verschiedene Fallbeispiele mit Physiologien, anatomischen Variationen und Pathologien für verschiedene Simulatoren zur Verfügung (Baier et al, 2001, Maul et al 2004a, Online im Internet, URL: <http://www.medsim.com/ultrasim.html>, <http://www.schallware.de>, Stand 05.02.2014)

In dieser Arbeit konnten zahlreiche dreidimensionale Ultraschall Datensätze einzelner Organe erstellt werden.

Aus einer Auswahl von über 800 generierten 3D-Ultraschall Datensätzen konnten die besten Ergebnisse ausgewählt und eine Sammlung hochwertiger Datensätze verschiedener abdominaler Organe und einiger Pathologien erstellt werden.

2.3. CT- und MRT- Datensätze

Die modernen Geräte machten es möglich qualitativ hochwertige computertomografische und magnetresonanztomografische Datensätze der Katzen zu erstellen. Durch die geringen Schichtdicken von nur 0,375 mm im CT und 0,8 mm im MRT, die hohe Auflösung und Schärfe, sowie das Fehlen von Bewegungsartefakten entstanden hochwertige Datensätze, die auch in jeglichen rekonstruierten Ebenen eine gute Detailerkennbarkeit gewährleisten. Die 3D-Rekonstruktion und Berechnungen der Ebenen gelangen problemlos, da durch die Systeme kein Alignment notwendig ist.

Im Gegensatz zur Arbeit von Böttcher (2000) hat sich die Technik extrem weiter entwickelt und es existieren auch jetzt schon wieder bessere, neuere Tomographen. Doch die verwendeten Geräte waren für den Anwendungszweck ausreichend.

Noch geringere Schichtdicken und eine erhöhte Schärfe der Originalbilder könnten die Genauigkeit der Rekonstruktionen zwar verbessern, aber die Systeme zur Visualisierung der Daten, bräuchten auch eine erhöhte Rechenleistung um die enormen Datenmassen zu laden.

Die Größe der Datensätze ist daher begrenzt. Auflösung und Volumendichte sollten nicht größer sein als für die Anwendung im Simulator erforderlich.

2.4. Synchronisation der Datensätze

Dadurch dass die verwendeten Datensätze von unterschiedlichen Tieren stammen, mussten diese aufeinander angepasst und ausgerichtet werden. Dies ist mittels Skalierung, Verschiebung und Rotation möglich.

Eine 100%ige Synchronisation der verschiedenen Modalitäten ist aber aufgrund von Größe- und Lageunterschieden der Organe nicht erreichbar. Grundsätzlich gilt, je exakter die Synchronisation gelingt, desto besser ist die Orientierung und der Vergleich der Schnittbilder und desto größer der Lernerfolg.

Andere Arbeitsgruppen, die sich mit der Synchronisation und Visualisierung verschiedener, multimodaler Datensätze auch in der Tiermedizin beschäftigten, verwendeten ein und dasselbe Tier um Kyroschnitte, CT- und MRT-Aufnahmen zu generieren (Böttcher, 2000, Zengerling 2004, Dogdas 2007).

Aus Tierschutzgründen war es aber nicht einfach möglich ein Projekt wie das „visible animal project“ von Böttcher zu wiederholen und eine Katze zu euthanasieren, um entsprechende Datensätze zu erstellen.

Darüber hinaus liegt der Fokus dieser Arbeit auf der Visualisierung des 3D-Ultraschalls, was den Prozess gegenüber den anderen Projekten erschwert.

Ein Einfrieren der Katze von Beginn an, um Lageveränderungen der Organe zu verhindern, ist zur Erstellung der Ultraschallvolumen zum Beispiel schon kontraproduktiv.

Bei einem optimierten Versuchsaufbau in der Zukunft wäre es wünschenswert ein Tier mittleren Alters, von durchschnittlicher Statur und mit bekannter Vorgeschichte auszuwählen. Im Vorfeld sollten Röntgen- und Ultraschalluntersuchungen durchgeführt werden, um den anatomischen und sonoanatomischen Gesundheitszustand zu evaluieren. Im narkotisierten Zustand und in stabiler Lagerung könnten im Anschluss die Ultra-

schallaufnahmen generiert werden. Die Narkose sollte aber so weit vertieft sein, dass Artefakte durch Atmung und Gefäßpulsation weitgehend ausgeschlossen werden können. Vorteil gegenüber der sofortigen Euthanasie sind die besseren Gefäßfüllungen, kein „Versacken“ des venösen Blutes und ein minimiertes Risiko der ungewollten Blasenentleerung durch vollständige Muskelrelaxation post mortem.

Im Anschluss sollte die Narkose bis zur Euthanasie vertieft werden und das Tier in unveränderter Lagerung bei -80°C eingefroren werden. Nachdem Durchfrieren könnten die CT- und MRT- Datensätze, sowie schlussendlich der anatomische Kryodatensatz erstellt werden.

Trotz alledem könnte es im Anschluss an die Ultraschalluntersuchung zum Aufgasen des Magen-Darm-Traktes kommen und es sind geringe Lageveränderung frei beweglicher Organstrukturen wie Darmschlingen oder Milz zu erwarten. Diese post mortalen Veränderungen lassen sich nicht voraussagen und planen.

Darüber hinaus ist bei der Erstellung der Ultraschalldatensätze trotz stabilerer Lagerung, beispielsweise in einer U-Schale, immer noch damit zu rechnen, dass die Organe vom Schallkopf „vor sich her geschoben“ werden und diese Lageveränderungen die Synchronisation erschweren.

Das bedeutet, dass auch bei der Erstellung der Datensätze von nur einem einzigen Tier, eine 100%ige Übereinstimmung der Datenvolumen untereinander nicht zu gewährleisten ist.

Ein weiterer Grund, warum es nicht unbedingt relevant ist, die Ultraschalldatensätze von dem selben Tier zu erstellen, ergibt sich aus der Schwierigkeit mehreren Ultraschall-Bahnen zu einem kompletten Volumen des Abdomens zusammenzufügen, wie schon zuvor beschrieben. Folglich werden auch bei der Datenerfassung von nur EINER Katze lediglich Einzelvolumen der Organe erstellt werden und diese dann in den anderen Datensätzen ausgerichtet und platziert.

Darüber hinaus ist ein kompletter abdominaler Ultraschalldatensatz für die Endanwendung nicht erforderlich. Einzelne Volumendatensätze der verschiedenen Organe bieten den großen Vorteil der einfachen Erweiterbarkeit und Austauschbarkeit. Weitere Physiologien und Pathologien können einfach und jederzeit ergänzt werden.

Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass ein vorausgewähltes Tier, von dem CT-, MRT- und Kryoschnittbilder erstellt werden, wie in den Arbeiten von Böttcher, Zengerling und Dogdas, den Vergleich dieser Modalitäten erleichtern würde. Die Schwierigkeit die Synchronisation auf den Ultraschall

zu übertragen bleibt aber bestehen.

Da in dieser Arbeit die Datensätze der Katzen durch ihre durchschnittliche Größe und Statur, ähnliche Füllungszustände des Magen-Darm-Traktes und der Harnblase und das Fehlen von störenden Pathologien oder anatomischen Abweichungen mit gutem Erfolg in Deckung gebracht werden konnten, ist das Ergebnis als erfolgreich zu beurteilen.

Lediglich Darmschlingen und Milz waren sehr inkonstant in ihrer Position und können daher nicht mit guten Ergebnissen synchronisiert werden.

3. Ergebnisse

Durch die Erstellung der qualitativ hochwertigen Datensätze wird es erstmals möglich sein, einen Ultraschallsimulator einer Katze für die Tiermedizin zu erstellen. Dabei wird das bereits vorhandene und in der Humanmedizin genutzte Simulationssystem der Firma medcom GmbH genutzt, die die Ultraschallsimulatoren „SonoSim-I und -II“ auf den Markt gebracht haben. Der Nutzer soll mit einer Schallkopfattrappe einen Katzendummy schallen. Die Position des Schallkopfes wird über ein integriertes Trackingsystem erfasst und die korrespondierenden Ultraschallbilder in Echtzeit an einen Bildschirm übertragen.

Zur besseren Orientierung und Erleichterung der Interpretation der Bilder soll ein Vergleich mit entsprechenden anatomischen Schnittbildern und CT- und MRT- Bildern jederzeit möglich sein. Die in dieser Arbeit erstellten Datensätze bilden die Grundlage.

Ein direkt vergleichbares Projekt existiert bisher noch nicht.

Die Umsetzung eines Ultraschallsimulators, der es ermöglicht in Echtzeit zu schallen und erzeugte Bilder unmittelbar mit anatomischen Schnittbildern, sowie CT- und MRT-Tomogrammen zu vergleichen ist ein Novum.

Keiner der Echtzeitultraschallsimulatoren, der zur Zeit auf dem Markt ist, integriert anatomische Schnittbilder, obwohl diese in der Didaktik und Lehre als sehr hilfreich einzustufen sind. Doch die Akquirierung solcher Daten ist wegen des großen Aufwandes, sowohl auf technischer, als auch auf personeller Seite und des notwendigen IT-Knowhow diese Daten zu verarbeiten, überaus schwierig.

Alle Projekte die mit anatomischen Datensätzen arbeiten greifen daher auf die mittlerweile 20 Jahre alten Daten des VHP zurück. Die Integration von

CT- und MRT-Volumen ist durch die einfache Erstellung und Synchronisation viel leichter möglich und wurde öfter durchgeführt.

3.1. Ultraschallsimulation in der Tiermedizin

Auch in der Tiermedizin gewinnt die Entwicklung von Simulationsdummies an Bedeutung.

Vor allem im Ultraschallbereich, denn nur die wenigsten Tierärzte in der Ausbildung, geschweige denn Studenten, haben ein Tier und ein Ultraschallgerät zur Verfügung, mit denen sie den abdominalen Ultraschall erlernen und üben können.

Im Praxisalltag ist in den meisten Fällen durch Zeitdruck und fehlende Patienten- und / oder Besitzerkompliance keine optimale Lernsituation möglich. Auch ist normalerweise noch zusätzlich ein Assistent nötig, der das Tier fixiert und dessen Arbeitszeit beansprucht wird. Und besonders der Patient Katze ist oft wenig kooperativ. Der Ultraschall findet aber in der Diagnostik immer häufiger Anwendung und wird nachgefragt. Auch auf Seminaren müssen Ultraschallübungen an Tieren mittlerweile beim Veterinäramt angemeldet werden. Es gibt immer mehr Schwierigkeiten und Auflagen und ein „üben“ am Tier ist längst keine Selbstverständlichkeit mehr.

In anderen Bereichen, vor allem in der Studentenausbildung, etabliert sich die Anwendung von Tierdummies bereits. Im Kleintierbereich kommen Erste-Hilfe-Dummies zur Übung von Herz-Lungen-Massagen, Intubation und Legen von venösen Zugängen zum Einsatz. Im Großtiersektor sind Modelle zur Rektaluntersuchung und Geburtshilfe bei Rindern und Pferden weit verbreitet.

Auf Grundlage dieser Arbeit wird es möglich sein, den Ultraschall-Dummy in der Studentenausbildung einzusetzen, ebenso wie auf Seminaren für Tierärzte. Es soll die Gelegenheit zum Üben von Schallkopfführung, grundlegenden Bildeinstellungen und Geräteumgang gegeben und ein erster Einblick in die Sonografie ermöglicht werden.

Besonders für den Ultraschallneuling, für den die Bildinterpretation und Orientierung oft noch schwierig ist, soll das Erlernen von Ultraschall in stressfreier und reproduzierbarer Umgebung erleichtert werden.

Durch die direkte Gegenüberstellung von anatomischen Schnittbildern, die ab dem ersten Semester an der Universität gelehrt wird, soll das Verständnis der Graustufenbilder, die Position der frei erzeugbaren Schnittbil-

der im Abdomen und das Erkennen und Deuten von Artefakten erleichtert werden.

Weiterführend ist auch ein Vergleich mit anderen bildgebenden Verfahren möglich.

Durch die Kombination der vier Modalitäten Ultraschall, CT, MRT und Anatomie ist diese Arbeit nicht nur im Veterinärbereich, sondern im kompletten medizinischen Sektor, einzigartig.

Die Umsetzung der Erstellung eines Simulationssystems wurde bereits begonnen und im Bereich der Kardiologie bereits mit ersten Erfolgen versucht.

4. Limitationen

In der Humanmedizin haben zahlreiche Studien und Evaluationen den Lernerfolg durch Simulatortraining belegt. Vor allem die stressfreie und reproduzierbare Lernsituation ohne den Patienten zu gefährden wird immer wieder betont.

Dennoch wird immer wieder herausgestellt, dass ein Simulatortraining eine „echte“ Ultraschalluntersuchung nicht ersetzen kann.

Auch in dieser Arbeit gibt es Limitationen und Nachteile gegenüber einer Ultraschalluntersuchung eines echten Patienten.

Einen Defizit gegenüber einer realen Ultraschalluntersuchung stellen die Teilvolumen dar, die von den einzelnen Organsysteme erstellt werden konnten, im Gegensatz zu einem Komplettvolumens des Abdomens. Das bedeutet, dass es immer wieder Lücken und Sprünge zwischen einzelnen Datenvolumina geben wird. Wenn ein Organ aufgesucht wird und man nur wenige Zentimeter entfernt ist, wird nur ein kleiner Anschnitte des Datenquaders angeschallt und die Orientierung kann sich als sehr schwierig erweisen. Dafür ermöglicht dies eine Erweiterbarkeit des Systems und die einfache und flexible Integration verschiedener physiologischer und Pathologischer Befunde.

Der zweite Punkt betrifft die Auflösung der Datensätze: Obwohl die Ultraschalldatensätze eine gute Qualität aufweisen, sind die errechneten Ebenen nie so hochauflösend wie ein reales Ultraschall-live-Bild.

Zu guter Letzt gibt es nur Datensätze von den großen Organen. Von Darmschlingen, abdominale Gefäßen und Lymphknoten war es nicht möglich brauchbare Datensätze zu erstellen. Es sind zwar immer wieder Anteile angeschnitten, aber eine komplette, gezielte Untersuchung ist nicht

möglich.

Auch fehlt bis dato die Möglichkeit zur Doppleruntersuchung und Punktion, sowie die Darstellung von Bewegungen, wie zum Beispiel Darmperistaltik.

5. Ausblick

Die Umsetzung der Datensätze in das Simulationssystem der Firma medcom GmbH ist in Arbeit.

Eine Erweiterung und ein Ausbau dieses Systems ist jederzeit möglich und wird angestrebt. Mit dieser Arbeit wurde ein Grundstein gelegt und die Plattform ist jederzeit um neue Volumendatensätze ergänzbar. Jede beliebige Modalität mit einem räumlichen Koordinatensystem kann eingepflegt werden. Interessant ist vor Allem der Ausbau der Ultraschallvolumina. Es können Datensätze weiterer, auch seltener Pathologien ergänzt werden, ebenso wie verschiedene anatomische Varianten, um dem Lernenden eine Vielzahl an Fallbeispielen und Patienten“typen“ zur Verfügung zu stellen. Mit Weiterentwicklung der Computertechnik werden auch immer hochwertigere Datensätze erstellt werden können.

Auch eine Ergänzung um Punktionsmöglichkeiten und Doppleruntersuchungen wäre denkbar und wurde bei verschiedenen humanmedizinischen Arbeiten schon umgesetzt, ist aber im Zuge dieser Arbeit bisher noch nicht zu verwirklichen. Auch Erfassung von Bewegungen wie Darmperistaltik könnte zukünftig über große 4D-Sonden, die bisher nur EKG-getriggert in Echoardiografie eingesetzt werden, möglich sein. Damit werden dynamische Untersuchungen in Zukunft vorstellbar.

Ein anderer Ansatzpunkt wäre die Anwendung der Datensätze auch in anderen Bereichen der Lehre. Die bildgebenden Verfahren CT und MRT könnten in ein interaktives Lernprogramm integriert und mit dem anatomischen Datensatz verglichen werden.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

In den letzten Jahren hat der Ultraschall in der medizinischen Diagnostik immer mehr an Bedeutung gewonnen und ist auch in der Tiermedizin aus dem Klinikalltag nicht mehr wegzudenken. Daher ist auch der Bedarf an geeigneten Lehr- und Ausbildungsmöglichkeiten gestiegen.

Aufgrund mangelnder Patienten- und Besitzerkooperation und Zeitdruck im Klinikalltag fehlt dort oft die geeignete Lernumgebung. Darüber hinaus macht es der Tierschutzgedanke immer schwieriger auf Seminaren oder an den Universitäten Ausbildung am lebendigen Tier anzubieten. Die Nachfrage nach Alternativen wird immer größer.

In der Humanmedizin hat sich aus ähnlichen Gründen bereits in einigen Bereichen (z.B. der Chirurgie) das Lehren und Lernen mit Simulatoren etabliert und auch das Thema der Ultraschallsimulation spielt seit einiger Zeit eine größere Rolle.

Diese Arbeit gibt einen Überblick über den aktuellen Stand der Technik zur Erstellung dreidimensionaler Ultraschalldatensätze und deren Anwendung im Bereich der Simulation. Sie fasst die zahlreichen Projekte zusammen, die in den letzten Jahren unabhängig voneinander entstanden sind, von Simulationen am PC, die mit der Gegenüberstellung von anatomischen 3D-Rekonstruktion die Orientierung in der Schnittbilddiagnostik erleichtern wollen, bis hin zu Ultraschallsimulationspuppen, an denen mit einer Schallkopfattrappe eine realitätsnahe Untersuchung nachgestellt werden kann.

Diese Idee weiter verfolgend, gelang es im Rahmen dieser Arbeit zum ersten Mal qualitativ hochwertige anatomische und sonografische digitale Volumendatensätze einer Katze zu generieren, welche in einem solchen Simulationssystem genutzt werden können.

Es entstand ein anatomischer Kryoschnittbilddatensatz, angelehnt an das „visible animal projekt“ von Böttcher (2000), bestehend aus 450 axialen hochauflösenden anatomischen Schnittbildern des Abdomens einer Katze. Die geringe Schichtdicke von nur 0,5 mm mit der gearbeitet wurde ermöglicht Rekonstruktionen beliebiger Schnittebenen durch das Volumen, in denen noch feinste Strukturen und Gefäßverläufe aufgelöst werden können.

Des Weiteren war es mit dem High End Ultraschallgerät „mylab twice“ (Esaote, Biomedical, Köln) möglich eine Vielzahl sonografischer Volumen-

datensätze der abdominalen Organe zu erstellen.

Aus einer Auswahl von über 800 generierten 3D-Ultraschalldatensätzen konnten die besten Ergebnisse ausgewählt und eine Sammlung hochwertiger Datensätze verschiedener abdominaler Organe und einiger Pathologien erstellt werden.

Zusätzlich wurden ein CT- und ein MRT- Datensatz akquiriert.

Alle Modalitäten wurden mit der Software Amira (FEI Visualization Sciences Group, Burlington, USA) 3D-visualisiert und die Güte der Volumendaten bewertet hinsichtlich Bildqualität und Möglichkeit der Synchronisation der Datensätze miteinander, und damit Tauglichkeit für das Simulationssystem.

Die erstellten Datensätze bieten den Ausgangspunkt für die Entwicklung eines Ultraschall-Simulationsdummies einer Katze, der in Zusammenarbeit mit der Firma medcom GmbH Darmstadt entsteht. Es soll ermöglicht werden einen virtuellen Ultraschall verschiedener Organe durchzuführen und die erzeugten Ultraschallbilder korrespondierenden anatomischen Schnitten, CT- und MRT-Bildern gegenüber zu stellen. Das soll die Interpretation der Schnittbilder und die Übertragung physiologisch-anatomischer Zusammenhänge auf andere bildgebende Verfahren erleichtern.

Dieses System ist um zusätzliche Datensätze und Pathologien erweiterbar und in einer Weiterführung der Arbeit wäre es denkbar Kolorierungen, Beschriftungen und eine Wissensplattform einzubinden.

VII. SUMMARY

3D- Visualization of anatomic and sonographic cross sections of a cat

In the past few years ultrasound shows a growing significance as a part of clinical diagnostics as well as its impact and relevance for the veterinary daily practice. Therefore the requirement on suitable job trainings and educational courses has increased.

A lack of cooperation between patients, owners and examiner in combination with time pressure within the daily clinical practice leads to an inappropriate and unproductive learning environment. Furthermore concerns about animal welfare complicate the provision of education in seminars and at universities in general, primarily compromising the practical training on living animals. As a result of these circumstances the demand of alternative solutions increases rapidly.

Teaching and training through simulators has been established in the field of human medicine, e.g. in surgery training, for similar reasons. Among those simulation techniques the ultrasound simulation has been of a continuously rising relevance for a while now.

This thesis gives a summary including currently available technologies to generate three dimensional ultrasound volumes as well as their application in simulation.

In this context it summarizes the large number of projects, which were developed independently over the past few years. Those research projects and their respective subjects ranged from computer simulations, destined to facilitate orientation in cross section diagnostics with the help of anatomical 3D-reconstructions, to simulation dummies, where a realistic examination with a dummy probe can be practised.

Following this idea, as a first-ever this work succeeded to generate high quality anatomic and sonographic digital volume data sets of a cat, which can be used in an ultrasound simulation system.

The result is an anatomic cryosectional data set, following Böttcher's „visible animal project“ (2000), consisting of 450 axial high resolution anatomic slices of a cat's abdomen. The low slice thickness of 0,5 mm enables reconstructions of user-defined slices, in which even smallest structures and vessels can be displayed. Furthermore, with the high end ultrasound sys-

tem „mylab twice“ (Esaote Biomedical, Köln), it was possible to create a multiplicity of sonographic volume data sets of abdominal organs.

Out of a selection of over 800 generated 3D- ultrasound volumes the best results were selected and a library of high quality data sets of different abdominal organs and pathologies was created.

In addition a CT- and a MRI- dataset were acquired.

All modalities were 3D-visualized with the help of „Amira“ software (FEI Visualization Sciences Group, Burlington, USA). The overall quality was evaluated with regard to the quality of the visualisations as well as the possibility of data set's synchronisation being directly accompanied by the feasibility for the simulation system.

The created datasets are the foundation for the development of an ultrasound simulation dummy of a cat, which is generated in cooperation with medcom GmbH, Darmstadt, Germany. This simulation dummy is supposed to make it possible to perform a virtual ultrasound examination of different inner organs and to contrast the created sonographic scans with corresponding anatomical, CT- and MRI- slices. This should facilitate the interpretation and transfer of physiologic- anatomical correlations on other medical imaging techniques. The system is expandable for additional datasets and pathologies. In a continuation of the work it would be conceivable to widen the datasets by colorations, legends and a knowledgebase.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

Amira 5.3 Specification Sheet, 2010. *Amira 5.3 Specification Sheet* [Online].

BOMMERSHEIM, S., TIEDE, U., BURMESTER, E., RIEMER, M., HANDELS, M. 2004. Simulation von Ultraschallbildern für ein virtuelles Trainingssystem für endoskopische Longitudinal-Ultraschallsonden.

ACKERMAN, M. J., SPITZER, V. M., SCHERZINGER, A. L. & WHITLOCK, D. G. 1995. The Visible Human data set: an image resource for anatomical visualization. *Medinfo*, 8 Pt 2, 1195-8.

AMEIL, M., DELATTRE, J. F., CORDOBES, B. & FLAMENT, J. B. 1984. Computerized reconstruction of an anatomical structure based on digitized sections. Preliminary study. *Anat Clin*, 5, 261-4.

ARKHURST, W., POMMERT, A., RICHTER, E., FREDERKING, H., KIM, S. I., SCHUBERT, R. & HÖHNE, K. H. 2001. A virtual reality training system for pediatric sonography. *International Congress Series*, 1230, 483-487.

ARKHUST 2005. Ein interaktiver Atlas für die Sonographie und Anatomie des Säuglingsgehirns.

BABA, N. & KANAYA, K. 1988. Three-dimensional reconstruction from serial section images by computer graphics. *Scanning Microsc Suppl*, 2, 303-14.

BAIER, P., SCHARF, A. & SOHN, C. 2001. [New ultrasound simulation system: a method for training and improved quality management in ultrasound examination]. *Z Geburtshilfe Neonatol*, 205, 213-7.

BAUM, G. & GREENWOOD, I. 1961a. A critique of time-amplitude ultrasonography. *Arch Ophthalmol*, 65, 353-65.

BAUM, G. & GREENWOOD, I. 1961b. Orbital lesion localization by three dimensional ultrasonography. *N Y State J Med*, 61, 4149-57.

BAUM, G. & STROKE, G. W. 1975. Optical holographic three-dimensional ultrasonography. *Science*, 189, 994-5.

BLUM, M. G., POWERS, T. W. & SUNDARESAN, S. 2004. Bronchoscopy simulator effectively prepares junior residents to competently perform basic clinical bronchoscopy. *Ann Thorac Surg*, 78, 287-91; discussion 287-91.

BOLONDI, L. 1997. Message from the President. *European Journal of Ultrasound*, 5, 63-64.

BOMANS, M., HOHNE, K. H., LAUB, G., POMMERT, A. & TIEDE, U. 1991. Improvement of 3D acquisition and visualization in MRI. *Magn Reson Imaging*, 9, 597-609.

BORN, G. 1884. Die Plattenmodelliermethode. *Zeitschrift für wissenschaftliche mikroskopische Technik 1*, S. 278 - 282.

BOTDEN, S. M., BUZINK, S. N., SCHIJVEN, M. P. & JAKIMOWICZ, J. J. 2007. Augmented versus virtual reality laparoscopic simulation: what is the difference? A comparison of the ProMIS augmented reality laparoscopic simulator versus LapSim virtual reality laparoscopic simulator. *World J Surg*, 31, 764-72.

BÖTTCHER, P. 2000. „THE VISIBLE ANIMAL PROJECT“ Virtuelle Realität in der Veterinäranatomie

BÖTTCHER, P. & MAIERL, J. 1999. Macroscopic cryosectioning: a simple new method for producing digital, three-dimensional databases in veterinary anatomy. *Anat Histol Embryol*, 28, 97-102.

BÖTTCHER, P., MAIERL, J., SCHIEMANN, T., GLASER, C., WELLER, R., HOEHNE, K. H., REISER, M. & LIEBICH, H. G. 1999. The visible animal project: a three-dimensional, digital database for high quality three-dimensional reconstructions. *Vet Radiol Ultrasound*, 40, 611-6.

BREIT, S., KÜNZEL, W., DIER, H. & HNILITZA, L. 2002. Anatomische Ausbildung im Spannungsfeld elektronischer Medienmöglichkeiten am Beispiel von Schnittpräparaten. 19, 123.

BURMESTER, E., LEINWEBER, T., HACKER, S., TIEDE, U., HUTTEROTH, T. H. & HOHNE, K. H. 2004. EUS Meets Voxel-Man: three-dimensional anatomic animation of linear-array endoscopic ultrasound images. *Endoscopy*, 36, 726-30.

CARABALLO, R. The use of a high fidelity simulator for veterinary medicine training.

CHEUNG, T. K., THOMPSON, K.T. 1993. Development of a three-dimensional electronic solid model of the lower limb of the horse. *Vet Radiol Ultrasound*, 34, 331-333.

CHOU, D. S., ABDELSHEHID, C., CLAYMAN, R. V. & MCDUGALL, E. M. 2006. Comparison of results of virtual-reality simulator and training model for basic ureteroscopy training. *J Endourol*, 20, 266-71.

COOPER, J. B. & TAQUETI, V. R. 2004. A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training. *Quality & safety in health care*, 13 Suppl 1, i11-8.

COOPER, J. B. & TAQUETI, V. R. 2008. A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training. *Postgraduate medical journal*, 84, 563-70.

D. STOUT, P. C., R. SILVERMAN, R. M. LEAHY, X. LEWIS, S. GAMBHIR, A. CHATZIOANNOU 2002. Creating a whole body digital mouse atlas with PET, CT and cryosection images. *Molecular Imaging and Biology*, 4, 27.

DECKER, J. 2014. Echokardiographische, computertomographische, magnetresonanztomographische und präparatorisch-anatomische dreidimensionale Rekonstruktion des Katzenherzens für die mögliche Nutzung in einem Echokardiographie-Simulator. Dissertation, Veterinärwissenschaftliches Department, Ludwig-Maximilians-Universität München.

DITTRICH, M. F., I.; GUTJAHR, P.; FABER, J.; SCHUMACHER, R 2001. *Ultraschall in der Medizin*, Stuttgart, Thieme-Verlag.

DOGDAS, B., STOUT, D., CHATZIOANNOU, A. F. & LEAHY, R. M. 2007. Digimouse: a 3D whole body mouse atlas from CT and cryosection data. *Phys Med Biol*, 52, 577-87.

EHRICKE 1998. SONOSim3D: a multimedia system for sonography simulation and education with an extensible case database *European Journal of Ultrasound*, 7.

EINENKEL, J., BRAUMANN, U. D., BAIER, D., KUSKA, J. P., HORN, L. C. & HÄCKEL, M. 2005. Die sonomorphologische Topographie des weiblichen Beckens. *Ultraschall in Med*, 26, 385-398.

FARBER, M., HUMMEL, F., GERLOFF, C. & HANDELS, H. 2009. Virtual reality simulator for the training of lumbar punctures. *Methods Inf Med*, 48, 493-501.

FERLITSCH, A., GLAUNINGER, P., GUPPER, A., SCHILLINGER, M., HAEFNER, M., GANGL, A. & SCHOEFL, R. 2002. Evaluation of a virtual endoscopy simulator for training in gastrointestinal endoscopy. *Endoscopy*, 34, 698-702.

FRIKER, J. 2003. Erstellung und Nutzung von computerassistierten Lernprogrammen (CAL) und digitalen Skripten - Beispiele aus der Tiermedizin. *Medizinische Ausbildung*, 19, 121.

GERSON, L. B. & VAN DAM, J. 2003. A prospective randomized trial comparing a virtual reality simulator to bedside teaching for training in sigmoidoscopy. *Endoscopy*, 35, 569-75.

GILLIES, D., WILLIAMS, CB. 1987. An interactive graphic simulator for teaching of fiberoscopic techniques. *Marechal Eurographics*, 127-138.

GORDON, J. A. & PAWLOWSKI, J. 2002. Education on-demand: the development of a simulator-based medical education service. *Acad Med*, 77, 751-2.

GOSHTASBY., A. A. 2005. 2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing, and industrial applications Wiley-Interscience publication.

GREEN, R. W. 1996. *Small Animal Ultrasound*.

GREEN, R. W. 1997. Small Animal Ultrasound on CD-ROM.

GRUNST G, F. T., QUAST KJ, REDEL DA 1995. *Szenische Trainingsumgebungen in der Echokardiographie*, Berlin, Heidelberg, Springer.

HAIST, M., SCHAUF, B., WALLWIENER, D. & DIETZ, K. 2008a. Ausbildung von Studenten der höheren Semester in der Geburtshilfe mittels Ultraschallsimulator - Einfluss auf die Untersuchungsqualität und möglicher Trainingseffekt im Bereich der standardisierten geburtshilflichen Meßebenen. *Geburtsh Frauenheilk*, 68, FV_Geb_01_04.

HAIST, M., SCHAUF, B., WALLWIENER, D. & DIETZ, K. 2008b. Fortbildung von Fachärzten für Frauenheilkunde und Geburtshilfe mittels

Ultraschallsimulator - Einfluss auf die Untersuchungsqualität und möglicher Trainingseffekt im Bereich der standardisierten geburtshilflichen Manöverniveaus. *Geburtsh Frauenheilk*, 68, PO_Geb_01_29.

HEER, I. M., MIDDENDORF, K., MULLER-EGLOFF, S., DUGAS, M. & STRAUSS, A. 2004. Ultrasound training: the virtual patient. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 24, 440-4.

HENG, P. A., ZHANG, S. X., XIE, Y. M., WONG, T. T., CHUI, Y. P. & CHENG, C. Y. 2006. Photorealistic virtual anatomy based on Chinese Visible Human data. *Clinical anatomy*, 19, 232-9.

HENZLER, T. 2006. Visible-Rat-Model; Ein digitales anatomisches Muskel-Knochen-Modell der hinteren Extremität der Ratte. *Dissertation*.

HOFMANN, V. D., F ; DEEG, KH 1996. *Ultraschalldiagnostik in Pädiatrie und Kinderchirurgie*, Stuttgart, Thieme-Verlag.

HOLMES, J. H., HOWRY, D. H., POSAKONY, G. J. & CUSHMAN, C. R. 1954. The ultrasonic visualization of soft tissue structures in the human body. *Trans Am Clin Climatol Assoc*, 66, 208-25.

HOLMES, J. H., WRIGHT, W., MEYER, E. P., POSAKONY, G. J. & HOWRY, D. H. 1965. Ultrasonic contact scanner for diagnostic application. *Am J Med Electron*, 4, 147-52.

HOLMES, J. H., WRIGHT, W. L. & HOWRY, D. H. 1964. Present Status of Ultrasonic Medical Diagnostic Techniques. *Trans Am Clin Climatol Assoc*, 75, 117-30.

HOWRY, D. H., HOLMES, J. H., CUSHMAN, C. R. & POSAKONY, G. J. 1955. Ultrasonic visualization of living organs and tissues; with observations on some disease processes. *Geriatrics*, 10, 123-8.

JENSEN, J., NIKOLOV S. 2000. Fast simulation of ultrasound images. *IEEE Ultrasonics Symposium*.

KIM, J. Y., CHUNG, M. S., HWANG, W. S., PARK, J. S. & PARK, H. S. 2002. Visible Korean Human: another trial for making serially-sectioned images. *Stud Health Technol Inform*, 85, 228-33.

KIM, S. I. 2002. Modell eines neuen interaktiven Lern- und Lehrprogramms auf dem Gebiet der pädiatrischen Sonographie in Internet-basierter Technologie. *Dissertation, Fachbereich Medizin der Universität Hamburg*.

LINDAHL, I. L. 1966. Detection of pregnancy in sheep by means of ultrasound. *Nature*, 212, 642-3.

M.RICHTSCHEID, G. S. S. W. M. G. 2000. <grimm_visualisierung von 3d und 4d ultraschall.pdf>. *Radiologe*.

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, 193-9.

MAUL, H., SCHARF, A., BAIER, P., WUSTEMANN, M., GUNTER, H. H., GEBAUER, G. & SOHN, C. 2004a. Ultrasound simulators: experience with the SonoTrainer and comparative review of other training systems. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 24, 581-5.

MAUL, H., SCHARF, A., BAIER, P., WÜSTEMANN, M., GÜNTER, H. H., GEBAUER, G. & SOHN, C. 2004b. Ultrasound simulators: experience with the SonoTrainer and comparative review of other training systems. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 24, 581-585.

MILOŠ ŠRÁMEK, V. Visualization of medical data. *Austrian Academy of*

Sciences Patient identification and demographics.

MILOŠ ŠRÁMEK, V. Volume Data Registration. *Austrian Academy of Sciences Patient identification and demographics.*

MOREAU, R., JARDIN, A., PHAM, M. T., REDARCE, T., OLABY, O. & DUPUIS, O. 2006. A new kind of training for obstetric residents: simulator training. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 1, 4416-9.

MUEHLBAUER, U. 2010. Computergestützte 3D Visualisierung histologischer Schnittbildserien am Beispiel des bovinen Mesonephros

NEWAY VR, N. D., BHIDE A, THILAGANATHAN B. 2003. Nuchal translucency thickness measurement: repeatability using a virtual ultrasound scanner. *Ultrasound Obstet Gynecol* 21, 596-601.

OKUDA, Y., BRYSON, E. O., DEMARIA, S., JR., JACOBSON, L., QUINONES, J., SHEN, B. & LEVINE, A. I. 2009. The utility of simulation in medical education: what is the evidence? *Mt Sinai J Med*, 76, 330-43.

OST, D., DEROSIERS, A., BRITT, E. J., FEIN, A. M., LESSER, M. L. & MEHTA, A. C. 2001. Assessment of a bronchoscopy simulator. *Am J Respir Crit Care Med*, 164, 2248-55.

PARK, J. S., CHUNG, M. S., HWANG, S. B., LEE, Y. S. & HAR, D. H. 2005a. Technical report on semiautomatic segmentation using the Adobe Photoshop. *J Digit Imaging*, 18, 333-43.

PARK, J. S., CHUNG, M. S., HWANG, S. B., LEE, Y. S., HAR, D. H. & PARK, H. S. 2005b. Visible Korean human: improved serially sectioned images of the entire body. *IEEE Trans Med Imaging*, 24, 352-60.

PARK, J. S., CHUNG, M. S., HWANG, S. B., SHIN, B. S. & PARK, H. S. 2006.

Visible Korean Human: its techniques and applications. *Clinical anatomy*, 19, 216-24.

PARK, J. S., SHIN, D. S., CHUNG, M. S., HWANG, S. B. & CHUNG, J. 2007. Technique of semiautomatic surface reconstruction of the visible Korean human data using commercial software. *Clinical anatomy*, 20, 871-9.

PERSOON, M. C., SCHOUT, B., MARTENS, E. J., TJIAM, I. M., TIELBEEK, A. V., SCHERPBIER, A. J., WITJES, J. A. & HENDRIKX, A. J. 2010. A simulator for teaching transrectal ultrasound procedures: how useful and realistic is it? *Simulation in healthcare : journal of the Society for Simulation in Healthcare*, 5, 311-4.

PFLESSER, B., PETERSIK, A., POMMERT, A., RIEMER, M., SCHUBERT, R., TIEDE, U., HOHNE, K. H., SCHUMACHER, U. & RICHTER, E. 2001. Exploring the visible human's inner organs with the VOXEL-MAN 3D navigator. *Stud Health Technol Inform*, 81, 379-85.

PITTINI, R., OEPKES, D., MACRURY, K., REZNICK, R., BEYENE, J. & WINDRIM, R. 2002. Teaching invasive perinatal procedures: assessment of a high fidelity simulator-based curriculum. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 19, 478-83.

POMMERT, A. & HÖHNE, K. H. 2003. Validation of medical volume visualization: a literature review. *International Congress Series*, 1256, 571-576.

POMMERT, A., HOHNE, K. H., BURMESTER, E., GEHRMANN, S., LEUWER, R., PETERSIK, A., PFLESSER, B. & TIEDE, U. 2006. Computer-based anatomy a prerequisite for computer-assisted radiology and surgery. *Academic radiology*, 13, 104-12.

POMMERT, A., HOHNE, K. H., PFLESSER, B., RICHTER, E., RIEMER, M., SCHIEMANN, T., SCHUBERT, R., SCHUMACHER, U. & TIEDE, U. 2001. Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on

the Visible Human. *Med Image Anal*, 5, 221-8.

POULSEN NAUTRUP, C. 2009. Sonobasics DVD - Lernprogramm zur abdominalen Sonografie bei Hund und Katze. Schlütersche.

PROSCH 2008. Simulation des transrektalen Ultraschalls.

RILEY, S. M., MILLER, C.W., DOBSON, H., BINNINGTON, A.G. 1996. Surgical procedure simulation via three dimensional computer aided reconstruction of dysplastic canine hips. *VCOT*, 9, 152-157.

ROHLING, R., GEE, A. & BERMAN, L. 1998. AUTOMATIC REGISTRATION OF 3D ULTRASOUND IMAGES. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24, 841-854.

ROWE, R. & COHEN, R. A. 2002. An evaluation of a virtual reality airway simulator. *Anesth Analg*, 95, 62-6, table of contents.

SAKAS, G. 1999. Dreidimensionale Bildrekonstruktion aus Ultraschall-Daten. *Spektrum der Wissenschaft*, Digest: Wissenschaftliches Rechnen : Sonderheft, 88-93.

SAKAS, G. 2002. Trends in medical imaging: from 2D to 3D. *Computers & Graphics*, 26, 577-587.

SAKAS, G., WALTER, S., GRIMM, M. & RICHTSCHEID, M. 2000. [Free hand acquisition, reconstruction and visualization of 3D and 4D ultrasound]. *Radiologe*, 40, 295-303.

SCHELLHAAS, S. 2011. Real time 3D - Ultraschallsimulation in der Akutmedizin Entwicklung einer neuen Technologie. *Dissertation Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main*.

SCHENDEL, S., MONTGOMERY, K., SOROKIN, A. & LIONETTI, G. 2005. A surgical simulator for planning and performing repair of cleft lips. *J Craniomaxillofac Surg*, 33, 223-8.

SCHIEMANN, T., FREUDENBERG, J., PFLESSER, B., POMMERT, A., PRIESMEYER, K., RIEMER, M., SCHUBERT, R., TIEDE, U. & HOHNE, K. H. 2000. Exploring the Visible Human using the VOXEL-MAN framework. *Comput Med Imaging Graph*, 24, 127-32.

SCHIEMANN, T., TIEDE, U. & HOHNE, K. H. 1997. Segmentation of the visible human for high-quality volume-based visualization. *Med Image Anal*, 1, 263-70.

SCHUBERT, R., BOMANS, M., HOHNE, K. H., POMMERT, A., RIEMER, M., SCHIEMANN, T., TIEDE, U. & LIERSE, W. 1993. A new method for representing the human anatomy. *Comput Med Imaging Graph*, 17, 243-9.

SCHUBERT, R., PFLESSER, B., POMMERT, A., PRIESMEYER, K., RIEMER, M., SCHIEMANN, T., TIEDE, U., STEINER, P. & HOHNE, K. H. 1999. Interactive volume visualization using "intelligent movies". *Stud Health Technol Inform*, 62, 321-7.

SERGOVICH, A., JOHNSON, M. & WILSON, T. D. 2010. Explorable three-dimensional digital model of the female pelvis, pelvic contents, and perineum for anatomical education. *Anatomical sciences education*, 3, 127-33.

SHORT, A. 1994. Computer-based learning in veterinary education. *Clive. CTICM Update*, 5, 8.

SPITZER, V., ACKERMAN, M. J., SCHERZINGER, A. L. & WHITLOCK, D. 1996. The visible human male: a technical report. *J Am Med Inform Assoc*, 3, 118-30.

SPITZER, V., WHITLOCK, D. 1998. The Visible Human Dataset: The Anatomical Platform for Human Simulation. *THE ANATOMICAL RECORD (NEW ANAT.)*, 253, 49-57.

SPITZER, V. M. & WHITLOCK, D. G. 1998. The Visible Human Dataset: the anatomical platform for human simulation. *Anat Rec*, 253, 49-57.

STABOULIDOU, I., FREITAG, U., MARQUARDT, R., WÜSTEMANN, M., HILLEMANN, P. & SCHARF, A. 2006. [Quality assured ultrasound simulation training for the detection of fetal malformations--can a training benefit be evidenced?]. *Z Geburtshilfe Neonatol*, 210, 135-40.

STABOULIDOU, I., WÜSTEMANN, M., VASKE, B., ELSÄSSER, M., HILLEMANN, P. & SCHARF, A. 2010. Quality assured ultrasound simulator training for the detection of fetal malformations. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 89, 350-354.

SUK CHUNG, M. 2005. Visible Korean human. improved serially sectioned images of the entire body. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 6, 6563-6.

TAFFINDER, N., SUTTON, C., FISHWICK, R. J., MCMANUS, I. C. & DARZI, A. 1998a. Validation of virtual reality to teach and assess psychomotor skills in laparoscopic surgery: results from randomised controlled studies using the MIST VR laparoscopic simulator. *Studies in health technology and informatics*, 50, 124-30.

TAFFINDER, N. J., MCMANUS, I. C., GUL, Y., RUSSELL, R. C. & DARZI, A. 1998b. Effect of sleep deprivation on surgeons' dexterity on laparoscopy simulator. *Lancet*, 352, 1191.

TANG, L., CHUNG, M. S., LIU, Q. & SHIN, D. S. 2010. Advanced features of whole body sectioned images: Virtual Chinese Human. *Clinical anatomy*, 23,

523-9.

TIEDE, U., BOMANS, M., HOHNE, K. H., POMMERT, A., RIEMER, M., SCHIEMANN, T., SCHUBERT, R. & LIERSE, W. 1993. A computerized three-dimensional atlas of the human skull and brain. *AJNR Am J Neuroradiol*, 14, 551-9; discussion 560-1.

TOGA, A. W., AMBACH, K. L. & SCHLUENDER, S. 1994. High-resolution anatomy from in situ human brain. *Neuroimage*, 1, 334-44.

TOGA, A. W., GOLDKORN, A., AMBACH, K., CHAO, K., QUINN, B. C. & YAO, P. 1997. Postmortem cryosectioning as an anatomic reference for human brain mapping. *Comput Med Imaging Graph*, 21, 131-41.

VAZQUEZ, M. D., BOUCHET, P., FOLIGUET, B., GERARD, H., MALLET, J. L. & LEHEUP, B. 1998. Differentiated aspect of female and male mouse mesonephroi. *Int J Dev Biol*, 42, 621-4.

VETERINÄRMEDIZINISCHE UNIVERSITÄT, W. 2007. Ultraschall bei Hund und Katze CD-ROM. Wien.

VIERGEVER, MAINTZ, NIESSEN, NOORDMANS, PLUIM, STOKKING & VINCKEN 2001. Registration, segmentation, and visualization of multimodal brain images. *Computer Med Imaging Graph*, 25, 147-151.

VIERGEVER, M., MAINTZ, A. & STOKKING, R. 1997. Integration of functional and anatomical brain images. *Biophysical Chemistry*, 68, 207-219.

VISKOM, M. Š. & DEMOGRAPHICS, A. A. O. S. P. I. A. Volume Rendering.

VON BODUNGEN, A., VON BODUNGEN, A., LANG, J. 1999. Die Sonographie des Abdomens beim Hund. Abteilung für Unterrichtsmedien, Universität Bern.

WALTER, S. G., M.; SAKAS, G. & VOLMER, S. 1996. Akquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D Ultraschall. in *Thomas Martin Lehmann; Ingrid Scholl & Klaus Spitzer, ed., 'Bildverarbeitung für die Medizin', CEUR-WS.org.*

WATERSON, J. 1913. Reconstruction in Modelling Clay: A Rapid Method of Plastic Reconstruction from Serial Sections. *J Anat Physiol*, 48, 19-23.

WAYNE, D. B., BUTTER, J., SIDDALL, V. J., FUDALA, M. J., LINQUIST, L. A., FEINGLASS, J., WADE, L. D. & MCGAGHIE, W. C. 2005. Simulation-based training of internal medicine residents in advanced cardiac life support protocols: a randomized trial. *Teach Learn Med*, 17, 210-6.

WAYNE, D. B., DIDWANIA, A., FEINGLASS, J., FUDALA, M. J., BARSUK, J. H. & MCGAGHIE, W. C. 2008. Simulation-based education improves quality of care during cardiac arrest team responses at an academic teaching hospital: a case-control study. *Chest*, 133, 56-61.

WEINERT, P. 2007. Computergestützte Visualisierung eines human-embryonalen Gehirns. *Dissertation.*

WILD, J. J. & NEAL, D. 1951. Use of high-frequency ultrasonic waves for detecting changes of texture in living tissues. *Lancet*, 1, 655-7.

WILD, J. J. & REID, J. M. 1952a. Application of echo-ranging techniques to the determination of structure of biological tissues. *Science*, 115, 226-30.

WILD, J. J. & REID, J. M. 1952b. Further pilot echographic studies on the histologic structure of tumors of the living intact human breast. *Am J Pathol*, 28, 839-61.

WILD, J. J. & REID, J. M. 1954. Echographic visualization of lesions of the living intact human breast. *Cancer Res*, 14, 277-82.

WÜSTEMANN, M., SCHARF, A., MAUL, H., BAIER, P. & SOHN, C. 2002. Der Ultraschallsimulator: Eine effektive Trainingsmethode zur Steigerung der Untersucherkompetenz bei der Bestimmung der fetalen Nackentransparenz. *Geburtsh Frauenheilk*, 62, 1183-1187.

YUAN, Y., QI, L. & LUO, S. 2008. The reconstruction and application of virtual Chinese human female. *Comput Methods Programs Biomed*, 92, 249-56.

ZENGERLING , M. T. 2004. „BovineDigit“ ein multimediales 3D-Lernprogramm.

ZHANG, S. X., HENG, P. A. & LIU, Z. J. 2006. Chinese visible human project. *Clinical anatomy*, 19, 204-15.

ZHANG, S. X., HENG, P. A., LIU, Z. J., TAN, L. W., QIU, M. G., LI, Q. Y., LIAO, R. X., LI, K., CUI, G. Y., GUO, Y. L., YANG, X. P., LIU, G. J., SHAN, J. L., LIU, J. J., ZHANG, W. G., CHEN, X. H., CHEN, J. H., WANG, J., CHEN, W., LU, M., YOU, J., PANG, X. L., XIAO, H. & XIE, Y. M. 2003. Creation of the Chinese visible human data set. *Anat Rec B New Anat*, 275, 190-5.

ZHANG, S. X., HENG, P. A., LIU, Z. J., TAN, L. W., QIU, M. G., LI, Q. Y., LIAO, R. X., LI, K., CUI, G. Y., GUO, Y. L., YANG, X. P., LIU, G. J., SHAN, J. L., LIU, J. J., ZHANG, W. G., CHEN, X. H., CHEN, J. H., WANG, J., CHEN, W., LU, M., YOU, J., PANG, X. L., XIAO, H., XIE, Y. M. & CHENG, J. C. 2004. The Chinese Visible Human (CVH) datasets incorporate technical and imaging advances on earlier digital humans. *J Anat*, 204, 165-73.

IX. DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. Sven Reese für die Überlassung des Themas, die Unterstützung und Hilfestellung sowie die freundliche Betreuung über den gesamten Zeitraum der Anfertigung meiner Dissertationsschrift.

Frau Univ.-Prof. Dr. Cordula Poulsen Nautrup danke ich für die vielen guten Ideen und Anregungen im Bezug auf die Arbeit.

Für die Hilfe bei der Beschaffung und Vorbereitung der Präparate danke ich den Präparatoren des Institutes für Tieranatomie, sowie dem Institut für Tierpathologie und der medizinischen Kleintierklinik der Universität München.

Ein großer Dank gilt auch meiner Kommilitonin Julia für das gemeinsame Erstellen der anatomischen Datensätze, sowie die Hilfe und Motivation während der ganzen Zeit der Arbeit.

Herrn Willi Pütz danke ich für die freundliche Unterstützung in allen Belangen rund um den Ultraschall, auch über die Dissertation hinaus.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, die mir durch ihre großzügige und liebevolle Unterstützung das Schreiben dieser Arbeit erst ermöglicht hat.

