

A photograph of a dog, possibly a Border Collie, standing in a field of yellow flowers. The dog is looking to the left. The background is a soft-focus field of yellow flowers and green grass.

**DREIDIMENSIONALE SONOGRAPHIE  
DER LEBER BEIM HUND**

**CHRISTINE PEPPLER**

**INAUGURAL-DISSERTATION**

zur Erlangung des Grades eines  
Dr. med. vet.  
beim Fachbereich Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

---

*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2007

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1<sup>st</sup> Edition 2007

© 2007 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen  
Printed in Germany



**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
édition scientifique

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

Aus der Klinik für Kleintiere -Chirurgie-  
der Justus-Liebig-Universität Gießen  
Betreuer: PD Dr. M. Gerwing

# **Dreidimensionale Sonographie der Leber beim Hund**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Grades eines  
Dr. med. vet.  
beim Fachbereich Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

eingereicht von

**Christine Pepler**

Tierärztin aus Lich

Gießen 2007

Mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. M. Reinacher

Gutachter: PD Dr. M. Gerwing  
Prof. Dr. E.H. Burkhard

Tag der Disputation: 24.April.2007

**Für meine Familie**

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei der von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

# Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>4</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>Schrifttum</b>	<b>7</b>
2.1	Allgemeine Sonographie	7
2.1.1	Physikalische Grundlagen	7
2.1.1.1	Artefakte	7
2.1.1.1.1	Schallschatten	7
2.1.1.1.2	Distale Schallverstärkung	7
2.1.1.1.3	Spiegelartefakt	8
2.1.1.1.4	Tangentialphänomen	8
2.1.1.1.5	Artefakte beim dreidimensionalen Ultraschall	8
2.1.2	Technische Grundlagen	9
2.1.2.1	Allgemeine Grundlagen	9
2.1.2.1.1	Bildarten	9
2.1.2.1.2	Schallkopftypen	9
2.1.2.1.3	Verstärkung	10
2.1.2.1.4	Auflösung	10
2.1.2.2	Technische Grundlagen des dreidimensionalen Ultraschalls	10
2.1.2.2.1	Aufnahmetechnik	10
2.1.2.2.2	Bildrekonstruktion	11
2.2	Anwendungsmöglichkeiten der dreidimensionalen Sonographie	12
2.2.1	Humanmedizin	12
2.2.2	Veterinärmedizin	13
2.3	Sonographie der Leber	14
2.3.1	Zweidimensionale Sonographie in der Humanmedizin	14
2.3.2	Zweidimensionale Sonographie in der Veterinärmedizin	14
2.3.3	Anatomie der Leber beim Hund	15
2.3.4	Sonographisches Bild der physiologischen Leber beim Hund	15
2.3.5	Sonographisches Bild von Leberveränderungen beim Hund	16
2.3.5.1	Fettleber	16
2.3.5.2	Leberzirrhose	16
2.3.5.3	Lebertumoren	16

2.3.5.4	Leberzysten	17
2.3.5.5	Leberabszesse	17
2.3.5.6	Leberverkalkungen	17
2.3.5.7	Stauungsleber	18
2.3.5.8	Hepatitis	18
2.3.5.9	Intrahepatischer Shunt	18
2.3.6	Dreidimensionale Sonographie der Leber in der Humanmedizin	19
2.3.7	Dreidimensionale Sonographie der Leber beim Hund	19
2.4	2D- und 3D-Volumenbestimmung von Organveränderungen	19
2.5	Sonographisch gezielte Leberbiopsie als weiterführende Diagnostik	20
<b>3</b>	<b>Eigene Untersuchungen</b>	<b>21</b>
3.1	Gerätebeschreibung, Verarbeitungsmethoden	21
3.2	Patientengut	22
3.3	Vorbereitung der Patienten	26
3.3.1	Lagerung	26
3.3.2	Ankopplung	26
3.3.3	Anästhesie	26
3.4	Untersuchungsgang	27
3.4.1	Zweidimensionale Untersuchung	27
3.4.2	Dreidimensionale Untersuchung	27
3.4.3	Bildbearbeitung	31
3.4.3.1	Artefakte	31
3.4.3.2	Darstellung verschiedener Ebenen	35
3.4.3.3	Volume Rendering (Transparente Darstellung)	42
3.4.3.4	Volumetrie	51
3.4.3.5	Vergleich der 2D-Messung und der Volumetrie	52
3.4.3	Durchführungsdauer der 3D-Untersuchung	57
3.4.4	Lage der Läsion im Parenchym	58
3.4.5	Entnahme von Leberbiopsien	65
3.5	Statistische Auswertung	67
3.5.1	Artefakte, Bildbearbeitung	68
3.5.2	Volumetrie	69
3.5.3	Lage der Läsion im Parenchym	72



3.5.3.1	Auswirkung auf Artefakte	72
3.5.3.2	Auswirkung auf Bildbearbeitungsqualität	74
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>76</b>
4.1	Methodik	76
4.2	Untersuchungsgang	77
4.3	Bildbearbeitung	78
4.3.1	Artefakte	78
4.3.2	Würfelmodell	80
4.3.3	Renderingprogramm	81
4.4	Volumetrie	81
4.5	Lage der Läsion im Parenchym	84
4.6	Biopsie/Punktion der Leber	84
4.7	Vor- und Nachteile des 3D-Ultraschalls	85
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>87</b>
<b>6</b>	<b>Summary</b>	<b>90</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>92</b>
<b>8</b>	<b>Anhang</b>	<b>105</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung</b>	<b>115</b>

**Abkürzungsverzeichnis**

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
A-Mode	Amplituden-Mode
B	Breite
B-Mode	Brightness-Mode
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirca
CT	Computertomographie
DSH	Deutscher Schäferhund
e.g.	for example
etc.	et cetera
GB	Gallenblase
GE	General Electric
ges.	gesamt
ggf.	gegebenenfalls
ggr.	geringgradig
Hydrop. Degeneration	Hydropische Degeneration
hgr.	hochgradig
i.e.	that is
inkl.	inklusive
J	Jahr
kHz	Kilohertz
kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
L	Länge
LT	Lebertumor
LZ	Leberzyste
m	männlich
MHz	Megahertz
mgr.	mittelgradig
min	Minuten
Mix	Mischling

## Abkürzungsverzeichnis

---

mk	männlich kastriert
ml	Milliliter
M-Mode	Motion Mode
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl
Nr.	Nummer
s	Sekunden
sono. Befund	sonographischer Befund
Staff. Bull Terrier	Staffordshire Bull Terrier
T	Tiefe
TGC	Time Gain Control
US Nr.	Ultraschallnummer
V	Volumen
V.	Vena
w	weiblich
West H. Terrier	West Highland Terrier
wk	weiblich kastriert
X	Markierung für Untersuchung wach, in Narkose, nach Euthanasie
z. B.	zum Beispiel
Z'Schnauzer	Zwergschnauzer
z. T.	zum Teil
2D-	zweidimensional
3D-	dreidimensional
4D-	vierdimensional
—	keine Untersuchung durchgeführt
∅	Durchschnitt
∑ ges.	Summe aller Rohdatensätze



## 1 Einleitung

Die dreidimensionale Sonographie wird in der Humanmedizin in vielen Disziplinen eingesetzt. Sie bietet die Möglichkeit, horizontale Ebenen von Organen oder Veränderungen darzustellen, die beim zweidimensionalen Ultraschall verborgen bleiben. Durch Sensortechnik ist es möglich, das Volumen von Organen und pathologischen Veränderungen exakt zu bestimmen. Dies wird vor allem bei Verlaufskontrollen herangezogen (*Riccabona et al. 1996, Treece et al. 2001, Scharf und Sohn 2002, Strommen et al. 2004*). Ebenso bietet es die Möglichkeit Oberflächen dreidimensional darzustellen. Dieses Verfahren wird in der Gynäkologie und fetalen Missbildungsdiagnostik routinemäßig eingesetzt (*Scharf und Sohn 2002*).

In der Veterinärmedizin gibt es bislang Ansätze in der Untersuchung mit dreidimensionaler Sonographie sowohl bei Kleintieren (*Poulsen Nautrup 2001*) als auch bei Pferden (*Edinger und Koneberg 2001, Wagels und Stadler 2004*). Allerdings liegen hier nur allgemeine Angaben zu Technik, mögliche Anwendungsgebiete sowie zur Durchführung vor (*Poulsen Nautrup 2001*). Die vierdimensionale Sonographie als Weiterentwicklung der 3D-Darstellung wird bereits im Bereich der Echokardiographie angewendet (*Poulsen Nautrup 2004*).

Da bisher noch keine Arbeiten über die dreidimensionale Sonographie der Leber beim Hund vorliegen, sollen im Rahmen dieser Arbeit grundlegende Voraussetzungen und Einsatzmöglichkeiten des dreidimensionalen Ultraschalls an diesem Organ beim Hund erarbeitet werden. Eine wichtige Frage, die in diesem Zusammenhang geklärt werden soll, ist die nach der Notwendigkeit einer Sedation oder Narkose zur Erstellung dreidimensionaler Bilder. Die Möglichkeiten der Bildbearbeitung und die dazu notwendigen Grundlagen sollen ebenfalls eruiert werden. Beim Vorliegen von fokalen Leberveränderungen werden ausgehend von den Arbeiten von *Riccabona et al. 1996, Treece et al. 2001 und Strommen et al. 2004* Volumenbestimmungen mit zweidimensionalen und dreidimensionalen Messungen durchgeführt. Die Ergebnisse werden anhand ihrer Auswertbarkeit beurteilt und miteinander verglichen. Es soll geklärt werden, unter welchen Umständen eine dreidimensionale Volumetrie durchführbar und ein routinemäßiger Einsatz im Klinikbetrieb möglich ist, z. B. als Kontrolluntersuchung während einer Chemotherapie eines Lebertumors oder zur Planung eines operativen Eingriffs. Dies stellte eine deutliche Erweiterung der bildgebenden Diagnostik dar, ohne die z. B. bei CT-Untersuchungen unvermeidliche Strahlenbelastung.

Diese Arbeit soll als Anleitung zum dreidimensionalen Ultraschall der Leber des Hundes dienen und eine Grundlage für weitere 3D-Projekte darstellen.

## **2 Schrifttum**

### **2.1 Allgemeine Sonographie**

#### **2.1.1 Physikalische Grundlagen**

Bei der Sonographie werden Schallwellen in sichtbare Signale umgewandelt. Als Ultraschall werden Schallwellen oberhalb der menschlichen Hörgrenze bezeichnet, die bei 20 kHz liegt. In der bildgebenden Diagnostik kommen Ultraschallfrequenzen von 2,5 MHz oder höher zum Einsatz. Durch Anlegen einer Spannung an polar gebaute Kristalle (z. B. Bariumtitanat) werden diese aufgrund des inversen piezoelektrischen Effektes in mechanische Schwingungen versetzt. Diese Schwingungen breiten sich wellenförmig aus (*Dobrinski und Kremer 1988*). Durch den piezo-elektrischen Effekt sind die Kristalle auch in der Lage, Schallwellen aus der Umgebung aufzunehmen und in elektrische Impulse umzuwandeln. Diese elektrischen Impulse werden auf einem Monitor als Bildpunkte dargestellt (*Kaarmann und Wessels 1991*).

##### **2.1.1.1 Artefakte**

Artefakte sind Bildfehler, die durch Abweichungen von den idealen Grundannahmen, bedingt durch biologische Medien, hervorgerufen werden. Die Artefaktenstehung hat unterschiedliche Ursachen. Zum einen sind sie technisch/physikalisch bedingt und damit unvermeidbar. Sie können aber auch andererseits durch schlechte Patientenvorbereitung oder durch fehlerhafte Geräteeinstellung entstehen. Das Auftreten eines bestimmten Artefaktes, z. B. der distalen Schallverstärkung bei zystischen Gebilden, kann von diagnostischer Hilfe sein (*Kaarmann und Wessels 1991*).

##### **2.1.1.1.1 Schallschatten**

Treten im Gewebe hohe Impedanzsprünge auf, kann es zu einer Totalreflexion (z. B. bei Luft) kommen. Daraus ergibt sich, dass hinter diesen Grenzflächen keine verwertbaren Schallwellen mehr auftreten und keine Signale zurückgesendet werden, Strukturen also nicht mehr sichtbar sind (*Kaarmann und Wessels 1991*).

##### **2.1.1.1.2 Distale Schallverstärkung**

Schallwellen verlieren beim Durchdringen von Flüssigkeiten keine Energie. Daher ist das Echo distal von Flüssigkeiten energiereicher als unterhalb von Gewebe in gleicher Tiefe. Aus

diesem Grund erscheint Gewebe hinter Flüssigkeiten auf dem Monitor echoreicher als benachbartes identisches Gewebe (*Kaarmann und Wessels 1991, Michele 2000*).

#### **2.1.1.1.3 Spiegelartefakt**

Dieses Artefakt entsteht in erster Linie an stark reflektierenden Grenzflächen. Bei der abdominalen Sonographie ist hier der Zwerchfellbereich mit angrenzender Lungenoberfläche zu nennen. Daran werden die Ultraschallwellen zur Leber hin abgelenkt, um dort erneut reflektiert zu werden. Aufgrund der längeren Laufzeit errechnet der Computer Lebergewebe kranial des Zwerchfells und projiziert es an diese Position auf dem Monitor (*Kaarmann und Wessels 1991, Barr 1992, Gladisch 1992*).

#### **2.1.1.1.4 Tangentialphänomen**

Treffen Schallwellen tangential auf ein Objekt, können diese so gebeugt und gebrochen werden, dass keine Reflexion zum Schallkopf erfolgt. Dies tritt häufig bei zystischen Gebilden auf, deren seitliche Pole dann echolos erscheinen (*Kaarmann und Wessels 1991, Michele 2000*).

#### **2.1.1.1.5 Artefakte beim dreidimensionalen Ultraschall**

Bei der Erstellung von dreidimensionalen Ultraschallbildern treten spezifische Artefakte auf (*Nelson et al. 2000*). Die Entstehung dieser Artefakte ist während der Erfassung der Rohdaten oder bei der Bildbearbeitung möglich (*Downey et al. 2000, Nelson et al. 2000*). Man unterscheidet je nach Entstehungsursache Artefakte, die im zweidimensionalen Bild bereits vorhanden sind, von Artefakten, die bei der Anfertigung des dreidimensionalen Bildes auftreten können (*Nelson et al. 2000*).

Die ausschließlich beim dreidimensionalen Ultraschall auftretenden Artefakte können in drei Ursachengruppen unterteilt werden. **Akquisitionsartefakte** entstehen durch direkte oder indirekte Bewegungen (Atmung, Gefäßpulsation) des Patienten oder durch falsche Position der Scan-Ebene (*Nelson et al. 2000*). Um diese Artefakte zu vermeiden, darf sich der Patient während der Abtastung nicht bewegen. Die Aufnahme erfolgt während einer Atempause, damit keine Unschärfen oder „Bildsprünge“ entstehen. Aus dem gleichen Grund muss der Schallkopf ruhig geführt werden (*Poulsen Nautrup 2001, Downey et al. 2000, Bailey et al. 2001*). Artefakte, die durch eine solche Bewegungsunschärfe entstehen, können direkt bei der Untersuchung erkannt werden. In diesem Fall ist unverzüglich ein erneuter Versuch

notwendig (*Nelson et al. 2000*). Bei Erstellung der Rohdaten mit Hilfe eines magnetischen Sensors ist darauf zu achten, dass Materialien, die den Magneten beeinflussen können, aus diesem Gebiet entfernt werden (*Downey et al. 2000, Nelson et al. 2000*). Die **Rendering Artefakte** treten im Rahmen der Bildbearbeitung auf. Sie werden durch die Einstellung der Rendering Parameter wie Threshold und Opacity etc. beeinflusst. Da diese Artefakte während der Bildbearbeitung entstehen, lassen sie sich direkt erkennen und rückgängig machen. Bleiben diese Artefakte jedoch im Bild bestehen, ist es bei einem fertig gestellten Bild schwierig, solche Veränderungen als Artefakte zu erkennen (*Nelson et al. 2000*). Es ist bei der Bildrekonstruktion zu beachten, dass Artefakte im Bild auftreten, deren Ursache in dieser Bearbeitung nicht erscheinen (*Nelson et al. 2000, Bailey et al. 2001*). Die **Erstellungsartefakte** werden durch den Einsatz des elektronischen Skalpells erzeugt. Durch zu starken Einsatz können diagnostisch wichtige Bereiche des Volumens mit entfernt werden (*Nelson et al. 2000*). Zur Sicherung einer Diagnose müssen alle Originalebene mit einbezogen werden (*Nelson et al. 2000*).

## 2.1.2 Technische Grundlagen

### 2.1.2.1 Allgemeine Grundlagen

#### 2.1.2.1.1 Bildarten

Historisch gesehen ist als erstes der **A-Mode** (Amplituden-Mode) zu nennen. Er entsteht durch ein einzelnes Kristall, das Impulse aussendet und die entsprechenden Echos von Grenzflächen empfängt. Diesen Echos werden Laufzeiten zugeordnet und es entsteht eine Folge von Amplituden. Wird das Echo nicht als Amplitude, sondern als Bildpunkt mit entsprechendem Helligkeitswert dargestellt, spricht man von **B-Mode** (Brightness-Mode). Wenn man eine Bildzeile eines solchen B-Bildes mit einer Zeitachse versieht, erhält man den so genannten **M-Mode** (Motion-Mode) (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995, Michele 2000*).

#### 2.1.2.1.2 Schallkopftypen

Bei einem **Linearscanner** sind die Piezokristalle in einer Reihe nebeneinander angeordnet. Dadurch erhält man ein Bild mit parallelen Bildzeilen. Dieser Schallkopftyp ist besonders gut für oberflächliche Strukturen geeignet, da bereits schallkopfnah ein breiter Bildausschnitt



vorliegt (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995, Michele 2000*).

**Sektorscanner** enthalten meist nur einen Kristall, von denen Impulse in verschiedene Richtungen abgegeben und wieder empfangen werden. Dadurch entsteht ein Bild, das einem Kreisausschnitt gleicht und in der Tiefe divergierend breiter wird (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995, Michele 2000*).

Sind in einem Schallkopf mehrere Kristalle bogenförmig nebeneinander angeordnet, so spricht man von einem **Konvexschallkopf**. Dieser liefert einen divergierenden Bildausschnitt mit einer breiten Ankopplungsfläche, die von der Länge des Transducers bestimmt wird (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995, Michele 2000*).

#### **2.1.2.1.3 Verstärkung**

Man unterscheidet am Ultraschallgerät die Gesamtverstärkung und die tiefenabhängige Verstärkung (TGC - **T**ime **G**ain **C**ontrol). Mit Ersterer wird die Helligkeit des ganzen Bildes gesteuert, bei der tiefenabhängigen Verstärkung ist es möglich in verschiedenen anwählbaren Tiefen die Helligkeit unterschiedlich einzustellen (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995*).

#### **2.1.2.1.4 Auflösung**

Die Auflösung gibt an, bei welchem Abstand zwei gleichartige Objekte noch getrennt dargestellt werden können. Grundsätzlich gilt, dass bei höherer Frequenz das Auflösungsvermögen zunimmt (*Kaarmann und Wessels 1991, Gerwing 1989, Gerwing 1993a, Dudwiesus 1995, Michele 2000*).

### **2.1.2.2 Technische Grundlagen des dreidimensionalen Ultraschalls**

#### **2.1.2.2.1 Aufnahmetechnik**

Die Voraussetzungen für die Erstellung eines dreidimensionalen Ultraschallbildes ist die Möglichkeit, dem zweidimensionalen Bild eine dritte Ebene per Computerberechnung hinzuzufügen.

Dazu müssen Schallkopfposition und die Winkel aller 2D-Bilder bekannt sein. Die Erstellungszeit hat einen erheblichen Einfluss auf die Bildqualität (*Downey et al. 2000*).

Es bestehen mehrere Möglichkeiten der Aufnahmetechnik. Bei einer **Defokussierungslinse** werden die Schallwellen durch eine vorgeschaltete Linse zerstreut, so dass mehrere Schichten abgebildet werden. Die **Freihandtechnik ohne Positionssensor** senkrecht zur 2D-Ebene lässt keine Messung zu, da der Abstand der Bilder zueinander nur geschätzt wird. Demgegenüber erlaubt die **Freihandtechnik mit Positionssensor** eine exakte Volumenbestimmung. Dazu können elektromagnetische Sensoren verwendet werden, die innerhalb eines Magnetfeldes bewegt werden. Ebenso besteht die Möglichkeit mit Infrarotsensoren zu arbeiten. Der **integrierte 3D-Schallkopf** enthält einen Motor, der die Ablenkung in der 3. Dimension mechanisch durchführt (*Downey et al. 2000, Sakas et al. 2000, Köstering et al. 2002, Fenster und Downey 2003*).

#### 2.1.2.1.2 Bildrekonstruktion

Durch leistungsstarke Rechner konnte die Rekonstruktionszeit eines 3D-Bildes deutlich reduziert werden. Mit dem „**surface rendering**“, der **multiplanaren Reformation** und der **transparenten Darstellung** stehen drei Möglichkeiten der dreidimensionalen Darstellung zur Verfügung. Die Abbildung der **Oberfläche** („**surface rendering**“) entsteht durch das Übereinanderlegen von mehreren Konturechos, aus denen eine Oberfläche rekonstruiert wird. Voraussetzung ist ein hoher Impedanzsprung zwischen den Grenzflächen (z. B. Fruchtwasser/Gesicht). Daraus resultiert der bevorzugte Einsatz in der Geburtshilfe zur Abbildung und Beurteilung des fetalen Gesichtes (*Köstering et al. 2002*). Die **multiplanare Reformation** erstellt ein dreidimensionales Bild durch drei orthogonal zueinander stehende Ebenen. Diese Ebenen können durch den Untersucher beliebig verschoben werden. Eine solche Art der Bildrekonstruktion ist sehr schnell und einfach durchführbar (*Downey et al. 2000, Fenster und Downey 2003*). Eine Kombination des surface rendering und der multiplanaren Reformation ist durch moderne Technologie inzwischen möglich (*Downey et al. 2000*). Im Falle der **transparenten Darstellung (volume rendering, Volumenscan)** werden alle inneren Strukturen dreidimensional auf dem Bildschirm sichtbar. Um eine räumliche Vorstellung auf dem Bildschirm zu erleichtern, kann man die Bilder rotieren oder in einer Volumenbox platzieren. Zusätzlich ist es möglich, durch Wahl der Transparenzparameter Strukturen unterschiedlich darzustellen (*Downey et al. 2000, Sakas et al. 2000, Poulsen Nautrup 2001, Köstering et al. 2002, Mattoon et al. 2002, Scharf und Sohn 2002, Fenster und Downey 2003*).

## 2.2 Anwendungsmöglichkeiten der dreidimensionalen Sonographie

### 2.2.1 Humanmedizin

Der Beginn des dreidimensionalen Ultraschalls liegt in der Mitte der siebziger Jahre des 20. Jahrhunderts. Seit 1989 stehen Ultraschallgeräte mit 3D-Technologie in der Anwendung (*Brandl et al. 1999*). Die Häufigkeit des Einsatzes im klinischen Alltag stieg mit verbesserter Computerleistung. Zu Beginn dauerte die Rekonstruktion eines dreidimensionalen Bildes ca. eine Stunde. Seit 2000 ist es möglich die Zeit als 4. Dimension mit einzubeziehen (4D-Ultraschall) (*Köstering et al. 2002*).

Die Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung im Ultraschall findet ihren häufigsten Einsatz in der Gynäkologie und der Geburtshilfe (*Downey et al. 2000*). Erste Arbeiten liegen von *Sohn et al. (1988)* vor, in denen sie über die dreidimensionale Darstellung in der Ultraschalldiagnostik berichten. Inzwischen wird eine dreidimensionale Darstellung von Mammatumoren und Ovarialtumoren zur Dignitätseinschätzung herangezogen (*Scharf und Sohn 2002*). Ebenso können Uterusanomalien durch die Schnittbildanalyse besser aufgezeigt werden (*Scharf und Sohn 2002*).

In der Embryologie liegt der Einsatz hauptsächlich in der pränatalen Missbildungsdiagnostik. So kann z. B. das fetale Gehirn durch diese nichtinvasive Technik dargestellt werden (*Monteagudo et al. 2000, Pooh und Pooh 2001*). Die dreidimensionale Untersuchung des fetalen Herzens erleichtert die Diagnosestellung im Falle von Missbildungen (*Li und Sanders 1999, Bega et al. 2001*).

In der allgemeinen Gefäß- und Herzdiagnostik werden 3D-Untersuchungen in Ergänzung des 2D-Modes zur Volumenbestimmung eines Ventrikels herangezogen (*Nadkarni et al. 2000*). Auch andere Organe, wie z. B. die Prostata, können mittels 3D-Untersuchung in ihrem Volumen bestimmt werden, so dass pathologische Volumenzunahmen leicht zu identifizieren sind (*Fenster und Downey 2003*).

Dreidimensionale Untersuchungen der Leber dienen in der Humanmedizin in erster Linie zur Volumetrie. Dabei wird entweder die Leber als Gesamtorgan gemessen oder es werden fokale Veränderungen in ihrem Volumen bestimmt (*Hausken et al. 1998, Lang et al. 1999, Rose et al. 2001a, Rose et al. 2001b*). *Wagner et al.* konnten in einer Studie 1994 zeigen, dass in 28 % der durchgeführten Sonographien bei Lebertumoren oder Gallengangsveränderungen die 3D-Darstellung bessere Informationen lieferte als die 2D-Sonographie. Zusätzlich wurde festgestellt, dass sich bei diffusen Lebererkrankungen keine weiteren Verbesserungen durch die 3D-Diagnostik ergeben.

Die digitale Erstellung eines dreidimensionalen Bildes aus einer zweidimensionalen Untersuchung nimmt dem Untersucher diese mentale Arbeit ab. Ebenso ist die Möglichkeit der dreidimensionalen Volumetrie verschiedener Organe aufgrund der größeren Genauigkeit der zweidimensionalen Volumetrie vorzuziehen (*Fenster und Downey, 2003*).

Vorteil und Nutzen des dreidimensionalen Ultraschalls gegenüber dem zweidimensionalen werden in der Humanmedizin durchaus in Frage gestellt (*Scharf et al. 2001*).

### **2.2.2 Veterinärmedizin**

Zum jetzigen Zeitpunkt liegen nur vereinzelte Arbeiten über eine Anwendung des dreidimensionalen Ultraschalls beim Tier vor. In erster Linie handelt es sich dabei um experimentelle Forschungen für die Humanmedizin. Es wurden 3D-Aufnahmen vom Gehirn des Affen (*Tokuno und Chiken 2004*) und vom Hundeherzen erstellt (*Suematsu et al. 2003*).

Trotz der höheren Kosten wird auch in der Veterinärmedizin immer mehr mit der dreidimensionalen Ultraschalltechnik gearbeitet. So sind im Bereich der Sehendiagnostik beim Pferd mit Hilfe des Panoramabildverfahrens und der dreidimensionalen Darstellung exakte topographische Übersichten des gesamten Sehnenapparates möglich (*Wagels und Stadler 2004*). Weitere Studien wurden im Bereich der Gelenksonographie bei Pferden durchgeführt (*Edinger und Koneberg 2001*). Im Rahmen der Echokardiographie ergibt sich durch die dreidimensionale Sonographie eine bessere Beurteilung der Morphologie und der Interpretation von Messungen (*Poulsen Nautrup 2004*).

Ein veterinärmedizinisches Lehrbuch für Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze enthält ein Kapitel über dreidimensionalen Ultraschall. Genaue Angaben zum Untersuchungsgang und zu den Anwendungsmöglichkeiten fehlen (*Poulsen Nautrup 2001*). Es werden Probleme durch Bewegungsartefakte wie Unschärfe oder Bildsprünge angesprochen, aber nicht näher ausgeführt. Die Autorin empfiehlt, zur Scananfertigung Mund und Nase des Tieres kurzzeitig zu verschließen, um einen vollständigen Scan zu erhalten. Die benötigte Scanzeit wird mit 2-5 Sekunden angegeben (*Poulsen Nautrup 2001*).

## **2.3 Sonographie der Leber**

### **2.3.1 Zweidimensionale Sonographie in der Humanmedizin**

In der Humanmedizin steht die Sonographie als bildgebendes Verfahren aufgrund ihrer Sensitivität an erster Stelle zur Diagnostik von Lebererkrankungen. Als Indikationen für eine Leberultraschalluntersuchung sind in erster Linie eine Erhöhung der Leberenzyme, Ikterus, Schmerzen im Oberbauch und ein pathologischer Palpationsbefund zu nennen. Zusätzlich wird die Sonographie beim Tumorstaging und zur Verlaufskontrolle bei Tumorerkrankungen eingesetzt. Die ultraschallgezielte Punktion der Leber erweitert die Diagnostikmöglichkeiten. Im Rahmen einer sonographischen Leberuntersuchung werden Kontur und Textur des Organs sowie Gallenwege und Gefäße beurteilt.

In der Regel ist die Leber der sonographischen Untersuchung gut zugänglich, ggf. ist eine tiefe Inspiration des Patienten notwendig. Zum Durchmustern werden parallele und gekippte Serienschnitte angelegt. Es werden Curved- oder Sektortransducer (3,5-5 MHz) verwendet. Zur Abbildung der Leberoberfläche ist eine höherfrequente Linearsonde (5-10 MHz) vorteilhaft (*Strohmann und Gladisch 1992, Schuler und Börner 2001*).

### **2.3.2 Zweidimensionale Sonographie in der Veterinärmedizin**

Die sonographische Darstellung der Leber wird in der Veterinärmedizin seit Ende der siebziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts eingesetzt (*Gerwing 1993b, Selcer 1995*). Heute ist sie eine der wichtigsten Methoden zur Diagnostik abdomineller Erkrankungen beim Kleintier (*Gerwing 1993b, Lamb 1995*). Die Indikationen sind z.B. der Verdacht einer Lebererkrankung (Lebervergrößerung, Ikterus) sowie ein abnormer Palpations- oder Röntgenbefund (*Gerwing 1993b, Selcer 1995*). Mit diesem nichtinvasiven Untersuchungsverfahren können das Leberparenchym, das biliäre System und die Lebergefäße dargestellt werden. Zur weiterführenden Diagnostik besteht die Möglichkeit, Feinnadelbiopsien aus Läsionen unter sonographischer Kontrolle gezielt zu entnehmen (*Gerwing 1993b, Partington und Biller 1996*). Die Untersuchung der Leber bei Hund und Katze erfolgt in Rücken- oder Seitenlage. Der Schallkopf wird für die Leberuntersuchung direkt kaudal des Processus xiphoideus aufgesetzt (*Gerwing 1993b, Partington und Biller 1996, Barr 1992, Lamb 1995, Nyland et al. 2002b*). Der Magen muss während der Untersuchung leer sein, um Überlagerungen und Gasartefakte zu vermeiden. (*Barr 1992, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b*). Die Leberultraschalluntersuchung wird auch bei Pferden und Rindern als ergänzende bildgebende Diagnostik herangezogen. Vor

allem der Vorteil der gezielten Probenentnahme erleichtert die Diagnosefindung. Beim Pferd können allerdings nur kleine Teile eingesehen werden, da die übrigen Bereiche von Lunge und Kolon überlagert sind (*Braun 1997, Reef 1998*).

### **2.3.3 Anatomie der Leber beim Hund**

Die Leber liegt beim Hund fast vollständig im intrathorakalen Teil der Bauchhöhle. Die konvexe Facies parietalis liegt dem Zwerchfell an. Links grenzt der Magen an die Leber, kaudal-lateral die rechte Niere, kaudal der kraniale Teil des Pankreas und Abschnitte des Duodenums.

Beim Hund teilt sich die Leber in einen Lobus sinister und dexter, mit jeweils einem medialen und lateralen Anteil. Dazwischen liegen der Lobus quadratus und die Gallenblase. Dorsal der Leberpforte ist der Lobus caudatus zu finden.

Die Gallenblase (*Vesica fellea*) liegt in der *Fossa vesicae felleae* und ragt nicht über den Rand der Leber hinaus. Der Ausführungsgang der Gallenblase (*Ductus cysticus*) verbindet sich in der Leberpforte mit weiteren Gallengängen zum *Ductus choledochus*.

Das nutritive Gefäß der Leber (*A. hepatica propria*) und das funktionelle Gefäß (*V. portae*) treten durch die Leberpforte in die Leber ein. Die Lebervenen verlassen das Organ an der Zwerchfellfläche und münden direkt in die *Vena cava caudalis* (*Nickel et al. 2004*).

### **2.3.4 Sonographisches Bild der physiologischen Leber beim Hund**

Die Leber des Hundes weist sonographisch ein homogenes, echoarmes Parenchym auf. Ihre Echogenität wird während der Untersuchung mit der angrenzender Organe verglichen. Im Parenchym sind zwei Arten von Gefäßen sonographisch differenzierbar, Lebervenen und Portalvenen. Die Portalvenen sind, bedingt durch Fett und Bindegewebe, reflexreich begrenzt (Uferbefestigung). Arterien und Gallengänge sind bei einem gesunden Hund im Ultraschall nicht darstellbar.

Die Gallenblase liegt rechts der Medianen als reflexloses, rundliches Gebilde mit dorsaler Schallverstärkung und weist beim gesunden Tier eine mittelgradige Füllung auf (*Barr 1992, Stünzel 1994, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Burk und Ackermann 1996, Partington und Biller 1996, Hittmair 1997, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

### **2.3.5 Sonographisches Bild von Leberveränderungen beim Hund**

#### **2.3.5.1 Fettleber**

Die Leber ist vergrößert und stumpfrandig. Sie weist ein homogenes Echomuster mit erhöhter (mittlerer) Echogenität auf. Im Parenchym sind nur noch sehr große Gefäße darstellbar. Eine genaue Diagnose wird durch eine histopathologische Untersuchung einer Feinnadelaspiration oder Biopsie gestellt (*Barr 1992, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Burk und Ackermann 1996, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.2 Leberzirrhose**

Die zirrhotische, atrophische Leber stellt sich klein dar, die Oberfläche ist unregelmäßig und erscheint höckrig. Das Parenchym ist z. T. inhomogen, bedingt durch vermehrte Bindegewebeinlagerungen. Die Portalgefäße sind reduziert und zeigen verminderten Blutfluss. Bei fortgeschrittenen Stadien ist ein Aszites vorhanden (*Barr 1992, Lamb 1995, Selcer 1995, Burk und Ackermann 1996, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.3 Lebertumoren**

Tumoren in der Leber können als herdförmige oder diffuse Parenchymveränderungen auftreten (*Barr 1992*). Allein eine Parenchymvergrößerung bei sonst gleichmäßiger Textur kann ein Hinweis auf zellige Tumorerfiltration sein. Dies kommt beim malignen Lymphom vor (*Partington und Biller 1996*). Eine Sicherung der Verdachtsdiagnose ermöglicht die Leberbiopsie. Dies gilt auch für die fokalen Lebertumoren (*Burk und Ackermann 1996, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b*). Bei älteren Hunden sind Lebertumoren meist metastatisch bedingt (*Nyland et al. 2002b*). Als Primärherd kommen zum Beispiel Pankreaskarzinom, Mammakarzinom, Fibrosarkom oder Osteosarkom in Betracht. Primärtumoren der Leber sind das hepatozelluläre Adenom bzw. Karzinom und das cholangiozelluläre Adenom bzw. Karzinom. Auch vom Gefäß- oder Lymphsystem ausgehende Tumoren kommen in Frage (*Nyland et al. 2002b*). Eine eindeutige Unterscheidung erfolgt auch hier intra vitam nur durch eine Biopsie. Das umliegende Lebergewebe weist meist eine unveränderte Echotextur auf (*Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Burk und Ackermann 1996, Partington und Biller 1996, Poulsen Nautrup 2001, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.4 Leberzysten**

Leberzysten können angeboren oder erworben sein, treten singulär oder multipel auf. Zysten haben eine dünne Wand, echolosen oder echoarmen Inhalt und eine distale Schallverstärkung. Je nach Anzahl und Größe sind sie symptomlos oder können für Enzymerhöhungen und Leberfunktionsstörungen verantwortlich sein. Zystische Veränderungen der Gallengänge müssen von Leberzysten abgegrenzt werden. Eine ultraschallgezielte Punktion von Zysten zur weiterführenden Untersuchung kann abhängig von der klinischen Relevanz sinnvoll sein (*Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.5 Leberabszesse**

Leberabszesse kommen beim Hund selten vor. Ursächlich liegt meist eine generalisierte bakterielle Infektion zugrunde, perforierende Fremdkörper, kommen ebenfalls als mögliche Auslöser in Betracht. Nach einer Leberlappentorsion oder im Zentrum eines Lebertumors kann es zur Ausbildung von Nekrosen kommen, die sich sonographisch nicht von einem Abszess unterscheiden.

Je nach Flüssigkeitszusammensetzung kann sich das Erscheinungsbild des Abszesses von echolos bis reflexreich erstrecken. Daher fällt auch die distale Schallverstärkung unterschiedlich deutlich aus. Reflexreiche Stippchen mit schmutzigem Schallschatten in veränderten Leberbezirken sind ein Hinweis auf Beteiligung von gasbildenden Bakterien. In manchen Fällen ist das leberumgebende Fettgewebe reflexreich und die regionalen Lymphknoten sind vergrößert (*Schwarz et al. 1998, Peppler et al. 2005*).

Durch ultraschallgezielte Punktion mit einer Spinalkanüle kann direkt diagnostisch und therapeutisch eingegriffen werden. Das Punktat wird bakteriologisch und zytologisch untersucht, Entleerung und Spülung des Abszesses sind möglich (*Barr 1992, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Burk und Ackermann 1996, Farrar et al. 1996, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.6 Leberverkalkungen**

Bei Verkalkungsherden in der Leber handelt es sich meist um dystrophische Verkalkungen. Als mögliche Ursachen kommen Hämatome, Parasitengranulome oder verheilte Leberabszesse in Frage. Diese Veränderungen treten hauptsächlich bei älteren Hunden auf. Die Größe variiert zwischen einigen Millimetern und einigen Zentimetern. Das umliegende



Lebergewebe weist eine physiologische Echotextur auf (*Gerwing 1993b, Rettenmaier und Seitz 1994, Hittmair 1997, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.7 Stauungsleber**

Die Stauung der Leber zeigt sich in erster Linie in einer Organvergrößerung mit abgerundeten Rändern. Bei der akuten Form zeigt das Leberparenchym eine verminderte Dichte, während es bei einem chronischen Geschehen grobkörnig wirkt. Das Lumen der Lebervenen ist erweitert. Bei der chronischen Stauung fällt eine reflexreiche und verdickte Uferbefestigung des Pfortaderbaumes durch die vermehrte Bindegewebseinlagerung auf (*Gerwing 1993b, Schuler und Börner 2001, Peppler et al. 2005*).

#### **2.3.5.8 Hepatitis**

Bei akuter Hepatitis ist die Echotextur unverändert, es dominiert eine Organvergrößerung wie bei einer Tumordinfiltration. Im Falle einer chronischen Hepatitis erscheint das Grundgewebe im gesamten Parenchym reflexreich mit multiplen reflexarmen Arealen durchsetzt (*Gerwing 1993b, Schuler und Börner 2001*).

#### **2.3.5.9 Intrahepatischer Shunt**

Der Ultraschall als nichtinvasives Diagnostikum steht beim Verdacht eines intrahepatischen Shunts an erster Stelle der zur Verfügung stehenden Untersuchungsverfahren. Durch ihn können rasch eventuell vorhandene zusätzliche abdominelle Fehlbildungen festgestellt werden. Zur genaueren Differenzierung sind dann die mesenteriale Angiographie oder Portographie notwendig.

Man unterscheidet linke, zentrale und rechte intrahepatische Shunts. Liegt ein portosystemischer Shunt vor, ist die Leber auffallend klein, so dass ein mit Gas gefüllter Magen unter Umständen die Sicht auf das Organ von kaudal vollständig verhindert. Bei einem extrahepatischen Shunt sind die Veränderungen des Leberparenchyms analog. Eine genauere Untersuchung und Differenzierung ist mit der Doppler-Sonographie möglich (*Gerwing 1993b, Lamb 1998, Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*).

### **2.3.6 Dreidimensionale Sonographie der Leber in der Humanmedizin**

Der Einsatz des dreidimensionalen Ultraschalls beinhaltet die Bestimmung des Organvolumens (*Hausken et al. 1998*) oder vorliegender fokaler Läsionen im Parenchym (*Leppke und Klose 1995, Lang et al. 1999*). Leberbiopsien können mit Hilfe des 3D-Programmes gezielt entnommen werden (*Polaków et al. 2003*). Die Volumetrie wird auch zur Planung und Überwachung der Therapien von Lebertumoren verwendet (*Leppke und Klose 1995, Rose et al. 2001*). Vor Lebertransplantationen ist die 3D-Untersuchung zur Operationsplanung notwendig (*Rose et al. 2001*). Im Bereich der Gefäßdiagnostik in der Leber kommt vor allem der dreidimensionale Power Doppler zum Einsatz (*Ascenti et al. 2000*).

### **2.3.7 Dreidimensionale Sonographie der Leber beim Hund**

Zur dreidimensionalen Untersuchung der Leber beim Hund liegen bis zum jetzigen Zeitpunkt keine wissenschaftlichen Studien vor. Im Kapitel „Dreidimensionale Sonographie“ im Lehrbuch Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze wird die 3D-Sonographie der Leber nur angesprochen, aber nicht näher ausgeführt (*Poulsen Nautrup 2001*).

## **2.4 2D- und 3D-Volumenbestimmung von Organveränderungen**

Die zweidimensionale Volumenbestimmung von Organen oder fokalen Veränderungen erfolgt durch die Messung in zwei senkrecht zueinander stehenden Ebenen. Hier werden Länge, Breite und Tiefe des Organs oder des Herdes bestimmt und das Volumen nach der Ellipsoidformel  $V = 1/6 \cdot 3,14 \cdot L \cdot B \cdot T$  berechnet (*Knauff 1987, Gerwing 1989, Braun 1992a, Braun 1992b, Lang et al. 1999*). Die dreidimensionale Volumenbestimmung erfolgt durch 3D-Planimetrie und soll die Genauigkeit der Messungen steigern (*Gilja et al. 1999*). Die Genauigkeit der Methode wurde durch Untersuchungen im Wasserbad mit Benutzung der Wasserverdrängung untersucht (*Ließ et al. 1994, Riccabona et al. 1996, Wong et al. 1996; Lang et al. 1999*). Zur Evaluierung des Verfahrens in der Humanmedizin wurde die Prostata als Organ verwendet (*Elliot et al. 1996, Tong et al. 1998*). Eine vergleichende Volumetrie von Rattennieren in vivo und in vitro zeigt, dass die dreidimensionale Volumetrie eine neue Möglichkeit der Volumenbestimmung bei kleinen Haustieren darstellt (*Strommen et al. 2004*).

## **2.5 Sonographisch gezielte Leberbiopsie als weiterführende Diagnostik**

Bei diffusen und fokalen Leberveränderungen sind für eine weiterführende Diagnostik Probenentnahmen notwendig. Mit Hilfe des Ultraschalls ist es möglich, eine gezielte perkutane Biopsie oder Aspiration durchzuführen. Vor diesen Eingriffen muss der Gerinnungsstatus überprüft werden. Bei ruhigen Patienten kann eine Punktion wach erfolgen. Um Komplikationen durch Abwehrbewegungen zu vermeiden, werden Biopsien der Leber in Narkose durchgeführt. Zur exakten Nadelführung kann eine Biopsiehilfe am Schallkopf befestigt werden. Mit deren Hilfe ist es möglich Herde von wenigen Millimetern sicher zu punktieren. Die entnommenen Proben werden zytologisch oder histologisch untersucht (*Partington und Biller 1996, Selcer 1995, De Rycke et al. 1999, Schuler und Böhner 2001, Nyland et al. 2002a, Wang et al. 2004, Pepler et al. 2005*).

### 3 Eigene Untersuchungen

#### 3.1 Gerätebeschreibung, Verarbeitungsmethoden

Die Ultraschalluntersuchungen für diese Arbeit wurden mit dem Gerät LOGIQ 9 der Firma General Electric (GE) durchgeführt. Je nach Größe des Tieres kommen der Konvexschallkopf M7C mit einem Frequenzbereich von 4 bis 7 MHz oder der Linearschallkopf M12L mit einem Frequenzbereich von 9 bis 12 MHz zum Einsatz.

Die Erhebung der Rohdatensätze erfolgte mit dem **Tru 3D** Programm. Hierbei wird während der Bilderstellung ein Sensor eingesetzt. Dieser ermöglicht die exakte Volumenbestimmung von Organveränderungen. Für diese dreidimensionalen Aufnahmen werden der elektromagnetischer Sensor, der dazugehöriger Magnet und das Scan-Braket zur Befestigung des Sensors am Schallkopf verwendet. Der Hersteller des Gerätes weist in der Bedienungsanleitung darauf hin, dass sich der Patient während der Erfassung der Rohdaten nicht bewegen darf.

Die Bildrekonstruktion erfolgte mit dem Bearbeitungsprogramm LOGIQworks der Firma GE. Mit Hilfe des **TruAccess Raw Data Processing** besteht die Möglichkeit der Verarbeitung von 2D- und 3D-Datensätzen. Mit der Funktionstaste „Caliper“ kann eine nachträgliche Messung im zweidimensionalen Datensatz durchgeführt werden. Zweidimensionale Bilder werden zusätzlich mit einer digitalen Bilddokumentation (Sonowin®)<sup>1</sup> erfasst.

Für den dreidimensionalen Datensatz sind mehrere verschiedene Verarbeitungsmethoden möglich. Zunächst erfolgt die 3D-Darstellung im **Würfelmodell**, in dem per Mausklick die einzelnen Ebenen verschoben und dargestellt werden können. Zusätzlich enthält das Programm die Möglichkeit einer **Movie-Präsentation**. Ähnlich einem MRT- oder CT-Verfahren besteht die Option alle drei Ebenen als Schnittbilder oder als Ebenen mit mehreren Schnitten zu projizieren.

Für die **Volumetrie** stehen in diesem Programm zwei Möglichkeiten zur Auswahl. Die **Angular-Methode** errechnet das Volumen anhand von 6 im unterschiedlichen Winkel zueinander stehenden Flächen. Die **Serial-Methode** ermöglicht durch Umfahren der Fläche in beliebiger Häufigkeit eine exakte Volumetrie bei unförmigen Gebilden.

---

<sup>1</sup> Sonowin® 2000, Version 4.1.6, MESO Ingenieurbüro Medizinische Software GbR, Mittweida

### 3.2 Patientengut

Für die durchgeführten Untersuchungen wurden Patienten der Klinik für Kleintiere, Chirurgie, der Justus-Liebig-Universität Gießen verwendet. Indikationen zur Sonographie der Leber waren gestörtes Allgemeinbefinden, unklare Palpationsbefunde, radiologische Veränderungen oder Leberwertabweichungen in der blutchemischen Untersuchung. Zusätzlich wurden Patienten in dieser Arbeit berücksichtigt, die aufgrund anderer Fragestellungen sonographisch untersucht wurden und bei denen Leberveränderungen als Zufallsbefund vorlagen. Insgesamt wurden 49 Patienten ausgewertet. Das Alter der Tiere lag zwischen 2 und 15 Jahren, bei einem Durchschnitt von 10,24 Jahren. Die Geschlechtsverteilung ergab 27 männliche und 22 weibliche Tiere. Die Rassenhäufigkeit ist der folgenden Tabelle zu entnehmen (Tabelle 1).

**Tabelle 1: Rasseverteilung der Patienten (n=49)**

Rasse	Anzahl
DSH und DSH-Mix	5
Jack Russel Terrier	4
Diverse Mischlinge	4
Boxer	3
Dackel und Dackel-Mix	3
Golden Retriever	3
West Highland Terrier	3
Cocker Spaniel	2
Malteser	2
Pinscher	2
Riesenschnauzer	2
Yorkshire Terrier	2
Border Terrier	1

Rasse	Anzahl
Cairn Terrier	1
Coton de Tulear	1
Dobermann	1
Gordon Setter	1
Husky	1
Pudel	1
Samojede	1
Scotch-Terrier	1
Springer Spaniel	1
Staffordshire Bull Terrier	1
Terrier	1
Welsh Terrier	1
Zwergschnauzer	1

Bei den Patienten wurden multiple Herdveränderungen, wie z. B. Tumoren (n=37), Zysten (n=5), Verkalkungen (n=2) festgestellt. Bei 4 Patienten wies die Leber eine hochgradige Inhomogenität auf. Zusätzlich wurde ein Patient mit Gallenblasenveränderungen untersucht. Bei 24 Patienten wurden während der Untersuchung ultraschallgezielte Proben aus veränderten Bezirken entnommen und zur zytologischen oder pathologisch-histologischen Untersuchung geschickt.

In der Tabelle 2 sind alle Patientendaten zusammengefasst.

**Tabelle 2: Patientendaten: Rasse, Ultraschallnummer, Alter, Geschlecht, sonographischer Befund, durchgeführte Biopsie, Zytologie- und Biopsiefund**

Rasse	US Nr.	Alter (J)	Geschlecht	Biopsie	Sono. Befund	Biopsieergebnis
Border Terrier	21610	7	w	Nein	Mucocele	—
Boxer	23158	10	w	Ja	Rundherde	Karzinom
Boxer	22297	2	m	Nein	Rundherde	—
Boxer	23160	8	w	Ja	Rundherde	Leberzellkarzinom
Cairn Terrier	19843	15	m	Ja	Rundherde	Hepatozelluläres Karzinom
Cocker	25421	14	wk	Nein	Rundherde	—
Cocker	25509	12	m	Ja	Rundherde	Malignes Blastom
Coton de Tulear	22493	10	m	Nein	Verkalkungen	—
Dackel	22497	8	mk	Nein	Inhomogenität	—
Dackel-Mix	21462	10	mk	Nein	Rundherde	—
Dobermann	22359	5	w	Ja	Rundherde	Malignes Lymphom
DSH	24459	6	m	Nein	Rundherde	—
DSH-Mix	25163	10	wk	Ja	Rundherde	Karzinom
DSH-Mix	24070	9	mk	Nein	Rundherd	—
DSH-Mix	16116	11	mk	Ja	Inhomogenität	Zirrhose
DSH-Mix	23534	8	wk	Ja	Inhomogenität	Hepatitis

**Fortsetzung Tabelle 2: Patientendaten: Rasse, Ultraschallnummer, Alter, Geschlecht, sonographischer Befund, durchgeführte Biopsie, Zytologie- und Biopsiebefund**

Rasse	US Nr.	Alter (J)	Geschlecht	Biopsie	Sono. Befund	Biopsie-ergebnis
Golden Retriever	24332	11	wk	Ja	Rundherd	Regeneratknotten
Golden Retriever	25284	7	wk	Nein	Rundherde	—
Golden Retriever	23833	10	w	Ja	Rundherd	Hepatozelluläres Karzinom
Gordon Setter	22565	10	w	Nein	Rundherde	—
Husky	22833	10	wk	Ja	Rundherd	Regeneratknotten
Jack Russel Terrier	21861	13	m	Ja	Rundherde	Cholestase
Jack Russel Terrier	23614	8	mk	Ja	Rundherd	Karzinom
Jack Russel Terrier	21706	12	wk	Nein	Rundherde	—
Jack Russel Terrier	23334	12	w	Nein	Verkalkungen	—
Malteser	24362	13	mk	Nein	Zysten	—
Malteser	21715	11	w	Nein	Rundherde	—
Mischling	22013	13	m	Nein	Zysten	—
Mischling	23565	8	mk	Nein	Rundherde	—
Mischling	23181	11	mk	Ja	Rundherde	Erythropoese
Mischling	22241	12	w	Ja	Rundherde	Hepatitis
Pinscher	24089	9	m	Ja	Rundherde	Hydrop. Degeneration
Pinscher	23945	8	wk	Ja	Inhomogenität	Fettleber
Pudel	23923	10	w	Ja	Rundherde	Hydrop. Degeneration
Rauhaardackel	20801	12	m	Nein	Zysten	—
Riesenschnauzer	23794	12	m	Nein	Rundherde	—

**Fortsetzung Tabelle 2: Patientendaten: Rasse, Ultraschallnummer, Alter, Geschlecht, sonographischer Befund, durchgeführte Biopsie, Zytologie- und Biopsiebefund**

Rasse	US Nr.	Alter (J)	Geschlecht	Biopsie	Sono. Befund	Biopsie-ergebnis
Riesenschnauzer	23535	10	m	Ja	Rundherde	Hämangiosarkom
Samojede	22500	11	w	Nein	Rundherde	—
Scotch-Terrier	23924	9	m	Ja	Rundherde	Malignes Lymphom
Springer Spaniel	22578	2	m	Ja	Rundherde	Malignes Lymphom
Staff. Bull Terrier	22515	15	mk	Ja	Rundherd	Hämatom
Terrier	15895	13	wk	Ja	Rundherde	Nicht auswertbar
Welsh-Terrier	25367	13	wk	Ja	Rundherde	Hepatitis
Westh. Terrier	22107	13	mk	Nein	Zysten	—
Westh. Terrier	22342	12	m	Nein	Rundherde	—
Westh. Terrier	21636	10	m	Nein	Zysten	—
Yorkshire-Terrier	23491	10	w	Nein	Rundherde	—
Yorkshire-Terrier	22134	13	m	Nein	Rundherde	—
Z'Schnauzer	22495	14	m	Nein	Rundherde	—



### **3.3 Vorbereitung der Patienten**

#### **3.3.1 Lagerung**

Zur Anfertigung des zweidimensionalen Ultraschalls und des 3D-Scans wurden die Tiere in Rückenlage verbracht. Die Untersuchung erfolgte auf einem Tisch mit Holzplatte und Metallbeinen. Um die Rückenlage zu erleichtern lagen die Patienten auf einem mit Styroporkügelchen gefüllten Lagerungskissen. Bei narkotisierten Patienten wurde zur besseren Lagerung eine Liegeschale verwendet. Die Ausrichtung des Patienten erfolgte parallel zum Gerät. Alle Patienten waren zum Zeitpunkt der Untersuchung mindestens 12 Stunden nüchtern.

#### **3.3.2 Ankopplung**

Zur Reduktion von Artefakten wurden die Patienten ventral vom Inguinalbereich bis zum Rippenbogen auf 1/10 mm Haarlänge geschoren. Die Ankopplung erfolgte mit handelsüblichem Sonographiegel (Sonogel®)<sup>2</sup>.

#### **3.3.3 Anästhesie**

Bei 14 der 49 Patienten (28,6 %) wurde die dreidimensionale Untersuchung in Narkose durchgeführt. Nach Legen eines venösen Zuganges erfolgte die Prämedikation mit 0,5-1 mg/kg KGW Valium<sup>3</sup> und 0,02-0,05 mg/kg KGW Atropin<sup>4</sup>. Die Narkose wurde mit 3 mg/kg KGW Ketamin<sup>5</sup> und 0,3 mg/kg KGW Xylazin<sup>6</sup> erhalten.

---

<sup>2</sup> Sonogel®: Vertriebs GmbH, Bad Camberg

<sup>3</sup> Diazepam-ratiopharm®10: Ratiopharm GmbH, Ulm

<sup>4</sup> Atropinsulfat 0,5 mg/ml: B. Braun Melsungen AG, Melsungen

<sup>5</sup> Ketamin 10 %: Medistar, Holzwickede

<sup>6</sup> Xylazin 2 % Bernburg: Medistar, Holzwickede

## 3.4 Untersuchungsgang

### 3.4.1 Zweidimensionale Untersuchung

Am vorbereiteten Patienten erfolgt die Platzierung des Schallkopfes kaudal des Processus xiphoideus. Der Scanner wird gekippt mit kaudo-kranialer Schallrichtung. Das Leberparenchym wird sowohl in Längs- als auch in Querrichtung komplett durchgemustert. Fokale Leberherde werden im Bild in ihrer größten Ausdehnung in diesen zwei Schnittebenen dokumentiert. Die anschließende Messung dieser Rundherde in drei Ebenen dient der Volumetrie.

Die zweidimensionale Untersuchung geschieht an wachen Patienten. Bei 16 von 49 Patienten (32,6 %) wurde die 2D-Sonographie in Narkose wiederholt.

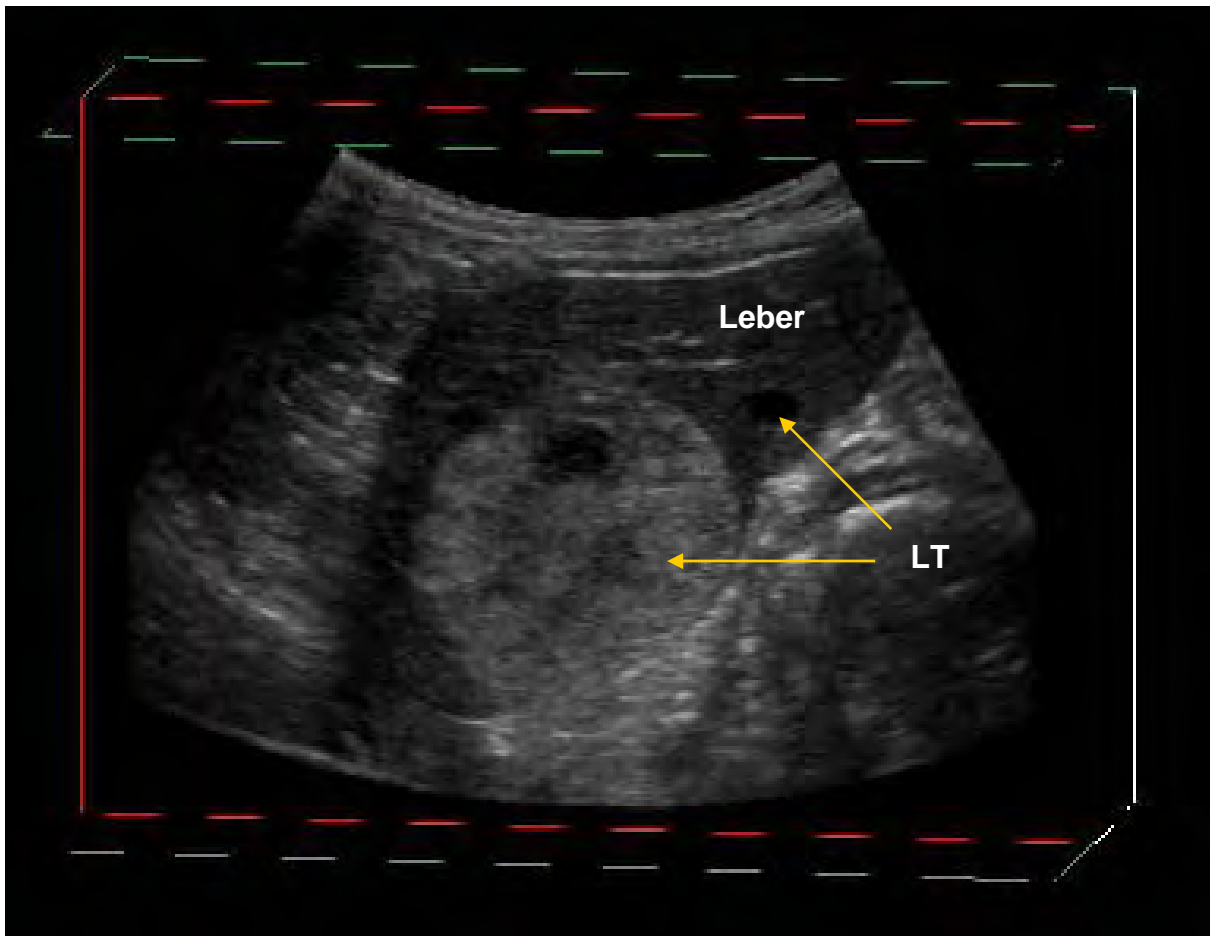
### 3.4.2 Dreidimensionale Untersuchung

Für die dreidimensionale Untersuchung wird am verwendeten Schallkopf der elektromagnetische Sensor mit Hilfe eines Scan-Brackets befestigt. Der Magnet muss auf Höhe des zu untersuchenden Organs aufgestellt werden (Abbildung 1).



**Abbildung 1: Scan-Bracket und Magnet am Patienten**

Die Software des Ultraschallgerätes wird auf den 3D-Modus umgeschaltet. Daraufhin erscheint im Touchscreen die Auswahlmöglichkeit „mit“ oder „ohne“ Sensor. Nach Bestätigung der Sensornutzung erscheint auf dem Monitor ein zweigeteiltes Bild. Links ist der Bildausschnitt des Schallkopfes zu sehen. Nach Drücken der Starttaste wird die Organveränderung auf den Magneten zu gescannt. Dabei erscheint im rechten Bildausschnitt mit blauen Linien gezeichnet die Anzahl der Schnittbilder. Nach Drücken der Stoptaste wird der Untersuchungsgang beendet. Es erfolgt eine direkte Berechnung der erfassten Rohdaten, die dann im Würfelmodell erscheinen (Abbildung 2).



**Abbildung 2: Erfasster Rohdatensatz im Würfelmodell, Leber mit reflexreichem und reflexarmen Tumor (LT: Lebertumor), US Nr. 25163**

Bei drei der 49 Tiere (6,1 %) wurden 3D-Datensätze nach Euthanasie angefertigt. Die Patienten wurden aufgrund schlechten Allgemeinbefindens euthanasiert. Die Untersuchung dieser Tiere erfolgte zu Beginn der Studie, um den Einfluss des Untersuchers auf die Qualität der Rohdatensätze besser beurteilen zu können. Neun von 49 Patienten (18,4 %) standen ausschließlich in Narkose für die Untersuchung zu Verfügung. Die Erstellung der 3D-Rohdaten konnte bei 34 der 49 Patienten (69,4 %) ohne Narkose durchgeführt werden, wobei ein Tier

(US Nr. 24332) zweimal wach untersucht wurde. Bei 3 Patienten (6,1 %) wurden sowohl mit als auch ohne Narkose 3D-Bilder erstellt.

Die Anzahl der erhobenen Rohdatensätze hing von der Kooperation des Patienten und dem subjektiven Eindruck ab, ob der Datensatz auswertbar war. Pro Patient schwankte die Anzahl der Untersuchungen zwischen einem und 10 angefertigter Rohdatensätze. Insgesamt lagen 194 Datensätze zur weiteren Bearbeitung vor. Durchschnittlich wurden pro Patient 3,7 Rohdaten erhoben. Die Zusammenfassung dieser Daten ist in Tabelle 3 ersichtlich.

**Tabelle 3: Aufstellung der Patienten anhand der Ultraschallnummern, Untersuchung wach, in Narkose oder nach Euthanasie (X), Anzahl der angefertigten Rohdatensätze**

US Nr.	Wach	Narkose	Euthanasie	Anzahl (n) 3D
15895	X			5
16116		X		2
19843	X			3
20801	X			2
21462	X			3
21610	X			4
21636	X			6
21706	X			5
21715	X			5
21861	X			4
22013	X			3
22107	X			4
22134	X			7
22241	X			3
22297	X			3
22342	X			2
22359	X			3
22493	X			5
22495	X			10

**Fortsetzung Tabelle 3: Aufstellung der Patienten anhand der Ultraschallnummern, Untersuchung wach, in Narkose oder nach Euthanasie (X), Anzahl der angefertigten Rohdatensätze**

US Nr.	Wach	Narkose	Euthanasie	Anzahl (n) 3D
22497		X		8
22500			X	10
22515	X			9
22565	X			7
22578		X		6
22833		X		4
23158	X			4
23160		X		4
23181		X		3
23334		X		3
23491	X			3
23534			X	2
23535			X	2
23565	X			3
23614	X			3
23794	X			2
23833	X			1
23833		X		3
23923	X			2
23924		X		1
23945	X			2
23945		X		1
24070	X			3
24089	X			2
24332	X			5
24362	X			2
24459	X			3

**Fortsetzung Tabelle 3: Aufstellung der Patienten anhand der Ultraschallnummern, Untersuchung wach, in Narkose oder nach Euthanasie (X), Anzahl der angefertigten Rohdatensätze**

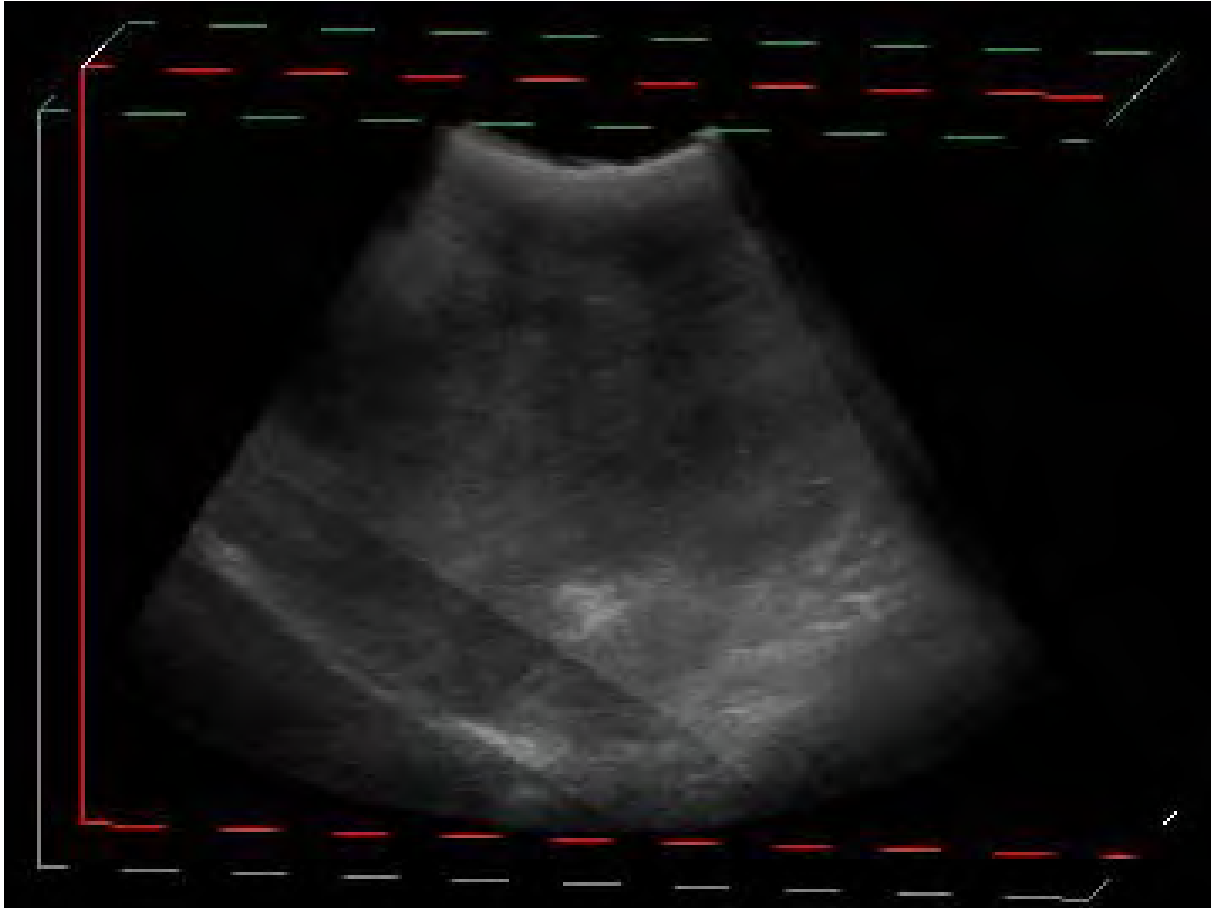
US Nr.	Wach	Narkose	Euthanasie	Anzahl (n) 3D
25163	X			2
25284	X			2
25367		X		3
25421	X			3
25509	X			3
25509		X		4

### 3.4.3 Bildbearbeitung

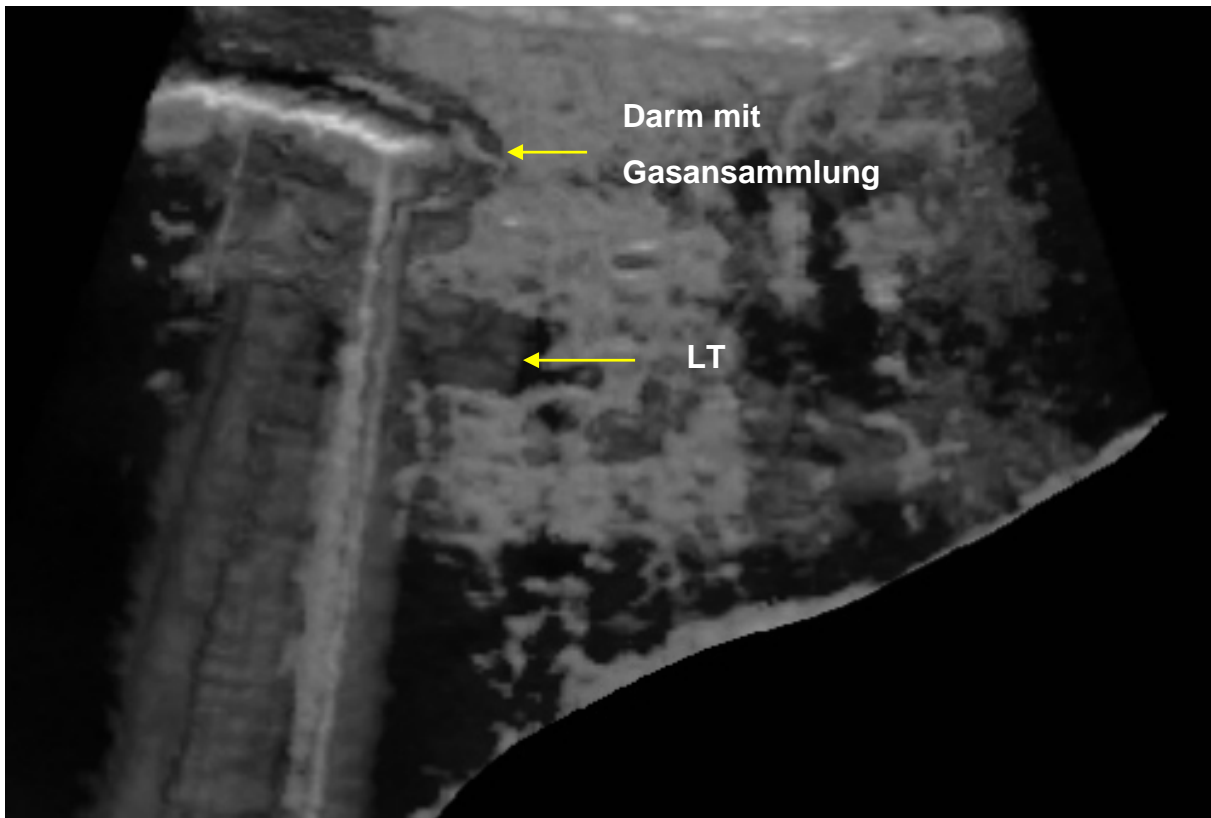
#### 3.4.3.1 Artefakte

Nach Erstellung der Rohdaten erfolgt die Bildbearbeitung. Diese kann sowohl am Ultraschallgerät LOGIQ 9 als auch mit dem externen LOGIQworks Programm erfolgen. Am LOGIQ 9 ist bei Erstellung der Daten das 3D-Programm automatisch aktiviert.

Die weitere Bildbearbeitung hängt von der Qualität der angefertigten Rohdatensätze ab. Die unterschiedliche Ausprägung von Artefakten als Folge von Bewegungen (durch den Patienten oder den Untersucher) haben erheblichen Einfluss auf die weiteren Bearbeitungsmöglichkeiten. Diese Bewegungsartefakte verursachen Bildunschärfe oder reflexarme Querstreifen, die keine ausreichende Bildinformation beinhalten (Abbildung 3). Auch Artefakte, die bereits im 2D-Bild vorhanden sind, wie z. B. bei Gas (Abbildung 4) oder distalem Schallschatten unter Verkalkungen, können eine weitere Bearbeitung erschweren oder unmöglich machen.



**Abbildung 3: Bewegungsartefakt im Würfelmodell, US Nr. 23794**



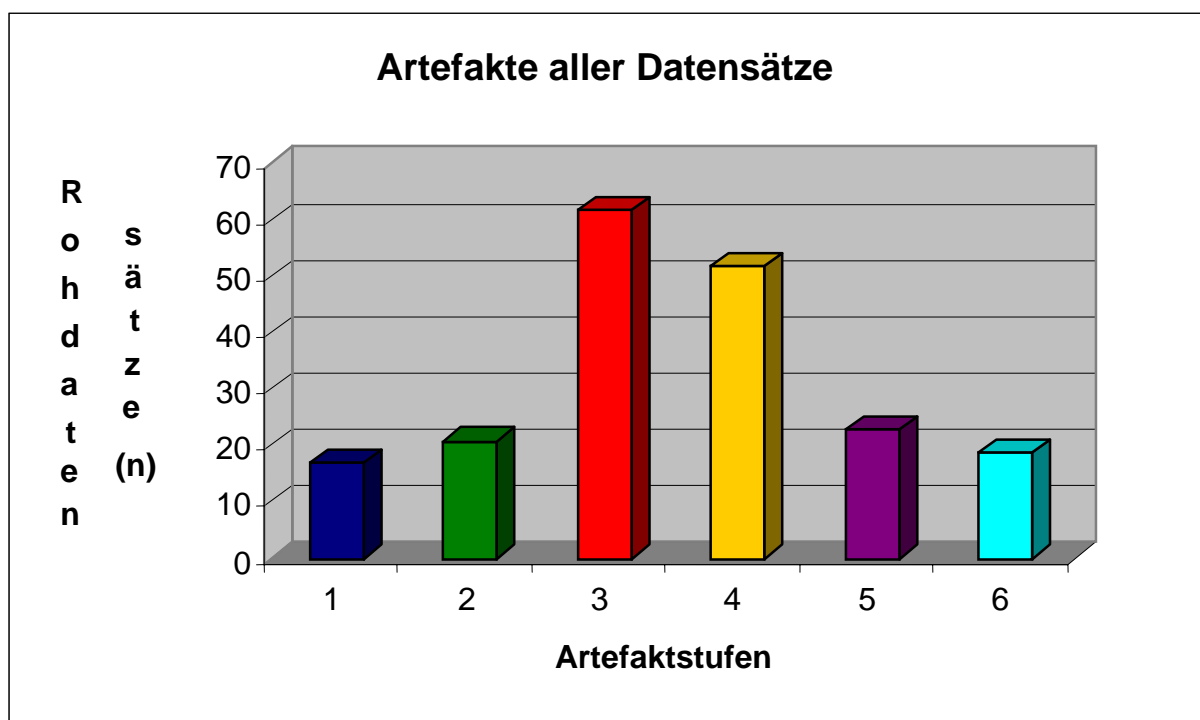
**Abbildung 4: Artefakt durch Gasansammlung im Darm, LT (Lebertumor), US Nr. 21715**

Die Artefaktausprägungen der 194 Rohdatensätze wurden in 6 Artefaktstufen eingeteilt. Die Abstufungen und Kriterien dieser Einteilung sind in Tabelle 4 aufgelistet.

**Tabelle 6: Einteilung und Kriterien der Artefaktausprägung**

Artefaktstufe	Kriterien
1	Keine Artefakte erkennbar
2	Ggr. Bildunschärfen, ggr. Artefakte im 2D-Bild
3	Mgr. Unschärfen, mgr. 2D-Artefakte, ggr. reflexarme Querstreifung
4	Mgr. Unschärfen, mgr. 2D-Artefakte, mgr. reflexarme Querstreifung
5	Hgr. Unschärfen, hgr. 2D-Artefakte, mgr. reflexarme Querstreifung
6	Hgr. Unschärfen, hgr. 2D-Artefakte, hgr. reflexarme Querstreifung

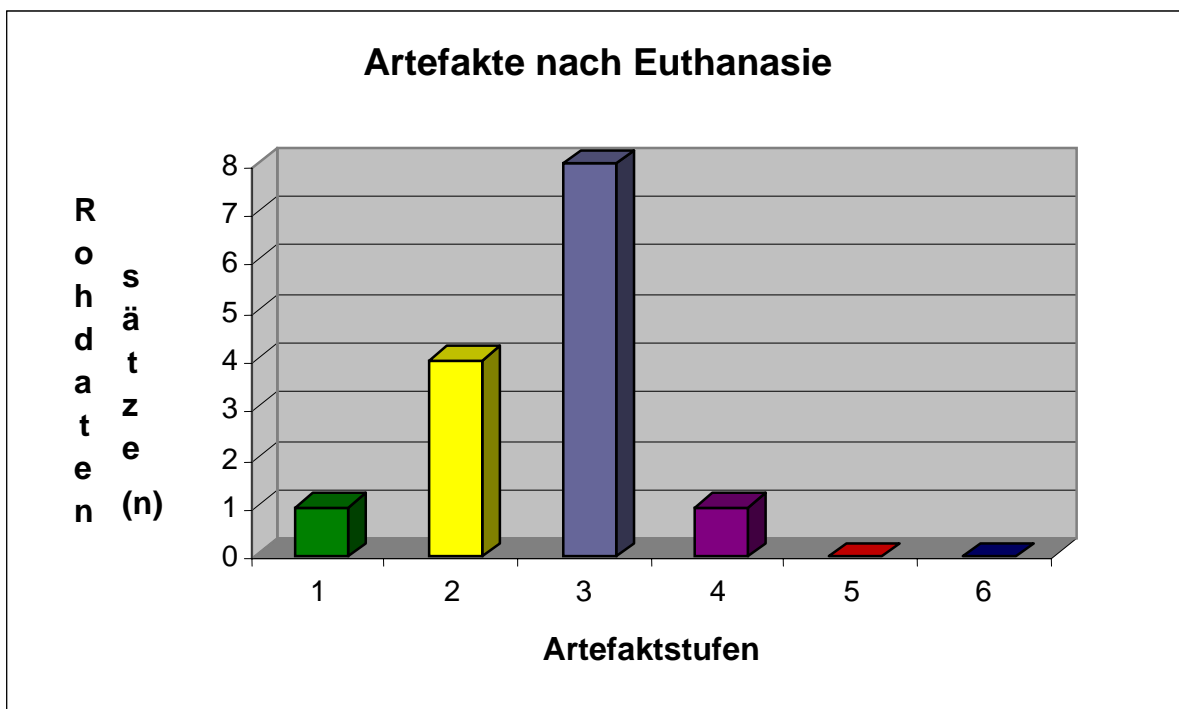
In der Auswertung lassen sich 8,6 % der Rohdatensätze (n=17) der Stufe 1 zuordnen. 10,7 % der Datensätze (n=21) werden in die Stufe 2 eingeordnet und 31,5 % der Rohdaten (n=62) in die 3. Stufe. 26,4 % der Daten (n=52) zeigten mittelgradige Artefakte, womit sie Stufe 4 zugeordnet werden. In Stufe 5 mussten 11,8 % (n=23) und in der 6. Stufe 9,6 % der Rohdatensätze (n=19) eingeordnet werden. Die Ergebnisse sind im Diagramm 1 zusammengefasst.



**Diagramm 1: Artefaktausprägung aller Rohdatensätze**



Drei Tiere wurden nach Euthanasie untersucht. Dabei wurden 14 Rohdatensätze erstellt. Mittel-hochgradige sowie hochgradige Artefakte konnten nicht festgestellt werden. Bei jeweils 7,2 % der Datensätze waren keine bzw. mittelgradige Artefakte erkennbar (jeweils ein Datensatz). Geringgradige Artefakte traten bei 28,6 % der Datensätzen (n=4) und gering-mittelgradige Artefakte bei 57 % der Datensätzen (n=8) auf. Da die Anzahl der Datensätze bei euthanasierten Tieren vergleichsweise gering ist, sind diese in einem gesonderten Diagramm 2 aufgeführt.

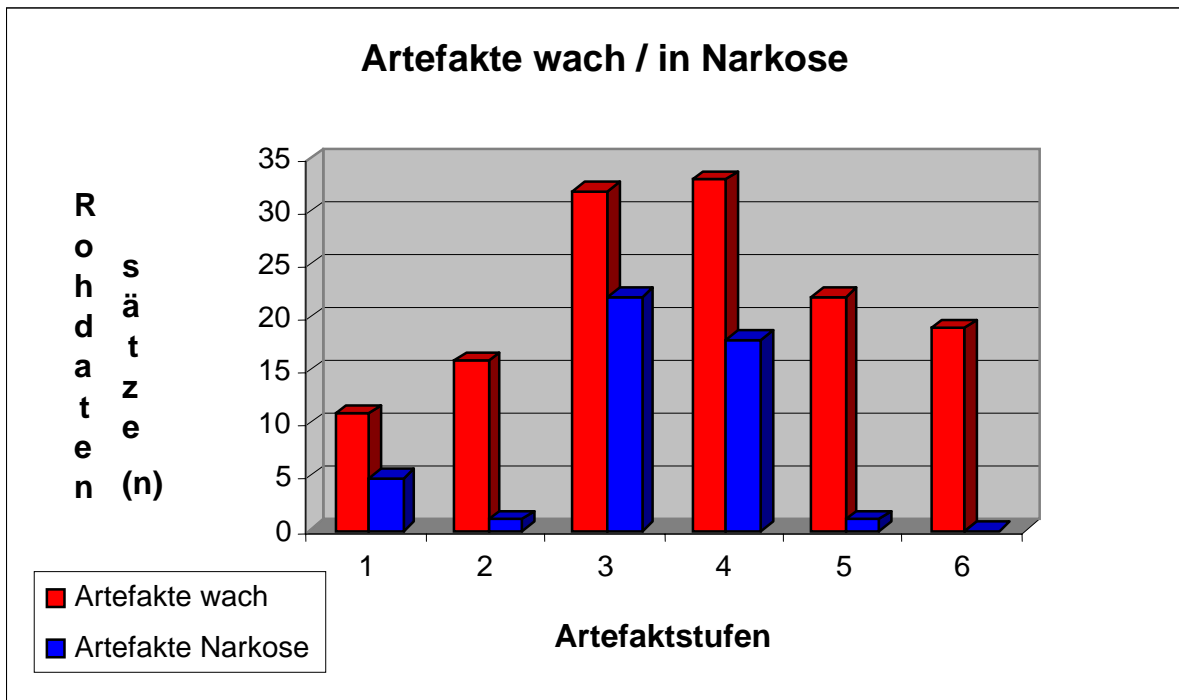


**Diagramm 2: Artefaktausprägung bei euthanasierten Tieren**

An 35 wachen Patienten wurden 68,5 % der Rohdatensätze (n=133) erhoben, davon zeigten 8,3 % (n=11) keine und 12 % (n=16) geringgradige Artefakte. 24,1 % der Datensätze (n=32) wurden in Stufe 3 und 24,8 % (n=33) in Stufe 4 eingeordnet. Bei 16,5 % der Rohdaten (n=22) erfolgt die Einordnung in Stufe 5, bei 14,3 % der Rohdaten (n=19) in Stufe 6.

An 13 narkotisierten Tieren wurden 24,2 % der Rohdaten (n=47) aufgenommen. 10,6 % von diesen Daten (n=5) wiesen keine Artefakte auf, während 2,1 % der Datensätze (n=1) in Stufe 2 eingeordnet werden konnten. Bei 46,8 % der Daten (n=22) konnten gering-mittelgradige Artefakte, bei 38,3 % (n=18) mittelgradige Artefakte und bei 2,1 % der Datensätze (n=1) mittel-hochgradige Artefakte festgestellt werden. Kein Rohdatensatz konnte in Stufe 6 eingeordnet werden.

Eine Gegenüberstellung der Artefaktausprägungen am wachen und am narkotisierten Tier ist im Diagramm 3 aufgeführt.

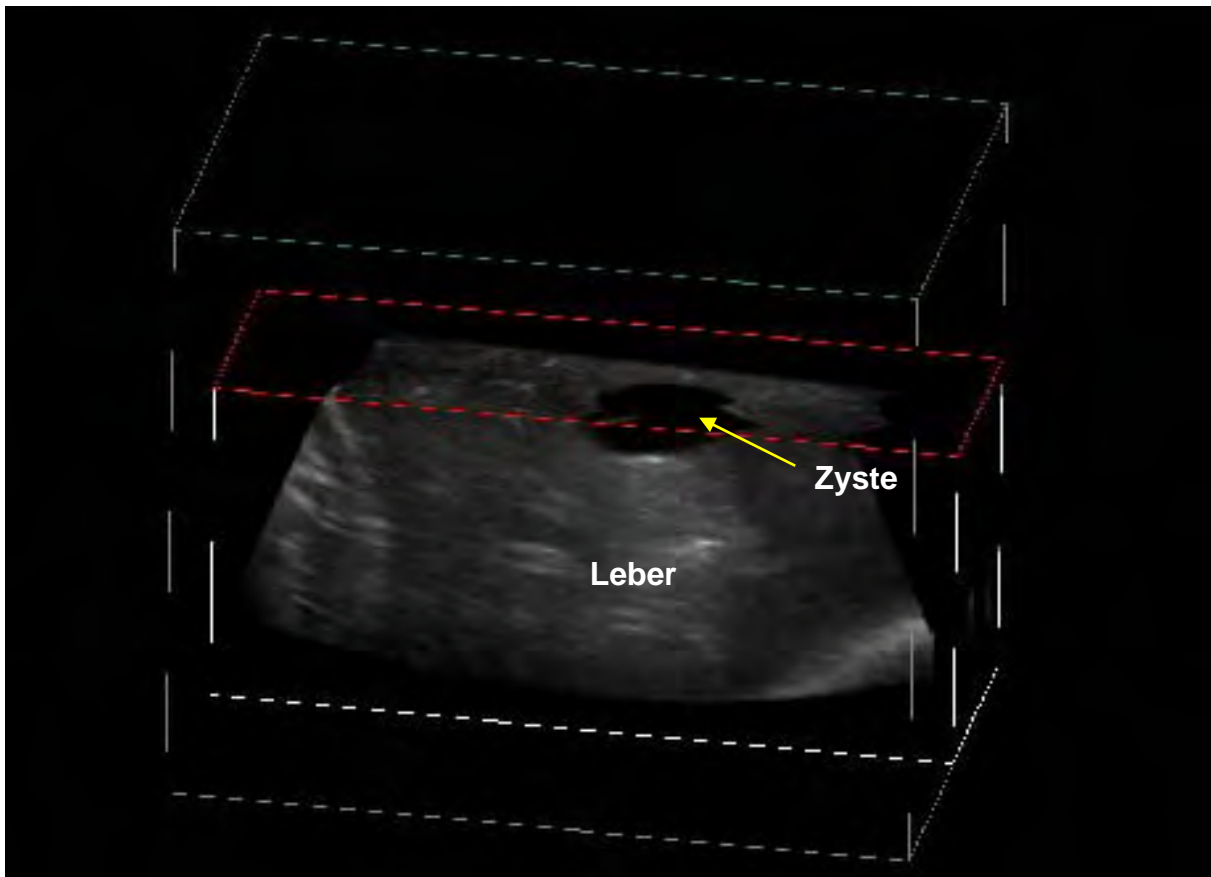


**Diagramm 3: Gegenüberstellung der Artefaktausprägung wach / in Narkose**

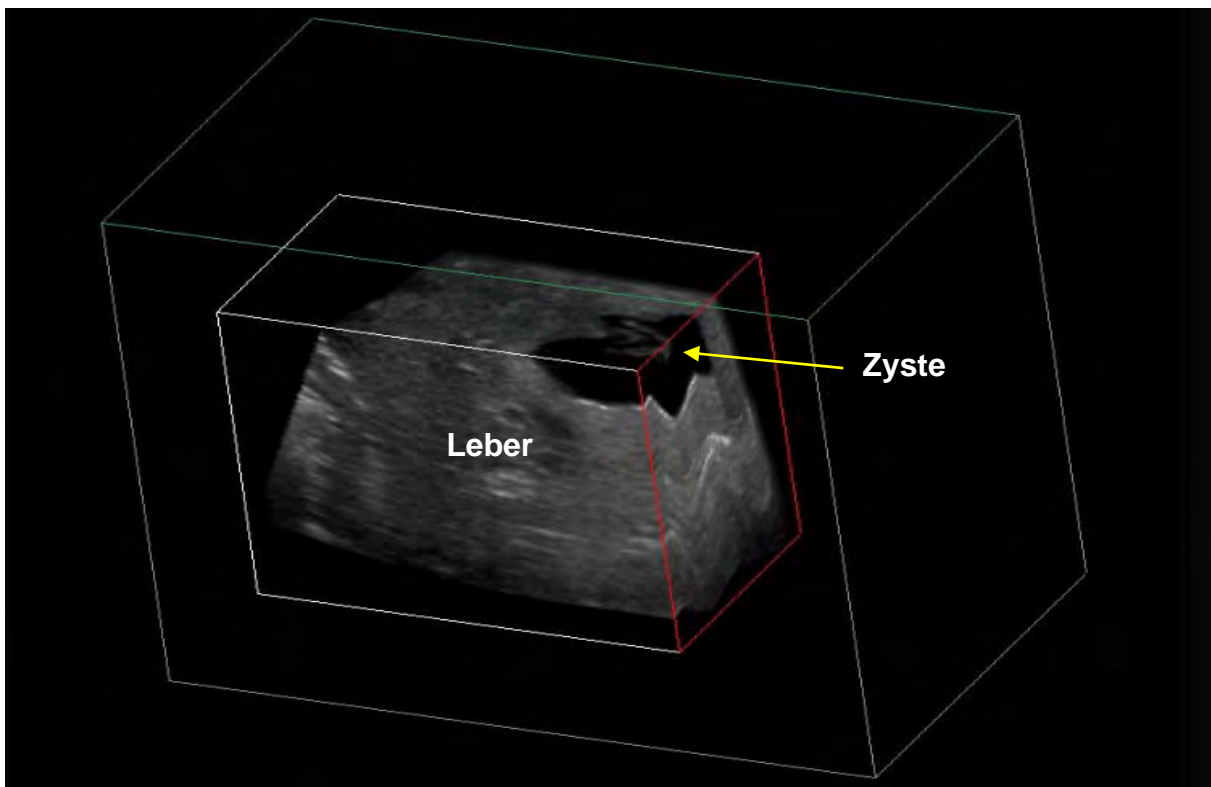
### 3.4.3.2 Darstellung verschiedener Ebenen

Mit Hilfe des Trackballs kann der Rohdatenwürfel beliebig gedreht werden. Ebenso können alle Ebenen bis zum Erreichen der Veränderung verschoben werden. Zusätzlich lassen sich die Winkel der Ebenen den Veränderungen anpassen, wie auch die Winkel der Senkrechten. In den Abbildungen 8 und 9 erkennt man die Einstellung der einzelnen Ebenen im Würfelmodell. Die rot gekennzeichnete Ebene ist die zuletzt modifizierte. Damit können bereits sehr genaue Informationen über die vorliegende Veränderung, in diesem Fall eine Leberzyste (US Nr. 20801), erfasst werden. Abbildung 5 zeigt die Verschiebung in der coronaren Ebene.

Bei Verschiebung der sagittalen Ebene zeigt sich der dreidimensionale Effekt des Würfels und bietet die Möglichkeit, alle Ebenen der Veränderung einzusehen. Die Verschiebung der sagittalen Ebene ist in Abbildung 6 am Beispiel einer Zyste (US Nr. 20801) veranschaulicht.

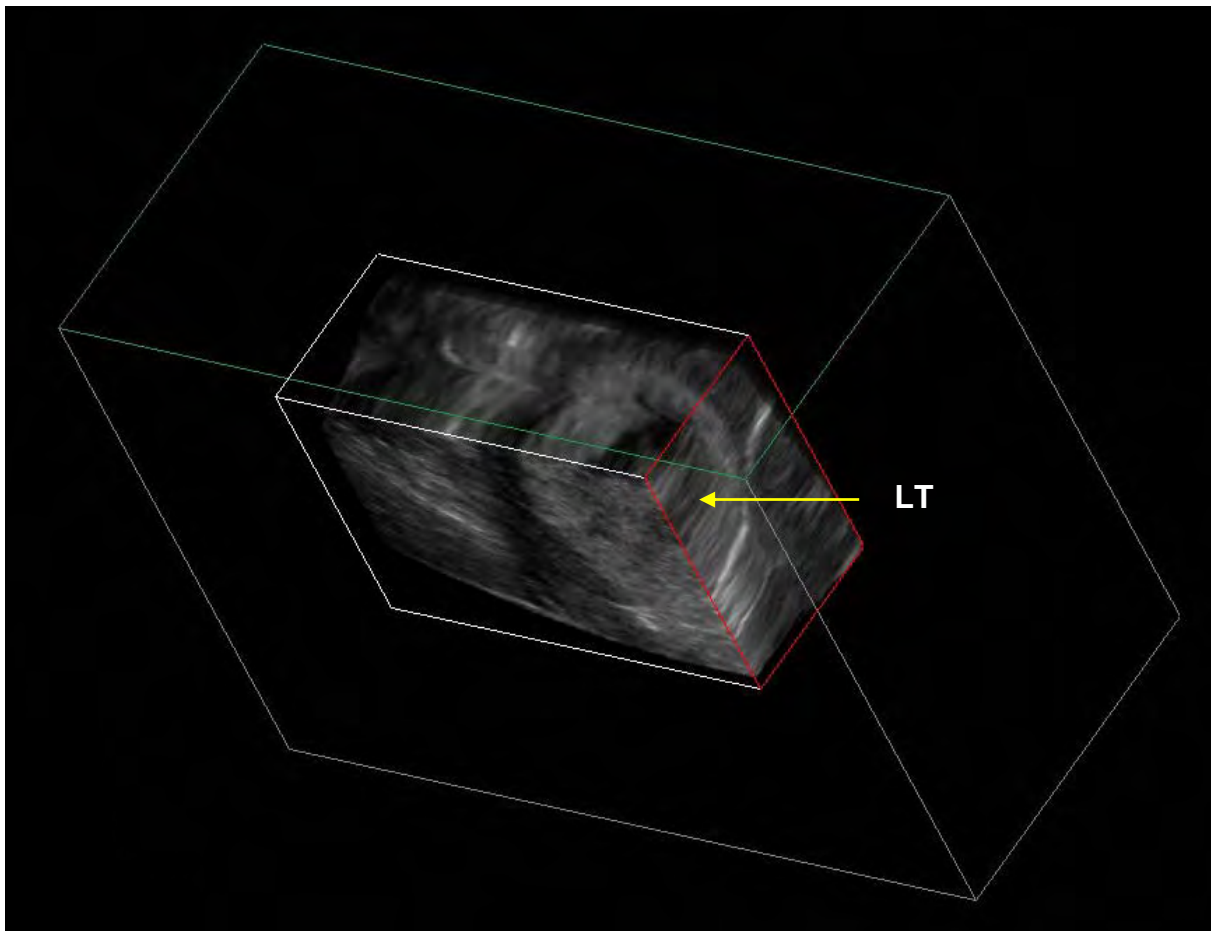


**Abbildung 5:** Bewegung der coronaren Ebene, Leberzyste, US Nr. 20801



**Abbildung 6:** Bewegung der sagittalen Ebene, Leberzyste, US Nr. 20801

Abbildung 7 zeigt diesen Effekt am Beispiel einer gewebigen Zubildung (US Nr. 25163).

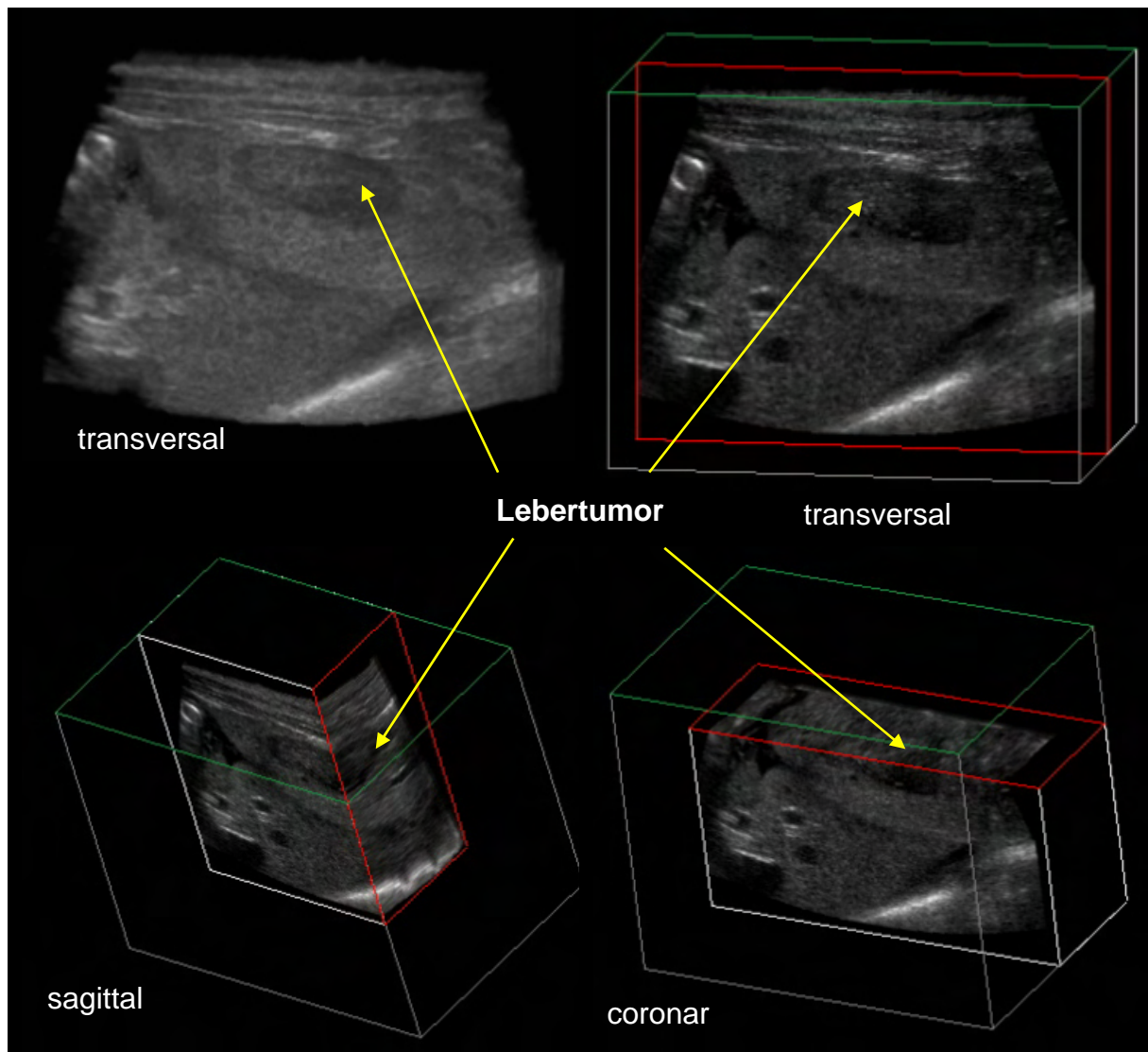


**Abbildung 7: Bewegung der sagittalen Ebene, gewebige Zubildung (LT: Lebertumor), US Nr. 25163**

Durch die Taste **Tile** können bis zu 6 Würfel nebeneinander dargestellt werden. So ergibt sich die Möglichkeit mehrere Ebenen im Würfel gleichzeitig zu verändern (Abbildung 8). In diesem Fall wurde ebenfalls das Beispiel eines Lebertumors (US Nr. 23181) gewählt.

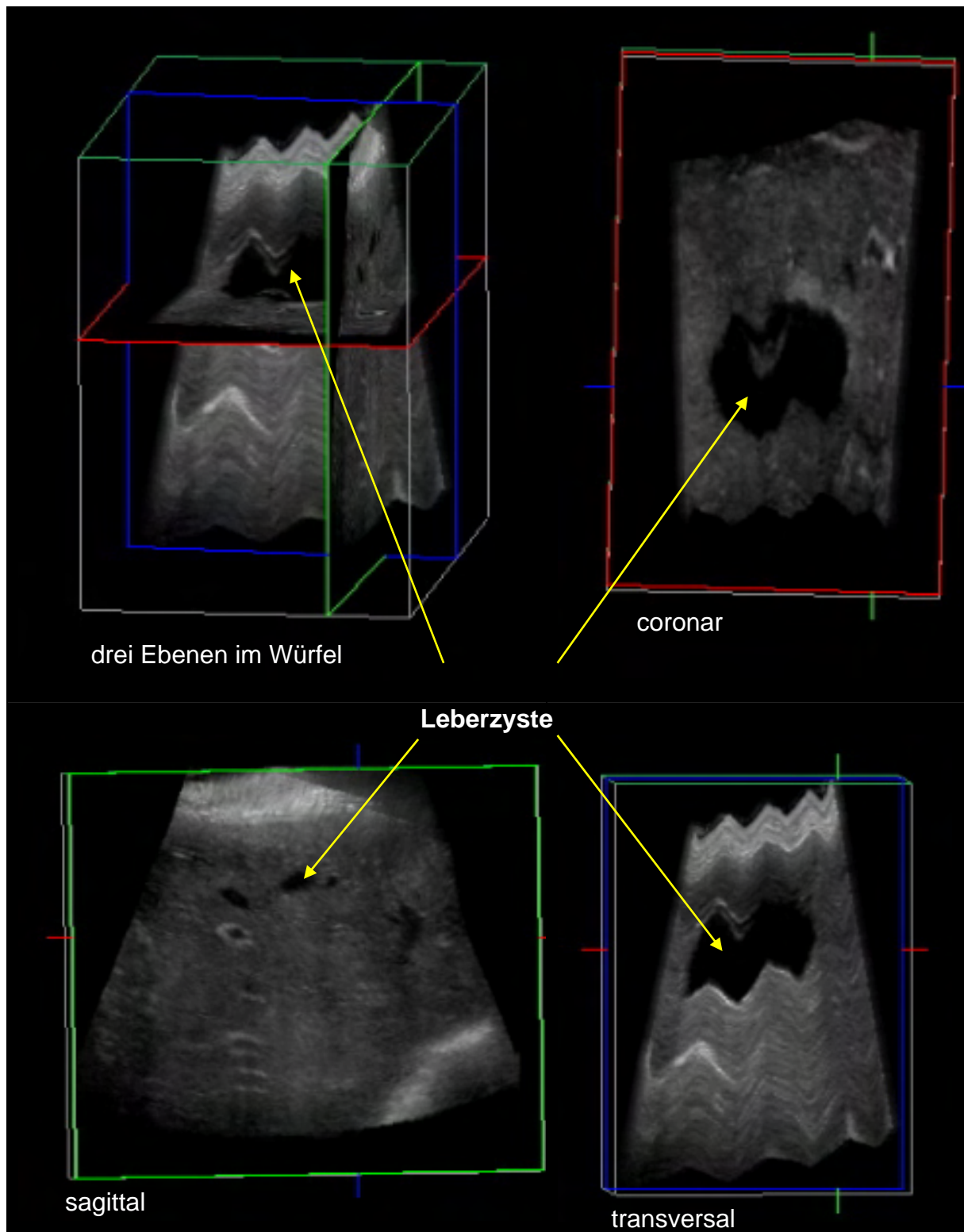
Mit Hilfe des Feldes **Group Plane** sind mehrere Wahlmöglichkeiten gegeben. Im OFF Status erscheint das normale Würfelmodell. Beim Wählen des Status MAIN werden die drei Ebenen im 90° Winkel zueinander abgebildet. Diese Ebenen können beliebig gegeneinander verschoben werden. Eine Untersuchung der bis dahin nicht darstellbaren coronaren Ebene ist hier im Vergleich zur sagittalen und transversalen Ebene möglich. Am Beispiel der Leberzyste (US Nr. 20801) kann man die unregelmäßige Begrenzung sehr gut erkennen (Abbildung 9).

Auch bei gewebigen Veränderungen (US Nr. 23535) gibt diese Darstellungsform weiteren Aufschluss (Abbildung 10).

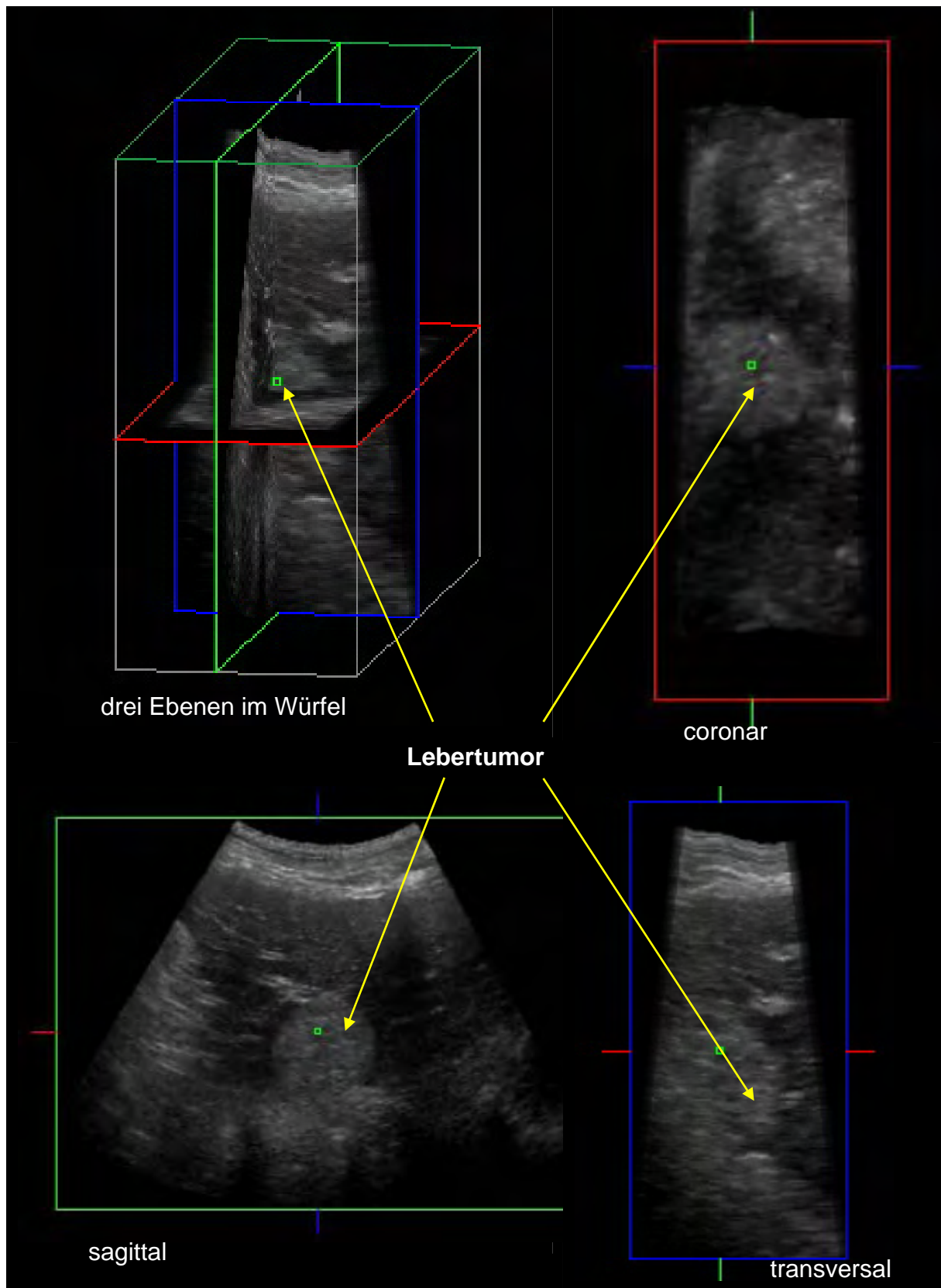


**Abbildung 8:** Gleichzeitige Würfeldarstellung mit Funktion Tile, gleichzeitige Darstellung von B-Bild und der verschobenen transversalen, sagittalen und coronaren Ebene eines Lebertumors, US Nr. 23181  
Das Originalbild ist im Anhang einsehbar (Abbildung A).

Zur besseren Veranschaulichung wurde das Originalbild in vier Einzelbilder aufgeteilt. Die Originale der Abbildungen 8, 9 und 10 sind im Anhang als Abbildung A, B und C einsehbar.

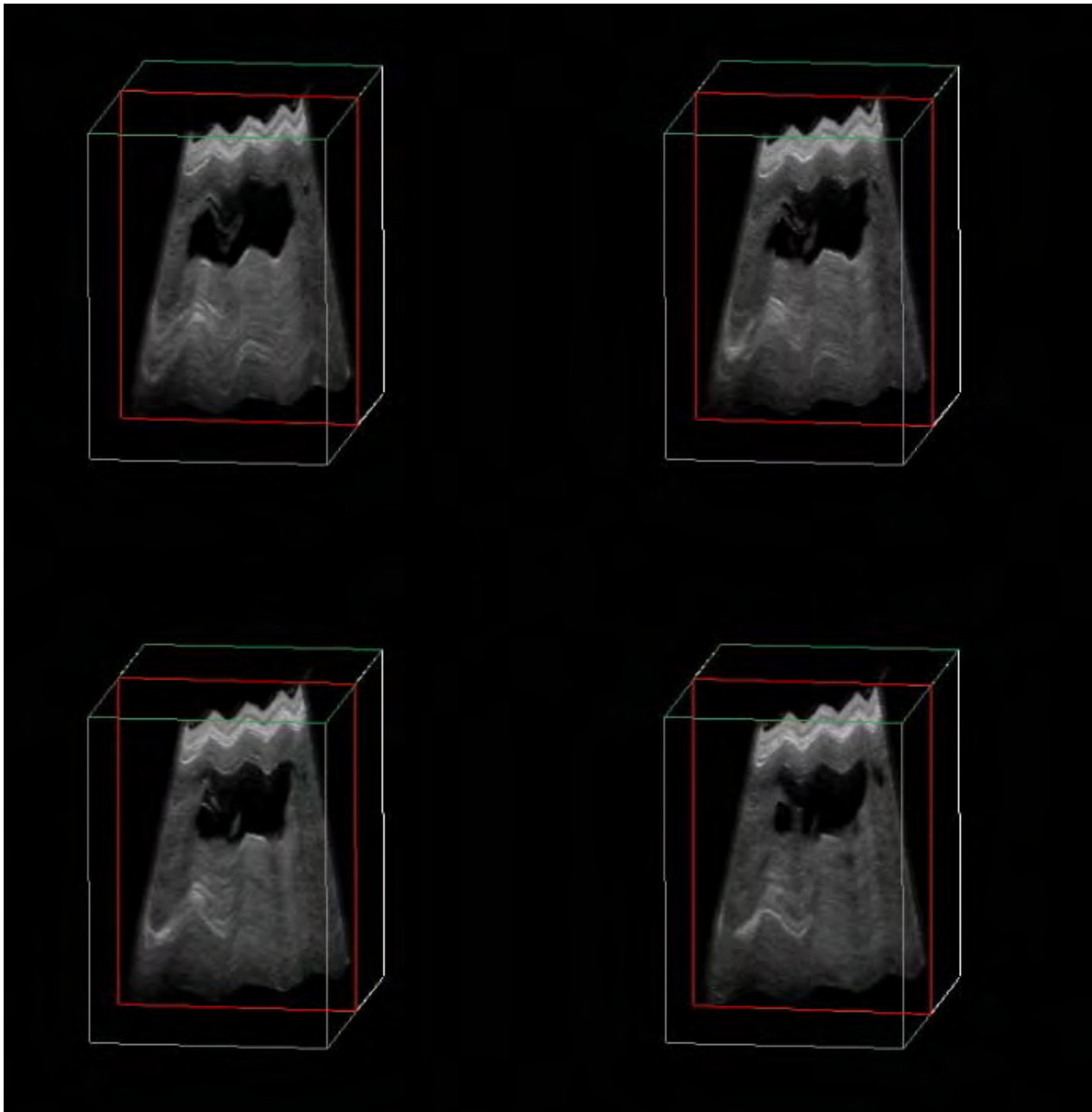


**Abbildung 9:** Status Main Darstellung, gleichzeitige Darstellung einer Ebene im coronaren, sagittalen und transversalen Schnitt einer Leberzyste, US Nr. 20801  
Das Originalbild ist im Anhang einsehbar (Abbildung B).



**Abbildung 10: Status Main Darstellung, B-Bild, coronare, sagittale und transversale Ebene eines Lebertumors, US Nr. 23535**  
Das Originalbild ist im Anhang einsehbar (Abbildung C).

Durch Anwählen des Status PARALLEL werden bis zu 6 Schnittbilder ähnlich einer CT- oder MRT Darstellung produziert. Durch Anwählen des Graubildes auf die gewünschte Position im ersten und letzten Würfel ergibt sich der Millimeterabstand der einzelnen Schnittbilder zueinander (Abbildung 11). Der aktuelle Abstand der einzelnen Bilder ist am Monitor ersichtlich.



**Abbildung 11: Parallelmodus, gleichzeitige Darstellung einer Leberzyste mit vier Schnittbildern, US Nr. 20801**

Die Bildbearbeitung im Würfelmodell setzt voraus, dass nur maximal mittelgradige Artefakte im Rohdatensatz enthalten sind. In manchen Fällen fallen Bewegungsartefakte erst beim



Durchfahren im Würfel auf. Nach einer solchen Bildbearbeitung ist zu entscheiden, ob eine weitere Auswertung im Renderingprogramm oder eine Volumetrie durchgeführt werden kann.

### 3.4.3.3 Volume Rendering (Transparente Darstellung)

Durch Wahl des Modus **Render** fällt die Würfelstruktur zur räumlichen Darstellung weg. Es erscheint der Organabschnitt in unterschiedlichen Graustufen, so dass ebenfalls ein dreidimensionaler Eindruck entsteht. Im Tru 3D-Programm kann man diese Graustufen auf mehrere Arten variieren. Es besteht die Möglichkeit zwei verschiedene Typen von Graustufen anzuwählen. Beide Graustufen-Arten enthalten nahezu die gleichen Einstellungstypen. Typ 1 bietet die Wahl von 6 verschiedenen Einstellungsvarianten, während Typ 2 die Wahl von 5 Varianten ermöglicht. Auf diese Art sind eine Reihe von Kombinationen bei den Einstellungen möglich (Diagramm 4).

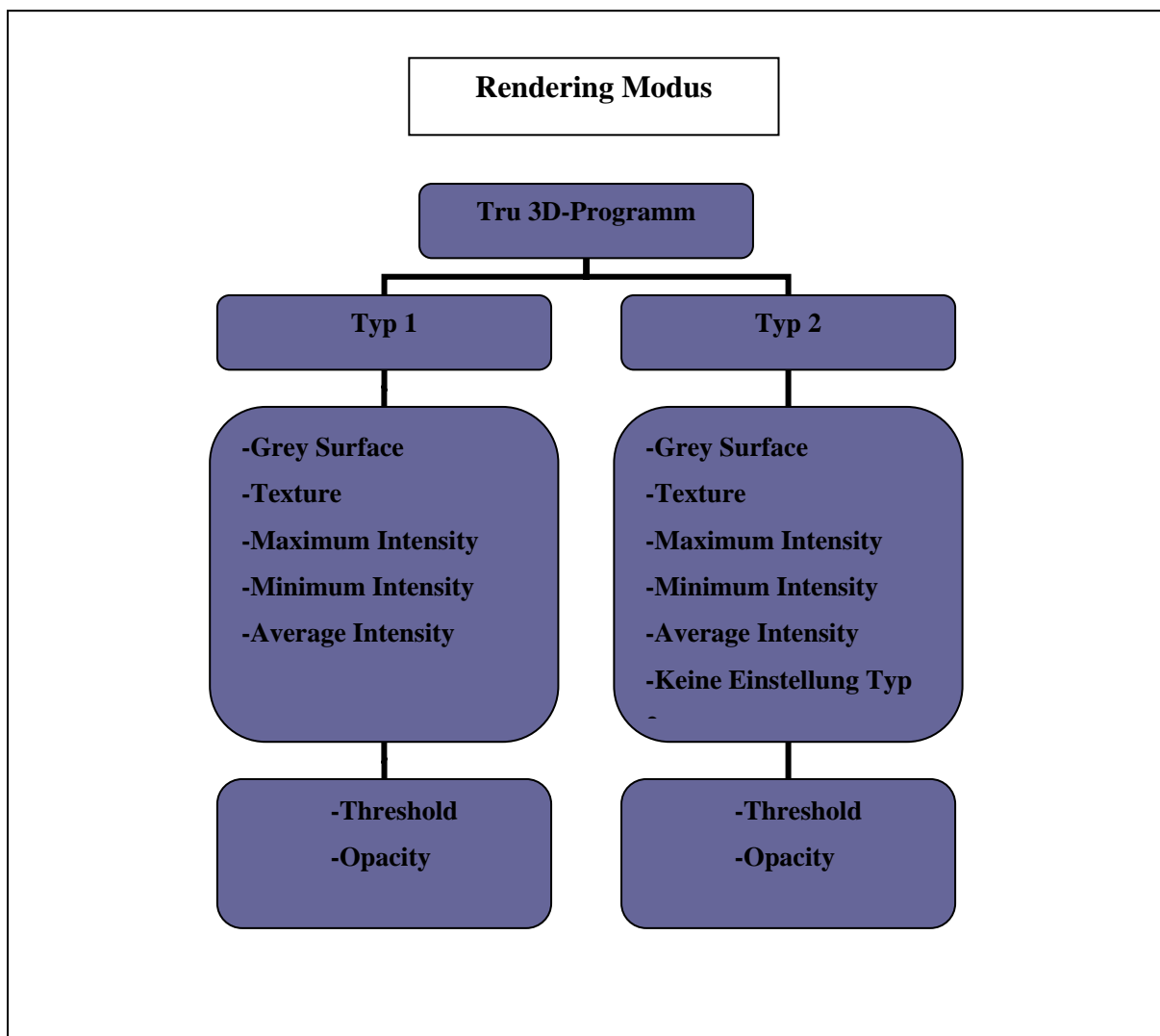
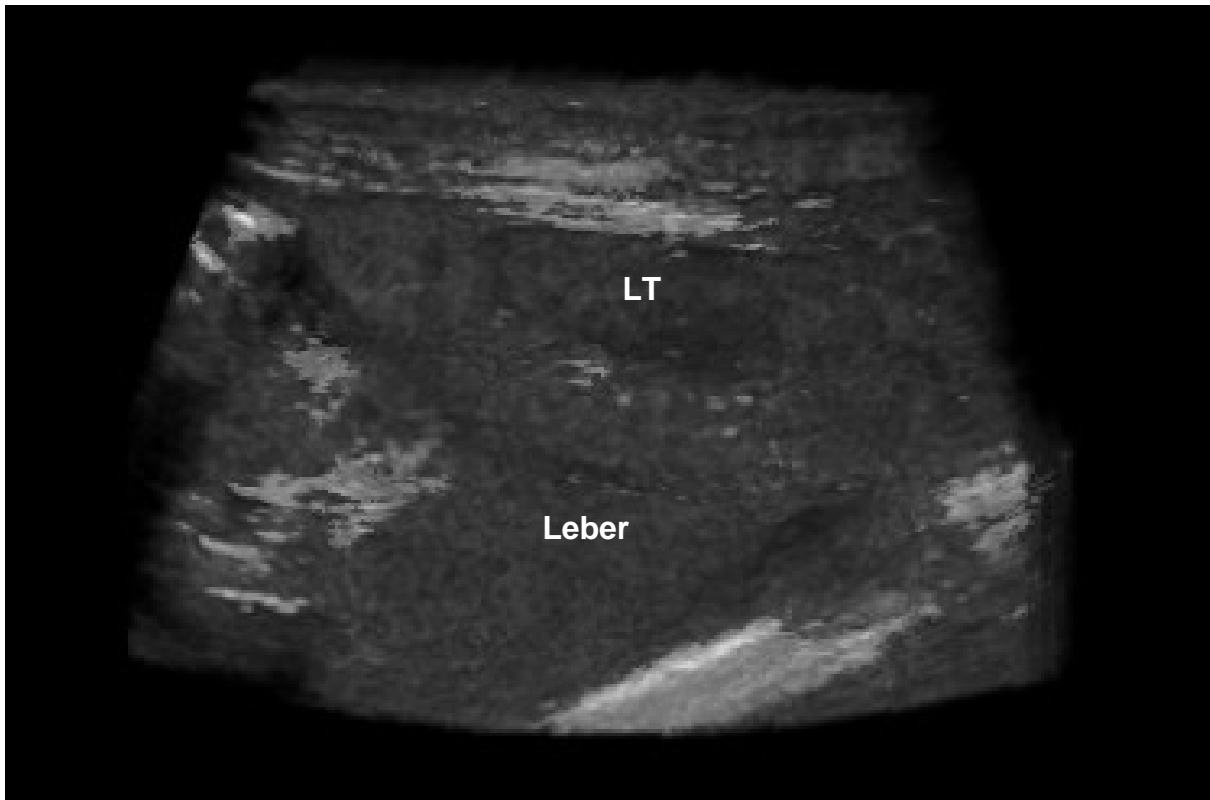
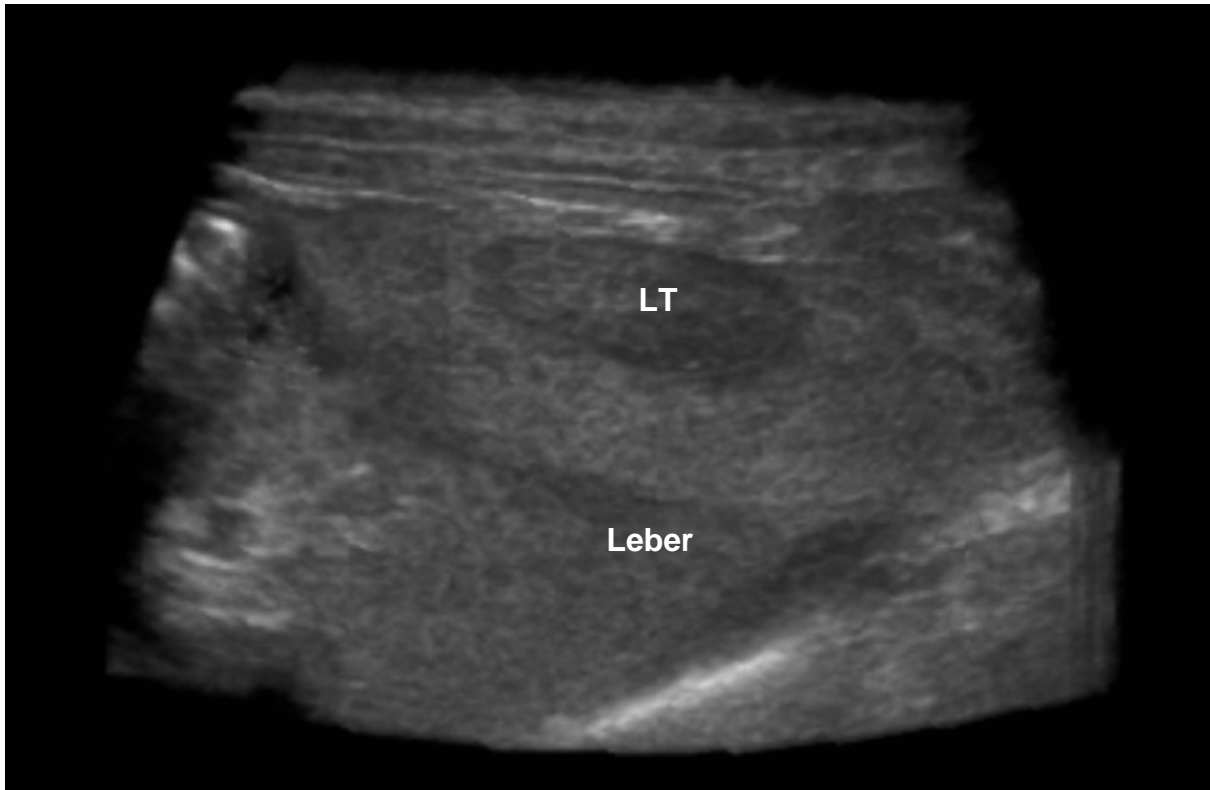


Diagramm 4: Verschiedene Kombinationsmöglichkeiten im Rendering Modus

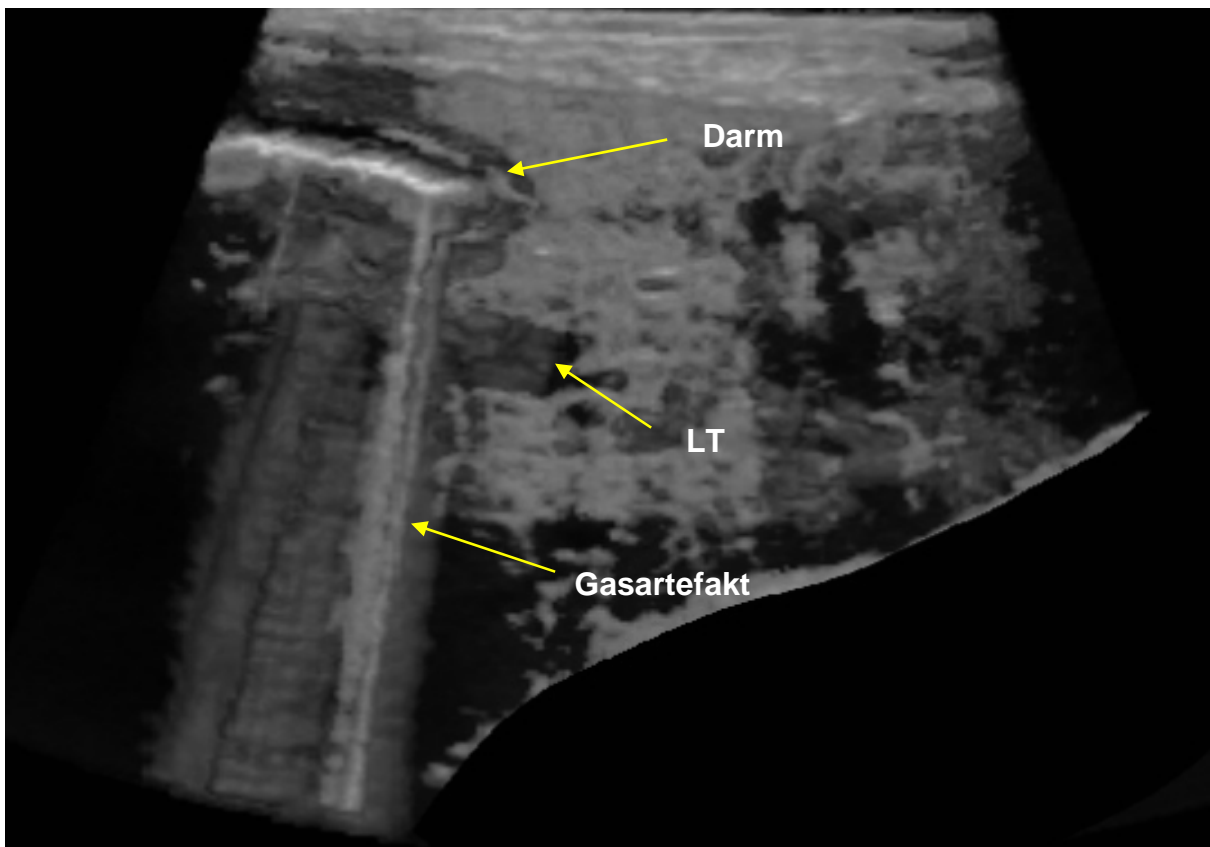
Die Grey Surface ist eine dieser Einstellungsmöglichkeiten, um eine transparente Darstellung des Objektes zu erreichen. Die Texture Einstellung ist ähnlich einer Fotografie. Maximum- und Minimum Intensity stellen den höchsten bzw. den niedrigsten Grauwert des Objektes dar. Die Average Intensity ist eine Summation der Graustufen. Die letzte Variante im Typ 2 ist die Einstellung ohne Typ 2, so dass auch eine Darstellung ohne Kombination möglich ist. Beide Typen können mit den Reglern Threshold/Opacity in ihrer Graustufenqualität gesondert eingestellt werden. Durch Veränderung des Schwellenwertes werden die erkannten Graustufen verstärkt oder abgeschwächt. Mit dieser Nachbearbeitung können die unterschiedlichsten Strukturen ihrer Bedeutung entsprechend hervorgehoben oder abgeschwächt werden. Auf den Abbildungen 12 bis 15 sind die unterschiedlichen Kombinationen von Texture und Grey Surface dargestellt.



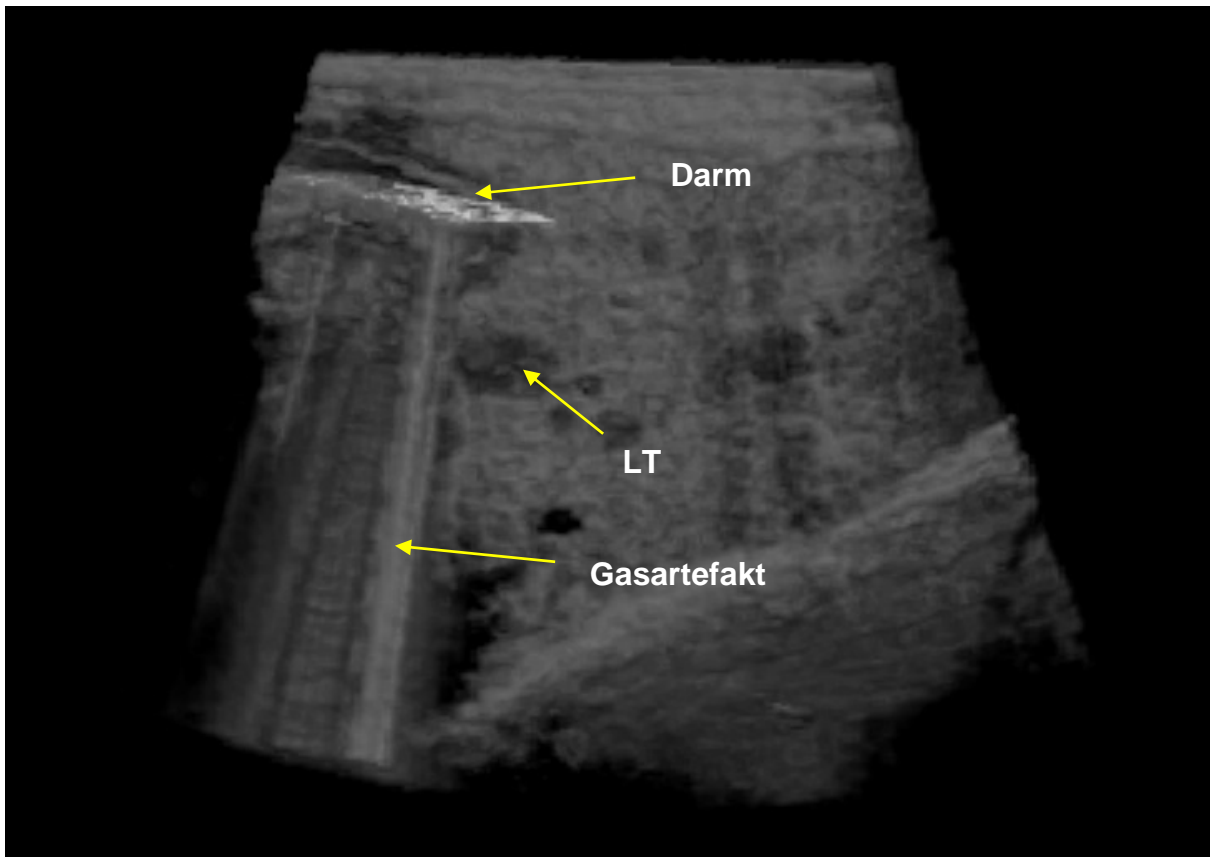
**Abbildung 12: Typ 1 Grey Surface, keine Einstellung Typ 2, Darstellung eines Lebertumors (LT), US Nr. 23181**



**Abbildung 13: Typ 1 Grey Surface, Typ 2 Texture, Darstellung eines Lebertumors (LT), US Nr. 23181**

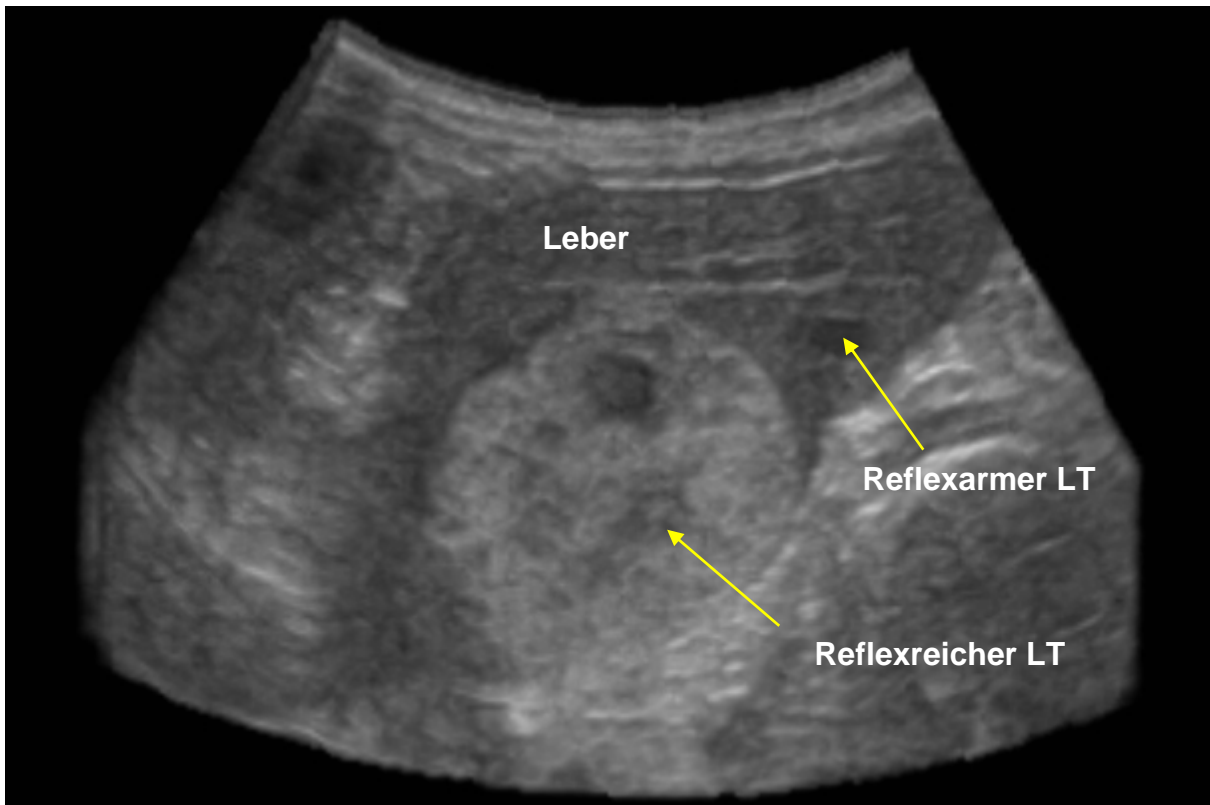


**Abbildung 14: Typ 1 Texture, Typ 2 Grey Surface mit 2D Artefakt, Darstellung eines Lebertumors (LT) mit Überlagerung von Darm mit Gasartefakt, US Nr. 21715**

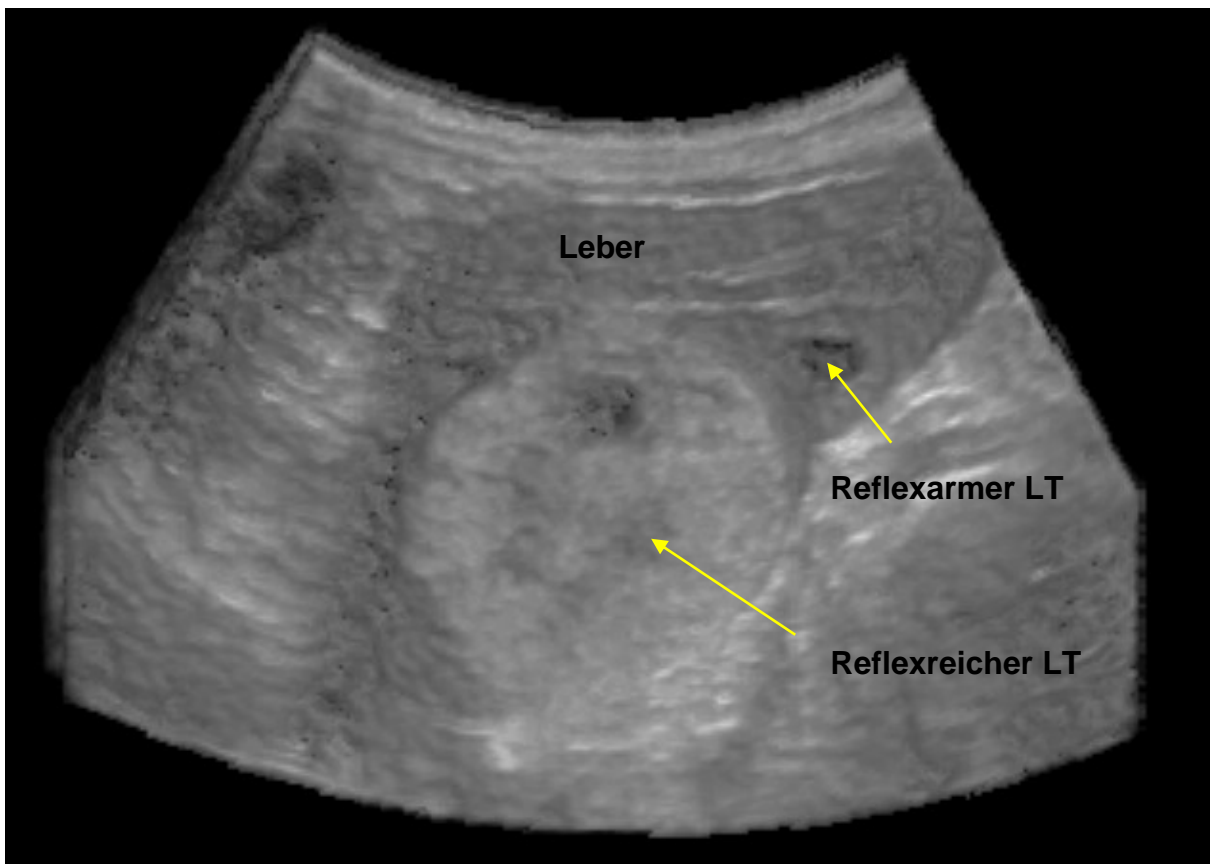


**Abbildung 15: Typ 1 Grey Surface, Typ 2 Texture mit 2D Artefakt, Darstellung eines Lebertumors (LT) mit Überlagerung von Darm mit Gasartefakt US Nr. 21715**

Unterschiedliche Kombinationen von Grey Surface und Texture haben großen Einfluss auf die Auswertbarkeit von im Bild enthaltenen Informationen. Der Patient mit der US Nr. 25163 zeigt mehrere rundliche Zubildungen im Leberparenchym. Neben einem größeren reflexreichen und inhomogenen Rundherd ist ein kleiner reflexarmer Rundherd darstellbar. Bei der Wahl beider Funktionen sind beide fokalen Herde im Parenchym erkennbar (Abbildung 16 bis 18).

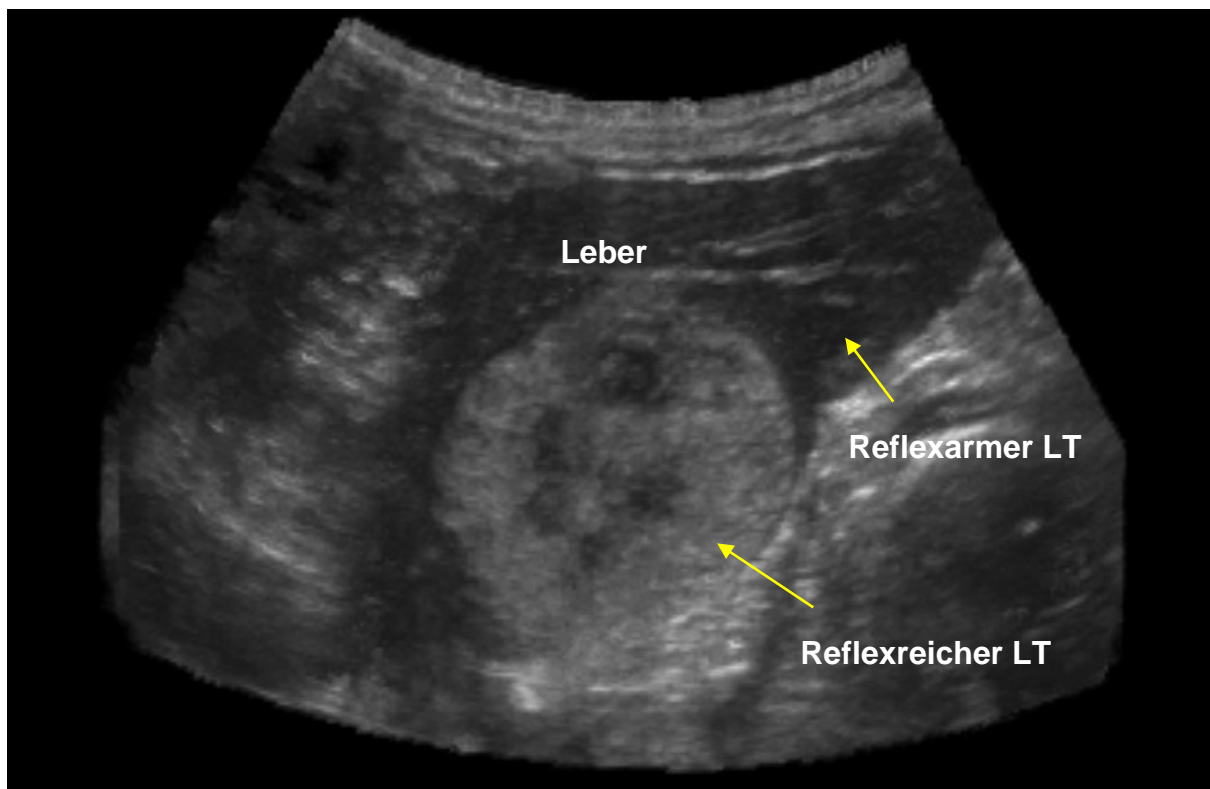


**Abbildung 16: Typ 1 Texture, Typ 2 Grey Surface, großer reflexreicher und kleiner reflexarmer Lebertumor (LT), US Nr. 25163**



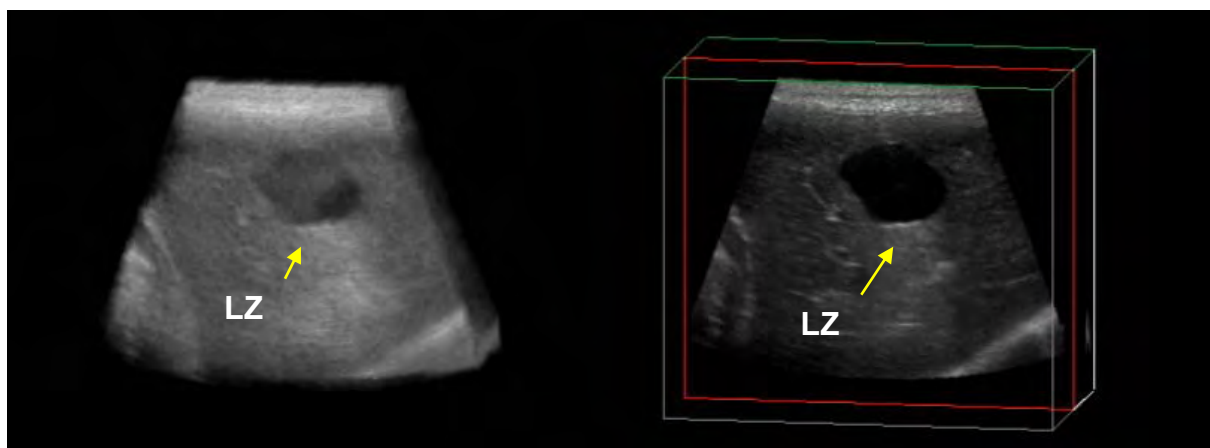
**Abbildung 17: Typ 1 Grey Surface, Typ 2 Texture, großer reflexreicher und kleiner reflexarmer Lebertumor (LT), US Nr. 25163**

Besetzt man nur die erste Variante (Typ 1), in diesem Fall mit Grey Surface, können Informationen verloren gehen. Der reflexarme Rundherd ist kaum erkennbar.



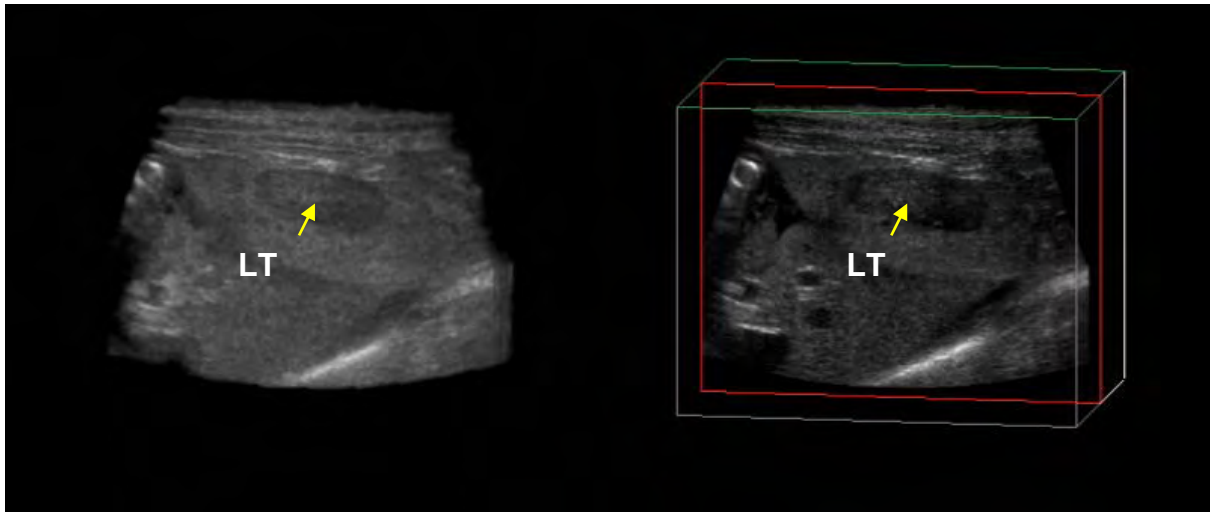
**Abbildung 18: Typ 1 Grey Surface, keine Einstellung Typ 2, großer reflexreicher und kleiner reflexarmer Lebertumor (LT), US Nr. 25163**

Durch die Funktionstaste **Tile** besteht auch mit der **Render**-Funktion die Möglichkeit, ein gerendertes Bild einem normalen Würfel gegenüber zu stellen. Dadurch wird im Rendering Programm der dreidimensionale Eindruck mit dem im Würfel vergleichbar. Abbildung 19 zeigt dies am Beispiel der Leberzyste, US Nr. 20801.



**Abbildung 19: Einstellung der Tile Funktion, gleichzeitige Darstellung eines gerenderten Bildes und eines Würfelmodells, Leberzyste (LZ), US Nr. 20801**

In der Abbildung 20 ist dies mit einem Lebertumor aufgezeigt.



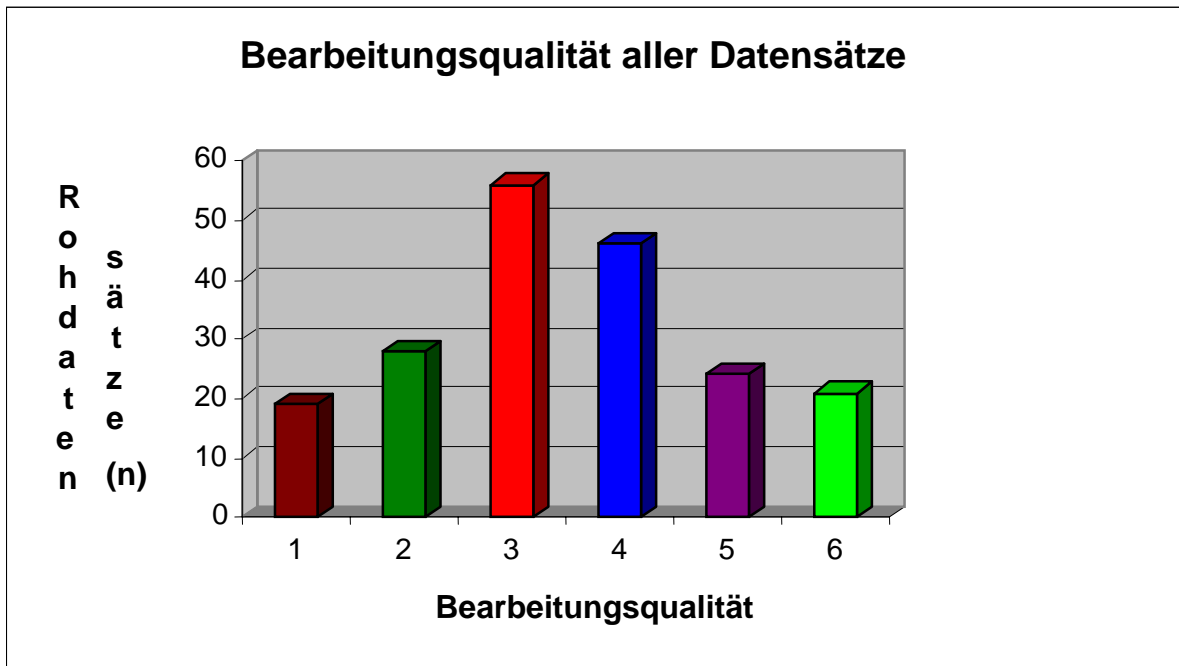
**Abbildung 20: Einstellung der Tile Funktion, gleichzeitige Darstellung eines gerenderten Bildes und eines Würfelmodells, Lebertumor (LT), US Nr. 23181**

Analog zu den Artefakten wurden alle Rohdatensätze nach ihrer Auswertbarkeit und Bearbeitungsqualität eingeteilt und einer Skala von 1-6 zugeordnet. Die Kriterien der einzelnen Stufen sind in Tabelle 4 aufgeführt.

**Tabelle 4: Einteilung und Kriterien der Rohdatenauswertbarkeit**

Bearbeitungsqualität	Kriterien
1	Alle Bearbeitungsmöglichkeiten inkl. Volumetrie
2	Coronarebene mit Unschärfen
3	Coronarebene mit Unschärfen, Renderingmodus unregelmäßig
4	Volumetrie wegen 2D Artefakt nicht möglich
5	Massive Bewegungsartefakte, Datensatz zu klein
6	Keine Bearbeitung möglich

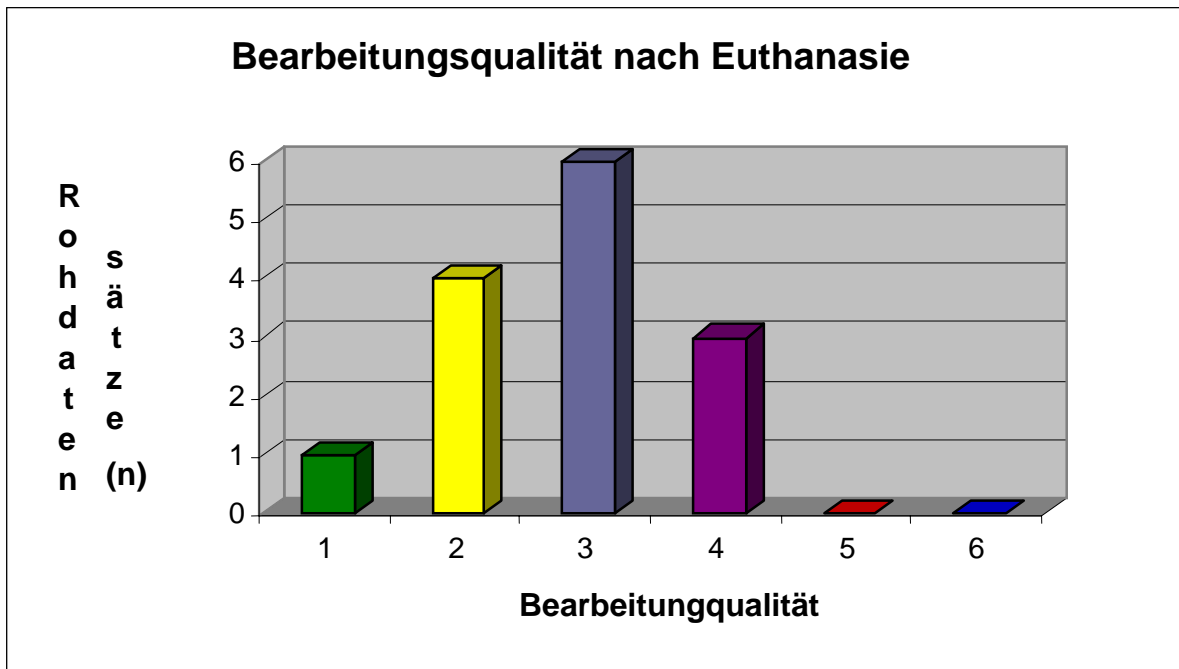
Das Diagramm 5 enthält die Auswertung der Bearbeitungsqualität aller erfassten Rohdaten.



**Diagramm 5: Bearbeitungsqualität aller Datensätze**

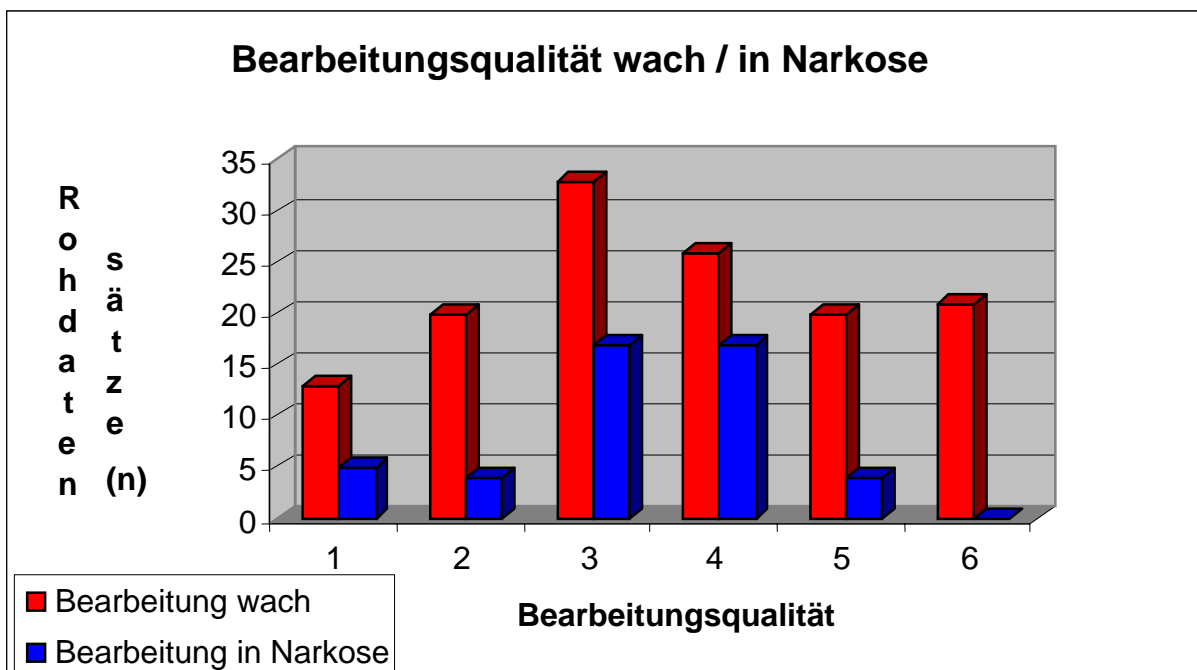
Von den insgesamt 197 Rohdaten zeigten 9,6 % ( $n=19$ ) eine sehr gute Bildbearbeitungsqualität. 14,2 % der Daten ( $n=28$ ) waren gut, 28,4 % ( $n=56$ ) waren befriedigend in der Bildbearbeitung. Eine ausreichende Qualität konnte bei 23,3 % der Rohdaten ( $n=46$ ) festgestellt werden. Mangelhafte Bearbeitung wiesen 12,2 % Daten ( $n=24$ ) auf, 10,7 % ( $n=21$ ) sogar ungenügende. Die Unterteilung der Untersuchungen am toten Tier ( $n=14$ ) (Diagramm 6), am wachen Patienten ( $n=133$ ) und am narkotisierten Patienten ( $n=47$ ) (Diagramm 7) wurde wie bei der Überprüfung der Artefakte durchgeführt. Bei den drei toten Tieren wurden keine ungenügenden sowie mangelhaften Daten erstellt. 3 Datensätze zeigten eine ausreichende, 6 eine befriedigende und 4 eine gute Bearbeitung. Lediglich ein Datensatz konnte sehr gut weiter bearbeitet werden. Da die Anzahl der Datensätze bei euthanasierten Tieren vergleichsweise gering ist, sind diese in einem gesonderten Diagramm aufgeführt (Diagramm 6).





**Diagramm 6: Bearbeitungsqualität der Datensätze nach Euthanasie**

Bei den wachen Patienten zeigte sich bei 9,8 % der Daten (n=13) eine sehr gute Bildqualität, bei 15 % (n=20) noch eine gute Qualität. Eine befriedigende Bearbeitung konnte bei 24,8 % der Rohdaten (n=33) durchgeführt werden, hingegen war in 19,5 % der Fälle (n=26) nur eine ausreichende Bearbeitung möglich. Mangelhafte bzw. ungenügende Bearbeitung ergab sich bei 15 % (n=20) bzw. 15,8 % (n=21) der Rohdaten.



**Diagramm 7: Gegenüberstellung der Bearbeitungsqualität der Datensätze wach / in Narkose**

In Narkose waren 10,6 % der Daten (n=5) sehr gut in der weiteren Bearbeitung und 8,5 % (n=4) gut. Befriedigende bzw. ausreichende Qualität zeigten jeweils 36,8 % der Rohdaten (n=17). In 8,5 % der Fälle (n=4) konnten die Datensätzen nur mangelhaft weiterbearbeitet werden. Es wurden keine ungenügenden Rohdaten erstellt. Die Ergebnisse sind im vorangegangenen Diagramm 7 aufgeführt.

#### 3.4.3.4 Volumetrie

Das Programm bietet zwei verschiedene Methoden zur Volumetrie an. Mit der **Angular-Methode** erstellt das Programm nach Legen einer definierten Achse 6 Ebenen, die zur Messung herangezogen werden. Die zweite Möglichkeit ist die **Serial-Methode**. Dabei werden Flächen in unterschiedlichen Tiefen der Veränderung eingezeichnet und daraus wird das Volumen bestimmt. Auf dem Monitor sind ein Würfelmodell und eine 2D Projektion nebeneinander abgebildet. Auf der linken Seite werden in der Ebene die zu berechnenden Flächen eingezeichnet. Rechts steht gleichzeitig ein Würfelmodell, in dem die einzelnen Ebenen verschoben werden können, so dass hier die Einstellung der Tiefe erfolgt (Abbildung 21). Je mehr Flächen umfahren werden und zur Volumenbestimmung zur Verfügung stehen, desto exakter wird diese. Zur Überprüfung erscheint im linken Bildausschnitt ein Quadrat, in dem die erfassten Werte aufgeführt sind. AREA gibt die Fläche des umfahrenen Areal an. POSITION zeigt an, in welcher Tiefe das umfahrene Areal liegt. VOLUME errechnet das aktuelle Volumen. Während der Messung ist die Linie der aktuell gekennzeichneten Fläche rosa, die bereits markierten Flächen erscheinen grün.

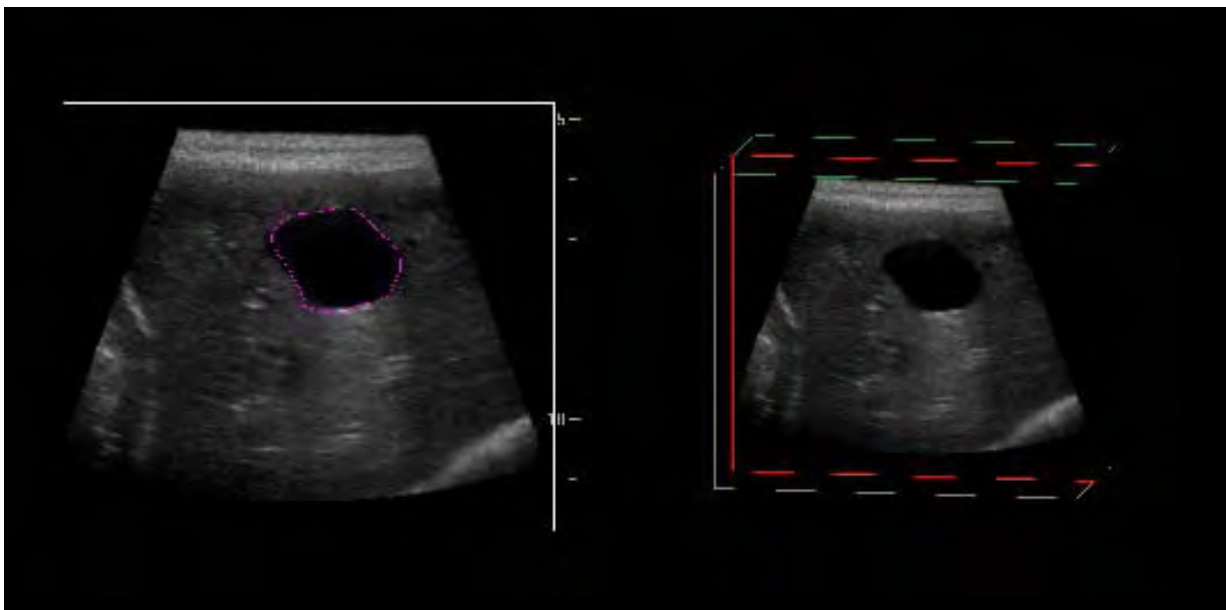


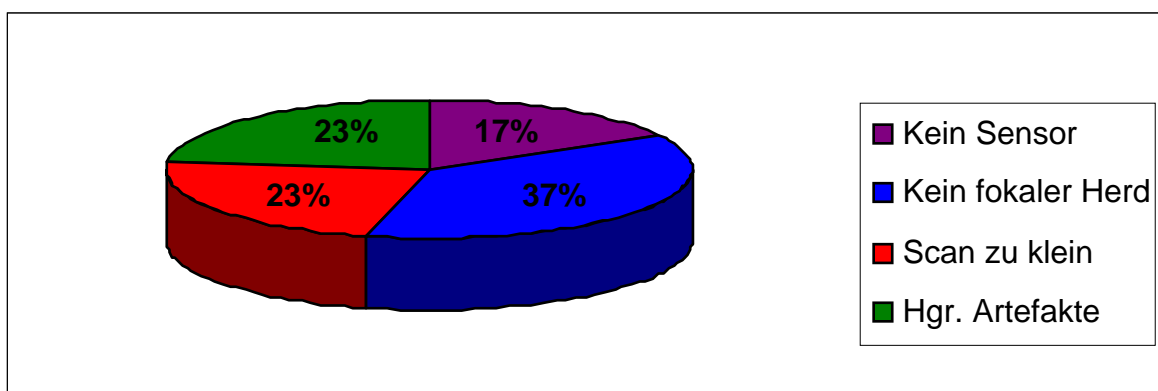
Abbildung 21: Volumetrie mit Serial-Methode, US Nr. 20801

Der Vergleich der Volumina erfolgte in dieser Arbeit mit Anwendung der **Serial-Methode**, da durch die Markierung beliebig vieler Flächen das Volumen exakter berechnet werden kann. Bei unregelmäßigen Veränderungen besteht ein weiterer Vorteil durch die eigenständige Umfahrung des Umrisses, so dass auch hier eine exaktere Berechnung möglich ist.

Im True Access Modus können mit der Taste Caliper am zweidimensionalen Bild nachträglich Messungen mit Hilfe des LOGIQworks Programmes vorgenommen werden.

### 3.4.3.5 Vergleich der 2D-Messung und der Volumetrie

Von den 49 Patienten und insgesamt 194 erfassten Rohdatensätzen standen 24 Patienten (49 %) mit 94 Rohdaten (48 %) zur Volumetrie zur Verfügung. Bei 25 Patienten (51 %) mit 100 Rohdatensätzen (52 %) war keine Volumetrie möglich. Bei 4 Tieren (16 %) wurden bei 17 Rohdatensätzen (17 %) die 3D-Untersuchungen ohne Sensor durchgeführt. Die Voraussetzung für eine Volumetrie ist eine fokale Veränderung im Organ. Dies war bei 9 der 25 Patienten (36 %) und 37 Rohdatensätzen (37 %) nicht der Fall. Bei 6 der 25 Tiere (24 %) mit 23 Rohdaten (23 %) konnte durch zu starke Bewegungen oder zu große Zubildungen kein ausreichender Scan angefertigt werden. Hochgradige Artefakte im Scan machten eine Abgrenzung des fokalen Herdes zum umliegenden Gewebe bei 6 Tieren (24 %) mit 23 Rohdaten (23 %) unmöglich. Die prozentuale Auswertung dieser nicht zur Volumetrie geeigneten Rohdaten ist Diagramm 8 zu entnehmen.



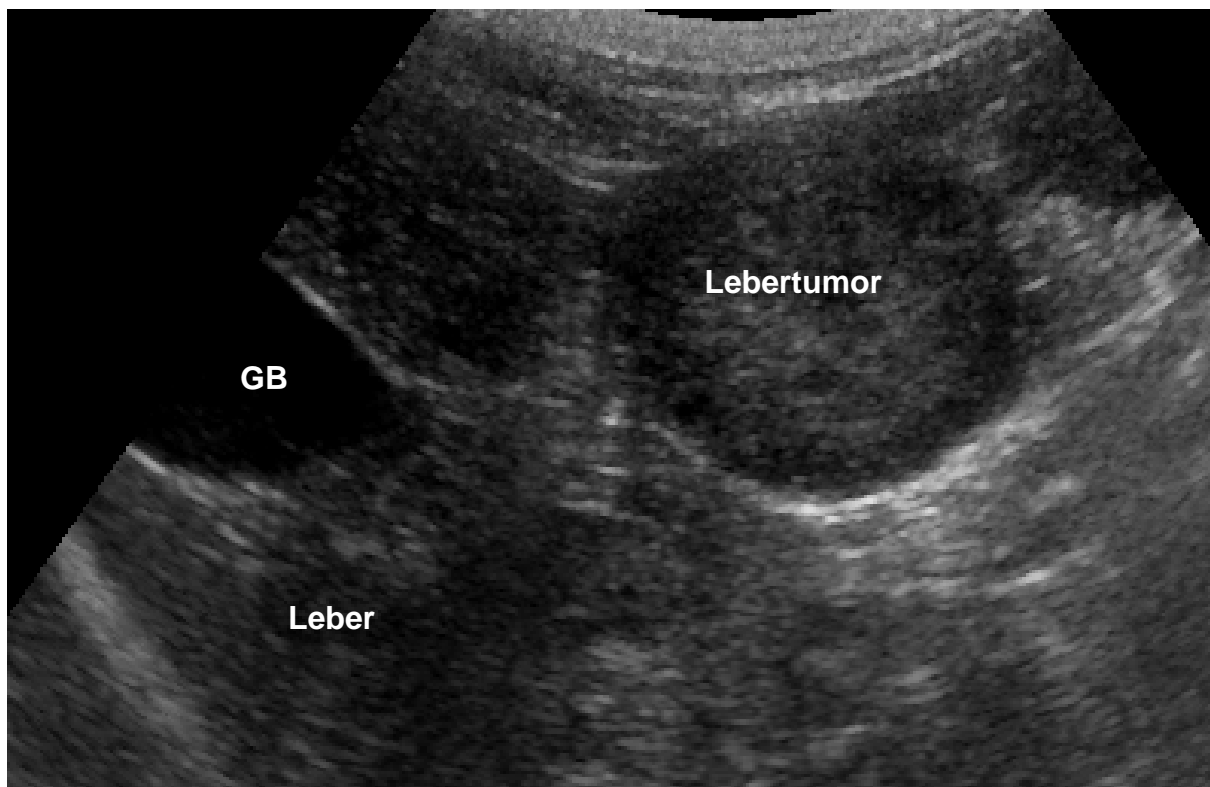
**Diagramm 8: Nicht zur Volumetrie geeignete Rohdatensätze (n=100)**

Bei 24 von 49 Patienten (49 %) erfolgte eine Volumenmessung. Dazu wurde der Rohdatensatz mit den wenigsten Artefakten ausgewählt und die Messung nach der Serial-Methode angefertigt. Der Patient mit der US Nr. 25421 zeigte mehrere Rundherde im Leberparenchym.

Hier wurden zwei verschiedene Veränderungen mit beiden Methoden gemessen. Die zweidimensionale Volumenbestimmung erfolgte bei allen Patienten nach der Ellipsoidformel. Länge, Breite und Tiefe wurden mit dem LOGIQworks Programm vermessen. Alle 2D- und 3D-Messungen wurden dreimal an einem Scan ausgeführt und daraus das arithmetische Mittel gebildet, um die Intrauntersuchervariabilität zu gewährleisten. Eine Interuntersuchervariabilität durch zwei unabhängige Untersucher konnte nicht durchgeführt werden. In den Tabellen 5 und 6 sind die Ergebnisse der beiden Untersuchungen aufgeführt.

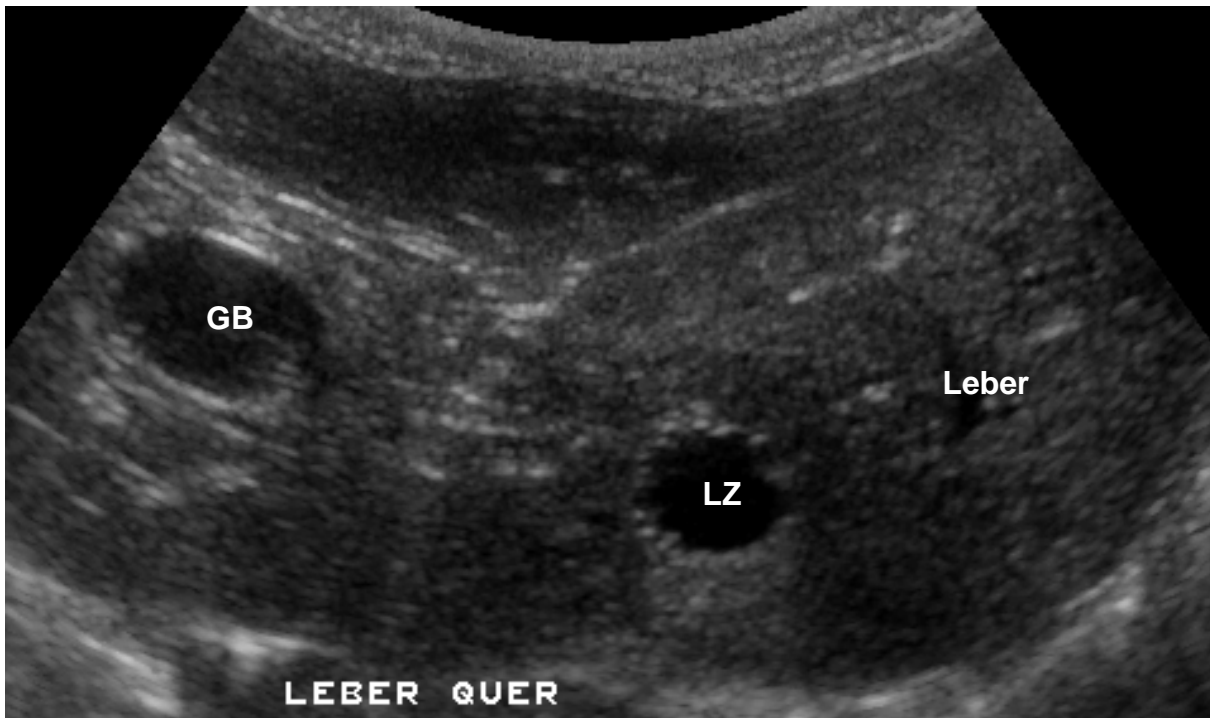
Zusätzlich zur Volumetrie wurden die vorliegenden Veränderungen im Parenchym nach ihren Formen in drei Kategorien eingeteilt. Kategorie 1 beinhaltet alle Veränderungen, bei denen eine ellipsoide Form vorlag (Abbildung 22).

Dreizehn der 24 Parenchymveränderungen (54,2 %) wurden in die Kategorie 1 eingeordnet.

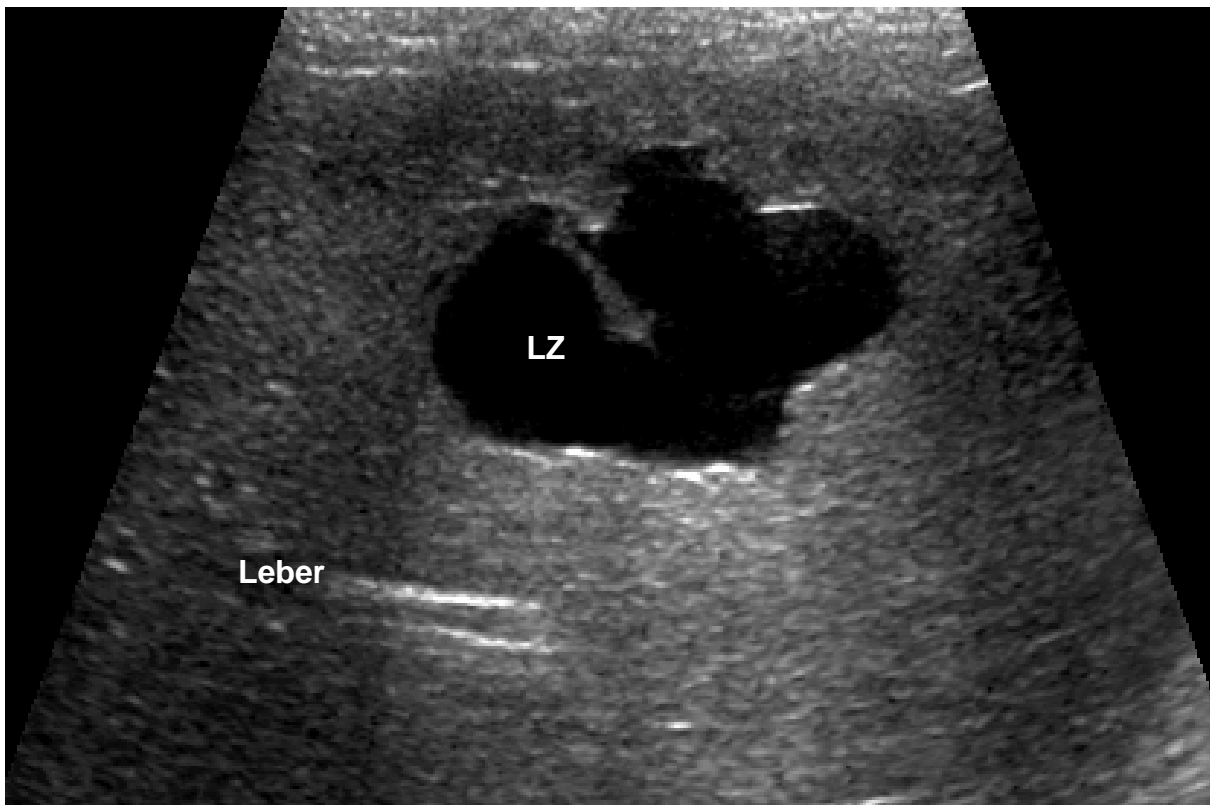


**Abbildung 22: Kategorie 1 der Parenchymveränderung (Lebertumor), Gallenblase (GB) mit abgebildet, US Nr. 22297**

In Kategorie 2 fielen die Parenchymveränderungen, die geringe Abweichungen vom Ellipsoid zeigten (Abbildung 23). Hier wurden 6 der 24 Veränderungen (25 %) zugeordnet. Fokale Herde mit amorphen Umrissen gehörten zur Kategorie 3 (Abbildung 24). Diese Form konnte bei 5 der 24 Leberveränderungen (20,8 %) festgestellt werden.



**Abbildung 23: Kategorie 2 der Parenchymveränderung (LZ: Leberzyste), Gallenblase (GB) mit abgebildet, US Nr. 24362**



**Abbildung 24: Kategorie 3 der Parenchymveränderung (LZ: Leberzyste), US Nr. 20801**

In Tabelle 5 sind Form und Messergebnisse nach der Ellipsoidformel zusammengefasst. Tabelle 6 enthält die Ergebnisse der dreidimensionalen Volumetrie.

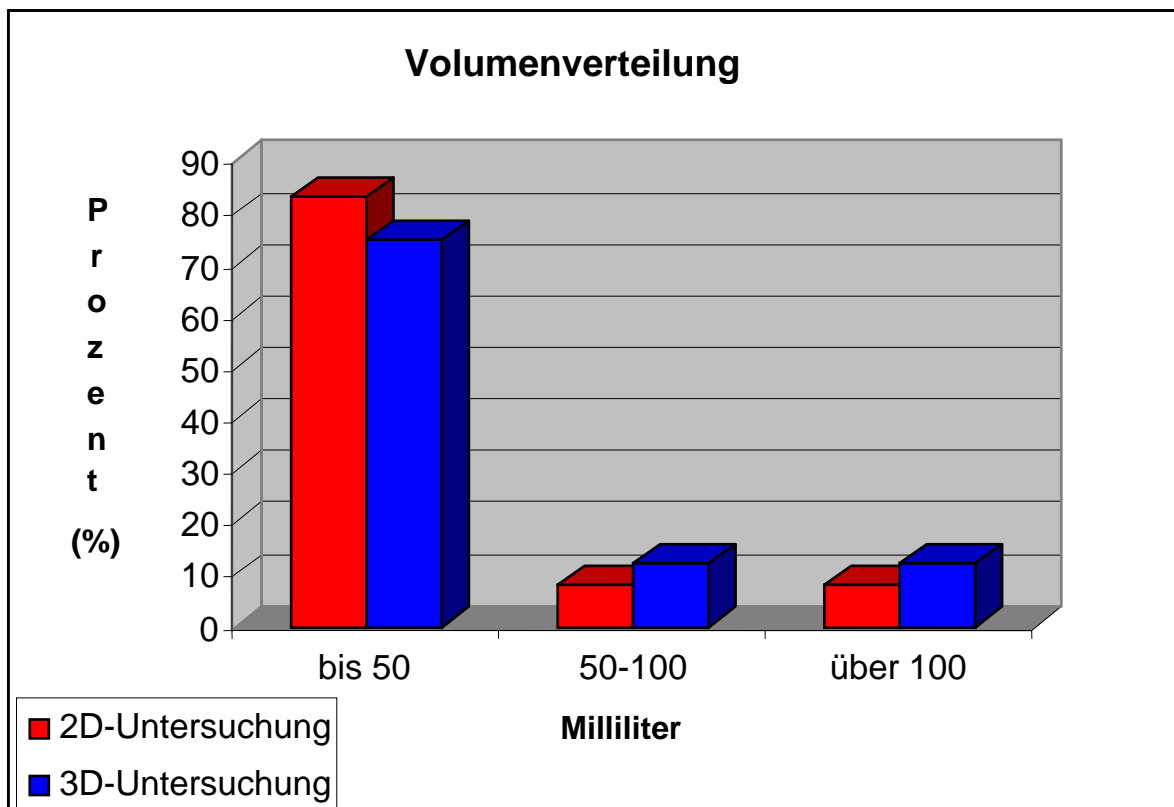
**Tabelle 5: Parenchymveränderung der Leber mit US Nr., Volumenmessung nach Ellipsoidformel im 2D-Mode, Beurteilung der Form**

Ultraschallnummer	1. Volumenmessung (ml)	2. Volumenmessung (ml)	3. Volumenmessung (ml)	Ø Volumen (ml)	Form
20801	6,45	9,15	7,11	7,57	3
21462	4,94	5,59	5,61	5,38	3
22013	7,73	7,34	7,80	7,60	3
22297	40,53	37,87	39,94	39,45	1
22495	0,73	0,56	0,53	0,60	1
22500	1,34	1,22	1,34	1,30	1
22515	30,03	32,91	35,84	32,93	3
22565	81,30	59,63	57,53	66,15	2
22833	76,77	73,66	79,25	76,56	2
23181	2,09	1,99	2,29	2,12	1
23491	0,15	0,16	0,15	0,15	2
23535	11,63	10,79	10,78	11,06	1
23565	1,57	1,69	1,68	1,64	1
23833	129,39	124,96	126,08	126,81	3
23923	0,65	0,73	0,68	0,67	1
23924	2,65	2,66	2,68	2,66	1
23945	0,16	0,12	0,12	0,13	1
24070	40,24	31,39	35,04	35,56	2
24089	0,34	0,31	0,31	0,32	1
24362	1,78	1,65	1,82	1,75	2
25163	20,12	20,16	20,02	20,10	1
25367	1,82	1,07	1,04	1,31	2
25421	0,57	0,54	0,60	0,57	1
25509	123,21	118,63	120,07	120,64	1

**Tabelle 6: Parenchymveränderung der Leber mit US Nr., 3D-Volumenmessung mit dem Volumenprogramm**

Ultraschall- nummer	1. Volumen Messung (ml)	2. Volumen Messung (ml)	3. Volumen Messung (ml)	Ø Volumen (ml)
20801	5,39	5,33	5,29	5,34
21462	6,88	7,79	7,60	7,42
22013	5,22	5,35	5,45	5,34
22297	45,79	45,68	48,57	46,68
22495	1,36	1,33	1,41	1,37
22500	2,00	2,32	2,46	2,26
22515	77,95	81,70	68,98	76,21
22565	56,50	75,23	74,15	68,63
22833	125,28	111,50	115,74	117,51
23181	3,94	3,78	4,01	3,91
23491	0,21	0,21	0,21	0,21
23535	11,87	12,12	11,03	11,67
23565	2,45	2,46	2,68	2,53
23833	154,69	165,93	152,94	157,85
23923	0,76	0,89	0,86	0,84
23924	2,18	2,12	2,14	2,15
23945	0,16	0,19	0,22	0,19
24070	32,11	34,77	39,82	35,57
24089	0,48	0,54	0,57	0,53
24362	1,29	1,10	1,16	1,18
25163	20,07	19,72	20,02	19,94
25367	2,10	2,24	1,80	2,05
25421	1,73	1,64	1,70	1,69
25509	126,29	124,01	124,30	124,87

Die Berechnungsergebnisse mit der Ellipsoidformel lagen zwischen 0,12 ml und 129,29 ml bei den Einzelmessungen und zwischen 0,13 ml und 126,81 ml bei den Durchschnittswerten. Im 3D-Programm konnte in der Einzelmessung ein Minimalwert von 0,16 ml und ein Maximalwert von 165,93 ml festgestellt werden. Bei den Durchschnittswerten lag die Spanne zwischen 0,19 ml und 157,85 ml. Eine genaue Gegenüberstellung der Messergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle J). Von den 2D-Untersuchungen waren 20 der 24 Durchschnittsvolumina (83,3 %) im Bereich bis 50 ml, 2 der 24 Durchschnittswerte (8,3 %) lagen zwischen 50 und 100 ml und 2 der 24 Messungen (8,3 %) über 100 ml. Im Rahmen der 3D-Volumetrie sind 18 der 24 Volumina (75 %) im Bereich bis 50 ml. Drei der 24 Messungen (12,5 %) hatten Werte zwischen 50 und 100 ml und 3 der 24 Messungen (12,5 %) über 100 ml. Die Volumenverteilung ist in Diagramm 9 zusammengefasst.



**Diagramm 9:** Volumenverteilung der Leberläsionen im Vergleich der 2D- und 3D-Messung

### 3.4.3 Durchführungsdauer der 3D-Untersuchung

Bei 10 zufällig ausgewählten Patienten mit sehr guten bis befriedigenden Datensätzen wurde die Zeit gemessen, die zur kompletten Nachbearbeitung des Patienten, inklusive Volumetrie, notwendig war. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 aufgeführt.



**Tabelle 7: Auflistung von Ultraschallnummer, Leberveränderung, Volumen und Form sowie Bearbeitungszeit**

Ultraschallnummer	Leberveränderung	3D-Volumen (ml)	Zubildungsform	Bearbeitungszeit (min)
20801	Leberzyste	5,34	3	6
22297	Rundherd	46,68	1	11
22495	Rundherd	1,37	1	8
22578	Malignes Lymphom	211,89	2	9
23491	Rundherd	0,21	2	7
23535	Hämangiosarkom	11,67	1	8
23945	Fettleber	0,19	1	5
24362	Leberzyste	1,18	2	8
25163	Karzinom	19,94	1	13
25509	Malignes Blastom	124,87	1	7

Es ergibt sich eine durchschnittliche Nachbearbeitungszeit von 8,2 Minuten, mit einem Minimum von 5 Minuten und einem Maximalwert von 13 Minuten. Die Anfertigungsdauer eines Rohdatensatzes dauert ca. 4,5-5 Sekunden, die Berechnung des Datensatzes ca. 25-30 Sekunden.

#### 3.4.4 Lage der Läsion im Parenchym

Die Leberveränderungen wurden bei allen 49 Patienten auf ihre Lage hin untersucht, um Einflüsse auf eine weitere Bearbeitung festzustellen. Eine eindeutige Zuordnung der Leberlappen ist ohne Hydroperitoneum nicht möglich, so dass nur eine Einteilung nach links- oder rechtsseitiger Lage im Parenchym vorgenommen wurde. Lagen multiple, lokalisierte Läsionen im Leberparenchym gleichmäßig verteilt vor, wurde es als „gesamte Leber betroffen“ behandelt. Zusätzlich wurde beurteilt, ob die Lage der Veränderung als zentral, randständig oder zwerchfellnah einzuordnen war. Waren hier die Läsionen multifokal verteilt (gesamter Leberbereich betroffen), wurde beurteilt, in welchem Bereich die Mehrheit der Läsionen zu finden waren. Randständige Zubildungen konnten über die Leberoberfläche hinaus nachvollzogen werden. Die Abbildungen 25, 26 und 27 zeigen Beispiele für die gefundenen Läsionen.

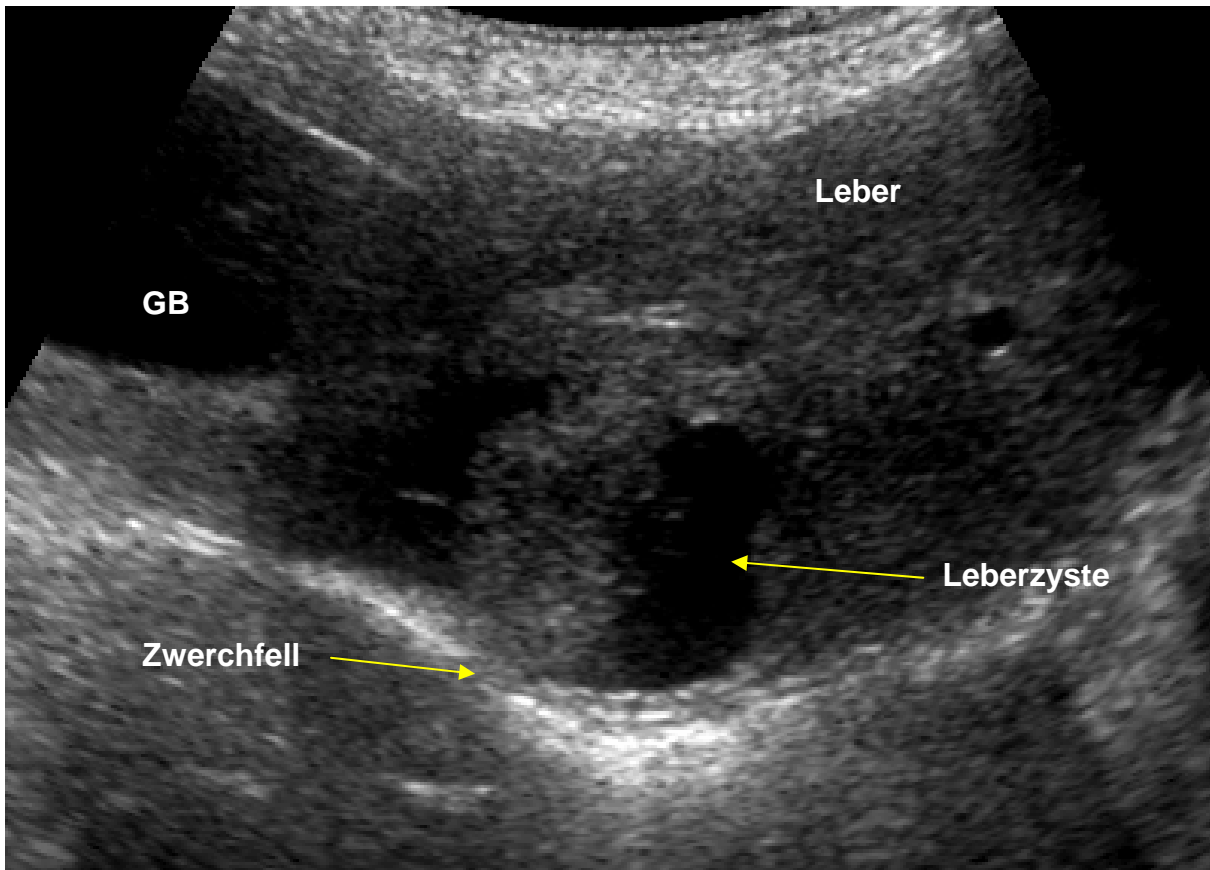


Abbildung 25: Zwerchfellnahe, rechtsseitige Leberzyste (LZ), Gallenblase (GB), US Nr. 22107

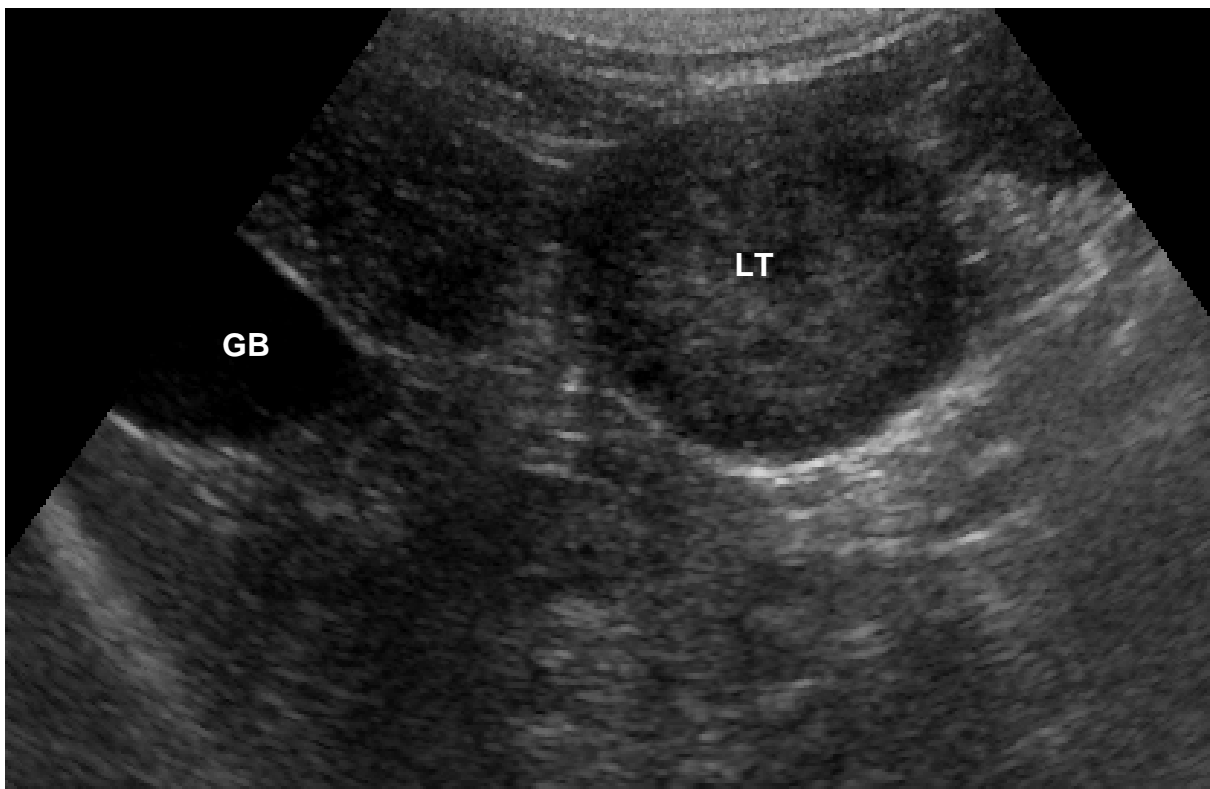
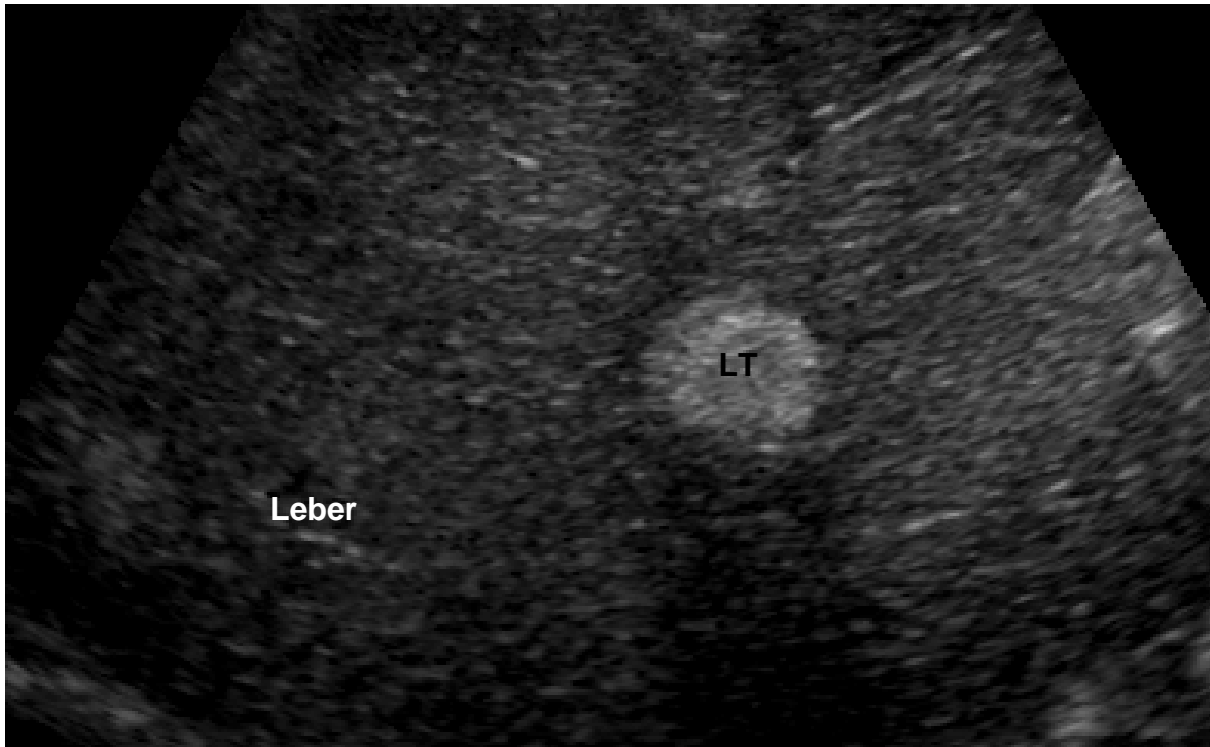


Abbildung 26: Randständig, rechtsseitiger Lebertumor (LT), Gallenblase (GB), US Nr. 22297



**Abbildung 27: Zentraler, linksseitiger Lebertumor (LT), US Nr. 23565**

In der nachfolgenden Tabelle 8 sind die Lage der Veränderung, die Ergebnisse pro durchgeführter Untersuchung für Artefakte und Bildbearbeitungsqualität sowie die Möglichkeit zur Volumetrie zusammengefasst.

**Tabelle 8: Ultraschallnummer, Leberveränderung, Lage der Läsion im Parenchym, Auswertbarkeit in den Kategorien Artefakte, Bearbeitungsqualität und Volumetrie für Herdveränderungen**

US-Nr.	Leberveränderung	Lage der Läsion im Parenchym	Artefaktstufen	Bearbeitungsqualität	Volumetrie
15895	Rundherde	Zentral, rechtsseitig	3;4;3;4;4	3;4;3;4;4	—
16116	Inhomogen	Gesamter Leberbereich betroffen	3;3	5;5	—
19843	Rundherde	Zentral, ges. Leberbereich	5;5;4	5;5;4	—
20801	Zysten	Zentral, linksseitig	1;1	1;1	Ja
21462	Rundherde	Randständig, linksseitig	3;2;3	3;2;3	Ja
21610	Mucocele	Zentral, rechtsseitig	4;4;3;4	2;2;2;2	—
21636	Zysten	Randständig, linksseitig	1;1;1;2;1; 2	1;1;1;1;1;1	—
21706	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	5;4;5;4;5	5;4;5;4;5	—

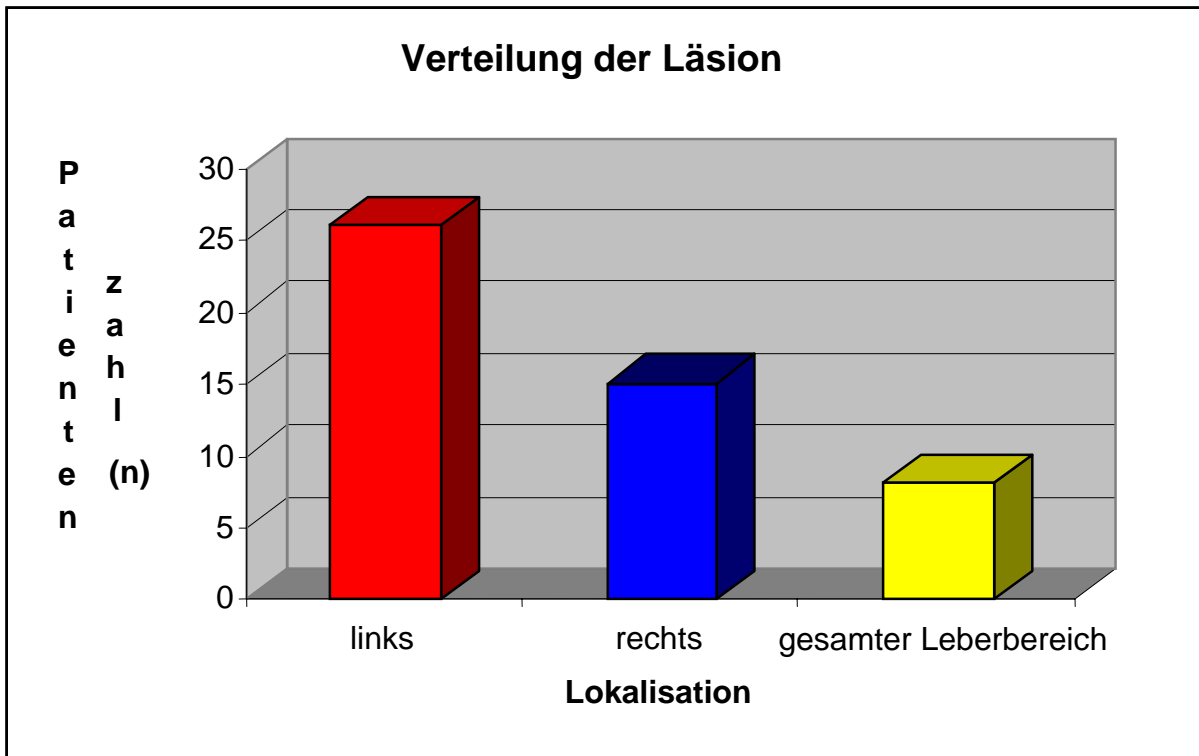
**Fortsetzung Tabelle 8: Ultraschallnummer, Leberveränderung, Lage der Läsion im Parenchym, Auswertbarkeit in den Kategorien Artefakte, Bearbeitungsqualität und Volumetrie für Herdveränderungen**

US-Nr.	Leberveränderung	Lage der Läsion im Parenchym	Artefaktstufen	Bearbeitungsqualität	Volumetrie
21715	Rundherde	Zentral, linksseitig	3;3;2;3;4	2;2;2;2;3	—
21861	Rundherd	Zentral, linksseitig	2;2;2;2	2;2;2;2	—
22013	Zysten	Zwerchfellnah, rechtsseitig	4;4;3	3;3;2	Ja
22107	Zysten	Zwerchfellnah, rechtsseitig	1;2;1;1	1;2;1;1	—
22134	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	3;4;4;3;4;3;4	3;3;4;3;4;3;4	—
22241	Rundherde	Zentral, ges. Leberbereich	2;3;3	2;3;3	—
22297	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	2;5;6	2;5;6	Ja
22342	Rundherde	Zentral, linksseitig	4;5	4;5	—
22359	Rundherde	Zwerchfellnah, rechtsseitig	4;4;5	4;4;5	—
22493	Verkalkungen	Zentral, ges. Leberbereich	6;5;5;5;5	6;5;5;5;5	—
22495	Rundherde	Zentral, linksseitig	3;2;2;3;3;2;3;3;4;3	2;2;2;3;3;2;3;3;3;3	Ja
22497	Inhomogen	Gesamter Leberbereich betroffen	3;3;4;3;4;4;4;5	3;3;4;3;5;4;4;5	—
22500	Rundherde	Zentral, linksseitig	3;3;2;3;3;4;3;2;2;3	3;3;2;3;3;4;3;2;2;3	Ja
22515	Rundherd	Randständig, linksseitig	3;3;4;3;3;3;2;2;4	3;3;4;3;3;3;2;2;4	Ja
22565	Rundherde	Randständig, linksseitig	5;5;4;5;4;4;6	5;5;4;5;4;4;6	Ja
22578	Rundherde	Randständig rechtsseitig	4;4;4;3;3;3	4;4;4;3;3;3	—
22833	Rundherd	Zwerchfellnah, linksseitig	4;3;4;4	4;3;4;4	Ja
23158	Rundherde	Zentral, ges. Leberbereich	6;6;6;6	6;6;6;6	—
23160	Rundherde	Zentral; linksseitig	4;4;3;4	4;4;4;4	—
23181	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	1;1;1	1;1;1	Ja
23334	Verkalkungen	Zentral, ges. Leberbereich	1;3;1	1;3;1	—

**Fortsetzung Tabelle 8: Ultraschallnummer, Leberveränderung, Lage der Läsion im Parenchym, Auswertbarkeit in den Kategorien Artefakte, Bearbeitungsqualität und Volumetrie für Herdveränderungen**

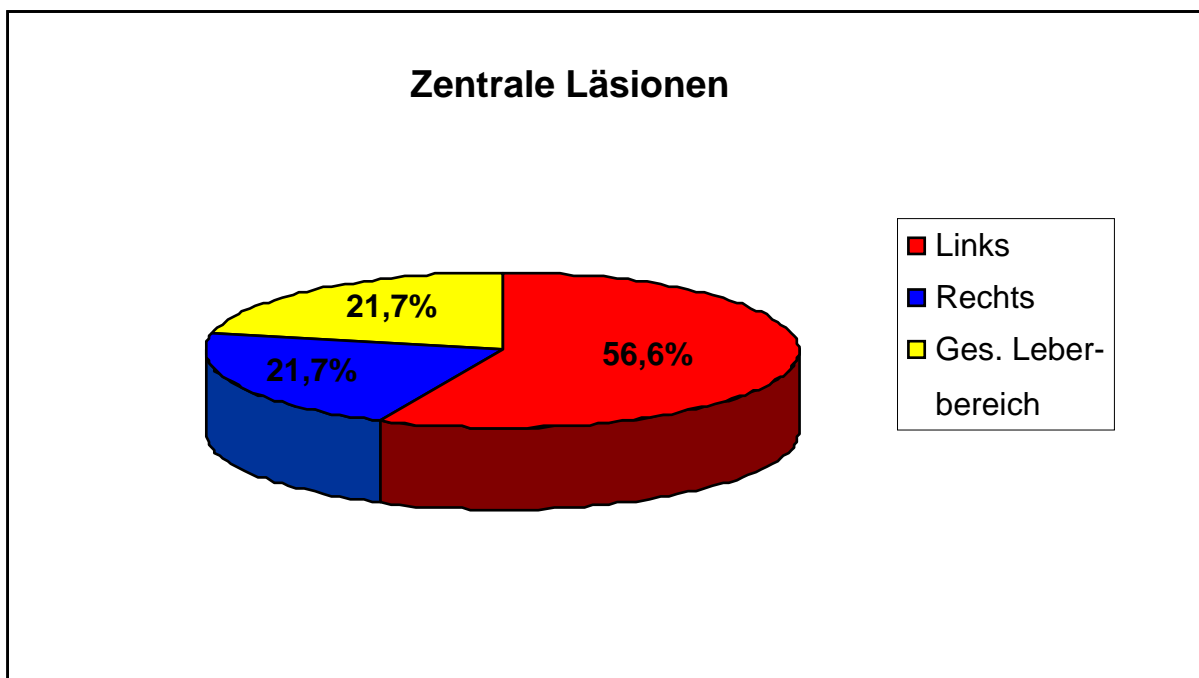
US-Nr.	Leberveränderung	Lage der Läsion im Parenchym	Artefaktstufen	Bearbeitungsqualität	Volumetrie
23491	Rundherde	Zentral, linksseitig	4;2;1	4;2;1	Ja
23534	Inhomogen	Gesamter Leberbereich betroffen	3;3	4;4	—
23535	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	1;2	1;2	Ja
23794	Rundherde	Zentral, rechtsseitig	5;6	6;6	—
23833	Rundherd	Randständig, linksseitig	6;4;3;3	6;4;3;3	Ja
23923	Rundherde	Zentral, linksseitig	4;5	4;5	Ja
23924	Rundherde	Randständig, rechtsseitig	3	3	Ja
23945	Inhomogen	Zentral, linksseitig	3;4;5	3;4;5	Ja
24070	Rundherd	Zentral, linksseitig	4;5;6	4;5;6	Ja
24089	Rundherde	Randständig, linksseitig	3;3	3;3	Ja
24332	Rundherd	Zwerchfellnah, linksseitig	5;6;6;6;6	5;6;6;6;6	—
24362	Zysten	Zentral, linksseitig	4;6	4;6	Ja
24459	Rundherde	Zwerchfellnah, linksseitig	5;4;6	5;4;6	—
25163	Rundherde	Randständig, linksseitig	1;3	1;3	Ja
25284	Rundherde	Zentral, rechtsseitig	6;6	6;6	—
25367	Rundherde	Zentral, rechtsseitig	3;4;3	3;4;3	Ja
25421	Rundherde	Randständig, linksseitig	3,3,3	3,3,3	Ja
25509	Rundherde	Randständig, linksseitig	4;3;3;4;4;3;4	4;3;3;4;4;3;3	—

Bei 53,1 % der 49 Patienten (n=26) konnten die Leberläsionen der linken Leber, bei 30,6 % der 49 Patienten (n=15) der rechten Leber zugeordnet werden. Die gesamte Leber war bei 16,3 % der 49 Patienten (n=8) betroffen. Diese Verteilung wird im folgenden Diagramm 10 dargestellt.



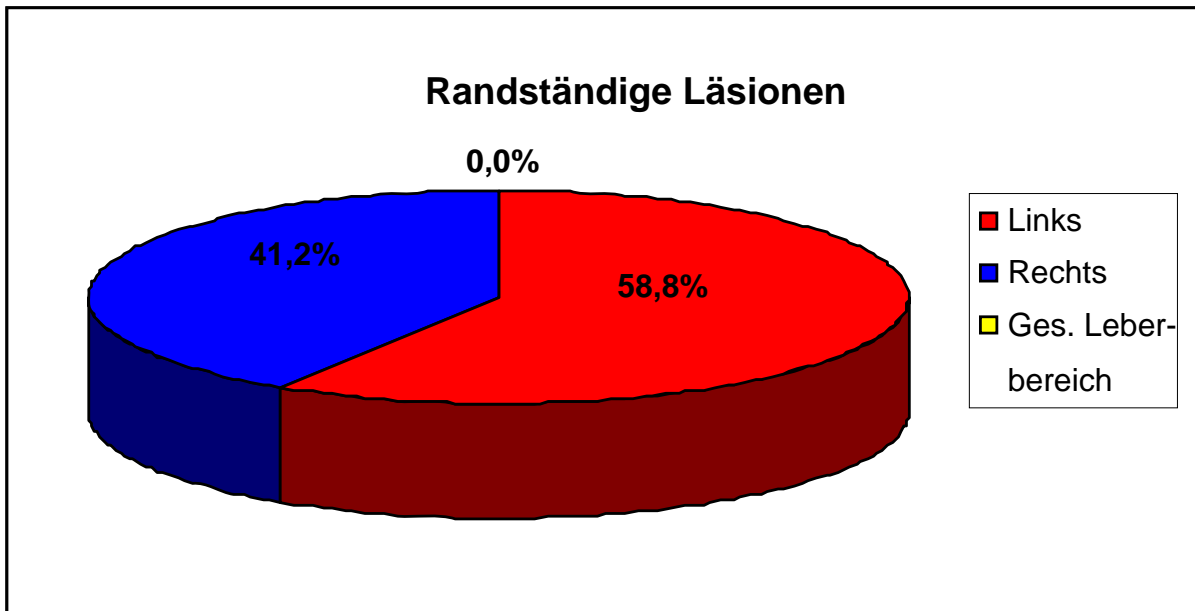
**Diagramm 10: Verteilung der Läsionen in der Leber**

Während der weiteren Untersuchung der 49 Patienten auf die exakte Lage der Läsionen im rechten bzw. linken Parenchyembereich zeigten sich 23 der 49 Läsionen (46,9 %) zentral lokalisiert. Davon waren 5 (21,7 %) rechtsseitig, 13 (56,6 %) linksseitig, 5 (21,7 %) über den gesamten Leberbereich verteilt. Die Grafik ist in Diagramm 11 aufgeführt.



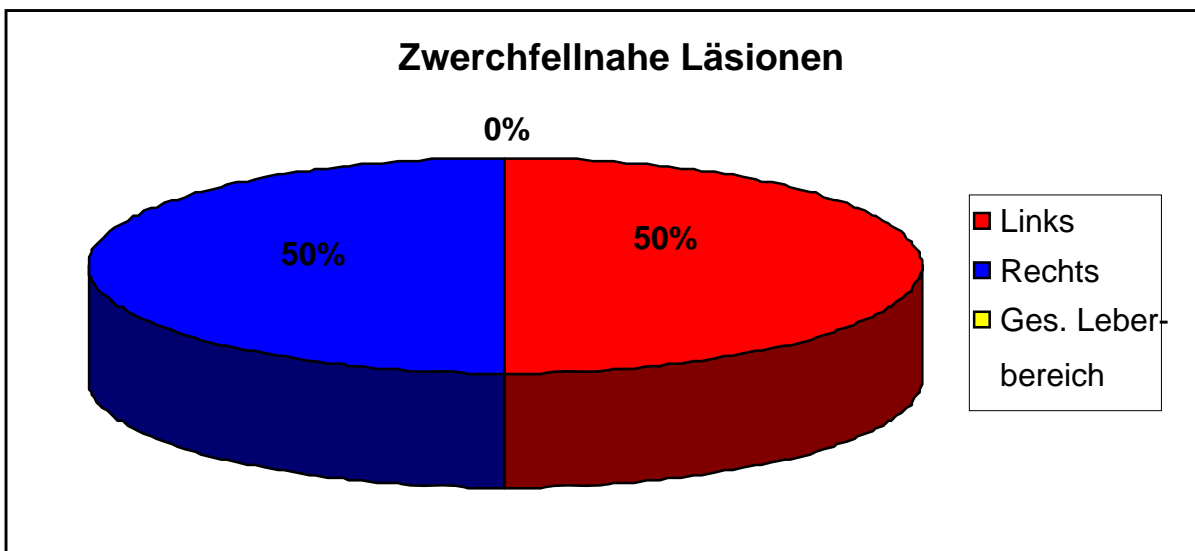
**Diagramm 11: Prozentuale Verteilung der zentralen Läsionen**

Bei 17 von 49 Leberläsionen (34,7 %) konnte eine randständige Zubildung festgestellt werden. Davon waren 10 (58,8 %) linksseitig und 7 (41,2 %) rechtsseitig. Randständige Veränderungen, die die gesamte Leber betrafen, traten nicht auf. Diese Verteilung ist in Diagramm 12 aufgeführt.



**Diagramm 12: Prozentuale Verteilung der randständigen Läsionen**

Eine zwerchfellnahe Läsion wurde bei 6 der 49 Veränderungen (12,2 %) ermittelt, wovon jeweils 3 linksseitig (50 %) und 3 rechtsseitig (50 %) waren. Auch hier waren keine multiplen Veränderungen im Bereich den gesamten Leberbereich erkennbar. Diese Auswertung ist in Diagramm 13 aufgeführt. Bei 3 der 49 Leberveränderungen (6,1 %) konnte keine Lokalisation festgelegt werden, hier handelte es sich um inhomogene Alterationen der Patienten 16116, 22497 und 23534.

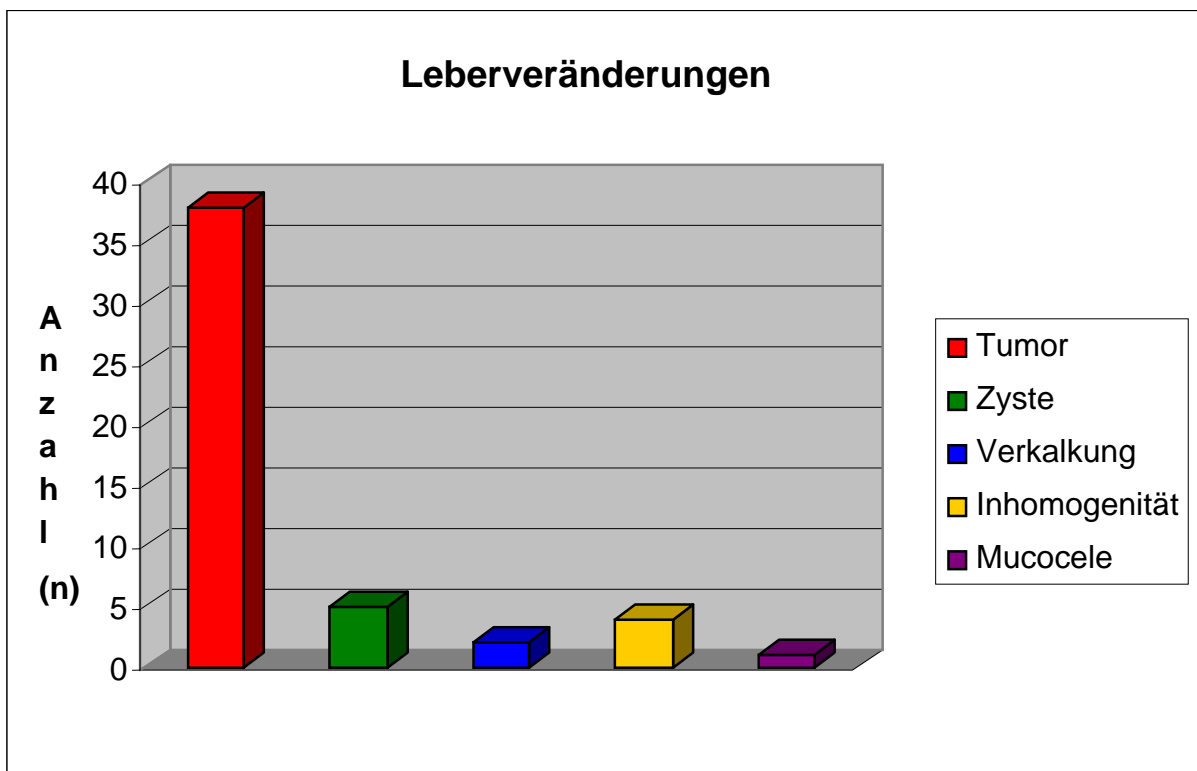


**Diagramm 13: Prozentuale Verteilung der zwerchfellnahen Läsionen**

### 3.4.5 Entnahme von Leberbiopsien

Die untersuchten Patienten wiesen verschiedenste Veränderungen der Leber auf, wie z. B. Tumoren (n=37), Zysten (n=5) und Verkalkungen (n=2). Bei 4 Patienten zeigte das Leberparenchym eine hochgradige Inhomogenität. Zusätzlich wurde ein Patient mit Gallenblasenveränderungen untersucht (Diagramm 14).

Bei 24 der 49 Patienten (49%) wurden während der Untersuchung ultraschallgezielte Proben (Punktion oder Biopsie) aus veränderten Bezirken entnommen und zur zytologischen oder pathologisch-histologischen Untersuchung geschickt.

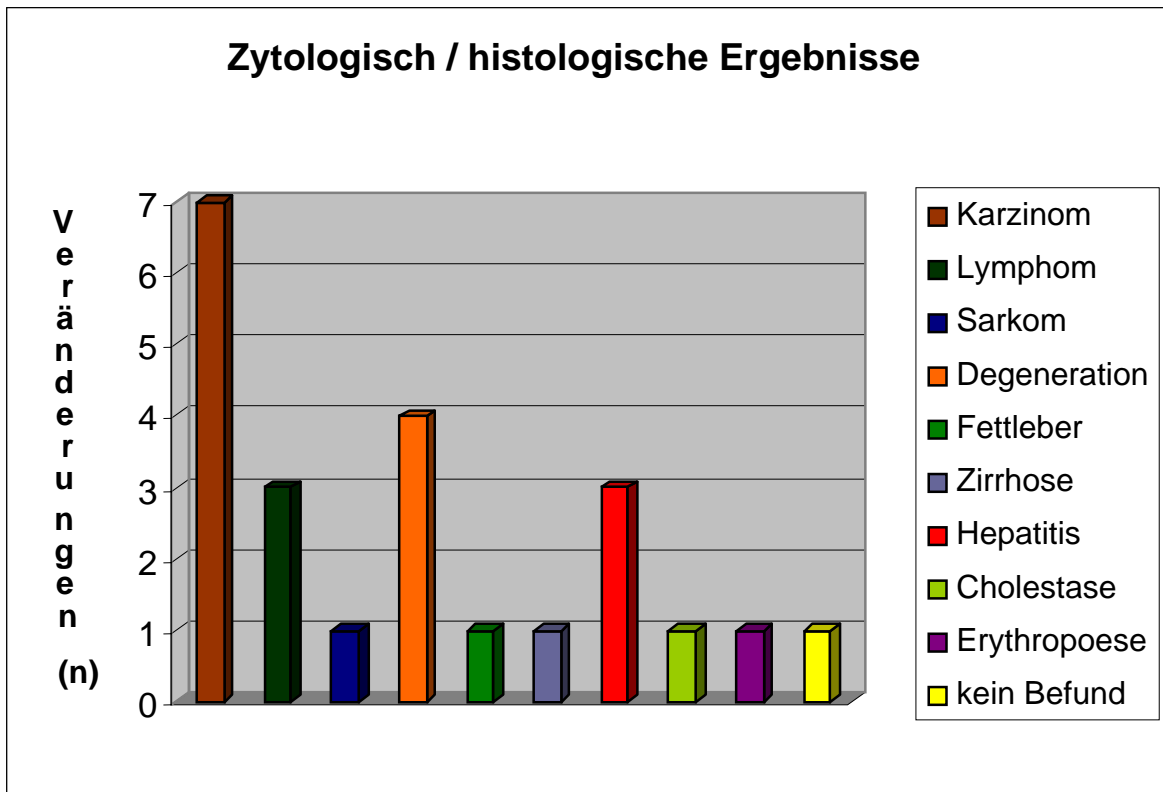


**Diagramm 14: Zusammenstellung aller festgestellten Leberveränderungen**

Die Leberpunktion zur zytologischen Untersuchung konnte immer am wachen Patienten durchgeführt werden. Alle Biopsien zur pathologisch-histologischen Untersuchung wurden in Narkose entnommen. Insgesamt konnten 11 tumoröse, 6 degenerative und 4 entzündliche Veränderungen diagnostiziert werden. In einer Probe zeigte das Lebergewebe vermehrte Erythropoese, einmal waren die entnommenen Gewebeanteile nicht auswertbar. Eine genaue Aufstellung der aufgetretenen Erkrankungen gibt das folgende Diagramm 15 wieder.

Vom sonographischen Bild war sowohl in der zweidimensionalen als auch in der dreidimensionalen Untersuchung keine Differenzierung möglich. Die Probenentnahme zur weiterführenden Untersuchung ist zur Diagnosesicherung unerlässlich.





**Diagramm 15: Zusammenstellung der zytologisch / histologischen Ergebnisse**

### 3.5 Statistische Auswertung

Die Auswertung erfolgte in den Kategorien Artefakte, Bildbearbeitung und Volumetrie. Die Patienten wurden dafür in drei Gruppen eingeteilt: wache Patienten, narkotisierte Patienten und euthanasierte Tiere. Pro Patient erfolgten zum Teil mehrere Untersuchungen nacheinander. Im weiteren Verlauf der Auswertung werden die Worte Messung und Anfertigen eines Rohdatensatzes als Synonyme verwendet. Die Zusammenfassungen der Datensätze nach Artefaktausprägung und Bearbeitungsqualität sind in den Tabellen 9 und 10 enthalten.

**Tabelle 9: Aufstellung der Rohdatensätze (n) nach Artefaktausprägung mit Unterteilung wach, Narkose und Euthanasie**

Artefaktstufe	Wach (n)	Narkose (n)	Euthanasie (n)	Summe (n)
1	11	5	1	17
2	16	1	4	21
3	32	22	8	62
4	33	18	1	52
5	22	1	0	23
6	19	0	0	19
$\sum$ ges.	133	47	14	194

**Tabelle 10: Aufstellung der Rohdatensätze (n) nach Bearbeitungsqualität mit Unterteilung wach, Narkose und Euthanasie**

Bearbeitungsqualität	Wach (n)	Narkose (n)	Euthanasie (n)	Summe (n)
1	13	5	1	19
2	20	4	4	28
3	33	17	6	56
4	26	17	3	46
5	20	4	0	24
6	21	0	0	21
$\sum$ ges.	133	47	14	194

Die genaue Aufschlüsselung der einzelnen Daten ist in den Tabellen A-H im Anhang zu ersehen.

### 3.5.1 Artefakte, Bildbearbeitung

Der folgende Abschnitt behandelt die Fragestellung, inwiefern der Status des Patienten (wach, narkotisiert oder euthanasiert) die Artefaktausprägung und Bildbearbeitung bei Anfertigung der Rohdatensätze beeinflusst.

Beim Patient Nr. 24332 wurden 4 Messungen an Zubildung 1 und eine Messung an Zubildung 2 durchgeführt, so dass für die statistische Auswertung diese Daten als 5 Messungen einer Zubildung interpretiert wurden.

Es erfolgte eine statistische Auswertung der Rohdaten nach dem Test auf gemusterten Gruppeneffekt bei Versuchsanlagen für mehrere Gruppen mit abhängigen Messwiederholungen (*Brunner und Langer, 1999*) sowohl für die Artefaktausprägung als auch für die Bildbearbeitung. Die Anwendung des Testes bei der Untersuchung am wachen Patient gegenüber der Untersuchung an bereits euthanasierten Tieren ergibt mit einem  $p=0,049$  (5 % Niveau) einen signifikanten Unterschied. Allerdings ist die Gruppe der euthanasierten Tiere mit nur 3 Patienten sehr klein, so dass die Aussagekraft nicht sehr hoch ist. Der große Einfluss des Untersuchers auf die Qualität der Datensätze lässt sich daran erkennen, dass erst beim 3. euthanasierten Patienten (US Nr. 23535) gute Ergebnisse erzielt werden konnten (Anhang, Tabellen F und J). Bei der Gegenüberstellungen der Untersuchung „wacher Patient / narkotisierter Patient“ konnte mit dem Test für die Ausprägung der Artefakte ein signifikanter Unterschied auf dem 5 % Niveau ( $p= 0,031$ ) nachgewiesen werden.

Zusammen mit den Diagrammen aus Kapitel 3.4.3 lässt sich eruieren, dass die Artefaktausprägung in Narkose deutlich geringer ist, da die mittel-hochgradigen Artefakte in Narkose auszuschließen sind. Dagegen verdeutlichen die Diagramme, dass für die Erstellung artefaktfreier Rohdaten nicht zwangsläufig eine Narkose notwendig ist.

Die Ausprägung der Artefakte entscheidet über die weiteren Bearbeitungsmöglichkeiten der Rohdaten. Da die Werte der Untersuchung nicht normalverteilt waren, musste der oben genannte Test gewählt werden. Die Auswertung der Qualität der Bildbearbeitung ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen der Anfertigung beim euthanasierten, wachen oder narkotisierten Patienten. Möglicherweise ist der Stichprobenumfang für diesen Test zu klein, so dass die Güte des Testes zu niedrig ist, um einen signifikanten Unterschied zu erkennen.

Die Darstellung verschiedener Ebenen ist prinzipiell durchführbar, allerdings nimmt bei zunehmender Artefaktausprägung die Auswertbarkeit ab. Artefakte, die durch Bewegung des Patienten oder des Untersuchers entstanden sind oder bereits im 2D-Bild vorhanden waren, lassen sich meist erst durch die weitere Bearbeitung der Ebenen darstellen. Besonders deutlich

werden z. B. Bewegungsartefakte beim Verschieben des Würfels oder bei der Wahl des Modus Group Plane MAIN.

Die weitere Bildbearbeitung betreffend wird deutlich, dass Artefakte aus der zweidimensionalen Darstellung, z. B. distale Schallschatten, Sonderfälle darstellen. Eine gute Bildbearbeitung ist zwar möglich, eine Volumetrie aber aufgrund der Überlagerung nicht. Dies trifft für den Patienten 22493 durch Verkalkungen in der Leber und bei Patient 21715 durch Überlagerung mit gasgefüllten Darmschlingen zu (Abbildung 14).

Die Wahl eines Rendering Modus zur verbesserten 3D-Darstellung erlaubt beim Auftreten von Stufe 5 (23 Datensätze) und 6 (19 Datensätze) in Bezug auf Artefakte keine Auswertung. Insgesamt konnten 42 Datensätze (21,4 %) hier nicht weiter bearbeitet werden. Auch in den Stufen 3 (62 Datensätze) und 4 (52 Datensätze) ist nur eine eingeschränkte Bearbeitung möglich, da bei Stufe drei bereits Unregelmäßigkeiten in diesem Modus erkennbar sind. Insgesamt können 114 Rohdaten (58,8 %) nur eingeschränkt mit diesem Programm vollständig bearbeitet werden. Die Qualität der Bildbearbeitung zeigte in Narkose eine deutliche Verbesserung im Hinblick auf das Auftreten mangelhafter bis ungenügender Rohdatensätze. Ähnlich der Artefaktausprägung war keine deutliche Zunahme der sehr guten und guten Qualität der Bearbeitung in Narkose oder bei bereits toten Tieren zu verzeichnen.

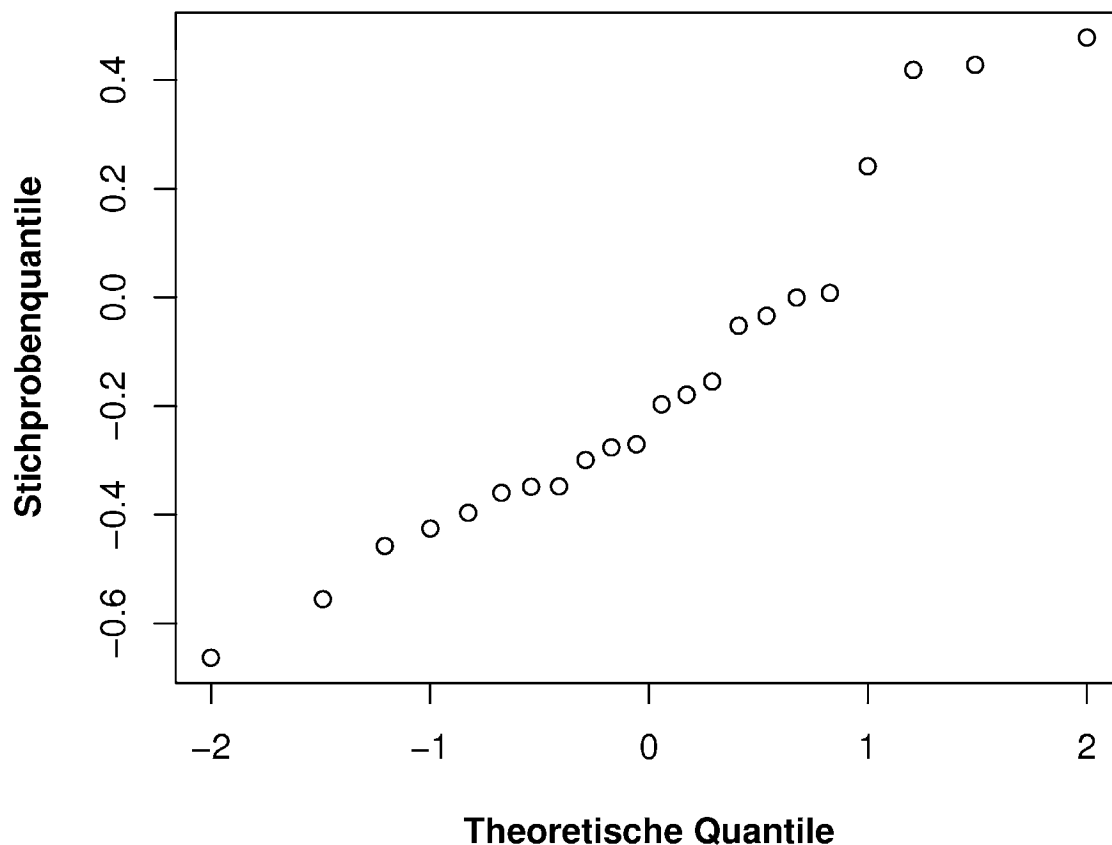
### **3.5.2 Volumetrie**

Mit dieser Arbeit sollte überprüft werden, ob sich ein Unterschied in der Messmethode der 2D-Volumetrie gegenüber der 3D-Volumetrie an der Leber des Hundes unter den verschiedenen Bedingungen ergibt. In den Tabellen 2 und 3 (Kapitel 3.4.3.5) sind die erfassten Daten der 2D- und 3D-Messung aufgeführt. Bei Auswertung der für die Volumetrie zur Verfügung stehenden Rohdaten zeigte sich, dass 4 Patienten (22241, 23614, 24459 und 25421b) einen unvollständigen Scan aufwiesen. Beim Vorliegen mehrerer Zubildungen im Parenchym zeigte sich die Zuordnung im Volumen bestimmter Veränderung als schwierig. Dies traf auf 3 Patienten (15895, 21861 und 22342) zu. Ebenfalls war bei zwei Tieren (22515, 22565) eine exakte Volumetrie aufgrund schlechter Differenzierung nicht möglich. Daher wurden diese Patienten nicht zur weiteren Auswertung herangezogen.

Die gemessenen Volumina zeigten mit der Ellipsoidformel einen Mittelwert von 23,46 ml mit einer Spannweite von 0,13 bis 126,81 ml. Mit der Serial-Methode ergibt sich bei der 3D-Planimetrie ein Mittelwert des Volumens von 28,99 ml mit einer Spannweite von 0,19 bis 157,85 ml.

Bei der Anwendung des statistischen Testes wurde aufgrund der Studien von *Riccabona et al. 1996*, *Elliot et al. 1996* und *Lang et al. 1999* davon ausgegangen, dass die 3D-Messung dem reellen Volumen entspricht. Um einen eventuellen Unterschied zwischen den Messungen festzustellen, wurde der t-Test durchgeführt. Dies war möglich, da die Darstellung der relativen Messfehler in einem Q-Q-Plot nicht gegen eine Normalverteilung sprach (Diagramm 16). Bezogen auf die relativen Messfehler ergaben sich ein Maximalwert von 0,47890 und ein Minimalwert von -0,66270 mit einem Mittelwert von -0,15640 und einer Standardabweichung von 0,31704.

### Normalverteilungs-Q-Q-Plot



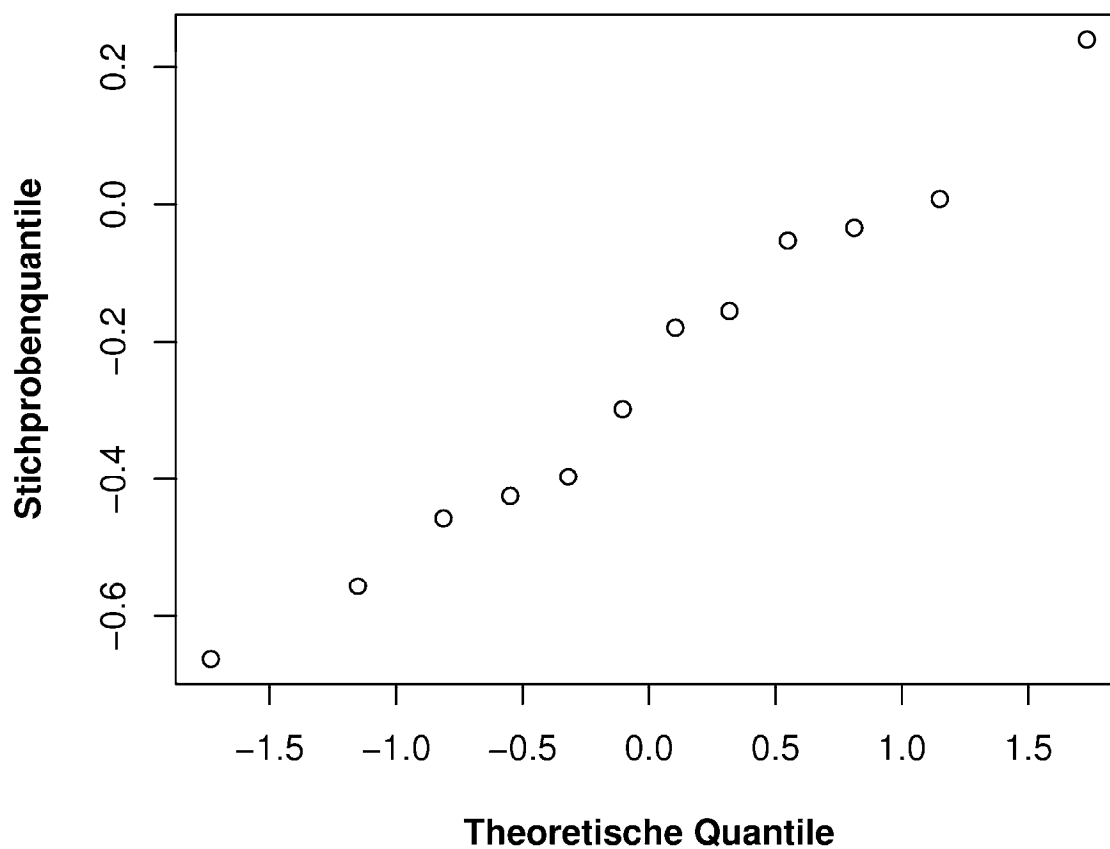
**Diagramm 16: Q-Q-Plot der relativen Messfehler**

Die Anwendung des t-Tests ergab auf dem 5 % Niveau ( $p=0,031$ ) einen signifikanten Unterschied der relativen Messfehler.

Bei der Überprüfung der Messergebnisse der 2D- und 3D-Volumetrie in Bezug auf die Form der Leberläsion konnte nach Anwendung des t-Tests ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der Volumetrie ( $p=0,031$ ) festgestellt werden. Die 2D-Mesungen waren im

Mittel um 15,6 % kleiner als die 3D-Messungen. Bei weiterer Aufschlüsselung des Formeneinflusses ergab der Test für die elliptischen Läsionen einen hoch signifikanten Unterschied ( $p=0,0079$ ). Hier waren die 2D-Messungen im Mittel um 24,7 % kleiner als die 3D-Messungen, mit einem Maximalwert von 0,24070, einem Minimalwert von -0,66270 sowie einem Mittelwert von -0,24720. Die Standardabweichung beträgt 0,26430. Die Ergebnisse für die elliptischen Formen sind im Q-Q-Plot (Diagramm 17) aufgeführt. Für die Durchführung des Tests wurde jeweils das 5 % Niveau angenommen.

### Normalverteilungs-Q-Q-Plot



**Diagramm 17: Q-Q-Plot der elliptischen Formen**

Für die beiden weiteren Formenkategorien (geringe Abweichungen vom Ellipsoid und amorphe Läsionen) konnte mittels des t-Tests kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schließen, dass zur Volumetrie von Läsionen die 3D-Volumetrie vorzuziehen ist.

### 3.5.3 Lage der Läsion im Parenchym

Die Lokalisation der Läsionen im Parenchym wurde hinsichtlich ihrer Auswirkung auf entstehende Artefakte und die Bildbearbeitungsqualität überprüft. Im ersten Schritt erfolgte eine Aufstellung der möglichen Lokalisationskombinationen und einer Gruppenzuordnung für weitere Berechnungen sowohl für wache, als auch für alle Patienten mit fokalen Veränderungen. Multiple Läsionen, die randständig oder zwerchfellnah gelegen waren, konnten bei den untersuchten Patienten nicht festgestellt werden (Gruppe 8 und 9 in Tabelle 11).

#### 3.5.3.1 Auswirkung auf Artefakte

Es wurde die Verteilung der Artefaktstufen mit Angabe des 1. Quartils, Median und 3. Quartils im Hinblick auf die Lokalisation der Läsion zuerst am wachen Patienten überprüft. Die Ergebnisse sind in Tabelle 11 enthalten.

**Tabelle 11: Aufstellung der Lokalisationskombinationen und deren Gruppenzuordnung für wache Patienten sowie 1. Quartil, Median und 3. Quartil für Artefaktstufen**

Lokalisationskombination	Gruppe	Artefaktstufen		
		1. Quartil	Median	3. Quartil
Zentral-links	1	2,0	3,0	4,0
Zentral-rechts	2	4,0	4,0	5,0
Zentral- ges. Leberbereich betroffen	3	4,5	5,0	6,0
Randständig-links	4	2,0	3,0	4,0
Randständig-rechts	5	3,5	4,0	5,0
Zwerchfellnah-rechts	6	1,25	3,5	4,0
Zwerchfellnah-links	7	5,0	6,0	6,0
Randständig- ges. Leberbereich betroffen	8	—	—	—
Zwerchfellnah- ges. Leberbereich betroffen	9	—	—	—

Zur Untersuchung der Auswirkung der Lokalisation von Läsionen auf die Artefaktausprägung wurde ebenfalls der Test auf gemusterten Gruppeneffekt bei Versuchsanlagen für mehrere Gruppen mit abhängigen Messwiederholungen (*Brunner und Langer, 1999*) verwendet. Die Überprüfung der Artefakte erfolgte mit den Gewichtsvektoren  $w=(3;4;5;3;4;3;6)$  für die Gruppen 1-7. Bei der Annahme von  $p=0,05$  für ein signifikantes Ergebnis ergab der Test am

wachen Patienten für die Überprüfung der Artefakte mit  $p=0,00322$  einen hoch signifikanten Einfluss der Lokalisation auf die Artefaktausprägung.

Im zweiten Schritt wurde dieser Test auf alle Patienten angewendet, bei denen fokale Prozesse in der Leber vorlagen, unabhängig davon, ob sie wach, narkotisiert oder nach Euthanasie untersucht wurden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 enthalten.

**Tabelle 12: Aufstellung der Lokalisationskombinationen und deren Zahlenzuordnung für alle Patienten sowie 1. Quartil, Median und 3. Quartil für Artefaktstufen**

Lokalisationskombination	Gruppe	Artefaktstufen		
		1. Quartil	Median	3. Quartil
Zentral-links	1	2,0	3,0	4,0
Zentral-rechts	2	3,0	4,0	4,25
Zentral- ges. Leberbereich betroffen	3	3,0	5,0	5,75
Randständig-links	4	3,0	3,0	4,0
Randständig-rechts	5	3,0	4,0	4,0
Zwerchfellnah-rechts	6	1,25	3,5	4,0
Zwerchfellnah-links	7	4,0	5,0	6,0
Randständig- ges. Leberbereich betroffen	8	—	—	—
Zwerchfellnah- ges. Leberbereich betroffen	9	—	—	—

Für die Überprüfung der Artefakte wurden folgende Gewichtsvektoren (Artefaktstufen) für die Gruppen 1-7 verwendet:  $w=(3;4;4;3;3;3;5)$ . Bei der erneuten Annahme von  $p=0,05$  für ein signifikantes Ergebnis konnte für die Gruppe der Artefakte mit  $p=0,00571$  ein hoch signifikantes Ergebnis erzielt werden. Unabhängig davon, ob die Patienten während der Untersuchung wach oder narkotisiert waren oder die Untersuchung nach der Euthanasie erfolgte, hatte die Lokalisation der Läsion einen hoch signifikanten Einfluss auf die Artefaktausprägung.



### 3.5.3.2 Auswirkung auf Bildbearbeitungsqualität

Es wurde die Verteilung der Bildbearbeitungsqualität mit Angabe des 1. Quartils, Median und 3. Quartils im Hinblick auf die Lokalisation der Läsion zuerst am wachen Patienten überprüft. Die Ergebnisse sind in Tabelle 13 enthalten.

**Tabelle 13: Aufstellung der Lokalisationskombinationen und deren Gruppenzuordnung für wache Patienten sowie 1. Quartil, Median und 3. Quartil für Bildbearbeitungsqualität**

Lokalisationskombination	Gruppe	Bildbearbeitungsqualität		
		1. Quartil	Median	3. Quartil
Zentral-links	1	2,0	3,0	4,0
Zentral-rechts	2	2,0	4,0	6,0
Zentral- ges. Leberbereich betroffen	3	4,5	5,0	6,0
Randständig-links	4	2,0	3,0	4,0
Randständig-rechts	5	3,0	4,0	5,5
Zwerchfellnah-rechts	6	1,25	2,5	3,75
Zwerchfellnah-links	7	5,0	6,0	6,0
Randständig- ges. Leberbereich betroffen	8	—	—	—
Zwerchfellnah- ges. Leberbereich betroffen	9	—	—	—

Zur Untersuchung der Auswirkung der Lokalisation von Läsionen auf die Bildbearbeitungsqualität wurde ebenfalls der Test auf gemusterten Gruppeneffekt bei Versuchsanlagen für mehrere Gruppen mit abhängigen Messwiederholungen (*Brunner und Langer, 1999*) verwendet. Es wurde für die Überprüfung der Bildbearbeitung der Gewichtsvektor (Bearbeitungsqualität)  $w=(3,4,5,3,4,3,6)$  für die Gruppen 1-7 verwendet. Bei der Annahme von  $p=0,05$  für ein signifikantes Ergebnis ergab der Test für die Überprüfung der Bildbearbeitung am wachen Patienten mit  $p=0,00249$  einen hoch signifikanten Einfluss der Lokalisation auf die Bildbearbeitungsqualität.

Im zweiten Schritt wurde dieser Test auf alle Patienten angewendet, bei denen fokale Prozesse in der Leber vorlagen, unabhängig davon, ob sie wach, narkotisiert oder nach Euthanasie untersucht wurden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 enthalten.

**Tabelle 14: Aufstellung der Lokalisationskombinationen und deren Zahlenzuordnung für alle Patienten sowie 1. Quartil, Median und 3. Quartil für Bildbearbeitungsqualität**

Lokalisationskombination	Gruppe	Bildbearbeitungsqualität		
		1. Quartil	Median	3. Quartil
Zentral-links	1	2,0	3,0	4,0
Zentral-rechts	2	2,75	3,5	4,5
Zentral- ges. Leberbereich betroffen	3	3,0	5,0	5,75
Randständig-links	4	3,0	3,0	4,0
Randständig-rechts	5	3,0	3,0	4,0
Zwerchfellnah-rechts	6	1,25	2,5	3,75
Zwerchfellnah-links	7	4,0	5,0	6,0
Randständig- ges. Leberbereich betroffen	8	—	—	—
Zwerchfellnah- ges. Leberbereich betroffen	9	—	—	—

Für die Überprüfung der Bildbearbeitungsqualität wurden folgende Gewichtsvektoren für die Gruppen 1-7 verwendet:  $w=(3,4,4,3,3,3,5)$ . Bei der erneuten Annahme von  $p=0,05$  für ein signifikantes Ergebnis konnte für die Gruppe der Bildbearbeitung mit  $p=0,00448$  ein hoch signifikantes Ergebnis erzielt werden. Unabhängig davon, ob die Patienten während der Untersuchung wach oder narkotisiert waren oder die Untersuchung nach der Euthanasie erfolgte, hatte die Lokalisation der Läsion einen hoch signifikanten Einfluss auf die Artefaktausprägung.

Zusammenfassend kann also ein hoher Einfluss der Lokalisation der Parenchymläsion auf die Ausprägung von Artefakten und die Qualität der Bildbearbeitung statistisch nachgewiesen werden. Die Gruppen 3, 5 und 7 sind bei der Betrachtung aller Patienten eine Stufe besser einzuordnen.

## 4 Diskussion

In der Veterinärmedizin gibt es bislang nur wenige Arbeiten über den Einsatz von dreidimensionalem Ultraschall (*Edinger und Koneberg 2001, Poulsen Nautrup 2001, Wagels und Stadler 2004*), dessen technische Grundlagen und seine notwendigen Voraussetzungen (*Poulsen Nautrup 2001*). Die vorliegenden Arbeiten stammen aus unterschiedlichen Gebieten, wie z. B. Echokardiographie beim Kleintier (*Poulsen Nautrup 2004*) oder der Sehnen- und Gelenkdiagnostik beim Pferd (*Edinger und Koneberg 2001, Wagels und Stadler 2004*). In zwei veterinärmedizinischen Lehrbüchern der Sonographie wird die Möglichkeit des dreidimensionalen Schalls angesprochen, aber nicht näher ausgeführt (*Poulsen Nautrup 2001, Mattoon et al. 2002*). Die Zielsetzung dieser Arbeit sollte sein, grundlegende Voraussetzungen für die Erstellung von dreidimensionalen Bildern an der Leber zu erarbeiten und Aussagen über die Möglichkeiten und Voraussetzungen des klinischen Einsatzes zu treffen.

### 4.1 Methodik

Die Vorbereitung des Patienten erfolgt wie bei allen sonographischen Untersuchungen des Bauchraumes. Das Fell muss auf eine Haarlänge von 1/10 mm geschoren werden (*Gerwing 1989*). Sowohl für die zweidimensionale, als auch die dreidimensionale Sonographie müssen die Tiere nüchtern sein, damit keine Überlagerungen durch den gefüllten Magen entstehen (*Barr 1992, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b*). In dieser Studie waren alle Tiere mindestens 12 Stunden ohne Futter. Für den Kontakt zwischen Haut und Schallkopf wird handelsübliches Ultraschallgel oder bei nachfolgenden Biopsien alternativ Alkohol verwendet. Der Ultraschall der Leber erfolgt beim Menschen in Rückenlage oder Seitenlage (*Schuler und Börner 2001*). Für die zweidimensionale Untersuchung beim Hund sind sowohl die Rücken- als auch die Seitenlage möglich (*Barr 1992, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b*), in unserem Haus wird die Lagerung auf dem Rücken bevorzugt (*Gerwing 1989*). Die dreidimensionale Sonographie empfiehlt sich gleichfalls in dieser Position, damit durch eine Umlagerung der Patient nicht in Unruhe gerät. Zusätzlich erlaubt diese Position dem Untersucher eine genaue Orientierung, so dass die Zuordnung von Veränderungen zu betreffenden Organen leichter fällt. Für die Erstellung der 3D-Bilder lässt sich der notwendige Magnet direkt in Höhe der Leber aufstellen. Es dürfen sich keine eisenhaltigen oder leitenden Metalle in der Nähe des Magneten befinden (*Downey et al. 2000*). Zur Vermeidung von Artefakten müssen Gegenstände zwischen Sensor und Magneten entfernt und der Magnet möglichst dicht am

Sensor aufgestellt werden (*Downey et al. 2000, Nelson et al. 2000*). Genaue Erläuterungen über den Abstand von metallischen Gegenständen zum Magneten liegen in der Literatur nicht vor. Um mögliche Einflüsse durch Brustgeschirre zu vermeiden, wurden diese vor der Untersuchung abgelegt. Die Positionierung auf hölzerner Tischplatte und Lagerungskissen ist nach den vorliegenden Ergebnissen ausreichend, um durch Metall (z. B. Tischgestell) entstehende Artefakte zu vermeiden.

Die zweidimensionale sonographische Untersuchung der Leber wird in der Humanmedizin mit Curved- oder Sektortransducern (3,5-5 MHz) durchgeführt. In einigen Fällen wird auch auf höherfrequente Sonden umgestellt (*Strohm und Gladisch 1992, Schuler und Börner 2001*). Zur Untersuchung am Tier ist die Verwendung von Linear-, Konvex- sowie auch Sektorschallköpfe mit Frequenzen von 5-7,5 MHz beschrieben (*Nyland et al. 2002b, Peppler et al. 2005*). Die Verwendung einer Defokussierungslinse sowie die Freihandtechnik mit oder ohne Sensor ist mit den genannten Schallköpfen möglich (*Downey et al. 2000, Sakas et al. 2000, Köstering et al. 2002, Fenster und Downey 2003*). Die dreidimensionale Rekonstruktion erfolgt nach Speichern einer bestimmten Anzahl von 2D-Bildern (*Köstering et al. 2002*). Für eine Volumetrie ist zusätzlich ein Sensor mit dazu passendem Aufsatz notwendig (*Downey et al. 2000, Köstering et al. 2002, Fenster und Downey 2003*). Eine weitere Möglichkeit der Aufnahmetechnik bietet der integrierte 3D-Schallkopf. Er ermöglicht eine Volumetrie ohne zusätzliche Hilfsmittel (*Köstering et al. 2002*). In unserer Studie wurden Konvexschallköpfe in der Frequenz von 4-7 MHz und Linearschallköpfe in der Frequenz von 9-12 MHz mit Aufsatz und Sensor zur Volumetrie verwendet. Die angewendete Frequenz muss dem zu untersuchenden Objekt angepasst werden. Die in der Veterinärmedizin beschriebenen Frequenzangaben liegen über dem in der Humanmedizin verwendeten Frequenzbereich, was durch die Größe der Objekte im Kleintierbereich zu erklären ist. Mit Erhöhung der Frequenz konnte in dieser Studie eine höhere Bildqualität erzielt werden.

## **4.2 Untersuchungsgang**

Voraussetzung für die Durchführung eines dreidimensionalen Untersuchungsganges ist das Vorliegen einer fokalen Organveränderung, da bei diffusen Erkrankungen keine Verbesserung der Aussage durch die dreidimensionale Darstellung möglich ist (*Wagner et al. 1994*). Diese Aussage deckt sich mit unseren Untersuchungen. Eine weitere Verarbeitung der Datensätze bei diffus inhomogenen Leberveränderungen war nicht möglich. Die zweidimensionale Sonographie der Leber erfolgt in Längs- und Querrichtung, wobei in beiden Ebenen Serienschnittbilder angefertigt werden (*Nyland et al. 2002b*). Für die 3D-Untersuchung ist

lediglich ein gleichmäßiger Schwenk mit dem Sensor in Richtung des Magneten notwendig, um alle Daten zu erheben. Beim klinischen Einsatz der dreidimensionalen Untersuchung ist die Erstellungszeit der Datensätze wichtig, da diese in dem diagnostischen und ggf. therapeutischen Ablauf eingeplant werden muss. In der humanmedizinischen Literatur werden 0,2 bis ca. 10 Sekunden als Rekonstruktionszeit angegeben (*Köstering et al. 2002*). Die in der Veterinärmedizin von *Poulsen Nautrup 2001* angegebene Zeit zur Erstellung eines Rohdatensatzes beträgt 2-5 Sekunden. Diese Angaben stimmen mit denen von uns gemessenen 4,5-5 Sekunden als Scanzeit überein. Der Aufbau des 3D-Bildes dauerte in unseren Untersuchungen 25-30 Sekunden und ist damit deutlich länger als die von *Köstering et al. 2002* beschriebene Rekonstruktionszeit. Für die weitere Bearbeitung dieses Rohdatensatzes ist die Größe des Objektes wichtig, da eine exakte Volumetrie nur möglich ist, wenn das Objekt mit einem Schwenk erfasst wurde. Sind bei großen Veränderungen mehrere Ansätze notwendig, kann es zu fehlerhaften Ergebnissen kommen (*Treece et al. 2001*). Die Volumetrie konnte in dieser Studie bei 4 von 49 Patienten (8,2 %) nicht vorgenommen werden, da nicht alle Anteile der Veränderung im Datensatz enthalten waren.

### **4.3 Bildbearbeitung**

#### **4.3.1 Artefakte**

Die Ausbildung von Artefakten im Rohdatensatz ist für eine weitere Bildbearbeitung von entscheidender Bedeutung (*Nelson et al. 2000*). Zusätzlich zu den bereits im 2D-Bild enthaltenen Artefakten kommen 3D-bedingte Kunstprodukte hinzu. Dabei handelt es sich um so genannte Akquisitionsartefakte, Rendering Artefakte und Erstellungsartefakte (*Nelson et al. 2000*). Um Akquisitionsartefakte zu vermeiden, darf sich der Patient während der Untersuchung nicht bewegen, weshalb der Scan beim Menschen in Atempausen erfolgt (*Nelson et al. 2000*). Diese Form von Artefakten ist direkt bei der Erstellung erkennbar, so dass der Scan sofort wiederholt werden kann (*Nelson et al. 2000*). Eine Sedation ist beim Menschen durch dessen Mitarbeit nicht erforderlich. Auch für das Tier ist die Untersuchung im wachen Zustand beschrieben (*Poulsen Nautrup 2001*). Die Auswertung der eigenen Ergebnisse zeigt, dass am wachen Patienten ca. 20 % aller durchgeführten Rohdatensätze ein sehr gutes bis gutes Ergebnis liefern. Gleichzeitig mussten ca. 30 % der Datensätze in Stufe 5 (mangelhaft) und 6 (ungenügend) eingeteilt werden. Bei den Untersuchungen in Narkose zeigten ca. 12 % sehr gute bis gute Ergebnisse, während 2 % der Daten nicht verwertbar waren. In den Stufen 3 (befriedigend) und 4 (ausreichend) konnten bei wachen Patienten 50 %

der Daten eingeordnet werden, in Narkose waren es 85 %. Der Einsatz einer Narkose reduzierte deutlich das Auftreten von Artefakten und damit von Aufnahmen, die nicht auswertbar waren. Um Atmungsartefakte zu vermeiden, könnten dem Tier auch Mund und Nase zugehalten werden (*Poulsen Nautrup 2001*). Diese Methode wurde von uns nicht durchgeführt, da hechelnde Tiere beim Zuhalten von Mund und Nase, sofern dies nicht nur sehr kurzfristig erfolgt, mit noch mehr Unruhe und folglich auch Bewegungen reagierten. Aufgrund dieser Ergebnisse empfehlen wir für die Erhebung von dreidimensionalen Datensätzen die Sedation oder Anästhesie der Hunde.

Eine weitere Möglichkeit zur Entstehung von Akquisitionsartefakten ist die Bewegung des Untersuchers. Der Schallkopf muss ruhig und in gleichmäßigem Tempo geführt werden (*Poulsen Nautrup 2001, Downey et al. 2000, Bailey et al. 2001*). Für die Ausführung dieser gleichmäßigen Bewegung ist einige Erfahrung des Untersuchers notwendig. Zur Erprobung oder Übung ist die Untersuchung am toten Tier geeignet, da hier auftretende Artefakte ausschließlich auf den Untersucher zurückzuführen sind. In dieser Studie wurden die euthanasierten Tiere zu Beginn untersucht. 8 von 14 der auf diese Art erhobenen Rohdatensätze (57 %) mussten in die Artefaktstufe 3, ein Datensatz von 14 (7 %) in die Artefaktstufe 4 eingeordnet werden. Insgesamt entsprachen diese Zahlen 64 % der Untersuchungen, bei denen der Einfluss durch den Untersucher hochgradig war. In der Reihenfolge der erhobenen Datensätze zeigten die zuletzt Durchgeführten die besten Ergebnisse (Anhang, Tabelle D/H). Diese Untersuchungen bestätigen die Angaben der Literatur über den Einfluss des Untersuchers auf Akquisitionsartefakte. Es ist anzunehmen, dass bei zunehmender Erfahrung des Untersuchers der Anteil der wach zu untersuchenden Patienten ansteigt.

Die Akquisitionsartefakte konnten auch in dieser Studie bei Artefaktstufe 5 und 6 (hochgradige Unschärfen) direkt erkannt werden und wurden durch erneute Rohdatensätze ersetzt, wie auch von *Nelson et al. 2000* beschrieben. In der Humanmedizin gibt es keine vergleichbare Einteilung der Artefaktstufen, so dass nicht erkennbar ist, ab welcher Artefaktstärke hier eine Wiederholung durchgeführt wurde. In den Artefaktstufen 3 und 4 sind mögliche Artefakte erst bei Durchführung des Würfels erkennbar, so dass sie erst bei der Bearbeitung auffielen. Wird die Bearbeitung zeitlich getrennt von der Erstellung der Rohdaten vorgenommen, so kann der Patient durchaus noch mal zur Untersuchung einbestellt werden, wie es bei Humanpatienten üblich ist (*Nelson et al. 2000*). Sollte eine erneute Wiedervorstellung durch lange Anfahrtszeit problematisch sein, können aufgrund der

niedrigen Erstellungszeiten direkt mehrere Datensätze erhoben werden, so dass sicher ein guter bis befriedigender Datensatz zur weiteren Bearbeitung zu Verfügung steht.

Da in der Sonographie die Strahlenbelastung für Untersucher und Patient entfällt, können beim Vorliegen von nicht auswertbaren Datensätzen beliebig viele Scans problemlos angefertigt werden (*Nelson et al. 2000, Sakas et al. 2000*).

### 4.3.2 Würfelmodell

Das Würfelmodell ist eine Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung der erfassten Informationen auf dem Monitor (*Downey et al. 2000, Poulsen Nautrup 2001, Köstering et al. 2002*) und wurde in dieser Arbeit zur Visualisierung der Daten verwendet. Bei der Durchführung der Bildbearbeitung zeigte sich, dass das Würfelmodell und die enthaltenen Darstellungsmöglichkeiten der erste wichtige Schritt im Hinblick auf die Überprüfung der Bildqualität und das Vorliegen von Artefakten darstellt. Es kann sehr rasch entschieden werden, ob eine weitere Bearbeitung im Renderingprogramm oder eine Volumetrie möglich sind, oder ob eine neue Datenerstellung erfolgen muss. Nur Datensätze mit maximal mittelgradigen Artefakten lassen eine Bearbeitung im Würfelmodell zu. In unseren Untersuchungen konnten 152 der 194 Datensätzen (78,4 %) in Artefaktstufe 1 (keine erkennbaren Artefakte) bis 4 (mittelgradige Unschärfen, mittelgradige 2D-Artefakte, mittelgradige reflexarme Querstreifung) eingeordnet werden. Davon waren 149 Rohdaten (98 %) weiter zu bearbeiten. Zusätzlich ließ sich im Modell feststellen, ob eine Veränderung in der Leber vollständig erfasst wurde. Die Bearbeitung im Würfelmodell lieferte bereits sehr gute Eindrücke über die Ausdehnung einer Zubildung und deren Verhalten zum umliegenden Gewebe. Dieser Vorteil der 3D-Darstellung wird in der Literatur beschrieben. Die Erläuterung hierfür ist, dass innerhalb eines Volumenmodells (hier Würfelmodell) jeder sonographisch erfassbare Punkt exakt dem Raum und seiner Nachbarschaft zugeordnet wird (*Poulsen Nautrup 2001*). Durch die verschiedenen Wahlmöglichkeiten an Bearbeitungsmodi besteht die Möglichkeit, je nach Fragestellung die entscheidenden Ebenen zueinander oder nebeneinander aufzuzeigen (*Poulsen Nautrup 2001*). Diese Aussage wurde in unseren Untersuchungen bestätigt. Nach unseren Berechnungen stellten wir in Bezug auf die Bearbeitungsqualität keinen signifikanten Unterschied zwischen narkotisierten oder wachen Patienten fest. Zu dieser Fragestellung liegen in der bestehenden veterinärmedizinischen Literatur keine Angaben vor. Durch die bestehende Kooperation des Menschen stellt sich diese Frage in der Humanmedizin nicht.

### 4.3.3 Renderingprogramm

Mit Hilfe des Renderingprogrammes lassen sich 3D-Effekte noch besser erzielen und unterschiedliche Oberflächenstrukturen besser darstellen. Dazu werden die Parameter Threshold und Opacity variiert (*Downey et al. 2000, Nelson et al. 2000, Sakas et al. 2000*). Das Programm des Volume Rendering kann allerdings nur dann gute Resultate erzielen, wenn der Rohdatensatz möglichst geringe Artefaktausprägungen aufweist. Die Auswertbarkeit der Datensätze zeigte bereits in Stufe 3 zu den Unschärfen in der Coronarebene auch Unregelmäßigkeiten im Renderingmodus. Nur 47 der insgesamt 194 Datensätze (24,2 %) waren vollständig mit diesem Programm zu bearbeiten. Die Vielzahl an Kombinationsmöglichkeiten, die hier zur Bearbeitung verfügbar sind, ermöglichte es verschiedene Fragestellungen, z. B. bessere Visualisierung von Tumoren und Zysten, zu bearbeiten (*Sakas et al. 2000*). Durch vorsichtigen Einsatz der Parameter Threshold und Opacity können undeutliche Parenchymveränderungen durch stärkere Kontrastierung hervorgehoben werden. Allerdings birgt dies die Möglichkeit, dabei erneut Artefakte, die so genannten Rendering Artefakte, zu produzieren (*Nelson et al. 2000*). Diese Artefaktbildung fanden wir in unseren Untersuchungen ebenfalls vor. Informationen können durch massiven Einsatz z. B. der Parameter Threshold und Opacity sowie durch unterschiedliche Kombinationen von Texture und Grey Surface verloren gehen (*Nelson et al. 2000*). Ein eindrucksvolles Beispiel dafür war der Patient 25163. Durch unterschiedliche Wahl der Parameter, in diesem Fall eine Kombination aus Grey Surface und keine Einstellung Typ 2, war ein kleiner reflexarmer Rundherd im Parenchym neben einem großen reflexreichen Rundherd nicht mehr erkennbar (siehe Abbildungen 16-18). Über diese Artefakte liegen keine veterinärmedizinischen Berichte vor, andererseits sind Angaben und Hinweise aus der Humanliteratur übertragbar. *Downey et al. 2000* empfehlen zur Vermeidung solcher Artefakte, die Ergebnisse nach dem Rendering-Vorgang mit den Originalrohdaten zu vergleichen. Nach unseren Erfahrungen ist ein solcher Vergleich notwendig.

## 4.4 Volumetrie

Die Volumenbestimmung von pathologischen Befunden ist ein wichtiger Punkt in der bildgebenden Diagnostik (*Lang et al. 1999, Scharf und Sohn 2002*). Größenbestimmungen dieser Veränderungen lassen sich sehr gut im 2D-Bild vornehmen (*Lang et al. 1999*). Eine Volumenberechnung im zweidimensionalen Bild erfolgt mit der Ellipsoidformel, nachdem Länge, Breite und Tiefe des Objektes in zwei senkrecht zueinander liegenden Ebenen



bestimmt wurden (*Knauff 1987, Gerwing 1989, Braun 1992a, Braun 1992b, Lang et al. 1999, Fenster und Downey 2003*). Diese Formel setzt allerdings die Gleichförmigkeit von pathologischen Veränderungen voraus (*Lang et al. 1999, Fenster und Downey 2003*). In der klinischen Anwendung zeigte sich, dass z. B. Tumoren oder zystische Gebilde nicht immer eine einfache geometrische Struktur aufweisen (*Lang et al. 1999, Fenster und Downey 2003*). Zusätzlich liegen in der zweidimensionalen Berechnung die drei Ebenen nicht immer orthogonal zueinander, so dass weitere Messfehler entstehen können (*Gilja et al. 1999, Lang et al. 1999, Poulsen Nautrup 2001*). Am Beispiel der Prostata konnte von *Tong und Mitarbeitern 1998* in einer vergleichenden Studie zwischen zweidimensionaler und dreidimensionaler Volumenberechnung eine niedrigere Variabilität und eine höhere Reliabilität zugunsten der 3D-Berechnung ermittelt werden. In weiteren humanmedizinischen Studien wurde die 3D-Volumetrie auf ihre Exaktheit hin überprüft (*Ließ et al. 1994, Elliot et al. 1996, Riccabona et al. 1996, Wong et al. 1996, Lang et al. 1999, Strommen et al. 2004*). Die auch in unserer Studie verwendete manuelle Volumenbestimmung oder Serial-Methode wird häufig zur 3D-Planimetrie herangezogen (*Lang et al. 1999, Fenster und Downey 2003*). Sie bietet den Vorteil der exakten Umfahrung des pathologischen Befundes im normalen 2D-Bild und der anschließenden Durchmusterung im Würfelmodell, so dass hier in beliebigen Tiefen der Befund umfahren werden kann (*Fenster und Downey 2003*). Die Bildung eines Referenzwertes erfolgte in den genannten Studien z. T. über die Wasserverdrängung (*Elliot et al. 1996, Riccabona et al. 1996, Strommen et al. 2004*) oder über eine computertomographische Volumenbestimmung (*Lang et al. 1999*). Eine Verifizierung der in der vorliegenden Studie gemessenen Volumina wurde an unseren lebenden klinischen Patienten nicht erneut durchgeführt, da bereits aussagekräftige Untersuchungen zur 3D-Volumetrie vorliegen. Daher wurden die bestehenden Ergebnisse in Bezug auf die größere Genauigkeit aus der dreidimensionalen Volumetrie als Referenzwerte übernommen. Hier standen mit 100 Rohdatensätzen 51 % der Daten nicht zur Volumetrie zur Verfügung. Das lag zum großen Teil an der zusätzlichen Untersuchung von Patienten ohne fokale Veränderung (37 %), aber auch daran, dass bei 23 % der Datensätze die Artefakte zu stark (Stufe 6) ausgeprägt waren. Grundsätzlich müssen hier auch die Artefakte aus der 2D-Sonographie (z. B. Gas im Magen-Darm-Trakt) berücksichtigt werden, so dass eine entsprechende Vorbereitung des Patienten (fasten) notwendig ist (*Barr 1992, Gerwing 1993b, Lamb 1995, Selcer 1995, Partington und Biller 1996, Nyland et al. 2002b*). Da bei den Patienten zum Teil trotz einer Nahrungskarenz von 12 Stunden noch Gasartefakte aufgetreten sind, ist vor einer volumetrischen Untersuchung ein längerer Nahrungsentzug notwendig. Pathologische

Parenchyembefunde wurden nach ihrer Form in drei Kategorien eingeteilt: ellipsoid, geringgradige Abweichung von der ellipsoiden Form und unregelmäßig. Die Berechnungen erfolgten dreimal mit der Ellipsoidformel am 2D-Bild und dreimal im 3D-Programm mit der Serial-Methode. Es konnte gezeigt werden, dass in jedem Fall aufgrund der größeren Genauigkeit die 3D-Planimetrie der 2D-Messung zur Volumenbestimmung vorzuziehen ist. Die Zahl der unförmigen Läsionen ist in dieser Studie mit 5 von 24 (20,8 %) gering. Kategorie 2 konnte ebenfalls nur bei 6 der 24 Veränderungen (25 %) festgestellt werden. Für diese beiden Formen konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Dies ist möglicherweise durch die geringe Patientenzahl zu erklären. Angaben über die Häufigkeit von nicht geometrischen Formen bei Zysten oder Tumoren werden in der Literatur nicht gemacht. Bei der Formkategorie 1 (ellipsoid), deren Anteil 13 von 24 Läsionen (54,2 %) ausmachte, konnte ein hoch signifikanter Unterschied zwischen der 3D-Volumetrie und der zwei-dimensionalen Volumenberechnung festgestellt werden. Die möglichst exakte Volumetrie von Organläsionen ist in der Humanmedizin von großer Bedeutung (*Leppek und Klose 1995, Lang et al. 1999, Rose et al. 2001a, Rose et al. 2001b*). In der Überwachung von Tumorerkrankungen ist eine regelmäßige Größenbestimmung von pathologischen Befunden notwendig, um eine Verlaufskontrolle z. B. unter Chemotherapie zu erhalten (*Lang et al. 1999, Rose et al. 2001b*). Mit Hilfe der 3D-Sonographie steht ein nichtinvasives und ohne Strahlenbelastung arbeitendes System zur Verfügung, dessen Anwendung beliebig häufig wiederholt werden kann (*Lang et al. 1999, Nelson et al. 2000, Sakas et al. 2000*). Die Bereitschaft der Tierbesitzer, bei ihren Haustieren eine Tumorthherapie durchzuführen, steigt immer mehr (*Kessler 2005*). Infolgedessen ist auch eine regelmäßige Kontrolle dieser Patienten während einer Tumorbehandlung immer häufiger notwendig und eine möglichst schonende diagnostische Methode wünschenswert. Eine frühzeitige Einschätzung, ob ein Therapieerfolg nach einer Chemotherapie vorliegt, wäre somit ohne größere Belastung möglich und erlaube bei Ausbleiben des Erfolges eine rasche Änderung des Therapieplans. Auf diese Weise könnten dem Patienten unnötige Leiden durch die Therapie erspart bleiben. Zusätzlich ist die dreidimensionale Sonographie nicht nur in den Anschaffungskosten, sondern auch in den Anwendungskosten deutlich niedriger als vergleichsweise ein CT oder MRT. Für die Durchführung dieser beiden Methoden ist außerdem immer eine Narkose, ggf. sogar eine Inhalationsnarkose notwendig. Mit der dreidimensionalen Sonographie besteht bei guter Kooperation des Patienten die Möglichkeit vollständig auf eine Narkose zu verzichten.

#### **4.5 Lage der Läsion im Parenchym**

Über einen Einfluss der Lage der Läsion auf weitere Bearbeitungsmöglichkeit lagen bisher keine Angaben in der humanmedizinischen und veterinärmedizinischen Literatur vor. In den durchgeführten Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit konnte sowohl für die wachen Patienten als auch für die gesamte Patientenzahl ein hoch signifikanter Einfluss der Lokalisation auf die Artefaktausbildung und Bildbearbeitungsqualität festgestellt werden, wenn man die Klientel mit inhomogenen Veränderungen herausnimmt. Die linksseitig gelegenen Veränderungen traten häufiger auf und zeigten bessere Ergebnisse als die rechtsseitigen. Die Ausnahme hiervon bilden die linksseitig-zwerchfellnahen Veränderungen, die die schlechtesten Ergebnisse lieferten. Möglicherweise ist die Anfertigung des Scans bei dieser Lokalisation für einen Rechtshänder (wie die Autorin dieser Arbeit) am schwierigsten durchzuführen. Ebenfalls unbefriedigende Ergebnisse zeigten die zentral gelegenen Läsionen, die multiple im Parenchym auftraten. Bei diesen multiplen Veränderungen spielt möglicherweise die schwierige Fokussierung des Untersuchers auf eine Zubildung eine Rolle. Rein subjektiv betrachtet erscheint es schwieriger mehrere Zubildungen in einem Rohdatensatz gleichmäßig zu scannen, so dass alle Anteile die gleiche Bildbearbeitungsqualität besitzen. Randständige Zubildungen waren gut auswertbar.

#### **4.6 Biopsie / Punktion der Leber**

Die Biopsie oder Punktion von Tumoren im Bereich der Leber ist für die weitere Diagnostik von entscheidender Bedeutung, da allein aufgrund sonographischer Befunde keine Einschätzung des Befundes möglich ist (*Gerwing 1993b, Partington und Biller 1996, Selcer 1995, De Rycke et al. 1999, Schuler und Böhner 2001, Nyland et al. 2002b, Wang et al. 2004, Pepler et al. 2005*). Durch den Einsatz der Sonographie zur Punktion oder Biopsie können gezielt Proben aus der Leber entnommen werden (*Gerwing 1993b, Partington und Biller 1996, Selcer 1995, De Rycke et al. 1999, Schuler und Böhner 2001, Nyland et al. 2002a, Wang et al. 2004, Pepler et al. 2005*). Die Biopsie der Leber im 3D-Modus wird in der Literatur beschrieben (*Polaków et al. 2003*). Die Durchführung der Biopsie in diesem Modus war nicht Thema dieser Studie und erfordert weitergehende Software. Diese Methode erscheint auf dem Hintergrund der in dieser Dissertation erarbeiteten Informationen und Möglichkeiten als sehr interessantes und klinikbezogenes Vorhaben. Zusätzlich zur diagnostischen Biopsie der Leber ist auch eine therapeutische Punktion fokaler Leberherde, z. B. zur Injektion von Ethanol, möglich (*Tucker De Sanctis et al. 1998, Rose et al. 2001b*).

Mit Hilfe des dreidimensionalen Ultraschalls können weitergehende Informationen über Platzierung und Verteilung des injizierten Agens gewonnen werden (*Rose et al. 2001b*). Hierin sind Möglichkeiten für Studien in der Veterinärmedizin zu sehen. Eine Kombination von Diagnostik (Befunderhebung), Therapie sowie Therapiekontrollen mit 3D-Techniken bei Lebererkrankungen wäre zu überprüfen.

#### **4.7 Vor- und Nachteile des 3D-Ultraschalls**

In der humanmedizinischen und veterinärmedizinischen Literatur werden verschiedene Vor- und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie aufgeführt. Für den Patienten ergibt sich durch die zusätzliche Datensatzerhebung keine wesentliche Verlängerung der Untersuchungszeit (*Poulsen Nautrup 2001*). Als Nachteil der zusätzlichen 3D-Methode wird der notwendige Zeitaufwand durch die anschließende Bildbearbeitung aufgefasst (*Poulsen Nautrup 2001*). Ein solcher Aufwand konnte in unserer Studie nicht als gravierend festgestellt werden, da die durchschnittliche Bearbeitungszeit bei 8,2 Minuten lag. Da die Anwesenheit des Patienten während der Nachbereitungsphase nicht mehr erforderlich ist, kann allerdings eine erneute Datenerstellung, die sich dabei aufgrund mittelgradiger Artefakte als notwendig erweist, nicht mehr durchgeführt werden (*Nelson et al. 2000*). Humanpatienten werden in solchen Fällen erneut zur Untersuchung bestellt (*Nelson et al. 2000*). Diese Möglichkeit besteht grundsätzlich auch für Veterinärpatienten, bedingt es aber für den Besitzer einen größeren Aufwand an Zeit und Kosten. Um dieses Problem zu umgehen, können direkt mehrere Datensätze erhoben werden, so dass gute Sequenzen zur weiteren Bearbeitung vorliegen. Durch den niedrigen Zeitaufwand, den eine Datensatzerhebung erfordert, ist die problemlos möglich. Sollen Patienten mehrfach sonographiert werden, z. B. zur Kontrolle von Tumormetastasen, so besteht in der Veterinärmedizin die Möglichkeit, im Gegensatz zu CT- und MRT-Untersuchungen, die Untersuchung ohne Narkose durchzuführen. Dies ist in Bezug auf das häufig höhere Alter der Patienten, in unserer Studie im Durchschnitt 10,24 Jahren, neben dem zusätzlichen Zeitaufwand und den Mehrkosten durch das nicht zu vernachlässigende Narkoserisiko als sehr wichtiger Vorteil anzusehen.

Während der zweidimensionalen Sonographie muss der Untersucher die Bilder im Kopf zu einem dreidimensionalen Bild zusammenfügen, um eine räumliche Vorstellung zu erhalten. Mit Hilfe des 3D-Programmes wird diese Arbeit dem Untersucher abgenommen, so dass auch weniger Erfahrene Parenchymläsionen erkennen können (*Downey et al. 2000, Fenster und Downey 2003*). Eine Überprüfung dieser These war nicht Thema dieser Arbeit. Die Auswertung sowohl zweidimensionaler als auch dreidimensionaler Daten erfordert eine

Einarbeitung, da auch während der Bildbearbeitung noch Fehler und Artefakte auftreten können. Dies belegen die besseren Ergebnisse der später erstellten Rohdaten verglichen mit denen der ersten Patienten.

In einer Studie aus dem Bereich der Human-Gynäkologie wird der Vorteil der dreidimensionalen Sonographie mit der zweidimensionalen Untersuchung verglichen. Hier konnte keine deutliche Verbesserung der Diagnostik durch den Einsatz der 3D-Technik festgestellt werden (*Scharf et al. 2001*).

Vorteile in Bezug auf die klinische Anwendung, z. B. zur Planung eines chirurgischen Eingriffs (*Lang et al. 1999*) oder Volumenveränderungen nach Therapiemaßnahmen, müssen in weiteren Studien überprüft werden. In einer Studie von *Grenacher et al. 2005* konnte gezeigt werden, dass die 3D-Darstellung der Leberanatomie zu einer verbesserten Operationsplanung sowohl bei erfahrenen als auch bei unerfahrenen Chirurgen führt. Bei dem Vergleich in der Anwendung zwischen Humanmedizin und Veterinärmedizin muss sicher auch die unterschiedliche Leberanatomie zwischen Mensch und Hund berücksichtigt werden. Eine Tumoroperation beim Hund ist durch die Lobulierung deutlich einfacher als beim Menschen.

Der Kostenaufwand für ein solches System liegt im Falle des LOGIQ9 der Firma GE bei ca. 5000 Euro, wobei in diesem Gerät alle drei Softwaretypen zur 3D-Darstellung zur Verfügung stehen. Hier lässt sich ein deutlicher Unterschied zwischen der humanmedizinischen und veterinärmedizinischen Literatur feststellen. Während in der Humanmedizin von einer kostengünstigen Möglichkeit gesprochen wird (*Sakas et al. 2000*), sind in der Veterinärmedizin derartige Beträge als erhebliche Mehrkosten zu bezeichnen (*Poulsen Nautrup 2001*). Inzwischen sind einzelne 3D-Software-Pakete im Handel erhältlich, die deutlich kostengünstiger sind. Die Kosten für das **Easy 3D** liegen bei ca. 1850 Euro, das **Advanced 3D** ist für ca. 3120 Euro erhältlich. Diese beiden Programme bieten allerdings keine Möglichkeit zur Volumetrie. Die laufende Entwicklung bietet inzwischen preislich interessante Perspektiven, so dass der Einsatz von 3D-Ultraschall auch in kleineren veterinärmedizinischen Einrichtungen finanzierbar wird.

## 5 Zusammenfassung

Die dreidimensionale Sonographie wird seit Ende der 80iger Jahre des letzten Jahrhunderts in der Humanmedizin in verschiedenen Disziplinen eingesetzt. Während in der Gynäkologie die Oberflächendarstellung zur fetalen Missbildungsdiagnostik genutzt wird, hilft eine exakte Volumetrie mit Sensortechnik bei onkologischen Verlaufskontrollen. In der Veterinärmedizin werden seit einiger Zeit die Einsatzmöglichkeiten ebenfalls bei Groß- und Kleintieren überprüft. Da für das Organ Leber bisher keine genauen Angaben zur Anwendung der 3D-Sonographie vorliegen, ist diese Arbeit als Grundlagenforschung gedacht.

Die Ultraschalluntersuchungen für diese Arbeit erfolgten mit dem Gerät LOGIQ 9 der Firma General Electric (GE). Als Aufnahmetechnik wurde die **Freihandtechnik mit Positionssensor** gewählt, als Bearbeitungsprogramm stand das **Tru 3D** zur Verfügung. Im Rahmen dieser Studie wurden 49 Hunde mit Leberveränderungen sonographisch untersucht. Das Alter der Patienten lag zwischen 2 und 15 Jahren, bei einem Durchschnittsalter von 10,24 Jahren. Die Geschlechtsverteilung ergab 27 männliche und 22 weibliche Tiere. Bei den Patienten wurden multiple Veränderungen, wie z. B. Tumoren (n=37), Zysten (n=5) und Verkalkungen (n=2) festgestellt. Bei vier Patienten wies die Leber eine hochgradige Inhomogenität auf. Zusätzlich zeigte ein Patient eine Gallenblasenveränderung (Mucocele). Bei 24 Patienten wurden ultraschallgezielte Proben aus den Veränderungen entnommen und anschließend zytologisch oder pathologisch-histologisch untersucht.

Erste Untersuchungen wurden an drei euthanasierten Tieren durchgeführt, um den Einfluss des Untersuchers auf die Bildqualität zu überprüfen. Anschließend erfolgte die Erhebung der 3D-Rohdatensätze an 34 wachen und 9 narkotisierten Patienten. Drei Patienten konnten sowohl mit als auch ohne Narkose untersucht werden. Alle erhobenen Datensätze wurden auf die Ausprägung von 3D spezifischen Artefakten z. B. **Akquisitionsartefakte** und auf vorliegende Bildbearbeitungsqualität (**multiplanare Reformation, transparente Darstellung, Volumetrie**) hin untersucht. Der Einfluss der Lokalisation der Läsion auf die weitere Bildbearbeitung wurde ebenfalls überprüft. Zusätzlich erfolgte ein Mess-Vergleich zwischen 2D-Berechnung mit Ellipsoidformel und 3D-Volumetrie (**Serial-Methode**) von fokalen Herden bei 24 Patienten. Bei einem Teil der Patienten (n=10) erfolgte die Messung der Zeit zur Erstellung und weiteren Verarbeitung der Datensätze stichprobenartig.

Die Untersuchung der Hunde erfolgte nüchtern, in Rückenlage und mit geschorenem Bauch. Der zur Untersuchung notwendige Magnet wurde in Höhe der Leber platziert. Die Erhebung der Datensätze erfolgte mit einem 4-7 MHz Konvex- oder einem 9-12 MHz Linearschallkopf mit Aufsatz und Sensor.

Insgesamt konnten 194 Rohdatensätze erhoben werden, durchschnittlich 3,7 Datensätzen pro Patient. Die Ausprägung der Artefakte und die Bildbearbeitungsqualität wurden in Stufen eins bis sechs eingeteilt. Die Verteilung aller Datensätze ist sowohl für die Artefakte als auch für die Bildbearbeitungsqualität annähernd normal. Von den 14 Datensätzen, die nach Euthanasie angefertigt wurden, zeigte kein Datensatz hochgradige Artefakte. Von den 133 Datensätzen, die am wachen Patienten angefertigt wurden, zeigten ca. 20 % der erhobenen Daten keine oder geringgradige Artefakte, während 30,8 % hochgradige Artefakte und damit nicht weiter auswertbare Rohdaten aufwiesen. Von 47 in Narkose erstellten Datensätzen zeigten 12,7 % keine oder geringgradige Artefakte, während bei 2,1 % hochgradige Artefakte auftraten. Bei Auftreten von Artefakten kann die Datensatzerstellung beliebig häufig wiederholt werden.

Mit Hilfe der weiteren Bildbearbeitung können fokale Veränderungen in allen Ebenen, vor allem in der sonst nicht sichtbaren coronaren Ebene, eingesehen werden. Durch verschiedene Wahlmöglichkeiten in der transparenten Darstellung ist es möglich, auch weniger deutliche Parenchymveränderungen zu erkennen und hervorzuheben. Durch unvorsichtigen Einsatz der Parameter Threshold und Opacity können so genannte **Rendering-Artefakte** entstehen. Durch zu starke Nachbearbeitung kann es so zum Verlust von Informationen kommen.

Die Volumetrie konnte bei 24 Patienten mit 94 Rohdatensätzen durchgeführt werden. 51 % der Patienten standen aufgrund von hochgradigen Artefakten, zu kleinem Scan oder mangelndem Sensor nicht zur Messung zur Verfügung. Nach Einteilung der Läsionen in drei Formkategorien zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Messergebnisse für elliptische Formen. Im Mittel waren diese 2D-Messungen um 24,7 % kleiner als die 3D-Messungen und es konnte mit  $p=0,0079$  ein hoch signifikanter Wert festgestellt werden. Für alle Formen waren die 2D-Messungen im Mittel um 15,6 % kleiner als die 3D-Messungen. Die 3D-Volumetrie ist der 2D-Messung und Berechnung nach der Ellipsoidformel vorzuziehen.

Die Erstellungszeit eines Rohdatensatzes betrug ca. 4,5-5 Sekunden, die Berechnung des Datensatzes erforderte ca. 25-30 Sekunden. Für die Nachbearbeitung eines Rohdatensatzes mussten durchschnittlich 8,2 Minuten eingerechnet werden.

Die Lage der Läsion im Parenchym hat einen signifikanten Einfluss auf die Ausprägung von Artefaktstufen und Bildbearbeitungsqualität. Die häufigsten Läsionen waren mit 51 % im linken Leberlappen lokalisiert und zeigten eine gute Auswertbarkeit. Dahingegen lag bei zwerchfellnahen Herden eine schlechte Bearbeitungsqualität vor.

Durch die dreidimensionale Sonographie war keine Aussage über die Dignität von Läsionen möglich.

Mit der 3D-Sonographie bietet sich eine kostengünstige Möglichkeit zur exakten Volumenbestimmung, z. B. während einer Tumorthherapie. Mit relativ geringem Aufwand kann auf diese Weise das Wachstum von fokalen Zubildungen in der Leber oder auch der Erfolg einer Chemotherapie anhand der Regression des Tumors frühzeitig festgestellt werden, da bei kooperativen Patienten und erfahrener Untersucher eine Narkose nicht unbedingt notwendig ist.



## 6 Summary

Three-dimensional sonography has been used in various disciplines of human medicine since the end of the 80s of the last century. Whereas in gynaecology surface imaging is used for the diagnosis of foetal deformities, an exact volumetry based on sensor technology is helpful in oncological follow-up examinations. In veterinary medicine its possible use in large and small animals has been under investigation for some time. With no exact details available hitherto concerning the use of 3D-sonography of the liver, this paper is meant as pure research.

The ultrasound scans for this study were carried out with the LOGIQ 9 equipment of General Electric (GE). As radiographic technique a **positional sensor** used **freehand** was chosen, as processing programme the **TRU 3D** was available. Within the framework of this study 49 dogs with alterations in the liver were sonographically examined. The ages of the patients were between 2 and 15 years, the average being 10.24 years. Distribution according to sex amounted to 27 males and 22 females. Multiple alterations were observed in the patients, e.g. tumours (n=37), cysts (n=5) and calcifications (n=2). 4 patients' livers showed an extreme inhomogeneity. In addition, one patient presented an alteration of the gall-bladder (mucoceles). With 24 patients ultrasound-pinpointed samples (biopsies) were taken from the alterations and subjected to follow-up cytological or pathological-histological assessment.

First evaluations were carried out with 3 euthanized animals in order to check the researcher's influence on the quality of the image. Afterwards sets of 3D raw data were acquired from 34 patients in the waking state and 9 patients under anaesthetic. 3 patients were able to be examined both under anaesthetic and without anaesthetic. All the acquired data were examined as to the different grades of quality of 3D specific artefacts, e.g. **acquisitional artefacts**, and as to the available quality of image processing (**Multiplanar Reformation, Transparent Representation, Volumetry**). The influence of the localization of lesions on further image processing was also checked. In addition, 24 patients were submitted to comparative measurement of 2D-calculation by ellipsoid formula and of 3D-volumetry (**Serial Method**) with regard to foci. The measurement of the time needed for assembling and processing the data sets of some of the patients (n=10) was effected by means of a spot survey.

The dogs were examined in a fasting state, in dorsal recumbency and with their bellies shaved. The magnet necessary for the examination was placed level with the liver. The data-sets were obtained with the help of a 4-7 MHz convex or a 9-12 MHz linear transducer with attachment and sensor. Altogether, 194 sets of raw data were able to be obtained, 3.7 per patient on average. The quality of the artefacts and of the image processing was divided into

six grades. The distribution of all the recorded data is approximately normal with regard to the artefacts as well as to the quality of image processing. Of the 14 sets of data drawn up after euthanasia, none displayed extreme artefacts. 20 % of the 133 data-sets obtained with patients in the waking state showed no or insignificant artefacts, with another 38 % being extreme artefacts, i.e. raw data unable to be further evaluated. 12.7 % of the 47 records obtained under anaesthetic displayed no or insignificant artefacts, with another 2.1 % of them being extreme ones. If artefacts appear, the assembly of data can be repeated as often as desired.

With the aid of further image processing, focal alterations at all levels can be observed, especially at the otherwise not visible coronary level. Different setting options of transparent imaging make it possible moreover to recognize and highlight even less distinct parenchymatic alterations. Incautious use of the parameters "Threshold" and "Opacity" may cause the formation of so-called **Rendering-Artefacts**. Over-enhancement may thus lead to a loss of some pieces of information.

94 sets of raw data were able to be obtained by volumetry in 24 patients. The data of 51 % of the patients were not available for measurement due to extreme artefacts, too small scans or an inadequate sensor. After dividing the lesions into 3 shape-categories, a significant difference in the measurement results of elliptical shapes could be seen. On average, these 2D measurements were 24.7 % smaller than the 3D ones, with  $p=0,0079$  being a highly significant result. For all shapes, the 2D-measurements were 15.6 % smaller than the 3D ones on average. Therefore 3D-volumetry is preferable to 2D-measurement and calculation using the ellipsoid formula.

The time needed to obtain a set of raw data amounted to 4.5–5 seconds, the calculation of the data to 25–30 seconds. On average, it took 8.2 minutes to process a set of crude data.

The situation of the lesion in the parenchyma influences significantly the grades of quality of artefacts and quality of image processing. Most frequently, lesions were to be found in the left hepatic lobe (51 %), where they could be easily evaluated. On the other hand, foci situated close to the diaphragm evinced a poor quality of processing.

Three-dimensional sonography did not permit a judgement on the benignity or malignity of lesions.

3D-sonography offers an inexpensive possibility of determining volumes exactly, e.g. during the course of tumour therapy. In this way, the additional growth of foci in the liver or the regression of the tumour by successful application of chemotherapy can be ascertained early and without great expenditure of time or money, since with co-operative patients and an experienced examiner anaesthesia is not absolutely necessary.

**7 Literaturverzeichnis**

**Ascenti, G.; Zimbaro, G.; Mazziotti, S.; Visalli, C.; Lamberto, S.; Scribano, E.; Gaeta, M. (2000)**

Intrahepatic portal vein aneurysm: Three-dimensional power doppler demonstration in four cases.

Abdominal Imaging, 26:520-3

**Bailey, J.E.; Bude, R.O.; Tuthill, T. (2001)**

US Artifacts: Effects on out-of-plane US images reconstructed from three-dimensional data sets.

Radiology, 218:592-7

**Barr, F. (1992)**

Leber und Milz.

In: Barr, F.

Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze, 21-38.

Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York

**Bega, G.; Kuhlmann, K.; Lev-Toaff, A.; Kurtz, A.; Wapner, R. (2001)**

Application of three-dimensional ultrasonography in the evaluation of the fetal heart.

J Ultrasound Med, 20:307-13

**Brandl, H.; Gritzky, A.; Haizinger, M. (1999)**

3D ultrasound: A dedicated system.

Eur Radiol, 9:331-3

Springer-Verlag, Hamburg

**Braun, B. (1992a)**

Billäres System.

In: Braun, B.; Günther, R.; Schwerek, W.B.

Ultraschalldiagnostik – Lehrbuch und Atlas, 12. Erg.Lfg., III 1.1, 17

Ecomed Verlagsgesellschaft mbH, Landsberg, München, Zürich

**Braun, B. (1992b)**

Schilddrüse.

In: Braun, B.; Günther, R.; Schwerk, W.B.

Ultraschalldiagnostik – Lehrbuch und Atlas, 11. Erg.Lfg., III 3.1, 8-11

Ecomed Verlagsgesellschaft mbH, Landsberg, München, Zürich

**Braun, U. (1997)**

Leber.

In: Braun, U.

Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik beim Rind, 35-66.

Parey Buchverlag, Berlin, Stuttgart

**Brunner, E.; Langer, F. (1999)**

Test auf gemusterten Gruppeneffekt bei Versuchsanlagen für mehrere Gruppen mit abhängigen Messwiederholungen.

In: Brunner, E.; Langer, F.

Nichtparametrische Analyse longitudinaler Daten, 91, 115, 142-4

Oldenburg-Verlag, München

**Burk, R.L.; Ackermann, N. (1996)**

The abdomen.

In: Burk, R.L.; Ackermann, N.

Small Animal Radiology and Ultrasonography, a Diagnostic Atlas and Test,  
2nd Edition, 262-77.

W.B. Saunders Company, Philadelphia, London

**De Rycke, L.; Van Bree, H.; Simoens, P. (1999)**

Ultrasound-guided tissue-core biopsy of liver, spleen and kidney in normal dogs.

Veterinary Radiology & Ultrasound, 40:294-9

**Dobrinski, W.; Kremer, H. (1988)**

Physikalische und technische Grundlagen.

In: Dobrinski, W.; Kremer, H.

Sonographische Diagnostik, 3-9

Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore

**Downey, D.B.; Fenster, A.; Williams, J.C. (2000)**

Clinical utility of three-dimensional US.

Imaging & Therapeutic Technology, RadioGraphics; 20:559-71

**Dudwiesus, H. (1995)**

Physikalische Grundlagen.

In: Sohn, C.; Holzgreve, W.

Ultraschall in der Gynäkologie und Geburtshilfe, 5-26

Verlag Georg Thieme, Stuttgart

**Edinger, J.; Koneberg, D. (2001)**

Möglichkeiten der 3D-Sonographie in der Gelenkdiagnostik bei Pferden.

Ultraschall in der Medizin, 22:71

**Elliot, T.L.; Downey, D.B.; Tong, S.; McLean, C.A.; Fenster, A. (1996)**

Accuracy of prostate volume measurements in vitro using three-dimensional ultrasound.

Acad Radiol, 3:401-6

**Farrar, E.T.; Washabau, R.J.; Saunders, H.M. (1996)**

Hepatic abscesses in dogs: 14 cases (1982-1994).

J Am Vet Med Assoc, 208:243-7

**Fenster, A.; Downey, D.B. (2003)**

Three-dimensional ultrasound imaging and its use in quantifying organ and pathology volumes.

Anal Bioanal Chem, 377:982-9

**Gerwing, M. (1989)**

Sonographische Darstellung von Milz und Prostata des Hundes unter besonderer Berücksichtigung der Messung ihrer Lage und Größe sowie des sonographischen Bildes der pathologischen Veränderung. Das Hydroperitoneum zur besseren Differenzierung abdominaler Organe.

Vet. Diss. Giessen

**Gerwing, M. (1993a)**

Physikalische und technische Grundlagen der Sonographie.

In: Fritsch, R.; Gerwing, M.

Sonographie bei Hund und Katze, 2-27

Enke-Verlag, Stuttgart

**Gerwing, M. (1993b)**

Spezielle Untersuchungstechnik und Organdarstellung, Leber.

In: Fritsch, R.; Gerwing, M.

Sonographie bei Hund und Katze, 125-7

Enke-Verlag, Stuttgart

**Gilja, O.H.; Hausken, T.; Berstad, A.; Odegaard, S. (1999)**

Measurements of organ volume by ultrasonography.

Proc Inst Mech Eng, 213(3):247-59

**Gladisch, R. (1992)**

Einführung in die sonographische Diagnostik.

In: Gladisch, R.

Praxis der abdominalen Ultraschalldiagnostik, 2-28

Schattauer-Verlag, Stuttgart

**Grenacher, L.; Thorn, M.; Knaebel, H.P.; Vetter, M.; Hassenpflug, P.; Kraus, T.; Meinzer, H.P.; Büchler, M.W.; Kauffmann, G.W.; Richter, G.M. (2005)**

Bedeutung der 3-D-Bildgebung und computerbasierten Nachverarbeitung für die Chirurgie der Leber und des Pankreas.

Fortschr Röntgenstr, 177:1219-26

**Hausken, T.; Leotta, DF.; Helton, S.; Kowdley, K.V.; Goldman, B.; Vaezy, S.; Bolson, E.L.; Sheehan, F.H.; Martin, R.W. (1998)**

Estimation of the human liver volume and configuration using three-dimensional ultrasonography: Effect of a high-caloric liquid meal.

Ultrasound in Medicine and Biology, 24:1357-67

**Hittmair, K. (1997)**

Fehlermöglichkeiten der sonographischen Organdiagnostik.

In: Hittmair, K.

Ultraschall in der Kleintierpraxis, 52-94

Enke-Verlag, Stuttgart

**Kaarmann, H.; Wessels, G. (1991)**

Physikalische Grundlagen.

In: Braun, B.; Günther, R.; Schwerk, W.B.

Ultraschalldiagnostik - Lehrbuch und Atlas, 10. Erg.Lfg., II 1, 1-35

Ecomed Verlagsgesellschaft mbH, Landsberg, München, Zürich

**Kessler, M. (2005)**

Kleintieronkologie, Vorwort.

Parey Buchverlag, Berlin, Stuttgart

**Knauff, P.S. (1987)**

Sonographische Darstellung von Nieren, Ureteren und Harnblase beim Hund unter besonderer Berücksichtigung der Messung ihrer Lage, Größe und ihres Inhaltes.

Vet. Diss. Giessen

**Köstering, B.; Jost-Köstering, S.; Dudwiesus, H. (2002)**

Dreidimensionaler Ultraschall (3D).

In: Kramme, R.

Medizintechnik, 176-9

Springer-Verlag, Hamburg

**Lamb, C. (1995)**

Abdominal ultrasonography in small animals.

In: Goddard, P.J.

Veterinary Ultrasonography, 21-41

Cab International, Wallingford UK

**Lamb, C. (1998)**

Ultrasonography of portosystemic shunts in dogs and cats.

The Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice, 28:725-53

W.B. Saunders Company, Philadelphia

**Lang, H.; Wolf, G.K.; Prokop, M.; Nuber, B.; Weimann, A.; Raab, R.; Zoller, W.G. (1999)**

Dreidimensionale Sonographie zur Volumenbestimmung von Lebertumoren- ein erster Erfahrungsbericht.

Der Chirurg, 70:246-50

**Leppek, R.; Klose, K.J. (1995)**

3D-Darstellung der Leber.

Der Radiologe, 35:769-77

**Li, J.; Sanders, S.P. (1999)**

Three-dimensional echocardiography in congenital heart disease.

Curr Opin Cardiol, 14:53-9

**Ließ, H.; Roth, C.; Umgelter, A.; Zoller, W.G. (1994)**

Improvements in volumetric quantification of circumscribed hepatic lesions by three dimensional sonography.

Gastroenterol 32:488



**Mattoon, J.S.; Pennick, D.G.; Wisner, E.R.; Nyland, T.G.; Auld, D.M. (2002)**

Advanced techniques and future trends.  
In: Nyland, T.G.; Mattoon, J.S.  
Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2<sup>nd</sup> edition, 425-40  
W.B. Saunders Company, Philadelphia

**Michele, U. (2000)**

Die Sonographie des Ellbogengelenkes und seines Weichteilmantels beim gesunden erwachsenen Hund.  
Vet. Diss. Giessen

**Monteagudo, A.; Timor-Tritsch, IE.; Mayberry, P. (2000)**

Three-dimensional transvaginal neurosonography of the fetal brain: "navigating" in the volume scan.  
Ultrasound Obstet Gynecol, 16:307-13

**Nadkarni, SK.; Boughner, DR.; Drangova, M.; Fenster, A. (2000)**

Three-dimensional echocardiography: assessment of inter- and intra-operator variability and accuracy in the measurement of left ventricular cavity volume and myocardial mass.  
Phys Med Biol, 45:1255-73

**Nelson, T.R.; Pretorius, D.H.; Hull, A.; Riccabona, M.; Sklansky, M.S.; James, G. (2000)**

Sources and impact of artifacts on clinical three-dimensional ultrasound imaging.  
Ultrasound Obstet Gynecol, 16:374-83

**Nickel, R.; Schummer, A.; Seiferle, E. (2004)**

Darmanhangsdrüsen von Hund und Katze.  
In: Nickel, R.; Schummer, A.; Seiferle, E.  
Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 2, 9. unveränderte Auflage, 155  
Verlag Parey, Berlin, Hamburg

**Nyland, T.G.; Mattoon, J.S.; Herrgesell, E.J.; Wisner, E.R. (2002a)**

Ultrasound-guided biopsy.

In: Nyland, T.G.; Mattoon, J.S.

Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2<sup>nd</sup> edition, 30-48

W.B. Saunders Company, Philadelphia

**Nyland, T.G.; Mattoon, J.S.; Herrgesell, E.J.; Wisner, E.R. (2002b)**

Liver.

In: Nyland, T.G.; Mattoon, J.S.

Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2<sup>nd</sup> edition, 93-127

W.B. Saunders Company, Philadelphia

**Partington, B.P.; Biller, D.S. (1996)**

Liver.

In: Green, R.W.

Small Animal Ultrasound, 105-30

Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia

**Peppler, C.; Kramer, M.; Gerwing, M.; Michele, U. (2005)**

Sonographie der Leber bei Hund und Katze.

Praktischer Tierarzt, 86:14-21

**Polaków, J.; Janica, J.; Serwatka, W.; Ladny, J.R.; Zukowska-Serwatka, K. (2003)**

Value of three-dimensional sonography in biopsy of focal liver lesions.

J Hepatobiliary Pancreat Surg, 10:87-9

**Pooh, R.K.; Pooh, K. (2001)**

Transvaginal 3D and doppler ultrasonography of the fetal brain.

Semin Perinatol, 25:38-43

**Poulsen Nautrup, C. (2001)**

Dreidimensionale Sonographie.

In: Poulsen Nautrup, C.; Tobias, R.

Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze, 381-90

Schlütersche, Hannover

**Poulsen Nautrup, C. (2004)**

Dreidimensionale Echokardiographie bei Hunden und Katzen.

Ultraschall in der Medizin, 25:90

**Reef, V. (1998)**

Adult abdominal ultrasonography.

In: Reef, V.

Equine Diagnostic Ultrasound, 279:304-15.

W.B. Saunders Company, Philadelphia

**Rettenmaier, G; Seitz, K. (1994)**

Fokale Leberveränderungen.

In: Rettenmaier, G.; Seitz, K.

Sonographie Differentialdiagnostik, 89, 110

Chapman & Hall; London, Glasgow

**Riccabona, M; Nelson, T.R.; Pretorius, D.H. (1996)**

Three-dimensional ultrasound: accuracy of distance and volume measurements.

Ultrasound in Obstetrics & Gynecology, 7:429-34

**Rose, S.C.; Andre, M.P.; Roberts, A.C.; Kinney, T.B.; Valji, K.; Ronaghi, A.; Hassanein, T.I.; Lavine, J.E.; Hart, M.E.; Khanna, A. (2001a)**

Integral role of interventional radiology in the development pediatric liver transplantation program.

Pediatr Transplant, 5:331-8

**Rose, S.C.; Hassanein, T.I.; Easter, D.W.; Gamagami, R.A.; Bouvet, M.; Pretorius, D.H.; Nelson, T.R.; Kinney, T.B.; James, G.M. (2001b)**

Value of three-dimensional US for optimizing guidance for ablating focal liver tumors.  
J Vasc Interv Radiol, 12:507-15

**Sakas, G.; Walter, S.; Grimm, M.; Richtscheid, M. (2000)**

Freihandakquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D- und 4D-Ultraschall.  
Der Radiologe, 40:295-303

**Scharf, A.; Ghazwiny, M.F.; Steinborn, A.; Baier, P.; Sohn, C. (2001)**

Evaluation of two-dimensional versus three-dimensional ultrasound in obstetric diagnostics: A prospective study.  
Fetal Diagn Ther, 16:333-41

**Scharf, A.; Sohn, C. (2002)**

Dreidimensionale Ultraschalldarstellung und andere neue Technologien in Gynäkologie und Geburtshilfe.  
In: Sohn, C; Tercanli, S.; Holzgreve, W.  
Ultraschall in Gynäkologie und Geburtshilfe, 787-808  
Verlag Georg Thieme, Stuttgart

**Schuler, A.; Börner, N. (2001)**

Leber.  
In: Braun, B.; Günther, R.; Schwark, W.B.  
Ultraschalldiagnostik – Lehrbuch und Atlas, 22. Erg.Lfg., III 1.2, 1-190  
Ecomed Verlagsgesellschaft mbH, Landsberg, München, Zürich

**Schwarz, L.A.; Pennick, D.G.; Leveille-Webster, C (1998)**

Hepatic abscesses in 13 dogs: a review of the ultrasonographic findings, clinical data and therapeutic options.  
Veterinary Radiology & Ultrasound, 39:357-65

**Selcer, B.A. (1995)**

The liver and gallbladder.

In: Cartee, R.E.; Selcer, B.A.; Hudson, J.A.; Finn-Bodner, S.T.; Mahaffey, M.B.; Johnson, P.L.; Marich, K.W.

Practical Veterinary Ultrasound, 88-106

Williams and Wilkins, Philadelphia

**Sohn, C; Grotepaß, J.; Schneider, W.; Sohn, G.; Funk, A.; Jensch, P.; Fendel, H.; Ameling, W.; Jung, H. (1988)**

Dreidimensionale Darstellung in der Ultraschalldiagnostik.

Dtsch Med Wochenschr 45:1743-7

**Strohm, W.-D.; Gladisch, R. (1992)**

Leber.

In: Gladisch, R.

Praxis der abdominellen Ultraschalldiagnostik, 82-122

Schattauer-Verlag, Stuttgart

**Strommen, K.; Stormark, T.A.; Iversen, B.M.; Matre, K. (2004)**

Volume estimation of small phantoms and rat kidneys using three-dimensional ultrasonography and a position sensor.

Ultrasound Med Biol, 30:1109-17

**Stünzel, K. (1994)**

Zielorgan Leber.

In: Stünzel, K.

Abdominelle Sonographie bei Hund und Katze, 124-8

Verlag Medicus-Partner, Budapest

**Suematsu, Y.; Takamoto, S.; Kaneko, Y.; Ohtsuka, T.; Takayama, H.; Kotsuka, Y.; Murakami, A. (2003)**

Beating atrial septal defect closure monitored by epicardial real-time three-dimensional echocardiography without cardiopulmonary bypass.

Circulation, 107:785-90

**Tokuno, H.; Chiken S. (2004)**

Three-dimensional ultrasonography of monkey brain.

Neurosci Res, 49:133-8

**Tong, S.; Cardinal, H.N.; McLoughlin, R.F.; Downey, D.B.; Fenster, A. (1998)**

Intra- and inter-observer variability and reliability of prostate volume measurement via two-dimensional and three-dimensional ultrasound imaging.

Ultrasound Med Biol, 24:673-81

**Treese, G.; Prager, R.; Gee, A.; Berman, L. (2001)**

3D ultrasound measurement of large organ volume.

Med Image Anal, 5:41-54

**Tucker De Sanctis, J.; Hahum Goldberg, S.; Mueller, P.R. (1998)**

Percutaneous treatment of hepatic neoplasms: A review of current techniques.

Cardiovasc Intervent Radiol, 21:273-96

**Wagels, R.; Stadler, P. (2004)**

Sonographische Sehnenuntersuchung mit Hilfe des Panoramabildverfahrens und der dreidimensionalen Darstellung.

Ultraschall in der Medizin, 25:83

**Wagner, S.; Gebel, M.; Bleck, J.S.; Manns, M.P. (1994)**

Clinical application of three-dimensional sonography in hepatobiliary disease.

Bildgebung, 61:104-9

**Wang, K.; Panciera, D.; Al-Rukibat, R.K.; Radi, Z.A. (2004)**

Accuracy of ultrasound-guided fine-needle aspiration of the liver and cytologic findings in dogs and cats: 97 cases (1990-2000).

J Am Vet Med Assoc, 224:75-8

**Wong, J.; Gerscovich, E.O.; Cronan, M.S.; Seibert, J.A. (1996)**

Accuracy and precision of in vitro volumetric measurements by three-dimensional sonography.

Invest Radiol, 31:26-9

## 8 Anhang

**Tabelle A: Auflistung der Artefaktstufen am wachen Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
15895	3	4	3	4	4	—	—	—	—	—
19843	5	5	4	—	—	—	—	—	—	—
20801	1	1	—	—	—	—	—	—	—	—
21462	3	2	3	—	—	—	—	—	—	—
21610	4	4	3	4	—	—	—	—	—	—
21636	1	1	1	2	1	2	—	—	—	—
21706	5	4	5	4	5	—	—	—	—	—
21861	2	2	2	2	—	—	—	—	—	—
22013	4	4	3	—	—	—	—	—	—	—
22107	1	2	1	1	—	—	—	—	—	—
22134	3	4	4	3	4	3	4	—	—	—
22241	2	3	3	—	—	—	—	—	—	—
22297	2	5	6	—	—	—	—	—	—	—
22342	4	5	—	—	—	—	—	—	—	—
22359	4	4	5	—	—	—	—	—	—	—
22493	6	5	5	5	5	—	—	—	—	—
22495	3	2	2	3	3	2	3	3	4	3
22515	3	3	4	3	3	3	2	2	4	—
22565	5	5	4	5	4	4	6	—	—	—
23158	6	6	6	6	—	—	—	—	—	—
23491	4	2	1	—	—	—	—	—	—	—
23565	4	3	4	—	—	—	—	—	—	—
23614	3	6	5	—	—	—	—	—	—	—
23794	5	6	—	—	—	—	—	—	—	—
23923	4	5	—	—	—	—	—	—	—	—
24070	4	5	6	—	—	—	—	—	—	—



**Fortsetzung Tabelle A: Auflistung der Artefaktstufen am wachen Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
24089	3	3	—	—	—	—	—	—	—	—
24332	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
24332	6	6	6	6	—	—	—	—	—	—
24362	4	6	—	—	—	—	—	—	—	—
24459	5	4	6	—	—	—	—	—	—	—
25163	1	3	—	—	—	—	—	—	—	—
25284	6	6	—	—	—	—	—	—	—	—
25421	3	3	3	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle B: Auflistung der Artefaktstufen am narkotisierten Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
16116	3	3	—	—	—	—	—	—	—	—
21715	3	3	2	3	4	—	—	—	—	—
22497	3	3	4	3	4	4	4	5	—	—
22578	4	4	4	3	3	3	—	—	—	—
22833	4	3	4	4	—	—	—	—	—	—
23160	4	4	3	4	—	—	—	—	—	—
23181	1	1	1	—	—	—	—	—	—	—
23334	1	3	1	—	—	—	—	—	—	—
23924	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
25367	3	4	3	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle C: Auflistung der Artefaktstufen an Patienten, die sowohl wach, als auch in Narkose untersucht wurden, unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
23833	6	4	3	3	—	—	—	—	—	—
23945	3	4	5	—	—	—	—	—	—	—
25509	4	3	3	4	4	3	3	—	—	—

**Tabelle D: Auflistung der Artefaktstufen am euthanasierten Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
22500	3	3	2	3	3	4	3	2	2	3
23534	3	3	—	—	—	—	—	—	—	—
23535	1	2	—	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle E: Auflistung der Bearbeitungsqualität (Auswertbarkeitsstufe) am wachen Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
15895	3	4	3	4	4	—	—	—	—	—
19843	5	5	4	—	—	—	—	—	—	—
20801	1	1	—	—	—	—	—	—	—	—
21462	3	2	3	—	—	—	—	—	—	—
21610	2	2	2	2	—	—	—	—	—	—
21636	1	1	1	1	1	1	—	—	—	—
21706	5	4	5	4	5	—	—	—	—	—
21861	2	2	2	2	—	—	—	—	—	—
22013	3	3	2	—	—	—	—	—	—	—
22107	1	2	1	1	—	—	—	—	—	—
22134	3	3	4	3	4	3	4	—	—	—
22241	2	3	3	—	—	—	—	—	—	—
22297	2	5	6	—	—	—	—	—	—	—
22342	4	5	—	—	—	—	—	—	—	—
22359	4	4	5	—	—	—	—	—	—	—
22493	6	5	5	5	5	—	—	—	—	—
22495	2	2	2	3	3	2	3	3	3	3
22515	3	3	4	3	3	3	2	2	4	—
22565	5	5	4	5	4	4	6	—	—	—
23158	6	6	6	6	—	—	—	—	—	—
23491	4	2	1	—	—	—	—	—	—	—

**Fortsetzung Tabelle E: Auflistung der Bearbeitungsqualität (Auswertbarkeitsstufe) am wachen Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
23565	4	3	4	—	—	—	—	—	—	—
23614	3	6	6	—	—	—	—	—	—	—
23794	6	6	—	—	—	—	—	—	—	—
23923	4	5	—	—	—	—	—	—	—	—
24070	4	5	6	—	—	—	—	—	—	—
24089	3	3	—	—	—	—	—	—	—	—
24332	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
24332	6	6	6	6	—	—	—	—	—	—
24362	4	6	—	—	—	—	—	—	—	—
24459	5	4	6	—	—	—	—	—	—	—
25163	1	3	—	—	—	—	—	—	—	—
25284	6	6	—	—	—	—	—	—	—	—
25421	3	3	3	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle F: Auflistung der Bearbeitungsqualität (Auswertbarkeitsstufe) am narkotisierten Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
16116	5	5	—	—	—	—	—	—	—	—
21715	2	2	2	2	3	—	—	—	—	—
22497	3	3	4	3	5	4	4	5	—	—
22578	4	4	4	3	3	3	—	—	—	—
22833	4	3	4	4	—	—	—	—	—	—
23160	4	4	4	4	—	—	—	—	—	—
23181	1	1	1	—	—	—	—	—	—	—
23334	1	3	1	—	—	—	—	—	—	—
23924	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
25367	3	4	3	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle G: Auflistung der Bearbeitungsqualität (Auswertbarkeitsstufe) an Patienten, die sowohl wach, als auch in Narkose untersucht wurden, unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
23833	6	4	3	3	—	—	—	—	—	—
23945	3	4	5	—	—	—	—	—	—	—
25509	4	3	3	4	4	3	3	—	—	—

**Tabelle H: Auflistung der Bearbeitungsqualität (Auswertbarkeitsstufe) am euthanasierten Patienten unter Berücksichtigung der Anzahl der Untersuchungen**

US Nr.	1. Scan	2. Scan	3. Scan	4. Scan	5. Scan	6. Scan	7. Scan	8. Scan	9. Scan	10. Scan
22500	3	3	2	3	3	4	3	2	2	3
23534	4	4	—	—	—	—	—	—	—	—
23535	1	2	—	—	—	—	—	—	—	—

**Tabelle I: Kriterien zur Volumetrie, inklusive Qualität, Narkose, Form der Veränderung, Besonderheiten während der Messung**

Ultraschall-Nr	Qualität	Narkose	Form	Messungen
15895	3	0	1	
20801	1	0	3	
21462	2	0	3	
21861	2	0	2	Unvollständig
22013	3	0	3	
22241	2	0	3	
22297	2	0	1	
22342	4	0	1	
22493	5	0	0	Nicht beurteilbar
22495	2	0	1	
22500	3	1	1	
22515	3	0	3	Schlechte Differenzierung
22565	4	0	2	Schlechte Differenzierung

**Fortsetzung Tabelle I: Kriterien zur Volumetrie, inklusive Qualität, Narkose, Form der Veränderung, Besonderheiten während der Messung**

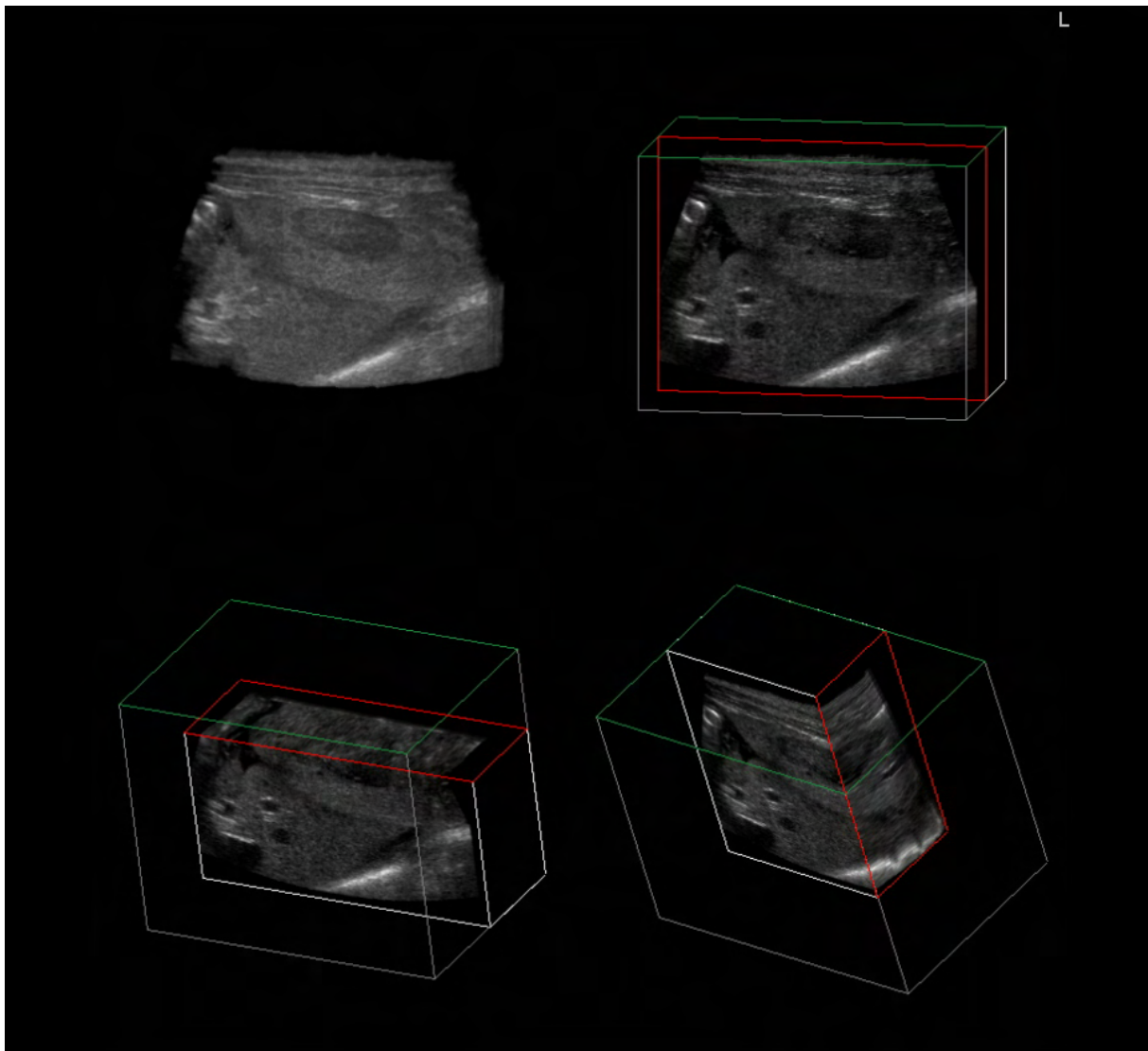
Ultraschall-Nr	Qualität	Narkose	Form	Messungen
22833	3	1	2	
23181	1	1	1	
23491	1	0	2	
23535	1	1	1	
23565	3	0	1	
23614	3	0	2	Unvollständig
23833	4	1	3	
23923	4	0	1	
23924	3	1	1	
23945	3	1	1	
24070	4	0	2	
24089	3	0	1	
24362	4	0	2	
24459	4	0	3	Unvollständig
25163	1	0	1	
25367	3	1	2	
25421b	3	0	1	Unvollständig
25421a	3	0	1	
25509	3	0	1	

**Tabelle J: Gegenüberstellung der Messergebnisse 2D und 3D Volumetrie**

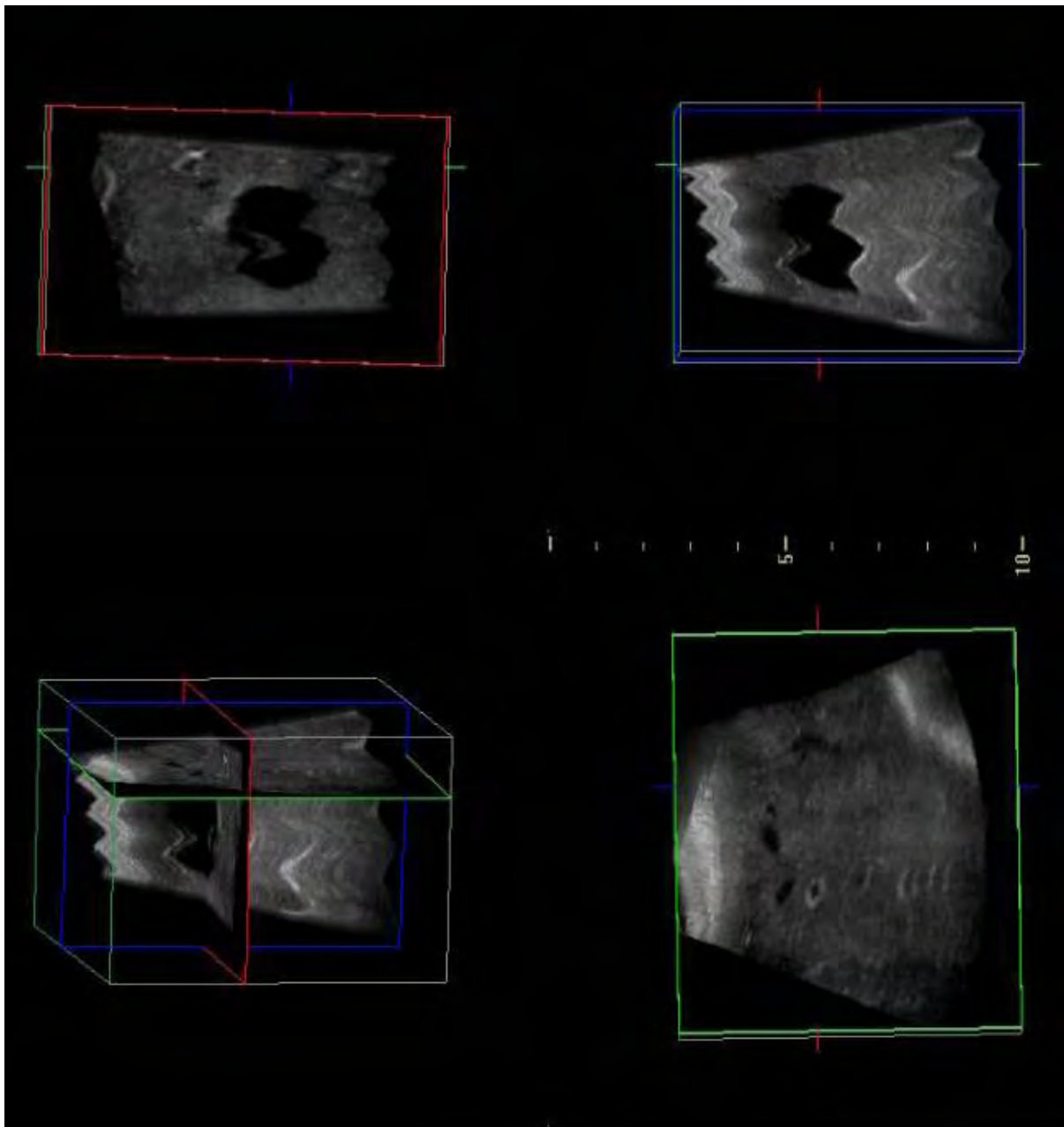
Ultraschallnummer	Ø Volumen nach 2D Berechnung (ml)	Ø Volumen nach 3D- Berechnung (ml)
20801	7,57	5,34
21462	5,38	7,42
22013	7,60	5,34
22297	39,45	46,68
22495	0,60	1,37

**Fortsetzung Tabelle J: Gegenüberstellung der Messergebnisse 2D und 3D Volumetrie**

<b>Ultraschallnummer</b>	<b>Ø Volumen nach 2D Berechnung (ml)</b>	<b>Ø Volumen nach 3D- Berechnung (ml)</b>
22500	1,30	2,26
22515	32,93	76,21
22565	66,15	68,63
22833	76,56	117,51
23181	2,12	3,91
23491	0,15	0,21
23535	11,06	11,67
23565	1,64	2,53
23833	126,81	157,85
23923	0,67	0,84
23924	2,66	2,15
23945	0,13	0,19
24070	35,56	35,57
24089	0,32	0,53
24362	1,75	1,18
25163	20,10	19,94
25367	1,31	2,05
25421	0,57	1,69
25509	120,64	124,87

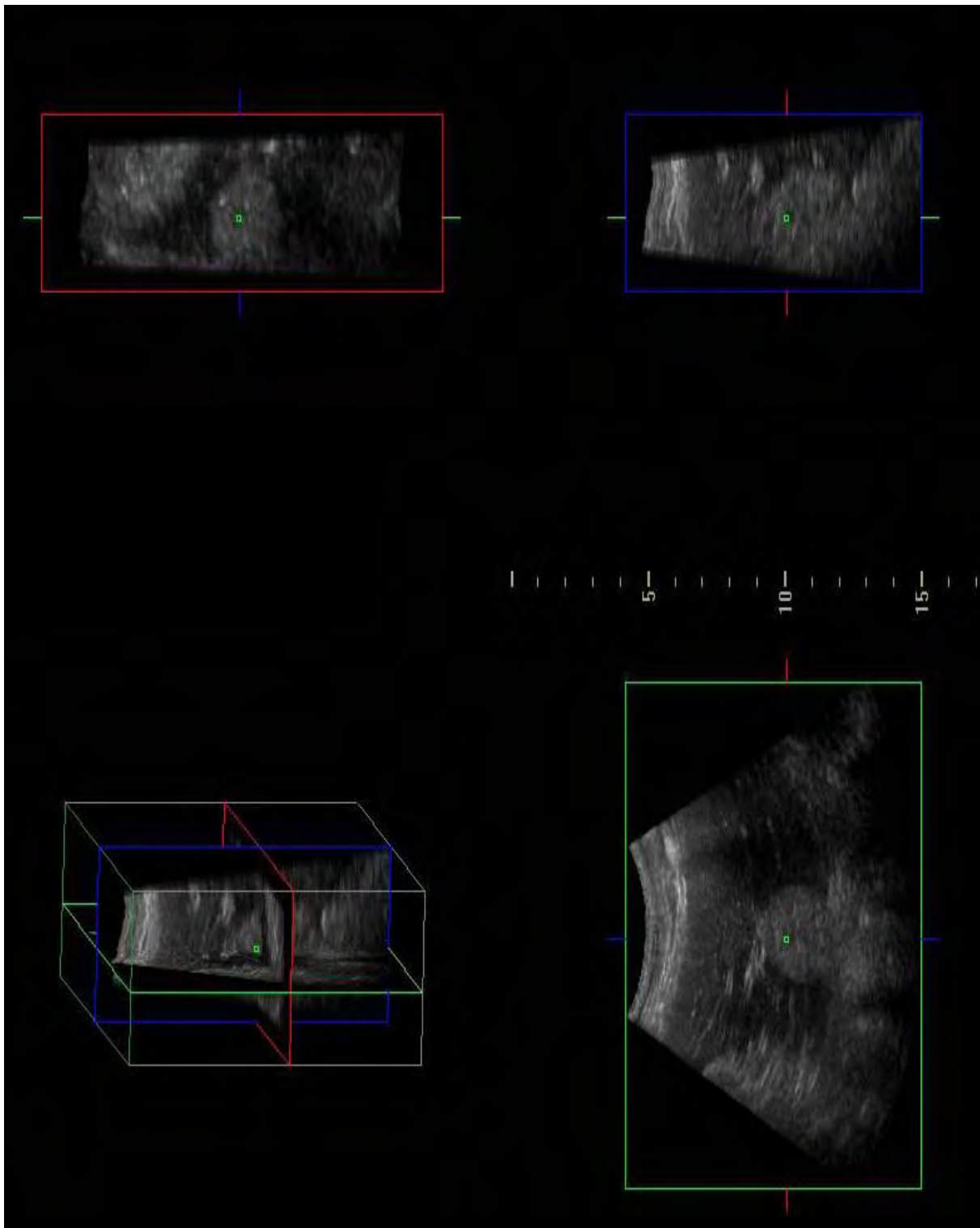


**Abbildung A:** Gleichzeitige Würfeldarstellung mit Funktion Tile, gleichzeitige Darstellung von B-Bild und der verschobenen transversalen, sagittalen und coronaren Ebene eines Lebertumors, US Nr. 23181



**Abbildung B:** Status Main Darstellung, gleichzeitige Darstellung einer Ebene im coronaren, sagittalen und transversalen Schnitt einer Leberzyste, US Nr. 20801





**Abbildung C: Status Main Darstellung, B-Bild, coronare, sagittale und transversale Ebene eines Lebertumors, US Nr. 23535**

## **9 Danksagung**

Herrn PD Dr. M. Gerwing danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas, die Einführung in die Ultraschalldiagnostik beim Kleintier sowie die Geduld und Hilfe bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

Prof. Dr. E. Schimke und Prof. Dr. M. Kramer danke ich für die Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Frau Dr. U. Michele und Frau Dr. C. Thiel danke ich für die sehr gute Zusammenarbeit im Arbeitsgebiet Ultraschall und die vielen hilfreichen Ratschläge, die ebenfalls zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Björn Fay danke ich für die hilfreiche Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Den Mitarbeitern der Klinik für Kleintiere -Chirurgie-, besonders den Kollegen aus der Arbeitsgruppe Ultraschall, danke ich für das Entgegenkommen während der täglichen Arbeit.

Ganz besonderen Dank gilt meinem Freund und meiner Familie, ohne deren Unterstützung diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

A photograph of a dog, possibly a Border Collie, standing in a field of yellow flowers. The dog is looking to the left. The background is a soft-focus field of yellow flowers and green grass.

**DREIDIMENSIONALE SONOGRAPHIE  
DER LEBER BEIM HUND**

**CHRISTINE PEPPLER**

**INAUGURAL-DISSERTATION**

zur Erlangung des Grades eines  
Dr. med. vet.  
beim Fachbereich Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

---

**édition scientifique  
VVB LAUFERSWEILER VERLAG**