

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Darstellung der Grenze zwischen dem rechten und
linken Leberlappen mit 3D-Rekonstruktionen von
Spiral-Computertomographien**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Christian Hintze
aus Mainz

Mainz, 2002

Jahr der Promotion: 2002

Inhaltsverzeichnis

1.	EINLEITUNG	1
1.1	Pathologische Veränderungen der Leber und Therapieoptionen	1
1.2	Funktionelle Leberanatomie	3
1.3	Schnittbildverfahren in der Leberdiagnostik	8
1.4	Bildverarbeitung und Beurteilung	10
2.	ZIEL DER UNTERSUCHUNG	14
3.	MATERIAL UND METHODEN	15
3.1	Patientenauswahl	15
3.2	Datenakquisition	16
3.3	Datenvisualisierung	17
3.4	Datenanalyse	21
3.5	Messwertnachverarbeitung	27
3.6	Messwertanalyse	31
4.	ERGEBNISSE	33
4.1	Altersverteilung des Patientenkollektivs	33
4.2	Qualitative Eigenschaften der rekonstruierten 2D-Schichtbilder als Grundlage der 3D-Rekonstruktionen	34
4.3	Winkel der Ebenen zu und in der Sagittalebene	37
4.4	Winkeldifferenzen	39
4.5	Vergleich der Winkeldifferenzen nach Geschlecht	42
4.6	Zusammenfassende Interpretation der Ergebnisse	45
5.	DISKUSSION	46
5.1	Mittlere Sektorengrenze - Bedeutung und Beurteilung	46
5.2	Zusammenarbeit mit der Chirurgie	49
5.3	Leberchirurgische Fallbeispiele	49

5.4	Übertragbarkeit des benutzten Visualisierungsverfahrens auf die tägliche radiologische Routine	55
5.5	Alternative Segmentierungsverfahren	57
5.6	Mittlere Sektorengrenze – Bewertung der dreidimensionalen Lage	59
6.	ZUSAMMENFASSUNG	61
7.	LITERATURVERZEICHNIS	62
8.	ANHANG	69

Abkürzungsverzeichnis

BG	Bindegewebe
CD-R	Compact Disk Recordable (einmalig beschreibbare CD-Rohlinge)
CT	Computertomographie
G	Gage [am.]; Gauge [br.] (nichtlineares, umgekehrt proportionales Maß des Durchmessers ohne Einheit – basiert auf der Anzahl der Bleikügelchen die ein Flintenrohr des 15. Jahrhunderts ausfüllten [Collegiate® Dictionary (2001)])
HCC	Hepatozelluläres Karzinom
HE	Hounsfield-Einheit(en) (Dichtewert in der CT)
IOUS	Intraoperativer Ultraschall
kV	Kilovolt (Stromspannung)
LITT	Laser-Induzierte-Thermotherapie
mA	Milliampere (Stromstärke)
MB	Megabyte (Speichergröße)
MHz	Megahertz (Frequenz)
MIP	Maximum-Intensitäts-Projektion
MPR	Multi-Planare-Rekonstruktion
MR	Magnet-Resonanz-Tomographie
PEI	Perkutane Alkoholinjektion
RAM	Random Access Memory (Hauptspeicher eines Computers)
SSD	Shaded Surface Display (dreidimensionale Oberflächendarstellung eines Objektes)
TACE	Transarterielle Chemoembolisation
TIFF	Tagged Image File Format (Bildformat mit verlustfreier Kompression)
VOI	Volume of Interest (Einschränkung des darzustellenden Volumens aus einem dreidimensionalen Datensatz)
VR	Volume-Rendering (dreidimensionale Darstellung mit Ein- und Durchsicht eines Objektes)
Z.n.	Zustand nach
Ø	durchschnittlich

1. EINLEITUNG

1.1 Pathologische Veränderungen der Leber und Therapieoptionen

Die vielfältigen Funktionen der Leber und deren komplexe topographische Beziehungen spiegeln ihre häufige Beteiligung an den verschiedensten Erkrankungen wider.

Benigne Veränderungen der Leber können durch ihre raumfordernde Wirkung die Leberfunktion beeinträchtigen und Symptome verursachen. Dies kann eine chirurgische Intervention nötig machen.

Maligne Veränderungen und ihre Vorstufen stellen die Indikation zur Operation noch vor den ersten Symptomen. Ziel hierbei ist es, den Tumor zu entfernen, bevor Metastasen auftreten. Von allen genannten Verfahren bietet bei neoplastischen Erkrankungen allein die radikale Entfernung des Primärherdes (R₀-Resektion) eine Aussicht auf vollständige Heilung [Herfarth, C. *et al.* (1995); Otto, G. *et al.* (1997)].

Bei sekundärem Befall der Leber durch Metastasen eines extrahepatischen Tumors kann die Indikation für eine chirurgische Entfernung gegeben sein. Bei Vorliegen einer begrenzten Anzahl von Metastasen in einem Teil der Leber ohne weiteren Organbefall und bei radikaler Entfernung des Ausgangsherdes kann die chirurgische Entfernung der Metastasen sinnvoll sein [Ansén, S. *et al.* (2002); Hardy, K. J. (1989); Herfarth, C. *et al.* (1995); Otto, G. *et al.* (1997)].

In der chirurgischen Therapie von Lebererkrankungen gibt es mehrere Verfahren, die teilweise ergänzend eingesetzt werden.

So werden Läsionen heute lokal begrenzt exzediert, mit dem umgebenden Parenchym reseziert, mit großen Bestandteilen der Leber entfernt oder als Ultima Ratio die gesamte Leber transplantiert.

Ergänzt werden diese Therapiemöglichkeiten durch Verfahren mit minimal invasivem Charakter wie die perkutane Alkoholinjektion (PEI), die Kryotherapie [Gruenberger, T. *et al.* (2001)], die laserinduzierte Thermotherapie (LITT) oder die Radiofrequenzablation [Allgaier, H.-P. *et al.* (1998); Vogl, T. J. *et al.* (1999)].

Weitere Therapieoptionen sind die transarterielle Chemoembolisation (TACE) und die lokale oder systemische Chemotherapie [Ansén, S. *et al.* (2002); Simonetti, R. G. *et al.* (1997)].

Die Bestrahlung zeigt - wenn überhaupt - nur einen geringen Vorteil für den Patienten und ist wegen der hohen Strahlensensibilität der Leber mit Risiken verbunden [Weinmann, M. *et al.* (2000)].

Eine Gegenüberstellung der verschiedenen Therapieoptionen am Beispiel des HCC führt zur Empfehlung der Früherkennung durch Ultraschall und Empfehlung zur perkutanen Thermotherapie. Ausgedehnte Befunde sollten chirurgisch entfernt werden [Livraghi, T. (2001)]. Dabei ist es das Ziel, so viel wie möglich des noch funktionsfähigen Parenchyms zu erhalten, während pathologische Formationen sicher entfernt werden müssen. Dies gilt um so mehr bei einer bereits bestehenden Funktionseinschränkung der Leber [Otto, G. *et al.* (1997)].

1.2 Funktionelle Leberanatomie

Zur Planung einer operativen Therapie sind umfassende Kenntnisse in Bezug auf die individuelle Leberanatomie und Läsionstopographie notwendig [Ohashi, I. *et al.* (1996); Otto, G. *et al.* (1997)].

Zur Einschätzung und Beschreibung des individuellen *Situs* gibt es zwei Systeme. In Amerika wird häufig ein System nach Healey und Schroy [Healey, J. E. Jr., Schroy, P. C. (1953)] eingesetzt. Das zweite System basiert auf Arbeiten der französischen Chirurgen Claude de Couinaud [Couinaud, C. (1957)] und Henri Bismuth [Bismuth, H. (1982); Bismuth, H. *et al.* (1982)].

Während das amerikanische System die Leber nach ihren Arterien und Gallengängen einteilt, zieht das französische System hierzu die Lebervenen und Pfortaderäste heran. Die Unterschiede sind besonders in der linken Leberhälfte relevant. Eine Gegenüberstellung beider Systeme findet sich in [Couinaud, C. (1999)].

Die französische Version der Einteilung der Leber ist Grundlage zur individuellen Leberchirurgie [Fasel, J. H. D. *et al.* (1996)].

„Portal and hepatic vein segmentation seems to be much more accurate“ [Couinaud, C. (1999)] als die Einteilung der Leber nach Arterien und Gallengängen.

In der konsequenten Umsetzung dieser Erkenntnis müssen sowohl die Lebervenen als auch die Pfortaderäste gleichermaßen in der Beurteilung jedes *Situs* Berücksichtigung finden. Hierbei gilt es zu beachten, dass diese beiden Gefäßsysteme zu unterschiedlichen Grenzen (Abb. 1) in der Leber führen [Leeuwen, M. S. van *et al.* (1994); Rieker, O. *et al.* (2000)].

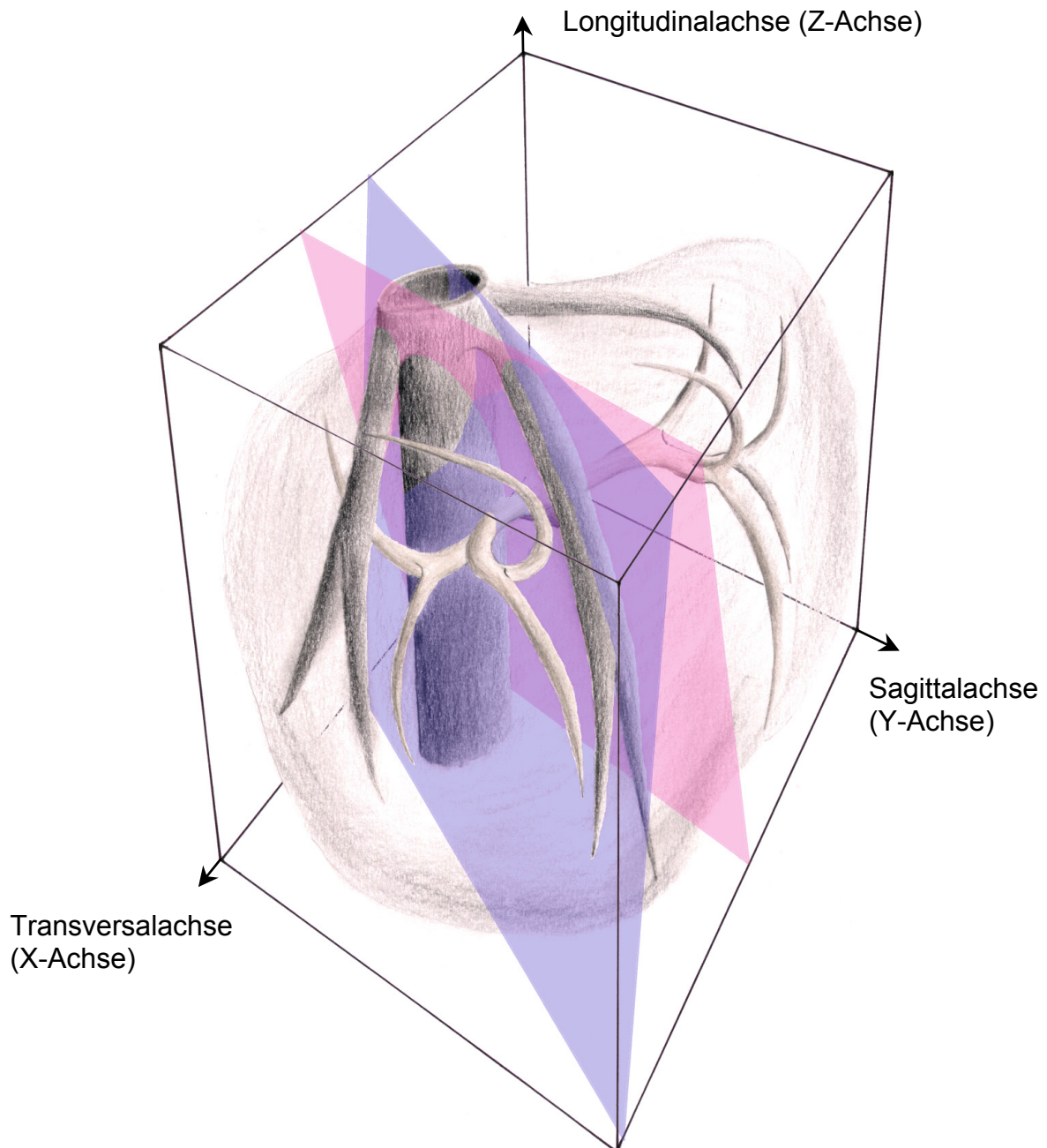


Abb. 1 Idealisierte Leber mit Grenzen nach mittlerer Lebervene (blau) und nach Aufzweigungsmuster der Pfortaderäste (rosa)

Aufgrund der Einteilung nach Couinaud wird die Leber durch ihre Gefäße in acht funktionell voneinander unabhängige Segmente eingeteilt. Die vom Leberhilus einstrahlenden Pfortaderäste greifen dabei zwischen die Lebervenen wie die Finger zweier Hände [Elias, H., Petty, D. (1952)]. Jedes Segment hat zentral gelegene Pfortaderäste und peripher gelegene Venen.

Drei pfortaderfreie Spalten - Portalfissuren - bestimmen in ihrem craniokaudalen Verlauf zunächst vier Sektoren (Abb. 2).

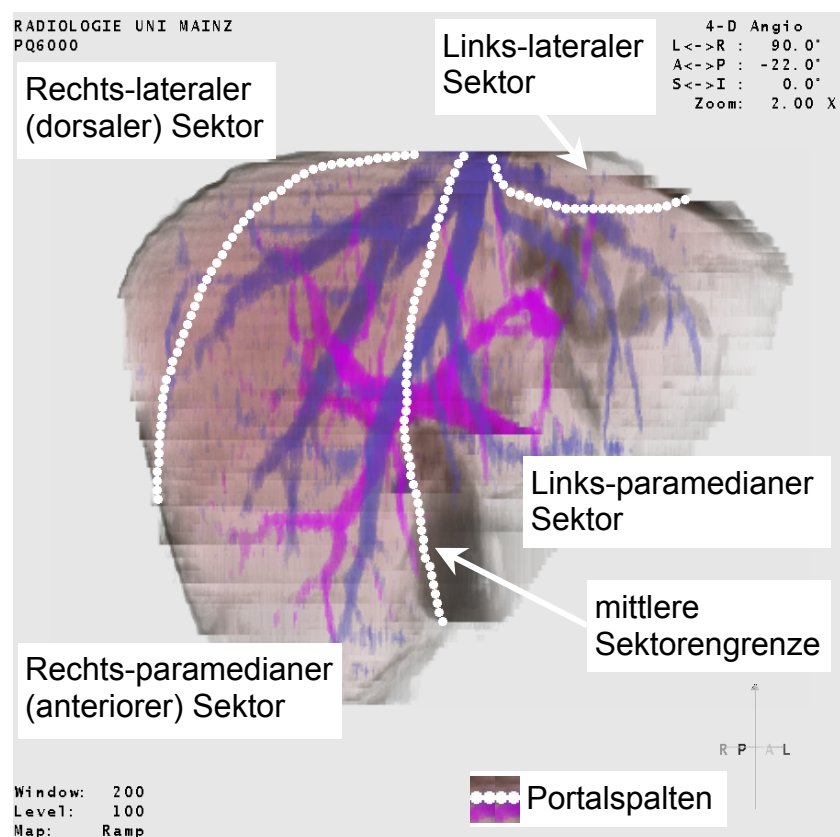


Abb. 2 Sektorengrenzen nach Pfortaderästen (von rechts-ventral)

Die Sektoren können durch die weitere Aufzweigung der Pfortaderäste in Segmente unterteilt werden (Abb. 3). In der rechten Leberhälfte erfolgt dies in je ein kraniales und caudales Segment (Segmente V bis VIII). In der linken Leberhälfte lässt sich der laterale Sektor nicht weiter unterteilen. Er stellt ein Segment für sich dar (Segment II). Der links-paramediane Sektor lässt sich vertikal am *Ligamentum falciforme* in zwei Segmente (III und IV) unterteilen.

Bereits in seiner eigenen grundlegenden Arbeit hat Couinaud auf die Notwendigkeit von Modifikationen seines Einteilungsschemas hingewiesen:

„La segmentation proposée n’est pas parfaitement logique et sans doute sera-t-elle appelée à subir certains modifications.“ [Couinaud, C. (1957)].

Eine gebräuchliche Modifikation in der Chirurgie ist die getrennte Betrachtung des *Lobus quadratus* vom restlichen Segment IV [Bismuth, H. *et al.* (1982)], so dass das Segment IV in zwei horizontal getrennte Subsegmente (IVa und IVb) [Scheele, J. (1989)] eingeteilt werden kann (Abb. 3).

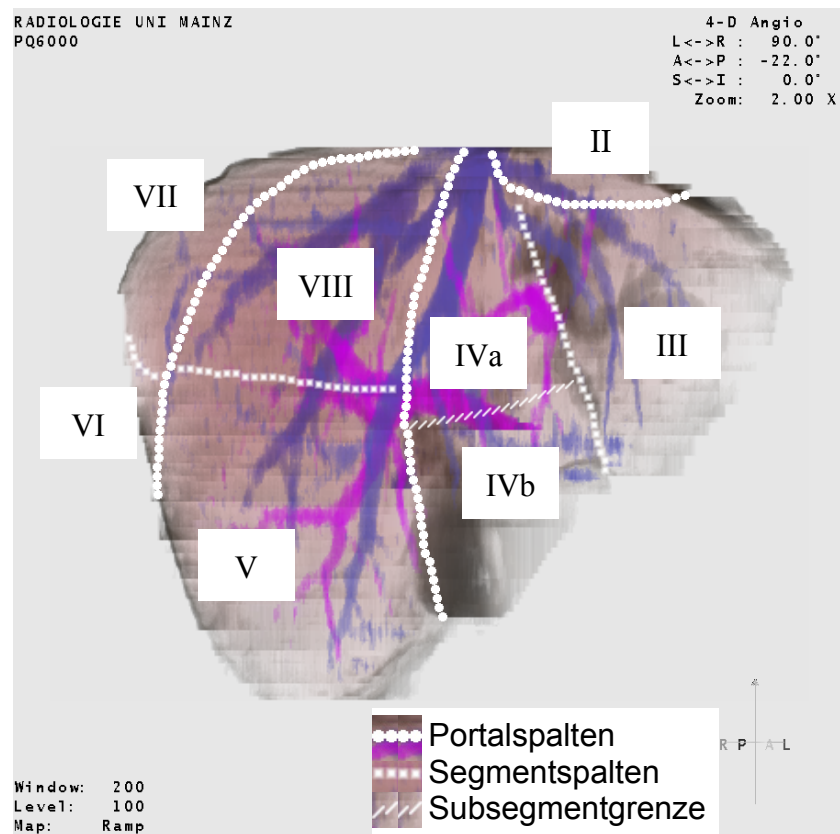


Abb. 3 Segmenteinteilung der Leber (Segment I nicht sichtbar)

Der *Lobus caudatus* bildet mit eigenen kleinen Pfortaderästen und Venen eine Ausnahme als eigenständiges dorsokraniales Segment I vor der *Vena cava inferior*.

In der mittleren und rechten Portalspalte verläuft jeweils die mittlere und rechte Lebervene. In der linken Portalspalte trifft dies nur auf ihren kranialen Anteil zu.

Nach Übertritt der linken Lebervene in das Segment III ist die Segment- und Sektorengrenze durch die Aufzweigung der Pfortaderäste bestimmt.

Damit trennt die linke Lebervene nur Segment II von IV. Danach verläuft sie im Parenchym von Segment III (Abb. 4). Dies führt zu einer weitgehend transversalen Sektorengrenze in der linken Leberhälfte:

„ ... c'est-à-dire au secteur paramédian gauche, séparé du précédent [le secteur latéral gauche] par la scissure gauche, qui coupe presque transversalement le lobe gauche.“
[Couinaud, C. (1957)].

Die Grenze zwischen Segment III und IV wird durch das *Ligamentum falciforme* und die obliterierte *Vena umbilicalis* bestimmt.

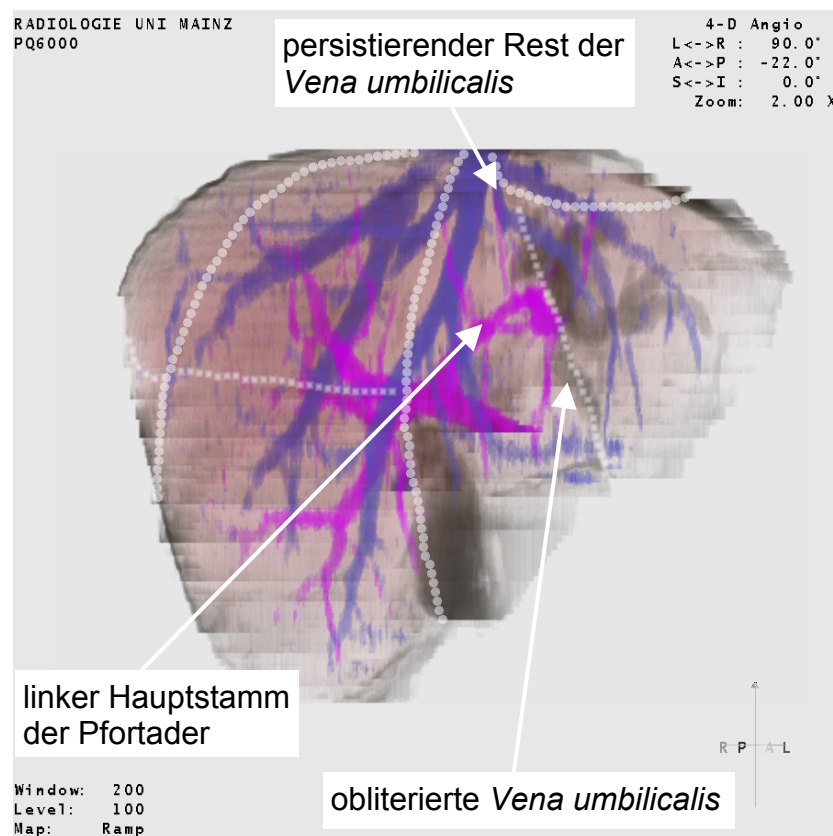


Abb. 4 Segmentgrenze III zu IV

Die mittlere Portalspalte mit ihrer individuellen Lage ist als funktionelle Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte nur mittelbar über die mittlere Lebervene annähernd lokalisierbar. Ihre Bestimmung hat große praktische Bedeutung, da häufig Resektionen genau hier ihre Grenze finden.

1.3 Schnittbildverfahren in der Leberdiagnostik

In der Diagnostik der Lebererkrankungen spielen neben der Labormedizin bildgebende Verfahren eine bedeutende Rolle [Otto, G. *et al.* (1997)].

Beim Screening und zur Verlaufskontrolle kommt meist der Ultraschall – zum Teil sogar als dreidimensionale Sonographie [Lang, H. *et al.* (1999)] – zum Einsatz [Kopka, L., Grabbe, E. (1999)]. Die Schnittbildverfahren Computertomographie und Kernspintomographie werden routinemäßig zur weiterführenden Untersuchung eingesetzt. Beide Verfahren eignen sich zur präoperativen Lokalisation und Identifizierung intrahepatischer Läsionen. In beiden Verfahren kommen zur näheren Beschreibung Kontrastmittel zum Einsatz [Otto, G. *et al.* (1997)]. Die Untersuchung der Leber vor und zu verschiedenen Zeitpunkten nach Kontrastmittelapplikation als bi- oder triphasische Spiral-Computertomographie erhöht die Detektionsrate und erlaubt eine differentialdiagnostische Einschätzung von Läsionen durch das Anflutungsverhalten des Kontrastmittels [Hwang, G. J. *et al.* (1997)]. Dieses Verhalten kann in mehrere Phasen eingeteilt werden. Peripher appliziertes Kontrastmittel erreicht die Leber zuerst über die *A. hepatica*. Die Zeitspanne der arteriellen Anflutung ist kurz. Anschließend erreicht eine zweite, länger andauernde Kontrastmittelwelle über die Pfortader die Leber. Die Mehrzeilendetektor-Spiral-Computertomographie erlaubt die Verkürzung der Untersuchungsdauer bei dünnen Schichtdicken zur optimalen, mehrfachen Darstellung der gesamten Leber in diesen einzelnen Phasen [Kopka, L., Grabbe, E. (1999)]. Gegenüber der Spiral-Computertomographie in mehreren Phasen weist die Computertomographie bei selektiver Angiographie der *A. hepatica* und *A. mesenterica superior* eine höhere Sensitivität für Lebertumoren auf [Oberstein, A. *et al.* (1996)]. Die Erfassung und Beurteilung an die Leber angrenzender Strukturen bei der Computertomographie und der Kernspintomographie wird zum Staging genutzt.

Die auf diese Weise erzeugten Schnittbilder und daraus abgeleiteten Rekonstruktionen sind elementar in der Planung und Durchführung von Eingriffen an der Leber. Ein Chirurg kann aufgrund seiner Erfahrung, der direkten

intraoperativen Sicht und mit seinem Tastgefühl erfolgreich eine Operation durchführen. Unterstützt wird er dabei unter Umständen durch den zweidimensionalen intraoperativen Ultraschall. Häufig genug sind dies für ihn neben einigen klinischen und laborchemischen Befunden die einzigen Informationsquellen. Keiner der hier genannten Punkte bereitet den Chirurgen im Detail auf die intrahepatischen Strukturen in ihrem räumlichen Kontext vor. Erst die räumlich aufgearbeiteten umfangreichen topographischen Informationen der Schnittbildverfahren, die sicher das ganze Organ mit angrenzenden und zugehörigen Strukturen darstellen können, erlauben es präoperativ die chirurgische Strategie genau auf den individuellen Patienten anzupassen. Folgende Verfahren stehen zur Auswahl: Hemihepatektomie und segmentbasierte Resektionen als „*exérèses réglées*“ und die sogenannten atypischen Resektionen [Couinaud, C. (1957)]. Eine Gemeinsamkeit der „*régées*“ ist die Ausrichtung an den Segment- und Sektorengrenzen als Wasserscheiden der Blutversorgung. Da diesen jedoch während einer Operation kein morphologisch fassbares und inzidierbares Korrelat entspricht, ist die präoperative Darstellung extrem wichtig.

1.4 Bildverarbeitung und Beurteilung

Zur sicheren Detektion kleiner Befunde ist eine möglichst gute Auflösung in allen drei Raumachsen notwendig. Idealerweise erlaubt eine kleine, isometrische Voxelgröße die besten Nachverarbeitungs- und Beurteilungsmöglichkeiten [Ohnesorge, B. *et al.* (1999)]. Dies bedeutet, dass die kleinsten Volumenelemente der Untersuchung gleich große Kantenlängen in allen drei Raumrichtungen haben.

Die Befundung eines so erstellten Datensatzes erfolgt in der täglichen Routine durch interaktive Durchsicht der Schnittbilder – zum Teil im filmähnlichen Cine-Modus. Weitere einfache und schnelle Verfahren zur Informationsgewinnung sind die Multiplanare Rekonstruktion (MPR) und die Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP).

In der MPR (Abb. 5) kann der dreidimensionale Datensatz durch Anschneiden in einer beliebigen Raumebene an beliebiger Stelle durchgesehen werden.

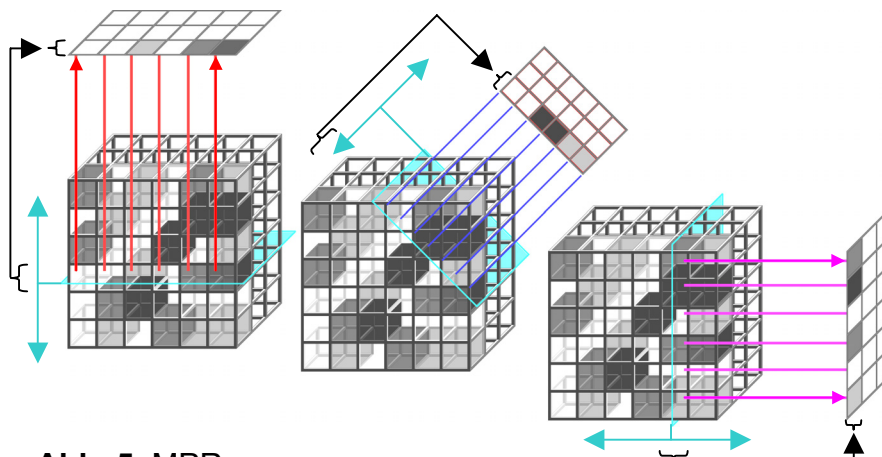


Abb. 5 MPR

In der MIP (Abb. 6) werden virtuelle, parallele Strahlen durch den Datensatz geschickt. Aus der in den Daten maximal angetroffenen Intensität pro Strahl wird ein neues zweidimensionales Bild generiert. Bei CT-Untersuchungen mit Kontrastmittel sind so Aufnahmen ähnlich einer konventionellen Angiographie möglich.

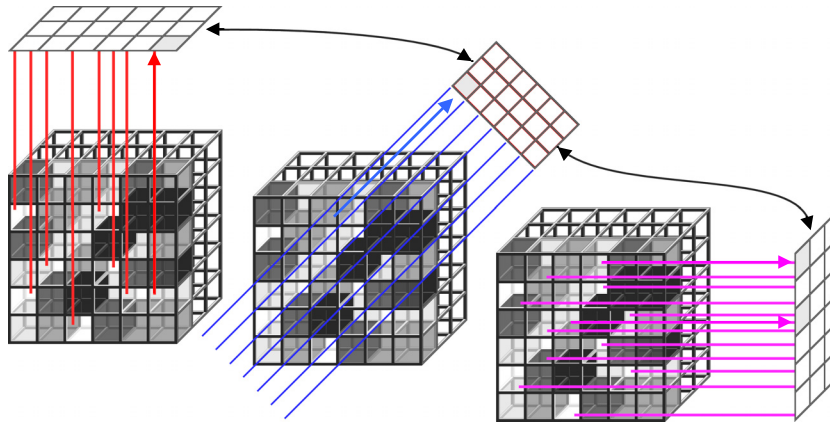


Abb. 6 MIP: Der Voxel mit der höchsten Intensität (weiße und hellgraue Würfel) einer Säule wird in der Ebene abgebildet

Die Beschreibung der mit diesen bildgebenden Verfahren erhobenen Befunde erfolgt meist durch die Annahme, dass die Sektorengrenzen der Leber durch einfache Ebenen beschrieben werden können, welche orthogonal auf der Transversalebene stehen. Die horizontale Grenze zur Segmenteinteilung wird meist durch die Pfortaderbifurkation und den direkten Verlauf der Pfortaderäste bestimmt [Fasel, J. H. D. *et al.* (1998); Mukai, J. K. *et al.* (1987); Ohashi, I. *et al.* (1996); Rieker, O. *et al.* (2000); Waggenpack, G. A. *et al.* (1993)].

Die geometrische Zuordnung des Parenchyms und der Läsionen erfolgt dabei nur im Kopf des Betrachters. Bei der interdisziplinären Kommunikation zwischen Radiologen und Chirurgen müssen die Zuordnungen nicht notwendigerweise übereinstimmen [Herfarth, C. (1999)]. Als Interpretationshilfe und zur Erleichterung des Meinungsaustauschs [Cho, A. *et al.* (2000); Leeuwen, M. S. van *et al.* (1994)] lassen sich aus den CT- und MRT-Datensätzen dreidimensionale Rekonstruktionen erzeugen.

Erster Schritt ist hierbei immer die Auswahl der darzustellenden Strukturen aus dem Datensatz. Hierzu gibt es mehrere verschiedene Ansätze, die von vollständig manuell bis nahezu vollautomatisch reichen [Gao, L. *et al.* (1996); Jendrysiak, U. (1999); Lamadé, W. *et al.* (1999); Rinck, D., Selle, D. *et al.* (2000); Zahlten, C. *et al.* (1995)].

Im zweiten Schritt werden interaktiv die zuvor ausgewählten Objekte dargestellt. Zur Visualisierung stehen zwei Verfahren zur Verfügung:

Das erste Verfahren wurde zur Darstellung von Knochen entwickelt. Es lässt sich aber auch für die Darstellung Kontrastmittel enthaltender Gefäße verwenden (Abb. 7). Diese Oberflächendarstellung wird auch Shaded Surface Display (SSD) genannt. Die Bezeichnung beschreibt grob die Funktionsweise dieser Darstellung. Die Oberflächen der Objekte werden berechnet und die Beleuchtung durch eine oder mehrere virtuelle Lichtquellen simuliert. Der räumliche Eindruck entsteht durch Schatten und Überlagerung.

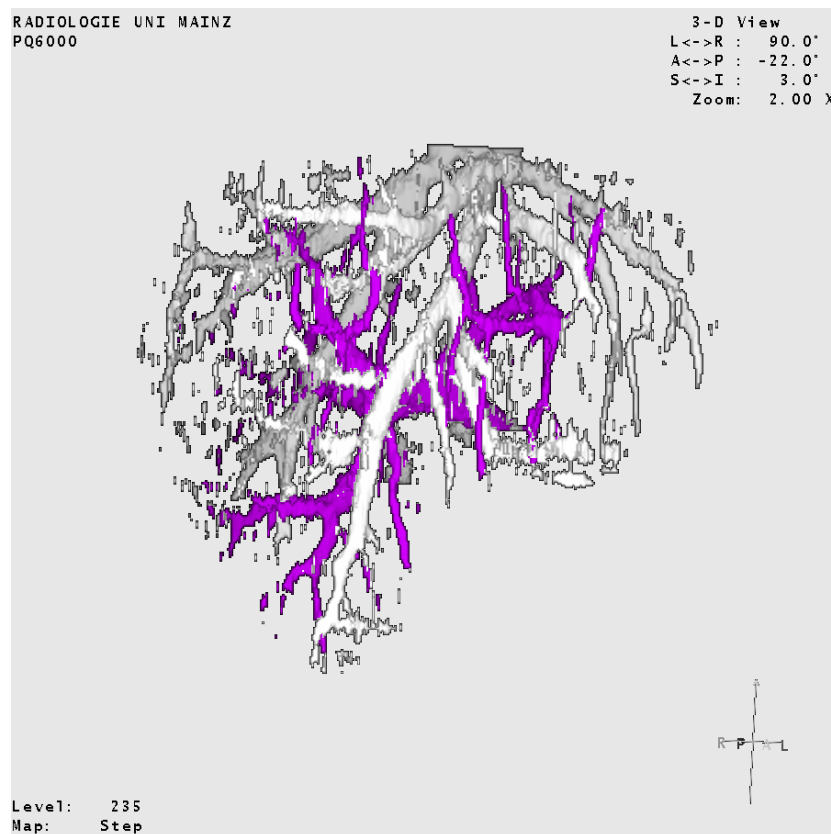


Abb. 7 Selektive Darstellung des Pfortadersystems (lila) und der Lebervenen mit SSD

Die zweite mögliche Methode ist das Volume-Rendering (VR). Es unterscheidet sich vom ersten Verfahren durch Einbeziehung der Dichte der darzustellenden Objekte. Diese werden halbtransparent visualisiert. Ein Tiefeneindruck innerhalb des Gewebes wird erreicht, indem Strukturen durch andere abgeschwächt hindurchschimmern (Abb. 2 bis 4).

Bei beiden Verfahren sind zahlreiche Optionen möglich, um den Informationsgewinn zu maximieren:

- Einfärbung bestimmter Strukturen in Abhängigkeit ihrer räumlichen Lage oder Dichte
- Interaktive Entfernung ganzer Objekte oder frei definierbarer Strukturen
- Dreidimensionale Distanzbestimmung und Volumetrie



Abb. 8 Farbkodiertes Volume-Rendering mit Entfernung eines Subvolumens als Beispiel für interaktive Bildmanipulation

Auf Basis dieser abgeleiteten Informationen ist die Interpretation der individuellen Anatomie unter Einbeziehung des Modells nach Couinaud schon präoperativ möglich.

Erste Verfahren zur Simulation einer Operation sind in Planung [Giess, C. *et al.* (1999); Herline, A. J. *et al.* (1999), Krummel, T. M. (1998); Marescaux, J. *et al.* (1998)].

2. ZIEL DER UNTERSUCHUNG

Die Grenze zwischen der rechten und linken Leberhälfte scheint leicht durch die mittlere Lebervene lokalisierbar. Nach der gängigen Meinung wird sie nicht durch die Trias aus Pfortader, Arterie und Gallengang überschritten. Es soll untersucht werden, ob die Lage dieser gefäßarmen Zone zwischen den Pfortaderästen benachbarter Segmente von der Lage der Grenzebene durch die mittleren Lebervene abweicht.

3. MATERIAL UND METHODEN

3.1 Patientenauswahl

Der Radiologie werden durch die Kliniken für Allgemein- und Transplantationschirurgie der Universität Mainz regelmäßig Patienten mit der Frage nach Indikation und Möglichkeit eines chirurgischen Eingriffes an der Leber vorgestellt. Bei 85 Patienten wurde im Rahmen dieser Arbeit von November 1998 bis Dezember 1999 eine Computertomographie mit dem Ziel einer dreidimensionalen Rekonstruktion durchgeführt.

Ausgeschlossen wurden Patienten, deren Leber durch einen Tumor stark deformiert war. Ebenso wurden Patienten mit ungenügender Kontrastierung der Pfortader oder Lebervenen ausgeschlossen.

Nach diesen Kriterien verblieben 73 Patienten (35 Frauen und 38 Männer) im Alter zwischen 29 und 84 Jahren zur Untersuchung. Sie wiesen folgende Befunde auf:

Läsionstyp	Patienten	Ø Läsionen
Hämangiom	4	2
Leberzelladenom	3	1
Hepatozelluläres-Karzinom (HCC)	15	2,1
Cholangiozelluläres-Karzinom	8	2
Malignes Angioendotheliom	1	5
Metastasen bei Kolorektalem-Karzinom	27	4,3
Metastasen bei Mamma-Karzinom	4	2,8
Metastasen bei Magen-Karzinom	1	3
Metastasen bei Appendix-Karzinom	1	5
Metastasen bei gastrointestinalem Stromatumor	1	6
Abszess	1	1
Zysten	3	3,7
Caroli-Syndrom	1	0
Unklare Raumforderung	1	1
Kein Leberbefund	1	0
Z.n. Lebertransplantation bei HCC	1	0
Total	73	

3.2 Datenakquisition

Alle Patienten wurden mit einem Computertomographen PQ 6000 (Picker International – jetzt Philips Medical Systems) untersucht.

Das verwendete Untersuchungsprotokoll wurde von einem Oberarzt (O.R.) der Klinik und Poliklinik für Radiologie, Universitätsklinik Mainz erstellt.

Die Untersuchungen bestanden aus einer ersten Spiral-Computertomographie ohne Kontrastmittel und einer angeschlossenen biphasischen Spiral-Computertomographie mit intravenöser Kontrastmittelgabe. Alle Untersuchungen erfolgten bei angehaltenem Atem in Inspiration.

Die Kontrastmittelapplikation erfolgte über eine Venenverweilkanüle mit 1,1 mm Außendurchmesser (20 G) in eine antekubitale Vene. Hierbei wurden 180 ml Iopamidol (300 mg Iod pro ml) gefolgt von 20 ml isotonischer Kochsalzlösung über eine Injektionspumpe mit einem Fluss von 4 ml/s injiziert.

Die erste, arterielle Spiral-CT wurde nach 20 Sekunden gestartet. Die zweite, portalvenöse Spiral-CT wurde im Durchschnitt nach weiteren 40 Sekunden gestartet. Die Scanrichtung war zur sicheren Erfassung der vollständigen Leber kraniokaudal [Rieker, O. *et al.* (2000)].

Als Parameter der Spiral-CT wurde eine Kollimation von 5 mm bei einem Tischvorschub von 10 mm/s gewählt. Dies führte zu einer effektiven Schichtdicke von 6,8 mm. Die verwendete Spannung betrug 120 kV bei einer Stromstärke von 200 mA. Bei einem schlanken Patienten konnte die Stromstärke auf 175 mA reduziert werden – während sie bei drei korpulenten Patienten auf 250 und bei einem weiteren auf 300 mA angehoben werden musste. Die Rekonstruktion der Schnittbilder erfolgte alle 2 mm mit einem Standard-Filter. Bei verrauschten Bildern kam in 33 Fällen ein weichzeichnender Filter zum Einsatz. Die Auflösung der rekonstruierten Schichten betrug 2 mm Voxelhöhe mal im Median 0,59 mm Kantenlänge.

3.3 Datenvisualisierung

Die so gewonnen Datensätze mit durchschnittlich 174 Bildern (= 87,3 MB) wurden auf eine Workstation Voxel Q (Picker International – heute: Philips Medical Systems), basierend auf einem Sparc II Computer (40 MHz, 24 MB RAM; Sun Microsystems, Inc.) mit einem Voxel Hardware Prozessor (128 MB RAM) übertragen. Benutzt wurde die UNIX-Bildverarbeitungssoftware zunächst in der Version 3.4 vom 24.9.1997 und nach Verfügbarkeit in der Version 3.4.3 vom 22.4.1998 und schließlich in der Version 4.0 vom 8.2.1999.

Die bearbeiteten Daten wurden mit einem Bandlaufwerk EXB-8205 (Exabyte Corp.) auf D8-Kassetten QG112M (Sony) gesichert.

Selektiv kamen die Schichtbilder der portalvenösen Phase, welche Anschnitte der Leber enthielten, zur weiteren Bearbeitung. Um weitere Rechenzeit bei der späteren dreidimensionalen Darstellung einzusparen, wurde eine rechteckige VOI im Datensatz definiert, die nur die Leber enthielt.

In diesen Bildern wurden farbkodiert mehrere Strukturen Schicht für Schicht per Hand segmentiert (Abb. 9).

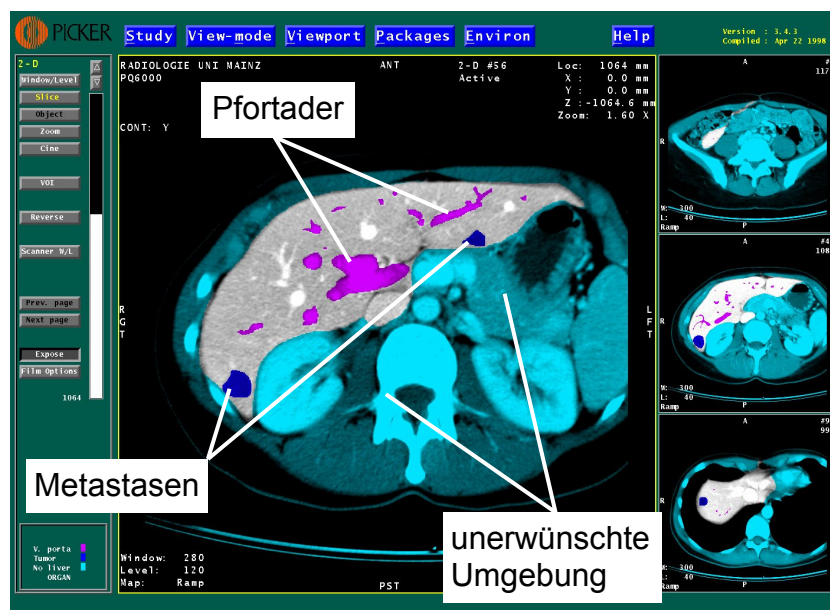


Abb. 9 Interaktive Segmentierung

Als erstes Objekt wurde die Leber von ihrer Umgebung getrennt. Hierbei wurde die Umgebung durch Umfahren markiert. Für alle weiteren Bearbeitungsschritte konnte diese nun unterdrückt werden. Danach wurden alle Läsionen der Leber mit einer Signalfarbe in einem Weichteilfenster markiert. Zur Darstellung blieben nun noch die Pfortader und die Lebervenen. Von beiden Gefäßsystemen wurde dasjenige mit dem schwächeren Kontrast zum umgebenden Leberparenchym per Hand bis in die Peripherie segmentiert. Das andere kam im nächsten Arbeitsschritt ohne Segmentierung zur Darstellung.

Der nächste Arbeitsschritt bestand in der individuellen Definition von vier Dichteklassen, denen zur dreidimensionalen Darstellung jeweils eine eigene Opazität (Lichtdurchlässigkeit) und Farbe zugewiesen werden konnte (Abb. 10). Die Dichte der Strukturen in der Computertomographie wird durch die Hounsfield-Skala beschrieben. Sie besitzt zwei definierte Fixpunkte. Wasser schwächt die Röntgenstrahlung in der CT definitionsgemäß auf 0 HE und Luft auf minus 1000 HE. Eine Dichteklasse enthält somit alle Strukturen in einem bestimmten Bereich der Hounsfield-Skala.

Das Ergebnis dieser Bearbeitung konnte interaktiv im dreidimensionalen Volume-Rendering verfolgt werden.

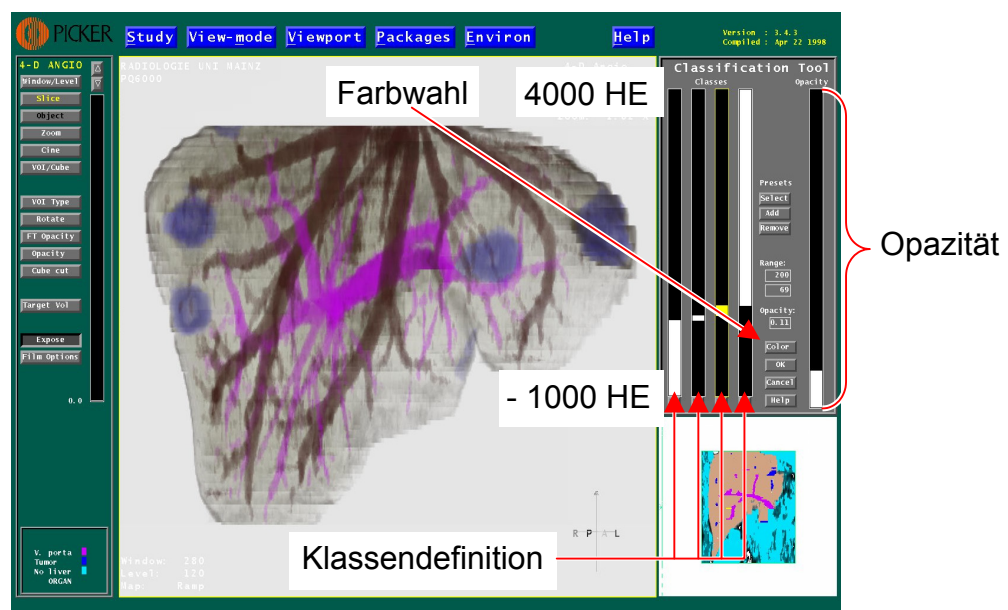


Abb. 10 Dichteklassifikation

Die hier gewählte Klasseneinteilung nach Dichte war:

- Die erste Klasse reichte von einem Basiswert von -1000 HE bis im Mittel 0 HE und enthielt Luft und Fettgewebe.
- In der zweiten Klasse (von 0 bis 89 HE) wurden die Läsionen (z.B. Lebertumoren) und die Gallenblase dargestellt.
- Die dritte Klasse enthielt das mit Kontrastmittel angereicherte Leberparenchym im Bereich von 89 HE bis im Mittel 196 HE.
- Die vierte und letzte Klasse umfasste alle dichteren Strukturen bis 4000 HE. Dies waren die kontrastmittelgefüllten Gefäße.

Als globale Variable konnte zusätzlich das konventionelle Fenster individuell variiert werden. Für die meisten Volume-Renderings war es als Rampe 280 HE breit und hatte eine Fenstermitte von 120 HE (Abb. 11).

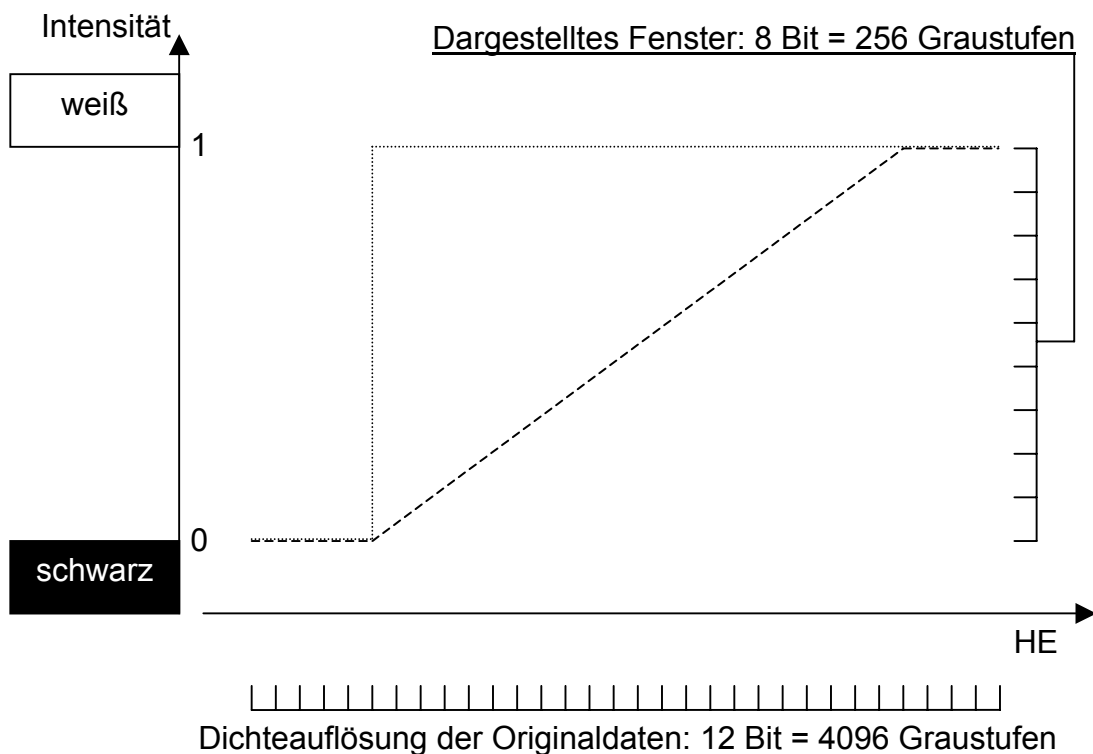


Abb. 11 Fensterwahl als:

- Rampe (Ramp) -----
- Stufe (Step)

In der Darstellung als Volume-Rending standen nun viele weitere Optionen zur Verfügung. So konnte das Lebermodell in nahezu Echtzeit in jede beliebige Richtung gedreht und vergrößert werden. Weiterhin ließ sich jedes Modell in jeder beliebigen freien Raumebene anschneiden. Individuelle Leberanteile konnten entfernt werden. In jeder Position ließen sich Distanzen zwischen einzelnen Strukturen messen (Abb. 12).

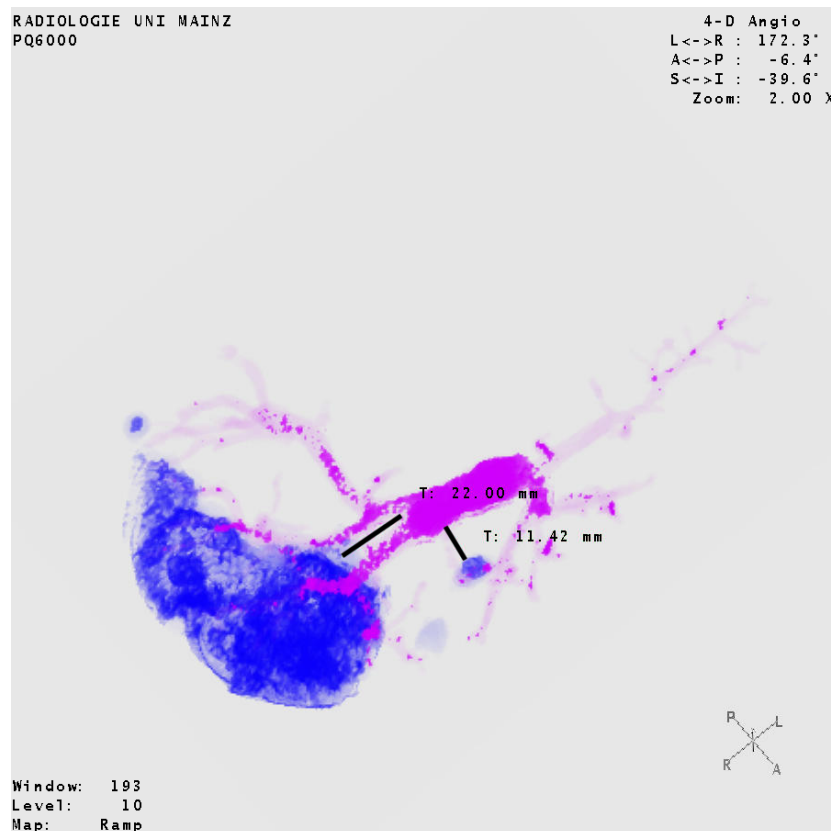


Abb. 12 Distanzmessung

Da eine Archivierung der Lebervisualisierungen in einem von anderen Computersystemen verarbeitbaren Format nicht möglich war, wurde jedes 3D-Modell auf der Workstation in 10°-Schritten rotiert und mit jeweils 73 TIFF-Bildern der Größe 906 mal 906 Pixel dokumentiert. Sie zeigen eine Rotation um die Longitudinalachse und um eine individuelle Achse nach oblique lateroventral. Ihre Archivierung erfolgte anonymisiert auf CD-R Medien.

3.4 Datenanalyse

Zur Dokumentation der Ausgangsqualität der Untersuchung wurde bei allen Datensätzen an jeweils fünf Positionen die Dichte des Leberparenchyms, der Pfortader und der Lebervenen in der portalvenösen Phase gemessen.

Zur Messung der Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte wurde vereinfachend angenommen, dass die Grenzen durch einfache Ebenen annähernd beschrieben werden können und dass die Grenze nach Pfortaderästen in der Mitte zwischen den Pfortaderästen benachbarter Segmente liegt.

Für die Sektorengrenze bei der mittleren Lebervene wurde folgende Arbeitsschritte gewählt:

1. Selektive Darstellung der Lebervenen:
 - a. Deaktivierung aller segmentierten Objekte außer den Lebervenen, sofern diese durch ihren schwächeren Kontrast gegenüber der Pfortader zum Parenchym segmentiert worden waren oder
 - b. Deaktivierung aller segmentierten Objekte außer dem Parenchym, wenn die Lebervenen durch den höheren Kontrast gegenüber den Pfortaderästen nicht segmentiert worden waren. In einem zweiten Schritt konnten die Lebervenen selektiv dargestellt werden, indem den ersten drei Dichteklassen eine Opazität von 0% und somit eine Transparenz von 100 % zugewiesen wurde.
2. War die Darstellung der Gefäße im VR-Modus jetzt noch unbefriedigend, konnte eine Darstellung im SSD-Modus erfolgen. Hier wurden dann alle segmentierten Anteile der Venen durch Auswahl eines Stufenfensters dargestellt.

3. Darstellung der Lebervenen von kranial.
4. Rotation der Leber um die Longitudinalachse (Z-Achse), bis die mittlere Lebervene möglichst senkrecht nach unten zeigt. Der Winkel α zur Sagittalebene wurde gemessen (Abb. **13a** und **b**).
5. Kippung der Ansicht von kranial (Abb. **13**) um 90° (Abb. **14**), so dass die mittlere Lebervene genau auf den Betrachter zeigt.
6. Rotation um eine durch α bestimmte, individuelle ‚Horizontalachse‘, die in der Transversalebene liegt. Der Winkel β wurde gemessen (Abb. **14a** und **b**).

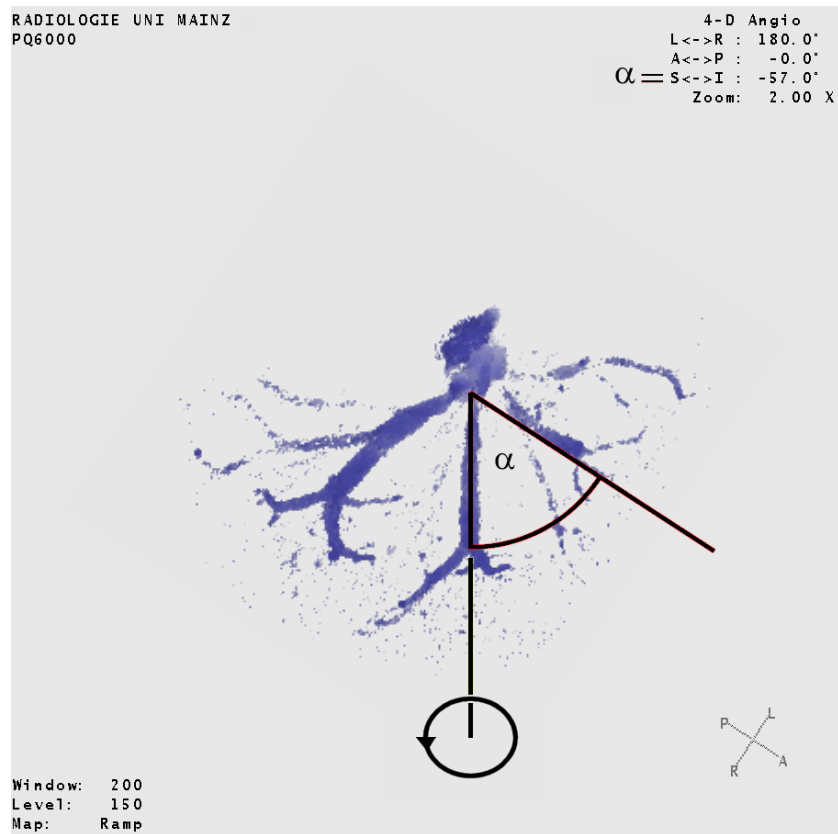


Abb. 13a Lebervenen von kranial (Kreisfeil zeigt Arbeitsschritt 6)

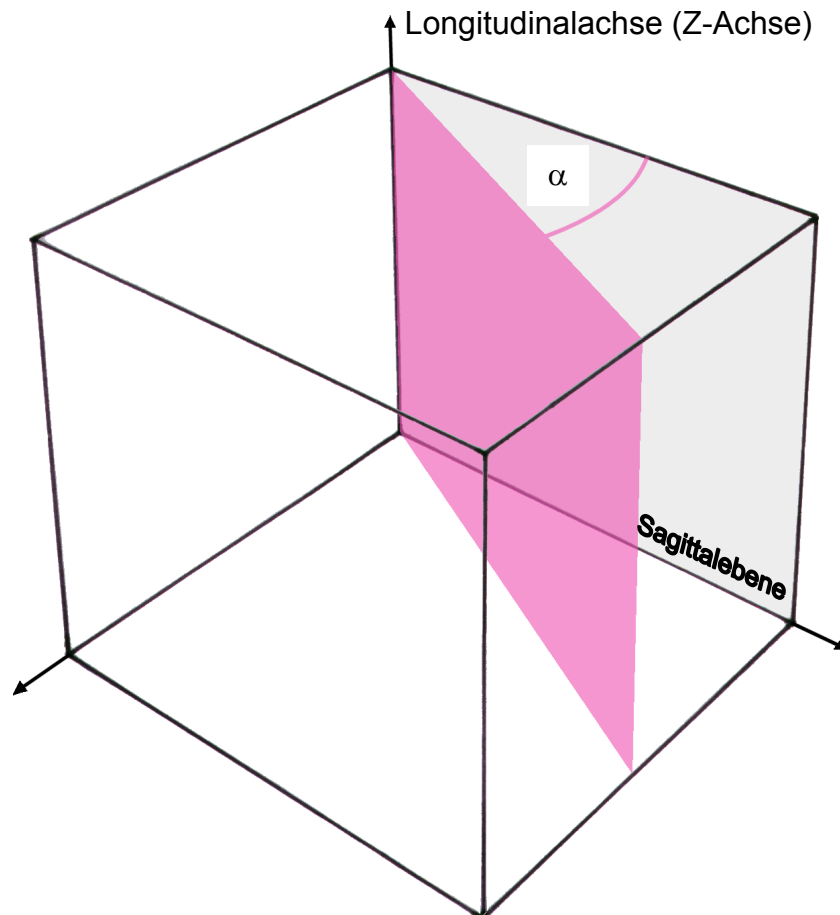


Abb. 13b Winkel α (Sagittalebene ist grau)

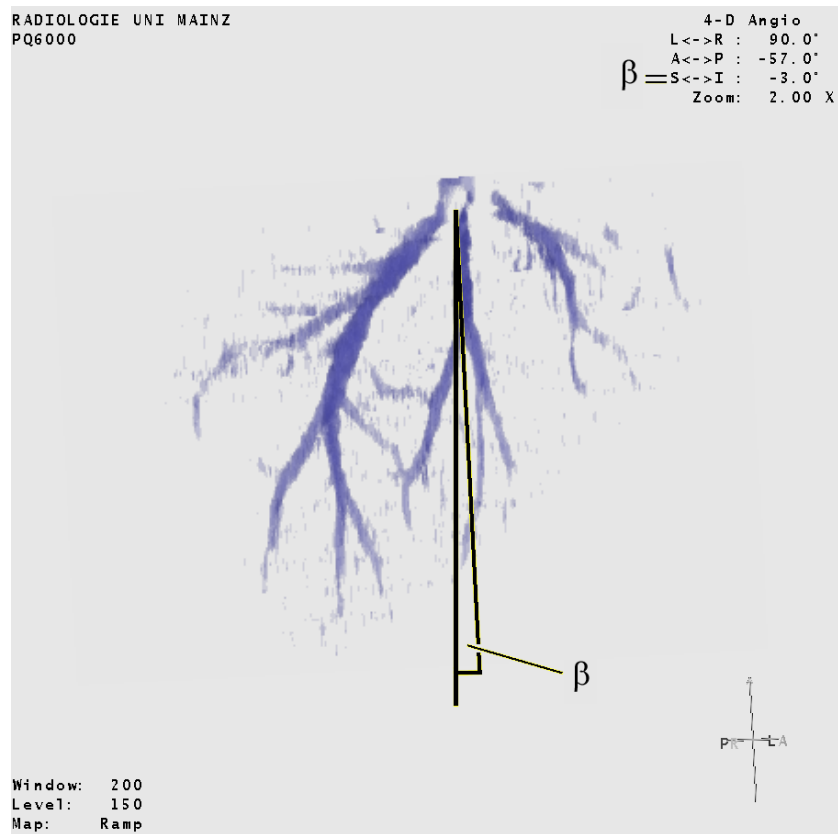


Abb. 14a Lebervenen von ventral

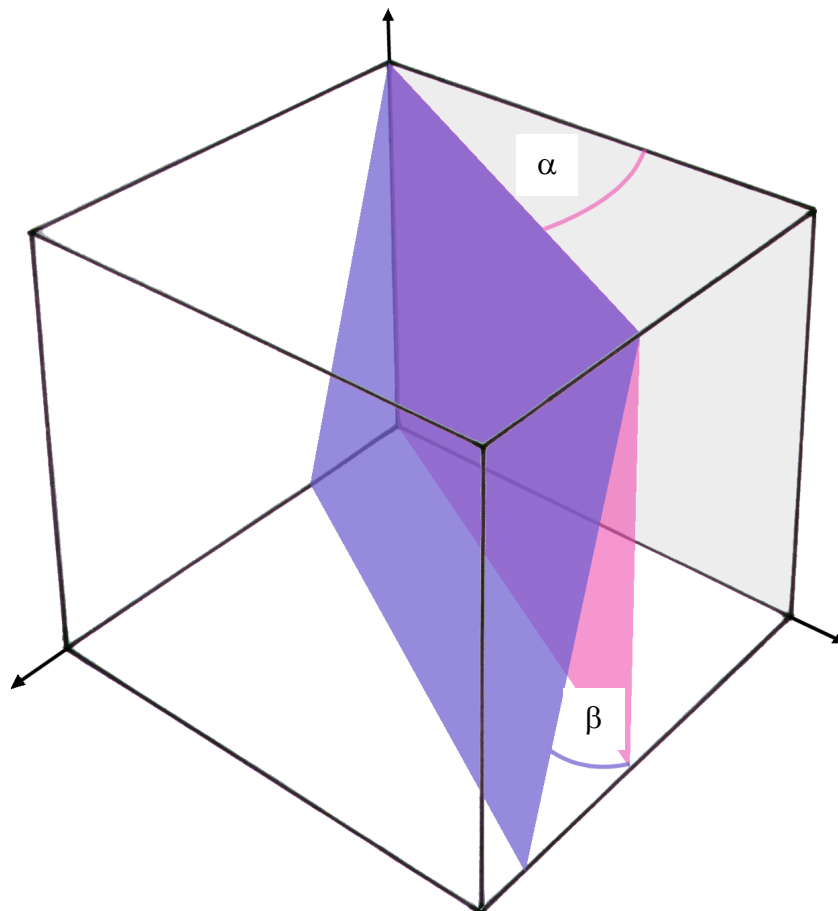


Abb. 14b Winkel β

Zur Messung der alternativen Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte nach dem Aufzweigungsmuster der Pfortaderäste wurde obiges Vorgehen mit dem zweiten Gefäßsystem wiederholt (Abb. 15a und b).

Zu jeder Zeit konnte die möglichst senkrechte Ausrichtung der Gefäße durch Rotation des Modells und Variation der Ansicht kontrolliert werden.

Alle Messbilder wurden im TIFF-Format anonymisiert ebenfalls auf CD-R Medien gesichert.

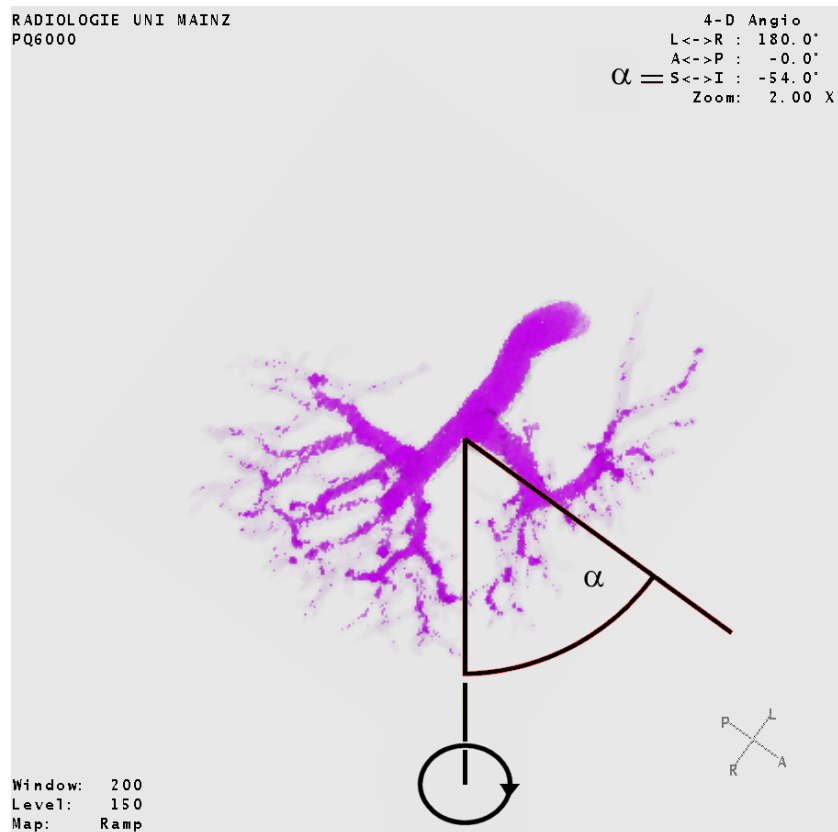


Abb. 15a Pfortader von kranial

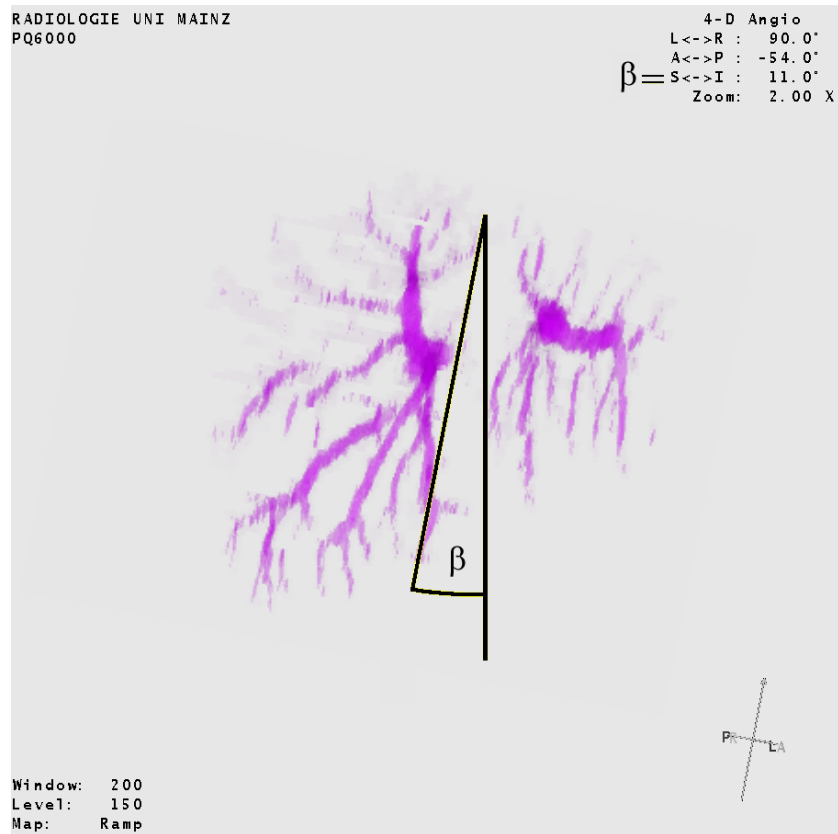


Abb. 15b Pfortaderäste von ventral

3.5 Messwertnachverarbeitung

Um Sektorengrenzen zu einer Referenzebene zu standardisieren sind zwei Winkel notwendig.

Es wurden zwei Winkel (α und β) für beide Sektorengrenzen pro Datensatz gemessen. Der erste Winkel entstand durch Rotation des 3D-Modells um die Z-Achse (Abb. 13b und 16).

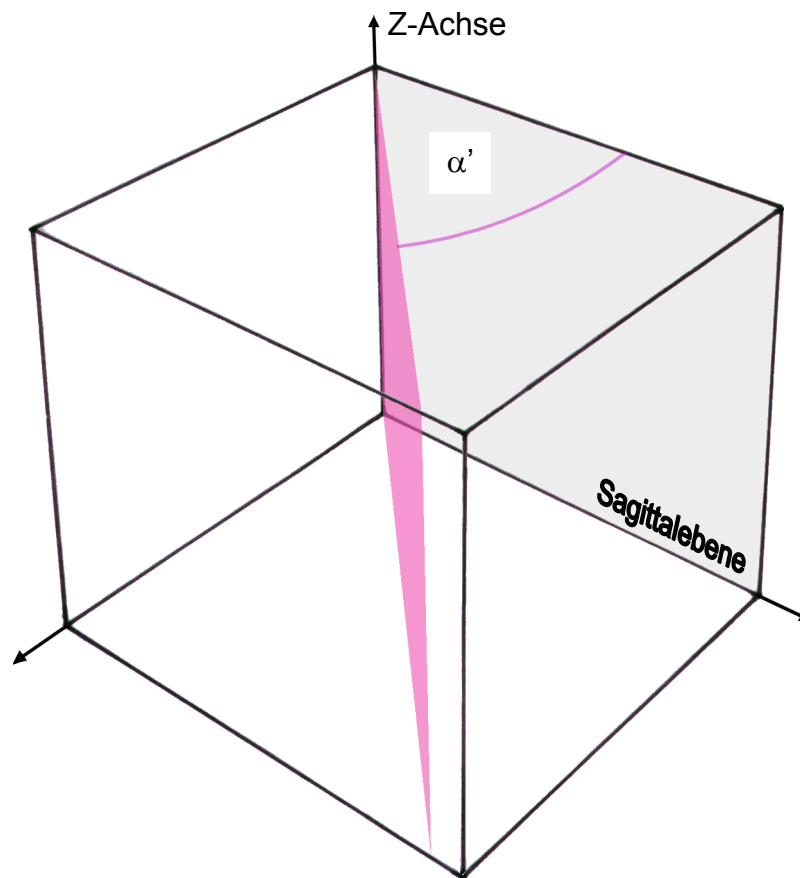


Abb. 16 Lage zur Sagittalebene (zweites Beispiel)

Die gemessenen Winkel α (Abb. 13b) und Winkel α' (Abb. 16) sind zwar direkt miteinander vergleichbar da ihre Referenzebene identisch ist. Sie beschreiben jedoch die Ebenen nur zweidimensional. Zur dreidimensionalen Lagebeschreibung ist ein zweiter Winkel notwendig.

Der Winkel β' entstand durch Rotation des Modells um eine individuelle neue Achse, die hier zwischen den Punkten A und B verläuft (Abb. 17).

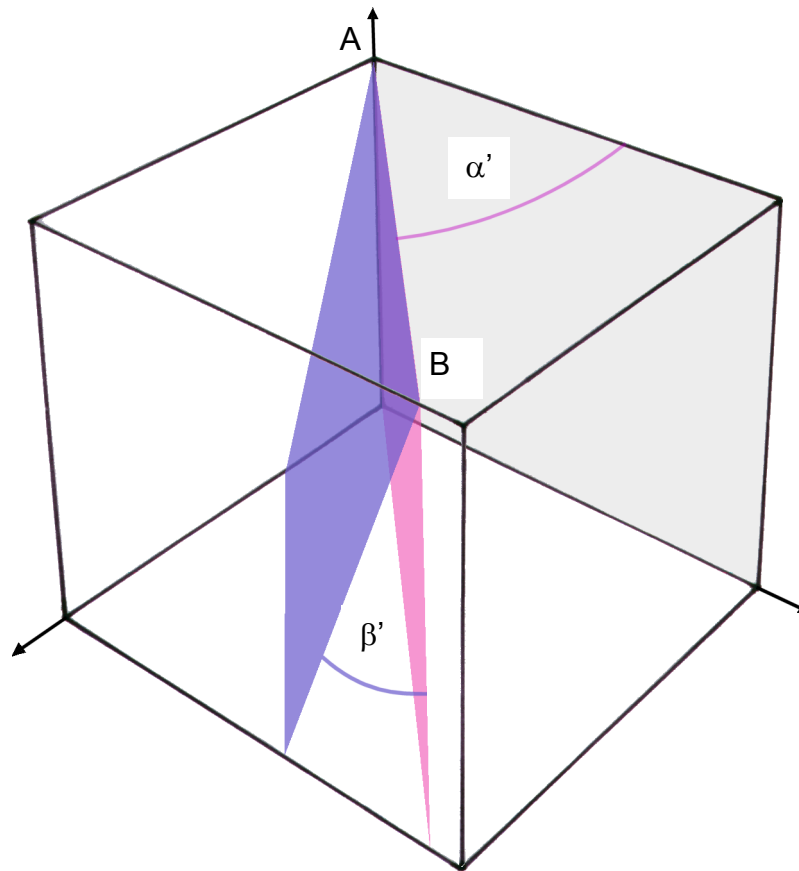


Abb. 17 Rotation um individuelle Achse AB

Die Bestimmung der Winkel β erfolgt in einer Position, die jeweils direkt von dem zugehörigen Winkel α abhängig ist. Da die individuelle Achse AB in Abb. 17 nicht mit der Rotationsachse in Abb. 14b als Grundlage der Winkel β identisch ist, lassen sich diese nicht direkt miteinander vergleichen. Die so beschriebenen Ebenen haben nicht die gleiche Referenzgrundlage.

Um dennoch die Vergleichbarkeit der beiden Ebenen zu realisieren, wurde die Sagittalebene als Referenzebene definiert (Abb. 18). Hierzu wurden zwei Winkel γ und ε berechnet, die aus dem Schnitt der jeweiligen Ebene mit der Sagittalebene hervorgehen.

Der Winkel γ wurde zwischen der Ebene und Sagittalebene aufgespannt. Seine Schenkel AB und AE stehen senkrecht auf der Schnittgeraden CD.

Der Winkel ε wurde zwischen der Schnittgeraden CD und der Longitudinalachse (Z-Achse) aufgespannt. Er liegt in der Sagittalebene. Die beiden Winkel γ und ε erlauben eine vergleichende Aussage zur Lage der Ebenen im Raum zur Sagittalebene.

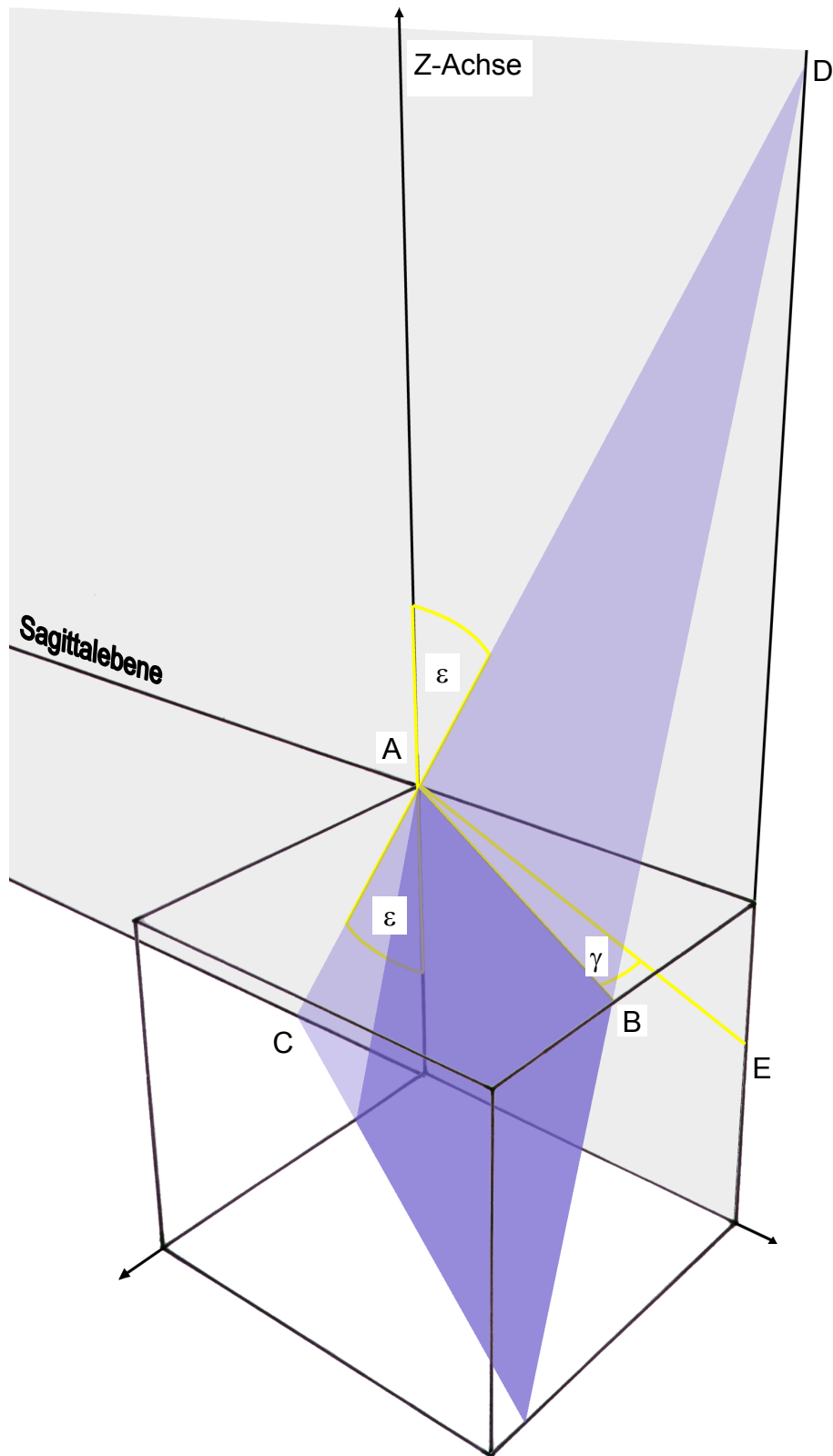


Abb. 18 Winkel γ zu und ε in der Sagittalebene

Die direkte geometrische Vergleichbarkeit der beiden Ebenen zueinander wird über den Winkel δ an der rot eingezeichneten Schnittgeraden in Abb. 19 zwischen der Pfortaderebene und der Lebervenenenebene möglich.

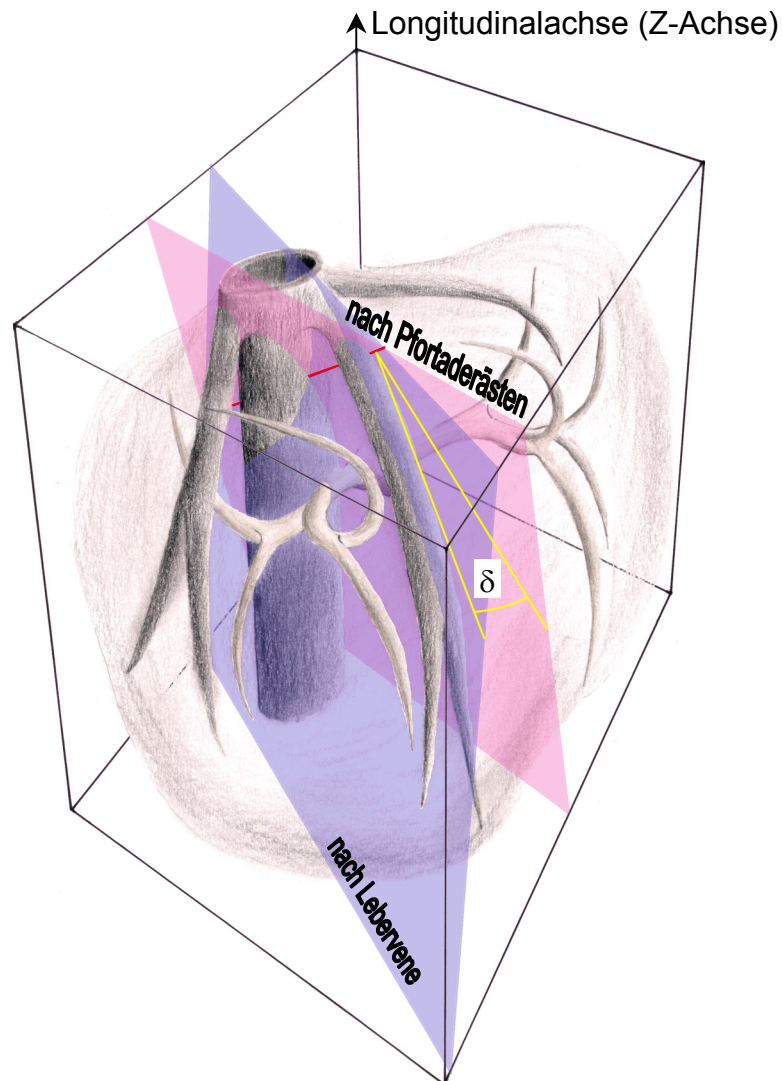


Abb. 19 Lage der Ebenen zueinander

Erreicht wurde die Vergleichbarkeit über das Aufstellen der Koordinaten-Gleichung für die einzelnen Ebenen und anschließendes Berechnen der Winkel γ , ε und δ [Preckur, H. (2000)]. Die Berechnungen erfolgten mit Lotus 1-2-3 Version 9.0. Die berechneten Winkel sind als Tabelle im Anhang enthalten.

3.6 Messwertanalyse

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit freundlicher Hilfe eines Mitarbeiters (R.L.) des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

Zur Anwendung kam hierbei das Programmsystem SAS, Release 6.12 (SAS Institute Inc.).

Für die deskriptive Darstellung der Ergebnisse im Gesamtkollektiv und in den Gruppen wurden für kategoriale Variablen absolute und prozentuale Häufigkeiten und für quantitative Variablen Minimum, Maximum, Median und Mittelwert bestimmt.

Für alle Variablen wurde der Test auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk durchgeführt [SAS Institute Inc. (1999)].

Für die Variablen wurde zur Prüfung der Unterschiedlichkeit der Lage der Grenze nach Lebervenen und Pfortaderästen der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben verwendet [Trampisch, H. J. *et al.* (2000)].

Der Gruppenvergleich quantitativer Variablen wurde mit dem Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (U-Test) für unverbundene Stichproben durchgeführt [Trampisch, H. J. *et al.* (2000)].

Alle statistischen Tests wurden im Sinne einer deskriptiven Datenanalyse verwendet. Eine Korrektur der p-Werte wurde nicht durchgeführt. P-Werte $\leq 0,05$ wurden als statistisch auffällig angesehen.

Zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der quantitativen Variablen wurden Boxplots mit SPSS Release 8.0.0 (SPSS Inc.) erstellt. Diese sind in Abb. 20 beispielhaft erläutert.

Beispiel:

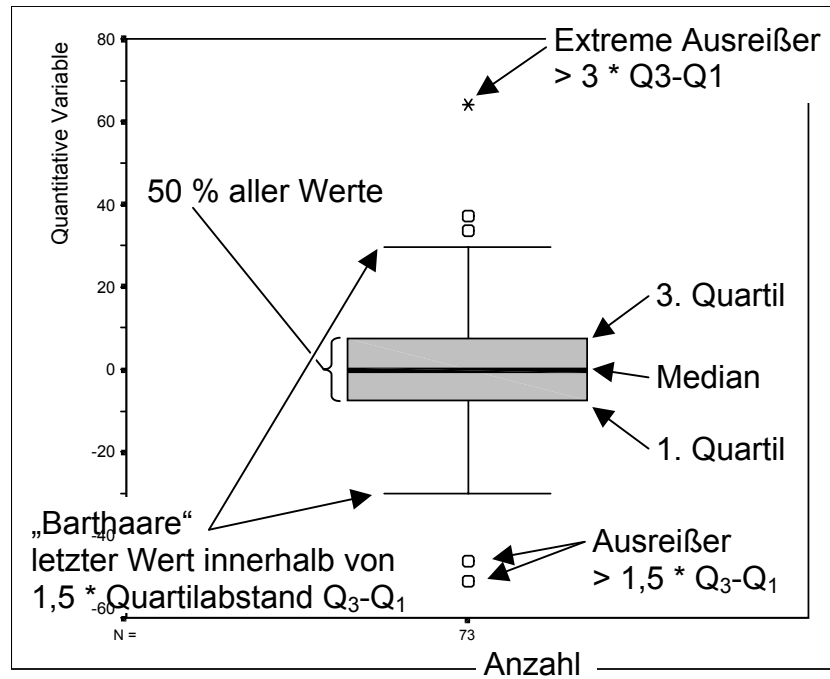


Abb. 20 Erläuterung der Boxplots

4. ERGEBNISSE

4.1 Altersverteilung des Patientenkollektivs

Die 73 untersuchten Patienten zeigten folgende Altersverteilung:

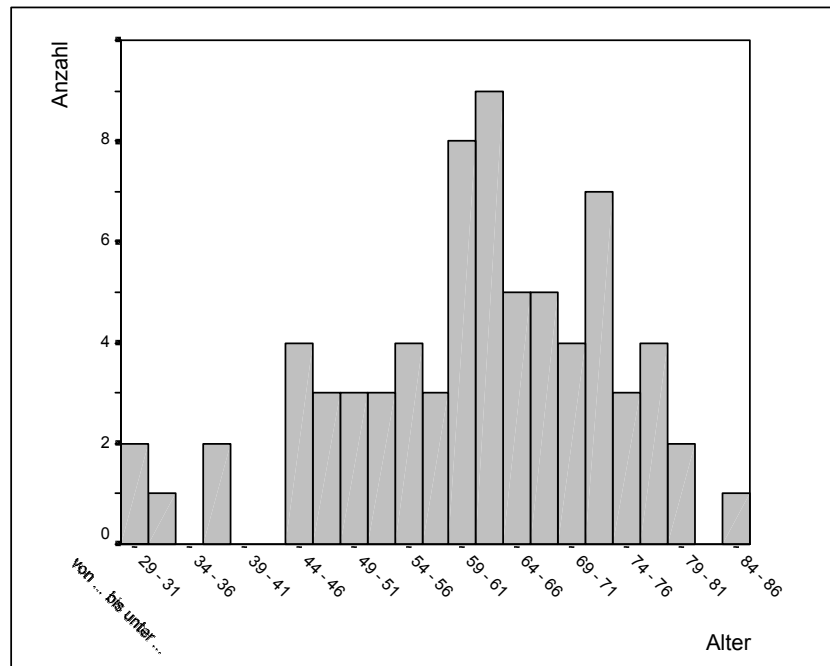


Abb. 21 Altersverteilung

Die Patienten waren im Mittel 61 Jahre alt. Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der Untersuchung 29 Jahre 1 Monat und der älteste 84 Jahre 8 Monate alt.

4.2 Qualitative Eigenschaften der rekonstruierten 2D-Schichtbilder als Grundlage der 3D-Rekonstruktionen

Zur Darstellung kamen mindestens 31, im Median $\tilde{x} = 83$ und maximal 130 Schnittbilder (Abb. 22).

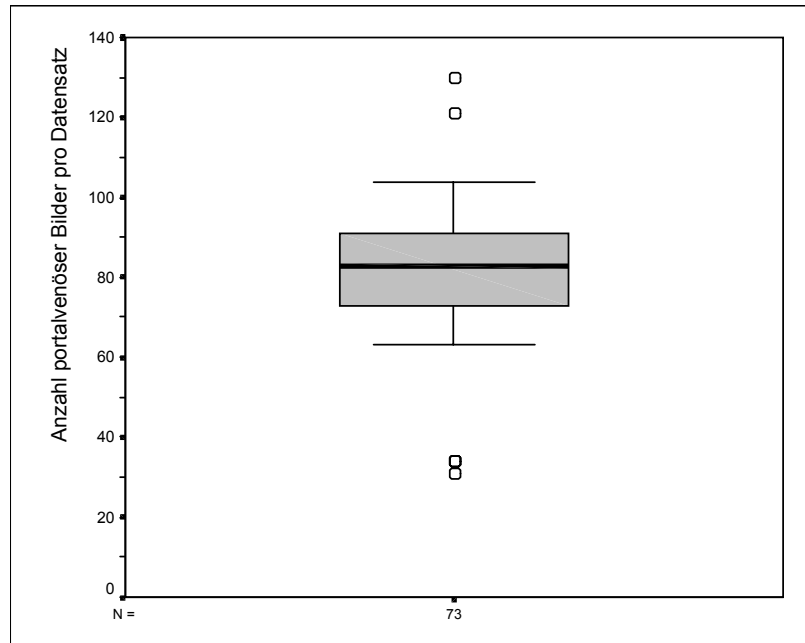


Abb. 22 Verteilung der Bildanzahl pro Patient

Die Auflösung in der Transversalebene reichte von 0,41 bis 0,82 mm (Abb. 23). Der Median \tilde{x} betrug 0,59 mm.

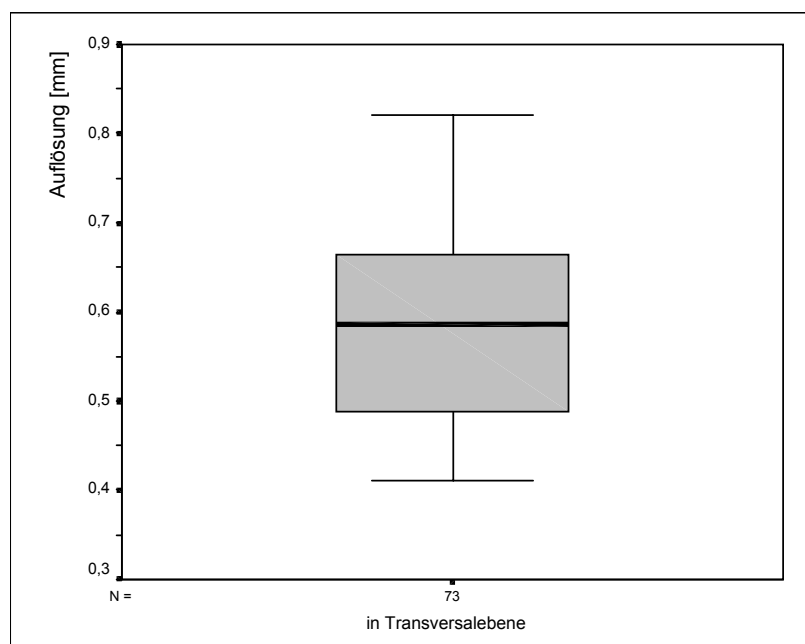


Abb. 23 Verteilung der transversalen Bildauflösung

Der Kontrast der Leber in der portalvenösen Phase war von der Dichte des Parenchyms, Lebervenen und Pfortaderästen abhängig (Abb. 24).

	Minimum	Maximum	Median \tilde{X}
Leberparenchym	46 HE	201 HE	141 HE
Pfortaderäste	114 HE	337 HE	225 HE
Lebervenen	138 HE	330 HE	208 HE

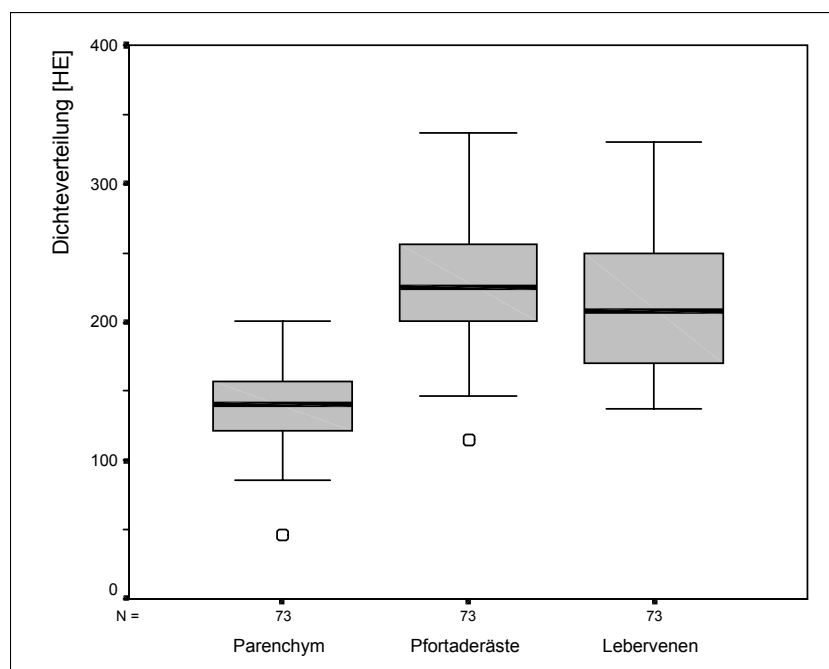


Abb. 24 Dichteverteilung der segmentierten Objekte

Die Klassengrenzen zur Wahl der Opazität der einzelnen Leberstrukturen wurden dementsprechend gewählt (Abb. 25).

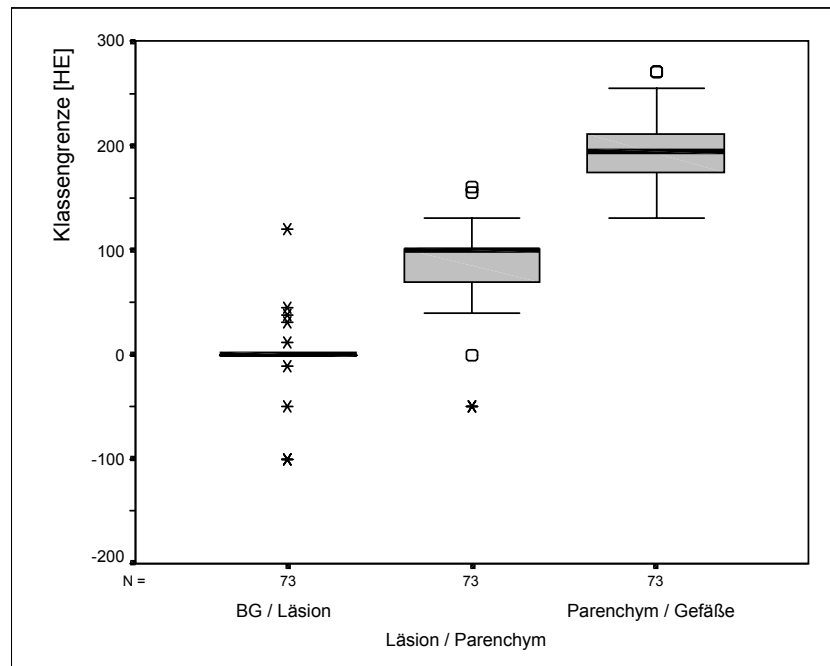


Abb. 25 Verteilung der Klassengrenzen

4.3 Winkel der Ebenen zu und in der Sagittalebene

Beschreibende Statistik der erhobenen Ebenenlagen zur Bestimmung der Testvoraussetzungen für den Lagevergleich (Kap. 4.4).

	Minimum	Maximum	Median \tilde{x}
γ nach Lebervene (Abb. 26)	20,1°	88,2°	57,8°
γ nach Pfortaderästen (Abb. 26)	4,0°	73,0°	45,0°
ε nach Lebervene (Abb. 27)	- 33,5°	37,0°	0,0°
ε nach Pfortaderästen (Abb. 27)	- 46,1°	59,1°	0,0°

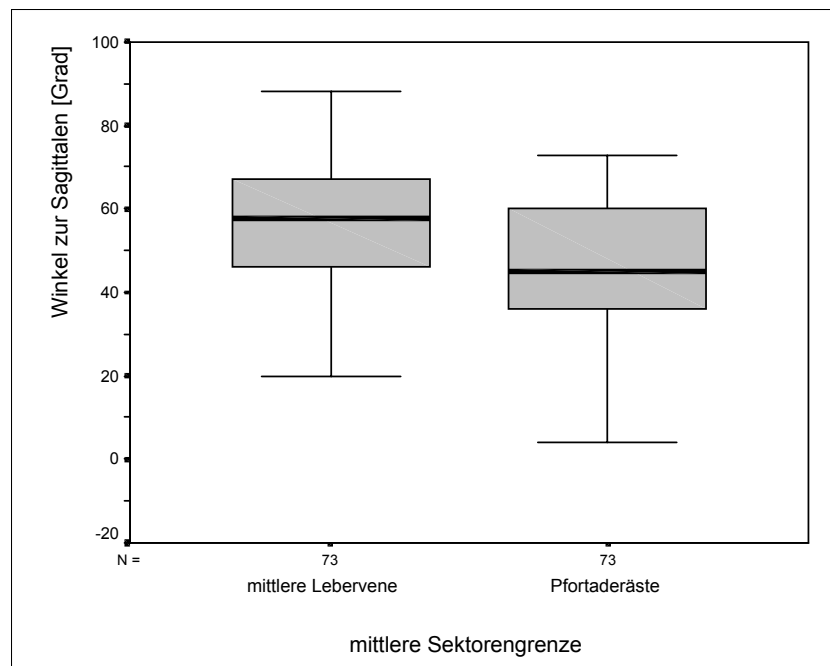


Abb. 26 Winkel γ der Ebenen nach Lebervene und Pfortaderästen zur Sagittalebene

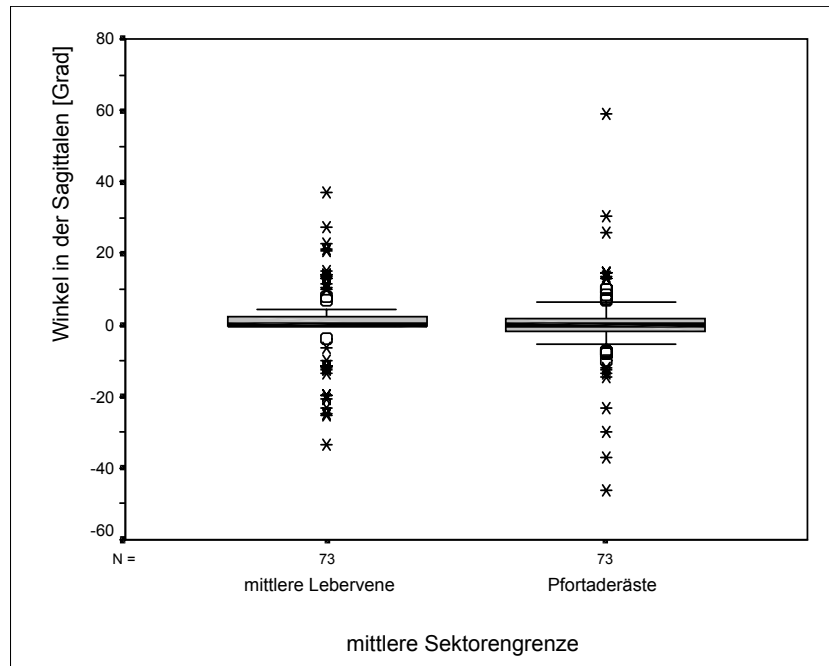


Abb. 27 Winkel ε der Ebenen nach Lebervene und Pfortaderästen in der Sagittalebene

Test-Statistik

	Shapiro-Wilk W-Wert	Shapiro-Wilk p-Wert	Normalverteilung
γ nach Lebervenen	0,9864	0,8827	✓
γ nach Pfortaderästen	0,9561	0,0361	✗
ε nach Lebervenen	0,9054	0,0001	✗
ε nach Pfortaderästen	0,8282	0,0001	✗

✓ : Der Shapiro-Wilk-Test führt nicht zu einer Ablehnung der Nullhypothese (H_0 : Normalverteilung liegt vor).

✗ : Der Shapiro-Wilk-Test führt zu einer Ablehnung der Nullhypothese. Die alternative Hypothese H_1 wird angenommen (H_1 : Normalverteilung liegt nicht vor).

4.4 Winkeldifferenzen

Zur Beurteilung der Lageunterschiede der Sektorengrenzen nach mittlerer Lebervene und Pfortaderästen wurden die Winkeldifferenzen untersucht.

Beschreibende Statistik

	Minimum	Maximum	Median \tilde{x}
γ -Differenzen (Abb. 28)	-26,5°	54,4°	8,8°
ε -Differenzen (Abb. 28)	-51,0°	64,2°	0,0°

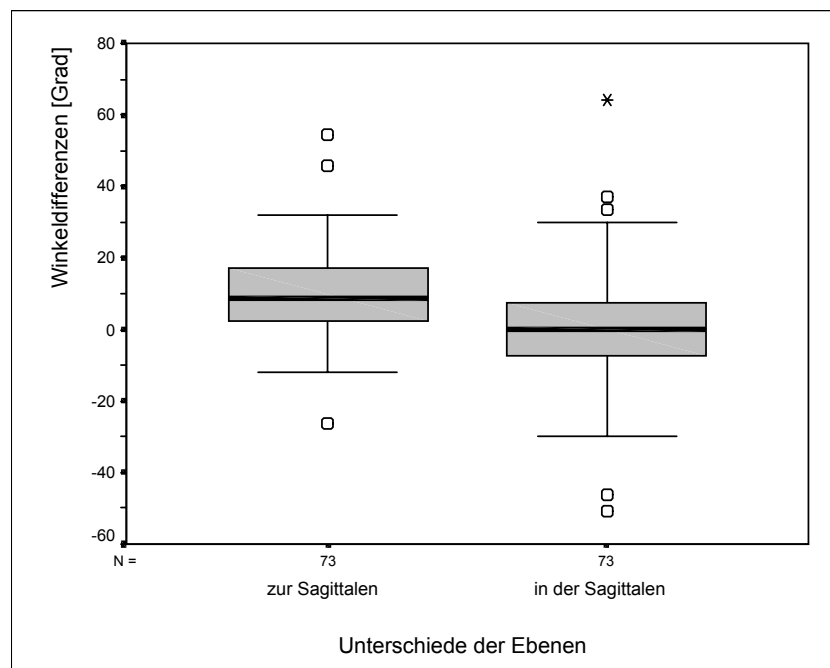


Abb. 28 Ebenenvergleich

Test-Statistik

	Shapiro-Wilk W-Wert	Shapiro-Wilk p-Wert	Normalverteilung	Wilcoxon-Test p-Wert
γ -Differenzen	0,9695	0,2201	✓	0,0001
ε -Differenzen	0,9420	0,0039	✗	0,8958

✓ : Der Shapiro-Wilk-Test führt nicht zu einer Ablehnung der Nullhypothese (H_0 : Normalverteilung liegt vor).

✗ : Der Shapiro-Wilk-Test führt zu einer Ablehnung der Nullhypothese. Die alternative Hypothese H_1 wird angenommen (H_1 : Normalverteilung liegt nicht vor).

Interpretation:

Für die Differenzen der Winkel γ (Abb. 18 und 26) zur Sagittalebene ist der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben mit einem p-Wert von 0,0001 auf dem 5%-Niveau statistisch auffällig. Für die Differenzen der Winkel ε (Abb. 18 und 27) zur Sagittalebene ist der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben mit einem p-Wert von 0,8958 auf dem 5%-Niveau statistisch unauffällig.

Um einen räumlichen Eindruck von den statistischen Auffälligkeiten der Winkeldifferenzen zu bekommen, kann der Winkel δ zwischen den Ebenen betrachtet werden (Abb. 19 und 29).

Beschreibende Statistik

	Minimum	Maximum	Median \tilde{x}
Winkel δ (Abb. 29)	0,0°	56,7°	14,2°

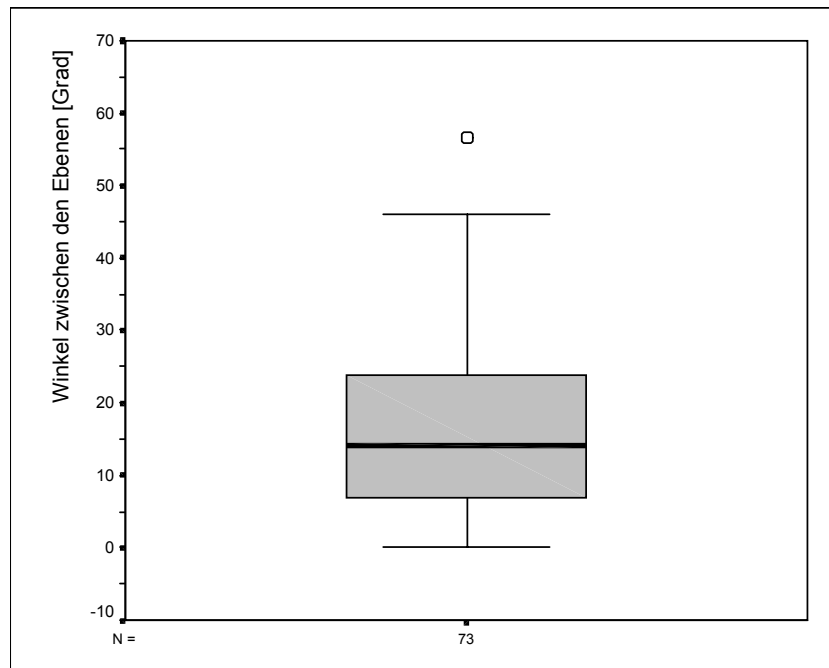


Abb. 29 Winkel δ zwischen den Ebenen

Test-Statistik

	Shapiro-Wilk W-Wert	Shapiro-Wilk p-Wert	Normalverteilung
Winkel δ	0,9281	0,0004	✘

✘ : Der Shapiro-Wilk-Test führt zu einer Ablehnung der Nullhypothese. Die alternative Hypothese H_1 wird angenommen (H_1 : Normalverteilung liegt nicht vor).

Interpretation:

Zwischen den Ebenen ließ sich im Median ein Winkel von 14,2° aufspannen. Im Einzelfall waren die Ebenen identisch oder bis zu 56,7° aufgespreizt.

4.5 Vergleich der Winkeldifferenzen nach Geschlecht

Zur Beurteilung, ob die Winkeldifferenzen in γ und ε zwischen Frauen und Männern Unterschiede aufweisen, wurden die Differenzen nach Geschlecht ausgewertet.

Beschreibende Statistik der erhobenen Ebenenlagen zur Bestimmung der Testvoraussetzungen für den Lagevergleich

	Minimum	Maximum	Median \tilde{X}
γ -Differenzen ♀ (Abb. 30)	- 12,0°	54,4°	8,8°
ε -Differenzen ♀ (Abb. 30)	- 51,0°	64,2°	0,0°
γ -Differenzen ♂ (Abb. 30)	- 26,5°	29,8°	8,8°
ε -Differenzen ♂ (Abb. 30)	- 29,5°	37,0°	0,0°

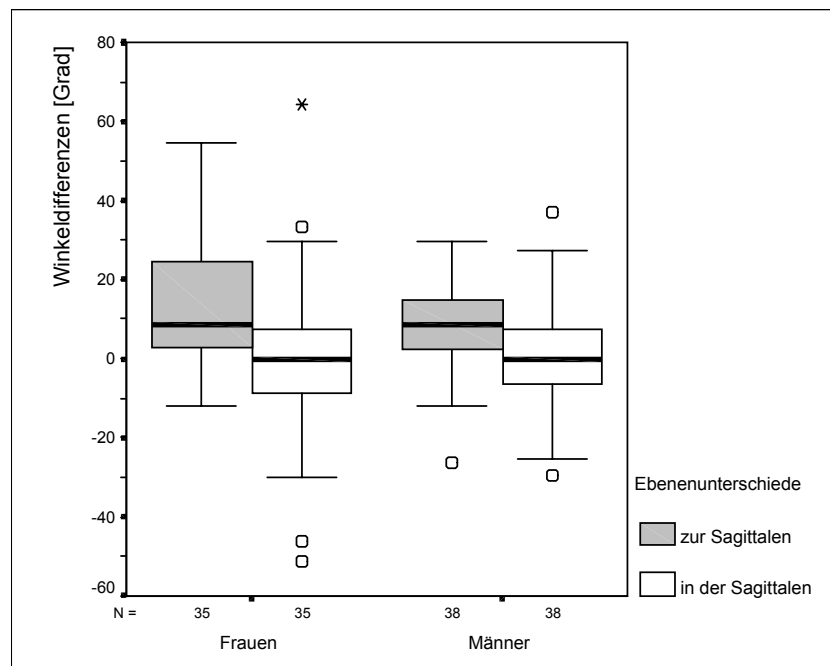


Abb. 30 Vergleich der γ - und ε -Differenzen nach Geschlecht

Test-Statistik

	Shapiro-Wilk W-Wert	Shapiro-Wilk p-Wert	Normalverteilung	Wilcoxon-Test p-Wert
γ -Differenzen ♀	0,9339	0,0462	✘	0,0001
ε -Differenzen ♀	0,9364	0,0554	✘	0,7902
γ -Differenzen ♂	0,9606	0,2661	✓	0,0001
ε -Differenzen ♂	0,9492	0,1146	✓	0,9688

✓: Der Shapiro-Wilk-Test führt nicht zu einer Ablehnung der Nullhypothese (H_0 : Normalverteilung liegt vor).

✘: Der Shapiro-Wilk-Test führt zu einer Ablehnung der Nullhypothese. Die alternative Hypothese H_1 wird angenommen (H_1 : Normalverteilung liegt nicht vor).

Interpretation:

Für die Differenzen der Winkel γ der Frauen ist der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben mit einem p-Wert von 0,0001 auf dem 5%-Niveau statistisch auffällig, während die Differenzen der Winkel ε bei ihnen mit einem p-Wert von 0,7902 unauffällig sind.

Bei den Männern sind die Differenzen der Winkel γ mit einem p-Wert von 0,0001 ebenfalls auffällig, während die Differenzen der Winkel ε mit 0,9688 wiederum unauffällig sind.

Der Vergleich zwischen Frauen und Männern ergibt mit dem Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Differenzen der Winkel γ einen p-Wert von 0,4661 und für die Differenzen der Winkel ε einen p-Wert von 0,5284. Es gibt daher keinen statistisch auffälligen Unterschied (Abb. 30) auf dem 5 %-Niveau. Die Übereinstimmung zwischen den Geschlechtern der Winkel δ wird in Abb. 31 dargestellt.

Beschreibende Statistik

	Minimum	Maximum	Median \tilde{x}
Winkel δ der ♀ (Abb. 31)	0,0°	55,7°	12,2°
Winkel δ der ♂ (Abb. 31)	0,0°	37,4°	14,2°

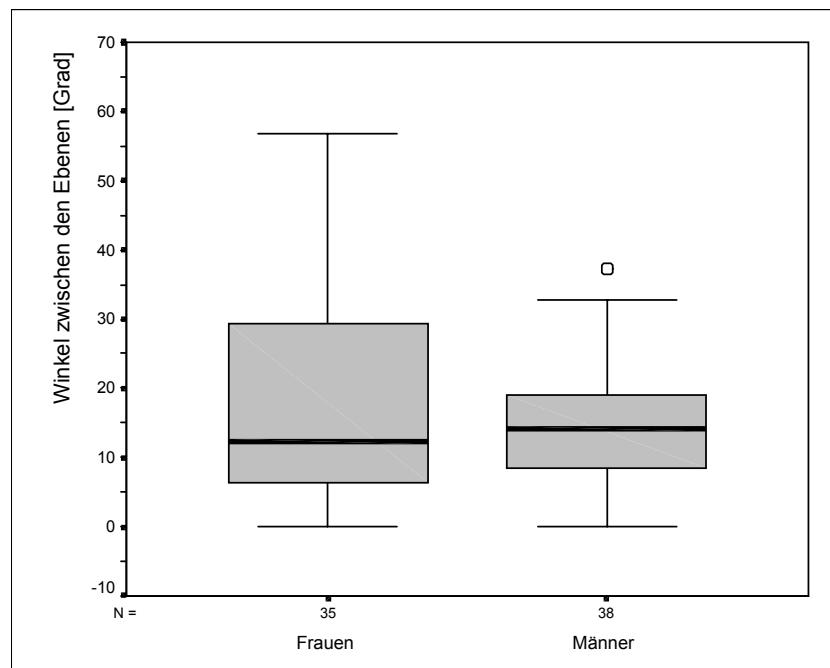


Abb. 31 Vergleich der Winkel δ zwischen den Ebenen nach Geschlecht

	Shapiro-Wilk W-Wert	Shapiro-Wilk p-Wert	Normalverteilung
Winkel δ der ♀	0,9052	0,0056	✘
Winkel δ der ♂	0,9604	0,2624	✔

✔ : Der Shapiro-Wilk-Test führt nicht zu einer Ablehnung der Nullhypothese (H_0 : Normalverteilung liegt vor).

✘ : Der Shapiro-Wilk-Test führt zu einer Ablehnung der Nullhypothese. Die alternative Hypothese H_1 wird angenommen (H_1 : Normalverteilung liegt nicht vor).

4.6 Zusammenfassende Interpretation der Ergebnisse

Bei 73 Patienten wurde durch die dreidimensionale Darstellung der Leber die Lage zweier idealisierter Ebenen zwischen der funktionellen rechten und linken Leberhälfte, der mittleren Sektorengrenze, bestimmt.

Es wurde unterschieden zwischen Bestimmung dieser Grenze nach mittlerer Lebervene und Pfortaderästen. Zur Bestimmung der Lage der Ebenen wurden zwei Winkel berechnet.

Der Winkel ε wies keinen statistisch auffälligen Unterschied zwischen beiden zugrunde liegenden Gefäßsystemen auf.

Die Differenzen der Winkel γ zwischen beiden Ebenen waren statistisch auffällig.

Die Ebene nach der mittleren Lebervene wies einen größeren Winkel zur Sagittalebene auf als die Ebene nach Pfortaderästen.

Der Vergleich zwischen den Geschlechtern war unauffällig.

5. DISKUSSION

5.1 Mittlere Sektorengrenze – Bedeutung und Beurteilung

Die Einteilung der Leber in funktionell weitgehend unabhängige Segmente ist die entscheidende Grundlage für die Planung und erfolgreiche Durchführung chirurgischer Eingriffe. Dies gilt für die Therapie von Leberläsionen, die Lebertransplantation mit *in situ* Lebersplitting [Otto, G. (2000)] und für eine sichere, risikoarme Leberlebenspende [Otto, G. (2002)].

Die Sektorengrenze (Abb. 2) zwischen linker und rechter Leberhälfte wird bei verschiedenen Operationsstrategien berücksichtigt [Encke, A. *et al.* (1992)]:

- Hemihepatektomie links: Entfernung der Segmente II, III und IV
- Hemihepatektomie rechts: Entfernung der Segmente V bis VIII
- Segmentresektion: Entfernung des Segmentes IV, V oder VIII – alleine oder in Kombination mit weiteren Segmenten

Die Definition dieser Sektorengrenzen (Abb. 2) als einfache Ebene durch eine Lebervene, orthogonal auf der Transversalebene, wird der Realität sicher nicht gerecht. Als Hilfsmittel bei der Diskussion aktuell vorliegender, zweidimensionaler Schnittbilder mag diese Definition gerade noch angemessen sein. Spätestens jedoch bei der genauen Lokalisation und Segmentzuordnung von Läsionen versagt sie [Cho, A. *et al.* (2000), Leeuwen, M. S. van *et al.* (1994); Ohashi, I. *et al.* (1996); Rieker, O. *et al.* (2000)].

Bei der vorliegenden Untersuchung wurde diese stark vereinfachte Definition den individuellen Befunden angepasst. Die räumliche Orientierung wurde frei gewählt und ist somit unabhängig von jeder Bildebene oder beschreibenden Ebene der Anatomie.

Die vereinfachte Behandlung der Sektorengrenze als Fläche wurde zur besseren intraindividuellen Vergleichbarkeit von zwei virtuellen Grenzen beibehalten.

Diese Grenzen sind virtuell, da ihnen das morphologisch sichtbare Korrelat in nahezu jeder Bildgebung fehlt. Im Intraoperativen-Ultraschall (IOUS) sind solche Grenzen gelegentlich als echoarme Zonen [Scheele, J. (1989)] direkt zu sehen.

In der Realität liegen die Segmentgrenzen als dreidimensional wellenförmige Strukturen vor, wie an jedem Korrosionspräparat leicht zu erkennen ist [Couinaud, C. (1957); Elias, H., Petty, D. (1952); Fasel, J. H. D. *et al.* (1998); Healey, J. E. Jr., Schroy, P. C. (1953)]. Dies wurde *in vivo* durch die CT während der Angiographie selektiver Segmentarterien der Leber bestätigt [Ohashi, I. *et al.* (1986)]. Der Vorteil der selektiven Angiographie besteht in der Darstellung einzelner Lebersegmente und ihrer realen portalen bzw. arteriellen Grenzen. Die venösen Grenzen müssen auch hierbei analog der vorliegenden Untersuchung anhand der Lebervenen approximiert werden. Dem Informationsgewinn steht der erhebliche Aufwand und die erhebliche Invasivität des Verfahrens gegenüber.

Daneben ist zur Identifikation eines Segments noch die perkutane transhepatische Portographie mit selektiver Sondierung eines Segmentastes zu erwähnen [Inoue, T. *et al.* (1986); Takayasu, K. *et al.* (1985)]. Sie wird mit Farbstoff auch in experimentellen Szenarien am Tier eingesetzt [Peitgen, H.-O. *et al.* (1999a)].

Ohne jedes bildgebende Verfahren kommt intraoperativ die Ischämieinduktion durch das Pringle-Manöver in Betracht. Hierbei wird der Leberhilus frei präpariert und selektiv die Arterie und Pfortader einer Leberhälfte temporär durch eine Tourniquet-Anlage okkludiert. Nach kurzer Zeit entsteht auf der Leberoberfläche eine blasse Zone minderperfundierten Gewebes (Abb. 32).

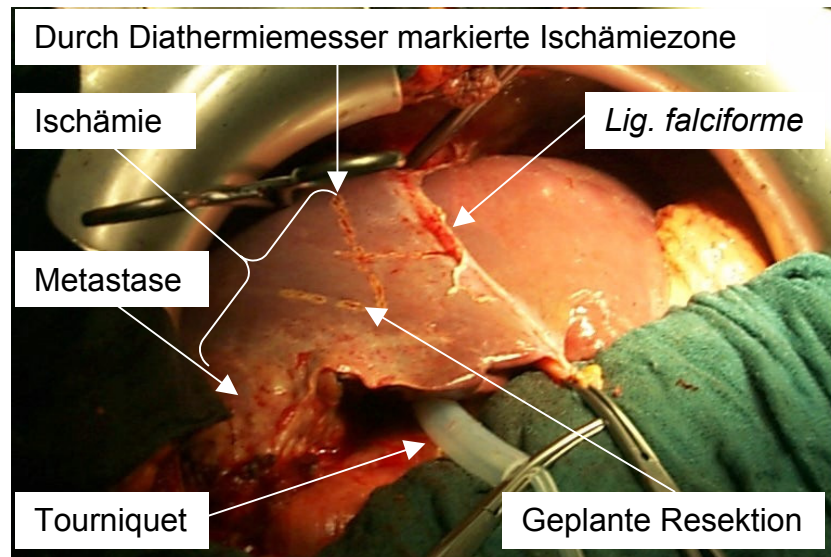


Abb. 32 Intraoperative Segmentdarstellung durch Ischämieinduktion (eigentliche Ischämie aufgrund der OP-Beleuchtung nicht im Bild darstellbar)

Die Präparation der *A. hepatica propria* und der *V. portae* gelingt aber nur im Leberhilus, so dass im Allgemeinen nur ganze Sektoren darstellbar sind. Einzelne Segmente kommen hier nicht zur Darstellung. Dies ist mit der selektiven Ballonokklusion möglich [Kraus, T. W. *et al.* (2001)]. Die Darstellung der Segmente auf der Leberoberfläche lässt keinen Rückschluss auf den intrahepatischen Verlauf der Segmentgrenzen zu [Kraus, T. W. *et al.* (2001)].

Für den intraoperativen Ultraschall (IOUS) wird beschrieben, dass mit ihm die Darstellung der Segmentgrenzen durch Nachweis der intrahepatischen Gefäße gelingt [Hardy, K. J. (1986); Otto, G. *et al.* (1997)]. Dieses Verfahren, obwohl als Goldstandard für die Lokalisation von intrahepatischen Strukturen anerkannt [Bähr, R., Durst, J. (1998)], krankt aber an den gleichen Problemen wie die präoperative zweidimensionale Bildgebung. Die räumliche Zuordnung der dreidimensionalen Verhältnisse der intrahepatischen Strukturen erfolgt nur im Kopf des Betrachters.

5.2 Zusammenarbeit mit der Chirurgie

Der normale Ablauf in der Zusammenarbeit zwischen der Radiologie und den chirurgischen Abteilungen sah eine Computertomographie am Tag vor einem geplanten Operationstermin vor.

Die manuelle Erstellung der dreidimensionalen Rekonstruktionen als VR benötigte im Schnitt zwischen fünf und sieben Stunden für die in Abb. 22 dargestellte, mediane Schnittbildanzahl von 83 pro Datensatz, wobei die oben beschriebene Ausmessung noch eine weitere Stunde benötigte. Hinzu kommt noch die notwendige Zeit zur Archivierung der so gewonnen Daten.

Aufgrund dieser Gegebenheiten war es nicht möglich den Chirurgen in allen Fällen die dreidimensionale Rekonstruktionen präoperativ zu demonstrieren.

Die Bedeutung dieser Demonstrationen soll an zwei Fällen geschildert werden:

5.3 Leberchirurgische Fallbeispiele

Bei Lebermetastasen eines kolorektalen Karzinoms in den Segmenten IVb, V, VI, und an der Grenze zwischen VI und VII war - nach konventioneller zweidimensionaler Bildgebung - eine erweiterte rechtsseitige Hemihepatektomie (Segmente IV bis VIII) geplant.

In der interaktiven dreidimensionalen Darstellung konnte zusammen mit den Chirurgen eine alternative Strategie erarbeitet werden. So wurde nun eine Resektion der Segmente IVb, V und VI plus ein Teil des Segments VII geplant (gepunktete Linie in Abb. 33 und 34).

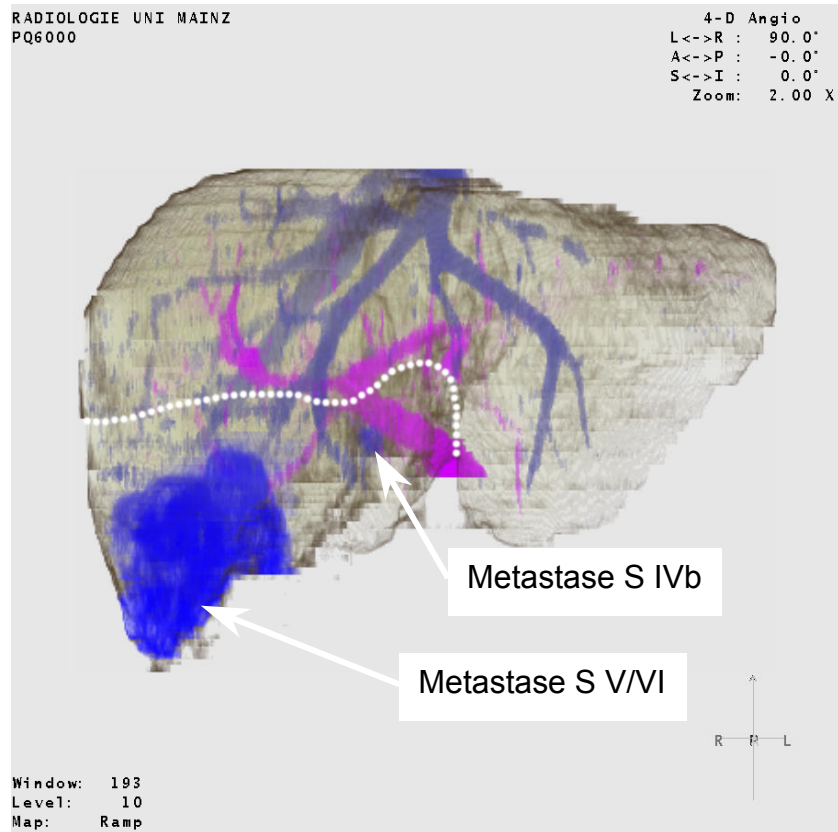


Abb. 33 VR von ventral

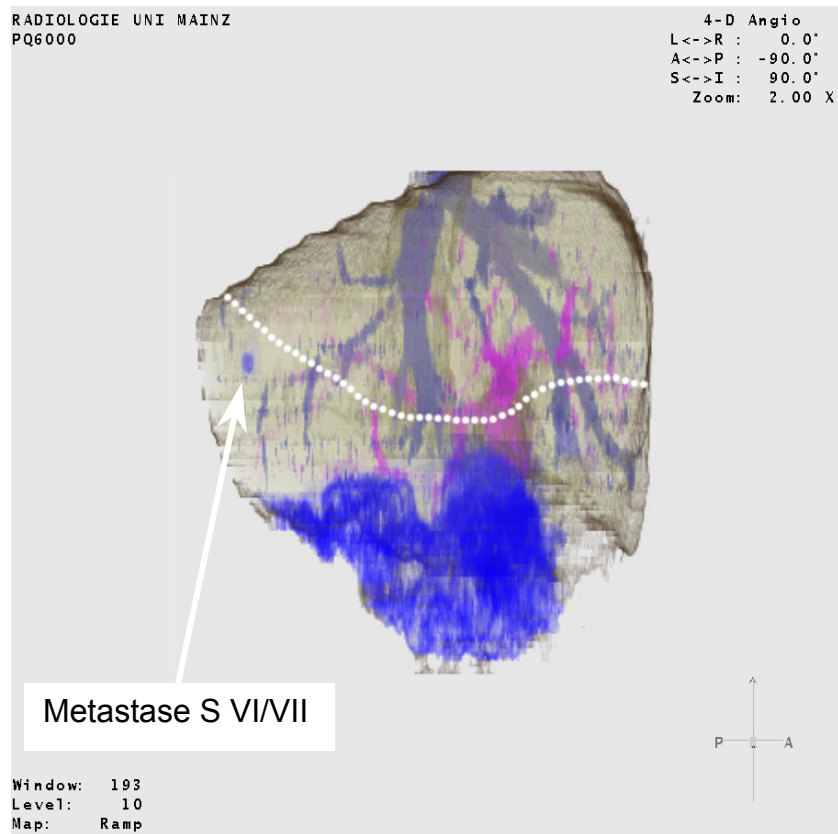


Abb. 34 VR von rechts

Zur sicheren Resektion waren die Bestimmung der Abstände zu Gefäßen wichtig (Abb. 12 und 35). Zusätzlich konnte eine akzessorische arterielle Versorgung demonstriert werden (Abb. 36).

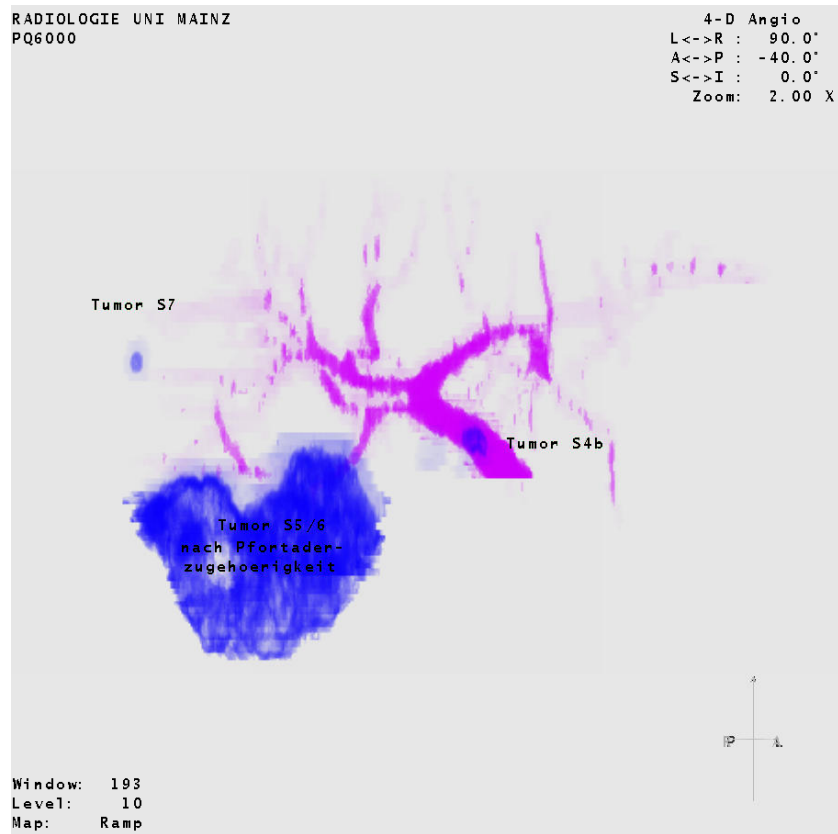


Abb. 35 Selektive Darstellung von Pfortaderästen und Metastasen

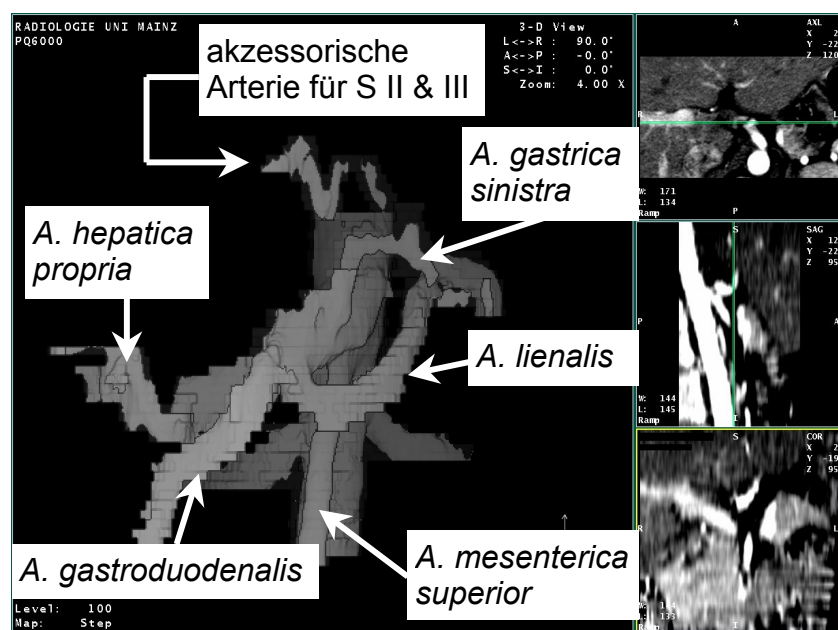


Abb. 36 Darstellung des *Truncus coeliacus* im SSD

Die Operation (Abb. 32) verlief ohne Probleme. Im intraoperativen Ultraschall zeigten sich keine weiteren Befunde. Das Resektat wies in der histologischen Aufarbeitung tumorfreie Ränder auf (Abb. 37a und b).

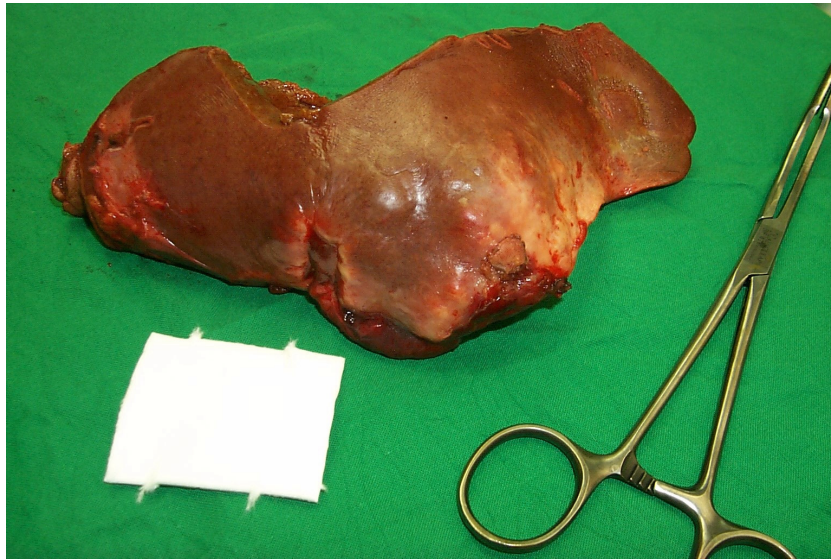


Abb. 37a Resektat mit Lebermetastasen von ventral

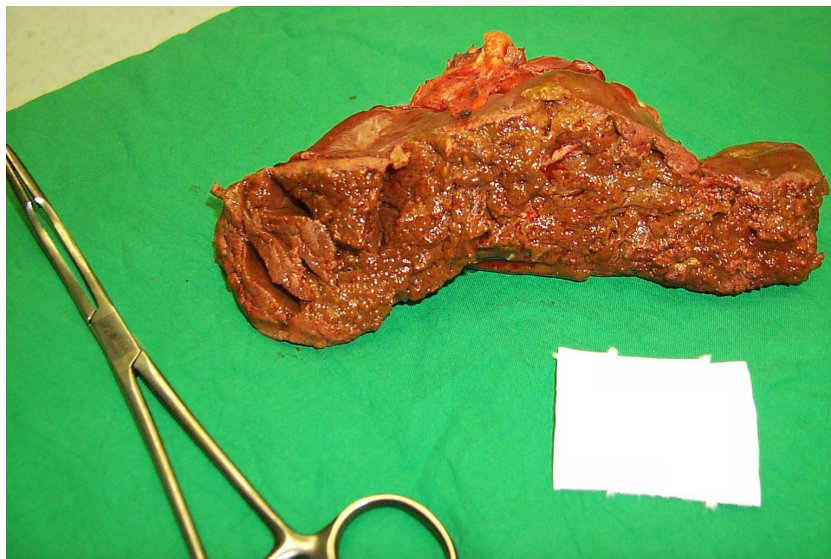


Abb. 37b Resektatschnittfläche – tumorfrei

Bei einem weiteren Fall mit einem großen, zentral lokalisierten Adenom erfolgte folgende präoperative Planung.

Das Adenom betraf zentral die Segmente I, II, III, IVa, VIII. Die rechte Leberhälfte imponierte hypertrophiert (Abb. 38).

Der Tumor komprimierte den Abfluss der mittleren Lebervene in die *Vena cava* (Abb. 39). Offenbar war dies langsam geschehen, denn es konnten sich kräftige Kollateralen zu der rechten Lebervene ausbilden. Die linke Lebervene war nicht komprimiert. Die fehlende Verbindung zur *Vena cava* ist vermutlich ein Artefakt durch die starke Drainage des Kontrastmittels am Übergang zur unteren Hohlvene.

Die Entfernung des Adenoms von den Pfortaderästen betrug nur knapp 7 mm (Abb. 40). Eine Tumorkompression der Lebervenen im Mündungsbereich gilt sonst als ein Kriterium für Inoperabilität. Der Tumor wurde dennoch erfolgreich reseziert. Nach Aussage der Chirurgen wäre ohne dreidimensionale Visualisierung des Befundes die Resektion nicht versucht worden. Vielmehr war ursprünglich eine Transplantation angestrebt worden.

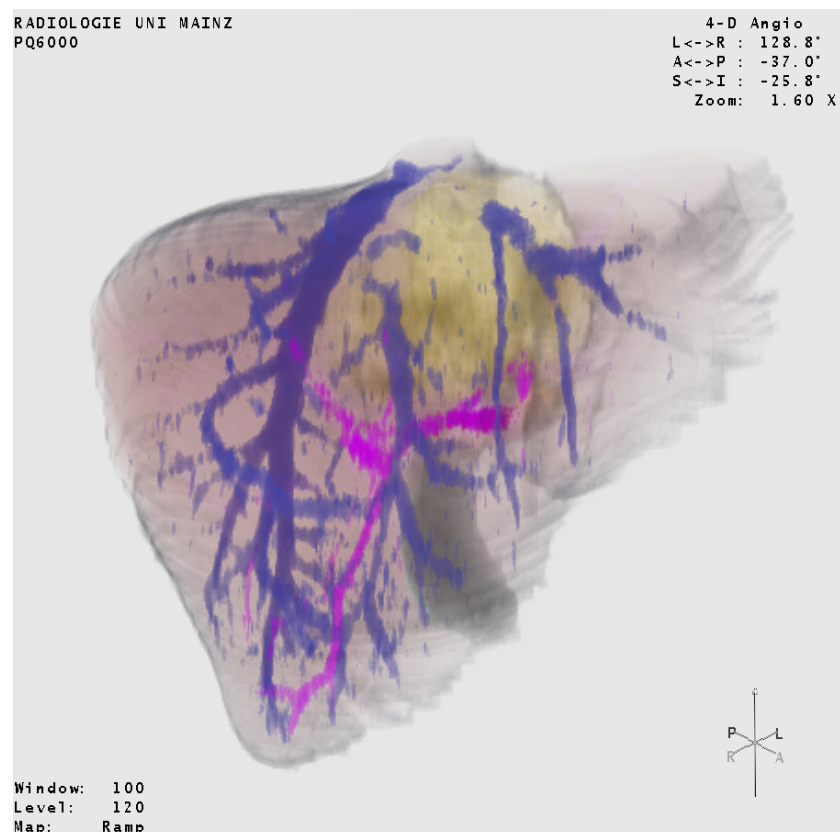


Abb. 38 VR von schräg rechts kranial und ventral

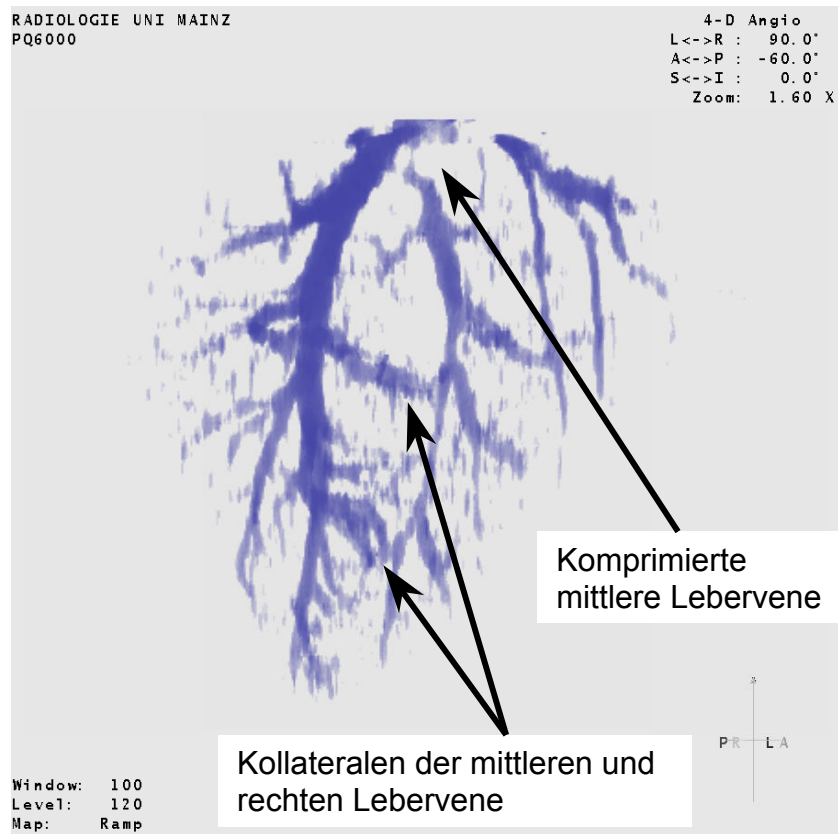


Abb. 39 Selektive Darstellung der Lebervenen im VR

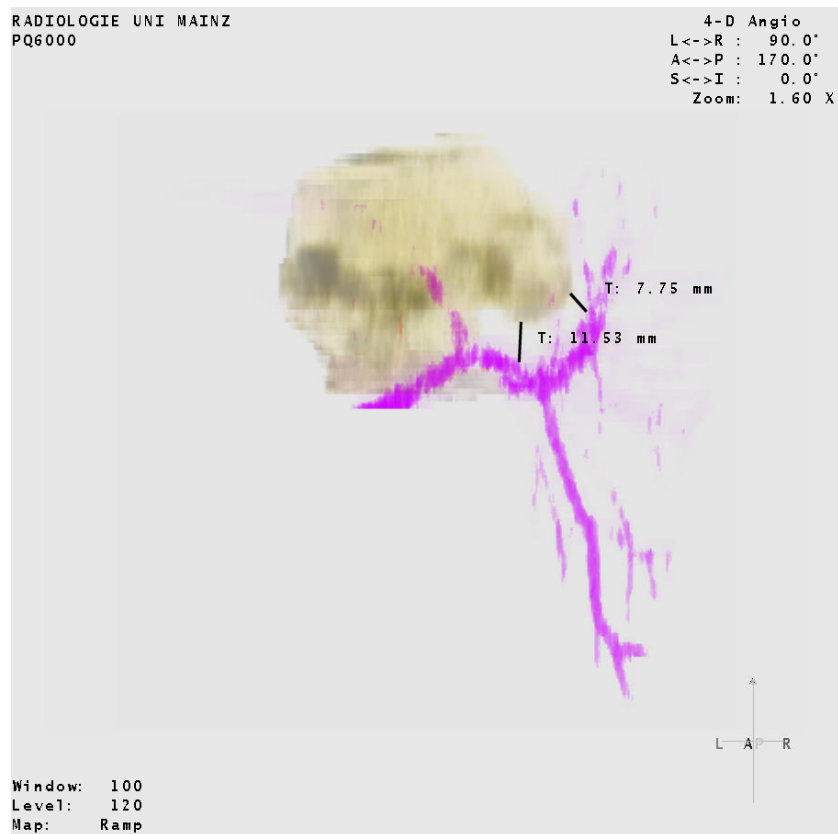


Abb. 40 Selektive Darstellung von Pfortaderästen und Adenom zur Distanzbestimmung

5.4 Übertragbarkeit des benutzten Visualisierungsverfahrens auf die tägliche radiologische Routine

Der enorme Zeitaufwand macht die manuelle Aufarbeitung von Schichtbildern zu dreidimensionalen Rekonstruktionen in der dargestellten Form untauglich für die tägliche Routine. Eine weitestgehende Automatisierung der hier beschriebenen Schritte ist notwendig. Insbesondere durch die Bilderflut neuer Mehrzeilendetektor-CT-Systeme wird die rein manuelle Bearbeitung nahezu unmöglich und auch die Befundung aller Einzelbilder über alle Maßen schwierig [Herfarth, C. (1999)].

Die zu dieser Untersuchung verwendete Workstation Voxel Q ist in der Lage, einige der oben beschriebenen Arbeitsschritte semiautomatisch auszuführen. So wäre die Segmentation über automatische Kantenfindung oder über Schwellenwert-Verfahren Schicht für Schicht möglich gewesen. Testweise durchgeführte Segmentierungen mit diesen Methoden waren allerdings unbefriedigend.

Die automatische Kantenfindung scheiterte trotz des guten Kontrastes (Abb. 24) an dem relativ starken Rauschen innerhalb des Parenchyms. In peripheren Anteilen der untersuchten Lebern wurde regelmäßig der Kontrast der Gefäße zum Parenchym schlechter, so dass keine oder falsche Strukturen markiert wurden. Die Segmentierung mit einem Schwellenwert führte aufgrund der variablen Kontrastierung verschiedener Äste im selben Bild und dem Rauschen des Lebergewebes zu unbefriedigenden Ergebnissen (Abb. 41).

Der Goldstandard für diese Verfahren ist die Segmentation per Hand. Durch individuelle Anpassung des verwendeten Dichtefensters (Abb. 11) war es trotz nicht isometrischer rekonstruierter Datensätze (0,59 * 0,59 * 2,0 mm; Abb. 23) regelmäßig möglich, Pfortader und Lebervenen bis in die periphersten Äste (z.B. 5. bis 6. Ordnung) zu verfolgen und zu markieren (Abb. 41 und 42). Die Darstellung auch schwach kontrastierter Strukturen war durch die geeignete Klassenwahl und deren Eigenschaften möglich (Abb. 10 und 25).

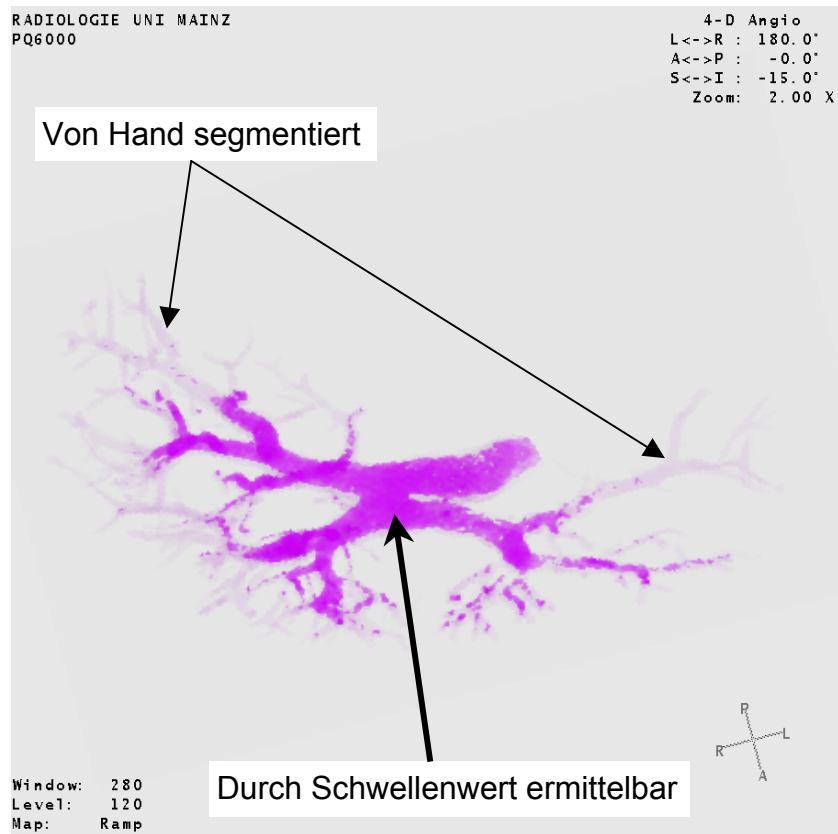


Abb. 41 Segmentierungsverfahren im VR

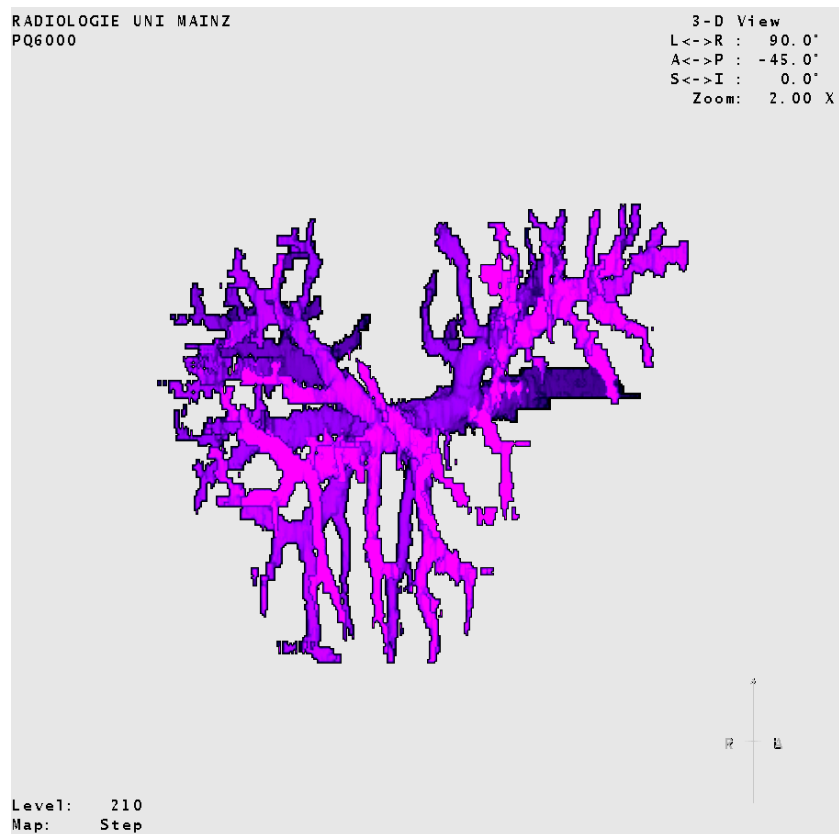


Abb. 42 Segmentierte Pfortaderäste im SSD: Durch Wahl eines Stufenfensters (Step; vgl. Abb. 11) sind alle segmentierten Gefäßabschnitte sichtbar.

5.5 Alternative Segmentierungsverfahren

Zur erfolgreichen Automatisierung ist die Kombination aus verschiedenen Verfahren notwendig. Zur Anwendung können hierbei kommen:

- dreidimensionale, schwellenwertbasierte Bereichswachstumsverfahren
- Segmentierungen über Wasserscheidentransformation
- Fuzzy Logic gestützte Textur-Erkennung

[Fathi, M. *et al.* (1999); Jendrysiak, U. (1999); Wegner, S. *et al.* (1999)].

Eine erfolgreiche Implementierung zeigte Dirk Mayer zur Segmentation der Lunge auf dem 83. Deutschen Röntgenkongress in Wiesbaden [Mayer, D. *et al.* (2002)]. Er zeigte den Vorteil sich gegenseitig ergänzender und kontrollierender Segmentierungstools, um distale Verzweigungen der 7. Ordnung in der Lunge zu finden [COPHIT (2002)].

Die alleinige Anwendung eines einfachen, automatischen Bereichswachstumsverfahrens in der Leber ermöglicht die Detektion von Pfortaderästen der 3. Ordnung [Peitgen, H.-O. *et al.* (1999a)].

Der nächste elementare Schritt ist die Segmentzuordnung des Parenchyms durch die zuvor detektierten Gefäße. Während dies in der vorliegenden Arbeit noch unbefriedigend im Kopf der Betrachter erfolgte, existieren mathematische Ansätze zur Lösung dieses Problems.

Der erste Ansatz wird als Nächste-Nachbar-Approximation bezeichnet [Peitgen, H.-O. *et al.* (1999b)]. Er ordnet jedes Volumenelement dem nächstgelegenen Pfortaderast zu. Der zweite, differenziertere Ansatz basiert auf der Lösung der Laplace-Gleichung für jedes Volumenelement [Peitgen, H.-O. *et al.* (1999b)]: Dabei wird jedem Pfortaderast ein Potential 1 zugeordnet. Jedes Volumenelement außerhalb der Leber erhält das Potential 0. Ebenso erhält jede Lebervene das Potential 0. Die Stärke der Pfortaderäste wird über eine Randbedingung berücksichtigt. Jedes Volumenelement

liegt auf diese Weise zwischen dem Potential 1 und 0. Ihm kann daher ein Potential zugeordnet werden, welches seine Segmentzugehörigkeit definiert.

Diese zweite, rein mathematische Zuordnung hat den Vorteil gegenüber der einfachen Nächste-Nachbar-Approximation, dass sie in der Lage ist, den Gefäßdurchmesser und die Details der Anatomie zu berücksichtigen. Sie basiert unter anderem auf der Annahme, dass die Lebervenen weitgehend in der Grenze der einzelnen Pfortadersegmente verlaufen. Eine mögliche Überschneidung der versorgten Territorien nach Lebervenen und Pfortaderästen, wie in [Couinaud, C. (1999); Rieker, O. *et al.* (2000)] beschrieben und wie in der vorliegenden Arbeit aufgezeigt, wird (noch) nicht berücksichtigt.

5.6 Mittlere Sektorengrenze - Bewertung der dreidimensionalen Lage

Der in dieser Untersuchung in der Sagittalebene bestimmte Winkel ε für die Grenzen nach beiden Gefäßsystemen (siehe Seite 37 - 38) von im Median $0,0^\circ$ könnte zu der Annahme führen, dass die Grenze zwischen dem links- und rechts-paramedianen Sektor orthogonal auf der Transversalebene steht. Die Minima von $-33,5^\circ$ und $-46,1^\circ$ sowie die Maxima von $37,0^\circ$ und $59,1^\circ$ zeigen hier besser die individuell schräge Lage dieser Grenze, welche nur im interindividuellen Durchschnitt um eine senkrechte Lage pendelt.

Der hier beschriebene Winkel γ (siehe Seite 37 - 38) diente der Standardisierung der virtuellen Ebenen zu der Sagittalebene. Die Ebene der mittleren Lebervene war im Mittel weiter nach rechts lateral geneigt als die Ebene der Sektorengrenze nach dem Aufzweigungsmuster der Pfortaderäste.

Der Winkel δ (siehe Seite 41) zwischen den virtuellen Ebenen nach mittlerer Lebervene und alternativ nach Pfortaderästen zeigte im Median eine Lagedifferenz von $14,2^\circ$.

Dieser Winkel δ als Unterschied der Ebenen scheint nicht groß zu sein. Seine Relevanz in der präoperativen Segmentzuordnung von Läsionen ist fragwürdig. Ein Tumor, welcher nahe einer Segmentgrenze liegt, würde alleine aus onkologischen Gründen - um den Sicherheitsabstand zu gewährleisten - zu keiner alleinigen Segmentresektion an der benachbarten Segmentgrenze führen. Selbst wenn ein präoperativer Sicherheitsabstand gerade noch vor einer berechneten, virtuellen Segmentgrenze zu liegen kommt, so muss doch der Operateur dieses Wissen im Moment noch ohne unmittelbare Computerhilfe umsetzen. Hierbei scheint fraglich, ob er sich nur auf die Winkelbeschreibung verlassen würde.

Trotzdem können schon kleine Winkel zwischen den virtuellen Ebenen zu einer veränderten Lage der Sektorengrenze führen. Bei eingeschränkter Leberfunktion kann dies der Unterschied zwischen einer inoperablen Situation und einer Situation sein, in der ein potentiell kurabler Eingriff möglich ist.

Die computerunterstützte präoperative Planung eines chirurgischen Eingriffs ist heute mit verschiedenen Hilfsmitteln möglich. So gibt es die Software-Tools HepaVision (MeVis: [Oldhafer, K. J. *et al.* (1999); Peitgen, H.-O. *et al.* (1999c)]) und VolMeS [Lamadé, W. *et al.* (1999)] zur automatischen Lebersegmentation und interaktiven Operationsplanung.

An der Klinik und Poliklinik für Radiologie der Universitätsklinik Mainz wird hierzu die Software ILAB 4 (MeVis) im Rahmen des VICORA-Projektes (Virtuelles Institut für Computerunterstützung in der klinischen Radiologie) evaluiert [Otto, G. (2002)].

Neue Schnittstellen zwischen Mensch und Computer sind in Entwicklung, die ein taktiles Gefühl für die Struktur der Leber und anderer Organe erlauben werden [Giess, C. *et al.* (1999); Marescaux, J. *et al.* (1998)].

Die Planung und Umsetzung direkter Computerhilfe während eines leberchirurgischen Eingriffs wird in ersten Studien bearbeitet [Herline, A. J. *et al.* (1999)]. In nicht allzu ferner Zukunft sollte es möglich sein, mit den durch Alan J. Herline angewandten Infrarotsensoren in Echtzeit die Position eines Skalpell in der Hand des Chirurgen zu bestimmen und mit einem zuvor erzeugten, individuellen und deformierbaren Modell der Leber [Marescaux, J. *et al.* (1998)] in Übereinstimmung zu bringen. Hier könnten dann dem Chirurgen vor jedem einzelnen Schnitt die Strukturen innerhalb der Leberparenchyms - inklusive der Segmentgrenzen - dargestellt werden. Dies versetzt den Chirurgen in die Lage, auf die Unterschiede der Segmentgrenzen nach Lebervenen und Pfortaderästen zu reagieren.

Die Realisierung von präoperativer Operationssimulation, intraoperativer Navigation und computerassistierter Chirurgie bei viszeralen Eingriffen [Marescaux, J. *et al.* (2002)] wird in naher Zukunft möglich sein. Die Integration dreidimensionaler Rekonstruktionen im medizinischen Alltag findet immer stärkere Verbreitung.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Die Beschreibung der funktionellen Einteilung der Leber basiert auf dem Schema von Claude de Couinaud. Für die linke Leberhälfte hat Couinaud auf Überschneidungen der Gefäßsysteme an der Sektorengrenze hingewiesen.

Für die rechte Leberhälfte wurde in letzter Zeit ebenfalls auf Überschneidungen der Gefäßsysteme durch unterschiedliche Bestimmung der rechten Sektorengrenze nach Lebervenen und Pfortaderästen hingewiesen.

In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass auch die mittlere Sektorengrenze unterschiedliche Positionen einnimmt, je nach welchem Gefäßsystem sie bestimmt wird. Die mittlere Sektorengrenze zeigt hierbei einen Unterschied in ihrer Lage von im Median $14,2^\circ$. Damit schließt die Sagittalebene mit der Grenzebene nach dem Aufzweigungsmuster der Pfortaderäste einen kleineren Winkel ein als mit der Grenzebene nach der mittleren Lebervene (Abb. 19 und 29). An der ventralen Leberoberfläche liegt letztere damit rechts lateral der gefäßarmen Zone zwischen den Pfortaderästen.

Dieser in Volumendatensätzen messbare Unterschied des Pfortader- und Lebervenen-systems hat bei den heutigen Standardoperationen noch keine große Bedeutung.

Die Unterschiede sind jedoch schon jetzt in dreidimensionalen Rekonstruktionen demonstrierbar und finden Anwendung bei der Segmentzuordnung von Läsionen. Diese Rekonstruktionen erleichtern die interdisziplinäre Kommunikation und erlauben eine vereinfachte und möglicherweise präzisere Operationsplanung.

Aller Voraussicht nach wird in Zukunft der technologische Fortschritt es dem Chirurgen ermöglichen auch direkt auf die hier aufgezeigten Lageunterschiede der Sektorengrenzen einzugehen.

7. LITERATURVERZEICHNIS

- A Allgaier, H.-P., Deibert, P., Zuber, I., Blum, H. E. (1998) Perkutane Behandlung von Lebertumoren durch interstitielle Radio-Frequenz-Thermoablation: Eine neue therapeutische Strategie. *Deutsche medizinische Wochenschrift* **123**: 907 - 911

Ansén, S., Blatt-Bodewig, M., Clemens, M., Diehl, V., Distler, L., Dornoff, W., Folprecht, G., Freitag, E. M., Frick, S., Glass, B., Hagmann, F. G., Hammann, V., Hauptert, M., Jacobs, G., Koehne, C.-H., Krämer, I., Link, H., Neis, K.-J., Neisius, D., Preiß, J., Preiß, J. C., Schmieder, A., Siemer, S., Stegmaier, C., Thill, B., Trümper, L., Uppenkamp, M., Voigt, H., Ziegler, H. (2002) Gallenblasen- und Gallenwegskarzinome. S. 93 - 94. Leberzellkarzinome. S. 121 - 123. Metastasen. S. 155 - 157. In: Preiß, J., Dornoff, W., Hagmann F.-G., Schmieder, A. (Hrsg.) *Onkologie 2002/03: Empfehlungen zur Therapie*. 11. Auflage. W. Zuckschwerdt Verlag, München, Bern, Wien und New York

- B Bähr, R., Durst, J. (1998) Eingriffe an der Leber - Leberresektionen. S. 545 - 550. In: Durst, J., Rohen, J. W. (Hrsg.) *Bauchchirurgie: Operationslehre mit topographischer Anatomie - Standards der Viszeralchirurgie*. Schattauer-Verlag, Stuttgart

Bismuth, H. (1982) Surgical anatomy and anatomical surgery of the liver. *World Journal of Surgery* **6**: 3 - 9

Bismuth, H., Houssin, D., Castaing, D. (1982) Major and minor segmentectomies "réglées" in liver surgery. *World Journal of Surgery* **6**: 10 - 24

- C Cho, A., Okazumi, S., Takayama, W., Takeda, A., Iwasaki, K., Sasagawa, S., Natsume, T., Kono, T., Kondo, S., Ochiai, T., Ryu, M. (2000) Anatomy of the right anterosuperior area (segment 8) of the liver: Evaluation with helical CT during arterial portography. *Radiology* **214**: 491 - 495

Collegiate® Dictionary (2001) In: Merriam-Webster OnLine© (2002). Merriam-Webster, Inc., Springfield, MA, USA. 20.6.2002, <http://www.m-w.com>

COPHIT (2002) Current results: Segmentation of airways from medical images. Beitrag der Johannes Gutenberg-Universität, Mainz. 26.6.2002, http://www.software.aeat.com/cfx/european_projects/cophit/results/results.htm

Couinaud, C. (1957) Chapitre premier. Schéma général de la distribution intra-hépatique. S. 9 - 12. Chapitre II. La segmentation hépatique. Étude de l'architecture anatomique et chirurgicale du foie. S. 13 - 33. In: Livre I. Études anatomiques.

Première section - Les résections du foie - Définitions. S. 283 - 289. In: Livre II. A la recherche de techniques chirurgicales.

In: *Le foie. Études anatomiques et chirurgicales*. Masson & Cie, Paris

- Couinaud, C. (1999) Liver anatomy: Portal (and suprahepatic) or biliary segmentation. *Digestive Surgery* **16**: 459 – 467
- E Elias, H., Petty, D. (1952) Gross anatomy of the blood vessels and ducts within the human liver. *American Journal of Anatomy* **90**: 59 – 111
- Encke, A., Beger, H. G., Berger, D., Böttger, T., Büchler, M., Häring, R., Hanisch, E., Hecker, W. C., Heintz, A., Junginger, T., Karavias, T., Pralle, U., Seufert, R. M., Uhl, W. (1992) Chirurgische Eingriffe an der Leber. S. 3 – 40. In: Encke, A. (Hrsg.) *Chirurgie des Abdomens 3. Leber, Galle, Pankreas und Milz. 2. Auflage* In: Breitner, B. (Begr.), Gschnitzer, F., Kern, E., Schweiberer, L. (Hrsg.) *Chirurgische Operationslehre. Band V. Urband & Schwarzenberg, München, Wien und Baltimore*
- F Fasel, J. H. D., Gailloud, P., Terrier, F., Mentha, G., Sprumont, P. (1996) Segmental anatomy of the liver: a review and a proposal for an international working nomenclature. *European Radiology* **6**: 834 – 837
- Fasel, J. H. D., Selle, D., Evertsz, C. J. G., Terrier, F., Peitgen, H.-O., Gailloud, P. (1998) Segmental anatomy of the liver: Poor correlation with CT. *Radiology* **206**: 151 – 156
- Fathi, M., Schönewald, S., Hoffmann, I. (1999) Ein fuzzyunterstütztes System zur Segmentierung dreidimensionaler NMR-Tomogramme. *Spektrum der Wissenschaft – Dossier: Perspektiven in der Medizintechnik 1/99*: 29 – 31
- G Gao, L., Heath, D. G., Kuszyk, B. S., Fishman, E. K. (1996) Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data. *Radiology* **201**: 359 – 364
- Giess, C., Evers, H., Meinzer, H.-P. (1999) Haptisches Rendering in der Operationsplanung. S. 440 – 444. In: Evers, H., Glombitza, G., Lehmann, T., Meinzer, H.-P. (Hrsg.) *Bildverarbeitung für die Medizin 1999: Algorithmen – Systeme – Anwendungen; proceedings des Workshops am 4. und 5. März 1999 in Heidelberg. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York*
- Gruenberger, T., Jourdan, J.-L., Zhao, J., King, J., Morris, D. L. (2001) Reduction in recurrence risk for involved or inadequate margins with edge cryotherapy after liver resection for colorectal metastases. *Archives of Surgery* **136**: 1154 – 1157
- H Hardy, K. J. (1986) Hepatic peroperative echography. *Australian and New Zealand Journal of Surgery* **56**: 463 - 465
- Hardy, K. J. (1989) Liver surgery: A revolution. *Australian and New Zealand Journal of Surgery* **59**: 519 – 521

- Healey, J. E. Jr., Schroy, P. C. (1953) Anatomy of the biliary ducts within the human liver: Analysis of the prevailing pattern of branchings and the major variations of the biliary ducts. *Archives of Surgery* **66**: 599 - 616
- Herfarth, C., Heuschen, U. A., Lamadé, W., Lehnert, T., Otto, G. (1995) Rezidiv-Resektion an der Leber bei primären und sekundären Lebermalignomen. *Der Chirurg* **66**: 949 - 958
- Herfarth, C. (1999) Virtuelle chirurgische Planung und Operationsübung für die Leber. *Der Chirurg* **70**: 231 - 232
- Herline, A. J., Stefansic, J. D., Debelak, J. P., Hartmann, S. L., Pinson, C. W., Galloway, R. L., Chapman, W. C. (1999) Image-guided surgery. Preliminary feasibility studies of frameless stereotactic liver surgery. *Archives of Surgery* **134**: 644 - 650
- Hwang, G. J., Kim, M.-J., Yoo, H. S., Lee, J. T. (1997) Nodular hepatocellular carcinomas: Detection with arterial-, portal-, and delayed-phase images at spiral CT. *Radiology* **202**: 383 - 388
- I Inoue, T., Kinoshita, H., Hirohashi, K., Sakai, K., Uozumi, A. (1986) Ramification of the intrahepatic portal vein identified by percutaneous transhepatic portography. *World Journal of Surgery* **10**: 287 - 293
- J Jendrysiak, U. (1999) Segmentierung von Schnittbildern. *Spektrum der Wissenschaft - Dossier: Perspektiven in der Medizintechnik* 1/99: 24 - 29
- K Kopka, L., Grabbe, E. (1999) Biphasische Leberdiagnostik mit der Mehrzeilendetektor-Spiral-CT. *Der Radiologe* **39**: 971 - 978
- Kraus, T. W., Golling, M., Klar, E. (2001) Definition von chirurgischen Freiheitsgraden durch funktionelle Anatomie in der resezierenden Leberchirurgie. *Der Chirurg* **72**: 794 - 805
- Krummel, T. M. (1998) Surgical simulation and virtual reality: The coming revolution. *Annals of Surgery* **228**: 635 - 637
- L 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 - 250
- Lamadé, W., Glombitza, G., Demiris, A. M., Cardenas, C., Meinzer, H.-P., Richter, G., Lehnert, T., Herfarth, C. (1999) Virtuelle Operationsplanung in der Leberchirurgie. *Der Chirurg* **70**: 239 - 245

- Leeuwen, M. S. van, Noordzij, J., Fernandez, M. A., Hennipman, A., Feldberg, M. A. M., Dillon, E. H. (1994) Portal venous and segmental anatomy of the right hemiliver: Observations based on three-dimensional spiral CT renderings. *American Journal of Roentgenology* **163**: 1395 - 1404
- Livraghi, T. (2001) Treatment of hepatocellular carcinoma by interventional methods. *European Radiology* **11**: 2207 - 2219
- M Marescaux, J., Clément, J.-M., Tasseti, V., Koehl, C., Cotin, S., Russier, Y., Mutter, D., Delingette, H., Ayache, N. (1998) Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: The next revolution. *Annals of Surgery* **228**: 627 - 634
- Marescaux, J., Soler, L., Ceulemans, R., Garda, A., Henri, M., Dutson, E. (2002) Bildfusion, virtuelle Realität, Robotik und Navigation - Einfluss auf die chirurgische Praxis. *Der Chirurg* **73**: 422 - 427
- Mayer, D., Heussel, C.P., Ley, S., Ederle, J., Brook, B.S., Beek, E. van, Thust, S., Kauczor, H.U. (2002) Multislice-CT der Lunge und hybrides Segmentierungssystem als Basis eines Modells zur Simulation individueller inhalativer Therapien. Vortrag am 11.5.2002, Wiesbaden. Abstract in: Arlart, I. P. (Hrsg.) Supplement zum 83. Deutschen Röntgenkongress. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren **174**: S265
- Mukai, J. K., Stack, C. M., Turner, D. A., Gould, R. J., Petasnick, J. P., Matalon, T. A. S., Doolas, A. M., Murakami, M. (1987) Imaging of surgically relevant hepatic vascular and segmental anatomy. Part 1. Normal anatomy. *American Journal of Roentgenology* **149**: 287 - 292
- O Oberstein, A., Kauczor, H. U., Mildenerger, P., Ibe, M., Teifke, A., Rieker, O., Gerken, G., Thelen, M. (1996) Drei-Phasen-Spiral-CT in der Diagnostik von Lebererkrankungen: Vergleich mit CT-Arteriographie und -Arterioporphographie. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren **164**: 449 - 456
- Ohashi, I., Ina, H., Okada, Y., Yoshida, T., Gomi, N., Himeno, Y., Hanafusa, K., Shibuya, H. (1996) Segmental anatomy of the liver under the right diaphragmatic dome: Evaluation with axial CT. *Radiology* **200**: 779 - 783
- Ohnesorge, B., Flohr, T., Schaller, S., Klingenberg-Regn, K., Becker, C., Schöpf, U. J., Brüning, R., Reiser, M. F. (1999) Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. *Der Radiologe* **39**: 923 - 931
- Oldhafer, K. J., Högemann, D., Schindewolf, T., Malagó, M., Raab, R., Peitgen, H.-O., Galanski, M. (1999) Bildanalyse und 3-D-Visualisierung in der Leberchirurgie. *Deutsches Ärzteblatt* **96**: A-3298 - 3301

Otto, G. (2000) Neue Perspektiven in der Leberchirurgie. Vortrag am 29.4.2000. In: Manns, M. P. (Leitung) Aktuelle Hepatologie – Neue Therapieverfahren in der Hepatologie. In: Satellitensymposium des 106. Kongresses der Deutschen Gesellschaft für Innere Medizin, Wiesbaden. Unveröffentlichtes Video. Abstracts in: Wiesbaden 2000: Abstract-Übersicht der Satellitensymposien zu Darm und Leber. Falk Foundation e.V., Freiburg

Otto, G., (2002) In: Wengel, A., Zielke, J., Khoshbakht, M. Sonde: Chancen für ein zweites Leben – Neue Möglichkeiten der Transplantationsmedizin. 20.6.2002, FS-Wissenschaft und Bildung, Südwestrundfunk, Baden-Baden. 20.6.2002, <http://www.swr.de/sonde>

Otto, G., Richter G. M., Herfarth C. (1997) Bedeutung bildgebender Verfahren für die chirurgische Indikationsstellung bei soliden Lebertumoren. *Der Chirurg* **68**: 334 - 345

P Peitgen, H.-O., Lang, M., Prause, G., Berghorn, W., Bödicker, A., Boskamp, T., Dechow, D., Hahn, H., Kohle, S., Krass, S., Kümmerlen, B., Meyer, S., Preim, B., Rodenhausen, A., Schenk, A., Selle, D. (1999a) Medizinische Projekte – Leber. S. 30 - 39. In: MeVis – Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung GmbH (Hrsg.) MeVis – Die ersten vier Jahre: 1995 – 1999. MeVis, Bremen

Peitgen, H.-O., Lang, M., Prause, G., Berghorn, W., Bödicker, A., Boskamp, T., Dechow, D., Hahn, H., Kohle, S., Krass, S., Kümmerlen, B., Meyer, S., Preim, B., Rodenhausen, A., Schenk, A., Selle, D. (1999b) Wissenschaftlich-technische Grundlagen – Segmentapproximation. S. 72 - 73. In: MeVis – Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung GmbH (Hrsg.) MeVis – Die ersten vier Jahre: 1995 – 1999. MeVis, Bremen

Peitgen, H.-O., Lang, M., Prause, G., Berghorn, W., Bödicker, A., Boskamp, T., Dechow, D., Hahn, H., Kohle, S., Krass, S., Kümmerlen, B., Meyer, S., Preim, B., Rodenhausen, A., Schenk, A., Selle, D. (1999c) Softwaretechnologische Umsetzung – HepaVision. S. 94 - 95. In: MeVis – Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung GmbH (Hrsg.) MeVis – Die ersten vier Jahre: 1995 – 1999. MeVis, Bremen

Platzer, W., Maurer, H. (1966) Zur Segmenteinteilung der Leber. *Acta anatomica* **63**: 8 - 31

Preckur, H. (2000) Ebenen. S. 146 - 159. In: Mathematik Oberstufe, Lineare Algebra und Analytische Geometrie. Band 650. 2. Auflage. Mentor Verlag Dr. Ramdohr, München

- R Rieker, O., Mildenerger, P., Hintze, C., Schunk, K., Otto, G., Thelen, M. (2000) Segmentanatomie der Leber in der Computertomographie: Lokalisieren wir die Läsionen richtig? Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren **172**: 147 - 152
- Rinck, D., Jendrysiak, U. (1999) Ermittlung der Verlaufsinformationen von Gefäßen in Volumendaten. S. 107 - 111. In: Evers, H., Glombitza, G., Lehmann, T., Meinzer, H.-P. (Hrsg.) Bildverarbeitung für die Medizin 1999 : Algorithmen - Systeme - Anwendungen; proceedings des Workshops am 4. und 5. März 1999 in Heidelberg. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
- S SAS Institute Inc. (1999) Tests for Normality. Chapter 38. In: SAS OnlineDoc®. Version 8. SAS Institute Inc., Cary, NC, USA.
23.5.2002, <http://v8doc.sas.com/sashtml>
- Selle, D., Spindler, W., Schenk, A. (2000) Computerized models minimize surgical risk. Diagnostic Imaging / Europe **16**: 16 - 20
- Scheele, J. (1989) Die segmentorientierte Leberresektion. Grundlagen - Technik - Stellenwert. Der Chirurg **60**: 251 - 265
- Simonetti, R. G., Liberati, A., Angiolini, C., Pagliaro, L. (1997) Treatment of hepatocellular carcinoma: A systematic review of randomized controlled trials. Annals of Oncology **8**: 117 - 136
- T Takayasu, K., Moriyama, N., Muramatsu, Y., Shima, Y. Goto, H., Yamada, T. (1985) Intrahepatic portal vein branches studied by percutaneous transhepatic portography. Radiology **154**: 31 - 36
- Trampisch, H. J., Windeler, J., Lange, S., Ehle, B. (2000) Tests für den Lageparameter einer oder mehrerer Grundgesamtheiten. S. 210 - 264. In: Trampisch, H. J., Windeler, J. (Hrsg.) Medizinische Statistik. 2. Auflage. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Hong Kong, London, Mailand, Paris, Singapur und Tokio
- V Vogl, T. J., Müller, P. K., Mack, M. G., Straub, R., Engelmann, K., Neuhaus, P. (1999) Liver metastases: interventional therapeutic techniques and results, state of the art. European Radiology **9**: 675 - 684
- W Waggenpack, G. A., Tabb, D. R., Tiruchelvam, V., Ziegler, L., Waltersdorff, K. (1993) Three-dimensional localization of hepatic neoplasms with computer-generated scissurae from axial CT and MR images. American Journal of Roentgenology **160**: 307 - 309
- Wegner, S., Oswald, H., Wust, P., Fleck, E. (1999) Segmentierung mit der Wasserscheidentransformation. Spektrum der Wissenschaft – Dossier: Perspektiven in der Medizintechnik 1/99: 31 - 34

Weinmann, M., Hehr, T., Budach, W. (2000) Strahlentherapie des hepatozellulären Karzinoms. *Der Onkologe* **6**: 336 - 341

- Z Zahlten, C., Jürgens, H., Evertsz, C. J. G., Leppek, R., Peitgen, H.-O., Klose, K. J. (1995) Portal vein reconstruction based on topology. *European Journal of Radiology* **19**: 96 - 100

8. ANHANG

Berechnete Ebenenwinkel (Abb. 18 und 19) für jeden Patienten der Stichprobe

	γ nach Lebervenen	γ nach Pfortaderästen	ε nach Lebervenen	ε nach Pfortaderästen	δ der Ebenen
1	58,4	50,2	10,6	6,5	8,9
2	69,0	69,0	0,0	0,0	0,0
3	61,6	37,5	-12,5	-46,1	34,6
4	72,0	64,6	2,1	13,3	12,8
5	54,8	62,0	-13,5	0,0	13,6
6	58,5	56,0	11,7	0,0	10,2
7	60,0	60,0	0,0	0,0	0,0
8	52,0	63,7	0,0	-14,5	17,0
9	41,0	38,9	0,0	14,4	9,5
10	46,9	15,0	20,8	-3,9	33,7
11	50,6	24,0	-11,7	0,0	27,4
12	41,0	41,0	0,0	0,0	0,0
13	58,9	45,0	37,0	0,0	31,9
14	46,0	46,1	0,0	5,6	4,0
15	67,0	64,0	0,0	0,0	3,0
16	75,4	64,9	-24,9	-23,3	10,6
17	72,3	55,0	-11,6	0,0	20,2
18	50,0	4,0	0,0	0,0	46,0
19	53,0	46,8	0,0	13,8	12,2
20	58,9	30,4	15,2	-9,9	33,1
21	61,0	45,0	0,0	0,0	16,0
22	58,0	31,0	0,0	0,0	27,0
23	36,0	19,0	0,0	0,0	17,0
24	67,6	36,0	14,1	0,0	33,4
25	63,0	68,2	0,0	7,5	8,6
26	61,0	42,0	0,0	0,0	19,0
27	88,2	72,1	-23,0	-5,3	23,7
28	77,0	73,0	0,0	0,0	4,0
29	50,1	21,0	-3,9	25,9	33,1
30	41,3	33,0	-12,2	-1,8	10,4
31	75,9	65,0	-20,6	0,0	22,3
32	67,2	37,4	-19,6	9,9	37,3
33	40,0	16,0	0,0	0,0	24,0
34	37,7	37,0	13,1	3,3	6,0
35	47,0	22,2	0,0	-8,0	25,2
36	60,0	53,0	0,0	0,0	7,0

	γ nach Lebervenen	γ nach Pfortaderästen	ε nach Lebervenen	ε nach Pfortaderästen	δ der Ebenen
37	52,0	52,0	0,0	0,0	0,0
38	72,0	63,2	0,0	6,7	10,8
39	75,3	66,0	-11,4	0,0	14,2
40	74,3	66,1	22,9	-4,4	26,9
41	45,4	33,0	-9,9	0,0	13,9
42	82,8	60,0	-25,2	0,0	32,8
43	60,2	5,8	8,1	59,1	56,7
44	44,0	37,0	0,0	1,7	7,1
45	20,1	10,0	27,1	-37,1	18,0
46	68,0	51,3	0,0	-7,7	18,0
47	40,0	66,5	0,0	-12,0	28,1
48	70,0	52,2	0,0	-7,6	18,9
49	67,1	61,0	-6,5	0,0	8,5
50	36,8	33,0	13,4	0,0	8,5
51	59,0	63,0	0,0	0,0	4,0
52	60,0	55,0	0,0	0,0	5,0
53	59,6	31,0	-19,8	-1,9	31,0
54	31,0	28,0	0,0	0,0	3,0
55	69,0	48,0	1,1	2,7	21,0
56	43,8	44,4	13,1	10,0	2,2
57	37,0	49,0	0,0	-29,7	23,3
58	58,0	45,7	0,0	-12,6	15,8
59	61,6	38,7	-33,5	12,9	41,3
60	46,0	42,0	21,1	0,0	15,1
61	43,5	43,9	10,2	14,5	3,0
62	49,0	37,0	0,0	0,0	12,0
63	44,1	32,8	4,3	30,6	19,7
64	45,2	36,3	7,1	8,5	9,0
65	74,0	69,0	2,1	1,1	5,1
66	57,1	54,8	3,6	-13,5	14,3
67	43,0	37,0	0,0	1,7	6,1
68	49,0	34,0	0,0	0,0	15,0
69	56,0	56,2	0,0	-7,2	6,0
70	56,0	41,0	0,0	0,0	15,0
71	57,8	54,9	14,2	14,7	2,9
72	51,0	52,0	0,0	0,0	1,0
73	48,0	38,0	0,0	-1,6	10,0

Publizierte Veröffentlichung, in der Teile der vorliegenden Arbeit verwendet wurden

Rieker, O., Mildenerger, P., Hintze, C., Schunk, K., Otto, G., Thelen, M. (2000)
Segmentanatomie der Leber in der Computertomographie: Lokalisieren wir die
Läsionen richtig? Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der
bildgebenden Verfahren **172**: 147 - 152