

Aus dem Medizinischen Zentrum für Radiologie
der Philipps – Universität Marburg
Klinik für Strahlendiagnostik
Direktor: Prof. Dr. Klaus Jochen Klose

**Gefäß- und Segmentanatomie der Leber: ein Vergleich des
Lebersegmentmodells nach Couinaud mit einer patientenindividuellen
computergestützten Segmentanalyse an portalvenösen Computertomogrammen
der Leber**

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps – Universität Marburg

vorgelegt von
Steffen Relecker
aus Bad Berleburg

Marburg 2004

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps – Universität Marburg am 18.11.2004.
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Maisch
Referent: Prof. Dr. Klaus Jochen Klose
Korreferent: Prof. Dr. Yalcin Cetin

Aus dem Medizinischen Zentrum für Radiologie
der Philipps – Universität Marburg
Klinik für Strahlendiagnostik
Direktor: Prof. Dr. Klaus Jochen Klose

**Gefäß- und Segmentanatomie der Leber: ein Vergleich des
Lebersegmentmodells nach Couinaud mit einer patientenindividuellen
computergestützten Segmentanalyse an portalvenösen Computertomogrammen
der Leber**

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps – Universität Marburg

vorgelegt von
Steffen Relecker
aus Bad Berleburg

Marburg 2004

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
1.1.	Hintergrund der Studie.....	1
1.1.1.	Prinzip einer auf der Gefäßarchitektur basierenden Lebergliederung	1
1.1.2.	Weiterentwicklung der Segmentmodelle der Leber	2
1.1.3.	Das Konzept der segmentgerechten Leberchirurgie.....	2
1.1.4.	Das Problem der Übertragung des Segmentmodells auf die in vivo Anatomie.....	3
1.1.5.	Technische Möglichkeiten einer Lebersegment- und Gefäßdarstellung.	4
1.1.6.	Die Beschreibung individueller, wellenförmiger Segmentgrenzen	6
1.1.7.	Entwicklung einer neuen Methode zur Darstellung der individuellen Lebergefäß- und Segmentanatomie.....	7
1.2.	Nomenklatur	8
1.3.	Anatomie der Leber	12
1.3.1.	Unterscheidung von „morphologischer“ und „funktioneller“ Anatomie ..	12
1.3.2.	Lebergefäße	13
1.3.2.1.	Vena portae	14
1.3.2.2.	Lebervenen.....	17
1.3.2.3.	Intrahepatische Gallengänge.....	18
1.4.	Radiologische Bildgebung der Leber	19
1.4.1.	Spiral-Computertomographie der Leber.....	19
1.4.1.1.	Spiral-CT mit intravenöser KM-Gabe	19
1.4.1.2.	Spiral – CT mit portalvenöser KM-Gabe (CTAP)	19
1.4.2.	Sonographie der Leber	21
1.4.3.	Magnetresonanztomographie der Leber	22
1.4.4.	Dreidimensionale Rekonstruktionstechniken	22
1.5.	Leberchirurgie.....	22
1.5.1.	Indikationen zu leberchirurgischen Eingriffen.....	23
1.5.2.	Leberresektionsverfahren.....	24
1.6.	Fragestellung	27
2.	Material und Methode.....	28
2.1.	Datenerhebung	28
2.1.1.	Patientenkollektiv	28
2.1.2.	Datenschutz.....	29
2.1.3.	Ein- und Ausschlusskriterien	29
2.1.4.	Technik der Portalvenösen Spiral-Computertomographie	30
2.1.5.	Datensicherung und Transfer	30
2.2.	Durchführung der Bildbearbeitung.....	31
2.2.1.	Algorithmus I – Bildimport.....	32
2.2.2.	Algorithmus II – Definition einer ROI	33

2.2.3.	Algorithmus III – Temporäre Datenreduktion	33
2.2.4.	Algorithmus IV – Virtuelle Organextraktion	34
2.2.5.	Algorithmus V – Konturkorrektur	34
2.2.6.	Algorithmus VI – Hochskalierung	35
2.2.7.	Algorithmus VII – Pfortadervisualisierung	35
2.2.8.	Algorithmus VIII – Gefäßskelettierung.....	36
2.2.9.	Algorithmus IX – Interaktive Pfortadermarkierung.....	37
2.2.10.	Algorithmus X – Overlay	38
2.2.11.	Algorithmus XI – Segmentvisualisierung.....	38
2.2.12.	Algorithmus XII – Manuelle Segmentgrenzen	39
2.2.13.	Algorithmus XIII	40
2.2.14.	Algorithmus XIV – Manuelle Segmentmarkierung	40
2.2.15.	Algorithmus XV – Analyse	40
2.2.16.	Algorithmus XVI – Visualisierung	40
2.2.17.	Algorithmus XVII – Visualisierung	41
2.3.	Datenverwaltung und statistische Auswertung.....	42
2.4.	Untersuchte Parameter	42
2.4.1.	Hilusnahe Pfortaderramifikation	42
2.4.2.	Mündungsverhalten der Lebervenen.....	44
2.4.3.	Winkel der Sektorgrenzebenen zur Frontalebene.....	44
2.4.4.	Maximaler Abstand der Sektorgrenzen	46
2.4.5.	Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften und der Sektoren	46
3.	Ergebnisse	48
3.1.	Studienkollektiv	48
3.2.	Pfortaderramifikationstypen	50
3.3.	Mündungsverhalten der Lebervenen.....	51
3.3.1.	Einteilung nach der Klassifikation von Appel und Loeweneck	51
3.3.2.	Einteilung nach der Klassifikation von Hata	52
3.4.	Winkel der Sektorgrenzebenen zur Frontalebene.....	53
3.5.	Maximaler Abstand der Sektorgrenzen	54
3.6.	Relative Volumenanteiligkeiten	55
3.6.1.	Vergleich zwischen SMM und CSA bei Betrachtung der funktionellen Leberhälften	55
3.6.2.	Sektorverteilung nach der Segmentmodell – Methode	55
3.6.3.	Sektorverteilung nach der Computergestützten Segmentanalyse	56
3.6.4.	Vergleich zwischen Segmentmodell – Methode und CSA.....	57
3.7.	Drop outs	57
4.	Diskussion.....	59
4.1.	Datenerhebung	59
4.1.1.	Studienkollektiv	59

4.2.	Methodenkritik	59
4.2.1.	Goldstandard der Segmenteinteilung	59
4.2.2.	Portalvenöse Spiral – Computertomographie (CTAP)	60
4.2.3.	Technische Probleme bei der computergestützten Segmentanalyse...61	
4.2.4.	Zeitbedarf der computergestützten Segmentanalyse	61
4.2.5.	Benutzerabhängigkeit der CSA	62
4.2.6.	Couinaud'sche Segmentmodell – Methode	62
4.3.	Untersuchte Parameter	64
4.3.1.	Hilusnahe Pfortaderramifikation	64
4.3.2.	Mündungsverhalten der Lebervenen.....	66
4.3.3.	Winkel der Sektorgrenzebenen	67
4.3.4.	Maximaler Abstand der Sektorgrenzen	68
4.3.5.	Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften und Sektoren	71
4.3.5.1.	Leberhälftenanteiligkeiten und Leberhälftengrenzverlauf	72
4.3.5.2.	Sektoranteiligkeiten und Segmentgrenzenverläufe der RPS + LPS	78
4.3.5.3.	Korrelation von Pfortaderramifikationstypen zu Leberhälftenvolumina	82
4.4.	Drop outs	83
4.5.	Ausblick für die Zukunft	85
5.	Zusammenfassung	89
6.	Literaturverzeichnis.....	93
7.	Anhang.....	97
7.1.	ImgLAB – Algorithmen.....	97
7.2.	Ergebnis - Urlisten	101
7.2.1.	Maximaler Abstand der Segmentgrenzen	101
7.2.2.	Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften in der SMM	102
7.2.3.	Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften in der CSA	103
7.2.4.	Vergleich zwischen Segmentmodell – Methode und CSA.....	104
7.3.	Beispieltabellen im Ausgabemodus des “Compare – Operators“	108
7.3.1.	Relative Volumenanteiligkeiten der Sektoren in der SMM	108
7.3.2.	Relative Volumenanteiligkeiten in der CSA.....	108
7.4.	Segmentgrenzendarstellung in der Literatur	109
7.5.	Akademische Lehrer.....	115
7.6.	Danksagung.....	116

Diese Arbeit wurde mit finanzieller Unterstützung der Stiftung P.E. Kempkes, Marburg an der Klinik für Strahlendiagnostik des Klinikums der Philipps - Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. Klaus Jochen Klose) durchgeführt. Wesentliche Elemente dieser Arbeit wurden in das BMBF Verbund-Forschungsprojekt „VICORA – Virtuelles Institut für Computerunterstützung in der klinischen Radiologie“ eingebracht.

Die in dieser Arbeit verwendeten Programm-Module „ImgLAB“ wurden in der jetzigen Rapid Prototyping Plattform „ILAB“, MeVis gGmbH, Bremen, weiterentwickelt und modular integriert. Mit dem Modul „HepaVision“ ist ein für die klinische Anwendungsroutine tauglicher Softwareassistent entwickelt worden, der derzeit in dem BMBF - geförderten Projekt „SIMPL“ von mehreren Kliniken in Deutschland, USA und Asien zur automatisierten Segmentanalyse der Leber genutzt wird.

Das Softwareprogramm „HepaVision“ steht im Rahmen des VICORA Verbundforschungsprojekts in der Klinik für Strahlendiagnostik zur Verfügung.

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
ant.	anterior
CSA	Computergestützte Segmentanalyse
CTHA	CT hepatic arteriography
CT	Computertomographie
CTAP	Portalvenöse Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, ein informationstechnologischer Kommunikationsstandard in der medizinischen Bildverarbeitung
FKDS	Farbkodierte Duplexsonographie
GB	Gallenblase
Hgs	Hauptgrenzspalte
inf.	inferior
Lig.	Ligamentum
LHV	Linke Lebervene
LPV	Left Portal Vein – Linker Pfortaderstamm
L.T.	Ligamentum Teres Hepatis
LPS	Left Portal Scissura
Max	Maximum
Min	Minimum
MIP	Maximum-Intensity Projection
MHV	Mittlere Lebervene
MPS	Main Portal Scissura – Leberhälftengrenze

MPV	Main Portal Vein – Pfortaderhauptstamm
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Fallzahl (absolut)
Ngs	Nebengrenzspalte
post.	posterior
RAB	Right Anterior Branch – Rechts anteriorer Pfortaderast
RHV	Rechte Lebervene
RF	Raumforderung
RPB	Right Posterior Branch – Rechts posteriorer Pfortaderast
RPS	Right Portal Scissura
RPV	Right Portal Vein – Rechter Pfortaderstamm
S-CTAP	Portalvenöse Spiral – Computertomographie
SMM	Segmentmodell - Methode
Std.-Abw.	Standardabweichung
sup.	superior
US	Sonographie
V	Vena
V.C.	Vena cava (inferior)
Vv	Venae
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1:	Modifiziertes Segmentmodell n. Couinaud / Bismuth	2
Abbildung 2:	Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, kraniale Segmente	4
Abbildung 3:	Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, Portalebene	5
Abbildung 4:	Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, kaudale Segmente	5
Abbildung 5:	Lebersegmentgrenzenverläufe	6
Abbildung 6:	Computervermodell eines Säugetier – Gefäßsystems	7
Abbildung 7:	Segmentverteilung und Terminologie modifiziert nach Bismuth	11
Abbildung 8:	Morphologische Leberanatomie	12
Abbildung 9:	Lebergefäßdarstellung aus dem Jahre 1654	13
Abbildung 10:	Pfortaderverlauf im Couinaud Modell [45]	14
Abbildung 11:	Schema der Entwicklung der Pfortaderverzweigung	16
Abbildung 12:	Pfortader- und Lebervenenverlauf nach Glisson, 1654 [28]	17
Abbildung 13:	Beispiel für kreuzenden Gefäßverlauf	18
Abbildung 14:	Definition einer Region of Interest	33
Abbildung 15:	Lebersegmentierung – Virtuelle Organextraktion	34
Abbildung 16:	Tracing des Pfortaderbaums	36
Abbildung 17:	Farbmarkierter Pfortaderbaum	37
Abbildung 18:	CT Einzelschichten mit farbig markierten Sektorästen,	38
Abbildung 19:	MIP-Projektion mit geraden Sektorgrenzen	39
Abbildung 20:	Visualisierung, Darstellungsmodus des Algorithmus XVI	41
Abbildung 21:	Graphische Ergebnisdokumentation	42
Abbildung 22:	Bifurkationstyp, schematische Darstellung	43
Abbildung 23:	Trifurkationstyp, schematische Darstellung	43
Abbildung 24:	H – Typ, schematische Darstellung	44
Abbildung 25:	Bestimmung der Frontalebene zur Winkelmessung	45
Abbildung 26:	Schema der Winkelmessung an der Frontalebene	45
Abbildung 27:	Schema der maximalen Sektorergrenzenabstände	46
Abbildung 28:	Flächendifferenzen der Sektoren	47
Abbildung 29:	Hilusnahe Pfortaderramifikationstypen	51
Abbildung 30:	Unterschiede im Segmentgrenzenverlauf	71
Abbildung 31:	Verfahrensabhängig unterschiedliche Segmentzuordnung einer Lebermetastase	73
Abbildung 32:	Segmentgrenzenverläufe versus Leberhälftevolumina	74
Abbildung 33:	Wellenförmiger Segmentgrenzenverlauf durch Pfortaderstammokklusion	76
Abbildung 34:	Differenzen im Segmentgrenzenverlauf	77
Abbildung 35:	Graphische Darstellung der Sektorverteilung nach SMM und CSA	80
Abbildung 36:	Pfortader und fokale Leberläsionen	84
Abbildung 37:	Vergleich „alte“ und „neue“ Leberdarstellung	86
Abbildung 38:	Frontalansicht der Leber	86
Abbildung 39:	3D – Gefäß- und Segmentdarstellung	87
Abbildung 40:	Darstellung hepatischer Raumforderungen	87
Abbildung 41:	ImgLAB – Algorithmen	97
Abbildung 42:	ImgLAB – Algorithmen	97
Abbildung 43:	ImgLAB – Algorithmen	98
Abbildung 44:	ImgLAB – Algorithmen	98
Abbildung 45:	ImgLAB – Algorithmen	99

Abbildung 46:	ImgLAB – Algorithmen	99
Abbildung 47:	ImgLAB – Algorithmen	100
Abbildung 48:	Segmentverteilung nach H. Rex (1888) [64]	109
Abbildung 49:	Cantlie's "Mid-line" (1898)	110
Abbildung 50:	Segmentmodell von C. Hjortsjö (1948).....	112
Abbildung 51:	Segmentmodell n. H. Elias (1954).....	112
Abbildung 52:	Segmentmodell von C. Couinaud, aus [16].....	114

TABELLEN

Tabelle 1:	Verschiedene Terminologien der Lebergliederung	9
Tabelle 2:	Übersicht: Arbeitsschritte der CSA und SMM	31
Tabelle 3:	Farbmarkierung der Sektoren	40
Tabelle 4:	Häufigkeitsverteilung hepatischer Raumforderungen	48
Tabelle 5:	maligne Grundleiden bei Patienten mit hepatischen Raumforderungen.....	49
Tabelle 6:	Anzahl der Schichten der CTAP - Untersuchungen	50
Tabelle 7:	Häufigkeitsverteilung Pfortaderramifikationstypen	50
Tabelle 8:	Lebervenenmündungsverhalten	52
Tabelle 9:	Lebervenenmündungsverhalten der rechten Lebervene	52
Tabelle 10:	Lebervenenmündungsverhalten der mittleren und linken Lebervenen	53
Tabelle 11:	Winkel der Sektorgrenzen zur Frontalebene.....	54
Tabelle 12:	Durchschnittswerte der maximalen Segmentgrenzenabstände	54
Tabelle 13:	Vergleich der Leberhälftenanteiligkeiten in der SMM und der CSA	55
Tabelle 14:	Prozentuale Anteiligkeit der Lebersektoren in der SMM.....	56
Tabelle 15:	Prozentuale Anteiligkeit der Lebersektoren in der CSA.....	56
Tabelle 16:	Statistische Gegenüberstellung des Methodenvergleichs	57
Tabelle 17:	Charakteristika der CSA – Methodenversager.....	57
Tabelle 18:	Pfortaderverzweigungstypen im Literaturvergleich	65
Tabelle 19:	Differenz der Leberhälftenvolumina und max. Abstände der MPS	75
Tabelle 20:	Vergleich der Sektorverteilung mit den Angaben Bismuths	82
Tabelle 21:	Maximaler Abstand der Sektorgrenzen	101
Tabelle 22:	Prozentuale Leberhälftenanteiligkeiten in der Segmentmodell - Methode.....	102
Tabelle 23:	Prozentuale Leberhälftenanteiligkeiten in der CSA	103
Tabelle 24:	Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor A.....	104
Tabelle 25:	Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor B.....	105
Tabelle 26:	Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor C	106
Tabelle 27:	Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor D	107
Tabelle 28:	Beispieltabellen – Ausgabemodus Compare-Operator	108
Tabelle 29:	Beispieltabellen – Ausgabemodus Compare-Operator	109

GLOSSAR

Cava-Gallenblasenlinie, Synonym für die funktionelle Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte.

Hauptgrenzspalte (Hgs), von Hjortsjö eingeführtes Synonym für die an der Leberoberfläche nicht sichtbare Grenze zwischen der funktionell rechten und linken Leberhälfte.

Main portal fissure (MPF), engl. Synonym für die Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte.

Maximum-intensity projection (MIP), Rekonstruktionstechnik. Der MIP - Algorithmus fertigt ein Bild an durch Auswahl des Voxels mit der maximalen Intensität entlang einer Linie, die sich vom Auge des Betrachters durch den Volumendatensatz erstreckt. MIP ist eine schnelle Technik, sie erlaubt aber keine Darstellung überlappender Strukturen. Außerdem sind die entstandenen Bilder nicht eindeutig dreidimensional, wenn nicht Hilfsmittel zur Tiefendarstellung geboten werden (z.B. Rotation).

Pixel, Bildelement („picture element“), dessen Größe von dem FOV („Field of View“) und der digitalen Aufnahmematrix bestimmt wird

Surface rendering, Rekonstruktionstechnik. Surface-render-Algorithmen stellen Objekte als Zusammenstellungen aus geometrischen Grundfiguren dar, deren Oberfläche geschärft wird. Der erste Voxel entlang des Projektionsstrahls, der über einem Benutzer-definierten Schwellwert liegt, wird als Oberfläche gewählt. Mit surface rendering können scharfkantige, dreidimensionale Rekonstruktionen auf langsamen Computern erstellt werden. Jedoch können überlappende Strukturen nicht dargestellt werden und Artefakte bilden ein Problem.

TIFF, Abk. für Tagged Image File Format. Das Dateiformat TIFF ist eines der wichtigsten Formate für Rastergrafikdateien und unterstützt die verlustfreie Kompressionsmethode LZW.

Volume rendering, Rekonstruktionstechnik. Volume-render-Algorithmen stellen alle Voxel entlang einer Linie dar. MIP und surface rendering nutzen weniger als 10% der Bilddaten. Im Kontrast dazu nutzt volume rendering fast alle Daten und bietet nur wenige Artefakte. Dieser Algorithmus benötigt aber mehr Computerleistung als die anderen Techniken.

Voxel, dreidimensionales Bildelement, Grundbaustein der Bild- und Volumeninformation bei der Computer- und Magnetresonanztomographie, die dreidimensionale Volumendatensätze akquiriert.

1. Einleitung

1.1. Hintergrund der Studie

Die anatomische Gliederung der Leber in Segmente ist abhängig von dem Verlauf der hepatischen Gefäße. Auf Grund der fehlenden sichtbaren Abgrenzung der Segmentgrenzen in ihrem Verlauf wurden Lebersegmentmodelle etabliert. Diese orientieren sich an in- und externen Landmarken der Leber, die durch radiologische Schnittbildverfahren visualisiert werden können. Die Abstraktion durch Segmentmodelle stellt dabei lediglich eine Annäherung an den patientenindividuellen Verlauf von Segmentgrenzen dar. Die Darstellung der Segmentgrenzen erfolgt in diesen Modellen durch gerade, plane Ebenen. In anatomischen Studien konnte jedoch gezeigt werden, dass Lebersegmentgrenzen undulierend, wellenförmig verlaufen [62].

Im Rahmen dieser Studie wird die Gefäßanatomie der Leber an 35 portalvenösen Spiral – Computertomographiedatensätzen untersucht und ein Vergleich einer etablierten Segmentmodell – Methode mit einer neuen computergestützten automatisierten Segmentgliederungs- und Visualisierungsmethode durchgeführt.

1.1.1. Prinzip einer auf der Gefäßarchitektur basierenden Lebergliederung

Der Anatom Hugo Rex veröffentlichte im Jahre 1888 die Ergebnisse seiner Untersuchungen zur Gefäßarchitektur und inneren Gliederung der Säugerleber [64].

Rex fand ein sich bei allen untersuchten Säugerleberpräparaten gleichendes Muster der Pfortaderverzweigung.

Er beobachtete darüber hinaus, dass den einzelnen Pfortaderästen Lappen zugeordnet waren, „so dass man von Lappen auf Ast und umgekehrt schließen kann“. Der Autor beschrieb die „Lappung (der Leber als) keine rein willkürliche, sondern streng an die Verästelung des Portalbaumes gebundene Erscheinung“. Er postulierte, mit der „steten Wiederkehr desselben Astgefolges des Pfortaderbaumes“ sei „auch die Konstanz der Wiederkehr der einzelnen Lappen [...] gesichert“. Hugo Rex veröffentlichte damit die erste Segmenteinteilung der Leber basierend auf der portalen Gefäßarchitektur. Dies wurde zur Grundlage der nachfolgenden Forschung.

1.1.2. Weiterentwicklung der Segmentmodelle der Leber

In der Folgezeit wurden zahlreiche weitere Segmentmodelle veröffentlicht, die auf der Lebergefäßarchitektur gründeten [20;29;33;37;53;81].

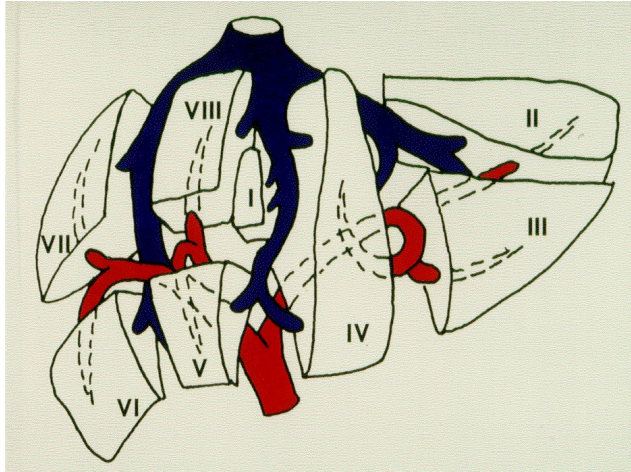


Abbildung 1: Modifiziertes Segmentmodell n. Couinaud / Bismuth

Große Verbreitung hat die Segmenteinteilung nach C. Couinaud aus dem Jahre 1957 gefunden [16].

1.1.3. Das Konzept der segmentgerechten Leberchirurgie

Der praktische Nutzen eingehender Kenntnisse über Gesetzmäßigkeiten einer segmentalen Gliederung der Leber in Abhängigkeit von den intrahepatischen Gefäßverläufen wurde für die Leberchirurgie erkannt und vielfach beschrieben [27;69]. Die Tatsache, dass die einzelnen Segmente hinsichtlich Blutversorgung und biliärer Drainage von anderen Segmenten vollständig unabhängig sind und somit, ohne die Funktion der restlichen Leber zu gefährden, operativ entfernt werden können [8], sollte für die Leberchirurgie genutzt werden. Dies führte zu der Entwicklung segmentorientierter Operationstechniken. Durch Schnittführung im Bereich intersegmentaler Grenzen sollten mit Schonung der intrahepatischen Gefäßstämme größere Blutungen verhindert und eine Devaskularisierung mit folgender Nekrose benachbarten Lebergewebes minimiert werden. Davon erhoffte man sich einen deutlichen Rückgang von Mortalität und Morbidität leberchirurgischer Eingriffe.

Im Jahre 1986, fast 100 Jahre nach Veröffentlichung der Erstbeschreibung einer gefäßabhängigen Lebersegmenteinteilung, konstatiert der französische Leberchirurg Henri Bismuth, dass die noch übliche „morphologische“ Deskription der Leberoberflächentopographie inadäquat sei als Anleitung zur Durchführung einer anatomischen Resektion [7]. Bismuth plädiert für die Anwendung der funktionellen, von der Pfortaderverzweigung ausgehenden Leberanatomie.

1.1.4. Das Problem der Übertragung des Segmentmodells auf die in vivo Anatomie

Die mangelnde Umsetzung der Erkenntnisse zur Lebergefäß- und Segmentanatomie in die Praxis der Leberchirurgie trotz der vielfach beschriebenen Vorteile war bedingt durch eine Tatsache, die schon H. Rex 1888 beschrieb:

„Die „Lappung“ der Leber ist an ihrer Oberfläche nicht sichtbar.“

Sie ist somit dem Chirurgen ohne Hilfsmittel nicht zugänglich und wenig hilfreich. S. C. Nettelblad versah sein Segmentmodell bei Veröffentlichung im Jahre 1954 mit dem Urteil, dass diese Einteilung für den praktischen Gebrauch wenig nutzbar sei, da die „wichtigsten Grenzlinien nicht vom Äußeren der Leber festgestellt werden“ könnten [53].

Den Anatomen W. Platzer und H. Maurer waren beim Vergleich der Literatur zu intrahepatischen Gefäßverläufen und der Segmentanatomie der Leber deutliche Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Arbeiten aufgefallen [62]. Platzer und Maurer kritisierten in ihrer 1966 erschienenen Veröffentlichung, dass alle Autoren vom intrahepatischen Gefäßverlauf auf die Segmenteinteilung geschlossen hatten, ohne die Abgrenzung der Segmente an der Leberoberfläche tatsächlich zu sehen. Durch Injektion farbiger Gummimilch in die Pfortaderhauptäste gelang den beiden Autoren die Darstellung der Segmentgrenzen auf der Leberoberfläche. Dabei zeigte sich trotz regelmäßiger Gefäßverzweigungsmuster eine so große Variationsbreite der Segmentgrenzen, dass es den Autoren ausgeschlossen erschien, ein Schema der Segmentverteilung zu erstellen.

1.1.5. Technische Möglichkeiten einer Lebersegment- und Gefäßdarstellung

Möglichkeiten einer intraoperativen patientenindividuellen Segmentdarstellung wurden z.B. durch ultraschallgesteuerte Farbstoffinjektion in Portaläste [66] oder selektive Ballonkatheterokklusion [13;73] entwickelt.

Nach Einführung der Computertomographie im Jahr 1972 bot sich mit zunehmender Verbreitung und technischer Weiterentwicklung der Methode die Möglichkeit, präoperativ an radiologischen Schnittbildern der Leber die in vivo Architektur des Organs darzustellen. Parenchym und Gefäßstrukturen konnten gleichzeitig in zweidimensionalen Einzelschichten beurteilt werden.

Zahlreiche Untersuchungen beschäftigten sich in der Folge mit der Übertragung des Segmentmodells auf die neuen Methoden der Leberbildgebung [45;50;52;56;72;78;79].

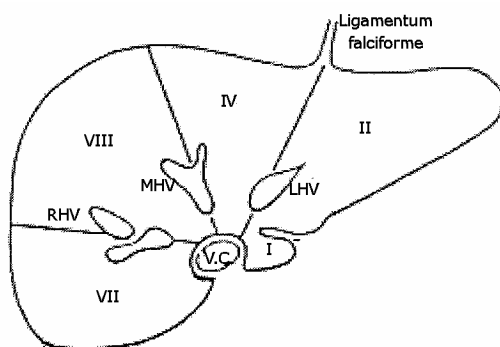


Abbildung 2: Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, kraniale Segmente.

Gerade Segmentgrenzen mit Orientierung an anatomischen Landmarken (Lebervenenverlauf, V. cava inf., Lig. falciforme, Gallenblase) gemäß Couinaud'schen Segmentmodell. RHV = rechte Lebervene, MHV = mittlere Lebervene, LHV = linke Lebervene, V.C. = Vena cava inf., Segmente I, II, IV, VIII und VII.

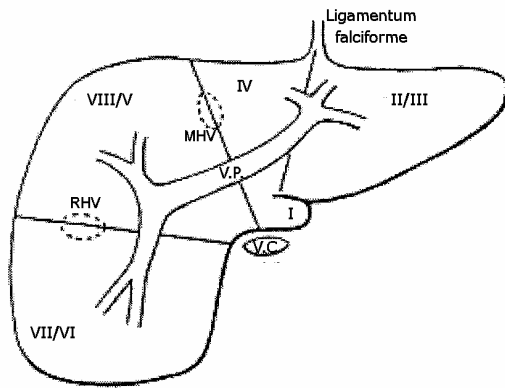


Abbildung 3: Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, Portalebene.

Segmentgrenzen mit Orientierung an anatomischen Landmarken; V.P. = Vena portae, gepunktet: R.H.V. = rechte Lebervene, M.H.V. = mittlere Lebervene, V.C. = Vena cava inf., Segmente I bis VIII.

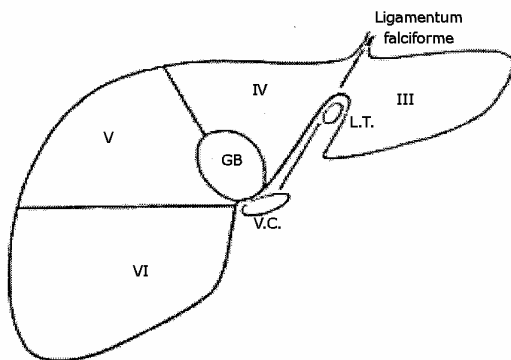


Abbildung 4: Schema der Lebersegmenteinteilung n. Couinaud, kaudale Segmente

Segmentgrenzen mit Orientierung an anatomischen Landmarken; GB = Gallenblase, L.T. = Ligamentum teres hepatis, V.C. = Vena cava inf., Segmente III bis VI.

Bis heute ist das Konzept einer Untergliederung in Segmente durch plane Grenzlinien zwischen topographischen Landmarken der Leber (Venae hepaticae, Gallenblasenbett, Vena cava inferior, Lig. falciforme etc.) etabliert. Sie dient als Möglichkeit einer präoperativen Planung segmentorientierter leberchirurgischer Eingriffe auf der Basis einer zweidimensionalen Bildinformation, z.B. CT.

1.1.6. Die Beschreibung individueller, wellenförmiger Segmentgrenzen

Im Jahre 1898 hatte James Cantlie [12] seine wegweisende Arbeit veröffentlicht, in der er die Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte neu definierte. Durch Farbstoffinjektion in die rechten und linken Pfortaderhauptäste gelang in Experimenten an Leichenleberpräparaten die Darstellung einer wellenförmigen Grenzlinie ("wavy outline"). Zu gleichen Ergebnissen kamen auch Platzer und Maurer im Rahmen ihrer bereits erwähnten Untersuchungen [62].

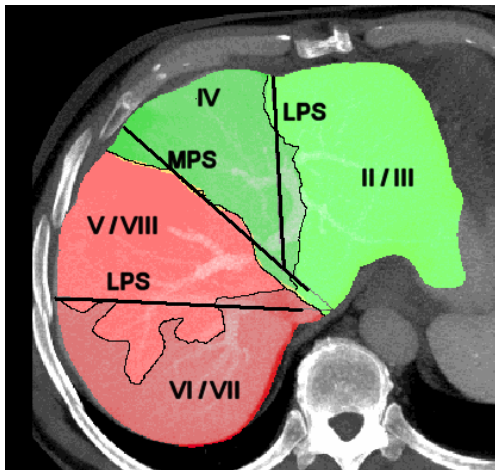


Abbildung 5: Lebersegmentgrenzenverläufe

Beispiel der Gegenüberstellung und Visualisierung der Segmentgrenzenverläufe der Segmentmodell – Methode (gerade Linien) und der computergestützten Segmentanalyse (undulierende Linien) durch die Software ImgLAB im Rahmen der vorliegenden Arbeit, (Pat. Nr. 32).

In den Studien von Cantlie und Platzer wurde versucht, die individuelle Lebergliederung an der Leberoberfläche zu visualisieren. Dies war zu den Zeitpunkten der Untersuchungen 1898 bzw. 1966 nur in pathologischen Studien möglich und bot damit keine Möglichkeit der Übertragung der Erkenntnisse auf die individuelle anatomische Situation in vivo.

Mit Verbreitung der neuen radiologischen bildgebenden Verfahren der Leber findet weiterhin bis in die jüngste Zeit die Übertragung pauschal gültiger und nicht - individueller Lebersegmentmodelle Anwendung.

Eine wichtige Ursache dafür ist die Tatsache, dass die individuellen Segmentgrenzen durch die üblichen Darstellungsmodalitäten der CT bzw. MRT in zweidimensionalen Einzelschichten und in dreidimensionalen multiplanaren Rekonstruktionen nicht abgrenzbar sind.

1.1.7. Entwicklung einer neuen Methode zur Darstellung der individuellen Lebergefäß- und Segmentanatomie

Eine intravitale, ggf. präoperative patientenindividuelle Lebergefäß- und Segmentdarstellung wurde durch Anwendung mathematischer Theorien und die Weiterentwicklung der Computertechnik möglich. Die baumartige Verästelungsstruktur der intrahepatischen Vena portae wurde mit dem mathematischen Modell der fraktalen Geometrie beschrieben, der das Prinzip der selbstähnlichen Muster zugrunde liegt [48;60].

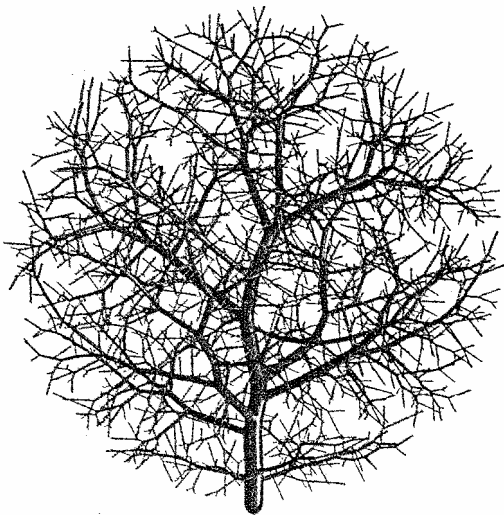


Abbildung 6: ComputermodeLL eines Säugetier – Gefäßsystems

Erstellt mit Hilfe fraktaler Geometrie, aus [88]

Dieses Modell und weitere mathematische Prinzipien bilden die theoretische Grundlage zur automatisierten Lebergefäß- und Segmentvisualisierung aus Volumendatensätzen. Durch computergestützte Bearbeitung von Spiral- Computertomographie- oder Magnetresonanztomographie - Bilddatensätzen und Nutzung aller akquirierter Informationen der Untersuchungen ist eine patientenindividuelle Segmentdarstellung in vivo möglich.

Die computerunterstützte Radiologie erschließt in mehrfacher Hinsicht Informationen aus der Computer- bzw. Magnetresonanztomographie:

1. Die Darstellung individueller Lebersegmentgrenzen und
2. deren Beziehung zur Gefäßanatomie und den umgebenden anatomischen Strukturen,
3. die Möglichkeit dreidimensionaler bzw. multiplanarer Visualisierung,
4. die segmentbezogene Topographie der Läsion und Simulation von Operationsverfahren in der präoperativen Entscheidungsfindung,
5. die Risikoabschätzung großer leberchirurgischer Eingriffe der Leberonkologie und Lebertransplantationschirurgie in Verbindung mit der organ- bzw. segmentbezogenen Lebervolumetrie.

Praktischen Einsatz beginnt die computergenerierte Segmentanalyse in jüngster Zeit in der virtuellen Planung und Simulierung leberchirurgischer Eingriffe, insbesondere von Lebertransplantationen (bei einer steigenden Zahl von Leberlebendspenden) zu erfahren [30;35;38;46;57;59].

Bei ausreichender Verfügbarkeit sowie zeit-, personal- und kostenökonomischer Anwendbarkeit einer computergenerierten Darstellung der individuellen Gefäß- und Segmentanatomie in vivo wäre in Zukunft die Frage nach der Überlegenheit dieser Methode gegenüber der etablierten Segmentmodell – Methode nach Couinaud zu stellen. Dazu bedarf es einer anatomischen und klinischen Validierung der Methode.

1.2. Nomenklatur

Die Terminologie der Segmentanatomie wird in der Literatur nicht einheitlich verwendet. Platzer und Maurer schrieben 1966: „Bedauerlicherweise zeigte das Studium der Literatur, daß jeder Autor bemüht war, eine neue, eigene Nomenklatur einzuführen“ [62]. Vielfach wurde die Notwendigkeit einer weltweit verwendeten exakten sprachlichen Regelung befürwortet [23;65;75].

Tabelle 1: Verschiedene Terminologien der Lebergliederung

Autor	1. Pfortader-Teilungsebene	2. Pfortader-Teilungsebene	3. Pfortader-Teilungsebene
Hjortsjö 1948 [37]	2 Leberhälften ----- Rechter Hauptteil Linker Hauptteil	6 Segmente ----- Ventro-craniales Segment intermediäres Segment dorso-caudales Segment medialer Abschnitt (= mediales Segment) lateral Abschnitt: dorso-laterales Segment ventro-laterales Segment	- ----- -
Healey and Schroy 1953 [33]	2 Leberhälften ----- Right Lobe Left Lobe	5 Segmente ----- Anterior Segment Posterior Segment Medial Segment Lateral Segment Caudate Lobe	11 Untereinheiten ----- Anterior superior area Anterior inferior area Posterior superior area Posterior inferior area Medial superior area Medial inferior area Lateral superior area Lateral inferior area Right portion Left portion Caudate process
Elias 1954 [20]	2 Leberhälften ----- Right half Left half	7 Territorien ----- - Caudate Territory Superior Territory Inferior Territory Basal left Territory Superior left Territory Intermediate Territory Inferior left Territory	- ----- -
Couinaud 1957 [16]	2 Leberhälften ----- Partie droite Partie gauche	4 Sektoren ----- Secteur latéral droite Secteur paramédian droite Secteur paramédian gauche Secteur latéral gauche Secteur dorsal	8 Segmente ----- VI + VII V + VIII IV + III II I

<p>Goldsmith and Woodburne 1957 [29]</p>	<p>2 Leberhälften ----- Right Lobe Left Lobe</p>	<p>4 Segmente ----- Right anterior segment Right posterior segment Left anterior segment Left posterior segment</p>	<p>- ----- -</p>
<p>Bismuth 1982 [6]</p>	<p>2 Leberhälften ----- Rechte Leberhälfte Linke Leberhälfte</p>	<p>4 Sektoren ----- Rechts posteriorer Sektor (=postero-lateraler Sektor) Rechts anteriorer Sektor (=antero-medialer Sektor) Links anteriorer Sektor Links posteriorer Sektor Dorsaler Sektor</p>	<p>8 Segmente ----- - VI + VII V + VIII IV + III II I</p>
<p>Soyer 1993 [75]</p>	<p>2 Leberhälften ----- Nicht weiter benannt</p>	<p>- ----- -</p>	<p>8 Subsegmente ----- Caudate lobe Left lateral sup. Subsegment Left lateral inf. Subsegment Left medial Subsegment Right ant. inf. Subsegment Right ant. sup. Subsegment Right post. inf. Subsegment Right post. sup. Subsegment</p>
<p>Fasel 1996 [23]</p>	<p>2 Leberhälften ----- Right hemiliver Left hemiliver</p>	<p>4 Segmente ----- Right posterior segment Right anterior segment Left medial Segment (= Segment 4) Left lateral Segment</p>	<p>9 Subsegmente ----- Subsegment 6 Subsegment 7 Subsegment 5 Subsegment 8 Subsegment 4a Subsegment 4b Subsegment 2 Subsegment 3 Segment 1</p>

In dieser Arbeit wird die Nomenklatur entsprechend des in Abbildung 7 dargestellten modifizierten Couinaud / Bismuth – Modells [6;16] verwendet.

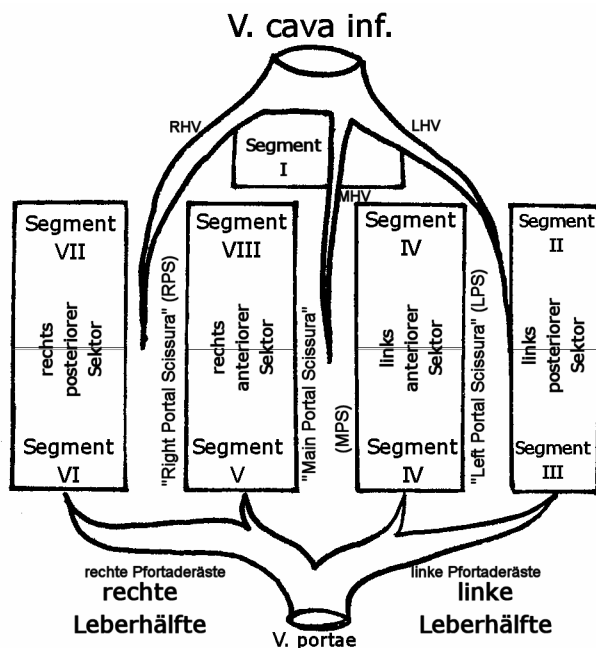


Abbildung 7: Segmentverteilung und Terminologie modifiziert nach Bismuth

RHV = rechte Lebervene, MHV = mittlere Lebervene, LHV = linke Lebervene, RPS = rechte Portalszissur, MPS = mittlere Portalszissur, LPS = linke Portalszissur.

Diese Segmenteinteilung erlaubt eine Gliederung bis zur dritten Teilungsebene der Pfortader und bedient sich der eindrücklichen und leicht zu merkenden Nummerierung der Segmente von I bis VIII.

Die Nummerierung der acht Segmente erfolgt im Uhrzeigersinn bei frontaler Aufsicht auf die Leber. Dies entspricht der Lage der Leber, die sich bei chirurgischen Eingriffen dem Betrachter darbietet. Daher hat sich die „französische“ Einteilung aus chirurgischer Sicht als geeignet erwiesen [18;45;75]. Es ist zu vermuten, dass Henri Bismuth durch hauptsächlich englischsprachige Publikationen im Gegensatz zu Couinauds Veröffentlichungen in französischer Sprache den Eingang dieses Gliederungsschemas in die operativ – klinische Medizin international erleichterte.

1.3. Anatomie der Leber

1.3.1. Unterscheidung von „morphologischer“ und „funktioneller“ Anatomie

Bei der Beschreibung der „morphologischen“ Leberanatomie unterteilen Ligamentum falciforme und Ligamentum teres hepatis die Leber in einen großen rechten und kleinen linken Leberlappen.

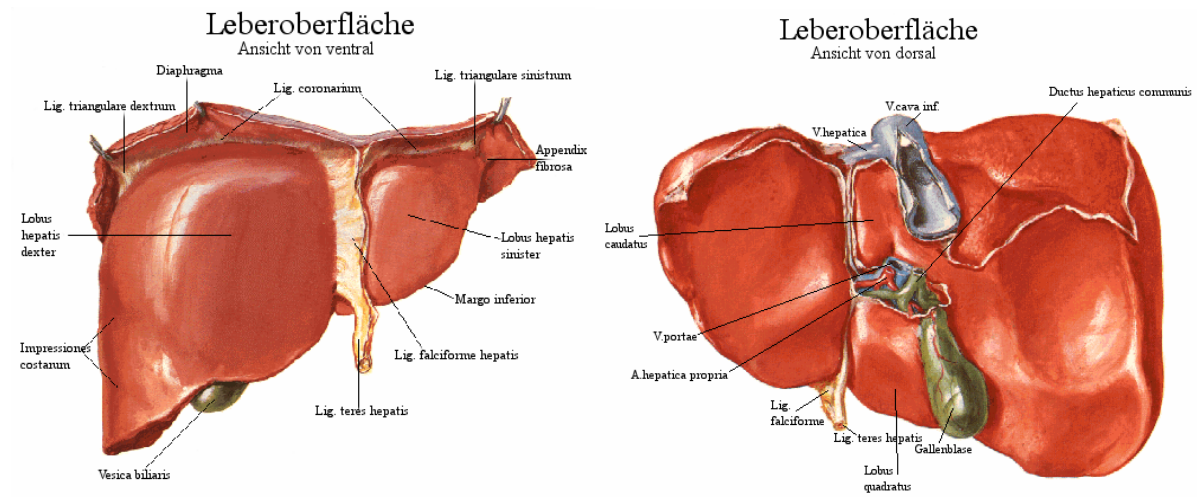


Abbildung 8: Morphologische Leberanatomie

Beschreibung der Oberflächenstrukturen der Leber, modifiziert nach [54]

An weiteren Unterteilungen der Leber in kleinere Einheiten sind auf der dorsalen Leberfläche (Facies visceralis) die Abgrenzung des Lobus quadratus (Begrenzungen: Margo inferior hepatis, Fissura umbilicalis, Gallenblase und Leberpforte) und des Lobus caudatus (= Spiegel'scher Lappen, Lobus spigelii oder spigelian lobe in der englischen Literatur) möglich.

Die morphologische Leberanatomie beschränkt sich auf topographische Deskriptionen der Oberflächenstrukturen des Organs.

Die „funktionelle“ Leberanatomie ist definiert durch die Abhängigkeit der Lebergliederung von dem intrahepatischen Gefäßaufbau. H. Rex beschrieb diesen Zusammenhang in seiner Veröffentlichung „Beiträge zur Morphologie der Säugerleber“ im Jahr 1888 [64], weswegen er als einer der Wegbereiter dieses „modernen“ Anatomieverständnisses gelten darf.

Die funktionelle Anatomie schlägt eine Brücke zwischen isolierter Betrachtung der Oberflächentopographie und der Gefäßanatomie.

1.3.2. Lebergefäße

Francis Glisson veröffentlichte im Jahre 1654 in seinem Werk „Anatomia hepatis“ [28] eine der ersten, sehr detaillierten Darstellungen der intrahepatischen Gefäßverläufe (u.a. Erstbeschreibung der nach ihm benannten Glissonschen Kapsel). Glisson (1597-1677) hatte als Schüler William Harvey's, dem Entdecker des kleinen und großen Blutkreislaufs, der seit der Antike vorherrschenden und bestimmenden Lehrmeinung Galens widersprochen. Galenos von Pergamon (129-199 n. Chr.) hatte die Leber als Bildungsort des Blutes aus dem Speisebrei beschrieben, wobei das Blut nach Umlauf über das Herz und die Lunge im Körper versickere. In seinen grundlegenden anatomischen Untersuchungen erkannte Glisson, dass die Organarchitektur der Leber durch die intrahepatischen Blutgefäße bestimmt ist [1].

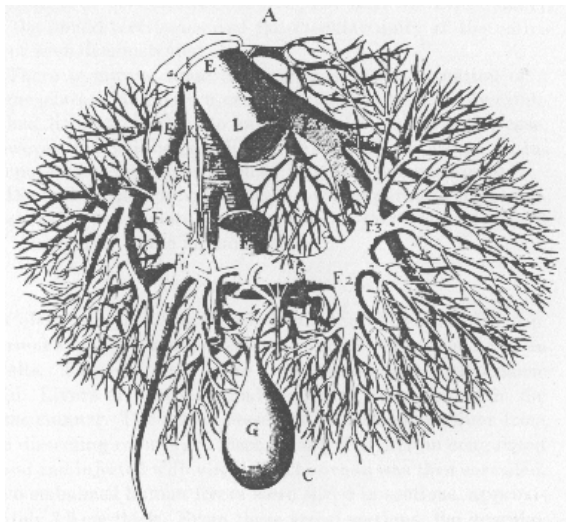


Abbildung 9: Lebergefäßdarstellung aus dem Jahre 1654

Francis Glisson, aus [28]

Im folgenden soll auf die intrahepatische Anatomie der Vena portae, die die Segmenteinteilung der Leber begründet, sowie auf die Anatomie der Venae hepaticae und der Gallenwege kurz eingegangen werden. Keine nähere Betrachtung finden die in der Literatur als zahlreich beschriebenen Variationen der A. hepatica Äste [19].

1.3.2.1. Vena portae

Im Bereich des Leberhilus teilt sich der Pfortaderhauptstamm in mindestens zwei Äste, die den rechten und den linken Leberlappen unabhängig voneinander versorgen. Lediglich der Lobus caudatus distal des Hilus, der dem Segment I entspricht, wird sowohl vom rechten als auch linken Gefäßstamm versorgt. Die Gefäße werden in ihrem intrahepatischen Verlauf von einer bindegewebigen Scheide umhüllt (Capsula fibrosa perivascularis = Glisson'sche Kapsel), die aus der Tunica fibrosa, der äußeren Leberhüllschicht, hervorgeht. Sie beinhalten ein räumliches Gefäßnetzwerk, die sogenannte Glisson'sche Trias bestehend aus Ästen der Arteria hepatica, Vena portae und der ableitenden Gallenwege.

Dem schematischen Bifurkationsmodell (s. Abbildung 10) zufolge teilt sich der rechte Pfortaderhauptast nach kurzem, horizontalen Verlauf in zwei Äste (anteriorer und posteriorer Sektorast), die sich wiederum in einen kranialen und einen kaudalen Anteil aufzweigen. Diese entsprechen den Gefäßästen der Segmente V – VIII.

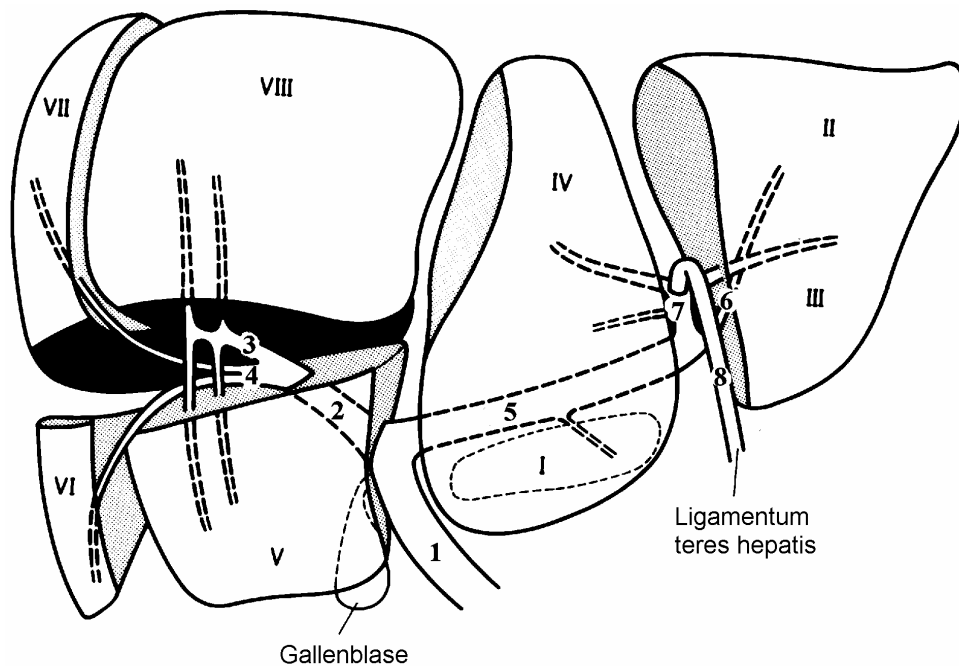


Abbildung 10: Pfortaderverlauf im Couinaud Modell [45].

Schematisches Bifurkationsmodell mit Segmentnummerierung:
 1 = Pfortaderhauptast, 2 = re. Pfortaderast, 3 = rechts anteriorer Sektorast (Aufzweigung in Segmentäste V u. VIII), 4 = rechts posteriorer Sektorast (Aufzweigung in Segmentäste VI u. VII), 5 = li. Pfortaderast, Pars transversalis, 6 = Segmentast II, 7 = Pars umbilicalis, Aufzweigung in Segmentäste III u. IV, 8 = Ligamentum teres hepatis.

Der linke Pfortaderhauptast gibt als sogenannte Pars transversalis nach wenigen Zentimetern Verlauf eine dorsale Kollaterale ab. Dieser Pfortaderast versorgt das posterio-kraniale Segment II. Im weiteren Verlauf biegt dann die Pars umbilicalis der linken Pfortader nach anterior ab und teilt sich in einen rechten vorderen und einen linken vorderen Endast. Sie versorgen die Segmente IV und III. Der linke Pfortaderast bildet eine Endarterie, in dessen Verlängerung sich das Ligamentum teres hepatis als obliteriertes bindegewebiges Relikt der Vena umbilicalis befindet.

Neben diesem klassischen Bifurkationstyp sind andere Verzweigungsmuster wie Trifurkations –, Quadrifurkations – und andere Verzweigungstypen beschrieben [16;40;45].

Anhand der Embryologie der Leber lässt sich die große Variationsbreite der intrahepatischen Pfortadergefäßanordnung erläutern. Die Leberentwicklung und ihre funktionelle Segmentierung wird nach Champetier durch den Fluss sauerstoffreichen Blutes in der Umbilicalvene determiniert [14]. Die funktionelle Zweiteilung der Leber in einen jeweils rechten und linken Teil dies- und jenseits der Leberhälftengrenze geschieht schon sehr früh intrauterin. Präpartal wird die linke Leberhälfte über die V. umbilicalis mit arterialisiertem Blut aus der Plazenta gespeist. Die V. portae versorgt über den Ramus posterior die rechte Leberhälfte [14]. Die V. umbilicalis ist mit der V. portae über ein schmales Gefäßband, der späteren Pars transversalis, verbunden. Aufgrund des bevorzugten Blutzufusses in die linke Leberhälfte ist diese beim Feten im Verhältnis zur rechten ungefähr zehnmal so groß [14].

Bei Geburt muss sich ein neues Gleichgewicht finden, da die A. hepatica einen wichtigen Anteil an der Blutversorgung der Leber übernimmt. Außerdem kommt es postpartal durch Ligatur und Obliteration der Nabelschnurgefäße zu einer Strömungsumkehr in den Gefäßen der linken Leberhälfte, die jetzt über die Pars transversalis aus der V. portae ihren Blutzufluss erhalten [14]. Die V. portae wandert als Folge der hämodynamischen Veränderungen entlang der Pars transversalis nach links.

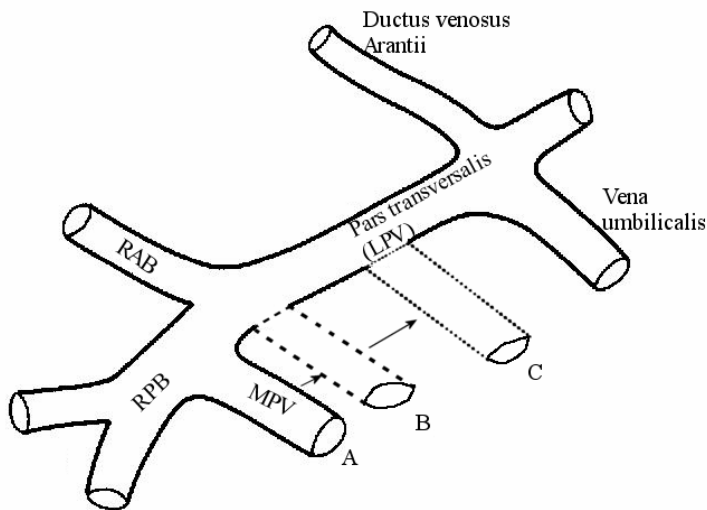
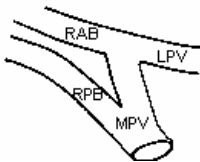
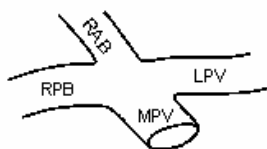


Abbildung 11: Schema der Entwicklung der Pfortaderverzweigung

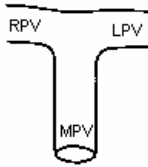
MPV = Pfortaderhauptstamm, RAB = Rechts anteriorer Sektorast, RPB = Rechts posteriorer Sektorast, LPV = Linker Pfortaderstamm, Vena umbilicalis: entspricht post partum dem Lig. teres hepatis; Ductus venosus Arantii: intrauterine Kurzschlussverbindung der V. umbilicalis zur V. cava inf., obliteriert post partum.



Position A des Pfortaderhauptstammes (MPV) = Lage intrauterin. Bei ausbleibender Linksverschiebung der V. portae entlang der Pars transversalis post partum entwickelt sich aus dieser Position der „H – Typ“ (s. Grafik).



Position B: Bei einer postpartalen Linksverschiebung bis zu dieser skizzierten Position entsteht eine **Trifurkation** der MPV in den linken Pfortaderstamm (LPV), den rechts anterioren Sektorast (RAB) und den rechts posterioren Sektorast (RPB).



Position C: Bei einer postpartalen Lage des Pfortaderhauptstammes in dieser Position entsteht der „klassische“ **Bifurkationstyp** mit einer Aufzweigung der MPV in den rechten und den linken Pfortaderstamm (RPV + LPV).

Die Länge der von der V. portae zurückgelegten Strecke entscheidet über den entstehenden Verzweigungstyp. Die hämodynamischen und daraus resultierenden anatomischen Veränderungen der Pfortader führen postpartal zu einem erhöhten Blutzufuss in die rechte Leberhälfte, die am Ende des dritten Lebensjahres etwa das zweifache der Größe der linken Leberhälfte aufweist.

1.3.2.2. Lebervenen

Die Lebervenen nehmen ihren Anfang in der funktionellen Baueinheit der Leber, dem Lobulus hepatis. Diese sogenannten Leberläppchen beinhalten stets eine in ihrer Mitte gelegene Vena centralis, die sich zu größeren Venae sublobulares vereinigen. Diese Sammelveinen münden in der Regel in drei größere Venenstämme (Venae hepaticae), die unterhalb des Zwerchfells die Leber verlassen und in die Vena cava inferior einmünden [87]. In verschiedenen Veröffentlichungen ist eine große Varianz des Lebervenenmündungsverhaltens beschrieben worden [4;32;45].

In seinem Werk „Anatomia hepatis“ [28] beschrieb Glisson den in Abbildung 12 schematisch dargestellten Verlauf der Lebervenen, die in besonderer Beziehung zu den Pfortaderästen sind:

Die beiden Gefäßsysteme verlaufen nicht parallel, sondern überkreuzend.

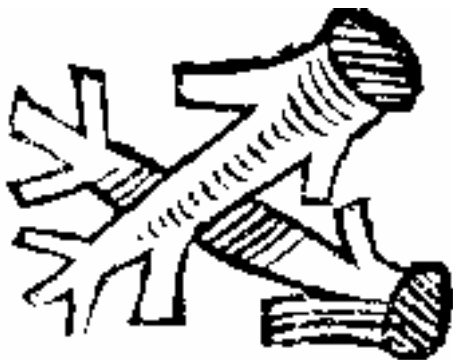


Abbildung 12: Pfortader- und Lebervenenverlauf nach Glisson, 1654 [28]

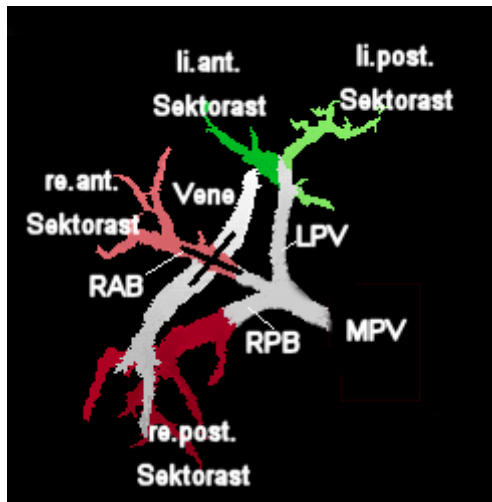


Abbildung 13: Beispiel für kreuzenden Gefäßverlauf

Dargestellt ist die rechte Lebervene (weiß), die den Verlauf des rechts anterioren Pfortaderastes kreuzt (farbig, hellrot), die Kreuzungsstelle ist x-markiert, Abkürzungen der Pfortaderäste: MPV = Pfortaderhauptstamm, RAB = Rechts anteriorer Sektorast, RPB = Rechts posteriorer Sektorast, (Pat. Nr. 3)

Die Lebersegmentmodelle basieren auf der Beobachtung, dass die Lebervenenäste in den gefäßarmen Zonen zwischen den Pfortadersegmenten verlaufen und somit zur Markierung dieser Segmentgrenzen dienen können.

1.3.2.3. Intrahepatische Gallengänge

Elias und Petty konnten 1952 zeigen, dass die Äste der Leberarterien und intrahepatischen Gallengänge nur in den peripheren Anteilen des Organs strikt dem Verlauf der Portalvenenäste folgen, nicht aber im Bereich des Hilus [21].

Stereoskopische Cholangiogramme, die zum Zeitpunkt der Veröffentlichung der zitierten Arbeit ein etabliertes Verfahren zur Visualisierung der intrahepatischen Gallenwegs- und Lebergefäßverläufe darstellten, seien demnach zur Lokalisation von Pfortader- und Leberarterienhauptstammverläufen nicht geeignet. Zur präoperativen Segmentgrenzendarstellung seien die Cholangiogramme jedoch hilfreich [20].

Healey und Schroy veröffentlichten 1953 ein Segmentmodell anhand des intrahepatischen Verzweigungsmuster der Gallenwege [33]. Die Autoren nutzten für ihre Untersuchungen neben Ausgusspräparaten der Gallenwege ebenfalls Cholangiogramme der Leber zur Visualisierung der Gallengangsverzweigungsmuster.

1.4. Radiologische Bildgebung der Leber

Neben einer hohen Sensitivität in der Erfassung von Zahl und Größe der Lebermetastasen muss die radiologische Diagnostik insbesondere aus dem Blickwinkel der segmentorientierten Leberchirurgie ebenso eine korrekte Segmentzuordnung der Leberherde gewährleisten [85].

1.4.1. Spiral-Computertomographie der Leber

Die Spiral-CT – Untersuchung gehört laut der Leitlinien der Deutschen Krebsgesellschaft neben der Sonographie des Abdomens zu den „notwendigen Untersuchungen der Leber“ bei Verdacht auf bzw. nachgewiesenen Lebermetastasen [2]. Die CT – Spiraltechnik ermöglicht bei einer kontinuierlichen Rotation der Röntgenröhre um den Patienten die vollständige und lückenlose Erfassung der Leber innerhalb eines weniger als 30 Sekunden währenden Atemstillstandes. Gegenüber der früheren Einzelschicht-CT-Technik werden hierdurch die Atmungsartefakte reduziert sowie eine optimale Ausnutzung des Kontrastmittelbolus erreicht. Dies führt zu einer verbesserten Darstellung der portalen und venösen Lebergefäße sowie einer erhöhten Sensitivität in der Metastasendiagnostik. Der Spiral – CT – Volumendatensatz erlaubt multiplanare und dreidimensionale Rekonstruktionen. Moderne Mehrzeilen-Spiralcomputertomographen erreichen eine Detektionsgrenze für Leberläsionen von bis zu 2-3 mm Durchmesser [44].

Die Kontrastmittelapplikation ist intravenös, intraarteriell und indirekt portalvenös durchführbar.

1.4.1.1. *Spiral-CT mit intravenöser KM-Gabe*

Biphasische Untersuchungsregime in Verbindung mit Bolustracking des intravenös applizierten Kontrastmittels erlauben die Erfassung der arteriell-dominanten und der portalvenösen Phase [5;43]. Dies ermöglicht die Darstellung sowohl hyper- als auch hypovaskularisierter Leberläsionen [44] bei einer Sensitivität von 80-95% [11;34].

1.4.1.2. *Spiral – CT mit portalvenöser KM-Gabe (CTAP)*

In pathologisch – anatomischen Studien konnte gezeigt werden, dass kleinste Lebertumoren sowohl arteriell wie auch portalvenös mit Blut versorgt werden. Bei zunehmender Tumorgöße kommt es zur Kompression peripherer portalvenöser Äste,

die portale Perfusion nimmt ab und die arterielle Blutversorgung überwiegt [53]. Durch eine CT – Untersuchung in Kombination mit selektiver Kontrastmittelinjektion in das Pfortadersystem macht man sich diesen Umstand zur Nutze. Diese CT – Arterioporphographie (CTAP), zuerst beschrieben 1980 von Hisa et al. [36], besitzt eine Sensitivität in der Detektion fokaler Leberläsionen von 80-95% [39;71].

Die CTAP ist eine invasive Untersuchungsmethode: Das Kontrastmittel wird mittels Kathetertechnik über einen transfemorale oder transbrachiale Zugang in die A. mesenterica superior und, bei Zugang über zwei getrennte Katheter, gleichzeitig in die A. lienalis appliziert. Gegenüber der portal-venösen Phase einer CT – Untersuchung mit intravenöser Kontrastmittelbolusapplikation ergeben sich dadurch folgende Vorteile in der Darstellung der Leberherde- und Gefäße:

1. Das Kontrastmittel erreicht im first pass nahezu unverdünnt bolusförmig über die Portalvene die Leber.
2. Der portal-venösen Phase geht zeitlich kein arterieller Kontrastmitteleinstrom in die Leber voraus.

Mit der CTAP stellen sich somit die Lebermetastasen maximal hypodens, die Pfortaderäste und Lebervenen hingegen maximal hyperdens gegenüber dem Leberparenchym dar. Die hohe falsch positive Rate von 15% bei der Dignitätsbeurteilung von Leberläsionen ist überwiegend auf Perfusionsdefekte zurückzuführen, denen ein fokales Shunting oder anderweitige nichtmaligne Ursachen zugrunde liegen [89].

Durch Kombination der CTAP mit der CTHA (Kontrastmittelgabe in die Arteria hepatica) konnte in jüngeren Studien eine Steigerung der Sensitivität und Spezifität (je um die 90%) erreicht werden [15;39].

Als anatomische Landmarken bei Betrachtung und Beurteilung einer computertomographischen Schichtuntersuchung der Leber dienen folgende **intrahepatische** Strukturen:

1. Vv. hepaticae mit Lebervenenstern und intrahepatischem Segment der V. cava inf.,
2. Vena portae,

extrahepatisch gelegene Landmarken:

1. Pfortaderhauptstamm,
2. V. cava inferior,
3. Ligg. teres hepatis und falciforme,
4. Fissura ligamenti venosi,
5. Gallenblase.

1.4.2. Sonographie der Leber

Die Sonographie ist eine wichtige Untersuchung zur Diagnose diffuser wie auch umschriebener Lebererkrankungen und zur Beurteilung des Ausmaßes einer klinisch vermuteten bzw. nachgewiesenen Lebermetastasierung. Daneben ist die Sonographie für die Tumor – Nachsorge von großer Bedeutung. Die Ultraschalluntersuchung ist sowohl perkutan als auch intraoperativ durchführbar. Zur ausreichend valider Beurteilung der Ultraschalluntersuchung bedarf es gründlicher Erfahrung und Methodensicherheit des Anwenders.

Die Sensitivität der perkutanen Ultraschalluntersuchung ist mit ca. 70% relativ niedrig, wobei in jüngsten Studien eine Steigerung der Sensitivität durch den Einsatz von Ultraschall-Kontrastmitteln auf über 80% beobachtet werden konnte [25].

Die Sensitivität des intraoperativen Ultraschalls (IOUS) wird mit über 95% angegeben [90]. Insbesondere bei Metastasen mit oberflächennaher Lage sowie einem Durchmesser unter 1cm hat die IOUS an der Leber Vorteile gegenüber den anderen bildgebenden Verfahren.

Durch die Verbindung mit der Dopplersonographie und der farbkodierten Duplexsonographie (FKDS) wurde eine weitere Verbesserung der diagnostischen Aussagekraft der Untersuchung möglich. Gefäßverdrängend wachsende bzw. hypervaskularisierte Raumforderungen können mit dieser Methode hervorgehoben werden. Des weiteren ist eine genauere Darstellung und Differenzierung der Lebergefäße möglich.

1.4.3. Magnetresonanztomographie der Leber

Die Magnetresonanztomographie (MRT) der Leber wird aufgrund der deutlichen Verkürzung der Untersuchungszeiten, technischer Fortschritte in der Gradiententechnik und der Entwicklung spezifischer Kontrastmittel in der präoperativen Leberdiagnostik zunehmend eingesetzt [58;80]. Die hohe Spezifität im Vergleich zur CTAP bei vergleichbarer Sensitivität ermöglicht eine bessere Differenzierung benignen von malignen Leberläsionen.

1.4.4. Dreidimensionale Rekonstruktionstechniken

Mit Einführung von Volumenakquisitionstechniken wie in der Spiral – Computertomographie oder der Magnetresonanztomographie wurden nachfolgend neue rechnergestützte Bildnachbearbeitungsmethoden entwickelt. Zu den wichtigsten Entwicklungen zählen die dreidimensionalen Rekonstruktionstechniken. Die Vorteile dreidimensionaler Darstellungen der Leber wurden in mehreren Veröffentlichungen aufgegriffen [31;41;47]. Dazu zählen eine exakte Volumenquantifizierung neoplastischer Läsionen und die räumliche Darstellung dieser Tumoren in Bezug zu vaskulären Leitstrukturen bei verbesserter Beurteilbarkeit der Gefäßanatomie. Die drei gebräuchlichsten Techniken für dreidimensionale Rekonstruktionen sind “surface rendering“, “maximum-intensity projection (MIP)“ und “volume rendering“ [77;84].

1.5. Leberchirurgie

Durch die Weiterentwicklung von Operations- und Anästhesietechniken und Materialien sind ausdehnte Operationen an der Leber möglich. Leberresektionen im Rahmen der chirurgischen Onkologie sollten mit kurativer Zielsetzung geplant und durchgeführt werden [2]. Zur Planung leberchirurgischer Eingriffe ist deshalb eine verlässliche bildgebende Diagnostik mit hoher Sensitivität und Spezifität in der Beurteilung hepatischer Raumforderungen maßgeblich, um die Indikationskriterien hinsichtlich Anzahl und Lage der Tumoren möglichst präoperativ überprüfen zu können. Insbesondere Segmentgrenzen respektierende Leberresektionsverfahren erfordern für die Indikationsstellung und Planung der Eingriffe eine Darstellung der patientenindividuellen Lebergefäßversorgung. Damit kann mit Hilfe der Couinaud’schen Segmentmodell – Methode bereits präoperativ näherungsweise Anzahl und Lage der zu resezierenden Lebersegmente festgelegt werden. Die Anwendung einer in vivo durchführbaren patientenindividuellen und dreidimensional

darstellbaren Lebersegment- und Gefäßvisualisierungsmethode wie der computergestützten Segmentanalyse (CSA) könnte die Möglichkeit einer exakteren präoperativen Planung und damit unter Umständen eine Erweiterung des Indikationsspektrums bieten. In Verbindung mit lebervolumetrischen Verfahren ist darüber hinaus eine Risikoabschätzung hinsichtlich des verbleibenden Restlebervolumens im Rahmen einer virtuellen Resektionssimulation möglich [46;57].

Einen besonderen Stellenwert innerhalb der leberchirurgischen Eingriffe nehmen die Lebertransplantationen, insbesondere die Leberlebenspenden ein. Diese Eingriffe erfordern in jedem Fall eine exakte Operationsplanung und Risikoabschätzung, die auf einer suffizienten präoperativen, bildgebenden Diagnostik basiert [74].

1.5.1. Indikationen zu leberchirurgischen Eingriffen

Die häufigste Indikation für elektive Leberresektionen stellen fokale solitäre Läsionen meist bei nachgewiesener maligner oder unklarer Dignität dar [27].

Bei den primären Lebermalignomen bilden die hepatozellulären Karzinome mit ca. 70-90% den größten Anteil neben den cholangiozellulären Karzinomen (intrahepatische Cholangiokarzinome, ca. 10%) und seltenen Tumoren wie Hepatoblastomen und Lebersarkomen [27]. Bei der prozentualen Verteilung und dem Verlauf der Erkrankung werden weltweit große geographische Unterschiede beobachtet. Diese sind bedingt durch verschiedene ätiologische Faktoren wie Leberzirrhose, Hepatitis – Infektion, Mykotoxine, Ernährung und genetische Disposition.

Weitaus häufiger als die primären Malignome sind die Lebermetastasen. Bei den meisten sekundären Absiedelungen in der Leber ist der Primarius ein kolorektales Karzinom. Die Wirksamkeit leberchirurgischer Eingriffe in der chirurgischen Onkologie in Bezug auf signifikante Verlängerung der Überlebenszeiten und Verbesserung der Lebensqualität ist beschrieben [70].

Nach den Richtlinien der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie ist eine Leberresektion unter dem Gesichtspunkt der Prognoseverbesserung nicht sinnvoll, wenn:

- a. Der Tumor nicht im Gesunden (R0 – Resektion) entfernt werden kann,
- b. Lymphknotenmetastasen im Ligamentum hepatoduodenale vorliegen oder extrahepatisches Tumorwachstum nachgewiesen wird.

Ein Sicherheitsabstand von 1 cm sollte mindestens eingehalten werden [2]. Des weiteren gilt die Anzahl von über vier unabhängigen Metastasen in der Leber als Kontraindikation zur Leberresektion [70].

1.5.2. Leberresektionsverfahren

Die erste erfolgreiche Leberresektion wurde von Langenbruch im Jahre 1886 in Berlin durchgeführt. Operationstechniken mit temporärer vaskulärer Unterbindung der Blutzufuhr zur Leber sind Anfang des 20. Jahrhunderts von Pringle entwickelt und 1908 veröffentlicht worden. Sie haben ausgedehntere Operationen an diesem blutreichen Organ ermöglicht. Die von Pringle beschriebene Technik entsprach einer unselektiven Unterbindung des gesamten Ligamentum hepatoduodenale. Als Weiterentwicklung dieser Technik stehen heutzutage die selektive vaskuläre Abklemmung im Bereich des Leberhilus [8], bzw. Okklusion einzelner Segmentäste durch selektiv platzierte Ballonkatheter [13;73] zur Verfügung. Operationstechniken wie beispielsweise die Resektion an gekühlten, blutleeren Organen haben ausgedehnte Leberresektionen möglich gemacht [61]. Das operative und postoperative Risiko konnte durch zahlreiche instrumentelle Neuerungen wie beispielsweise Ultraschalldissektion, Infrarotkoagulation und Fibrin / Kollagenprodukte zur Blutstillung sowie Verbesserungen in der anästhesiologischen perioperativen Versorgung deutlich gesenkt werden.

Eine übliche Klassifikation der Leberresektionstechniken ist die Einteilung in typische und atypische Verfahren. Die typische Resektion orientiert sich neben dem Gesichtspunkt ausreichender Radikalität durch einen ausreichenden Sicherheitsabstand zur Raumforderung zusätzlich an der anatomischen Gefäß – und Segmentgliederung der Leber. Eine intraoperative Segmentdarstellung ist durch ultraschallgesteuerte Farbstoffinjektion und Unterbindung einzelner Segmentäste möglich [66].

Die typischen, segmentgerechten Leberresektionen lassen sich in verschiedene Gruppen unterteilen:

- 1.) Monosegmentektomie: Exstirpation eines Segments.
- 2.) Bi- und Polysegmentektomie: Entfernung mehrerer nebeneinander liegender Segmente.

- 3.) Hemihepatektomie links: Entfernung der Segmente (I), II, III und IV. Die Resektion des Lobus caudatus (Segment I) wird nicht einheitlich zur linken Hemihepatektomie gezählt und ist deshalb in Klammern gesetzt.
- 4.) Erweiterte Hemihepatektomie links: selten ausgeführte Ausdehnung der Hemihepatektomie links auf die Segmente V und VIII.
- 5.) Hemihepatektomie rechts: Entfernung der Segmente V bis VIII.
- 6.) Erweiterte Hemihepatektomie rechts: Entspricht einer Hemihepatektomie rechts mit Zunahme des Segments IV. Vereinzelt findet sich noch die gleichbedeutende alte Bezeichnung rechte Lobektomie in der Literatur.
- 7.) Lobektomie links: Dieser ältere Terminus bezeichnet die Resektion der Segmente II und III, dem morphologisch linken Leberlappen entsprechend.
- 8.) Segmentorientierte Modifikationen der „klassischen“ Resektionen: Zahlreiche Erweiterungen der beschriebenen Resektionsformen um ein oder mehrere Segmente, z. B. Hemihepatektomie rechts plus Segment IV a (Schonung des Lobus quadratus).

Bei Betrachtung der Vor- und Nachteile der typischen und atypischen Resektionsverfahren ist die Beachtung folgender drei Punkte hilfreich, die Scheele als die entscheidenden Faktoren einer Leberresektion definierte [68]:

1. Radikalität der Resektion in Anbetracht des kurativen Ansatzes der Leberresektion,
2. Größe des verbliebenen gesunden Lebergewebes und damit Einschätzung der Resektabilität,
3. Resektion der Parenchymareale, die durch den Eingriff devaskularisiert wurden und damit Senkung der postoperativen Morbidität und Mortalität.

Die Radikalität typischer, segmentgerechter Leberresektionen ist größer als die atypischer Eingriffe. Bei atypischen Leberresektionen erfolgt die Resektion um die vermutete Ausdehnung des Tumors plus Sicherheitsabstand. Das Resektionsausmaß wird hierbei intra- und nicht präoperativ festgelegt, da in ihrer Ausdehnung festgelegte und intraoperativ darstellbare Resektionsareale wie einzelne Segmente vor dem Eingriff nicht definiert werden. Nagao et al konnten eine doppelt so hohe Rezidivrate bei einfacher fokaler (atypischer) Exzision eines hepatozellulären Karzinoms im Gegensatz zur segmentgerechten Resektion finden [51]. Für Keilexzisionen randständiger Tumoren, als Beispiel für atypische Resektionen, konnten Gall et al. [26]

in 35% der Fälle eine histologisch gesicherte Infiltration des Resektionsrandes und damit eine sogenannte R1-Resektion nachweisen. In anderen Studien konnte bei R1-Resektionen gegenüber nicht resezierten Lebermetastasen kein Prognosegewinn nachgewiesen werden [2;67]. Im umgekehrten Fall konnte eine Prognosebesserung durch ausgedehnte Resektionen gegenüber begrenzten segmentgerechten Eingriffen (Mono- bzw. Bisegmentektomien) mit ausreichendem Sicherheitsabstand nicht nachgewiesen werden [2].

Entscheidend bei der Frage nach der Resektabilität hepatischer Raumforderungen ist neben der Lage zu den Gefäßen die Größe des verbleibenden gesunden Lebergewebes und damit der Erhalt einer ausreichenden Leberfunktion postoperativ [68]. In der Literatur wird eine bis zu 70 – 80 %ige Resektion bei intaktem Restlebergewebe als tolerabel angegeben. Aufgrund der ausgeprägten Regenerationsfähigkeit der Leber können diese ausgedehnten Resektionen innerhalb weniger Wochen kompensiert werden [10]. Lebergewebe schonende Operationsverfahren sind insbesondere bei verminderter Leberfunktion wie bei Zirrhose wichtig. Hierbei dürfen maximal bis zu 50% des Lebergewebes reseziert werden. Abgesehen von Keilresektionen ist die atypische Leberresektion nicht zwangsläufig das gewebeschonendere Operationsverfahren im Vergleich zu den segmentgerechten Eingriffen [63]. Die Vorteile der typischen Resektionsverfahren liegen in der Möglichkeit einer exakteren präoperativen Planung und genaueren Abschätzung des Resektionsausmaßes.

Durch Respektierung der segmentalen Gefäßversorgung im Rahmen der typischen Leberresektionen wird eine Devaskularisierung und somit Nekrose benachbarten Lebergewebes verhindert. Des Weiteren können durch bessere Gefäßkontrolle größere Blutungen verhindert werden. Dadurch wird ein Senkung der Morbidität und Mortalität im Vergleich zu atypischen Eingriffen erreicht [68].

Als minimal-invasive Verfahren alternativ zur Operation bei Lebermalignomen gelten die Laser-induzierte-Thermotherapie (LITT) und die Radiofrequenz-Ablation (RF). Sie stellen bisher in erster Linie palliative Therapiekonzepte dar [86].

1.6. Fragestellung

Im Rahmen dieser Studie werden mit der etablierten Couinaud'schen Segmentmodell – Methode (SMM) und der computergestützten Segmentanalyse (CSA) zwei Untersuchungsverfahren zur Segmenteinteilung der Leber ausgehend vom intrahepatischen Gefäßverlauf vorgestellt. Basierend auf den Ergebnissen bildgebender Verfahren ist das Ziel beider Methoden in der praktischen Anwendung, eine präoperative Entscheidungsfindung durch Visualisierung von Segmentgrenzenverläufen, Lebergefäßverzweigungen und etwaigen hepatischen Raumforderungen zu ermöglichen.

Im Zuge der Entwicklung der CSA ist eine Volumetrie beliebiger Leberteilvolumina möglich. Dies geschieht, wenn überhaupt, bis dato in untersucherabhängigen, zeitaufwändigen Untersuchungsverfahren. Vor dem Einsatz der CSA in der klinischen Routine vordringlich zum Zwecke der chirurgischen Entscheidungsfindung muss untersucht werden, ob die Volumetrieergebnisse der CSA plausibel sind und ob sie zur SMM als gleichwertig oder besser einzuordnen sind.

Es stellt sich die Frage, ob die computergestützte Segmentanalyse im Vergleich zur Segmentmodell – Methode unterschiedliche Ergebnisse liefert hinsichtlich der Größe der Segmente und unterschiedlicher Segmentgrenzenverläufe. Des Weiteren wird die Frage nach der Bedeutung und Klassifizierbarkeit des Mündungsverhaltens der Lebervenen und des intrahepatischen Lebervenenverlaufs sowie des Pfortaderverzweigungsmusters gestellt. Die Fragestellung ist, ob ein schematisierter intrahepatischer Gefäßverlauf, wie er dem Couinaud'schen Segmentmodell zugrunde liegt, den individuellen Lebergefäßverläufen gerecht wird.

In der Arbeit werden die Leistungen der SMM und CSA schrittweise betrachtet hinsichtlich methodischer Grenzen beider Verfahren und potentieller Fehlerquellen wie Untersucherabhängigkeit. Durch die Untersuchung von Datensätzen, die hepatische Raumforderungen zeigen, soll die Robustheit der Software ImgLAB bei fokalen Perfusionsausfällen überprüft werden.

2. Material und Methode

2.1. Datenerhebung

2.1.1. Patientenkollektiv

Das gesamte Studienkollektiv besteht aus 47 Patienten, von denen nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien 35 portalvenöse Spiral – CT (S-CTAP)-Volumendatensätze bearbeitet wurden, die im Zeitraum vom 14.11.1991 bis 01.10.1998 in der Klinik für Strahlendiagnostik des Klinikums der Philipps Universität Marburg angefertigt wurden.

Die Datensätze stammen teilweise aus einer ethikkommissionsgenehmigten Studie an Patienten mit kolorektalen Karzinomen [55], zum anderen Teil aus Untersuchungen im Rahmen des onkologischen Stagings bei bekannten Malignomen unterschiedlicher Entitäten. Sämtliche CTAP – Datensätze wurden für die vorliegende Studie retrospektiv aus dem elektronischen Archiv akquiriert. Bei den untersuchten Patienten sind zum Zeitpunkt der CTAP – Anfertigung die primären Malignome bekannt und histologisch gesichert.

Es wurden für die Studie folgende Patientendaten erhoben:

1. vollständiger Name des Patienten,
2. PID – Nummer (hospitalinterne Patientenidentifikationsnummer)
3. Geschlecht,
4. Geburtsdatum,
5. Alter,
6. Diagnose des vorliegenden Malignoms.

Folgende Angaben zu den einzelnen CTAP – Untersuchungen wurden dokumentiert:

1. Datum der CTAP – Untersuchung,
2. Anzahl der Einzelschichten jeder Untersuchung,
3. Schichtdicke,
4. Field of View.

Die in die Studie eingeschlossenen Datensätze weisen zum Teil hepatische Raumforderung auf, wobei im Rahmen der Datensatzrekrutierung darauf geachtet wurde, dass bei hepatischen Läsionen keine Störung der Portalgefäßarchitektur vorlag. Um eine differenzierte Betrachtung der Leistungsfähigkeit beider untersuchter Systeme (SMM und CSA) im Sinne der Fragestellung zu gewährleisten, wurde eine Einteilung in vier Kategorien entsprechend des Ausmaßes der hepatischen Raumforderungen getroffen:

- a) Kategorie I: Keine Raumforderungen,
- b) Kategorie II: 1-2 kleine (<2cm) und peripher gelegene fokale Läsionen,
- c) Kategorie III: 2-4 kleine (<2cm) oder einzelne größere (<5cm), peripher gelegene fokale Läsionen,
- d) Kategorie IV: Mehr als 4 Läsionen oder große Läsionen (>5cm).

2.1.2. Datenschutz

Zur Gewährung des Datenschutzes erfolgte mit Rekrutierung der Patientendaten eine Anonymisierung durch Verwendung einer zugewiesenen Nummer von 1 bis 35. Sämtliche Datenquellen waren zudem kennwortgeschützt und ausschließlich dem Studienleiter zugänglich. Es bedurfte daher nach § 11(1) des Hessischen Datenschutzgesetzes keiner Zustimmung durch den Datenschutzbeauftragten.

2.1.3. Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden zum Zwecke der Durchführung dieser Studie keine Untersuchungen indiziert. Einschlusskriterien für die im Rahmen dieser Studie untersuchten Datensätze sind:

1. Durchführung einer CTAP – Untersuchung der Leber im Rahmen einer durch eine Ethikkommission genehmigten Studie [55],
2. Durchführung einer CTAP - Untersuchung im Rahmen des onkologischen Stagings bei bekannten extrahepatischen Primärmalignomen.

Als Ausschlusskriterien der für diese Studie verwendeten Datensätze wurden definiert:

1. Technische Mängel des Datenmaterials (unvollständige Leberdarstellung, verlustbehaftete Datensicherung, starke Bewegungsartefakte, unzureichende Kontrastdifferenz etc.),
2. der CTAP – Untersuchung vorangegangene leberchirurgische Eingriffe,
3. fokale oder diffuse Leberläsionen, deren Größe oder Infiltrationsausmaß eine Beeinträchtigung der Pfortaderramifikation verursacht.

2.1.4. Technik der Portalvenösen Spiral-Computertomographie

Die Computertomographien sind mit einem Somatom Plus S oder einem Somatom Plus 4 (Siemens AG, Erlangen) erstellt worden.

Nach bilateraler transfemoraler Katheterinsertion in die A. mesenterica superior und A. lienalis erfolgte die simultane Injektion von 100ml Iopamidol mit einer Flussrate von 1ml/s (Infusionspumpe Doltron PIM 717 High Flow Set, Doltron GmbH, Nussloch, oder Medrad MCT Plus FL Injektor, Medrad Inc., Pittsburgh, USA).

30 Sekunden nach Beginn der Kontrastmittelinjektion erfolgte die Datenakquisition während einer bis zu 30 Sekunden langen Aufnahmedauer (Röhrenspannung 120 kV, Stromstärke 165 mA). Bei 20 Patienten betrug die Schichtkollimation 3 mm mit einem Tischvorschub von 6 mm/s, bei 15 Patienten wurde eine Schichtdicke von 4 mm gewählt.

2.1.5. Datensicherung und Transfer

Die Patientenbilddaten sind auf Optical-Laser-Discs im Format 512 x 512 Bildpunkte ohne Komprimierung archiviert. Sie wurden über das Laufwerk einer Magic-View-Konsole (SIENET Magic View VA30, Siemens AG, Erlangen) eingelesen und für den Datentransfer bereitgestellt.

Die Bildserien ("folder") wurden mit Hilfe einer Export-Spooler-Software (Siemens AG, Erlangen) über das interne Netz der Klinik für Strahlendiagnostik, Universitätsklinikum Marburg, auf eine Indigo II Workstation (Silicon Graphics Inc., Mountain View, Cal., USA) zur Bearbeitung übertragen.

Nach Anonymisierung und Bearbeitung einer Bildfolge wurden die Ergebnisse im Tiff – Dateiformat abgespeichert und mit Hilfe einer FTP-Software via Intranet auf einen PC übertragen. Die Dateien wurden dort auf CD-R gesichert und in Bildform archiviert.

2.2. Durchführung der Bildbearbeitung

Die Bildbearbeitung erfolgte an einer Indigo II Workstation mit Unix Betriebssystem und der Visualisierungs-Software ImgLAB, Version 3.2 (MeVis gGmbH, Bremen, Leitung: Prof. H.-O. Peitgen). Alle zu untersuchenden Patientendatensätze wurden nach einem für diese Studie systematisierten Standardprotokoll bearbeitet.

Die Software ImgLAB nutzt einen modularen Aufbau: Für die benötigten Rechenschritte stehen auf der Plattform der verwendeten Software verschiedene Operatoren mit definierten Funktionen zur Verfügung. Durch parallele und serielle Verknüpfung der für die gewünschte Funktion ausgewählten Operatoren entstehen Algorithmen, die die zu bearbeitenden Daten von Eingabe bis Ausgabe berechnen. Die Ergebnisse können mit Hilfe von "Display" – Modulen schrittweise visualisiert werden.

Tabelle 2: Übersicht: Arbeitsschritte der CSA und SMM

CSA – Computergestützte Segmentanalyse	SMM – Segmentmodell-Methode
35 CTAP – Datensätze	
Computergestützte Extraktion der Leber (Segmentierung) mit Hilfe der Software ImgLAB	
Computergenerierte Extraktion der Pfortader ("tracing") mit Hilfe eines topologischen Rekonstruktionsalgorithmus (ImgLAB)	Manuelle Festlegung der Segmentgrenzen mit Orientierung an anatomischen Landmarken
Interaktive Farbmarkierung der Pfortadersegmentäste entsprechend eines festgelegten Schemas (ImgLAB)	Manuelle Farbmarkierung der Segmente entsprechend eines festgelegten Schemas
Mathematische Simulation der abhängigen, portal perfundierten Leberparenchymabschnitte („tributäres Prinzip“) mittels eines „Potential“- oder „Nächste-Nachbarn“ – Modells und computergenerierte Darstellung der Segmente (ImgLAB)	

Mathematischer Vergleich (ImgLAB) zwischen CSA und SMM mit Angabe der prozentualen Segmentvolumina und der maximalen Abstände der Segmentgrenzen beider Methoden
--

Visualisierung der Ergebnisse

Die Untersuchungsablauf wurde standardisiert in 17 hintereinander folgende Algorithmen unterteilt. Durch Verknüpfung jeweils nur weniger Rechenoperatoren pro Algorithmus konnten diese in ihren Einstellungsparametern in Vorstudien einzeln optimiert und ein standardisierter Programmablauf etabliert werden. Die Staffelung der rechenintensiven Algorithmen in hintereinander folgende Schritte erlaubt außerdem eine Anpassung an die vorhandene Rechnerleistung. Durch Zwischenspeicherung der einzelnen Unterergebnisse ist die Weiterverarbeitung im jeweils folgenden Algorithmus möglich, wodurch eine parallele Verknüpfung rechenintensiver Schritte vermieden wird.

Zur Bearbeitung dieser Aufgabenstellung wäre auch nur ein einziger, großer Algorithmus denkbar, in dem hintereinander geschaltet die einzelnen Rechenschritte abgesehen von den notwendigen Interaktionsschritten automatisch ablaufen. Dazu wäre angesichts sehr rechenintensiver Operationen ein sehr leistungsstarker Grafikkomputer erforderlich. In Vorstudien erwies sich die Verknüpfung mehrerer rechenintensiver Operatoren wegen deutlich steigender Bearbeitungszeiten und häufiger Systemüberlastung bei inadäquater Rechnerkapazität als nicht praktikabel.

Die 17 in der vorliegenden Studie verwendeten Algorithmen werden im folgenden vorgestellt und die entscheidenden Operatormodule hervorgehoben.

2.2.1. Algorithmus I – Bildimport

Die Bearbeitung beginnt mit der Selektion der relevanten Bilder der portalvenösen Aufnahmephase, wobei alle extrahepatisch gelegenen Schichten gelöscht werden. Vor weiterer Bearbeitung werden die Einzelbilder im DICOM – Format nach Einlesen der Daten durch den “Image Import“ – Operator in eine Datei im TIFF – Format überführt. Dadurch entsteht aus den Einzeldateien eines CTAP – Datensatzes eine Gesamtdatei, mit der die weiteren Berechnungen für alle Schichten gleichzeitig anstatt einzeln für jedes Bild durchgeführt werden können. Ein weiterer Vorteil der Konversion in das TIFF – Format ist die PC – Kompatibilität dieses Formats. Dies hat Bedeutung

für die Ergebnisdokumentation in Bilddateien, da das TIFF – Format von allen gängigen Grafikprogrammen unter Microsoft Windows Betriebssystemen eingelesen werden kann.

Durch “Display” – Module sind weiterverarbeitete Bilder jederzeit darstellbar. Dies dient der Prozesskontrolle. Im Teilschritt „Algorithmus I – Bildimport“ erfolgt an einem Display die Kontrolle der CTAP – Bilddatensätze hinsichtlich der Vollständigkeit der Leberabbildung.

2.2.2. Algorithmus II – Definition einer ROI

In den axialen Oberbauch – CT – Schichten wird als nächster Schritt eine ROI (region of interest) im Bereich die Leber definiert, die die Leber vollständig einschließt.

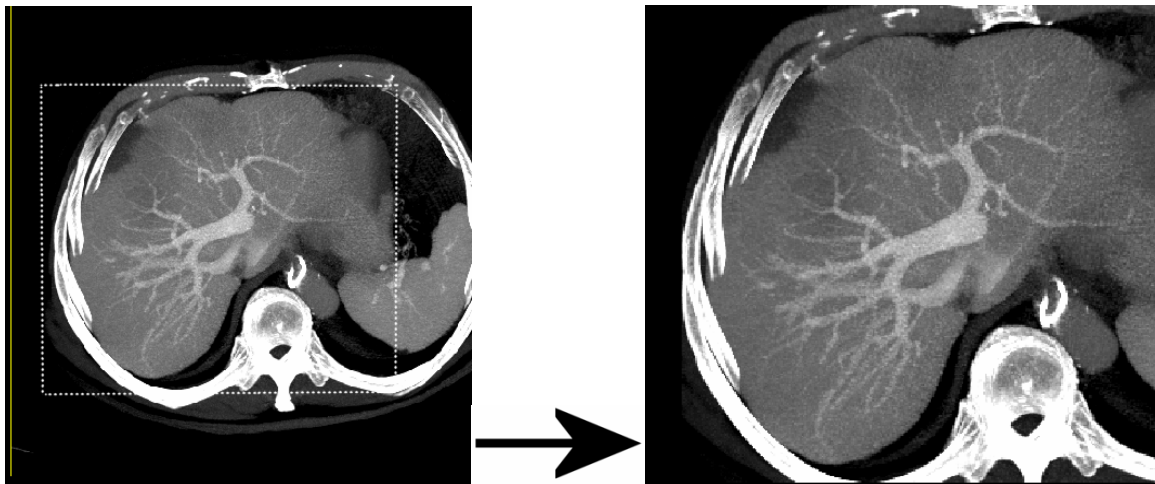


Abbildung 14: Definition einer Region of Interest

MIP-Projektion eines CTAP - Datensatzes (linkes Bild) und Definition einer ROI um die Leber (rechtes Bild), (Pat. Nr. 32)

Durch die Algorithmen I und II wird die Menge an redundanten Informationen im Datensatz reduziert und dadurch die Berechnungszeiten erheblich verkürzt.

2.2.3. Algorithmus III – Temporäre Datenreduktion

Im nächsten Schritt führt der “Scale 3D” – Operator zum “downscaling“, d.h. zur Reduktion der Datenmenge um ein Viertel in x, y und z – Richtung. Der hierbei entstehende Datenverlust ist nur temporär und wird zu späterem Zeitpunkt durch Hochskalierung wieder ausgeglichen. Die beschriebenen Interventionen dienen der

Minimierung der Datenmenge. Auf sie kann bei entsprechender Hardwareausstattung verzichtet werden. Das Ergebnis einer Berechnung wird dadurch nicht beeinflusst.

2.2.4. Algorithmus IV – Virtuelle Organextraktion

Ziel des nächsten Schrittes ist die Segmentierung der Leber aus den Computertomogrammen des Abdomens, d.h. die Extraktion der Bildinformation „Leber“ aus dem vorliegenden CTAP Datensatz des Abdomens.

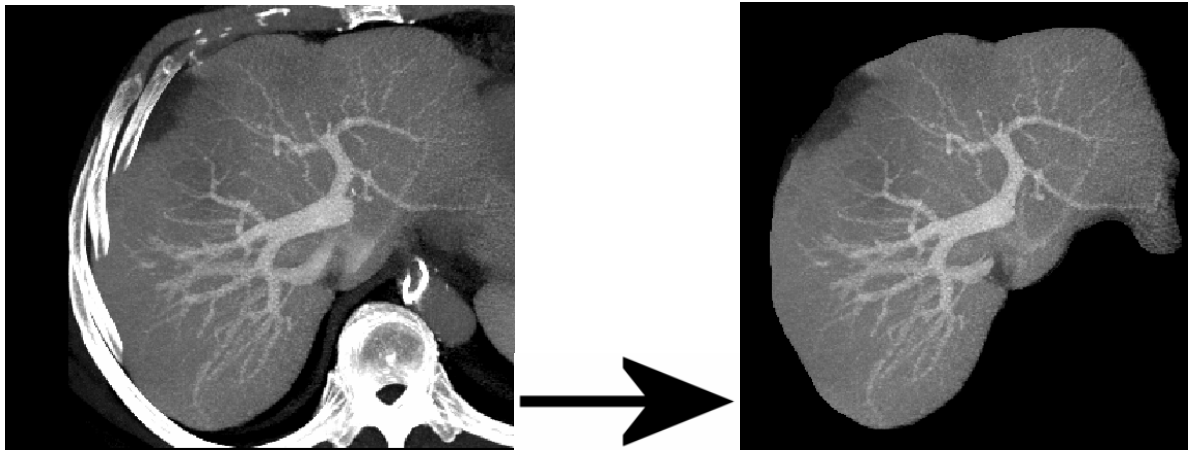


Abbildung 15: Lebersegmentierung – Virtuelle Organextraktion

Linkes Bild: MIP-Projektion eines CTAP – Datensatzes,
Rechtes Bild: MIP-Projektion der mit Hilfe der ImgLAB –
Software segmentierten Leber.
(Pat. Nr. 32)

Dieser rechenintensive Vorgang bedient sich des Wasserscheiden- oder “Watershed” – Operators und verläuft automatisch, wobei korrigierende Interaktionen notwendig sind. Das Ergebnis der computergenerierten Segmentierung wird durch “include“- bzw. “exclude“- Funktionen des “Watershed” – Operators bei fehlerhafter Segmentierung korrigiert.

2.2.5. Algorithmus V – Konturkorrektur

Eine weitere korrigierende Eingriffsmöglichkeit bietet der Algorithmus V um den “Draw” – Operator. Nach der Segmentierung der Leber und Überblendung mit der Gesamtinformation Abdomen lässt sich das Ergebnis der Lebersegmentierung, d.h. die Organkonturen, in Einzelbildbetrachtung überprüfen. So können nicht zur Leber

gehörige Areale, die bei der Segmentierung miterfasst wurden, identifiziert und durch Intervention mit dem “Draw” – Operator gelöscht werden.

Dauer und Intensität dieser Nachbearbeitung werden, wie schon bei der vorangehenden Interaktion, maßgeblich durch die benötigte Genauigkeit der Lebersegmentierung beeinflusst.

2.2.6. Algorithmus VI – Hochskalierung

Im Anschluss an diesen Schritt wird der Datensatz mittels “Rot Zoom” – Operator in x – und y – Richtung und durch den “Interpol Slice” – Operator in z - Richtung wieder auf Ausgangsgröße vor Anwendung des Algorithmus III gebracht. Die Anwendung eines Filteralgorithmus (“Blur” – Operator) gewährleistet eine Glättung der durch den Skalierungsprozess entstandenen Stufenartefakte. Durch Überblendung mit dem Originaldatensatz lässt sich das Segmentierungsergebnis erneut visuell kontrollieren.

2.2.7. Algorithmus VII – Pfortadervisualisierung

Mit dem schwellenwertorientierten Gefäßverfolgungsalgorithmus, dem sogenannten “Region-Growing” – Operator (RGO) erfolgt eine Extraktion der Pfortader (“tracing“), die Segmentierung der Lebergefäßbaumes. Hierzu genügt die interaktive Eingabe eines Startpunktes im Bereich des Pfortaderhauptstamms sowie eines Richtungsvektors, so dass der RGO nur die Voxel der Gefäße in Richtung Leber markiert. Als Interventionsmöglichkeit bietet sich eine Funktion an, mit der der Grad der Darstellung der Pfortaderteilungshierarchie bestimmt werden kann. So kann vom rudimentären Pfortaderhauptstamm über Darstellung bis in die III., IV. oder V. Teilungsordnung bis hin zum fast kompletten „Leberausguss“ stufenlos die Schwelle der gewünschten Pfortaderteilungsebene eingestellt werden (Abbildung 16). Durch eine automatisch generierte Farbgebung der dargestellten Gefäße im “Examiner Viewer” – Display wird ein räumlicher Eindruck der verschiedenen Aststrukturen vermittelt.

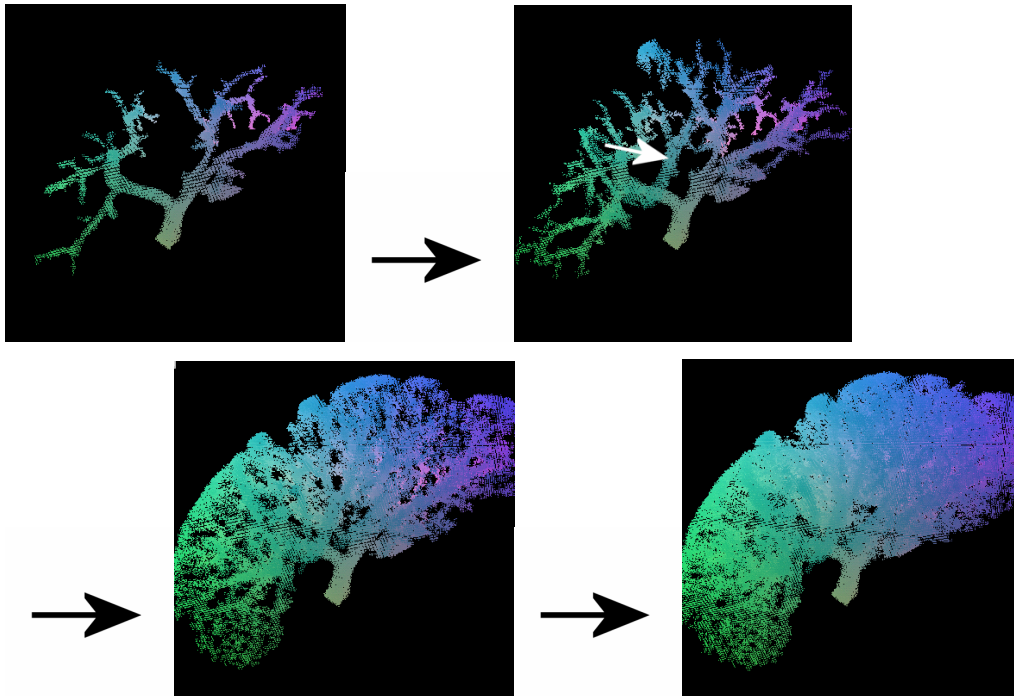


Abbildung 16: Tracing des Pfortaderbaums

Die vier Bilder zeigen eine Darstellung verschiedener Pfortaderteilungsebenen und sollen die Variationsbreite des „Region-Grow“ – Operators demonstrieren.

Im oberen linken Bild zeigt sich eine Aufzweigung der Pfortader hauptsächlich bis in die 3. Teilungsgeneration, die die Pfortadersegmentäste repräsentieren. Deutlich zu sehen ist die Pfortaderbifurkation des Pfortaderhauptstammes in einen rechten und linken Pfortaderstamm.

Im oberen rechten Bild zeigt sich die mittlere Lebervene mit dargestellt (mit weißem Pfeil markiert). Die Pfortader ist deutlich über die dritte Teilungsebene entwickelt.

In den unteren Bildern zeigt sich ein nahezu kompletter „Leberausguss“ durch die Darstellung auch kleinster Gefäßaufzweigungen.

Pat. Nr. 27

Der Gefäßsegmentierung direkt vorgeschaltet sind Operatoren mit Filterfunktionen (Blur-, Rank Filter-, Sharpen – Operator), die einer Vorverarbeitung zur Rauschunterdrückung dienen.

2.2.8. Algorithmus VIII – Gefäßskelettierung

Das Ergebnis der Gefäßsegmentierung wird mit dem „C Skeleton“ – Operator bearbeitet. Als Ergebnis stellen sich die segmentierten Gefäße skelettiert dar. Dies kann bei dichter Überlagerung mehrerer Gefäßäste die Übersichtlichkeit erhöhen. Des Weiteren werden die Gefäßdiameter automatisch bestimmt. Diese Information wird

benutzt, um hepatovenöse und portalvenöse Gefäßstrukturen automatisch zu trennen. Das Verfahren basiert auf der Annahme eines nach peripher abnehmenden Gefäßdurchmessers.

2.2.9. Algorithmus IX – Interaktive Pfortadermarkierung

Der Algorithmus IX erlaubt durch den “Tree Analysis“ – Operator in einem “Examiner Viewer“ – Display eine simulierte dreidimensionale Darstellung des in Algorithmus VII extrahierten Pfortaderbaums. Durch die Möglichkeit der Rotation des dargestellten Pfortaderbaums um jede beliebige Achse wird ein räumlicher Eindruck der Pfortaderverzweigungsstruktur vermittelt. Der “Tree Analysis“ – Operator bietet die Möglichkeit, interaktiv Pfortaderabschnitte farblich zu markieren. Dabei werden ab dem gewählten Startpunkt die in der Teilungshierarchie folgenden Pfortaderäste automatisch in die gewünschte Farbe überführt. Die Information über die Teilungshierarchie der Vena portae wurde zuvor im Algorithmus VIII durch den “C Skeleton“ – Operator errechnet.



Abbildung 17: Farbmarkierter Pfortaderbaum

Farbmarkierung des Pfortaderbaums: rechts posteriore Sektoräste = dunkelrot, rechts anteriore Sektoräste = hellrot, links anteriore Sektoräste = dunkelgrün, links posteriore Sektoräste = hellgrün, (Pat. Nr. 32)

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die Portaläste wie folgt markiert:
Die Farbe rot wurde für die funktionell rechte Leberhälfte und grün für die linke vergeben. Eine weitere Einteilung erfolgte in dunkelrot für den rechts posterioren Sektor (Segmente VI +VII), hellrot für den rechts anterioren (V + VIII), dunkelgrün für den links anterioren (IV) und hellgrün für den links posterioren Sektor (Segment II + III).

2.2.10. Algorithmus X – Overlay

Im zehnten Algorithmus werden die getrennt erstellten Bilder „segmentierte Leber“ und „segmentierter Pfortaderbaum“ durch den „Max – Operator“ zu einem gemeinsamen Bild verrechnet. Alle Bilder eines Datensatzes werden an dieser Stelle visualisiert und als Bilddatei abgespeichert. Dies bietet die Möglichkeit einer Plausibilitätskontrolle, da jede Schicht einzeln mit den im vorhergehenden Algorithmus farbig markierten Pfortadersegmentästen überprüft werden kann.

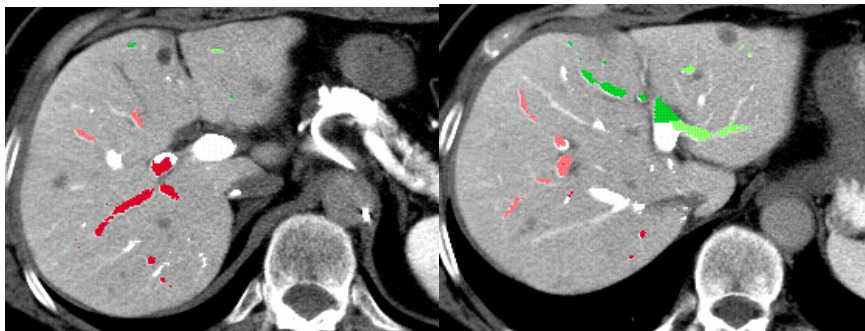


Abbildung 18: CT Einzelschichten mit farbig markierten Sektorästen,

Linkes Bild: Schicht 23 von 45,
Rechtes Bild: Schicht 32 von 45 in kranio-kaudaler Betrachtung,
(Pat. Nr. 25)

Ein scroll - Modus bietet als „cine mode“ eine dynamische Betrachtungsmöglichkeit der einzelnen Bilder.

2.2.11. Algorithmus XI – Segmentvisualisierung

Zentraler Operator des Algorithmus XI ist der „Calc Segments – Operator“. In diesem Analyseschritt werden automatisch die verschiedenen portalen Segmentareale der Leber farbig markiert dargestellt. Anknüpfend an die in Algorithmus IX durchgeführte interaktive Pfortadersegmentastfärbung erfolgt eine mathematischen Simulation der

abhängigen, portal perfundierten Leberparenchymabschnitte („tributäres Prinzip“) mittels eines „Potential“ – oder „Nächste - Nachbarn“ – Modells.

2.2.12. Algorithmus XII – Manuelle Segmentgrenzen

Zwölfter bis vierzehnter Schritt dienen der Segmenteinteilung nach der Segmentmodell – Methode mit geraden Segmentgrenzen. Als Orientierung dienen externe und interne Landmarken in den einzelnen CT – Schichten. Zur Hervorhebung dieser Landmarken dient der „Z Projection – Operator“, mit dem alle Schichten mit einer gewünschten Bildinformation (z.B. mittlere Lebervene) in einer MIP (maximum intensity projection) – Technik übereinander geblendet werden.

Mit Hilfe eines DIN A4 – Grafiktablets (Wacom Intuos A4 regular, WACOM Europe GmbH, Krefeld) erfolgt an geeigneten Einzelschichten oder einer MIP – Projektionen mehrerer Schichten eine Markierung mindestens zweier Punkte im Verlauf anatomischer Landmarken wie z.B. Lebervenenverlauf oder Lage des Lig. falciforme. Diese Punkte werden anschließend mit Hilfe des „Draw – Operators“ zu Geraden verbunden.

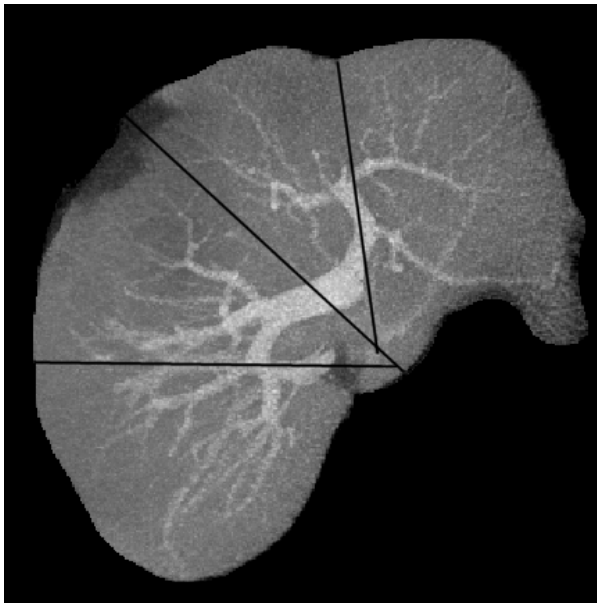


Abbildung 19: MIP-Projektion mit geraden Sektorgrenzen

Sektorgrenzen mit Orientierung an der Segmentmodell – Methode, (Pat. Nr. 32)

2.2.13. Algorithmus XIII

Zur Übertragung der Grenzlinien auf alle Schichten müssen die Linien zuvor auf die Anzahl der Schichten der einzelnen CT – Serien vervielfältigt werden.

2.2.14. Algorithmus XIV – Manuelle Segmentmarkierung

Jede Schicht der segmentierten Leber wird anschließend mit den zuvor festgelegten Grenzlinien überblendet. Die auf diese Weise entstehenden Grenzebenen markieren die einzelnen Sektoren, die mit Hilfe des “Draw – Operators“ analog zur Pfortadermarkierung in der CSA farbig markiert werden.

Tabelle 3: Farbmarkierung der Sektoren

Sektor	Segmente	Farbe
Rechts posteriorer Sektor	VI + VII	dunkelrot
Rechts anteriorer Sektor	V + VIII	hellrot
Links anteriorer Sektor	IV	dunkelgrün
Links posteriorer Sektor	II + III	hellgrün

2.2.15. Algorithmus XV – Analyse

Mit Hilfe des “Compare – Operators“ werden die Ergebnisse der computergenerierten Segmentbestimmung (CSA) aus dem Algorithmus Nr. XI mit den Ergebnissen der Segmentmodell – Methode (SMM) aus dem Algorithmus Nr. XIV mathematisch verglichen. Damit erfolgt die Bestimmung der maximalen Abstände der Segmentgrenzen zwischen beiden Methoden sowie der relativen Sektor- bzw. Leberhälftenanteiligkeiten in beiden Segmenteinteilungsverfahren. Die Ergebnisse werden in tabellarischer Form dargestellt. Um Ergebnisse in der Maßeinheit mm zu erhalten, werden die im DICOM – Header der CT-Bilder abgelegten Größenangaben der Pixel eingelesen und in die Berechnung übernommen.

2.2.16. Algorithmus XVI – Visualisierung

Die Programmpunkte Nr. XVI und XVII dienen der Visualisierung und graphischen Gegenüberstellung der beiden zu vergleichenden Methoden. Das Ergebnis der

computergenerierten, farbig markierten Sektoreinteilung (Algorithmus Nr. XI) wird mit den geraden Sektorgrenzlinien der Segmentmodell – Methode (Algorithmus Nr. XIII) überblendet.

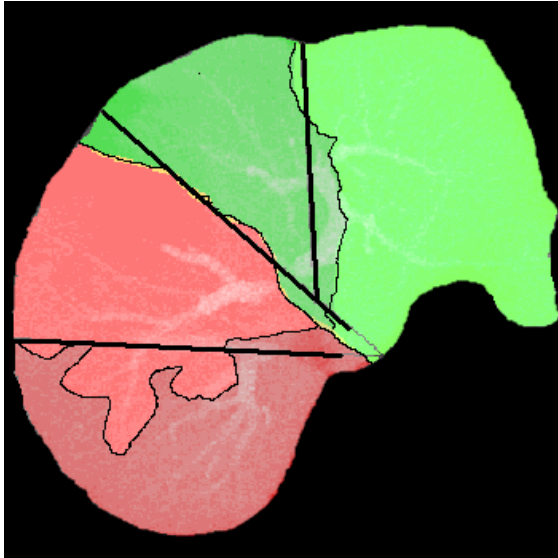


Abbildung 20: Visualisierung, Darstellungsmodus des Algorithmus XVI

Überblendung der geraden Segmentgrenzen der Segmentmodell – Methode mit den farbig markierten Segmenten der CSA

2.2.17. Algorithmus XVII – Visualisierung

Das graphische Ergebnis aus dem vorangehenden Programmpunkt, das nur die segmentierte Leber darstellt, wird anschließend wieder durch Überblendung in das Ausgangsbild überführt. Hierdurch gewinnt der Betrachter wieder die gewohnte Übersicht auf die CT – Schichten mit visualisierten Sektorgrenzen. Diese Ansicht erlaubt einen direkten Vergleich der Segmentgrenzenverläufe beider Methoden.

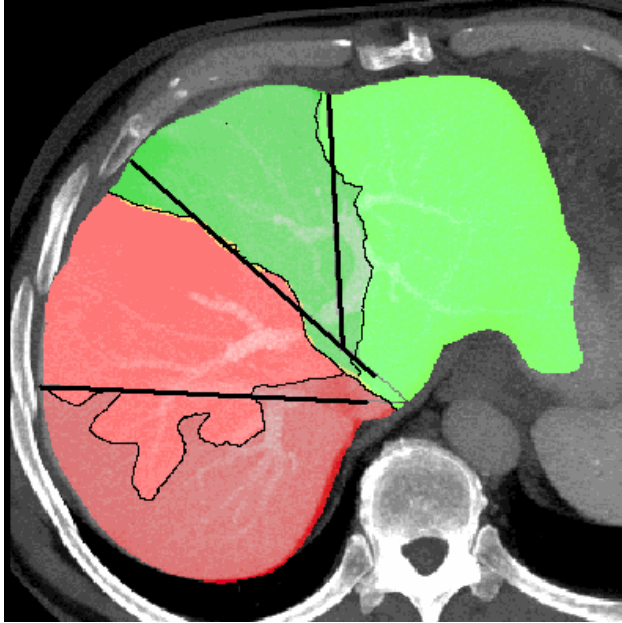


Abbildung 21: Graphische Ergebnisdokumentation

Gegenüberstellung der Sektorgrenzverläufe der Segmentmodell
– Methode und der CSA

Sämtliche Schichten eines Datensatzes werden einzeln als Bilddatei im TIFF – Format abgespeichert.

2.3. Datenverwaltung und statistische Auswertung

Sämtliche in der Studie erhobenen Daten wurden in eine Excel – Datei überführt. Die statistische und graphische Auswertung erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS für Windows, Vers. 11.0.

2.4. Untersuchte Parameter

2.4.1. Hilusnahe Pfortaderramifikation

Die Untersuchung der hilusnahen Pfortaderramifikation erfolgte an mit Hilfe der ImgLAB – Software dreidimensional rekonstruierten Pfortaderbäumen aus 35 CTAP - Untersuchungen. Untersucht wurde die Teilung des Vena portae – Hauptstammes. Es wurde eine Zuordnung zu den in den Abbildungen 37 - 39 schematisch dargestellten Pfortaderramifikationstypen sowie ein Vergleich mit den Ergebnissen aus der Literatur vorgenommen.

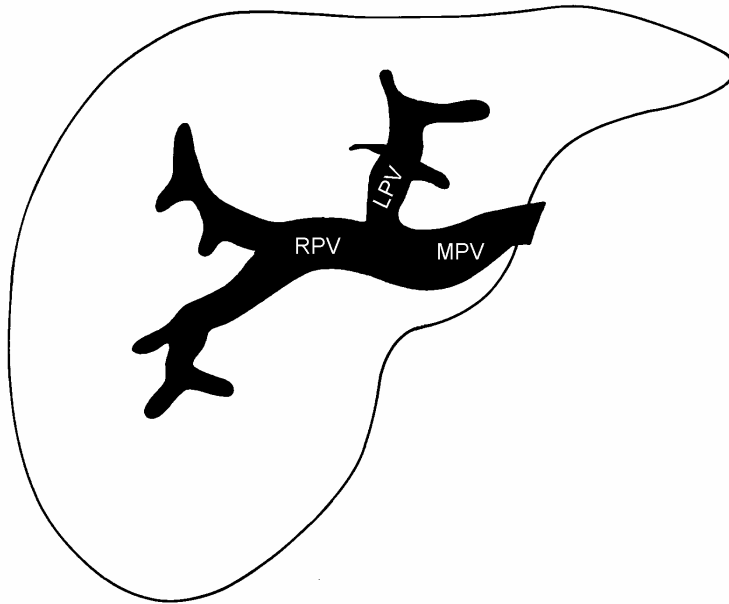


Abbildung 22: Bifurkationstyp, schematische Darstellung

„Klassischer“ Verzweigungstyp. Aufzweigung des Pfortaderhauptstammes (MPV) in den rechten (RPV) und linken Pfortaderstamm (LPV)

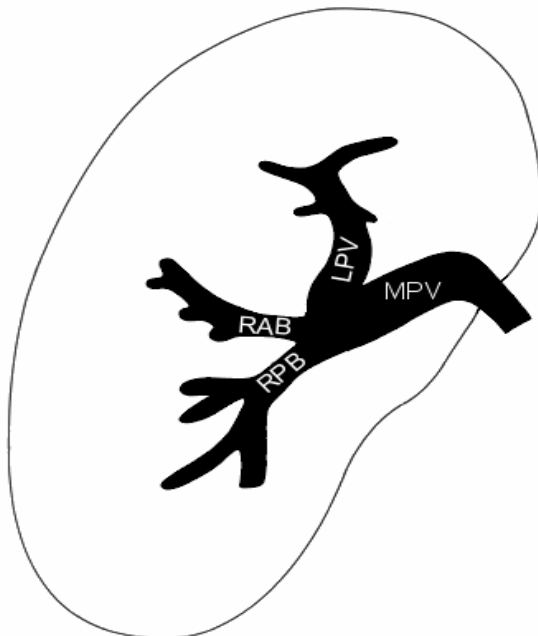


Abbildung 23: Trifurkationstyp, schematische Darstellung

Aufzweigung des Pfortaderhauptstammes (MPV) in den rechts anterioren (RAB) und den rechts posterioren Sektorast (RPB) sowie den linken Pfortaderstamm (LPV). Ein rechter Pfortaderhauptstamm liegt nicht vor.

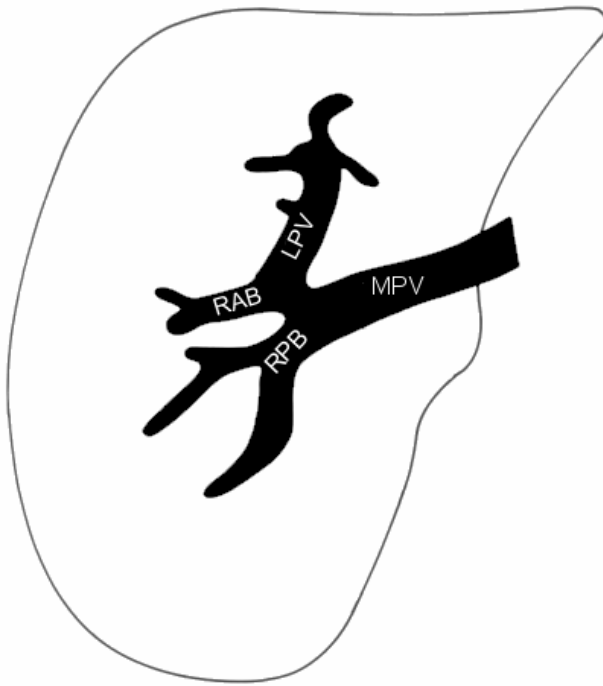


Abbildung 24: H – Typ, schematische Darstellung

Dieser Verzweigungstyp ist charakterisiert durch ein H – förmiges Verzweigungsmuster. Ein rechter Pfortaderhauptstamm ist, wie bei der Pfortadertrifurkation, nicht zu finden. Es zeigt sich eine Abzweigung des rechts posterioren Sektorastes (RPB) aus dem Pfortaderhauptstamm (MPV) und ein Abgang eines rechts anterioren Sektorastes (RAB) aus der Pars transversalis des linken Pfortaderstammes (LPV).

2.4.2. Mündungsverhalten der Lebervenen

Das Mündungsverhalten der Lebervenen wurde untersucht an 35 CTAP – Untersuchungen anhand von dreidimensionalen Lebervenenrekonstruktionen (MIP) sowie in Einzelschichtanalyse. Es erfolgte eine Zuordnung zu den in den Tabellen 8 – 10 schematisch dargestellten Klassifikationen nach Appel und Loeweneck [4] sowie Hata [32] sowie ein Vergleich mit in der Literatur aufgeführten Ergebnissen dieser und anderer Studien.

2.4.3. Winkel der Sektorgrenzebenen zur Frontalebene

Die Winkelmessung erfolgte graphisch in Einzelschichten, die die Lebervenenstämme und das Ligamentum falciforme optimal abbildeten. Zur Bestimmung der Lage der Frontalebene dienten Tangenten an den dorsalen Rippenbögen. Diese Tangenten wurden durch Parallelverschiebung durch die Vena cava inferior gelegt.

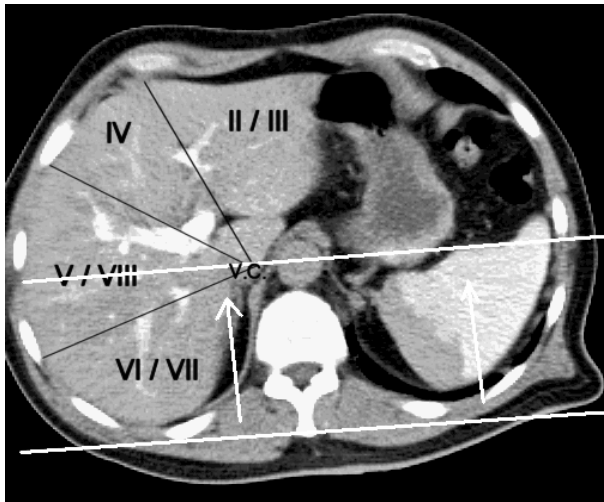


Abbildung 25: Bestimmung der Frontalebene zur Winkelmessung

Die Abbildung demonstriert die Parallelverschiebung der Tangente an den dorsalen Rippenbögen durch die Vena cava inferior (V.C.). An dieser Frontalebene können die Winkel der Segmentgrenzen gemessen werden. Die Sektoren sind entsprechend der Segmentmodell – Methode bestimmt und mit römischen Zahlen gekennzeichnet.

Gemessen wurden die Winkel der rechten Portalszissur (RPS) als Grenze zwischen rechts posteriorem und anteriorem Sektor, der mittleren Portalszissur (MPS) als Grenze zwischen rechtem und linkem Pfortaderstromgebiet sowie der linken Szissur (LPS) als Grenze zwischen links anteriorem und posteriorem Sektor.

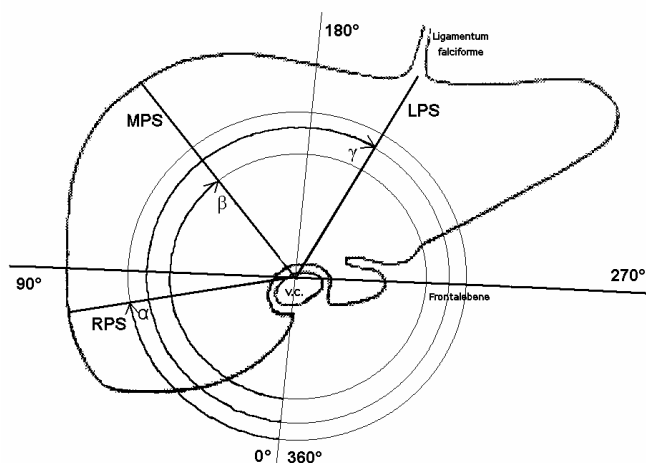


Abbildung 26: Schema der Winkelmessung an der Frontalebene

Messung des Winkels der rechten Portalszissur (RPS [α]), der Leberhäufengrenze (MPS [β]) und linken Portalszissur (LPS [γ]) zur Frontalebene.

Der Winkelkreis orientiert sich in seiner Lage an der Frontalebene mit Zentrum in der Vena cava inferior (V.C.). Die Gradbestimmung erfolgt im Uhrzeigersinn beginnend bei 6:00 Uhr mit Null Grad.

2.4.4. Maximaler Abstand der Sektorgrenzen

Der maximale Grenzlinienabstand von den Sektorgrenzen der Segmentmodell – Methode wurde mit dem der computergestützten Segmentanalyse (CSA) verglichen. Die Berechnung erfolgte mit Hilfe des “Compare“ – Operators (Algorithmus XV) und wurde im Ergebnismodus des Operators als Ziffer angezeigt. Die Ergebnisse des eigenen Patientenkollektivs wurden mit Ergebnissen einer in vitro Untersuchung an 5 Leberpräparaten [24] verglichen.

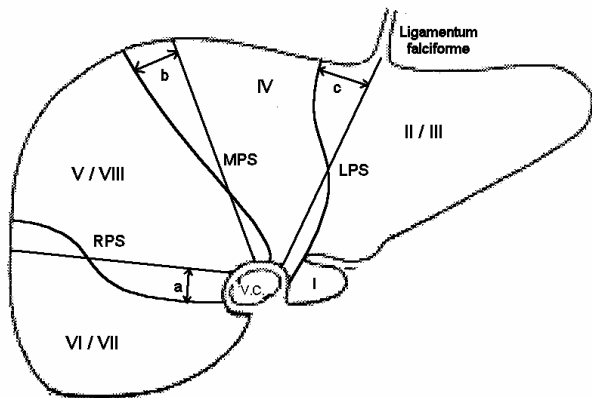


Abbildung 27: Schema der maximalen Sektorgrenzlinienabstände

Maximale Grenzlinienabstände a, b und c bei Betrachtung der RPS, MPS und LPS
gerader Sektorgrenzverlauf = Segmentmodell – Methode,
undulierender Sektorgrenzverlauf = CSA
V.C. = V. cava inf., Kennzeichnung der Segmente durch die römischen Ziffern I - VIII

2.4.5. Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften und der Sektoren

Die Untersuchung der prozentualen Anteiligkeiten von Leberteilvolumina wurde für die zwei funktionellen Leberhälften und die vier Lebersektoren durchgeführt. Entscheidend für Diskrepanzen der Leberteilvolumina zwischen den untersuchten Methoden (Segmentmodell – Methode [SMM] und computergenerierte Segmentanalyse [CSA]) sind die Verläufe der Segmentgrenzen RPS, MPS und LPS (s. Abbildung 27). Der

Vergleich der Leberhälftevolumina bietet somit zusammen mit der Betrachtung der maximalen Grenzabstände einen Hinweis auf den Grad der Übereinstimmung der Segmentgrenzenverläufe an der mittleren Portalszissur (MPS). Bei der Betrachtung der rechten und linken Sektorvolumina wird eine Korrelation zu den Segmentgrenzenverläufen der RPS und der LPS durchgeführt.

Die Bestimmung der prozentualen Anteiligkeiten der Leberhälften und der einzelnen Sektoren am Gesamtlebervolumen erfolgte computergestützt mit Hilfe des "Compare" – Operator – Algorithmus (Algorithmus XV). Zugrunde gelegen haben die zuvor erfolgten Einteilungen nach der Segmentmodell – Methode und der computergenerierten Segmentanalyse.

Zur Auswertung wurde die Differenz der Sektoranteiligkeiten beider untersuchter Methoden in einem intraindividuellen Vergleich bestimmt. Die berechneten Differenzen $\Delta A_1 - A_2$ (rechts posteriorer Sektor), $\Delta B_1 - B_2$ (rechts anteriorer Sektor), $\Delta C_1 - C_2$ (links anteriorer Sektor) und $\Delta D_1 - D_2$ (links posteriorer Sektor) bezeichnen für jeden Sektor die Teilvolumina, die im Vergleich beider Methoden nicht übereinstimmen. Diese sind in Abbildung 43 schwarz markiert dargestellt.

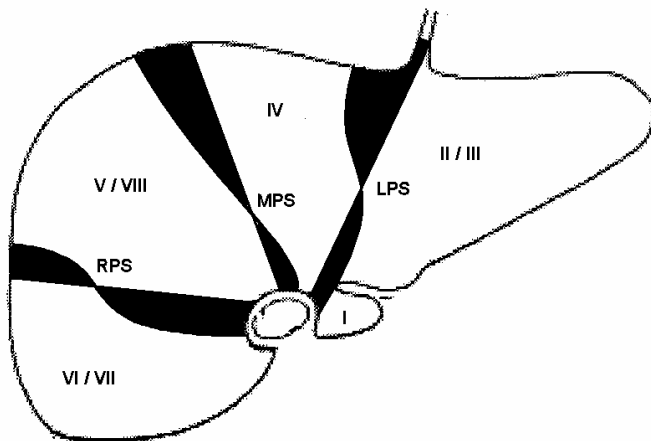


Abbildung 28: Flächendifferenzen der Sektoren

Leberschema mit Demonstration diskrepanter Flächen zwischen Segmentmodell – Methode und CSA (schwarz markiert).

RPS = rechte Portalszissur,

MPS = mittlere Portalszissur

LPS = linke Portalszissur.

Die römischen Zahlen stehen für die Lebersegmente.

3. Ergebnisse

3.1. Studienkollektiv

Es wurden insgesamt 47 CTAP – Datensätze ausgewertet, wovon nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien 35 Patientendatensätze dem vorliegenden Untersuchungsprotokoll zugeführt wurden. Dieses Kollektiv zeigte folgende Geschlechtsverteilung: 22 männliche (62,9%) und 13 weibliche (37,1%) Patienten.

Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der CTAP – Anfertigung liegt bei 58 Jahren (Median 61 Jahre, range 36 – 73 Jahre, Standardabweichung 9,8).

Bei 19 von 35 Patienten (=54%) zeigten sich hepatische Raumforderungen. Davon wiesen 7 von 19 (36,8%) hepatische Raumforderungen der Kategorie IV gemäß der untenstehenden Definition (siehe auch Abschnitt 2.1.1) auf.

Tabelle 4: Häufigkeitsverteilung hepatischer Raumforderungen

Hepatische Raumforderungen	Häufigkeit	Prozent
Kategorie I Keine Raumforderung	n = 16	45,7%
Kategorie II 1-2 kleine [<2cm] und peripher gelegene fokale Läsionen	n = 7	20,0%
Kategorie III 2-4 kleine [<2cm] oder einzelne größere [<5cm], peripher gelegene fokale Läsionen	n = 5	14,3%
Kategorie IV >4 kleine Läsionen [<2cm], bzw. große Läsionen [>5cm]	n = 7	20,0%
Gesamt	n = 35	100,0%

Bei zwölf der insgesamt 19 Patienten (63 %) mit hepatischen Raumforderungen war als malignes Grundleiden ein kolorektales Karzinom gesichert. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die malignen Grundleiden aller Patienten mit Lebermetastasen.

Tabelle 5: maligne Grundleiden bei Patienten mit hepatischen Raumforderungen

Pat. Nr.	Raumforderung *	Diagnose
4	Kategorie II	Rektum Karzinom
19	Kategorie II	Rektum Karzinom
28	Kategorie II	Rektum Karzinom
20	Kategorie III	Rektum Karzinom
33	Kategorie IV	Rektum Karzinom
8	Kategorie II	Kolon Karzinom
31	Kategorie II	Kolon Karzinom
34	Kategorie III	Kolon Karzinom
35	Kategorie III	Kolon Karzinom
30	Kategorie IV	Kolon Karzinom
32	Kategorie III	Sigma Karzinom
12	Kategorie IV	Sigma Karzinom
27	Kategorie II	Magen Karzinom
25	Kategorie II	Carzinoid des Ileum
21	Kategorie IV	Carzinoid des Ileum
22	Kategorie IV	Carzinoid des Ileum
24	Kategorie IV	Carzinoid des Ileum
23	Kategorie IV	Carzinoid des Pankreas
26	Kategorie III	Mamma Karzinom

Zur Einteilung der Raumforderungen in die Kategorien I bis IV siehe Tabelle 4 und Abschnitt 2.1.1.

Tabelle 6 bietet einen Überblick über die Anzahl der Schichten der im Rahmen dieser Studie eingeschlossenen CTAP – Untersuchungen.

Tabelle 6: Anzahl der Schichten der CTAP - Untersuchungen

n	35 CTAP – Untersuchungen
Mittelwert	48 Schichten
Median	46 Schichten
Standardabweichung	12,0
Minimum	25 Schichten
Maximum	79 Schichten

Fünfzehn von 35 Datensätze (42,9%) wurden mit einer Schichtdicke von 4 mm, während 20 Datensätze (57,1%) mit einer Schichtdicke von 3 mm angefertigt wurden.

3.2. Pfortaderramifikationstypen

Die Tabelle 7 gibt eine Übersicht über die Verteilung der Pfortaderramifikationstypen im eigenen Patientengut.

Tabelle 7: Häufigkeitsverteilung Pfortaderramifikationstypen

	Häufigkeit	Prozent
Bifurkation	21	60%
H - Typ	8	23%
Trifurkation	6	17%
Gesamt	35	100%

In der folgenden Abbildung 29 sind Beispiele der drei Ramifikationstypen dargestellt.

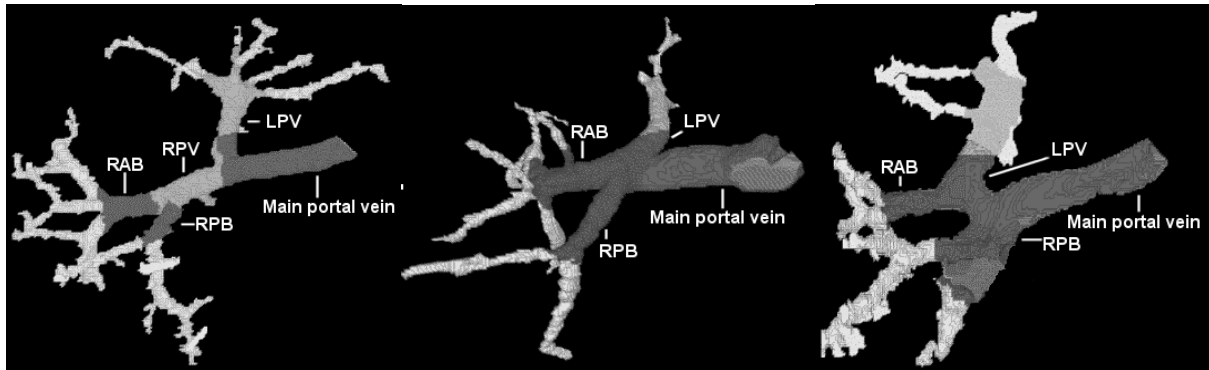


Abbildung 29: Hilusnahe Pfortaderramifikationstypen

Häufigkeitsverteilung: Bifurkationstyp (links): 60%
 Trifurkationstyp (Mitte): 17%
 H – Typ (rechts): 23%

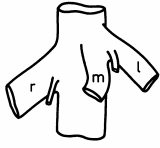

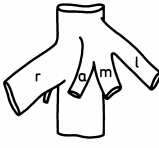
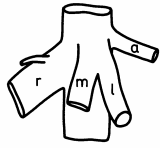

Dreidimensionale Volumenrekonstruktionen in frontaler Ansicht;
 Main Portal Vein = Pfortaderhauptstamm, LPV = Linker
 Pfortaderstamm, RPV = Rechter Pfortaderstamm, RAB = Rechts
 anteriorer Sektorast, RPB = Rechts posteriorer Sektorast

3.3. Mündungsverhalten der Lebervenen

3.3.1. Einteilung nach der Klassifikation von Appel und Loeweneck

Die Tabelle 8 demonstriert mit graphischen Abbildungen die Klassifikation der Lebervenenmündungstypen nach Appel und Loeweneck [4] sowie eine Gegenüberstellung der eigenen Ergebnisse mit der Häufigkeitsverteilung in der Literatur.

Tabelle 8: Lebervenenmündungsverhalten

					
	Typ A	Typ B	Typ C	Typ D	Typ E
Appel und Loeweneck (n = 50) *	46%	28%	4%	16%	6%
Leppek, Freis (n = 32) **	60%	20%	8%	6%	6%
Eigenes Kollektiv (n = 25) ***	16% n = 4	28% n = 7	4% n = 1	44% n = 11	8% n = 2

Klassifikation nach Appel und Loeweneck [4]. Gegenüberstellung der Ergebnisse von Appel / Loeweneck, Leppek / Freis [91] und der eigenen Ergebnisse.

* keine Angaben zu nicht klassifizierbaren Lebervenenverläufen

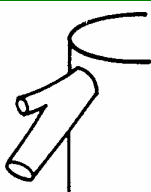


** 3 von 35 (8,6%) nicht klassifizierbar

*** 10 von 35 (28,6%) nicht klassifizierbar

3.3.2. Einteilung nach der Klassifikation von Hata

In der Tabelle 9 findet sich die Klassifikation der Lebervenenmündungstypen nach Hata [32] mit graphischer Darstellung für die rechte Lebervene. Die eigenen Ergebnisse werden Häufigkeitsverteilungen in der Literatur gegenübergestellt.

Tabelle 9: Lebervenenmündungsverhalten der rechten Lebervene

Lebervenenmündungstypen Klassifikation nach Hata et. al. Rechte Lebervene			
	I	II	III
Hata (n = 36) *	92,3%	5,1%	2,6%
Leppek, Freis (n = 32) **	69%	14%	6%
Eigenes Kollektiv (n = 31) ***	80,6% n = 25	6,5% n = 2	12,9% n = 4

Gegenüberstellung der Ergebnisse von Hata [32], Leppek / Freis [91] und der eigenen Ergebnisse





* 6 von 42 (14,3%) nicht klassifizierbar

** 3 von 35 (8,5%) nicht klassifizierbar

*** 4 von 35 (11,4%) nicht klassifizierbar

Die Tabelle 10 zeigt die Ergebnisse für das Lebervenenmündungsverhalten der mittleren und linken Lebervene im Vergleich zu den bei Hata et al. [32] publizierten Ergebnissen.

Tabelle 10: Lebervenenmündungsverhalten der mittleren und linken Lebervenen

Lebervenenmündungstypen Klassifikation nach Hata et. al. Mittlere und linke Lebervenen				
	I	II	III	IV
Hata (n = 31) *	37,9%	41,4%	3,5%	17,2%
Leppek, Freis (n = 31) **	57%	20%	0%	23%
Eigenes Kollektiv (n = 26) ***	23,1% n = 6	26,9% n = 7	30,8% n = 8	19,2% n = 5

Gegenüberstellung der Ergebnisse von Hata [32], Leppek / Freis [91] und der eigenen Ergebnisse

* 11 von 42 (26,2%) nicht klassifizierbar

** 4 von 35 (11,4%) nicht klassifizierbar

*** 9 von 35 (25,7%) nicht klassifizierbar

3.4. Winkel der Sektorgrenzebenen zur Frontalebene

Die Tabelle 11 gibt einen Überblick über die Winkel der rechten (RPS), mittleren (MPS) und linken Sektorgrenzen (LPS) in der Einheit Grad [°] zur Frontalebene. Die verwendete Gradeinteilung ist in Abbildung 26 (Abschnitt 2.4.3.) graphisch verdeutlicht.

Tabelle 11: Winkel der Sektorgrenzen zur Frontalebene

n = 26	Median	Mittelwert	Std.-Abweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
Winkel der RPS	72°	71°	20,7	103°	3°	106°
Winkel der MPS	124°	122°	13,9	59°	94°	153°
Winkel der LPS	159°	160°	12,7	48°	140°	188°

RPS = Rechte Portalszissur, MPS = Mittlere Portalszissur (Leberhäftengrenze), LPS = Linke Portalszissur. Angeben sind die Winkel zur Frontalebene, zur Winkelmessung s. auch Abb. 26 in Abschnitt 2.4.3.

3.5. Maximaler Abstand der Sektorgrenzen

In Tabelle 12 werden mit Mittelwert und Median die Durchschnittswerte der maximalen Abstände der Sektorgrenzen im Vergleich zwischen Segmentmodell – Methode und CSA in der Maßeinheit mm dargestellt.

Tabelle 12: Durchschnittswerte der maximalen Segmentgrenzenabstände

	Anzahl	Mittelwert	Std.-Abw.	Median	Min	Max	Spannweite
Max. Abstand RPS	n = 25 *	92,5mm	51,1	98mm	14mm	176mm	162mm
Max. Abstand MPS	n = 26	40,0mm	15,7	42mm	11mm	74mm	63mm
Max. Abstand LPS	n = 25 *	44,9mm	30,5	36mm	5mm	157mm	152mm

Die angegebenen Werte beziehen sich auf die maximalen Abstände an den folgenden Segmentgrenzen im Vergleich der Segmentmodell – Methode und der computergestützten Segmentanalyse:
RPS = Rechte Portalszissur, MPS = Mittlere Portalszissur (Leberhäftengrenze), LPS = Linke Portalszissur.

* Bei 1 Patienten konnte der maximale Abstand an der RPS und der LPS nicht bestimmt werden.

3.6. Relative Volumenanteiligkeiten

In den Tabellen 13 bis 15 werden die Ergebnisse der Untersuchungen der prozentualen Anteiligkeiten der funktionellen Leberhälften und der vier Lebersektoren am Lebergesamtvolumen dargestellt.

3.6.1. Vergleich zwischen SMM und CSA bei Betrachtung der funktionellen Leberhälften

Die Untersuchungsergebnisse der prozentualen Anteiligkeiten der funktionell rechten und linken Leberhälften wurden zwischen Segmentmodell – Methode und computergestützter Segmentanalyse verglichen und in der Tabelle 13 dargestellt.

Tabelle 13: Vergleich der Leberhälftenanteiligkeiten in der SMM und der CSA

SMM vs. CSA	n = 26	Mittelwert	Median	Std.-Abw.	Spannweite	Min	Max
rechte Leberhälfte	SMM	65.2%	65.6%	5.3	22.4%	52.4%	74.8%
	CSA	67.3%	67.2%	2.9	14.6%	58.0%	72.6%
linke Leberhälfte	SMM	34.8%	34.4%	5.3	22.4%	25.2%	47.6%
	CSA	32.7%	32.8%	2.9	14.6%	27.4%	42.0%

SMM = Segmentmodell – Methode, CSA = Computergestützte Segmentanalyse

3.6.2. Sektorverteilung nach der Segmentmodell – Methode

Analog zur Untersuchung der Leberhälften werden in den Tabellen 14 und 15 die prozentualen Volumenanteiligkeiten der Lebersektoren getrennt nach Methode und im Vergleich beider untersuchter Methoden dargestellt.

Die Tabelle 14 zeigt die Volumenanteiligkeiten der einzelnen Sektoren am Lebergesamtvolumen in Prozent nach der Segmentmodell – Methode (SMM).

Tabelle 14: Prozentuale Anteiligkeit der Lebersektoren in der SMM

SMM	Mittelwert	Std.-Abw.	Median	Spannweite	Min	Max
Rechts posteriorer Sektor	22.1%	7.5	21.0%	28.4%	6.0%	34.4%
Rechts anteriorer Sektor	42.9%	7.8	41.6%	31.3%	29.7%	61.0%
Links anteriorer Sektor	16.9%	4.8	17.95%	20.4%	7.4%	27.8%
Links posteriorer Sektor	17.9%	4.6	18.75%	22.1%	4.1%	26.2%

n = 26; SMM = Segmentmodell – Methode.

3.6.3. Sektorverteilung nach der Computergestützten Segmentanalyse

In Tabelle 15 werden die Ergebnisse der computergestützten Segmentanalyse hinsichtlich der Sektoranteiligkeiten am Lebergesamtvolumen aufgelistet.

Tabelle 15: Prozentuale Anteiligkeit der Lebersektoren in der CSA

CSA	Mittelwert	Std.-Abw.	Median	Spannweite	Min	Max
Rechts posteriorer Sektor	35.2%	7.5	35.0%	33.9%	19.2%	53.1%
Rechts anteriorer Sektor	32.4%	7.2	32.1%	30.8%	17.2%	48.0%
Links anteriorer Sektor	14.8%	6.2	13.4%	26.0%	3.8%	29.8%
Links posteriorer Sektor	17.5%	6.4	17.55%	27.3%	4.4%	31.7%

n = 26; CSA = Computergestützte Segmentanalyse.

3.6.4. Vergleich zwischen Segmentmodell – Methode und CSA

Im Rahmen des Vergleichs zwischen Couinaud'scher Segmentmodell – Methode und computergenerierter Segmentanalyse wurde für jeden Patientendatensatz die Differenz der durch jeweils beide Methoden ermittelten prozentualen Segmentanteiligkeiten bestimmt. Diese abweichenden Segmentvolumina wurden für die vier Lebersektoren getrennt bestimmt ($\Delta A - \Delta D$) und sind in Tabelle 16 mit statistischen Maßzahlen aufgeführt.

Tabelle 16: Statistische Gegenüberstellung des Methodenvergleichs

n = 26	Mittelwert	Std.-Abw	Median	Spannweite	Minimum	Maximum
Delta A	13.2%	10.1	12.15%	40.2%	0.1%	40.3%
Delta B	12.1%	8.6	10.7%	34.2%	0.5%	34.7%
Delta C	5.6%	5.0	4.25%	23.9%	0.1%	24.0%
Delta D	3.9%	5.6	2.1%	27.6%	0.0%	27.6%

Delta A = rechts posteriorer Sektor, Delta B = rechts anteriorer Sektor, Delta C = links anteriorer Sektor, Delta D = links posteriorer Sektor.

3.7. Drop outs

Im Rahmen der eigenen Untersuchung konnten neun Fälle nicht vollständig nach Untersuchungsprotokoll bearbeitet werden. Diese sind in Tabelle 17 aufgeführt.

Tabelle 17: Charakteristika der CSA – Methodenversager

Pat.-Nr.	Geschlecht	Alter	CTAP-Datum	Schichten	Raumforderung	Portader-ramifikation
2	Männlich	65	05.03.1998	57	Kategorie I	H – Typ
6	Männlich	73	14.11.1991	25	Kategorie I	H – Typ
12	Weiblich	59	15.03.1993	41	Kategorie IV	Bifurkation
16	Weiblich	45	01.04.1992	33	Kategorie I	Bifurkation
21	Männlich	50	02.11.1994	40	Kategorie IV	H – Typ

22	Weiblich	56	24.01.1996	61	Kategorie IV	H – Typ
23	Männlich	59	11.12.1995	67	Kategorie IV	Bifurkation
24	Weiblich	57	09.01.1998	63	Kategorie IV	Bifurkation
30	Weiblich	70	27.04.1998	64	Kategorie IV	Bifurkation

Einteilung der Raumforderungen:

Kategorie I: Keine Raumforderungen,

Kategorie II: 1-2 kleine (<2cm) und peripher gelegene fokale Läsionen,

Kategorie III: 2-4 kleine (<2cm) oder einzelne größere (<5cm), peripher gelegene fokale Läsionen,

Kategorie IV: Mehr als 4 Läsionen oder große Läsionen (>5cm)

4. Diskussion

4.1. Datenerhebung

4.1.1. Studienkollektiv

Bei verschiedenen Anfertigungszeitpunkten der CTAP – Untersuchungen zwischen November 1991 und Oktober 1998 zeigt sich eine deutliche Korrelation einer steigenden Anzahl von Einzelschichten zu späteren Anfertigungsdaten. Bei der ersten in der Studie eingeschlossenen Untersuchung vom 14.11.1991 wurden 25 Einzelschichten angefertigt (Pat. Nr. 6), während bei einer Untersuchung vom 11.09.1998 (Pat. Nr. 5) 79 Einzelschichten akquiriert wurden. Dieses Beispiel verdeutlicht einen für die Auswertung der CT – Untersuchung wichtigen Aspekt der Weiterentwicklung der Computertomographietechnik in den letzten Jahren. Die zunehmende Anzahl an Einzelschichtdarstellungen bedingt eine steigende Informationsdichte jeder Untersuchung, die herkömmliche Auswertungen ohne Computerunterstützung wie im Rahmen der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode limitieren.

4.2. Methodenkritik

Dieser Abschnitt dient der kritischen Betrachtung des im Rahmen der vorliegenden Arbeit vorgestellten Ablaufs der computergenerierten Segmentmethode sowie der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode.

4.2.1. Goldstandard der Segmenteinteilung

Seit Etablierung der Segmentmodell – Methode wurde auf den approximativen Charakter dieser Möglichkeit einer Segmenteinteilung der Leber hingewiesen [53;62]. Bei der Quantifizierung des durch eine Anwendung der Segmentmodell – Methode entstehenden Fehlers besteht jedoch das Problem, dass ein in vivo durchführbarer diagnostischer Goldstandard zur Definition der Lebersegmentgrenzenverläufe und Quantifizierung der Lebervolumina nicht etabliert ist.

Dieses Problem eines fehlenden Goldstandards besteht ebenfalls bei der Bewertung neuer diagnostischer Methoden zur Lebersegmenteinteilung wie der computergestützten Segmentanalyse. Deshalb ist zur Etablierung neuer

diagnostischer Möglichkeiten ein Vergleich mit der in der klinischen Praxis etablierten Segmentmodell – Methode erforderlich.

4.2.2. Portalvenöse Spiral – Computertomographie (CTAP)

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden ausschließlich portalvenöse Computertomogramm – Datensätze verwendet. In zahlreichen Studien wurde bis vor wenigen Jahren der Vorteil einer höheren Sensitivität der CTAP gegenüber der MRT beschrieben. Dieser Vorteil wurde durch Fortentwicklung der MRT – Technik mit deutlicher Verkürzung der Untersuchungszeiten, verbesserter Gradiententechnik und der Verwendung neuer Kontrastmittel geschwächt und hat die CTAP weitgehend ersetzt. In neueren Studien wurde eine zumindest gleich hohe Sensitivität der MRT im Vergleich zur CTAP belegt [42;71]. Die Spezifität der Magnetresonanztomographie ist im Vergleich zur portalvenösen computertomographischen Untersuchung der Leber höher [71]. Ein großer Nachteil der CTAP liegt in der Invasivität der Untersuchung. Mindestens ein arterieller Zugang ist zur Katheterplatzierung in der Arterie mesenterica superior und / oder A. lienalis erforderlich. Die CTAP, inzwischen nur noch in Ausnahmefällen indiziert, ist aus Sicht der Bildverarbeitung vorteilhaft, da sie die bestmögliche Absorptionsdifferenz, d.h. Kontrast, zwischen Gefäß, Leberparenchym und ggf. Läsion ermöglicht. Dieser Effekt wird mittlerweile durch schnelle Computertomographen und spezielle Protokolle bei i.v. Kontrastmittelgabe gleichwertig erreicht.

Die Magnetresonanztomographie bietet die Möglichkeit eines sog. „One Stop Shopping“, d.h. die Beantwortung mehrerer Fragestellungen durch nur eine Untersuchung:

1. Detektion von Leberläsionen,
2. Beurteilung tumoröser Prozesse hinsichtlich einer Infiltration von Nachbarorganen,
3. multiplanare Darstellung,
4. intrahepatischer Blutfluss, Leberperfusion, Diffusion,
5. Cholangiographie.

Durch das „One-Stop-Shopping“ entfällt die Notwendigkeit mehrerer getrennter und zeitaufwendiger Untersuchungen, wodurch das Kostenargument der Magnetresonanztomographie relativiert wird. Ein aktuelles Ziel in der Anwendung der

computergenerierten Segmentanalyse ist daher die Übertragung der computergestützten Segmentanalyse auf die Magnetresonanztomographie, was besondere Anforderungen an Gerätetechnik und Untersuchungssequenzen stellt. Im Gegensatz zur CT-Untersuchung sind diese Voraussetzungen für die MRT-Untersuchung noch nicht geschaffen.

4.2.3. Technische Probleme bei der computergestützten Segmentanalyse

Die Verknüpfung mehrerer rechenintensiver Operatoren hatte zu deutlich steigenden Bearbeitungszeiten und häufigen Systemüberlastungen geführt. Dieses Problem ist zurückzuführen auf eine für diese Anforderung inkongruente Rechnerleistung und Speicherkapazität. Im Rahmen dieser Studie ist die komplette Untersuchung eines Datensatzes in 17 hintereinander folgende Einzelschritte unterteilt worden. Dies hat zugleich eine Analyse potentieller Schwachpunkte einzelner Programmschritte (z.B. Gefäßbaumsegmentierung, Lebersegmentierung) ermöglicht.

Angesichts des rasanten Fortschritts in der Weiterentwicklung der Computertechnik ist ausreichende Rechnerleistung nun kein Problem mehr. Die aktuell verfügbare, weiterentwickelte Version dieser Software (HepaVision 2, Mevis gGmbH, Bremen) ist auf einem PC bzw. Notebook mit handelsüblicher Windows – Oberfläche einsetzbar. Derzeit erfolgt die Portierung des Programms auf eine Linux-Oberfläche. Hardwarevoraussetzungen gelten inzwischen nicht mehr als limitierender Faktor für die Routineanwendung der Software.

4.2.4. Zeitbedarf der computergestützten Segmentanalyse

Die zeitliche Quantifizierung der Bearbeitungsdauer einer computergestützten Segmentanalyse ist ein wichtiger Punkt für die Beurteilung der Praktikabilität der Methode im Hinblick auf die Frage der Einsatzfähigkeit der CSA im Rahmen der klinischen Praxis. Die Bearbeitungszeit einer Segmentanalyse ist neben der Abhängigkeit von der vorhandenen Computerhardware bestimmt durch notwendige Interaktionsschritte. Eine Quantifizierung der Dauer notwendiger Interaktionsschritte ist abhängig von der erforderlichen Genauigkeit der Untersuchung. Da in der vorliegenden Arbeit der Programmablauf der computergestützten Segmentanalyse an die Anforderungen der Fragestellung dieser Studie angepasst war und somit von einer rein praxisorientierten Anwendung abwich, wurde auf eine exakte zeitliche Quantifizierung der Untersuchungen zur Beurteilung der Methode verzichtet. Im Zuge

der Weiterentwicklung von ImgLAB zu HepaVision, die eine weitere Automatisierung der Bearbeitungsschritte in der CSA zur Verfügung stellt, ist für die Analyse der drei Lebergefäßbäume, des Leberparenchyms einschließlich Volumetrie (i.v. KM-Gabe, Mehrzeilen-CT) ein Zeitbedarf von 1,5 h zu veranschlagen.

4.2.5. Benutzerabhängigkeit der CSA

Die Abkürzung CSA für die in dieser Studie vorgestellte „automatische“ Segmentanalyse wurde gleichgesetzt mit dem Terminus „*computergestützte* Segmentanalyse“ anstatt „*computergenerierte* Segmentanalyse“. Diese begriffliche Trennung soll verdeutlichen, dass es sich nicht um eine völlig automatisierte und damit benutzerunabhängige Untersuchungsmethode handelt, sondern Interaktionsschritte erforderlich sind.

In den im Rahmen dieser Studie vorgestellten Programmablauf einer computergestützten Segmentanalyse eingebunden ist der Programmpunkt „interaktive Pfortaderfarbmarkierung“. Dieser Interventionsschritt geht der computergenerierten Simulation des von den markierten Pfortaderästen abhängigen Lebergewebes voraus. Die interaktive Pfortadermarkierung ist benutzerabhängig. Sie erfordert anatomische Kenntnisse der Verzweigungsstruktur der Pfortader. Die Software ImgLAB bietet durch Simulation einer dreidimensionalen Darstellung einen übersichtlichen Eindruck der Verzweigungsstruktur der Vena portae, was die Gefahr einer Fehlzurordnung von Pfortaderästen minimiert. Des Weiteren besteht die Möglichkeit, die getroffene Farbmarkierung der Portaläste einer Plausibilitätskontrolle, wie zum Beispiel im Algorithmus X (Absatz 2.2.10) dargestellt, zu unterziehen.

Auch im Falle eines vollständig automatisierten Programmablaufs bleibt eine anatomische Plausibilitätskontrolle mit der Möglichkeit einer korrigierenden Interaktion unverzichtbar.

4.2.6. Couinaud'sche Segmentmodell – Methode

Die Couinaud'sche Segmentmodell – Methode ist eine wenig zeitaufwendige und geräteunabhängige Möglichkeit einer Lebergliederung. Jedoch zeigen sich im Umgang mit dieser Methode mehrere Nachteile, die auch im Rahmen der Anwendung für diese Studie auffällig wurden.

Die Darstellung der Segmentgrenzen in der Segmentmodell – Methode beschränkt sich auf die Verwendung gerader Linien, die dem natürlichen Grenzverlauf, der einen undulierenden Charakter hat, nicht entsprechen (s. auch Abschnitt 4.3.5.1. und Abbildung 35). Damit lastet der Methode eine unter Umständen erhebliche Fehlerquelle an.

Die Lebergliederung nach dem Couinaud'schen Segmentmodell erfordert eine Darstellung interner und externer Landmarken der Leber. Im Falle einer unzureichenden Kontrastierung der Lebervenen ist eine Segmentgrenzenbestimmung unter Umständen nicht möglich. Die Orientierung des Segmentmodells an den Lebervenen folgt einer idealisierten Darstellung von drei singulären, gerade verlaufenden Venae hepaticae, die auf gleicher Höhe in die Vena cava inferior münden. Im Rahmen dieser Arbeit zeigte sich eine deutliche Variabilität der Lebervenen im Bezug auf den intrahepatischen Verlauf sowie das Teilungs- und Mündungsverhalten. Diese Variationen erschwerten eine reproduzierbare Sektorgrenzbestimmung nach der Segmentmodell – Methode.

Ein weiterer Nachteil in der Anwendung der Segmentmodell – Methode liegt in der Tatsache begründet, dass die zur Segmenteinteilung benötigten anatomischen Landmarken nur in einem geringen Teil der Schichten eines CT – Datensatzes der Leber zu finden sind. Um die Sektorgrenzebenen im Bezug auf die gesamte Leber darzustellen, müssen die in einzelnen Schichten anhand der Landmarken bestimmten Grenzverläufe auf alle anderen Schichten übertragen werden, in denen diese Landmarken zur Orientierung nicht vorhanden sind. Dies ist eine weitere mögliche Quelle für systematische Fehler und unterstreicht den approximativen Charakter der Segmentmodell – Methode. Im Gegensatz dazu werden durch die computergestützte Segmentanalyse die Segmentgrenzenverläufe für jede CT – Schicht berechnet und können durch eine simulierte dreidimensionale Darstellung sowie die Möglichkeit einer Ansicht aus verschiedenen Perspektiven anschaulich demonstriert werden.

Im Rahmen der Studienplanung zeigte sich in Vorversuchen, dass eine exakte Einteilung der vier Lebersektoren (Doppelsegmente) in acht Segmente durch die Couinaud'sche Modell – Methode aufgrund der häufig schwierigen Darstellbarkeit der dafür benötigten Landmarken in der Praxis wenig praktikabel ist. Im Gegensatz dazu ist die Segmenteinteilung in der computergestützten Segmentanalyse problemlos und

ohne nennenswerten Mehraufwand gegenüber der Sektoreinteilung durchführbar. Aus dem dargestellten Grund wurde auf einen Vergleich der Lebersegmente als kleinstem Baustein der funktionellen Lebergliederung verzichtet und ein Vergleich der Leberhälften und Lebersektoren sowie der entsprechenden Grenzen durchgeführt.

4.3. Untersuchte Parameter

4.3.1. Hilusnahe Pfortaderramifikation

C. Couinaud beschrieb für die hilusnahe Pfortaderaufzweigung den klassischen Bifurkationstyp, der nach seinen Untersuchungen 72% aller Fälle ausmachte [17]. Der Bifurkationstyp wird von anderen Teilungsverhalten unterschieden, deren gemeinsames Merkmal Variationen im Bereich des rechten Pfortaderstammes darstellen. Derartige Variationen sind nach den Untersuchungen Couinauds im Bereich der hilusnahen Pfortaderramifikation relativ gering und nehmen bei den höheren Teilungsebenen stark zu. Auf Höhe der Pfortaderverzweigung dritter Ordnung, den Segmentgefäßstielen, ist aus diesem Grunde eine Untergliederung in wiederkehrende Verzweigungstypen nicht mehr möglich.

In einer Untersuchung von perkutanen transhepatischen Portographien hinsichtlich der Pfortaderramifikation an 182 Patienten beschrieben Inoue et al. drei auch bei Couinaud ähnlich beschriebene Verzweigungsmuster des Hauptstammes. Die prozentuale Häufigkeit des Bifurkationstyps am untersuchten Patientenkollektiv ist mit den Zahlen von Couinaud vergleichbar. In der zweiten Teilungsebene zeigten sich im Bereich des linken Pfortaderhauptastes 3 Teilungsmuster, des weiteren ganze 8 Muster im Bereich des rechts anterioren Astes und 4 im Bereich des rechts posterioren Portalastes. Im Bereich der 3. Teilungsgeneration zeigten sich weitere zahlreiche Verzweigungsmuster, die eine Klassifikation nicht zuließen. Eine Einteilung in nur 8 Segmente ist demnach nicht regelhaft möglich. Für die Planung von Segmentektomien, so die Schlussfolgerung der Autoren, ist deshalb für jeden Patienten eine Untersuchung der individuellen Pfortaderramifikation nötig [40].

Lafortune et al. fanden bei der sonographischen Untersuchung der Lebergefäße an 100 Patienten in Übereinstimmung mit den vorgenannten Autoren ein relativ konstantes Muster der hilusnahen Pfortaderramifikation [45].

Tabelle 18: Pfortaderverzweigungstypen im Literaturvergleich

Autor, Publikationsdatum	Bildgebendes Verfahren	B – Typ	T – Typ	H – Typ	Andere Typ
Couinaud, 1957 [16]	Autoptische Studie	72%	7%	16%	5%
Inoue, 1986 [40]	Perkutane Portographie	74%	22%	4%	-
Van Leeuwen, 1994 [83]	CT, 3D-Rekonstruktion	69%	19%	8%	4%
Soyer, 1995 [76]	CTAP	94%	4%	2%	-
Juraschka, 1998	CTAP	69%	17%	14%	-
Akgul et al., 2002 [3]	CT	86%	12%	2%	-
Eigene Ergebnisse, 2002	CTAP, 3D-Rekonstruktion	60%	23%	17%	-
Ergebnisdurchschnitt		75%	15%	9%	1%

Angabe der prozentualen Häufigkeiten der Pfortaderramifikationstypen: B – Typ = Bifurkationstyp, T – Typ = Trifurkationstyp, H – Typ = H – förmiges Verzweigungsmuster durch Abgang des rechts posterioren Segmentastes aus dem Pfortaderhauptstamm und des rechts anterioren Segmentastes aus der Pars transversalis des linken Pfortaderstammes.

Im eigenen Patientenkollektiv bestätigten sich die beschriebenen Ergebnisse der Literatur in der Hinsicht, dass Variationen im Bereich der ersten Teilungsgeneration gering waren und somit eine Zuordnung zu drei Ramifikationstypen (Bifurkations-, Trifurkations- und H – Typ) problemlos möglich war. Variationen der bekannten Verzweigungsmuster zeigten sich nicht.

Der Bifurkationstyp stellt im eigenen Patientengut in Übereinstimmung mit den zitierten Ergebnissen in der Literatur das häufigste Ramifikationsmuster dar.

Einheitliche Muster in den höheren Teilungsebenen der Pfortader ließen sich ebenfalls in Einklang mit den genannten Veröffentlichungen nicht finden. Pfortaderäste dritter Ordnung, die den Segmentästen entsprechen, scheinen somit aufgrund interindividueller Unterschiede nicht klassifizierbar. Da die Segmentverteilung von den

Pfortaderverläufen abhängig ist, ist somit auch die Möglichkeit einer pauschalen Klassifizierbarkeit der Lebersegmente durch Segmentmodelle, die sich an Landmarken wie dem Lebervenenverlauf orientieren, zur Diskussion zu stellen.

4.3.2. Mündungsverhalten der Lebervenen

Variationen des Lebervenenmündungsverhaltens sind häufig. Appel und Loeweneck teilten die Lebervenen bei 50 untersuchten Leberpräparaten anhand des Mündungsverhaltens in fünf verschiedene Typen ein [4].

Hata et. al. fanden bei der Untersuchung von 42 Venographien der Leber sieben verschiedene Mündungsvarianten, wobei in sechs Fällen die rechte Lebervene nicht identifiziert werden konnte, die mittlere und linke sogar in elf bzw. neun Fällen nicht zugeordnet werden konnten [32]. In bis zu 26% der Fälle war somit eine Zuordnung zu einem der 7 Mündungstypen nicht möglich.

Lafortune et al. beschrieben 5 verschiedene Mündungstypen bei 100 sonographischen Untersuchungen der Lebergefäßverläufe [45]. Wegen der großen Variationsbreite der Lebervenenmündung sehen die letztgenannten Autoren den Nutzen der Lebervenen als intersegmentale Grenzen im Rahmen des Couinaud'schen Segmentmodells als begrenzt an.

In einer Untersuchung an 69 CTAP – Untersuchungen der Leber konnten Soyer et al. bei 9 von 69 Patienten (13%) die linke Vena hepatica nicht identifizieren, bei 6 Patienten (9%) nicht die mittlere, jedoch in allen Fällen die rechte Lebervene im Bereich ihrer Mündung in die Vena cava inferior identifizieren [76].

Im eigenen Patientengut konnten 10 von 35 Patienten (28,6%) nicht nach der Klassifikation von Appel und Loeweneck [4] zugeteilt werden. In dieser Einteilung ist eine getrennte Betrachtung der Lebervenen nicht vorgesehen. In 9 der 10 Fälle ließ die Mündungssituation im Bereich der linken Lebervene eine Zuordnung zu einer der 5 Typen nicht zu.

Entsprechend waren bei getrennter Bewertung der rechten V. hepatica (RVH) gegenüber mittlerer (MVH) und linker Lebervene (LVH), wie in der Klassifikation nach Hata [32] vorgesehen, im eigenen Patientengut bei 4 von 35 Patienten (11,4%) die RVH nicht klassifizierbar, während bei 9 Patienten von 35 (25,7%) die MVH und die

LVH nicht zugeteilt werden konnten. Dies entspricht den Ergebnissen Hatas (14% [RVH], 21% [MVH], bzw. 26% [LVH]).

Zusammengefasst unterstreichen die eigenen Ergebnisse zwei Probleme bei Betrachtung der Lebervenen und deren Mündungsverhaltens:

Erstens gibt es keine einheitlichen Klassifikationen. Die im Rahmen dieser Studie untersuchten Venenmündungsmuster weisen untereinander große Unterschiede auf.

Zweitens besteht eine große interindividuelle Varianz des Lebervenenmündungsverhaltens, die eine Zuordnung zu den genannten Klassifikationen zum Teil nicht erlaubt. Die größte Varianz zeigte die linke Vena hepatica, die geringste die rechte Lebervene. Dies entspricht den zitierten Ergebnissen Hatas.

Als Schlussfolgerung daraus ließe sich vermuten, dass die großen interindividuellen Unterschiede der Lebervenenanatomie die Tatsache einer fehlenden einheitlichen Klassifikation bedingen. Andererseits ist die Darstellung der mittleren Lebervene in der chirurgischen Verfahrensplanung bei Leberlebendspende bedeutsam. Die heute mögliche CSA auf Basis intravenöser Kontrastmittelgabe leistet dazu einen wichtigen Beitrag.

4.3.3. Winkel der Sektorgrenzebenen

Die Messung der Sektorgrenzwinkel zur Frontalebene ist näherungsweise einer Bestimmung der Winkel der Lebervenenhauptstämme zur Frontalebene vergleichbar, da die Lage der Sektorgrenzebenen gemäß Couinaud'schen Segmentmodell den Verläufen der Lebervenenhauptstämme entsprechen. Bei der Auswertung der Ergebnisse dieser Winkeluntersuchungen lag das Hauptaugenmerk auf der Spannweite der Werte im interindividuellen Vergleich. Der Analyse der Werte lag die Frage zu Grunde, ob interindividuell vergleichbare Muster im intrahepatischen Lebervenenverlauf erkennbar sind.

Bei Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass die Spannweite für die Winkel der rechten Sektorgrenze mit 103° deutlich größer waren als die Spannweite für die mittlere (59°) bzw. linke (48°) Sektorgrenze.

Dies widerspricht der zuvor getroffenen Beobachtung, dass das Mündungsverhalten der linken Lebervenen im untersuchten Patientenkollektiv und in der angeführten Literatur eine höhere Varianz als das der rechten Vena hepatica besitzt.

Varianz im Mündungsverhalten der Lebervenen scheint also nicht mit Varianz im Verlauf der Lebervenen zu korrelieren. Ein Schluss vom Lebervenenmündungsverhalten auf den intrahepatischen Lebervenenverlauf wäre somit aufgrund dieser Ergebnisse fragwürdig.

Die Lebervenen sind die wichtigsten anatomischen Landmarken der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode. Angesichts der Varianz des Lebervenenverlaufs und des Lebervenenmündungsverhaltens sowie der Diskrepanz zwischen Venenverlauf und Mündungsverhalten gilt die ausschließlich an Venenverläufen und anatomischen Landmarken orientierte Nomenklatur der Segmenteinteilung als überholt.

4.3.4. Maximaler Abstand der Sektorgrenzen

Die Untersuchung des maximalen Abstandes der intersegmentalen Grenzen erfolgte für die rechte, mittlere und die linke Portalszissur (RPS, MPS bzw. LPS). Bei der Analyse der Ergebnisse fällt auf, dass der Mittelwert der Abstände der RPS im Schnitt 47,3 mm größer ist als der Mittelwert der Abstände der LPS und 52,5 mm größer als der Mittelwert der Abstände an der mittleren Portalszissur. Die Ergebnisse der RPS zeigen somit deutliche Variationen im Bereich des Grenzverlaufs zwischen rechts posterioem und anteriorem Sektor im Vergleich beider angewendeter Untersuchungsmethoden auf. Die maximalen Abweichungen an der MPS und LPS hingegen sind mit im Mittel 40 mm bzw. 44,9 mm vergleichbar.

Bei Betrachtung des Medians zeigen die beiden verglichenen Methoden an der linken Portalszissur mit 36 mm die geringste Abweichung gegenüber 42 mm an der MPS. Der Median für die RPS liegt dagegen im Vergleich mit 98 mm deutlich höher als die medianen Abstände an der mittleren und linken Sektorgrenze.

Diese Ergebnisse decken sich auch mit dem visuellen Eindruck. Ein deckungsgleicher Verlauf der Segmentgrenzen ist nicht zu finden bei undulierendem Verlauf der Grenzen in der computergestützten Segmentanalyse und geraden Grenzen in der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode. Die nach visuellem Eindruck konstantesten Verläufe zeigt die mittlere Portalszissur. Dies unterstreicht auch die im

Vergleich zu den anderen Sektorgrenzen mit 63 mm geringste Spannweite der Ergebnisse (152 mm für die LPS; 162 mm für die RPS). Somit bildet der Mittelwert von 40 mm bzw. der mediane Wert von 42 mm einen relativ konstanten Abstand zwischen den mittleren Sektorgrenzen der beiden untersuchten Methoden. Bei Betrachtung der linken Sektorgrenzen fallen einzelne „Ausreißer“ auf, die große Unterschiede zwischen beiden Methoden zeigen und sich in der großen Spannweite der Ergebnisse ausdrücken. Die bei den übrigen Patienten relativ gute Übereinstimmung beider Grenzverläufe spiegelt sich in dem niedrigen Medianwert von 36 mm. Die rechte Portalszissur zeigt in der CSA bei fast allen untersuchten Patienten einen sehr unregelmäßigen Verlauf, der kaum mit der geraden Grenzlinie in Projektion auf die rechte Lebervene (Segmentmodell – Methode) vergleichbar ist. Auffällig ist eine Inkohärenz der Ergebnisse, die sich in der großen Standardabweichung (51,1) des Mittelwerts bzw. der großen Spannweite (162 mm) der maximalen Abstände niederschlägt (Minimum 14 mm, Maximum 176 mm).

Bei der Messung der Grenzebenenwinkel zur Frontalebene in der Segmentmodell – Methode (Kapitel 3.4.) fiel auf, dass die Ergebnisse im Bereich der RPS die größte Streuung aufwiesen. Die rechte Sektorgrenze besitzt somit sowohl in den Ergebnissen der computergestützten Segmentanalyse als auch in der Segmentmodell – Methode die größte Varianz in ihrem Verlauf. Im Bezug auf die intrahepatischen Gefäßverläufe lässt sich diese Beobachtung wie folgt interpretieren: Da sich die Sektorgrenzebenen in der Segmentmodell – Methode an dem intrahepatischen Lebervenenverlauf orientieren, repräsentieren die Sektorgrenzen näherungsweise die Hauptverlaufsrichtung der Lebervenenhauptäste. In einer Untersuchung der Abstände von Sektorgrenzebene nach der Segmentmodell – Methode und den Lebervenen konnten Fasel et al. zeigen, dass die maximalen Abstände mit 4,2 bis 18,6 mm relativ gering ausfallen und somit die Übereinstimmung von Grenzebene und Vene recht gut ist [22].

Eine große Streuung der Winkel der RPS zur Frontalebene ist auf Grund dieser Ergebnisse ein Hinweis auf größere Variationen im Verlauf der rechten Vena hepatica.

Die computergenerierte Segmentanalyse (CSA) ist abhängig vom Verzweigungsmuster der Pfortaderäste. Die beschriebenen großen Variationen der rechts posterioren und anterioren Sektoren in der CSA sind somit indirekt ein Hinweis

auf große Variationen der Segmentastverzweigung (entsprechend der 3. Teilungsebene) des rechten Pfortaderhauptastes.

Im Jahre 1954 veröffentlichte der Anatom Hans Elias in "Segments of the Liver" sein auf Pfortaderverzweigung und Lebervenenverlauf basierendes Segmentmodell [20]. Dabei machte er die Beobachtung eines ausgeprägten Kreuzungsverhaltens der afferenten und efferenten vaskulären Systeme der rechten Leberhälfte, die eine Unterteilung in Segmente, im Gegensatz zur linken Leberhälfte, nicht zulasse. Die eigene Beobachtung großer Variationen des Gefäßverlaufs im Bereich der rechten Leberhälfte deckt sich mit den beschriebenen Ergebnissen aus dieser anatomischen Studie.

Die relativ konstanten Ergebnisse für den mittleren Leberabschnitt sowie die linke Leberhälfte sowohl in der Segmentmodell – Methode als auch der CSA weisen wiederum auf konstantere Lebervenenverläufe und regelmäßigerer Pfortaderverzweigungsmuster in diesen Bereichen hin.

Fasel et. al. hatten im Rahmen einer in vitro Studie an 5 Leberpräparaten die Bestimmung des Abstands der Sektorgrenzen durch den Vergleich von Segmentmodell – Methode und anatomischen Untersuchungen an Korrosionspräparaten durchgeführt [24]. Untersucht wurden pro Leberpräparat je fünf CT – Einzelschichten hinsichtlich einer Quantifizierung der maximalen Abstände der Segmentgrenzlinien. Dabei zeigte sich ein durchschnittlicher maximaler Abstand von 23 mm (range 10 – 40 mm) zwischen den Sektorgrenzen beider Methoden. Eine Differenzierung zwischen den drei untersuchten Grenzen ist nicht erfolgt, so dass ein direkter Vergleich mit den eigenen Ergebnisse schwierig ist. Für die mittlere und linke Sektorgrenze zeigten sich die Sektorgrenzenabstände zwischen CSA und SMM im eigenen Patientengut um durchschnittlich ca. 20 mm größer als der angegebene Durchschnittswert von 23 mm in der Untersuchung Fasels. Bei der Untersuchung der maximalen Abstände an der rechten Portalszissur waren die eigenen Ergebnisse im Durchschnitt ca. 70 mm größer im Vergleich zu dem Wert in der angeführten Studie. Bei Bildung eines Gesamtdurchschnitts der maximalen Grenzabstände im eigenen Patientengut (59,1 mm) ergibt sich eine Differenz zu den Ergebnissen Fasels von fast 40 mm. Diese Unterschiede sind möglicherweise bedingt durch zu geringe Fallzahlen.

Auffällig bei den eigenen Untersuchungsergebnissen sind relativ konstante und vergleichbare Segmentgrenzenverläufe in der CSA und der Segmentmodell – Methode im Bezug auf die mittlere und die linke Portalszissur, wohingegen deutliche Unterschiede im Bereich der rechten Portalszissur vorliegen.

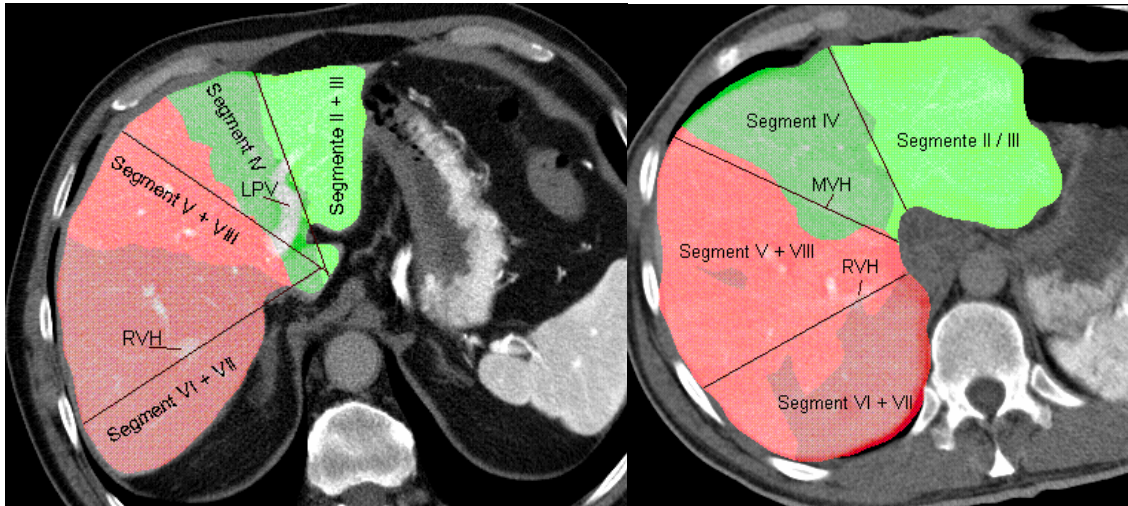


Abbildung 30: Unterschiede im Segmentgrenzenverlauf

Die beiden Abbildungen zeigen Beispiele der Unterschiede im Segmentgrenzenverlauf zwischen Segmentmodell – Methode (durch schwarze Geraden dargestellt) und computergestützter Segmentanalyse (farbig markierte Segmente). Auffällig sind die großen Unterschiede im Bereich der rechten Portalszissur im Vergleich zur mittleren und linken Segmentgrenze mit in Relation dazu geringeren Unterschieden.
Pat.-Nr. 8 (links) und Nr. 20 (rechtes Bild).

Die deutlich erhöhte Varianz des Verlaufs der rechten Lebervene als Landmarke der Segmentmodell – Methode wurde zuvor beschrieben. Diese Beobachtung könnte die Ursache für die auffälligen Diskrepanzen sein. Somit wäre insbesondere für den Bereich der rechten Portalszissur die Anwendung der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode in Frage zu stellen.

4.3.5. Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften und Sektoren

Die Untersuchung der prozentualen Anteiligkeiten einzelner Leberteilvolumina erfolgte getrennt in:

1. Untersuchung der zwei funktionellen Leberhälften,
2. Untersuchung der vier Lebersektoren (Doppelsegmente).

4.3.5.1. Leberhälftenanteiligkeiten und Leberhälftengrenzverlauf

Durch die Segmentmodell – Methode wurde für die funktionell rechte Leberhälfte im Rahmen der eigenen Arbeit ein prozentualer Anteil am Lebergesamtvolumen von im Mittel 65,2% bei einem Anteil von 34,8% der linken Leberhälfte bestimmt. Durch die computergestützte Segmentanalyse wurden für die rechte Leberhälfte ein Anteil von 67,3% berechnet, 32,7% für die linke Hälfte.

In der Arbeit "Revolution in Liver Surgery" aus dem Jahre 1990 zitierten H. Bismuth et al. [9] frühere Ergebnisse lebervolumetrischer Untersuchungen im Rahmen anatomischer Studien. Dabei ergab sich ein prozentualer Anteil von 65% zugunsten der rechten Leberhälfte gegenüber 35% für die linke Hälfte.

Diese Zahlen aus anatomischen Studien zeigen eine gute Übereinstimmung mit den eigenen Ergebnissen, denen ein radiologisches sowie ein computergeneriertes automatisches Segmenteinteilungsverfahren zugrunde lag. Im Vergleich zwischen den Ergebnissen der SMM und der CSA bei der Untersuchung der prozentualen Volumenanteiligkeiten der Leberhälften zeigt sich eine Differenz der Leberhälftenvolumina von im Mittel 2,1% (Standardabweichungen: Segmentmodell Methode: 5,3 / CSA: 2,9). Die Mediane der Leberhälftenvolumina in der Segmentmodell – Methode weichen um nur 1,6% von den errechneten Volumina der CSA ab.

Zur Beurteilung der Frage nach der Relevanz des Unterschieds der Lebervolumina zwischen beiden Methoden soll eine Beispielrechnung sowie ein konstruiertes Fallbeispiel dienen. Bei einem angenommenen Lebervolumen von 1800 ml ergäbe eine Differenz von 2,1% ein Lebervolumen von 37,8 ml. Eine Differenz von 1,6% wäre gleichbedeutend mit einem Lebervolumen von 28,8 ml. Mit Blick auf die praktische Anwendung beider Methoden zur Planung und Durchführung eines leberchirurgischen Eingriffs läge das Volumen unterschiedlichen Segmenten zugeordneten Lebergewebes somit etwa zwischen 30 bis 40 ml.

Um das errechnete Volumen hinsichtlich der Relevanz für einen geplanten leberchirurgischen Eingriff beurteilen zu können, soll diesem das Volumen einer hypothetischen Lebermetastase von 3 cm Durchmesser gegenüber gestellt werden. Diese Raumforderung besäße ein Volumen von 14,1 ml. Das in der Beispielrechnung

errechnete, potentiell einem falschen Lebersegment zugeordnete Lebervolumen von ca. 30 – 40 ml könnte damit eine 3 cm große Lebermetastase tragen mitsamt eines umgebenden Lebergewebssaums von 1 cm (was insgesamt einem Volumen von ca. 35 ml entspräche). Das vorgestellte Fallbeispiel demonstriert, dass auch bei vermeintlich guter Übereinstimmung der Leberhäftenvolumina im Vergleich der Segmentmodell – Methode und der computergestützten Segmentanalyse und bei verhältnismäßig geringen Abständen der Grenzlinien im Bereich der mittleren Portalszissur größere Metastasen vollständig unterschiedlichen Segmenten zugeordnet werden können. Dies spricht für eine klinische Relevanz der dargestellten Unterschiede zwischen der SMM und der CSA im Bezug auf die Planung und Durchführung segmentgerechter leberchirurgischer Eingriffe.

In Abbildung 31 ist der konstruierte Fall einer Raumforderung (schwarze Kugel) in einem Leberareal illustriert, das durch die SMM und die CSA unterschiedlichen Segmenten zugeordnet wurde. Im vorgestellten Fall ergäbe sich im Rahmen einer präoperativen Segmentzuordnung zur Eingriffsplanung bei Verwendung der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode eine Zugehörigkeit der Raumforderung zum Segment IV (links anteriorer Sektor). Bei Anwendung der computergestützten Segmentanalyse ergäbe sich jedoch eine Zugehörigkeit des betreffenden Areals zu den Segmenten V / VIII (rechts anteriorer Sektor).

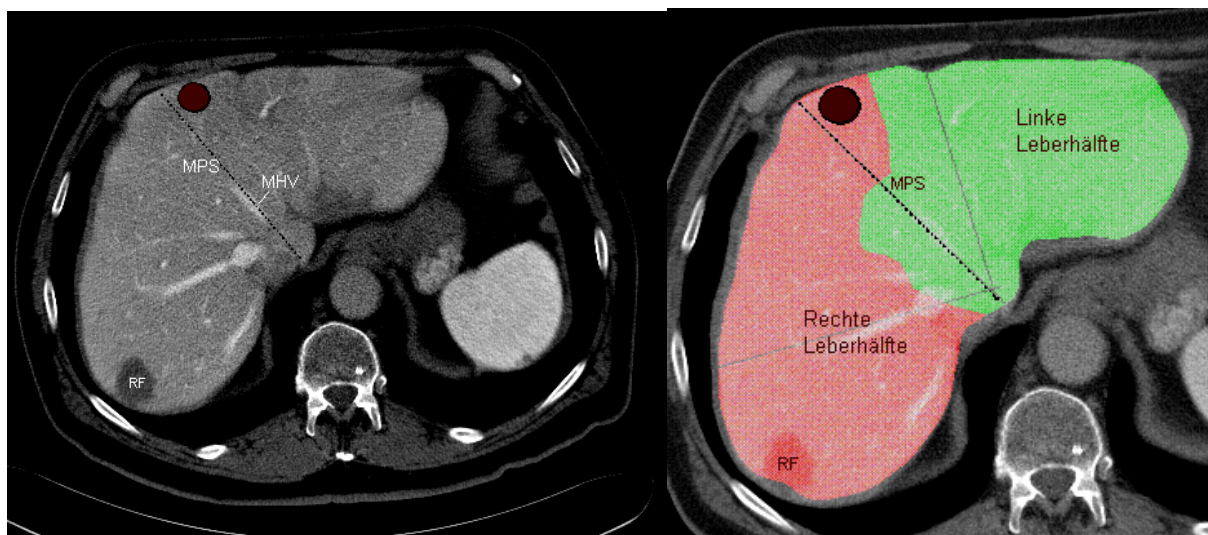


Abbildung 31: Verfahrenabhängig unterschiedliche Segmentzuordnung einer Lebermetastase

Die Abbildung demonstriert die Lage einer hypothetischen Metastase (schwarze Kugel) in einem von SMM und CSA unterschiedlich zugeordneten Leberareal. Die Segmentgrenze

der Segmentmodell – Methode ist mit schwarzer Linie dargestellt, die Grenzen der computergenerierten Segmentanalyse zeigen einen wellenförmigen Verlauf. MPS = mittlere Portalszissur, entsprechend der funktionellen Leberhäftengrenze, RF = Raumforderung. Pat. Nr. 4

Im Bezug auf die praktische Anwendung der Segmenteinteilungsmethoden muss der folgende, in der Abbildung 32 illustrierte Umstand beachtet werden:

Die mittels SMM und CSA bestimmten Segmentareale haben bei differierenden Segmentgrenzverläufen unterschiedliche Ausdehnungen. Der Unterschied in den Segmentvolumina zwischen beiden Methoden spiegelt jedoch nicht unbedingt das Ausmaß der für eine chirurgische Intervention maßgeblichen Lageunterschiede wieder. Um die Übereinstimmung der nach beiden Methoden bestimmten Segmentvolumina hinsichtlich Lageunterschieden der Segmente bewerten zu können, muss der maximale Abstand (d in Abb. 32) in die Betrachtung mit einbezogen werden.

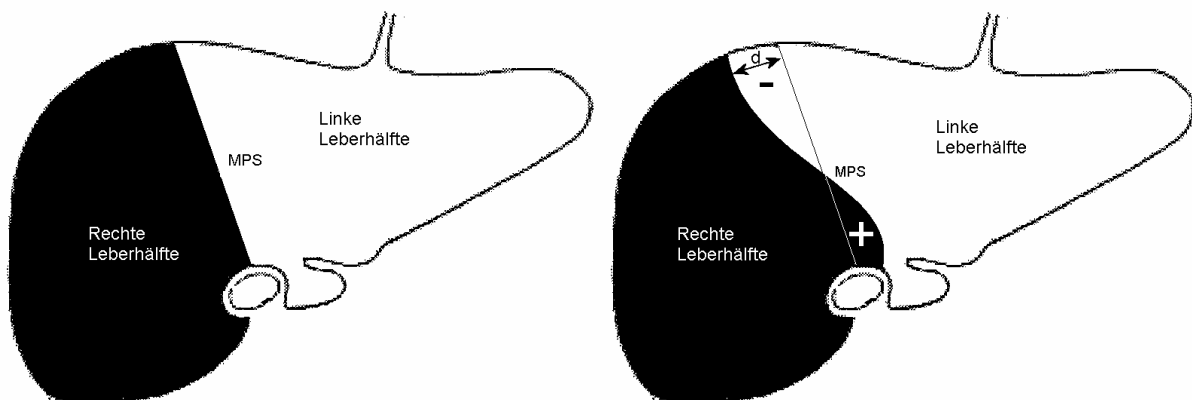


Abbildung 32: Segmentgrenzverläufe versus Leberhäftenvolumina

Die Abbildung demonstriert, dass auch bei vergleichbaren Segmentvolumina im Vergleich von SMM und CSA eine unterschiedliche Lage der Segmente vorliegen kann wegen der Unterschiede im Segmentgrenzverlauf. Entscheidend für die Beurteilung der Frage nach der Übereinstimmung beider Methoden ist deshalb die Einbeziehung des maximalen Segmentgrenzenabstandes (d).

Die Tatsache, dass auch bei guter Übereinstimmung der Segmentvolumina deutlich abweichende Segmentgrenzverläufe vorliegen können, zeigt sich in der Betrachtung

der maximalen Abstände der Segmentgrenzen in Relation zu den Segmentvolumendifferenzen (Tabelle 19, s. auch Abschnitt 4.3.4.).

Tabelle 19: Differenz der Leberhälftenvolumina und max. Abstände der MPS

Pat.-Nr.	Δ SMM - CSA	Max. Abstand der MPS
35	0.1%	50
27	0.2%	26
10	0.3%	14
20	0.8%	33
26	0.9%	46
17	1.0%	11
3	1.1%	24
18	1.7%	20
32	1.9%	31
4	2.3%	42
11	2.7%	53
34	2.9%	30
1	3.5%	42
31	3.5%	25
15	3.6%	53
5	4.1%	54
8	4.5%	47
25	4.5%	37
9	4.9%	47
13	5.6%	46
19	5.6%	68
7	5.7%	33
14	6.2%	28
28	7.7%	50
29	8.3%	51
33	10.5%	56

Die Ergebnisse unterstreichen die Bedeutung der Bestimmung des exakten Segmentgrenzenverlaufs zur Planung eines leberchirurgischen Eingriffs. Lebervolumetrische Ergebnisse allein sind für die segmentgerechte Leberchirurgie nicht ausreichend.

Die Tatsache, dass Segmentgrenzen keinen geraden Linien entsprechen, sondern einen wellenförmigen Verlauf zeigen, wurde in zahlreichen Veröffentlichungen beschrieben [12;62;82]. Im eigenen Patientenkollektiv zeigte sich die Darstellung einer wellenförmigen mittleren Portalszissur bei fehlender Kontrastierung des linken

Pfortaderstammes (Abbildung 33). Der betreffende Datensatz wurde aufgrund der definierten Ausschlusskriterien nicht in die Studie aufgenommen.

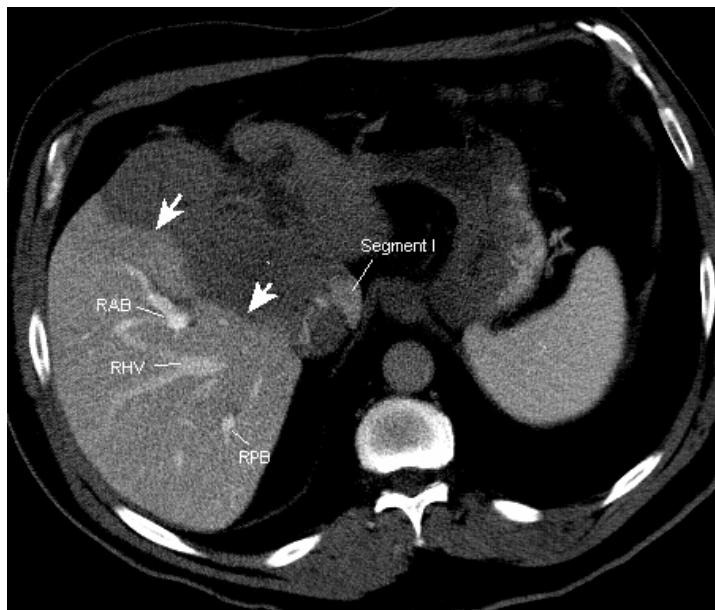


Abbildung 33: Wellenförmiger Segmentgrenzenverlauf durch Pfortaderstammokklusion

In der Abbildung wird der wellenförmige Segmentgrenzenverlauf im Bereich der mittleren Portalszissur deutlich (mit weißen Pfeil markiert). Dies ist bedingt durch eine vollständig fehlende Kontrastierung des linken Pfortaderstammes. Das Segment I ist hingegen aufgrund direkter Zuflüsse aus dem Pfortaderhauptstamm kontrastiert. Die Pfortaderäste der rechten Leberhälfte (RAB = rechts anteriorer Sektorast, RPB = rechts posteriorer Sektorast) sowie die rechte Lebervene (RHV) sind in ihrem Verlauf gut sichtbar dargestellt. Dieser Datensatz wurde aufgrund der definierten Ausschlusskriterien nicht in die Studie aufgenommen.

Die Übereinstimmung der durch SMM und CSA generierten Segmentgrenzen war, wie Abbildung 34 demonstriert, im eigenen Patientengut unterschiedlich ausgeprägt. Jedoch ist ein durchschnittlicher Abstand beider Segmentgrenzen von 4 cm für die Planung segmentgerechter leberchirurgischer Eingriffe zu groß angesichts der in oben beschriebener Beispielrechnung demonstrierten Gefahr, Raumforderungen komplett falschen Segmenten zuzuordnen.

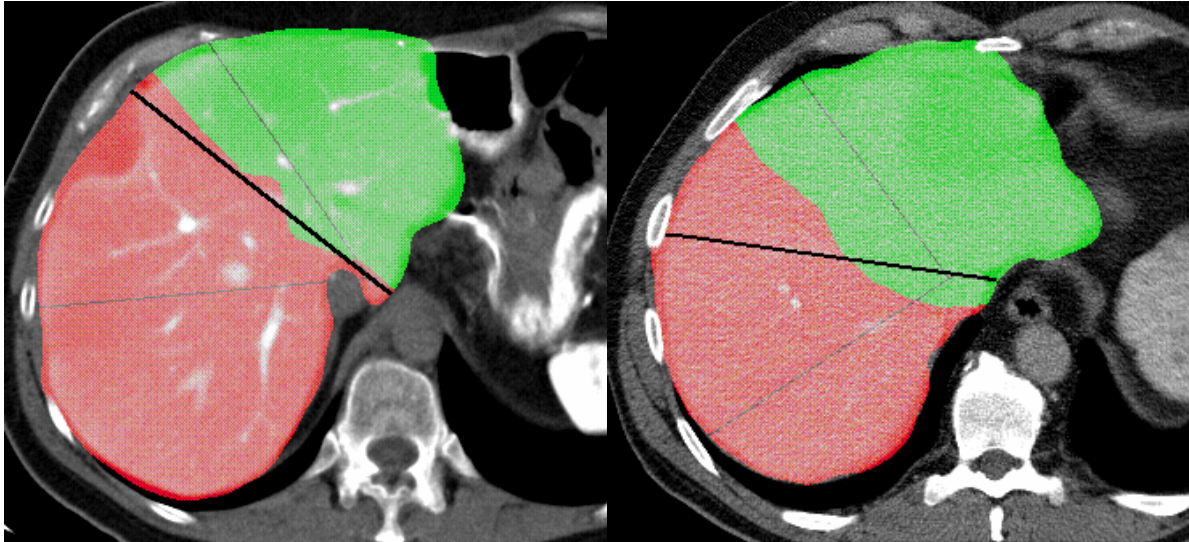


Abbildung 34: Differenzen im Segmentgrenzenverlauf

Die farbige Darstellung in eine rote rechte Leberhälfte und eine grüne linke ist das Ergebnis der computergenerierten Segmentanalyse. Die schwarzen Linien markieren die Leberhälftengrenze nach der Segmentmodell – Methode.

Das linke Bild zeigt eine relativ gute Übereinstimmung der Grenzverläufe im Vergleich der CSA und SMM. Der gemessene maximale Segmentgrenzenabstand betrug 11 mm. Die Leberhälftenanteiligkeiten waren durch SMM mit 69,3% (rechts) zu 30,7% (links) und durch die CSA mit 70,3% (rechts) zu 29,7% (links) bestimmt worden. (Pat. Nr. 17).

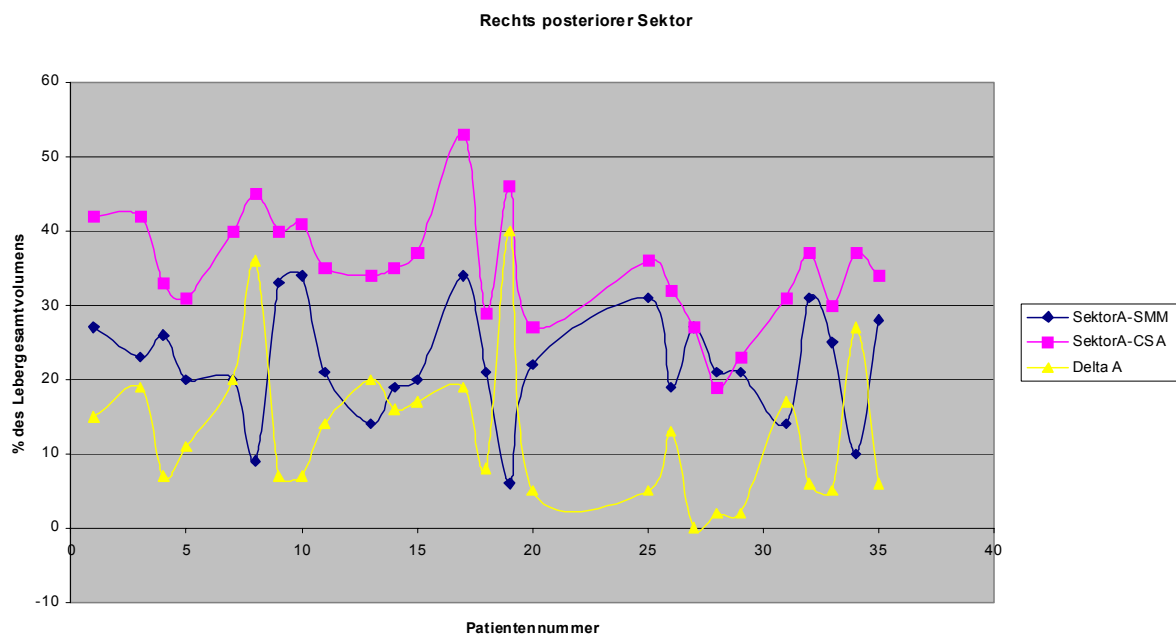
Im rechten Bild zeigen sich zwischen beiden Grenzverläufen deutliche Unterschiede. Der maximale Segmentgrenzenabstand betrug 50 mm. Die Leberhälftenanteiligkeiten zeigten im Vergleich beider Methoden große Unterschiede. Durch die SMM wurde folgende Verteilung bestimmt: 59,5% (rechts) zu 40,5% (links). Die CSA erbrachte folgende Werte: 67,2% (rechts) zu 32,8% (links). (Pat. Nr. 28).

Die Bestimmung des individuellen Segmentgrenzenverlaufs ist für eine präoperative Leberresektionsplanung erforderlich. Der approximative Charakter der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode als Möglichkeit einer Segmenteinteilung der Leber mit der Verwendung gerader Segmentgrenzen gewährleistet jedoch zu diesem Zwecke keine ausreichend exakte Darstellung der Lebersegmentanatomie. Bei Anwendung der Segmentmodell – Methode besteht dem zu Folge die Gefahr, dass hepatische Raumforderungen falschen Segmenten zugeordnet werden.

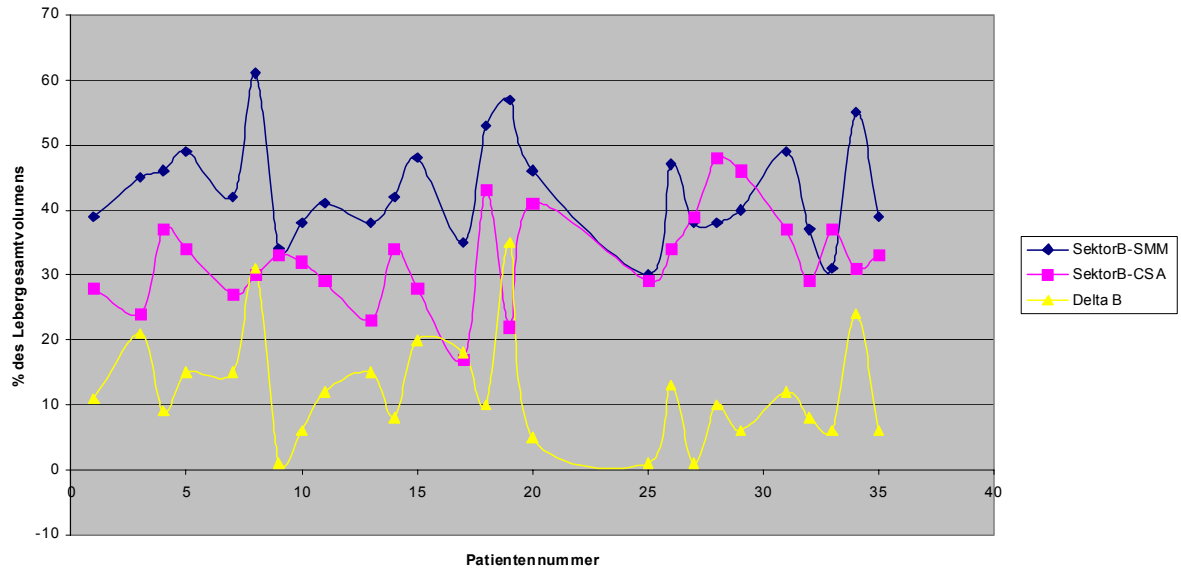
4.3.5.2. Sektoranteiligkeiten und Segmentgrenzenverläufe der RPS + LPS

Analog zur Untersuchung der Leberhälftevolumina und des Segmentgrenzenverlaufs der mittleren Portalszissur im vorangehenden Abschnitt wurde ein Vergleich der Sektorvolumina zwischen der Segmentmodell – Methode und der computergestützten Segmentanalyse sowie eine Beurteilung des Segmentgrenzenverlaufs der rechten und linken Portalszissur durchgeführt.

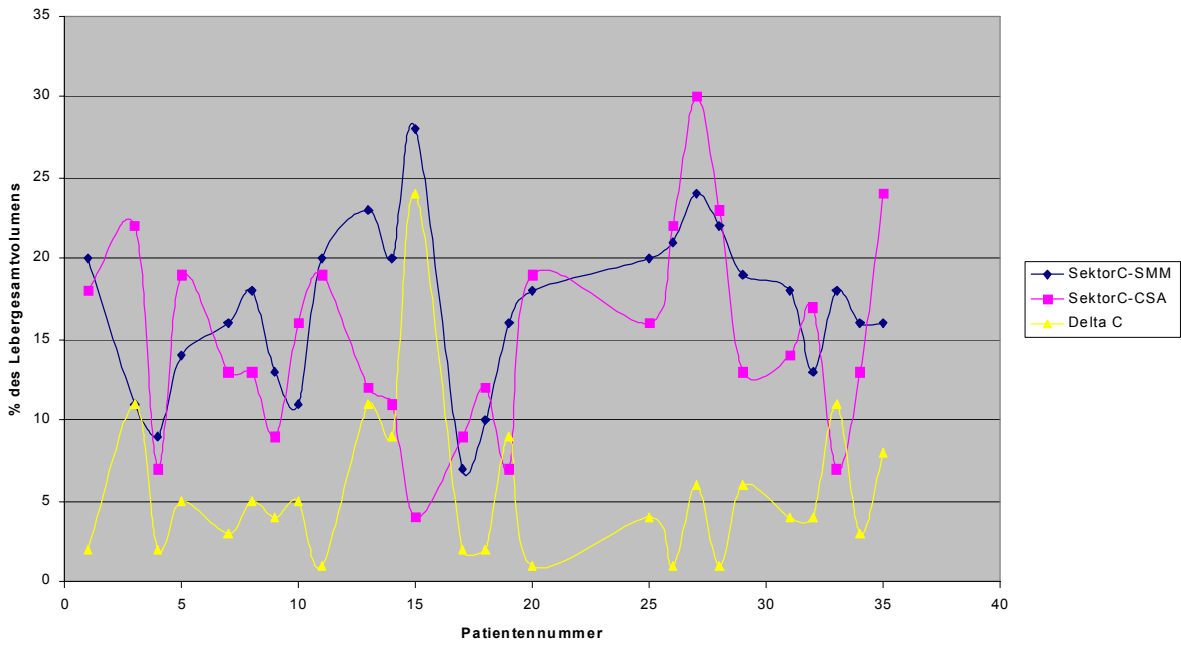
Die Differenzen der Sektorvolumina im Vergleich von CSA ⁽¹⁾ und SMM ⁽²⁾ (Delta Sektor₁-Sektor₂) zeigen für die beiden rechten Sektoren deutlich größere Unterschiede als für die Sektoren der funktionell linken Leberhälfte. Die Ergebnisse werden in der Tabelle 16 beschrieben (Abschnitt 3.6.4) sowie durch die Graphiken in Abbildung 35 hervorgehoben.



Rechts anteriorer Sektor



Links anteriorer Sektor



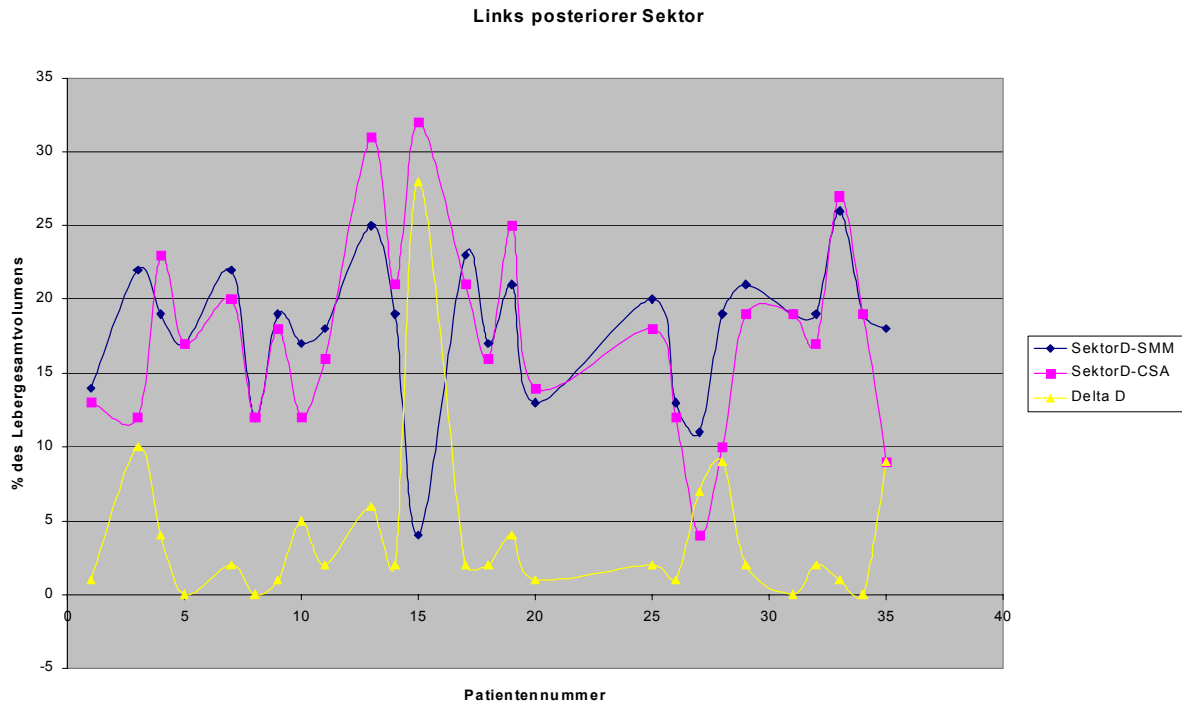


Abbildung 35: Graphische Darstellung der Sektorverteilung nach SMM und CSA

Die vier Graphiken beschreiben die Ergebnisse der Sektorverteilung in der Gegenüberstellung von Segmentmodell – Methode (blaue Kurve) und computergenerierter Segmentanalyse (lila Kurve). Die gelbe Kurve beschreibt die Differenz der Sektoranteiligkeiten beider Methoden (Delta SMM – CSA). Sektor A steht für den rechts posterioren Sektor, Sektor B für den rechts anterioren, Sektor C für den links anterioren und Sektor D für den links posterioren Sektor.

Die Differenzen zwischen den prozentualen Volumenanteiligkeiten des rechts posterioren Sektors in der SSM und in der CSA (ΔA) ergeben im Mittel eine Volumenanteiligkeitsdifferenz von 13,2% (Median 12,15%). Zu beachten ist die große Streuung der Werte, die sich in der hohen Standardabweichung von 10,1 und einer Spannweite der Werte von 40,2% ausdrückt. Bei einem angenommenen Lebervolumen von 1800 ml ergibt sich für den Volumenunterschied von im Mittel 13,2% (bzw. 12,15%) ein effektives Differenzvolumen von 237,6ml (bzw. 218,7ml) zwischen der computergestützten Segmentanalyse und der Segmentmodell – Methode.

Die Differenzvolumina für den rechts anterioren Sektor sind ähnlich hoch. Der Mittelwert der Volumendifferenz zwischen beiden Methoden für diesen Sektor liegt bei 12,1% bei einer Standardabweichung von 8,6 und einer Streuung der Werte in einer

Spanne von 34,2%. Der Median beträgt 10,7%. Für den rechts anterioren Sektor ergäbe sich in der Beispielrechnung mit einem Lebervolumen von 1800ml ein Differenzvolumen von 217,8ml (bzw. 192,6ml).

Die Beobachtung großer Unterschiede der Sektorvolumina zwischen Segmentmodell – Methode und CSA für den Bereich der rechten Leberhälfte deckt sich mit den beschriebenen Ergebnissen der Untersuchung der rechten Portalszissur (RPS), die diese beiden Sektoren trennt. Die maximalen Abstände zwischen den Segmentgrenzen waren im Bereich der RPS mit im Mittel 92,5mm deutlich höher als an der mittleren (40mm) bzw. linken Sektorgrenze (44,9mm). Es konnte zuvor gezeigt werden, dass die rechte Portalszissur unter den untersuchten Grenzebenen sowohl in der Segmentmodell – Methode als auch in der computergestützten Segmentanalyse die größte Variation im Verlauf aufweist. Dies scheint mit den beobachteten großen Variationen in den Volumina der rechten Lebersektoren zu korrelieren. Unterschiedliche Methoden der Sektorgrenzbestimmung zwischen rechts anterioren und posterioren Sektoren bedingen folglich potentielle Fehlzuordnungen größerer Segmentvolumina.

Die Differenzen ΔC und ΔD der Sektorvolumina der funktionell linken Leberhälfte sind, wie die Gegenüberstellung in Tabelle 16 zeigt, deutlich niedriger als die zuvor diskutierten Unterschiede im Bereich der rechten Leberhälfte. Am geringsten sind die Unterschiede im Bereich des links posterioren Sektors. Hier zeigte sich eine Abweichung von nur 3,9% im Mittel aller Werte (Median 2,1%). Bezogen auf die zuvor angestellten Beispielrechnungen bei einem Lebervolumen von 1800ml wäre dies ein potentiell fehlerhaft bestimmtes Lebervolumen von 70,2ml (bzw. 37,8ml).

Für den links anterioren Sektor beträgt der Mittelwert der Differenz ΔC 5,6% (Median 4,25%). Dies entspräche bei einem Lebervolumen von 1800ml einem Volumen 100,8ml (bzw. 76,5ml).

Die Ergebnisse bezüglich der Sektorvolumendifferenzen werden auch durch die graphische Gegenüberstellung (Abb. 35) deutlich. Für die beiden rechten Sektoren zeigen sich große Unterschiede zwischen beiden Kurvenverläufen, während besonders für den links posterioren Sektor die Kurven bis auf einzelne Ausreißer (z.B. Pat. Nr. 15) nur relativ geringe Unterschiede zeigen.

In der zuvor zitierten Veröffentlichung von H. Bismuth [9] finden sich Angaben zur prozentualen Verteilung der Lebersegmente. Diese Ergebnisse aus anatomischen Untersuchungen der Leber sind in der Tabelle 20 den eigenen Ergebnisse gegenübergestellt.

Tabelle 20: Vergleich der Sektorverteilung mit den Angaben Bismuths

	Rechts posteriorer Sektor	Rechts anteriorer Sektor	Links anteriorer Sektor	Links posteriorer Sektor
Bismuth [9]	30%	35%	20%	15%
Eigenes Kollektiv SMM	22%	43%	17%	18%
Eigenes Kollektiv CSA	35%	32%	15%	18%

Gegenüberstellung der eigenen Untersuchungsergebnisse in Prozent mit Angaben aus der Literatur [9].

Im Vergleich zeigt sich, dass die beste Übereinstimmung der Werte im Bereich des links posterioren Sektors liegt. Die größten Unterschiede finden sich für den rechts posterioren Sektor. Im Vergleich der Ergebnisse Bismuths [9] mit den eigenen Ergebnissen ist eine Tendenz auffällig:

Die Variationen im Volumen der Sektoren nehmen von links medial (links posteriorer Sektor) nach rechts lateral (rechts posteriorer Sektor) tendenziell zu.

Für den Bereich der rechten Leberhälfte zeigt sich eine deutlich höhere Korrelation der bei Bismuth genannten und im Rahmen einer autoptischen Studie gewonnenen Ergebnisse zu den Resultaten der computergestützten Segmentanalyse als zu Werten der Segmentmodell – Methode.

4.3.5.3. Korrelation von Pfortaderramifikationstypen zu Leberhäftenvolumina

Postpartal kommt es im Rahmen der Leberentwicklung nach Obliteration der Vena umbilicalis zu Veränderungen der Pfortaderanatomie im Sinne einer unterschiedlich ausgeprägten Linkswanderung des Gefäßstamms entlang der Pars transversalis.

Diese Anpassung der vaskulären Strukturen an die veränderte hämodynamische Situation entscheidet über den entstehenden Pfortaderramifikationstyp (vgl. auch Abschnitt 1.3.2.1) [14]. Bei vollständiger „Linkswanderung“ des Pfortaderstamms entsteht ein Bifurkationstyp, während bei ausbleibender Verlagerung der Vena portae ein H – Typ entsteht. Eine Mittelstellung nimmt der Trifurkationstyp ein. Zur Beantwortung der Fragestellung, ob eine unterschiedliche Lage der Pfortaderstämme mit der Dominanz einer der beiden Leberhälften korreliert, erscheinen die Ergebnisse der CSA als am geeignetsten, da diese Methode die Distribution der von Pfortaderästen abhängigen Leberterritorien beschreibt.

Die Ergebnisse der Untersuchung der Ramifikationstypen wurden korreliert mit den Anteiligkeiten der rechten Leberhälfte. Es zeigt sich, dass bei Anwendung der CSA die Lebervolumina der rechten Leberhälfte bei Vorliegen eines H – Typs sämtlich über dem Durchschnitt von 67,3 Vol.-% liegen. Die Charakteristik des H – Verzweigungstyps ist eine fehlende „Linkswanderung“ des Pfortaderbaums.

Bei Vorliegen eines Trifurkationstyps ist bei 50% der Patienten das Volumen der rechten Leberhälfte größer als im Durchschnitt.

Im Vergleich dazu zeigte sich bei nur 31% aller Patienten mit Pfortaderbifurkation eine deutliche Dominanz des rechten Leberlappens. Die Relation der Leberhälftenanteiligkeiten zeigte sich insgesamt eher zugunsten des linken Leberlappens verschoben.

Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass bei zunehmender Linksverlagerung der Pfortader die Anteiligkeit der rechten Leberhälfte am Lebergesamtvolumen abnimmt. Dies lässt sich durch den vermehrten Blutfluss in den Bereich der linken Leberhälfte zu erklären. Die Pfortaderverzweigung scheint somit Auswirkung auf die Entwicklung der Größenverhältnisse der Leber zu haben, wobei bei Vorliegen einer Bifurkation die funktionell rechte Leberhälfte weniger dominiert als bei einem H – Typ. Die Trifurkation nimmt dahingehend eine Mittelstellung ein.

4.4. Drop outs

Die neun „Drop-out“ – Patienten waren im Durchschnitt 59 Jahre alt und zeigten damit eine Verteilung entsprechend dem gesamten Patientenkollektiv (Altersdurchschnitt 58 Jahre). Die CTAP – Untersuchungen bestanden im Falle der 9 betreffenden

Patientendatensätze aus durchschnittlich 50 Schichten (48 Schichten im Gesamtkollektiv). Die Anfertigungsdaten der 9 CTAP – Untersuchungen liegen im Rahmen einer Normalverteilung zwischen den Jahren 1991 und 1998 (Median 1995).

Auffällig ist, dass sich unter den 9 betreffenden Patientendatensätzen sechs mit mehr als 4 Leberläsionen oder großen Läsionen (>5cm) befinden (66,7%). Unter dem in die Studie eingeschlossenen Gesamtkollektiv von 35 Patienten finden sich insgesamt 7 Datensätze dieser Kategorie (20%). Nur ein Datensatz, der eine entsprechende Verteilung von Leberläsionen zeigte, konnte vollständig und protokollgerecht untersucht werden.

Eine Änderung der Pfortadergefäßarchitektur durch die Lebermetastasierung war in den aufgeführten Fällen, wie in Abbildung 36 beispielhaft gezeigt, nicht erkennbar. Es kann jedoch vermutet werden, dass die Inhomogenität des Lebergewebes bei mehreren fokalen Leberläsionen mit zahlreichen Dichteunterschieden die mathematischen Algorithmen der computergenerierten Segmentanalyse stören und eine Berechnung nicht zulassen.



Abbildung 36 Pfortader und fokale Leberläsionen

Linkes Bild: Darstellung ausgeprägter fokaler Leberläsionen in einer CT – Einzelschicht, Pat. Nr. 12

Mittleres Bild: Maximum Intensity Projection (MIP) mit Darstellung des Pfortadergefäßbaums, gleicher Patient.

Rechtes Bild: Mit Hilfe der ImgLAB – Software segmentierter und interaktiv farbig markierter Pfortaderbaum (rot = rechter Pfortaderhauptast, grün = linker Pfortaderhauptast). Eine Berechnung des abhängigen Leberparenchyms war nicht möglich (Pat. Nr. 12).

Des Weiteren fällt die verhältnismäßig hohe Anzahl einer H – Typ Pfortaderverzweigung unter den “Drop out“ – Datensätzen auf (4 von 9, bzw. 44%). Im gesamten Patientenkollektiv finden sich acht H – Verzweigungstypen (22%). Bei sieben der neun “drop out“ – Datensätze war die automatische Pfortadereextraktion nicht möglich, bei einem Patientendatensatz war wegen nicht ausreichender Darstellung der Lebervenen die Segmenteinteilung nach der Segmentmodell – Methode nicht möglich und bei einem Patienten war nach erfolgreicher Segmentierung der Pfortader die Berechnung des abhängigen Leberparenchyms nicht möglich. Somit zeigten 4 von 7 Datensätze (57%), bei denen die computergenerierte Pfortaderrekonstruktion nicht durchführbar war, einen H – Verzweigungstyp. Die Vermutung, dass das besondere Verzweigungsmuster des sogenannten H – Typs den Algorithmus der Software ImgLAB stört, wäre allerdings bei einer höheren Fallzahl zu überprüfen.

Bemerkenswert ist des Weiteren, dass sich unter den insgesamt 9 “Drop-out“ – Patientendatensätze 7 der insgesamt 10 Datensätze befinden, deren Lebervenenmündungsverhalten nicht nach der Klassifikation von Appel und Loeweneck eingeordnet werden konnte. Die gleiche Übereinstimmung zeigt sich auch bei der Klassifikation nach Hata. Unter den 9 “Drop-out“ – Patienten befinden sich 4 von insgesamt 6 Datensätzen, deren rechte Lebervenenmündung nicht klassifiziert werden konnte und 6 von insgesamt 11 Untersuchungen, bei denen die mittlere bzw. linke Lebervene nicht zugeordnet werden konnte. Dies ist ein weiteres Indiz dafür, dass bei den betreffenden „Methodenversagern“ eine auffällige Variation der gesamten Lebergefäßarchitektur vorzuherrschen scheint.

4.5. Ausblick für die Zukunft

Die computergestützte Segmentanalyse bietet im Rahmen des Einsatzes in der Planung und Entscheidungsfindung der onkologischen Leberchirurgie und der Lebertransplantationschirurgie entscheidende Vorteile gegenüber den etablierten Methoden zur Gefäßdarstellung und Gliederung der Leber.

Die CSA erlaubt die Darstellung der individuellen Anatomie gegenüber dem Rückgriff auf Modellvorstellungen wie die Gefäßverlaufs- und Mündungsklassifikationen sowie die Segmentmodelle. Der herkömmliche zweidimensionale Darstellungsmodus der radiologischen Schnittbildverfahren mit Aufgliederung des Zielorgans in viele

Einzelschichtbilder kann abgelöst werden durch multiplanare, farbige und animierte Visualisierungskonzepte, bei denen sämtliche Lebergefäßstrukturen und die Lebergliederung und in Beziehung dazu etwaige Leberläsionen gleichzeitig dargestellt und unterschiedlich hervorgehoben werden können (s. Abb. 37 – 40).

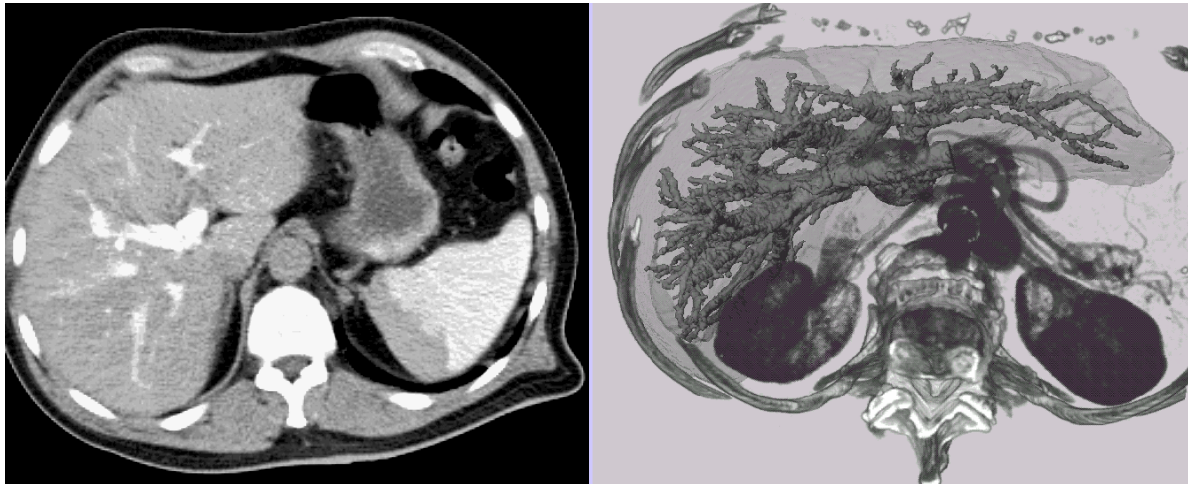


Abbildung 37: Vergleich „alte“ und „neue“ Leberdarstellung

Das linke Bild zeigt die herkömmliche Darstellungsmodalität der Computertomographie. Im Vergleich dazu wird im rechten Bild (MeVis, Bremen) eine Möglichkeit einer neuen Lebervisualisierung mit Darstellung des Pfortaderbaums demonstriert.

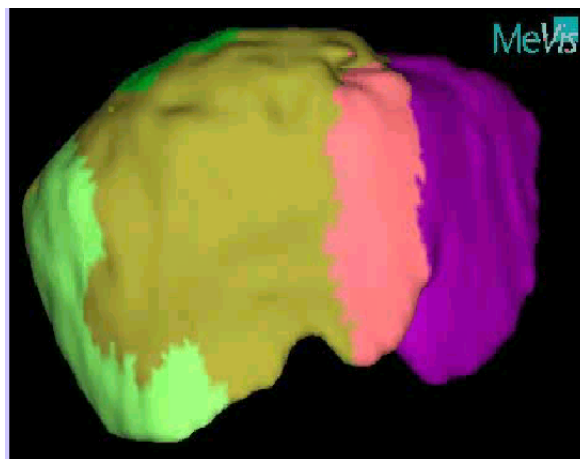


Abbildung 38: Frontalansicht der Leber

Die Abbildung demonstriert eine durch die Software HepaVision (MeVis) generierte individuelle Leberdarstellung in der frontalen Ansicht mit farbig markierter Segmentgliederung

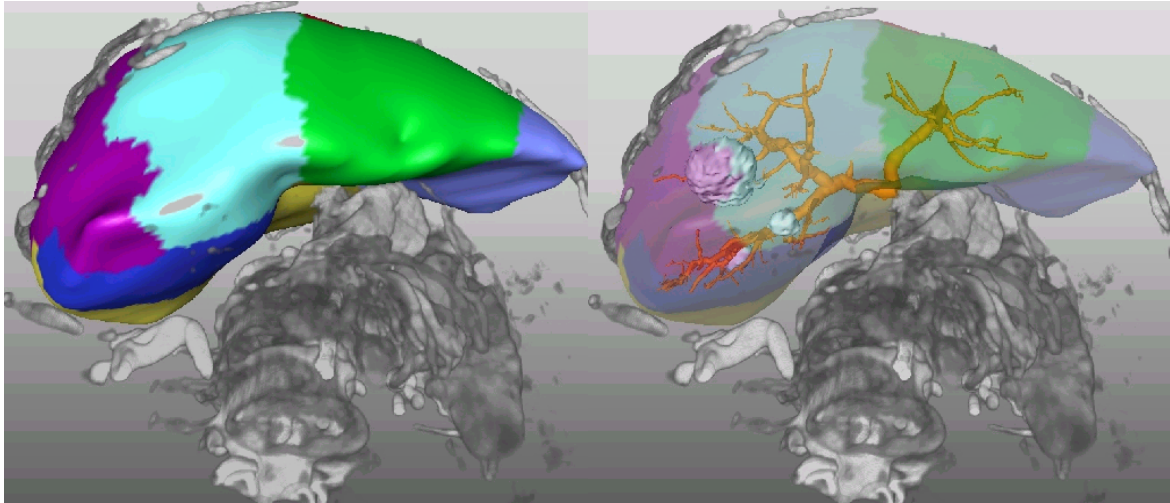


Abbildung 39: 3D – Gefäß- und Segmentdarstellung

Die Bilder demonstrieren weitere dreidimensionale Darstellungsmodalitäten, die die Software HepaVision zur individuellen Lebergefäß- und Segmentvisualisierung bietet.

Des Weiteren wird die Möglichkeit einer Lebervolumetrie sowie einer präoperativen Interventionsplanung und -simulation mit Risikoanalyse geboten.

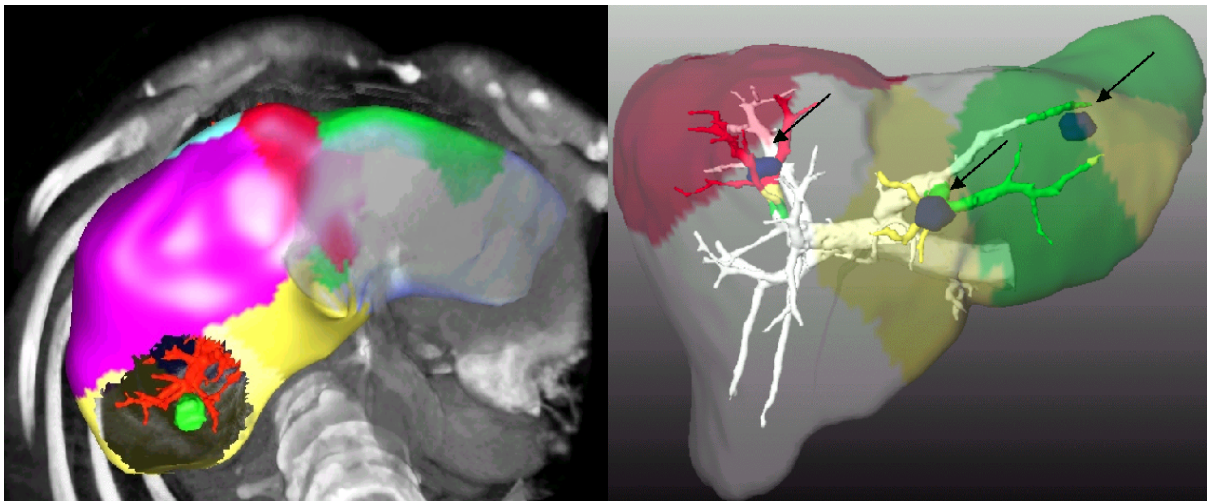


Abbildung 40: Darstellung hepatischer Raumforderungen

Die Abbildungen zeigen Anwendungs- und Visualisierungsmodalitäten der Software HepaVision (MeVis, Bremen). Hepatische Raumforderungen können im Bezug zu Gefäßstrukturen der Leber sowie Lebersegmenten dargestellt werden. Die schwarzen Pfeile im rechten Bild bezeichnen Raumforderung, die im Bezug zur Pfortader- und Segmentgliederung dargestellt werden. Im Rahmen der Anwendung von HepaVision ist eine Rotation der Bilder um jede beliebige Achse möglich.

Die schematischen Segmentmodelle können der großen Variationsbreite der individuellen Leberanatomie nur näherungsweise gerecht werden. Die Software HepaVision bietet durch die vielfältigen Darstellungsmöglichkeit der individuellen Lebergefäß- und Segmentanatomie in Verbindung mit der Möglichkeit einer lebervolumetrie-basierten virtuellen Resektionsrisikoanalyse das Potential, die präoperative Planung von leberonkologischen Eingriffen und von Lebertransplantationen zu verbessern und das Indikationsspektrum zu erweitern.

5. Zusammenfassung

Seit der Möglichkeit der Durchführung leberchirurgischer Eingriffe wurde die Forschung bezüglich der Gefäß- und Segmentanatomie der Leber intensiviert. Mit Fortschritten in chirurgischen Techniken und Materialien entwickelte sich unter Anwendung neuer anatomischer Erkenntnisse die segmentgerechte Leberchirurgie. Sie gilt als Möglichkeit, ein kuratives Resektionskonzept in Einklang zu bringen mit größtmöglicher Schonung intakten Lebergewebes und Minimierung des Blutverlustes.

Im Rahmen der Planung leberchirurgischer Eingriffe besteht jedoch das Problem, dass eine direkte Visualisierung der Lebergliederung durch die Darstellungsmodalitäten der radiologischen bildgebenden Verfahren bis vor kurzem nicht möglich war und daher die Anwendung modellhafter Vorstellungen wie dem Couinaud'schen Segmentmodell üblich ist. Dass diese pauschalen Lebergliederungsmodelle nur eine Näherung an die individuelle Leberanatomie darstellen ist unbestritten.

Mit der Entwicklung radiologischer Volumenakquisitionstechniken wie der Spiral – Computertomographie und leistungsstarker Computer sind die gerätetechnischen Voraussetzungen geschaffen worden, um eine Berechnung der individuellen Lebergliederung in vivo und eine dreidimensionale Darstellung der Lebergefäß- und Segmentanatomie möglich zu machen. Mit der Software ImgLAB / HepaVision der MeVis gGmbH wurde, basierend auf der mathematischen Theorie der fraktalen Geometrie, eine Software entwickelt, die diese Anforderungen zu erfüllen verspricht. Darüber hinaus ist in Verbindung mit einer individuellen Lebervolumetrie eine Interventionsplanung und Risikoanalyse geplanter leberchirurgischer Eingriffe möglich.

In diesem Zusammenhang geht die vorliegende Studie der Frage nach, in wieweit sich die Ergebnisse der etablierten Couinaud'schen Segmentmodell – Methode und der neuen computergestützten Lebersegment- und Gefäßanalyse unterscheiden hinsichtlich Größe der Segmente und unterschiedlicher Segmentgrenzenverläufe. Des Weiteren wird die Frage nach der Klassifizierbarkeit des Lebergefäßverlaufs in bezug auf Vena portae und Lebervenen gestellt. Dazu wurden 35 Spiral – Computertomographieuntersuchungen der Leber hinsichtlich ihres Gefäßverlaufs und ihrer Gefäßgliederung in Anwendung der etablierten Segmentmodell – Methode sowie der neuen Lebergefäß- und Segmentanalysesoftware ImgLAB untersucht. Darüber hinaus wurden beide Methoden hinsichtlich praktischer Probleme in der praktischen

Anwendung beschrieben. Auf die Weiterentwicklung der CSA als zentrales Modul einer praxistauglichen Bildverarbeitungssoftware (HepaVision) wird eingegangen.

Zusammenfassend konnten folgende Ergebnisse gewonnen werden:

Die geraden Segmentgrenzlinien, die im Rahmen der Anwendung der Couinaud'schen Segmentmodell – Methode zur Anwendung kommen, stellen eine modellhafte Näherung an die individuellen Segmentgrenzen der Leber dar. Die computergenerierte Segmentanalyse zeigt hingegen individuelle Segmentgrenzen mit typischen wellenförmigen Verläufen, die aus anatomischen Studien bekannt sind.

Die hilusnahe Pfortaderramifikation zeigte im eigenen Patientengut keine auffälligen Variationen zu den in der Literatur beschriebenen Bifurkations-, Trifurkations- und H – Verzweigungstypen mit vergleichbarer Häufigkeitsverteilung wie in vorhergehenden Studien beschrieben.

Auffällig war eine Korrelation der Pfortaderramifikationstypen zu dem Größenverhältnis zwischen rechter und linker funktioneller Leberhälfte.

Bei Vorliegen einer Pfortaderbifurkation zeigte sich das durchschnittliche Volumen der linken Leberhälfte deutlich größer als bei anderen Verzweigungstypen, während bei H – Verzweigungstypen die rechte Leberhälfte im Vergleich deutlich dominierte. Bei Trifurkationstypen lagen die Volumina beider Leberhälften im Rahmen des Durchschnitts aller Untersuchungen. Diese Beobachtung lässt sich in Bezug setzen zu Veränderungen der Pfortadergefäßarchitektur im Zuge der postpartalen Leberentwicklung mit Änderung der hämodynamischen Flussverhältnisse in der Leber.

Bei der Untersuchung der Lebersektoren war eine Tendenz auffällig:

Die Variationen des Segmentgrenzenverlaufs waren im Bereich der rechten Sektorgrenze am größten. Dies zeigte sich zum einen in deutlich größeren Abständen der Segmentgrenzen zwischen Segmentmodell – Methode und computergestützter Segmentanalyse als im Bereich der mittleren oder linken Portalszissur gemessen wurden. Zum anderen wiesen die Winkel der rechten Lebervene zur Frontalebene eine auffällig größere Spannweite auf als die Winkel der mittleren und linken Lebervenen. Dieses Ergebnis spricht ebenfalls für eine im Vergleich größere Varianz der rechten Portalszissur, da die Bestimmung der Lebervenenverläufe gemäß Segmentmodell – Methode indirekt einer Bestimmung der Sektorgrenzen entspricht.

Während die Unterschiede in der Volumenquantifizierung durch beide untersuchte

Methoden im Vergleich relativ gering war, zeigten die Sektoren der rechten Leberhälfte sowohl in der Segmentmodell – Methode als auch der computergestützten Segmentanalyse deutlich unterschiedliche Volumina. Im Gegensatz dazu wiederum waren die Volumina der linken Lebersektoren nach beiden Methoden vergleichbar. Durch die Anwendung von Beispielrechnungen konnte jedoch gezeigt werden, dass auch kleine Unterschiede in der Volumenquantifizierung im Rahmen der präoperativen Resektionsplanung vor segmentgerechten leberchirurgischen Eingriffen nicht tolerabel sind.

Im Bezug auf Vor- und Nachteile beider untersuchter Methoden waren folgende Punkte auffällig:

Acht von 35 CTAP – Datensätzen konnten nicht vollständig mit der Software ImgLAB bearbeitet werden. Bei der Analyse dieser Methodenversager fiel auf, dass 6 dieser betreffenden Patientendatensätze mehrere oder größere Leberläsionen aufwiesen. Es ist zu vermuten, dass die Inhomogenität des Lebergewebes bei Vorhandensein mehrerer Leberläsionen mit zahlreichen Dichteunterschieden die mathematischen Logarithmen der Software ImgLAB stören und eine Berechnung nicht zulassen. Des Weiteren auffällig war, dass unter sieben Datensätzen, bei denen die automatische Pfortaderextraktion nicht möglich war, insgesamt vier einen H – Verzweigungstyp zeigten. Der H – Verzweigungstyp zeigte im gesamten Patientengut eine geringere Prävalenz auf (8 von 35). Auch in der besonderen Pfortaderramifikation könnte eine Ursache für das „Versagen“ des Gefäßrekonstruktionsalgorithmus begründet sein. Die Software ImgLAB erwies sich abgesehen von den geschilderten Fällen in der Anwendung als stabil.

Durch die Couinaud'sche Segmentmodell – Methode konnte ein Datensatz nicht untersucht werden, bei dem eine ausreichende Kontrastierung der Lebervenen fehlte. Die SMM ist eine wenig zeitaufwendige, jedoch fehlerbehaftete Methode.

Fazit:

Die computergenerierte Segmentanalyse ist eine neue Methode zur Lebergefäß- und Segmentvisualisierung mit einem breiten Anwendungsfeld im Rahmen der präoperativen Planung leberchirurgischer Eingriffe (Interventionsplanung, Risikoanalyse). Die Genauigkeit der Darstellung der individuellen Lebergefäß- und Segmentarchitektur, die diese Methode verspricht, scheint mit keiner anderen Methode *in vivo* erreichbar. Für den Erfolg der Methode im Rahmen der klinischen Anwendung ist neben der anatomischen Validität der Ergebnisse, die durch anatomische Untersuchungen bestätigt werden kann, eine ausreichende Praktikabilität der Anwendung der Software erforderlich, die durch anwendungsfreundliche Benutzeroberflächen und Menüführung zu steigern ist.

6. Literaturverzeichnis

1. Biographisches Lexikon der hervorragenden Ärzte aller Zeiten und Völker. Berlin, Urban & Schwarzenberg, 1930.
2. Leitlinien für Diagnostik und Therapie, Chirurgie / Schwerpunkt Viszeralchirurgie, Kurzgefasste Interdisziplinäre Leitlinien der Deutschen Krebsgesellschaft zbd der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie, Informationszentrum für Standards in der Onkologie - ISTO, AWMF-Leitlinien-Register Nr. 032/019, AWMF online - Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften, www.awmf-online.de, letzte Überarbeitung Oktober 2003.
3. Akgul E, Inal M, Soyupak S, Binokay F, Aksungur E, Oguz M: Portal venous variations. Prevalence with contrast-enhanced helical CT. *Acta Radiol.* 2002;43:315-319.
4. Appel M, Loeweneck H: Verlauf und Mündungen der großen Lebervenen zu Leitstrukturen an der Leberoberfläche. *Chirurg.* 1987;58:243-247.
5. Bader TR, Prokesch RW, Grabenwoger F: Timing of the hepatic arterial phase during contrast-enhanced computed tomography of the liver: assessment of normal values in 25 volunteers. *Invest Radiol.* 2000;35:486-492.
6. Bismuth H: Surgical Anatomy and Anatomical Surgery of the Liver. *World J.Surg.* 1982;6:3-9.
7. Bismuth H: Surgical anatomy of the liver. *Recent.Results.Cancer Res.* 1986;100:179-184.
8. Bismuth H, Castaing D: Leberanatomie und ihre intraoperative Anwendung. *Chirurg.* 1990;61:679-684.
9. Bismuth H, Sherlock DJ: Revolution in liver surgery. *J.Gastroenterol.Hepatol.* 1990;5 Suppl 1:95-109.
10. Blumgart FP, Leach KG, Karran SJ: Observation on liver regeneration after right hepatic lobectomy. *Gut* 1971;19:922.
11. Braga HJ, Choti MA, Lee VS, Paulson EK, Siegelman ES, Bluemke DA: Liver lesions: manganese-enhanced MR and dual-phase helical CT for preoperative detection and characterization comparison with receiver operating characteristic analysis. *Radiology* 2002;223:525-531.
12. Cantlie J: On a new arrangement of the right and left lobes of the liver. *J Anat Phsiol (Proc Anat Soc GB Ir)* 1898;32:IV-X.
13. Castaing D, Garden OJ, Bismuth H: Segmental liver resection using ultrasound-guided selective portal venous occlusion. *Ann.Surg.* 1989;210:20-23.
14. Champetier J, Yver R, Tomasella T: Functional anatomy of the liver of the human fetus: applications to ultrasonography. *Surg.Radiol.Anat.* 1989;11:53-62.
15. Choi D, Kim S, Lim J, Lee W, Jang H, Lee S, Lim H: Preoperative detection of hepatocellular carcinoma: ferumoxides-enhanced mr imaging versus combined helical CT during arterial portography and CT hepatic arteriography. *AJR Am.J.Roentgenol.* 2001;176:475-482.
16. Couinaud C: Le Foie. Etudes anatomiques et chirurgicales. Paris, Masson & Cie, 1957.
17. Couinaud C: [Surgical anatomy of the liver. Several new aspects]. *Chirurgie.* 1986;112:337-342.
18. Dodd GD3: An American's guide to Couinaud's numbering system [comment] [see comments]. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1993;161:574-575.
19. Dux A, Bücheler E, Thurn P: Der arterielle Kollateralkreislauf der Leber. *RöFo.Fortschr.Geb.Röntgenstr.Neuem.Bildgeb.Verfahr.* 1966;105:1-17.
20. Elias H: Segments of the Liver. *Surgery* 1954;36:950-952.
21. Elias H, Petty D: Gross Anatomy of the Blood Vessels and Ducts within the Human Liver. *Am.J.Anat.* 1952;90:59-111.
22. Fasel JH, Gailloud P, Grossholz M, Bidaut L, Probst P, Terrier F: Relationship between intrahepatic vessels and computer-generated hepatic scissurae: an in vitro assay. *Surg.Radiol Anat.* 1996;18:43-46.
23. Fasel JH, Gailloud P, Terrier F, Mentha G, Sprumont P: Segmental anatomy of the liver: a review and a proposal for an international working nomenclature. *Eur.Radiol.* 1996;6:834-837.
24. Fasel JH, Selle D, Evertsz CJ, Terrier F, Peitgen HO, Gailloud P: Segmental anatomy of the liver: poor correlation with CT. *Radiology* 1998;206:151-156.
25. Forsberg F, Piccoli CW, Liu JB, Rawool NM, Merton DA, Mitchell DG, Goldberg BB: Hepatic tumor detection: MR imaging and conventional US versus pulse-inversion harmonic US of NC100100 during its reticuloendothelial system-specific phase. *Radiology* 2002;222:824-829.
26. Gall FP, Scheele J: Die operative Therapie von Lebermetastasen, Chirurgische Behandlung von Tumormetastasen. Melsungen, Bilbiomed, 1988.

27. Gall FP, Scheele J: Resektion von benignen und malignen Lebertumoren. *Z.Gastroenterol.Verh.* 1989;24:70-73.
28. Glissonius F: *Anatomia Hepatis*. London, Typis Du-Gardianis, 1654.
29. Goldsmith NA, Woodburne RT: The Surgical Anatomy Pertaining to Liver Resection. *Surg.Gynecol.Obstet.* 1957;105:310-318.
30. Gopfert MR, Glombitza G, Demiris AM, Meinzer HP, Lamade W, Herfarth C: LENA - Ein System zur virtuellen Operationsplanung in der Leberchirurgie.; in: Arnold B, Mueller H, Saupe D, Tolxdorff T (eds): *Freiburg, Proc Digitale Bildverarbeitung in der Medizin* pp 213-218.
31. Guelfi MR, Masoni M, Torelli G, Fonda S, Caramella D: [A proposal for the use of tridimensional reconstruction in oncology to better assess tumor stage and response to therapy] Proposta di utilizzazione della ricostruzione tridimensionale nell'oncologia per la migliore valutazione dello stadio tumorale e della risposta alla terapia. *Radiol.Med.Torino.* 1994;87:669-676.
32. Hata Y, Uchino J, Une Y, Morita Y: Surgical aspects of hepatic segmentation based on hepatic venographies. *Surg.Radiol.Anat.* 1989;11:301-305.
33. Healey, J. E. and Schroy, P. Anatomy of the biliary ducts within the human liver. *Arch Surg* 6, 599-616. 1953.
34. Helmberger H, Rau H, Linke R, Reiser M: Diagnostik und Stadieneinteilung der Lebermetastasen mit bildgebenden Verfahren. *Chirurg* 1999;70:114-122.
35. Herfarth C: Virtuelle chirurgische Planung und Operationsübungen für die Leber (editorial). *Chirurg.* 1999;70:231-232.
36. Hisa N, Hiramatsu K, Narimatsu Y, Watanabe M, Tanada I: [Detection of hepatic neoplasms by computed tomography in portal hepatogram phase (author's transl)]. *Rinsho.Hoshasen.* 1980;25:529-534.
37. Hjortsjö CH: Die Anatomie der intrahepatischen Gallengänge beim Menschen, mittels Röntgen- und Injektionstechnik studiert; Lund, Gleerup C.W.K., vol. 44, pp 85-111.
38. Högemann D, Stamm G, Shin H, Oldhafer KJ, Schliitt HJ, Selle D, Peitgen HO: Individuelle Planung leberchirurgischer Engriffe an einem virtuellen Modell der Leber und ihrer Leitstrukturen. *Radiologe* 2000;40:267-273.
39. Inaba Y, Arai Y, Kanematsu M, Takeuchi Y, Matsueda K, Yasui K, Hoshi H, Itai Y: Revealing hepatic metastases from colorectal cancer: value of combined helical CT during arterial portography and CT hepatic arteriography with a unified CT and angiography system. *AJR Am.J.Roentgenol.* 2000;174:955-961.
40. Inoue T, Kinoshita H, Hirohashi K, Sakai K, Uozumi A: Ramification of the Intrahepatic Portal Vein Identified by Percutaneous Transhepatic Portography. *World J.Surg.* 1986;10:287-293.
41. Johnson PT, Heath DG, Kuszyk BS, Fishman EK: CT angiography with volume rendering: advantages and applications in splanchnic vascular imaging. *Radiology* 1996;200:564-568.
42. Kondo H, Kanematsu M, Hoshi H, Murakami T, Kim T, Hori M, Matsuo M, Nakamura H: Preoperative detection of malignant hepatic tumors: comparison of combined methods of MR imaging with combined methods of CT. *AJR Am.J.Roentgenol.* 2000;174:947-954.
43. Kopka L, Grabbe E: Biphasische Leberdiagnostik mit der Mehrzeilendetektor-Spiral- CT. *Radiologe* 1999;39:971-978.
44. Kulinna C, Helmberger T, Kessler M, Reiser M: Verbesserung der Diagnostik von Lebermetastasen mit der Multi-Detektor-CT. *Radiologe* 2001;41:16-23.
45. Lafortune M, Madore F, Patriquin H, Breton G: Segmental anatomy of the liver: a sonographic approach to the Couinaud nomenclature. *Radiology* 1991;181:443-448.
46. Lamade W, Glombitza G, Demiris AM, Cardenas C, Meinzer HP, Richter G, Lehnert Th, Herfarth Ch: Virtuelle Operationsplanung in der Leberchirurgie. *Chirurg* 1999;70:239-245.
47. Leppek R, Klose KJ: 3D-Darstellung der Leber. *Radiologe* 1995;35:769-777.
48. Mandelbrot B: *Die fraktale Geometrie der Natur*. Basel, Birkhäuser Verlag, 1987.
49. McIndoe A, Counseller V: The Bilaterality of the Liver. *Arch Surg* 1927;15.
50. Mukai JK, Stack CM, Turner DA, Gould RJ, Petasnick JP, Matalon TAS, Doolas AM, Murakami T, Matalon TA, Murakami M: Imaging of Surgically Relevant Hepatic Vascular and Segmental Anatomy. Part I: Normal Anatomy. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1987;149:287-292.
51. Nagao T, Inoue S, Goto S, Mizuta T, Omori Y, Kawano N, Morioka Y: Hepatic resection for hepatocellular carcinoma. Clinical features and long-term prognosis. *Ann.Surg.* 1987;205:33-40.
52. Nelson RC, Chezmar JL, Sugarbaker PH, Murray DR, Bernardino ME: Preoperative localization of focal liver lesions to specific liver segments: utility of CT during arterial portography. *Radiology* 1990;176:89-94.
53. Nettelblad SC: Die Lobierung und innere Topographie der Säugerleber. *Acta Anat.(Basel)* 1954;Supplementum 20 = 1 ad Vol. XXI:7-229.
54. Netter FH: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Ciba-Geigy, Basel, 1994.

55. Nies C, Leppek R, Sitter H, Klotter HJ, Riera J, Klose KJ, Schwerck WB, Rothmund M: Prospective Evaluation of Different Diagnostic Techniques for the Detection of Liver Metastases at the Time of Primary Resection of Colorectal Carcinoma. *Eur.J.Surg.* 1996;162:811-816.
56. Ohashi I, Ina H, Okada Y, Yoshida T, Gomi N, Himeno Y, Hanafusa K, Shibuya H: Segmental anatomy of the liver under the right diaphragmatic dome: evaluation with axial CT. *Radiology* 1996;200:779-783.
57. Oldhafer KJ, Högemann D, Stamm G, Raab R, Peitgen HO, Galanski M: Dreidimensionale (3-D) Visualisierung der Leber zur Planung erweiterter Leberresektionen. *Chirurg* 1999;70:233-238.
58. Oudkerk M, Torres CG, Song B, König M, Grimm J, Fernandez-Cuadrado J, Op dB, Marquardt M, van Dijk P, Cees dG: Characterization of liver lesions with mangafodipir trisodium-enhanced MR imaging: multicenter study comparing MR and dual-phase spiral CT. *Radiology* 2002;223:517-524.
59. Peitgen HO, Preim B: Virtuelle Realität in der Radiologie. Zwischen Hoffnung und Dilemma. *Radiologe* 2000;40:203-210.
60. Peitgen H-O, Jürgens H, Saupe D: Chaos. Bausteine der Ordnung. Berlin, Springer Verlag, 1994.
61. Pichlmayr R, Grosse H, Hauss J, Gubernatis G, Lamesch P, Bretschneider HJ: Technique and preliminary results of extracorporeal liver surgery (bench procedure) and of surgery on the in situ perfused liver. *Br.J.Surg.* 1990;77:21-26.
62. Platzer W, Maurer H: Zur Segmenteinteilung der Leber. *Acta Anat.(Basel)* 1966;63:8-31.
63. Redaelli CA, Wagner M, Krahenbuhl L, Gloor B, Schilling MK, Dufour JF, Buchler MW: Liver Surgery in the Era of Tissue-preserving Resections: Early and Late Outcome in Patients with Primary and Secondary Hepatic Tumors. *World J.Surg.* 2002;26:1126-1132.
64. Rex H: Beiträge zur Morphologie der Säugerleber. *Morphologisches Jahrbuch* 1888;14:517-616.
65. Roumieu J, Osoi SI, Brunet C, Chamant M, Huguet JF: [Segmental anatomy of the right liver in situ in the abdominal cavity. Value of international nomenclature]. *J.Radiol.* 1989;70:259-264.
66. Sakairi T, Makuuchi M: Identification of the intersegmental or subsegmental plane in the liver with a surgical clip. *Surgery* 1991;110:903-904.
67. Scheele J: Neue Möglichkeiten in der Behandlung von Metastasen aus Sicht des Chirurgen, ed Fortschritt und Fortbildung in der Medizin. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag, 1988.
68. Scheele J: Die segmentorientierte Leberresektion. *Grundlagen - Technik - Stellenwert. Chirurg.* 1989;60:251-265.
69. Scheele J: Die gefäßorientierte Segmentresektion der Leber. *Langenbecks.Arch.Chir.* 1990;375:308-317.
70. Scheele J, Stangl R, Altendorf Hofmann A, Gall FP: Indicators of prognosis after hepatic resection for colorectal secondaries. *Surgery* 1991;110:13-29.
71. Semelka RC, Cance WG, Marcos HB, Mauro MA: Liver metastases: comparison of current MR techniques and spiral CT during arterial portography for detection in 20 surgically staged cases. *Radiology* 1999;213:86-91.
72. Sexton CC, Zeman RK: Correlation of Computed Tomography, Sonography, and Gross Anatomy of the Liver. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1983;141:711-718.
73. Shimamura Y, Gunven P, Takenaka Y, Shimizu H, Akimoto H, Shima Y, Arima K, Takahashi A, Kitaya T, Matsuyama T: Selective portal branch occlusion by balloon catheter during liver resection. *Surgery* 1986;100:938-941.
74. Solbiati L, Ierace T, Goldberg SN, Sironi S, Livraghi T, Fiocca R, Servadio G, Rizzato G, Mueller PR, Del Maschio A, Gazelle GS: Percutaneous US-guided radio-frequency tissue ablation of liver metastases: treatment and follow-up in 16 patients. *Radiology* 1997;202:195-203.
75. Soyer P: Segmental anatomy of the liver: utility of a nomenclature accepted worldwide [see comments]. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1993;161:572-573.
76. Soyer P, Bluemke DA, Choti MA, Fishman EK: Variations in the intrahepatic portions of the hepatic and portal veins: findings on helical CT scans during arterial portography. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1995;164:103-108.
77. Soyer P, Heath D, Bluemke DA, Choti MA, Kuhlman JE, Reichle R, Fishman EK: Three-dimensional helical CT of intrahepatic venous structures: comparison of three rendering techniques. *J.Comput.Assist.Tomogr.* 1996;20:122-127.
78. Soyer P, Roche A, Gad M, Shapeero L, Breittmayer F, Elias D, Lasser P, Rougier P, Levesque M: Preoperative segmental localization of hepatic metastases: utility of three-dimensional CT during arterial portography. *Radiology* 1991;180:653-658.
79. Sugarbaker PH, Nelson RC, Murray DR, Chezmar JL, Bernardino ME: A segmental approach to computerized tomographic portography for hepatic resection. *Surg.Gynecol.Obstet.* 1990;171:189-195.

80. Taupitz M, Speidel A, Hamm B, Deimling M, Reichel M, Bock A, Wolf KJ: T2-weighted Breath-Hold MR Imaging of the Liver at 1.5 Tesla: Results with a Three-dimensional Steady-State Free Precession Sequence in 87 Patients. *Radiology* 1995;194:439-446.
81. Ton That Tung. La segmentation du foie et les variations anatomiques du systeme porte. 1939.
82. Tyrrel RT, Kaufman SL, Bernardino ME: Straight line sign: appearance and significance during CT portography. *Radiology* 1989;173:635-637.
83. van Leeuwen MS, Noordzij J, Fernandez MA, Hennipman A, Feldberg MA, Dillon EH: Portal venous and segmental anatomy of the right hemiliver: observations based on three-dimensional spiral CT renderings. *AJR.Am.J.Roentgenol.* 1994;163:1395-1404.
84. van Leeuwen MS, Noordzij J, Hennipman A, Feldberg MAM, Feldberg MA: Planning of Liver Surgery using Three Dimensional Imaging Techniques. *Eur.J.Cancer* 1995;31A:1212-1215.
85. Vogel SB, Drane WE, Ros PR, Kerns SR, Bland KI: Prediction of surgical resectability in patients with hepatic colorectal metastases. *Ann.Surg.* 1994;219:508-514.
86. Vogl TJ, Straub R, Eichler K, Woitaschek D, Mack MG: Moderne Alternativen zur Resektion von Metastasen - MRT-gesteuerte Laser-induzierte Thermotheapie (LITT) und andere lokal ablativie Techniken. *Ther.Umsch.* 2001;58:718-725.
87. Waldeyer A, Mayet A: *Anatomie des Menschen*, ed 16. Berlin, De Gruyter, 1993.
88. Williams N: Fractal geometry gets the measure of life's scales [news; comment]. *Science* 1997;276:34.
89. Yamagami T, Arai Y, Matsueda K, Inaba Y, Sueyoshi S, Takeuchi Y: The cause of nontumorous defects of portal perfusion in the hepatic hilum revealed by CT during arterial portography. *AJR Am.J.Roentgenol.* 1999;172:397-402.
90. Zacherl J, Scheuba C, Imhof M, Zacherl M, Langle F, Pokieser P, Wrba F, Wenzl E, Muhlbacher F, Jakesz R, Steininger R: Current Value of Intraoperative Sonography during Surgery for Hepatic Neoplasms. *World J.Surg.* 2002;26:550-554.
91. Freis J.: *Zur Segmentanatomie der Leber im Computertomogramm*, Dissertation, Marburg 1996

7. Anhang

7.1. ImgLAB – Algorithmen

Die folgenden Abbildungen zeigen die 17 im Rahmen der Studie verwendeten Algorithmen.

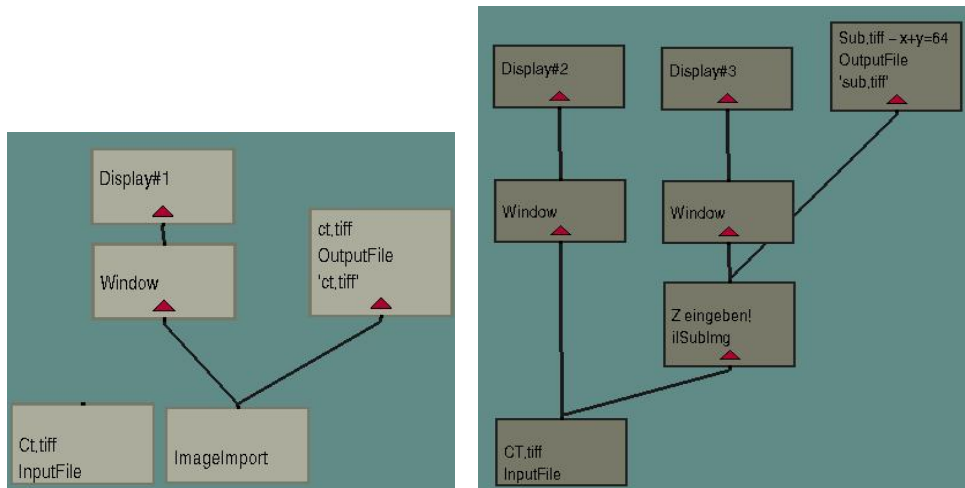


Abbildung 41: ImgLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus I – Bildimport

Rechtes Bild: Algorithmus II – Region of Interest

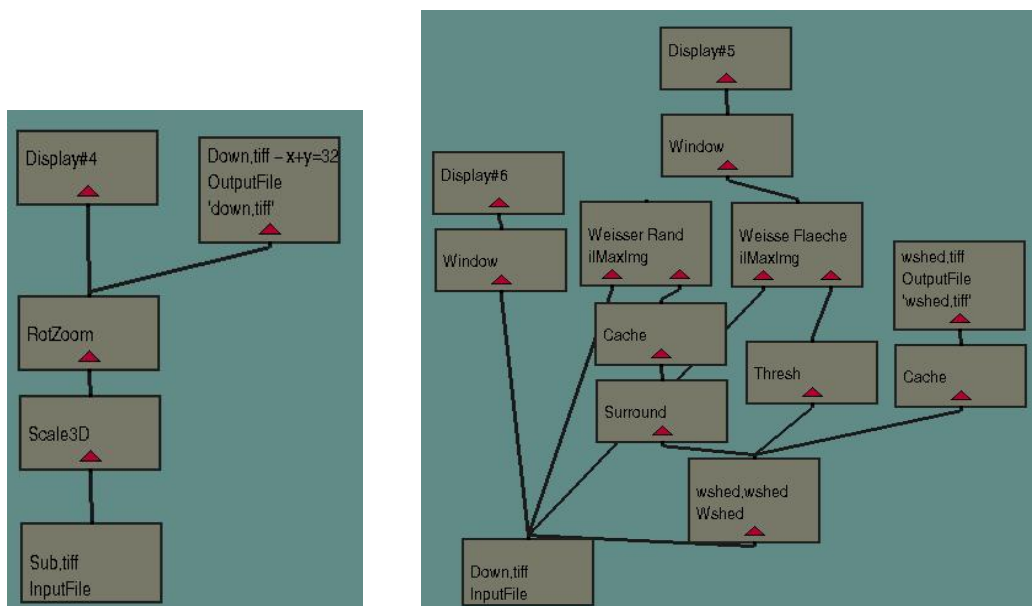


Abbildung 42: ImgLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus III – Temporäre Datenreduktion

Rechtes Bild: Algorithmus IV – Virtuelle Organextraktion

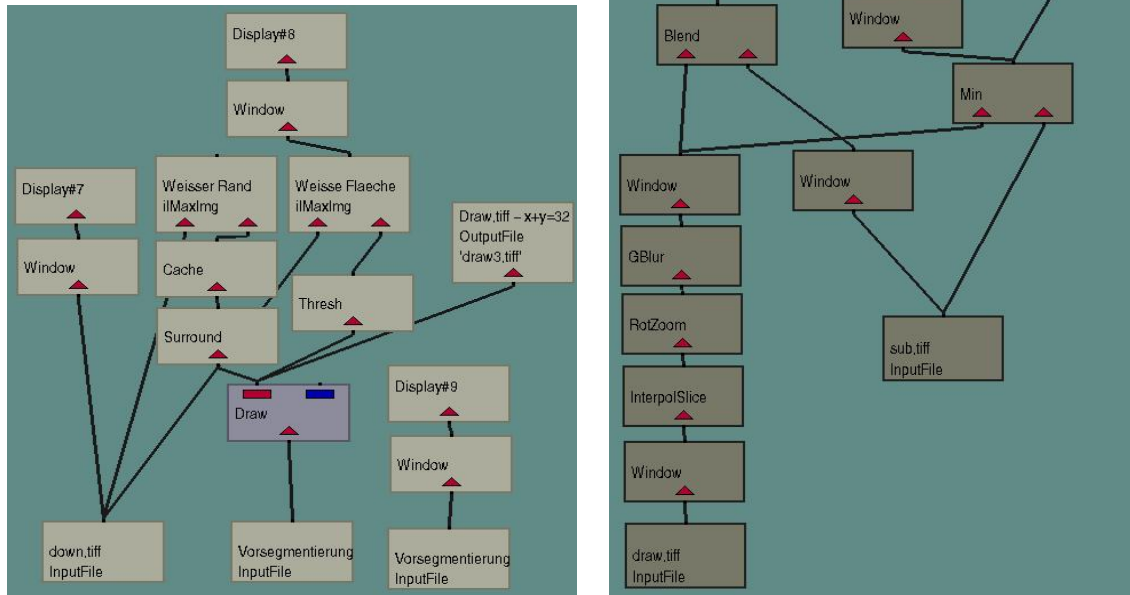


Abbildung 43: ImaLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus V – Konturkorrektur
 Rechtes Bild: Algorithmus VI – Hochskalierung

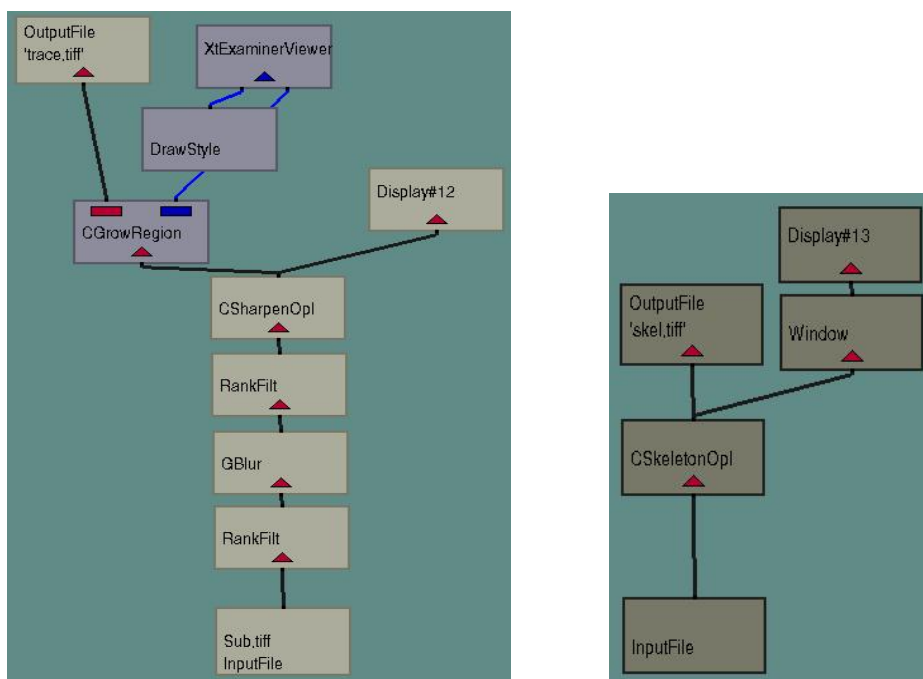


Abbildung 44: ImaLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus VII – Pfortadervisualisierung
 Rechtes Bild: Algorithmus VIII – Gefäßskelettierung

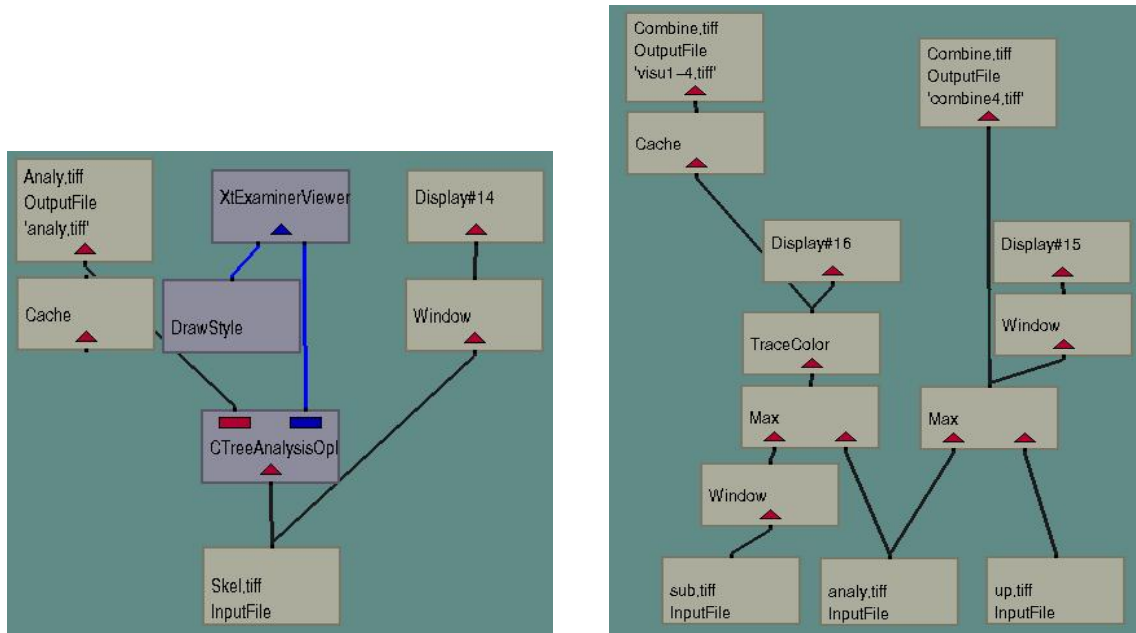


Abbildung 45: ImgLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus IX – Interaktive Pfortadermarkierung
 Rechtes Bild: Algorithmus X – Overlay

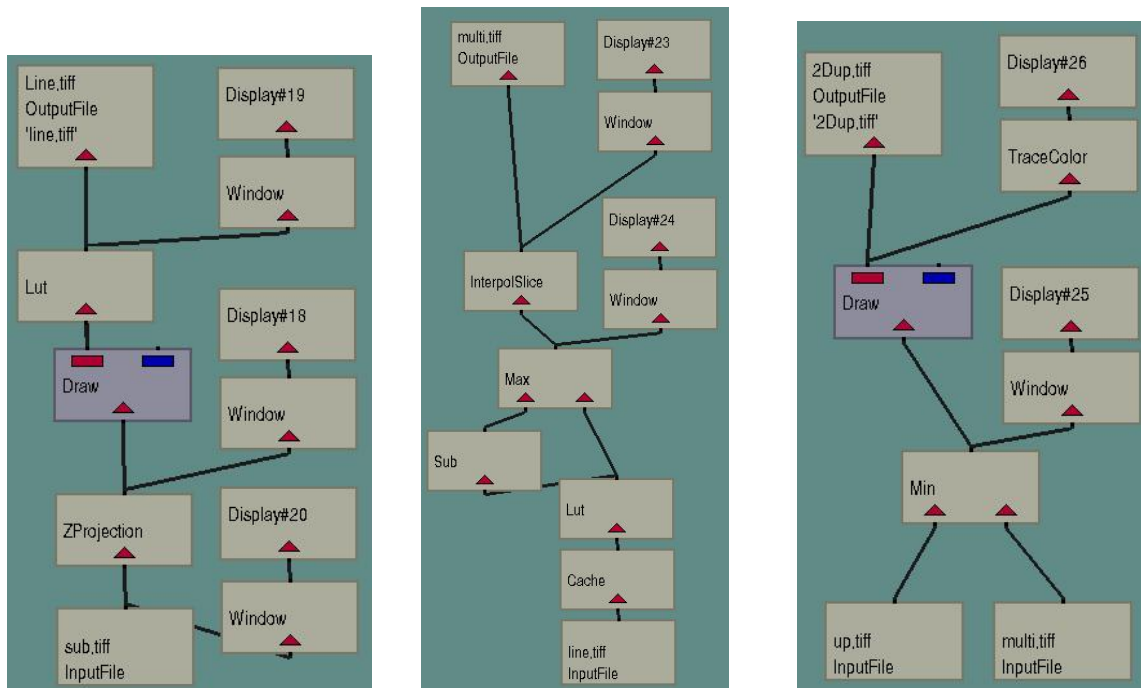


Abbildung 46: ImgLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus XII – Manuelle Segmentgrenzen
 Mittleres Bild: Algorithmus XIII
 Rechtes Bild: Algorithmus XIV – Manuelle Segmentmarkierung

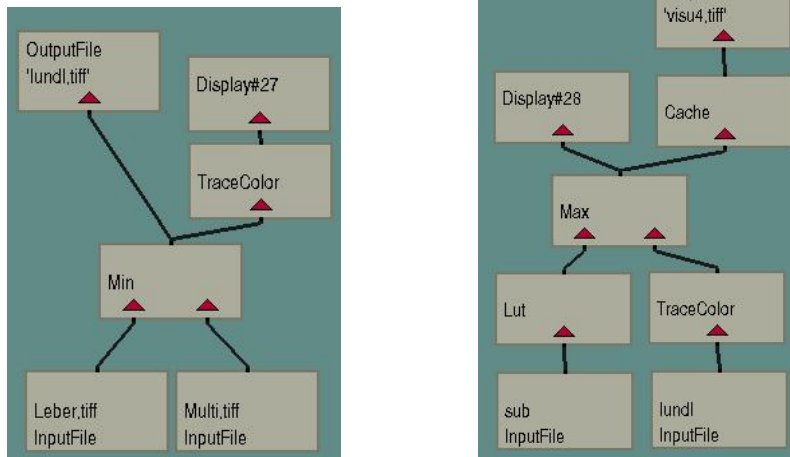


Abbildung 47: ImgLAB – Algorithmen

Linkes Bild: Algorithmus XVI – Visualisierung
 Rechtes Bild: Algorithmus XVII – Visualisierung

7.2. Ergebnis - Urlisten

7.2.1. Maximaler Abstand der Segmentgrenzen

In der Tabelle 21 werden die maximalen Abstände an der rechten, mittleren und linken Sektorgrenze in der Maßeinheit mm dargestellt.

Tabelle 21: Maximaler Abstand der Sektorgrenzen

Pat.-Nr.	Max. Abstand RPS	Max. Abstand MPS	Max. Abstand LPS
1	X	42mm	X
3	176mm	24mm	25mm
4	79mm	42mm	52mm
5	149mm	54mm	62mm
7	37mm	33mm	31mm
8	149mm	47mm	24mm
9	47mm	47mm	48mm
10	14mm	14mm	45mm
11	105mm	53mm	59mm
13	145mm	46mm	39mm
14	29mm	28mm	14mm
15	73mm	53mm	104mm
17	113mm	11mm	27mm
18	98mm	20mm	36mm
19	122mm	68mm	47mm
20	151mm	33mm	29mm
25	112mm	37mm	36mm
26	52mm	46mm	46mm
27	25mm	26mm	26mm
28	25mm	50mm	66mm
29	42mm	74mm	47mm
31	103mm	25mm	28mm
32	90mm	31mm	33mm
33	49mm	56mm	36mm
34	159mm	30mm	5mm
35	168mm	50mm	157mm

Maximaler Abstand der Sektorgrenzen zwischen Segmentmodell-Methode und CSA; RPS = Right Portal Scissura, MPS = Main Portal Scissura, LPS = Left Portal Scissura.

7.2.2. Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften in der SMM

Die prozentualen Anteiligkeiten von funktionell rechter und linker Leberhälfte werden in der Tabelle 22 für die Segmentmodell – Methode aufgeführt.

Tabelle 22: Prozentuale Leberhälftenanteiligkeiten in der Segmentmodell - Methode

Lfd.-Nr.	Prozentuale Anteiligkeit rechte Leberhälfte	Prozentuale Anteiligkeit linke Leberhälfte
1	65.9%	34.1%
3	67.5%	32.5%
4	71.8%	28.2%
5	68.5%	31.5%
7	61.8%	38.2%
8	74.8%	25.2%
9	66.9%	33.1%
10	72.3%	27.7%
11	61.9%	38.1%
13	52.4%	47.6%
14	61.3%	38.7%
15	68.1%	31.9%
17	69.3%	30.7%
18	73.6%	26.4%
19	62.9%	37.1%
20	68.7%	31.3%
25	60.9%	39.1%
26	65.3%	34.7%
27	65.4%	34.6%
28	59.5%	40.5%
29	60.1%	39.9%
31	63.3%	36.7%
32	68.0%	32.0%
33	55.4%	44.6%
34	64.2%	35.8%
35	66.4%	33.6%

7.2.3. Relative Volumenanteiligkeiten der Leberhälften in der CSA

Die Tabelle 23 gibt einen Überblick über die prozentualen Anteiligkeiten der beiden Leberhälften in der computergestützten Segmentanalyse (CSA).

Tabelle 23: Prozentuale Leberhälftenanteiligkeiten in der CSA

Lfd.-Nr.	Prozentuale Anteiligkeit rechte Leberhälfte	Prozentuale Anteiligkeit linke Leberhälfte
1	69.4%	30.6%
3	66.4%	33.6%
4	69.5%	30.5%
5	64.4%	35.6%
7	67.5%	32.5%
8	70.3%	29.7%
9	71.8%	28.2%
10	72.6%	27.4%
11	64.6%	35.4%
13	58.0%	42.0%
14	67.5%	32.5%
15	64.5%	35.5%
17	70.3%	29.7%
18	71.9%	28.1%
19	68.5%	31.5%
20	67.9%	32.1%
25	65.4%	34.6%
26	66.2%	33.8%
27	65.6%	34.4%
28	67.2%	32.8%
29	68.4%	31.6%
31	66.8%	33.2%
32	66.1%	33.9%
33	65.9%	34.1%
34	67.1%	32.9%
35	66.3%	33.7%

7.2.4. Vergleich zwischen Segmentmodell – Methode und CSA

In der Tabelle 24 werden für jeden untersuchten Patienten die Ergebnisse der Volumenanteiligkeit des rechts posterioren Sektors in beiden untersuchten Methoden gegenübergestellt und die Differenzen aufgeführt.

Tabelle 24: Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor A

Lfd.-Nr.	A ₁ = Rechts posteriorer Sektor	A ₂ = Rechts posteriorer Sektor	ΔA_2-A_1
1	26.8%	42.1%	15.3%
3	22.8%	42.0%	19.2%
4	26.4%	32.5%	6.1%
5	19.9%	30.6%	10.7%
7	19.9%	40.4%	20.5%
8	9.4%	45.0%	35.6%
9	33.4%	40.4%	7.0%
10	34.0%	40.5%	6.5%
11	20.5%	35.2%	14.7%
13	14.1%	34.2%	20.1%
14	19.1%	34.8%	15.7%
15	19.6%	36.8%	17.2%
17	34.4%	53.1%	18.7%
18	20.8%	29.1%	8.3%
19	6.0%	46.3%	40.3%
20	22.4%	26.6%	4.2%
25	31.1%	36.3%	5.2%
26	18.5%	32.1%	13.6%
27	27.2%	27.1%	0.1%
28	21.2%	19.2%	2.0%
29	20.5%	23.1%	2.6%
31	14.4%	30.5%	16.1%
32	30.6%	36.9%	6.3%
33	24.8%	29.6%	4.8%
34	9.8%	37.2%	27.4%
35	27.8%	33.5%	5.7%

Sektor A = rechts posteriorer Sektor

A₁ = Segmentmodell – Methode, A₂ = CSA

Die Differenzen der prozentualen Volumenanteiligkeiten des rechts anterioren Sektors in der Segmentmodell – Methode und der computergestützten Segmentanalyse ($\Delta B_1 - B_2$) werden in der folgenden Tabelle 25 gegenübergestellt.

Tabelle 25: Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor B

Lfd.-Nr.	B ₁ = Rechts anteriorer Sektor	B ₂ = Rechts anteriorer Sektor	$\Delta B_1 - B_2$
1	39.1%	27.7%	11.4%
3	44.5%	24.3%	20.2%
4	45.5%	37%	8.5%
5	48.8%	33.9%	14.9%
7	41.9%	27.1%	14.8%
8	61.0%	29.9%	31.1%
9	33.7%	32.7%	1.0%
10	38.4%	31.5%	6.9%
11	41.3%	29.4%	11.9%
13	38.2%	23.0%	15.2%
14	42.2%	33.7%	8.5%
15	48.4%	27.6%	20.8%
17	35%	17.2%	17.8%
18	52.7%	42.7%	10.0%
19	56.9%	22.2%	34.7%
20	46.3%	40.7%	5.6%
25	29.7%	29.0%	0.7%
26	46.8%	34.2%	12.6%
27	38.2%	38.7%	0.5%
28	38.3%	48.0%	5.9%
29	39.6%	45.5%	5.9%
31	48.8%	37.0%	11.8%
32	37.4%	29.1%	8.3%
33	30.6%	36.7%	6.1%
34	54.5%	30.5%	24%
35	38.7%	33.0%	5.7%

Sektor B = rechts anteriorer Sektor
 B₁ = Segmentmodell – Methode, B₂ = CSA

Die Tabelle 26 zeigt die Ergebnisse des Methodenvergleichs Segmentmodell – Methode versus CSA für den links anterioren Sektor.

Tabelle 26: Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor C

Lfd.-Nr.	C ₁ = Links anteriorer Sektor	C ₂ = Links anteriorer Sektor	Δ C ₁ -C ₂
1	19.7 %	17.5%	2.2%
3	11.0%	22.0%	11.0%
4	9.2%	7.3%	1.9%
5	14.2%	18.5%	4.3%
7	16.4%	12.6%	3.8%
8	17.9%	12.8%	5.1%
9	13.4%	8.7%	4.7%
10	10.6%	15.7%	5.1%
11	19.8%	19.0%	0.8%
13	22.7%	11.5%	11.2%
14	20.1%	10.5%	9.6%
15	27.8%	3.8%	24.0%
17	7.4%	9.2%	1.8%
18	9.7%	12.4%	2.7%
19	16.0%	7.0%	9.0%
20	18.3%	19.1%	0.8%
25	19.5%	16.3%	3.2%
26	21.4%	21.5%	0.1%
27	23.5%	29.8%	6.3%
28	21.8%	22.8%	1.0%
29	19.1%	12.9%	6.2%
31	18.0%	13.8%	4.2%
32	13.0%	17.2%	4.2%
33	18.4%	7.1%	11.3%
34	16.4%	13.0%	3.4%
35	15.9%	24.3%	8.4%

Sektor C = links anteriorer Sektor

C₁ = Segmentmodell – Methode, C₂ = CSA

In Tabelle 27 werden die Ergebnisse des Methodenvergleichs für den links posterioren Sektor gegenübergestellt.

Tabelle 27: Methodenvergleich Segmentmodell – Methode / CSA, Sektor D

Lfd.-Nr.	D ₁ = Links posteriorer Sektor	D ₂ = Links posteriorer Sektor	Δ D ₂ -D ₁
1	14.4%	12.7%	1.7%
3	21.7%	11.7%	10.0%
4	18.9%	23.1%	4.2%
5	17.1%	17.0%	0.1%
7	21.8%	19.9%	1.9%
8	11.6%	12.3%	0.7%
9	19.4%	18.1%	1.3%
10	17.0%	12.3%	4.7%
11	18.4%	16.4%	2.0%
13	25.0%	31.3%	6.3%
14	18.6%	21.0%	2.4%
15	4.1%	31.7%	27.6%
17	23.3%	20.5%	2.8%
18	16.8%	15.8%	1.0%
19	21.1%	24.5%	3.4%
20	13.0%	13.5%	0.5%
25	19.7%	18.4%	1.3%
26	13.3%	12.2%	1.1%
27	11.1%	4.4%	6.7%
28	18.7%	10.0%	8.7%
29	20.8%	18.5%	2.3%
31	18.8%	18.7%	0.1%
32	19.0%	16.8%	2.2%
33	26.2%	26.6%	0.4%
34	19.3%	19.3%	0.0%
35	17.6%	9.3%	8.3%

Sektor D = links posteriorer Sektor

D₁ = Segmentmodell – Methode, D₂ = CSA

7.3. Beispieltabellen im Ausgabemodus des “Compare – Operators“

7.3.1. Relative Volumenanteiligkeiten der Sektoren in der SMM

Die Tabelle demonstriert den Ergebnismodus des Compare – Operators. Die einzelnen Segmente sind aufgrund der in Tabelle 3 festgelegten Farbgebung bezeichnet. Die Segmentmodell – Methode wurde als “reference image“ definiert.

Tabelle 28: Beispieltabellen – Ausgabemodus Compare-Operator

Region of reference image	Percentage of Region
Red	19.9%
Light Red	41.9%
Green	16.4%
Light Green	21.8%
total	100.0%

Patient Nr. 7, prozentuale Anteiligkeiten der Sektoren am Lebergesamtvolumen in der Segmentmodell – Methode

7.3.2. Relative Volumenanteiligkeiten in der CSA

Die Tabelle 29 zeigt den Ausgabemodus des Compare – Operators der Software ImgLAB für die Berechnung der prozentualen Anteiligkeiten der Sektoren durch die computergestützte Segmentanalyse, welche als “comparison image“ definiert wurde.

Tabelle 29: Beispieltabellen – Ausgabemodus Compare-Operator

Region of comparison image	Percentage of Region
Red	40.4%
Light Red	27.1%
Green	12.6%
Light Green	19.9%
total	100.0%

Patient Nr. 7, prozentuale Anteiligkeiten der Sektoren am Lebergesamtvolumen in der CSA

7.4. Segmentgrenzendarstellung in der Literatur

Hugo Rex entdeckte 1888 eine in Abhängigkeit zur Lebergefäßversorgung stehende innere Gliederung der Leber, die vom äußeren der Leber nicht abgrenzbar ist [64]. In einer Schemazeichnung aus dieser Veröffentlichung werden die Grenzen der durch Pfortaderendäste definierten Lebersegmente markiert (Abbildung 48). Die Grafik der frontalen Leberansicht zeigt gerade Segmentgrenzen, während in der transversalen Ansicht gebogen verlaufende, zum Teil wellenförmige Grenzverläufe erkennbar sind. Auf die Ausdehnung der Segmente sowie den Verlauf der Segmentgrenzen wird im Text der Veröffentlichung nicht eingegangen.

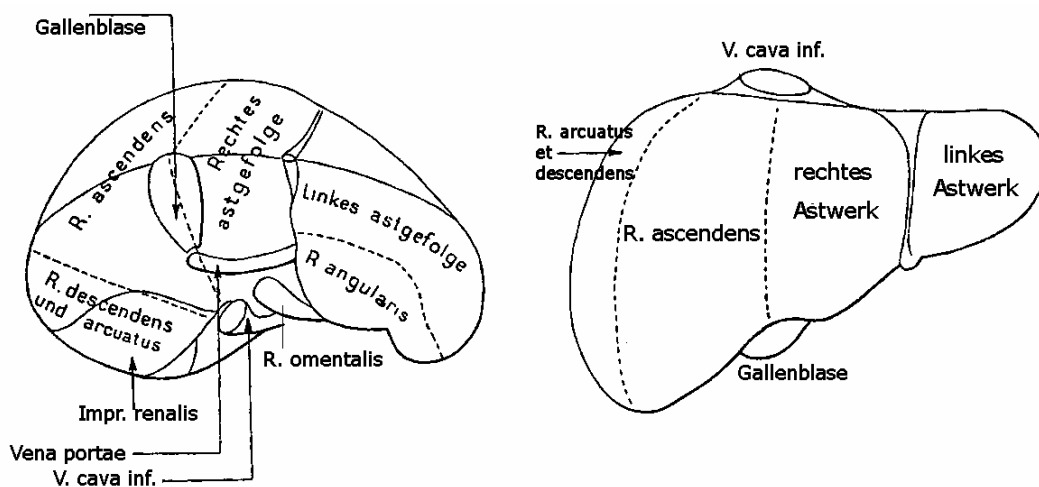


Abbildung 48: Segmentverteilung nach H. Rex (1888) [64]

Die Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte wurde von James Cantlie (1898) neu definiert. Im Rahmen einer pathologischen Untersuchung hatte er einen kompletten fibrotischen Umbau der rechten Leberhälfte beobachtet. Ursächlich fand er eine entzündungsbedingte Obliteration der vaskulären Strukturen, die eine reaktive Hypertrophie des linken Leberlappens einschließlich des Lobus caudatus sowie quadratus zur Folge hatte.

Durch Farbstoffinjektion in die rechten und linken Pfortaderhauptäste gelang in Experimenten an Leichenpräparaten die Darstellung einer wellenförmigen Grenzlinie ("wavy outline"). Diese von Cantlie "mid-line" genannte und später hauptsächlich im angloamerikanischen auch Cantlie – Linie genannte Grenzlinie, teilt nach seinen Untersuchungen die Leber in zwei annähernd gleiche Teile. Er postulierte, damit "the true right and left lobes of the liver" zu beschreiben.

Die Cantlie – Linie folgt nicht dem Ligamentum falciforme, bzw. der Fissura umbilicalis, sondern beschreibt einen Verlauf ausgehend vom Gallenblasenfundus zur Mündung der Lebervenen.

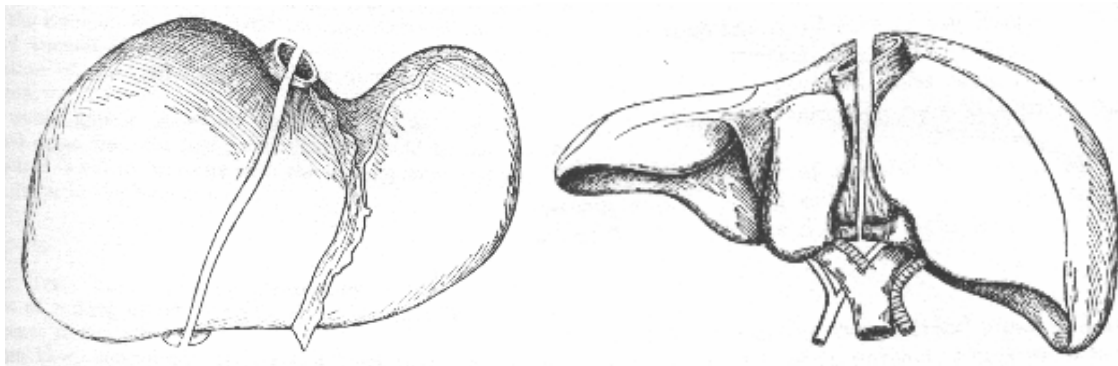


Abbildung 49: Cantlie's "Mid-line" (1898)

aus [12]

In der Veröffentlichung "The Bilaterality of the Liver" aus dem Jahre 1927 publizierten McIndoe und Counseller [49] ähnliche Ergebnisse wie zuvor Cantlie. Auch sie definierten eine Grenzebene zwischen rechtem und linkem Leberlappen reichend von der Mitte der Lebervenenmündung zur Mitte des Gallenblasenbettes.

Der Verlauf der von den Autoren "boundary line" genannten Grenzlinie weise gelegentlich eine leichte Konvexität nach rechts oder links auf, sei jedoch generell gerade ("...generally the line is direct").

Hjortsjö veröffentlichte 1948 seine Studie zur Leberanatomie, in der er die intrahepatische Gallengangsarchitektur anhand stereoskopischer Cholangiogramme in situ und an Korrosionspräparaten untersuchte [37]. In einem Teil der Fälle fertigte er zusätzlich Korrosionspräparate des Vena portae-, Vv. hepaticae und A. hepatica – Astwerks an. Der Autor bezeichnet sich als Erstbeschreiber der Anwendung dieses Röntgenverfahrens auf das Gallengangssystem in situ.

Hjortsjö beobachtete an den Korrosionspräparaten eine „Spalte“ im Astwerk der V. portae. Die von ihm benannte „Hauptgrenzspalte“ (Hgs) teilt als „klar erkennbare Grenzscheide“ zwischen rechtem und linkem Pfortaderstromgebiet die Leber in „einen rechtseitigen und einen linksseitigen Hauptteil“. Hjortsjö beschrieb den auffälligen Verlauf der mittleren Lebervene in der Hauptgrenzspalte. Die Lage der Hgs korrespondiert nach seinen Beobachtungen nicht „mit der Insertion des Ligamentum falciforme hepatis an der cranio-ventralen Leberoberfläche oder mit der Lage der Fissura sagittalis sin [...] Vielmehr liegt die Hgs etwa 2 cm rechts von den genannten Bildungen“.

Als weitere Untergliederungsgrenzen der Leber beschrieb Hjortsjö die „Nebengrenzspalten“ (Ngs). Die linke Ngs entspricht der Lage der an der Leberaußenfläche erkennbaren Fissura ligamenti venosi (Facies visceralis) bzw. der Insertion des Ligamentum falciforme (ventrale Leberoberfläche). Sie teilt den linken Leberhauptteil in einen medialen und einen lateralen Abschnitt. Der laterale Abschnitt wird durch eine „Segmentspalte“ in ein ventro-laterales und ein dorso-laterales Segment aufgeteilt. Im medialen Abschnitt des linken Hauptteils ist eine „ventrale Sektion“ (=Lobus quadratus), eine „dorsale Sektion“ (=Lobus caudatus) und eine diese Sektionen verbindende „centrale Sektion“ beschrieben. Für den Bereich der rechten Leberhälfte beobachtete Hjortsjö, „dass die grösseren V.-portae-Äste dieses Astwerks eine ganz entschiedene Tendenz haben, sich in parallelen Schichten oder Segmenten auszubreiten, die durch im grossen und ganzen parallele Spalten mehr oder weniger gut voneinander geschieden sind.“ Er beschrieb für den rechten Leberhauptteil drei durch Segmentspalten getrennte Segmente: „ein ventro-craniales, ein intermediäres und ein dorso-caudales“.

In Hjortsjös Segmentmodell werden die Segmentgrenzen als bogig verlaufende Grenzlinien grafisch dargestellt (Abb. 50).

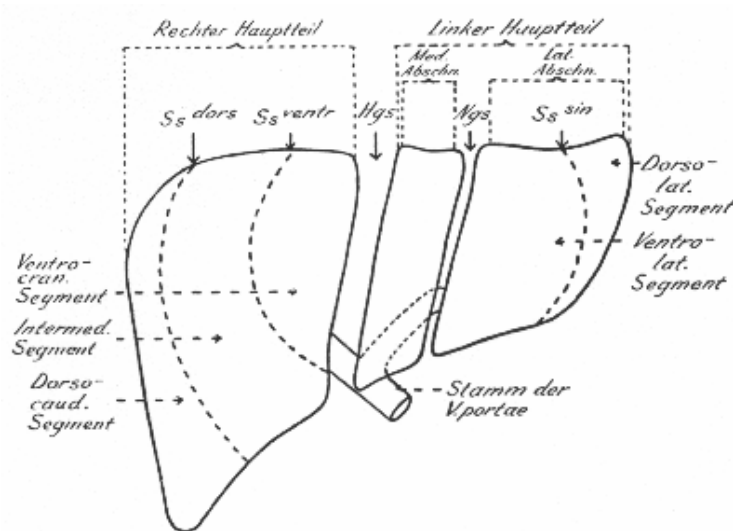


Abbildung 50: Segmentmodell von C. Hjortsjö (1948)

aus [37]

Im Jahre 1954 veröffentlichte der Anatom Hans Elias in "Segments of the Liver" seine auf Pfortaderverzweigung und Lebervenenverlauf basierende Segmenteinteilung [20]. Eine Unterteilung der rechten Leberhälfte in kleinere Einheiten hält Elias wegen des ausgeprägten Kreuzungsverhaltens der afferenten und efferenten vaskulären Systeme nicht für möglich.

In der graphischen Darstellung zeigen die Segmentgrenzen einen leicht bogigen Verlauf.

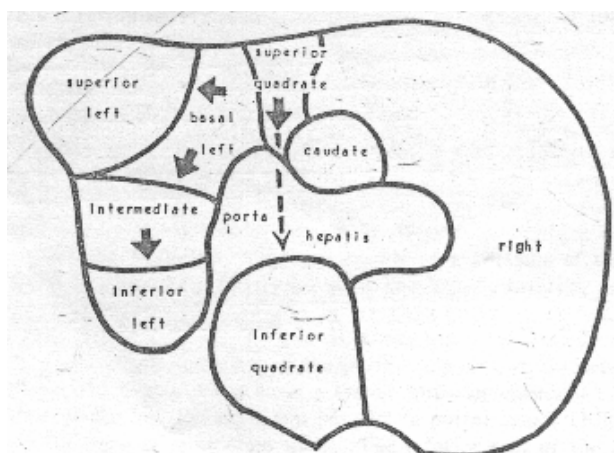


Abbildung 51: Segmentmodell n. H. Elias (1954)

aus [20]

Im Jahr 1954 erschien die Monographie von Nettelblad, in der er seine Untersuchungen an Korrosionspräparaten des Vena portae-, des Vena hepatica- und in der Mehrzahl der Fälle auch des Ductus hepaticus-Astwerks von insgesamt 56 Säugerlebern präsentierte [53]. Hierbei bearbeitete Nettelblad, wie schon Hugo Rex, lobierte und unlobierte Lebern und verglich beide Systeme. Der Autor bestätigte die von Hjortsjö 1948 im Astwerk der Vena portae beobachteten Spaltbildungen.

Goldsmith und Woodburne hatten 33 menschliche Leichenlebern hinsichtlich Gefäßarchitektur und Unterteilung in kleinere Baueinheiten durch Injektion der Gefäßsysteme mit verschiedenen farbigen, aushärtenden Lösungen untersucht [29]. Die Grenze zwischen rechtem und linkem Leberlappen wird, wie bei mehreren Autoren zuvor beschrieben, zwischen den terminalen Ästen des linken und des rechten Pfortaderstromgebietes gezogen. Die Autoren beschreiben eine Linie, die durch die Achse der Gallenblase und die Mitte der Vena cava inferior zieht entsprechend der Lage der mittleren Lebervene. Der rechte Leberlappen wird weiter in ein anteriores und ein posteriores Segment durch den Verlauf der Vena hepatica dextra unterteilt. Im Bereich des linken Leberlappens wird durch die Lage des Ligamentum venosum eine Unterteilung in ein mediales und ein laterales Segment beschrieben. Sämtliche Segmente werden jeweils weiter unterteilt, so dass insgesamt acht Subsegmente entstehen. Die entsprechenden Pfortadersubsegmentäste werden beschrieben, jedoch findet man keine Angaben über eine Abgrenzung der Subsegmente durch äußere oder innere Landmarken der Leber.

Eine häufig zitierte Arbeit zum Thema Lebersegmente ist die Veröffentlichung „Le Foie“ des Franzosen C. Couinaud aus dem Jahre 1957 [16]. Die Lage der „Scissure portale principale“ als Grenzlinie zwischen rechter und linker Leberhälfte entspricht der Cantlie – Linie. Ebenso finden sich bei der Beschreibung der Lage der Sektorgrenzen („scissure droite et scissure gauche“) sowie der Segmentgrenzen Übereinstimmungen mit zuvor veröffentlichten Arbeiten anderer Autoren.

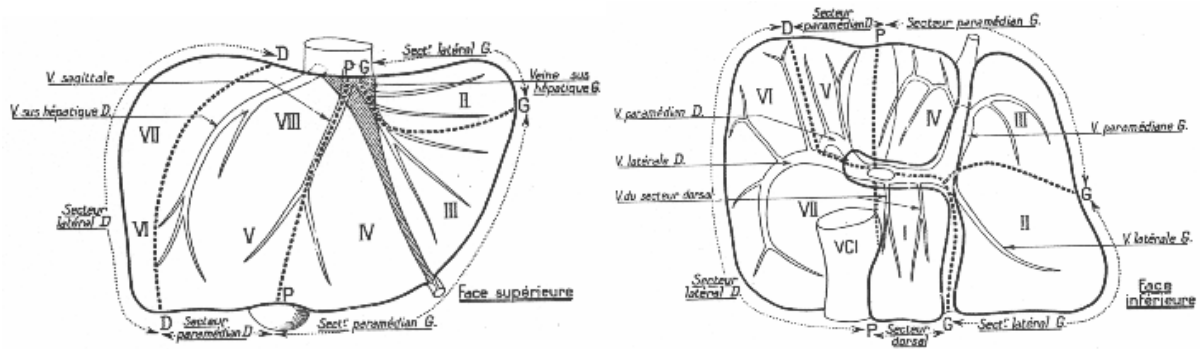


Abbildung 52: Segmentmodell von C. Couinaud, aus [16]

Platzer und Maurer veröffentlichten im Jahre 1966 ihre Untersuchungen zur Segmenteinteilung der Leber [62]. Nach Durchsicht der Literatur war den Autoren aufgefallen, dass sich frühere Autoren, die sich mit den intrahepatischen Gefäßverläufen und der Segmentanatomie der Leber auseinandergesetzt hatten, in ihren Aussagen sehr unterschieden. Platzer und Maurer kritisieren, dass alle Autoren vom intrahepatischen Gefäßverlauf auf die Segmenteinteilung geschlossen hatten, ohne die Abgrenzung der Segmente an der Leberoberfläche tatsächlich zu sehen. Anhand farbiger Gummimilchinjektionen in die Pfortaderhauptäste von 37 unfixierten ex-situ-Lebern gelang eine wirklichkeitsnahe Darstellung der Segmentgrenzen auf der Leberoberfläche.

Bei Untersuchung der Grenze zwischen rechter und linker Leberhälfte zeigte sich eine große Variationsbreite, so dass es den Autoren ausgeschlossen erschien, eine „für alle Fälle gültige Verbindungslinie anzugeben“.

Die gleichen Ergebnisse ergaben sich bei Betrachtung der Pfortaderverzweigungsmuster in Korrelation zu den durch Färbung dargestellten Lebersegmenten. Trotz regelmäßiger Gefäßverzweigungsmuster zeigte sich eine auffällige Variabilität der Segmentgrenzen, die nach Ansicht der Autoren Ursache für die großen Unterschiede in den bisher veröffentlichten Segmenteinteilungen war.

Die beobachtete Variabilität des Segmentgrenzenverlaufs ließ es den Autoren nicht möglich erscheinen, ein Schema der Segmentverteilung zu erstellen. In der Veröffentlichung wird die individuelle Lebersegmentdarstellung gefordert, deren in vivo Anfertigung jedoch erst zu einem späteren Zeitpunkt möglich werden sollte.

7.5. Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Jena und Marburg waren die Damen und Herren:

Arnold, Barth, Bien, Doss, Ganz, Gemsa, Görg, Gotzen, Grzeschik, Gressner, Griss, Halbhuber, Gröhne, Happle, Havemann, Hilgermann, Horn, Huffmann, Joseph, Kälble, Klenk, Klose, Krause, Krieg, Kroll, Kretschmer, Lange, Lennartz, Leppek, Linß, Lorenz, Maisch, Mennel, Moosdorf, Mueller, Oertel, Pohlen, Peter, Pfab, Remschmidt, Riedmiller, Rothmund, Schäfer, Schneider, Schüffel, Seyberth, Slenczka, Thomas, Vohland, von Wichert, Wagner

7.6. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. K.J. Klose für die Überlassung des interessanten Themas und die gewährte Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. R. Leppek für die Diskussionen und gute Zusammenarbeit. Als stets präsender Ansprechpartner hat er mich mit wertvollen Anregungen und Hinweisen konstruktiv und kritisch bei der Durchführung dieser Arbeit unterstützt.

Herzlichst danken möchte ich ebenfalls bei Herrn Johannes Heverhagen für die Einarbeitung in die „Unix-Computerwelt“ sowie die Unterstützung im Umgang mit der Software „Imglab“ vor Ort in Marburg. Außerdem gilt mein Dank den Mitarbeitern der Mevis gGmbH, Bremen, insbesondere Herrn Dr. Dirk Selle für die Zusammenarbeit.

Des weiteren möchte ich mich bei der P.E. Kempkes Stiftung Marburg für die erbrachte finanzielle Unterstützung der Arbeit bedanken, die die Anschaffung benötigter Computerhardware ermöglichte.

Zu Dank verpflichtet bin ich auch Herrn Rainer Ibing, der mir bei der statistischen Datenaufarbeitung wertvolle Ratschläge gegeben hat.

Ganz besonders möchte ich herzlichst meiner Frau Tanja und meiner Tochter Anna Elisabeth danken für die moralische Unterstützung und das Verständnis für die entgangene gemeinsame Zeit.