

Aus dem
Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin
des Universitätskrankenhauses Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. K. H. Höhne

Erstellung und Anwendung volumenbasierter
Anatomieatlanten des Oberbauches

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Jochen Nuthmann

aus Nürnberg

Hamburg, 1998

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 20. Juli 1999

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Sprecher: Prof. Dr. H. P. Leichtweiß

Referent: Prof. Dr. K. H. Höhne

Korreferent: ---

Meinen Eltern, Ellen und Joachim Nuthmann, gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung Dreidimensionale digitale Anatomieatlanten	1
2 Problemstellung.....	4
2.1 Die Entwicklung der Laparoskopie.....	4
2.2 Die computerbasierte Simulation minimal-invasiver Chirurgie.....	5
2.3 Defizite bestehender Simulationsverfahren.....	6
2.4 Zielsetzung der Arbeit.....	7
3 Material	9
3.1 Computertomographische Aufnahmen.....	10
3.2 Das „Visible Human Project“ - Kryotomscnitte und Computertomographie	13
4 Methoden.....	19
4.1 Intelligente Volumen.....	20
4.2 Segmentation.....	23
4.3 Volumenbasierte Visualisierung	32
4.4 Implementation der Methoden - Das Programm „VOXEL-MAN“	41
4.5 Ressourcen - Soft- und Hardware	41
5 Ergebnisse und Anwendungen.....	43
5.1 Segmentation und Visualisierung des computertomographischen Volumens	43
5.2 Segmentation und Visualisierung des Visible Human-Datensatzes.....	49
5.3 Anwendung der Volumenmodelle.....	60

6 Diskussion	65
6.1 Modellerstellung aus dem computertomographischen Datensatz	65
6.2 Modellerstellung aus dem Visible Human-Datensatz	66
6.3 Simulation laparoskopischer Eingriffe	69
7 Zusammenfassung	71
8 Literaturverzeichnis.....	73
Danksagung	77
Lebenslauf.....	78
Erklärung.....	79

Die Vermittlung von anatomischem Wissen im Medizinstudium findet heutzutage vorwiegend durch die praktische Ausbildung bei der Sektion einer Leiche begleitet von Vorlesungen und dem Studium von Anatomieatlanten statt. In der Chirurgieausbildung, in der profunde Kenntnisse der Anatomie vorausgesetzt werden, kann zwar das theoretische Vorgehen vermittelt werden, die praktische Ausbildung beschränkt sich im Studium aber meist auf die Vermittlung der Untersuchungstechniken, die bei Aufnahme eines neuen Patienten angewandt werden. Insbesondere gibt es bisher fast keine Möglichkeit, das praktische Vorgehen bei Operationen zu üben. Selbst als Assistenz bei Operationen in Famulaturen, im Praktischen Jahr und teilweise auch noch im AIP verbleibt der angehende Arzt oft in der Rolle des Beobachters, der keinerlei Möglichkeit hat, praktische Handfertigkeit zu erlernen.

In der Laparoskopie, die vom Arzt sehr gutes räumliches Vorstellungsvermögen und andere manuelle Fähigkeiten als die klassische Chirurgie fordert, stellt sich die Situation des Erlernens der notwendigen Fertigkeiten ebenso dar. Dem angehenden Chirurgen bieten sich vor allem zwei Möglichkeiten, die Praxis der laparoskopischen Operation ohne Gefährdung des Patienten zu erlernen. Zum einen existieren mehr oder weniger komplexe Plastikmodelle [Götz et al., 1991], an denen die Handhabung und die Orientierung mit dem laparoskopischen Instrumentarium in dem nachgebildeten Bauchraum geübt werden können. Folgend wird meist nach Erlernen einer gewissen Grundfertigkeit eine laparoskopische Operation an einem Tier, vorzugsweise einem Schwein [Cuscheri et al., 1991], durchgeführt. Dieses Vorgehen kann den Arzt auf die Situation der laparoskopischen Operation am Patienten vorbereiten, hat aber in Bezug auf die gewünschten Ausbildungsziele nach wie vor ihre Defizite. So sollte es dem Arzt idealerweise möglich sein, kritische Situationen, z. B. eine arterielle Blutung während der Operation, immer wieder bis zu deren Beherrschung üben zu können. Dies ist bei den genannten Verfahren aufgrund ihres aufwendigen und kostenintensiven Charakters nicht möglich [Sperlich, 1998].

Die computerbasierte Simulation minimal-invasiver Chirurgie (MIC) bietet hier eine Lösung, z. B. bei der Simulation abdomineller MIC [Kühnapfel et al., 1994] oder der gynäkologischen Pelviskopie [Radetzky und Pretschner, 1998]. Die Simulation muß dabei mit dreidimensionalen Modellen der entsprechenden Körperregionen arbeiten, wobei dreidimensionale Anatomieatlanten als Ausgangsmodelle dienen können, die durch Vereinfachung oder Verfeinerung in bestimmten anatomischen Regionen dem jeweiligen Zweck der Simulation angepaßt werden.

Sowohl in der reinen Vermittlung von anatomischem Wissen als auch in der praktischen Ausbildung von Medizinern können dreidimensionale digitale Anatomieatlanten eine wertvolle Ergänzung zur klassischen Ausbildung sein. Bieten sie allein schon durch die Möglichkeit der Betrachtung

tung der räumlichen Verhältnisse von jedem beliebigen Blickpunkt aus einen großen Vorteil gegenüber den statischen Abbildungen eines Atlas, so gibt es kein vergleichbares Medium, wenn es um die Möglichkeit der Interaktion des Benutzers mit dem computer-generierten Körpermodell geht.

Die verwendeten digitalen Modelle beruhen meist auf einem oberflächenbasierten Ansatz, weil diese mit Standard-Software erstellt werden können und eine schnelle Berechnung bei der Visualisierung ermöglichen. Allerdings ist die Verwendung oberflächenbasierter Modelle für die Simulation von laparoskopischen Operationen mit einigen Einschränkungen verbunden. So bestehen die Organe und Gefäße nur aus einer Hülle und bieten keinerlei Informationen hinsichtlich ihrer Binnenstruktur. Desweiteren sind die morphologischen Strukturen mit Methoden des Computer-aided-Designs (CAD) modelliert, wobei fraglich erscheint, inwieweit damit die tatsächlichen anatomischen Verhältnisse realistisch abgebildet werden können.

Um die Einschränkungen der oberflächenbasierten Modelle zu überwinden, sollen in dieser Arbeit möglichst realistische volumenbasierte Modelle des Oberbauches aus Schnittbild-Datensätzen des menschlichen Körpers erstellt werden. Durch Verwendung hochaufgelöster Schnittbild-Datensätze als Ausgangsmaterial zur Modellerstellung können qualitativ hochwertige Modelle mit großer Auflösungstiefe und exakter Wiedergabe der anatomischen Verhältnisse erzeugt werden. Dazu bieten sich einerseits radiologische Tomographien (CT, MRT) an. Andererseits kann durch Verwendung von Kryotom-Datensätzen, z. B. des Visible Human-Datensatzes der National Library of Medicine, aufgrund der mit radiologischen Verfahren nicht zu erreichenden Auflösungstiefe und über Einbindung der Farbinformationen der Schnittbilder eine neue Qualität der dreidimensionalen Visualisierung anatomischer Daten geschaffen werden [Schiemann et al., 1996a].

Die volumenbasierten Modelle ermöglichen eine detaillierte Darstellung der Anatomie und eine räumliche Wissensrepräsentation über eine „Intelligente Volumen“ genannte Datenstruktur. Zusätzlich ermöglichen sie die Simulation von diagnostischen oder therapeutischen Eingriffen, zum Beispiel die Simulation von stereotaktischen oder endoskopischen Eingriffen [Höhne et al., 1995].

Werden oberflächenbasierte Modelle schon seit längerem zur Simulation laparoskopischer Operationen eingesetzt [Kuhn et al., 1996] [Radetzky und Pretschner, 1998], soll die Anwendbarkeit der entstandenen volumenbasierten Modelle bei der Simulation von laparoskopischen Eingriffen im Bereich der Gallenblase untersucht werden. Über volumenbasierte Visualisierungsmethoden werden Bilder berechnet, wie sie sich dem Operateur während einer laparoskopischen Cholezystektomie auf dem Monitor bieten. Die Bilder der Computersimulation sollen

zystemie auf dem Monitor bieten. Die Bilder der Computersimulation sollen anschließend mit realen Operationsbildern verglichen werden.

2 Problemstellung

Seit Entwicklung der modernen Laparoskopie durch Semm [Semm, 1978] und Mouret [Mouret, 1990] wird nach effizienten und kostengünstigen Möglichkeiten gesucht, das Operationsverfahren ohne Patientengefährdung in der chirurgischen Ausbildung einsetzen zu können. Die computerbasierte Simulation der laparoskopischen Operation stellt zunehmend eine realistischere und kostengünstigere Alternative zu Plastikmodellen und Operationen am Tier dar. Grundlage der Simulation sind dreidimensionale digitale Körpermodelle des Operationsgebietes, die alle relevanten Organe und Gefäße enthalten. Die bisher eingesetzten Modelle beruhen auf einem oberflächenbasierten Ansatz. Dadurch werden zwar Interaktionen in Echtzeit ermöglicht, durch die notwendige Vereinfachung der Modelle ergeben sich aber Defizite, die zu Lasten des Realismus gehen. Deshalb sollen in dieser Arbeit volumenbasierte Modelle des Oberbauches erstellt werden und ihre Anwendbarkeit bei der Simulation der laparoskopischen Cholezystektomie soll überprüft werden. Im folgenden werden die angesprochenen Punkte ausführlich erläutert.

2.1 Die Entwicklung der Laparoskopie

Bereits Anfang dieses Jahrhunderts wurde die Methode der Bauchhöhlenspiegelung zu diagnostischen Zwecken angewandt. So wurde von Georg Kelling (1866 - 1945) am 23. September 1901 im Rahmen der Versammlung der Gesellschaft Deutscher Naturforscher und Ärzte in Hamburg in seinem Vortrag „Über die Besichtigung der Speiseröhre und des Magens mit biegsamen Instrumenten“ eine Technik der „Coelioskopie“ beschrieben [Kelling, 1901]. Er schilderte eine neuartige Methode der Inspektion und Palpation von Organen der Bauchhöhle durch Anlage eines Pneumoperitoneums und Einführen eines Cystoskops. Durch diese erste Veröffentlichung wird Kelling in der Literatur als der „Erfinder der endoskopischen Untersuchung der Bauchhöhle“ [Henning et al., 1985] angesehen. Das Erkennen der ausschlaggebenden Bedeutung des Pneumoperitoneums für dieses Untersuchungsverfahren wird dabei von einigen Autoren besonders hervorgehoben [Götz et al., 1991] [Henning et al., 1985].

Erste größere Anwendung fand die Laparoskopie durch Jacobaeus (1879 - 1937), der bereits 1913 die Laparoskopie an zahlreichen Patienten durchgeführt hat [Jacobaeus, H. C., 1913]. Auch im nächsten Jahrzehnt wurde die Laparoskopie, allerdings nur als diagnostisches Verfahren, eingesetzt. Eine erste Beschreibung von einem operativen Eingriff stammt von Fervers, der 1933 eine laparoskopische Bridenlösung vornahm [Fervers, 1933].

Die moderne Laparoskopie wurde anfangs bei gynäkologischen Eingriffen angewandt und technisch fortentwickelt [Semm, 1978 u. 1980]. So wurde auch die erste laparoskopische Appendektomie 1982 von dem Gynäkologen Semm durchgeführt. Die erste laparoskopische Cholezystek-

tomie wurde 1987 von dem Chirurgen Mouret in Lyon durchgeführt. In den folgenden Jahren fand dieses Verfahren eine breite Akzeptanz und wurde in Europa und den USA standardisiert [Götz et al., 1991].

2.2 Die computerbasierte Simulation minimal-invasiver Chirurgie

Bei der computerbasierten Simulation werden dreidimensionale Modelle des Bauchraums benutzt. Die Qualität, und damit der Realismus der Modelle, ist insbesondere auf ihre Fähigkeit hin zu beurteilen, inwieweit die Modelle in der Lage sind, die tatsächlichen anatomischen und mechanischen Verhältnisse nachzubilden. Als Anforderungen sind zu nennen:

- Die anatomischen Strukturen sollten den Detailreichtum der Anatomie abbilden können und in Form und Farbe den realen Strukturen entsprechen.
- Die Reaktion des Modells auf Interaktionen des Benutzers sollte den realen Reaktionen der anatomischen Strukturen entsprechen. Denkbare Interaktionen könnten zum Beispiel das Berühren und Verschieben eines Organs sein.
- Chirurgische Tätigkeiten wie das scharfe oder stumpfe Präparieren, das Schneiden und Nähen, das Setzen eines Clips, das Koagulieren oder das Stillen einer Blutung sollten mit einem idealen Modell zu simulieren sein.
- Die Simulation von haptischen Sinneseindrücken ist eine weitere Komponente, die eine simulierte Operation realistisch erscheinen läßt und die reale Situation im Operationssaal am glaubwürdigsten widerspiegeln kann.
- Die Instrumente zur Manipulation des Modells sollten dem in der Realität eingesetzten Instrumentarium entsprechen.

Betrachtet man die Anforderungen an ein ideales Modell, so kann man zwischen Anforderungen zur Visualisierung und denen zur Manipulation des Modells unterscheiden. Im folgenden wird auf die verschiedenen Möglichkeiten der Visualisierung eingegangen, da sich die vorliegende Arbeit mit der Visualisierung von dreidimensionalen Modellen des Oberbauches beschäftigt.

Grundsätzlich kann man oberflächenbasierte von volumenbasierten Modellen unterscheiden:

- Die aus geometrischen Grundformen (Dreiecke) zusammengesetzten oberflächenbasierten Modelle bieten den Vorteil von minimalen Rechenzeiten bei der Visualisierung. Insofern werden sie bevorzugt in Programmen eingesetzt, bei denen es auf eine Darstellung des Modells in Echtzeit ankommt. Meist sind dies komplexe Simulationen in einer Virtual Reality-

Umgebung, wo es insbesondere auf die Interaktion des Akteurs mit dem Modell ankommt. Als Beispiele wären der *Karlsruhe Endoscopic Surgery Trainer* [Kuhn et al., 1996] oder der *Virtual Reality Arthroscopy Training Simulator* [Müller und Bockholt, 1998] zu nennen, die durch Verwendung von polygonbasierten Oberflächenmodellen eine Interaktion in Echtzeit ermöglichen. Die Forderung nach Interaktion in Echtzeit bedingt allerdings immer auch eine Vereinfachung und Detailreduktion des verwendeten Modells. Dies ist insbesondere dann von Nachteil, wenn es auf die Interaktion des Akteurs mit feinen, eng benachbarten anatomischen Strukturen ankommt oder ein Organ nicht nur aus einer Hülle bestehen soll, sondern auch die innere Beschaffenheit des Organs, zum Beispiel nach einem Schnitt, visualisiert werden soll.

- Die in den volumenbasierten Modellen enthaltenen morphologischen Strukturen sind gefüllte dreidimensionale Körper, die auch Informationen über die innere Beschaffenheit von Organen und Gefäßen enthalten. Der Informationsgehalt und die Realitätstreue der Modelle sind dann besonders groß, wenn sie durch Segmentation von radiologischen Tomographien (CT, MRT) oder von Kryotomschnitten gewonnen werden. Die Segmentation des Visible-Human Datensatzes bringt durch die hohe räumliche Auflösung und die farbliche Darstellung der Binnenstruktur von Organen einen Realismus in die Visualisierung des Modells, welche durch die Segmentation aus CT- oder MRT-Datensätzen bisher nicht möglich gewesen war [Schiemann et al., 1996a]. Die Realitätsnähe und der Detailreichtum bedingen allerdings eine große Komplexität der Modelle, denen nachteilig die längeren Rechenzeiten bei der Visualisierung gegenüberstehen.

Modelle beider Gruppen werden jedoch von dem rasanten Fortschreiten der Entwicklung im Computerbereich profitieren, so daß die jeweiligen Nachteile mehr und mehr in den Hintergrund treten werden.

2.3 Defizite bestehender Simulationsverfahren

Bisherige Arbeiten zur Simulation minimal-invasiver Chirurgie verwenden alle ein oberflächenbasiertes Modell des Bauchraums und seiner für die MIC relevanten anatomischen Strukturen. Daraus ergeben sich im wesentlichen folgende Defizite:

- Dem Akteur können keinerlei Informationen bezüglich der inneren Beschaffenheit der Strukturen gegeben werden - die Strukturen sind hohl.
- Aufgrund des Einsatzes in Virtual Reality-Umgebungen und der Interaktion in Echtzeit muß das Modell relativ einfach gehalten werden. Deshalb enthalten die Modelle nur die wichtigsten Organe und Gefäße, welche zudem vereinfacht dargestellt werden. Es fehlt die detaillierte

Darstellung der enthaltenen Organe und Gefäße und weitere Strukturen sind überhaupt nicht vorhanden.

- Die Modelle sind nicht aus anatomischen Datensätzen, sondern über Methoden des Computer-aided-Designs (CAD) konstruiert. Inwieweit diese Modelle den tatsächlichen anatomischen Verhältnissen entsprechen, ist fraglich.
- Die Modellerstellung über CAD-Methoden erfordert einen erheblichen Zeitaufwand. Demgegenüber können volumenbasierte Modelle aus patientenspezifischen Computertomographien relativ schnell erstellt werden.
- Deformationen von Oberflächenmodellen werden über Feder-Masse-Systeme realisiert [Keeve et al., 1996], welche sich nur an der Objektoberfläche orientieren. Deformationen lassen sich damit zwar schnell berechnen, ihnen liegt aber eine recht grobe Approximation zugrunde, weshalb sie nicht unbedingt realistisch wirken [Schiemann, 1998].

2.4 Zielsetzung der Arbeit

Um die oben genannten Einschränkungen der oberflächenbasierten Modelle zu überwinden, sollen in dieser Arbeit volumenbasierte Modelle des Oberbauches erstellt werden. Aus einer abdominalen Computertomographie eines Patienten und dem Visible Human-Datensatz soll jeweils ein Modell entstehen. Die abdominale Computertomographie wird verwendet, um die Modellerstellung aus einem Datensatz zu verifizieren, der aus einem klinischen Umfeld stammt. Der Visible Human, der aufgrund seiner Kryotom-Schnittbilder einen enormen Detailreichtum bietet, wird genutzt, um mit diesem sozusagen „State-of-the-Art“-Datensatz ein möglichst detailliertes und exaktes Modell des Oberbauches anzufertigen. Besonderes Augenmerk soll dabei auf den Realismus der dreidimensionalen Modelle gelegt werden, weshalb die Organe und Gefäße in den Datensätzen mit großer Genauigkeit segmentiert werden sollen. Als Segmentation wird dabei ein relativ arbeitsaufwendiges Verfahren bezeichnet, bei dem die darzustellenden Strukturen in dem Datensatz in ihrer gesamten Ausdehnung gekennzeichnet werden müssen. Sie ist als eine der Grundvoraussetzungen für eine realistische volumenbasierte Visualisierung anzusehen. Als anatomische Strukturen, die bei einer laparoskopischen Simulation von Interesse sind, wurden folgende Strukturen ausgemacht:

- Organe und Gefäße, die bei der Operation manipuliert werden:
 - Gallenblase
 - Ductus cysticus
 - Arteria cystica

- Leber
- Gallengänge und zuführende arterielle Gefäße:
 - Ductus hepaticus dexter, sinister und communis
 - Ductus choledochus
 - Arteria hepatica propria und communis
 - Truncus coeliacus
 - Aorta
- Organe und Gefäße in unmittelbarer Nachbarschaft zum Operationsgebiet:
 - Duodenum
 - Dickdarm
 - Vena portae
- Weitere Organe und Gefäße des Oberbauches:
 - Magen
 - Jejunum und Ileum
 - Pankreas
 - Milz
 - Nieren
 - verbleibendes arterielles und venöses Gefäßsystem

Weiterhin sollen die Körperoberfläche (Haut) und die Knochen segmentiert werden, um die Organe und Gefäße im Kontext des Bauchraums darstellen zu können.

Anschließend werden die entstandenen Modelle hinsichtlich ihres Realismus und Detailreichtums miteinander verglichen, und ihre Anwendbarkeit bei der Simulation der laparoskopischen Cholezystektomie soll untersucht werden.

3 Material

Die dreidimensionalen Modelle des Oberbauches, die in dieser Arbeit erstellt werden, basieren auf Schnittbild-Datensätzen des menschlichen Körpers. Überlagerungsfreie Schnittbilder werden aufeinander geschichtet und erzeugen so Volumendatensätze, welche auch als Bildvolumen oder Intensitätsvolumen bezeichnet werden. Die Schnittbilder stammen einerseits aus radiologischen Datensätzen wie Computertomographie oder Magnet-Resonanz-Tomographie. Die erzeugten Grauwertvolumen werden schon seit längerem in Forschung und Klinik verwendet und dreidimensional dargestellt [Höhne et al., 1992]. Andererseits bieten sich die Schnittbilder des Visible Human-Projektes, welche im November 1994 von der National Library of Medicine zur Verfügung gestellt wurden [Spitzer et al., 1996], zur Erstellung von Volumendatensätzen an. Weltweit einzigartig ist dabei der hochauflöste Kryotom-Datensatz, der farbige Schnittbilder eines kompletten menschlichen Körpers bietet. Mehrere Forschergruppen arbeiten inzwischen an der Klassifizierung und der Visualisierung dieses Datensatzes (Bild 1), wobei allerdings meist nur die Körperoberfläche und Knochen dargestellt werden [Kerr et al., 1996] oder eine anatomische Beschreibung nur auf den Schichten abrufbar ist.

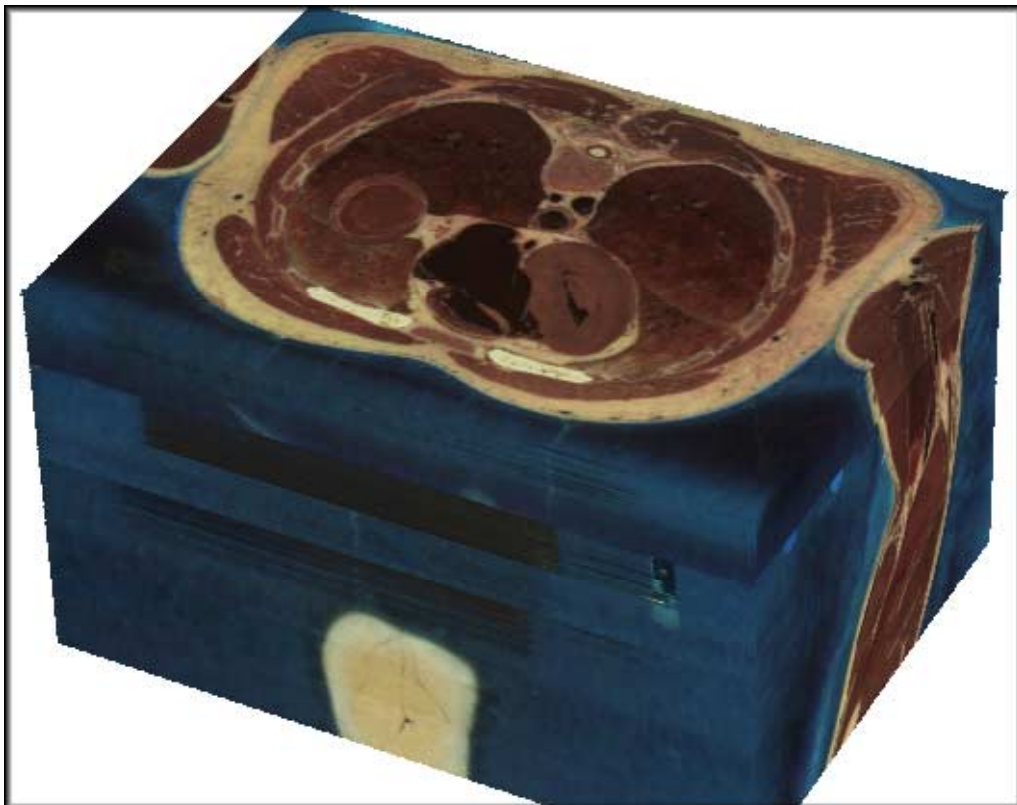


Bild 1: Der Visible Human Kryotom-Datensatz der National Library of Medicine: Die einzelnen Schnittbilder wurden aufeinander geschichtet und bilden so ein Volumen in hoher Auflösung und mit großem Detailreichtum.

Die Volumendatensätze bestehen aus vielen gleich großen Volumenelementen, den sogenannten Voxeln. Ein Voxel ist ein dreidimensionaler quaderförmiger Körper in der Größenordnung von ca. einem Kubikmillimeter (1 mm^3). Analog zu den Pixeln eines zweidimensionalen Bildes ist das Voxel die kleinste dreidimensionale Einheit des Datensatzes. Eine weitere Unterteilung des Volumens ist nicht möglich. Dem Voxel ist genau eine Information in Form eines Intensitätswertes zugeordnet. Bei computertomographischen Volumen ist dies ein Grauwert und bei einem Kryotom-Volumen ein Farbwert.

In dieser Arbeit wurden aus Schnittbildern des Oberbauches Volumendatensätze erzeugt, wobei der Datensatz des Visible Human und eine Computertomographie zur Erstellung eines möglichst exakten und eines patientenbasierten Modells als Ausgangsmaterial verwendet wurden. Die Datensätze werden im folgenden ausführlich beschrieben.

3.1 Computertomographische Aufnahmen

Zur Erstellung des CT-basierten Modells wurde eine Computertomographie des Oberbauches, welche den Bereich zwischen erstem und viertem Lendenwirbel abdeckt, verwendet. Die erste Schicht zeigt Anschnitte der Leber, des Magens und der Milz. Auf der letzten Schicht ist der kaudale Pol der rechten Niere angeschnitten, die linke Niere ist komplett dargestellt. Dem Patienten wurde vor der Aufnahme orales Kontrastmittel zur besseren Darstellung des Verdauungstraktes verabreicht, zusätzlich wurde intravenös Kontrastmittel injiziert. Der Anlaß für die computertomographische Aufnahme zeigt sich im Bereich der rechten Niere, wo eine Raumforderung zu erkennen ist (Bild 2).

Die CT-Schichten bestehen aus 256×256 Pixeln. Durch Aufschichtung der 97 Schichten entstand ein isotropes¹ Volumen mit ca. 5,5 Millionen Voxeln, wobei deren Kantenlänge 1,286 mm beträgt. Die Größe des Datensatzes beträgt 11,2 Mega-Byte.

Auf den Schichten sind die großen Bauchorgane gut zu erkennen. Dazu zählen die Leber, die Milz, die Nieren, der Magen-Darm-Trakt und das Pankreas (Bild 3a). Auch die Gallenblase und die großen Gefäße, z. B. Aorta, Vena cava und Vena portae können identifiziert werden (Bild 3b).

¹ Isotrop bedeutet, daß die Kantenlänge der Voxel in alle drei Richtungen gleich ist. Das Voxel hat also die Form eines Würfels.

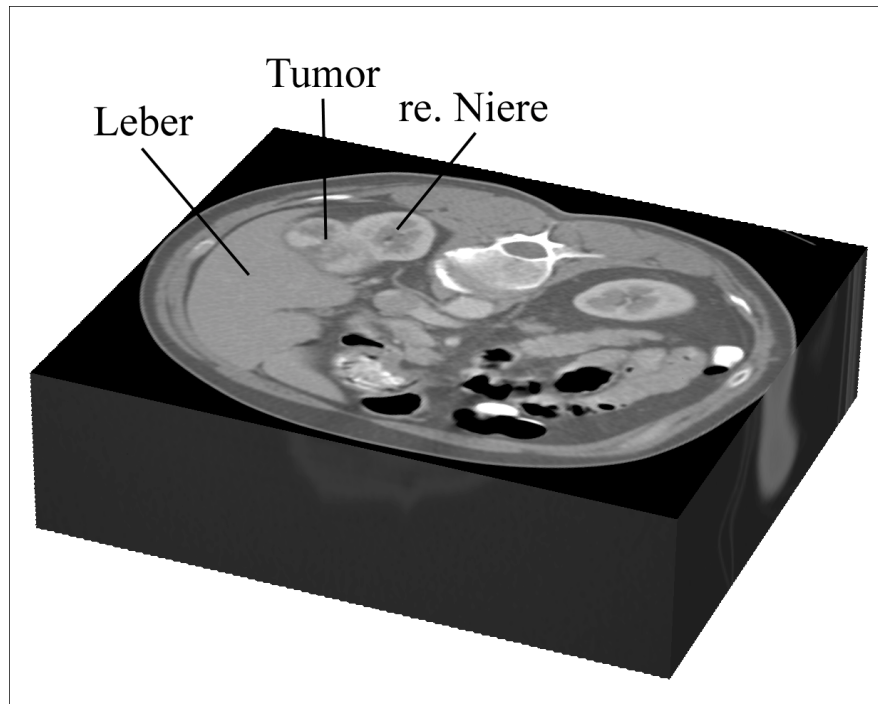


Bild 2: Stapel der CT-Schichten: Auf der obersten Schicht ist im linken hinteren Bildabschnitt die rechte Niere angeschnitten. Eine suspekte Raumforderung ist zwischen Leber und Niere auszumachen.

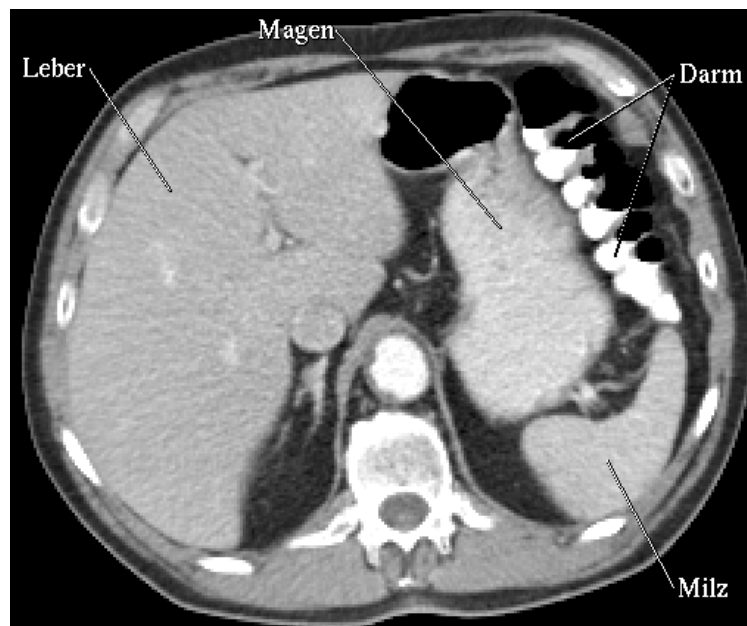


Bild 3a: Organe und Gefäße auf den computertomographischen Schnitten: Leber, Magen-Darm-Trakt und Milz sind gut zu erkennen.

Nur schwer zu erkennen sind die Nebennieren und die weiteren arteriellen und venösen Gefäße (Bild 4). Die Auflösung der Bildmatrix reicht zur eindeutigen Identifikation dieser Strukturen nicht aus.

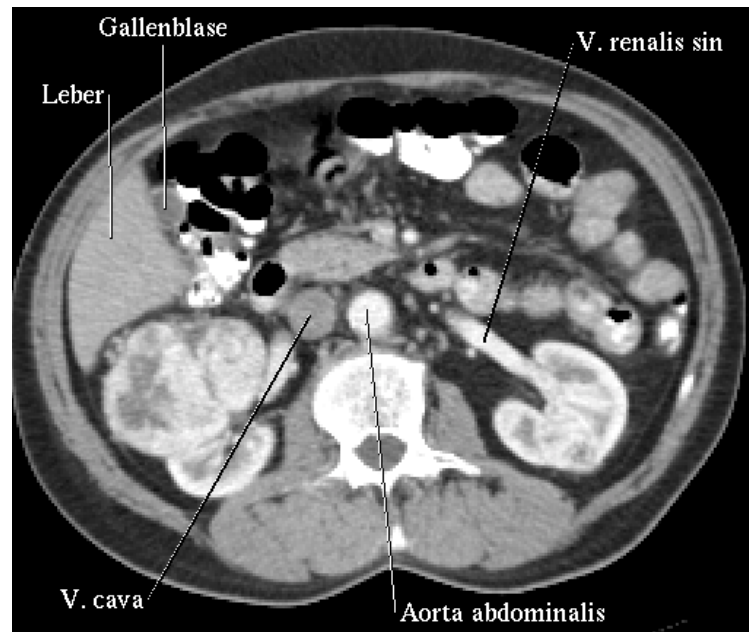


Bild 3b: Gallenblase und Gefäße auf den computertomographischen Schnitten: die Gallenblase und einige größere Gefäße sind auf der CT-Schicht angeschnitten.

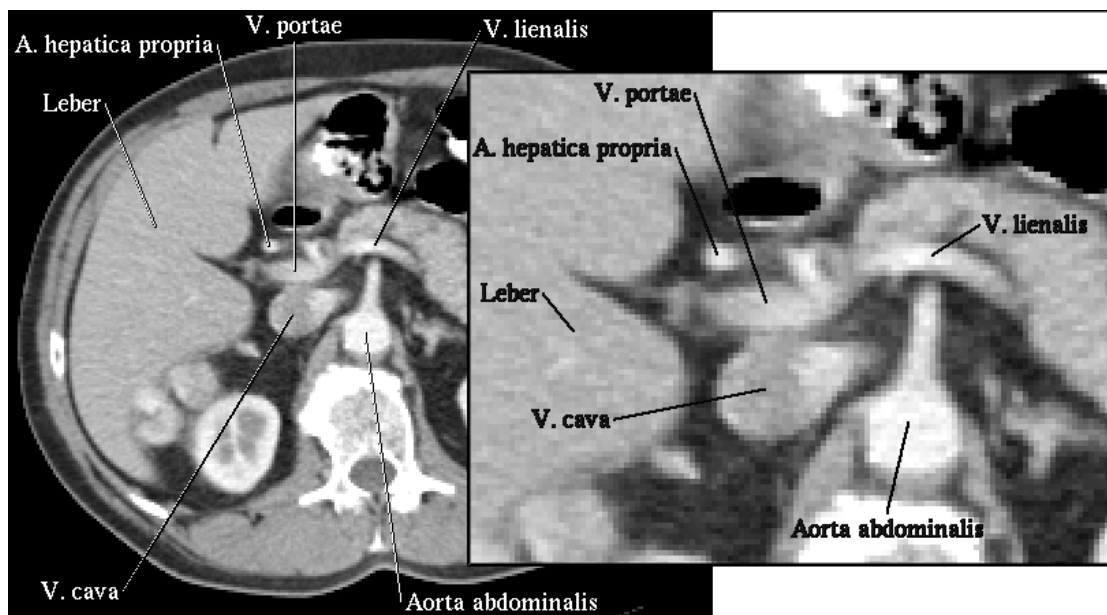


Bild 4: CT-Schicht und Ausschnittvergrößerung im Bereich des Ligamentum hepatoduodenale: Von den Gefäßen ist nur die Vena portae und die Arteria hepatica propria abzugrenzen; der Ductus choledochus ist nicht zu identifizieren.

3.2 Das „Visible Human Project“ - Kryotomschnitte und Computertomographie

Das „Visible Human Project“ der National Library of Medicine ist ein weltweit einzigartiges Projekt, durch das Forschern umfangreiche Datensätze eines männlichen und eines weiblichen Menschen zur Verfügung gestellt wurden. Der in dieser Arbeit verwendete Datensatz stammt von dem männlichen Leichnam, dem sogenannten Visible Human Male.

Der Visible Human Male-Datensatz wurde von der National Library of Medicine am 28. November 1994 zur Verfügung gestellt und besteht aus Röntgenbildern, Magnet-Resonanztomographie, Computertomographie und Kryotomschnitten eines kompletten männlichen Leichnams [Spitzer et al., 1996]. Die Anamnese und die körperliche Untersuchung des Mannes, dessen Leichnam für das Visible Human-Projekt benutzt wurde, hatten ergeben, daß außer einer Appendektomie, einer linksseitigen Orchiektomie und einer Extraktion des Zahns Nr. 14 keine größeren Variationen von der normalen Anatomie vorhanden waren. Er hatte seinen Körper einer medizinischen Forschungseinrichtung zur Verfügung gestellt. Nach rechtskräftiger Verurteilung wegen Mordes wurde er am 5. August 1993 im Alter von 38 Jahren durch eine Todesspritze hingerichtet.

Um den Zerfallsprozeß des Gewebes zu verzögern, wurde der Leichnam durch die rechte Arteria femoralis mit 19 Litern 1% Formalin- und Antikoagulanzlösung perfundiert. In die Unterarme wurden 60 ml der Lösung subcutan injiziert. Die Blutgefäße wurden durch Eröffnung der rechten Vena femoralis entleert. Die eröffneten Femoralgefäße wurden anschließend zugenäht.

Nach Abschluß der Vorbereitungen wurde der Leichnam in einer stabilen Lage fixiert, so daß sich bei den folgenden radiologischen Aufnahmen und Kryotomschnitten keine Lageveränderung der Körperteile zueinander ergab. Anschließend wurden vom Leichnam Magnet-Resonanz- und computertomographische Aufnahmen in unterschiedlichen Schichtabständen angefertigt. Nach Einfrieren des Leichnams wurde der gesamte Körper computertomographisch mit 1 mm Schichtabstand aufgenommen. Abschließend erfolgten die Kryotomschnitte, die durch digitale Photographie aufgezeichnet wurden.

Der Visible Human Male-Datensatz besteht im einzelnen aus:

- Kryotomschnitten als transversale Photographien mit einer Pixelgröße von 0,32 mm bei 24-Bit Farbauflösung und einem Schichtabstand von 1 mm (Bild 5 li. oben).
- MRT des frischen Leichnams in hauptsächlich coronalen Schnitten in unterschiedlichen Gewichtungen (T1, T2, PD). Die Pixelgröße variiert zwischen 1 und 2 mm bei Schichtabständen von bis zu 5 mm (Bild 5 re. oben).

- CT des frischen Leichnams mit Pixelgrößen zwischen 0,5 und 1 mm bei Schichtabständen zwischen 1 und 5 mm (Bild 5 li. unten).
- CT des gefrorenen Leichnams mit Pixelgrößen zwischen 0,5 und 1 mm und einem Schichtabstand von 1 mm (Bild 5 re. unten).

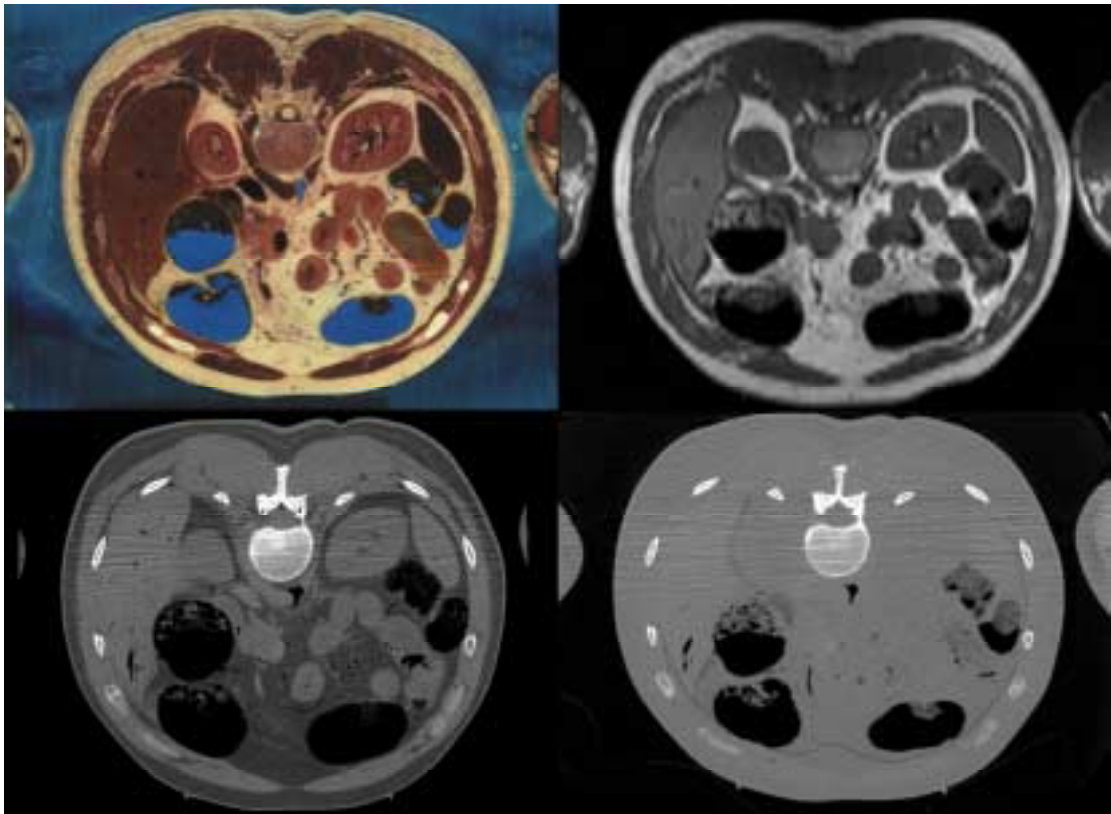


Bild 5: Die unterschiedlichen Datensätze des Visible Human Male: Abgebildet ist jeweils ein Schnittbild des Bauches, wobei Leber, Nieren, Dick- und Dünndarm angeschnitten sind. Von links oben nach rechts unten: Kryotom-Schnittbild des gefrorenen Leichnams, MRT-Schnittbild des frischen Leichnams, CT-Schnittbild des frischen Leichnams, CT-Schnittbild des gefrorenen Leichnams.

Aufgrund der hohen Auflösung der Kryotomschichten von 2048 x 1216 Pixeln kann man viele morphologische Strukturen erkennen, die durch radiologische Schichtbildverfahren nicht darstellbar wären. Zusätzlich erhält man Informationen über den inneren Aufbau von Organen, so z. B. bei der Niere, wo sich Rinde, Mark und Kelchsystem ausmachen lassen. Die Farbbilder stellen die Oberflächen von Organen und deren Binnenstrukturen in ihrem natürlichen Aussehen dar. Der Kryotom-Datensatz bietet sich somit als ideales Ausgangsmaterial für die weitere dreidimensionale Aufarbeitung an.

Betrachtet man den Bereich der Gallenblase, so kann man eine Vielzahl von Strukturen ausmachen, die nur auf den Kryotomschnitten identifizierbar sind (Bild 6).

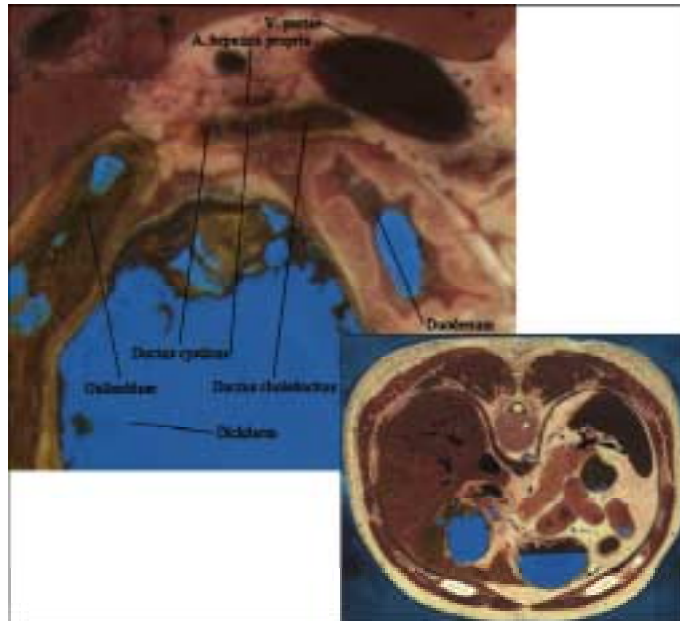


Bild 6: Kryotomschnittbild mit Vergrößerung vom Bereich der Gallenblase: Auf der Ausschnittsvergrößerung wird deutlich, welchen Detailreichtum der Datensatz bietet. Bei Betrachtung des Ductus cysticus ist z. B. sogar die schraubig angeordnete Plica spiralis sichtbar.

Auch im weiteren Verlauf des Gallengangs sind die mit ihm laufenden Gefäße deutlich zu erkennen. Der Ductus choledochus läßt sich bis zu seiner Einmündung über die Papilla vateri in das Duodenum gut verfolgen (Bild 7).

Die Art und Weise, wie die Kryotomschnitte angefertigt wurden, bedingt einige Inkonsistenzen im Datensatz. So wurde der gefrorene Leichnam in vier Blöcke gesägt, wodurch ein Materialverlust von ca. 1,5 mm durch das Sägeblatt entstand. Zusätzlich kam es so zu einem Verschiebe-Artefakt, der in dreidimensionalen Bildern in Form von horizontalen Linien sichtbar wird. Die Schnitte wurden durch eine rotierende Kryotomklinge angefertigt, wodurch jeweils eine ein Millimeter dicke Gewebeschicht abgetragen wurde. Insofern entsprach der Prozeß des Schneidens eher einem Hobeln. Die neu entstandene Oberfläche wurde gereinigt und nachbearbeitet, wobei nicht oder schlecht geschnittene Strukturen und Gewebereste mit einem Skalpell entfernt wurden. Die Oberfläche wurde anschließend als Aufsicht fotografiert, weshalb man im eigentlichen Sinne nicht von Schnitten sprechen kann. Obwohl jede angeschnittene Körperhöhle mit blauem Latex ausgefüllt wurde, sind auf einigen Photographien Strukturen erkennbar, die bei reinen Schnitten noch gar nicht in dieser Höhe sichtbar wären. Beim Schneiden wurden teilweise auch kleine Strukturen aus dem Block gerissen. Auf diesem und den folgenden Schnitten kam die Struktur dann nicht mehr zur Darstellung. Einige Schnitte sind durch großflächig herausgeris-

senes Gewebe kaum sinnvoll zu verwenden. Im Bereich der Leberanschnitte sind dies die Schichten 1505 bis 1507. Eine plötzliche Helligkeits- und Farbänderung der Aufnahmen ist von Schicht 1655 zu 1656 zu beobachten, was die spätere Erstellung eines Modells erschwert.

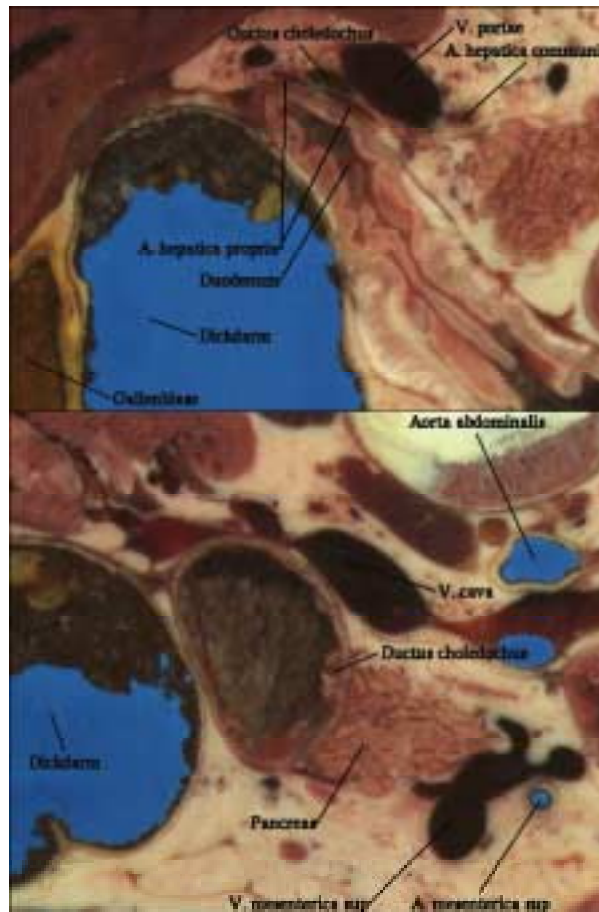


Bild 7: Ausschnittsvergrößerungen vom Verlauf des Ductus choledochus. Im oberen Bild ist der Verlauf des Gallengangs im Ligamentum hepatoduodenale vergrößert dargestellt. Klar lassen sich die einzelnen Gefäße voneinander abgrenzen. Unten ist die Einmündung des Gallengangs in das Duodenum abgebildet. Die kleine Einstülpung in das Lumen des Duodenum wird durch die Papilla Vateri gebildet.

Für die vorliegende Arbeit wurden die Schichten 1455 bis 1694 zu einem nicht isotropen Datenvolumen aufeinander geschichtet. Das Volumen schließt kranial die gesamte Leber und alle weiteren Organe des Oberbauches ein, das Herz ist mit seinem kaudalen Anteil auf den obersten Schichten angeschnitten. Nach kaudal sind beide Nieren vollständig in dem Volumen enthalten, Anteile von Dick- und Dünndarm sind auf den untersten Schichten angeschnitten. Die Arme mußten für die Erstellung des Modells nicht in dem Datensatz enthalten sein, so daß nur der Bereich des Oberbauches aus diesem Volumen herausgeschnitten wurde. Es entstand ein Volumen aus 240 Schichten mit jeweils 1245 x 916 Pixeln. Die ca. 273 Millionen Voxel des Volumens

belegen 1095 MB, was eindeutig zu groß war, um es mit der vorhandenen Rechnerkapazität sinnvoll zu bearbeiten. Eine Verkleinerung des Datensatzes und alleinige Bearbeitung eines so auflösungsreduzierten Volumens wurde allerdings nicht in Betracht gezogen, da das Modell auch feine Gefäßstrukturen enthalten sollte, die nur in der Originalauflösung zu erkennen sind. Für den Bereich der Gallenblase wurden deshalb aus diesem Volumen 127 Schichten von 1517 bis 1643 mit jeweils 631 x 623 Pixeln pro Schicht herausgeschnitten und in Originalauflösung bearbeitet. Dieses Volumen ist ca. 200 MB groß und enthält fast 50 Millionen Voxel, deren Abmessungen 0,32 x 0,32 x 1 mm betragen.

Das Ausgangsvolumen wurde zusätzlich verkleinert, wodurch überhaupt erst die Erstellung und Visualisierung des dreidimensionalen Modells des gesamten Oberbauches ermöglicht wurde. Durch Bildung des Mittelwerts von 3 x 3 Pixeln auf jeder Schicht entstand ein Volumen mit ca. 30 Millionen isotropen, 1 mm³ großen Voxeln, welches 121 MB belegt. Durch die Auflösungsreduktion treten allerdings vermehrt Partial-Volumen-Effekte auf [Schiemann et al., 1996b], was die Bearbeitung des Volumens erschwert.

Neben den Kryotom-Schnittbildern wurden die entsprechenden computertomographischen Schichten des gefrorenen Leichnams zur Erstellung des Modells verwendet. Die Entscheidung fiel auf diesen CT-Datensatz, weil die Schichtabstände der Computertomographie des frischen Leichnams im Abdomen mit 3 mm zu groß für eine gute dreidimensionale Darstellung sind.

Da die später erfolgten Kryotomschichten in derselben Ebene und demselben Schichtabstand wie das vom gefrorenen Leichnam angefertigte CT geschnitten wurden, stimmen die abgebildeten Strukturen auf einer bestimmten CT-Schicht mit den Strukturen der Kryotomschicht, die die gleiche Nummer trägt, überein. Neben der direkten Vergleichbarkeit der Schichten ist dies von großem Vorteil, wenn die beiden Datensätze aufeinander registriert werden sollen. Bei diesem Verfahren, welches auch als „matchen“ bezeichnet wird, werden die CT-Schnittbilder auf die entsprechenden Kryotomschnitte gelegt und anschließend so skaliert, verschoben und rotiert, daß einander entsprechende Strukturen genau übereinander zu liegen kommen. Die jeweiligen Voxel einer Struktur befinden sich somit in beiden Datensätzen an denselben Koordinaten. Die Skalierung und Verschiebung muß in diesem Fall nur noch auf den Schichten erfolgen, da die Orientierung der Schichtebene zum Körper und der Schichtabstand in beiden Datensätzen gleich ist. Die erforderliche Rotation ist insofern sehr gering und beträgt ca. ein Grad. Der Fehler, der bei der Registrierung zwischen den beiden Datensätzen auftrat, konnte auf ca. 1 Voxel minimiert werden.

Durch das Einfrieren des Körpers verändern sich die Weichteile, so daß die CT-Aufnahmen des gefrorenen Leichnams eine geringere Qualität als die Aufnahmen von dem frischen Leichnam

besitzen. Auf den Schichten des gefrorenen Leichnams sind die Hounsfield-Bereiche der einzelnen Organe verschoben und Unterschiede zwischen einzelnen Organen sind sehr schwach. Insgesamt stellen sich die Weichteile sehr „verwaschen“ dar. Die Darstellung der Knochen unterlag keiner Veränderung und für die Segmentation der knöchernen Strukturen ist das CT des gefrorenen Leichnams gut geeignet (Bild 8).

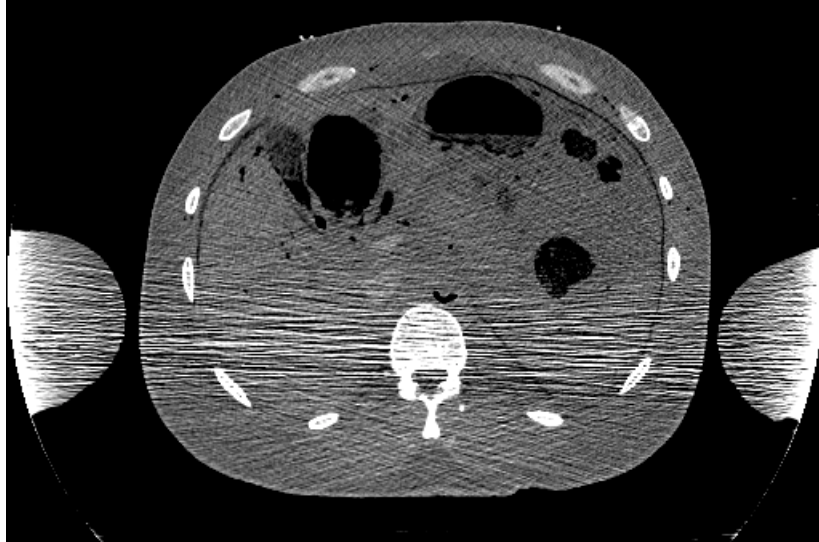


Bild 8: CT-Schicht aus dem Datensatz des gefrorenen Leichnams: Während die Knochen aufgrund ihrer Dichte klar und deutlich sichtbar sind, hat sich das Einfrieren negativ auf die computertomographische Darstellung der Weichteile ausgewirkt. Die Organe werden durch sehr ähnliche Grauwert-Bereiche abgebildet, ein „verwaschener“ Eindruck entsteht.

4 Methoden

Die in Kapitel 3 beschriebenen Volumendaten sollen verwendet werden, um dreidimensionale Modelle zu erstellen, mit denen unter anderem laparoskopische Eingriffe simuliert werden können. Dazu müssen drei methodische Bereiche betrachtet werden:

- Datenstrukturen zur Speicherung des Modells („Intelligente Volumen“)
- Füllung der Datenstruktur durch Segmentation
- Visualisierung des Modells

Sollen die in den Volumen enthaltenen morphologischen Strukturen zusätzlich Informationen über medizinische Sachverhalte besitzen, ist es notwendig, die Intensitätsvolumen mit einer Wissensbasis zu verknüpfen. Die so entstandene Datenstruktur wird als „Intelligentes Volumen“ bezeichnet und dient der Vermittlung räumlichen Wissens [Höhne et al., 1995] [Schiemann et al., 1994].

Zur Erstellung und Visualisierung des intelligenten Volumens müssen die Datensätze segmentiert werden. Dabei wird das Intensitätsvolumen in einzelne Segmente unterteilt, denen eine bestimmte Eigenschaft - ein Attribut - zugeordnet wird. Über das Attributvolumen, auch Labelvolumen genannt, können nach vollständiger Segmentation zu jedem Voxel Informationen abgerufen werden, z. B. über die Zugehörigkeit des Voxels zu einer morphologischen Struktur. Für die sehr zeitaufwendige detaillierte Bearbeitung der Bildvolumen wurden Methoden entwickelt, die eine interaktive halbautomatische Segmentation ermöglichen [Höhne und Hanson, 1992]. Diese für Grauwertvolumen entwickelten Methoden wurden für das Farbvolumen des Kryotom-Datensatzes erfolgreich angepaßt [Schiemann et al., 1996b].

Die dreidimensionale Darstellung von Organen und Gefäßen der Volumen kann nach Segmentation dieser Strukturen durch volumenbasierte Visualisierung erfolgen. Sind die Objektgrenzen bei der Segmentation hinreichend gut beschrieben worden, ist eine sehr realistische Darstellung der Oberflächen möglich [Tiede, 1997]. Bei der Visualisierung des Visible Human konnte der Realismus des Modells durch Texturemapping der natürlichen Farben zusätzlich gesteigert werden [Tiede et al., 1996].

Die Methoden der drei Bereiche werden im folgenden ausführlich besprochen.

4.1 Intelligente Volumen

Als „Intelligentes Volumen“ wird die Gesamtheit von eventuell mehreren Intensitätsvolumen, Attributvolumen und Wissensbasis bezeichnet. Die einzelnen Begriffe sollen im folgenden erklärt werden.

Die Intensitätsvolumen, die als Ausgangsmaterial zur Erstellung eines dreidimensionalen Modells verwendet werden, bestehen aus einer endlichen Anzahl von Voxeln. Jedes Voxel besitzt genau einen Intensitätswert, bei CT- und MRT-Volumen einen Grauwert, bei dem Kryotom-Volumen einen Farbwert. Mit entsprechendem medizinischen Wissen können den einzelnen Voxeln weitere Informationen zugeordnet werden. In erster Linie sind dies Informationen über die Zugehörigkeit der Voxel zu einer bestimmten morphologischen Struktur (z. B. Leber, Arteria cystica). Eine weitere Verknüpfung der Voxel mit anderen medizinischen Wissenskategorien ist auch möglich, z. B. die Zuordnung zu physiologischen Funktionssystemen oder zu bestimmten Blutversorgungsgebieten [Schubert et al., 1993] [Pommert et al., 1994].

Die Objektzugehörigkeit der Voxel wird in einem Attributvolumen gespeichert. Für jede Wissensdomäne, z. B. Morphologie, Blutversorgungsgebiete, physiologische Funktion, wird dabei ein Attributvolumen erzeugt, und in den Voxeln können die jeweiligen Informationen abgelegt werden. In den Voxeln wird dabei nur eine eindeutige Identifikationsnummer (unique Identifier = UID) gespeichert, die auf die tatsächlich zugrunde liegende Information in der Wissensbasis verweist (Bild 9).

Die Wissensbasis enthält das medizinische Wissen einer jeden Domäne in Form eines semantischen Netzwerkes. Die einzelnen Begriffe sind über verschiedene Verknüpfungen miteinander verbunden, so daß deren Beziehung zueinander ausgedrückt wird [Schubert et al., 1993] [Pommert et al., 1994]. Als Beispiel sei die morphologische Wissensdomäne genannt, in der die Beziehungen der anatomischen Strukturen zueinander in einem Netz von Eltern-Kind-Beziehungen beschrieben sind. Diese Wissensbasis muß für die Beschreibung der Anatomie der zu segmentierenden Region einmal angelegt werden und kann dann bei beliebigen Volumen zur Verknüpfung mit den Attributvolumen genutzt werden. In diesem Fall wurde eine Wissensbasis für die Anatomie des Oberbauches erstellt (Bild 10).

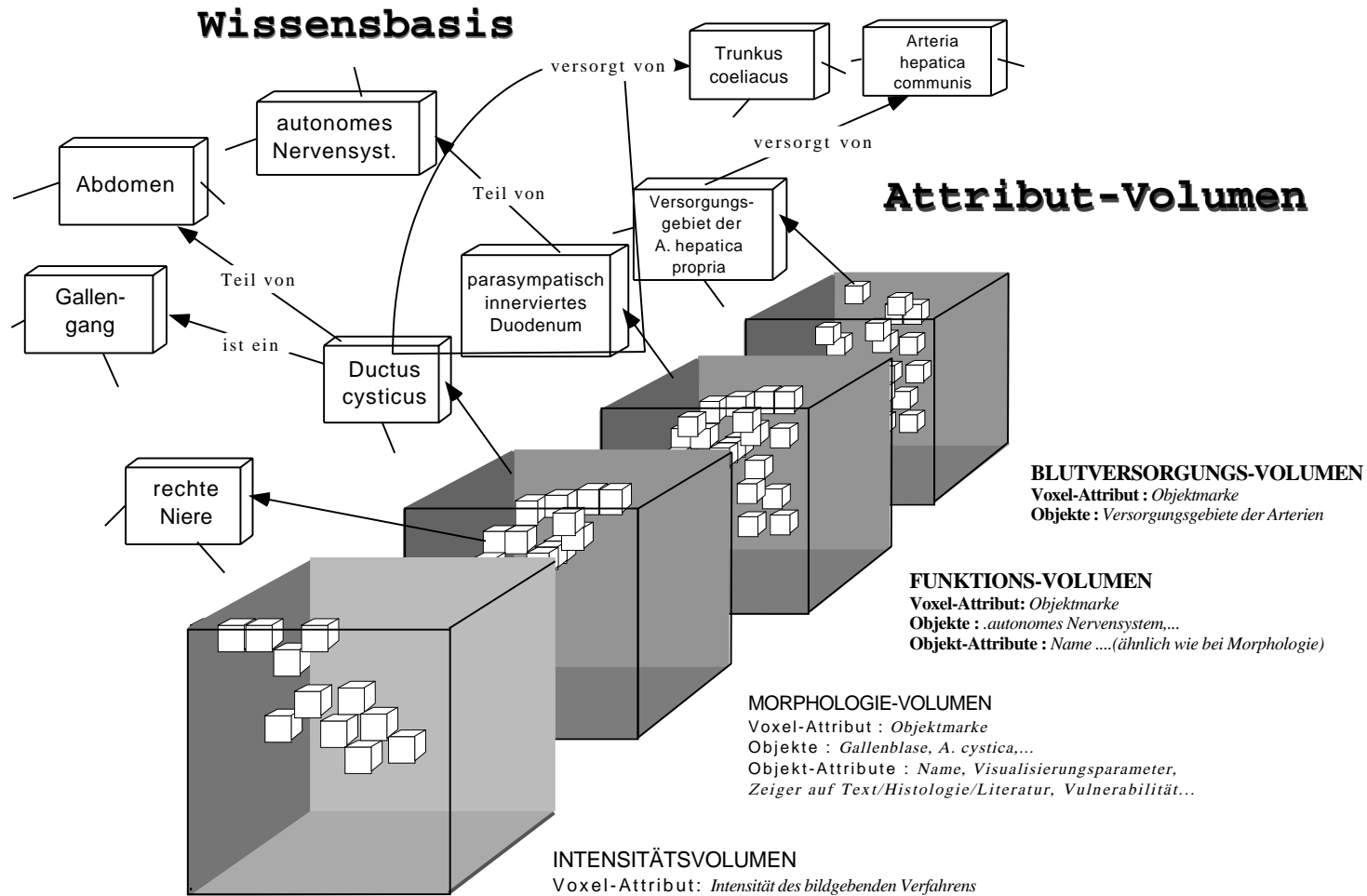


Bild 9: Wissensbasis, Intensitäts- und Attributvolumen bilden als „Intelligentes Volumen“ eine Einheit: Neben dem Bildvolumen, welches Informationen über die Intensitäten der einzelnen Voxel enthält, können beliebige Attributvolumen erstellt werden, deren Voxel Informationen über die jeweilige Wissensdomäne enthalten. Über das semantische Netzwerk findet eine Verknüpfung der Volumenelemente untereinander statt.

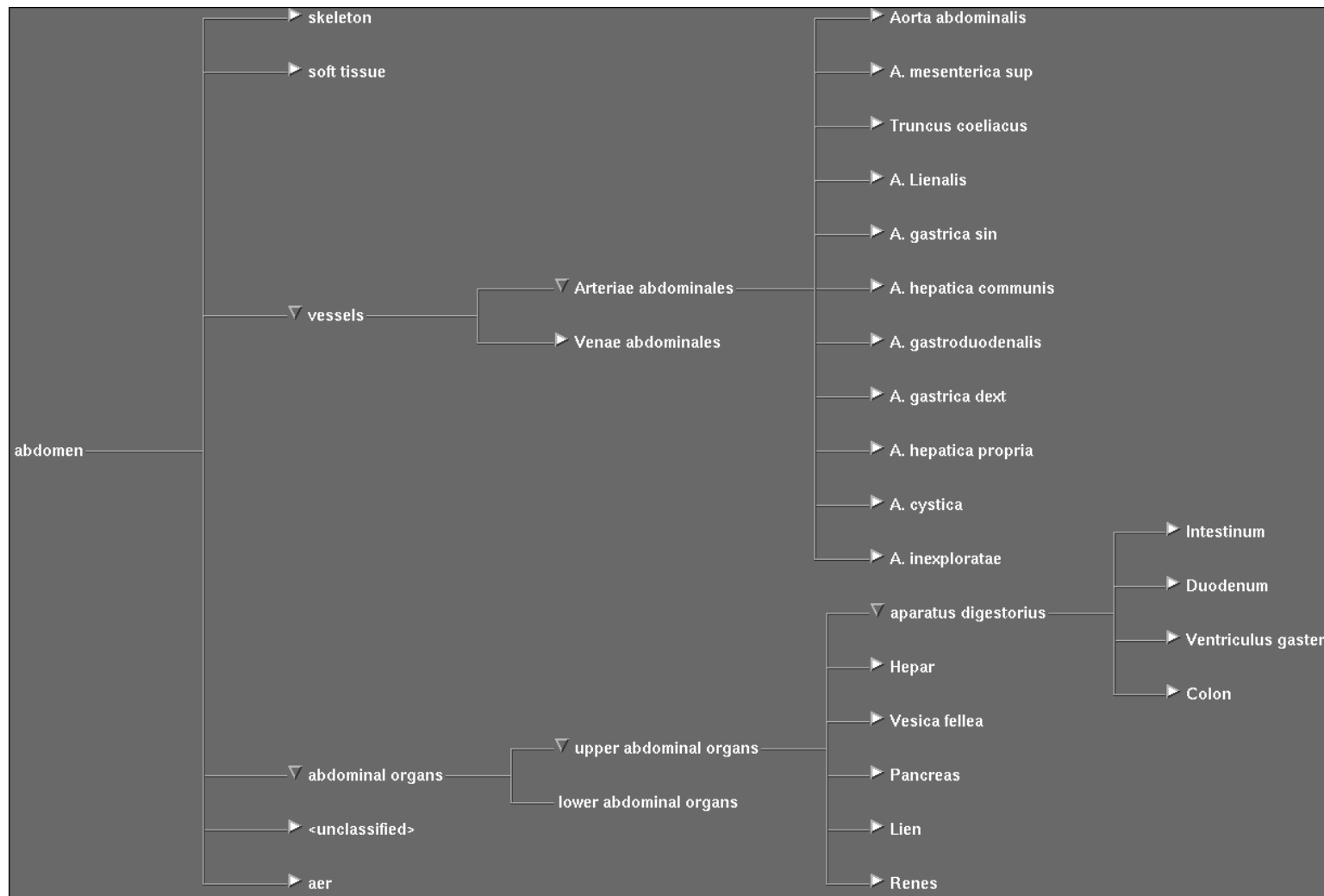


Bild 10: Die Wissensbasis für die morphologische Domäne beschreibt die Beziehungen der einzelnen Strukturen zueinander: Die Anatomie des Oberbauchs ist in einer baumartigen Struktur dargestellt, die die Zugehörigkeit der Organe und Gefäße zu übergeordneten Systemen deutlich macht.

4.2 Segmentation

Jedes Attributvolumen muß durch Segmentation des Intensitätsvolumen gefüllt werden. Bei diesem Vorgang werden Voxelmengen ausgewählt, denen ein bestimmtes Attribut zugeordnet werden soll. Die Intensitätswerte der Bildvoxel macht man sich bei regionen- und kantenbasierter Segmentation zunutze, um nicht jedes Voxel einzeln klassifizieren zu müssen. Trotz Entwicklung interaktiver halbautomatischer Methoden [Höhne und Hanson, 1992] erfordert jedoch gerade die detailgenaue Segmentation einen erheblichen Arbeitsaufwand.

Die Segmentationsmethoden kann man in drei Gruppen unterteilen:

- Regionenbasierte Methoden arbeiten direkt auf den Intensitäten des Bildvolumens. Die über Intensitätsbereiche bestimmten dreidimensionalen Körper werden daraufhin untersucht, ob sie zu der zu segmentierenden Struktur gehören.
- Bei kantenbasierten Methoden werden zuerst Kanten über Intensitätsgradienten bestimmt. Die gefundenen Trennlinien müssen anschließend daraufhin untersucht werden, ob sie der zu segmentierenden Objektgrenze einer morphologischen Struktur entsprechen.
- Bei der modellbasierten Segmentation wird ein bereits segmentiertes Volumen derselben Körperregion auf den zu segmentierenden Datensatz registriert. Charakteristische morphologische Strukturen, die in beiden Datensätzen deutlich zu identifizieren sind, werden dabei als Landmarken benutzt, um durch Anpassung der Skalierung, Translation und Rotation gleiche morphologische Strukturen zur Deckung zu bringen. Ist mit dieser Methode zwar eine grobe Segmentation möglich, versagt das Verfahren, wenn eine detailgenaue Segmentation eines jeden Voxels gefordert ist.

Die regionen- und kantenbasierten Methoden werden als automatische oder halbautomatische interaktive Verfahren angewandt:

- Automatische Verfahren können unter normierten Bedingungen für einige Spezialfälle benutzt werden und kommen auch klinisch zum Einsatz. So ist z. B. eine automatische Segmentation der Gehirnoberfläche aus MRT-Datensätzen möglich, die unter normierten Bedingungen aufgenommen wurden [Held et al., 1997].
- Halbautomatische interaktive Verfahren ermöglichen dem Benutzer, über wenige Arbeitsschritte dreidimensionale Körper in dem Volumen zu bestimmen, die dem gesamten oder einem Teil des zu segmentierenden Objektes entsprechen. Diese Verfahren können auf eine Vielzahl verschiedener Intensitätsvolumen angewandt werden.

Lassen sich Objekte nicht über regionen- oder kantenbasierte Methoden segmentieren, können die Objektgrenzen nur manuell von Schicht zu Schicht bestimmt werden. Dies ist besonders bei Objekten der Fall, an deren Grenzen keine signifikanten Intensitätsgradienten auftreten.

Die in dieser Arbeit verwendeten halbautomatischen interaktiven Methoden arbeiten regionenbasiert. Die einzelnen Arbeitsschritte der Segmentation sind die Spezifizierung eines Intensitätsbereichs in dem Volumen, die Berechnung der Zusammenhangskomponenten und die Anwendung morphologischer Verfahren, um unerwünschte Verbindungen zu anderen Strukturen aufzutrennen. Die einzelnen Schritte werden im folgenden näher erläutert:

- Spezifizierung des Intensitätsbereichs

Die Intensitätsbereiche der benutzten Datensätze weisen unterschiedliche Dimensionen auf. Während Grauwertvolumen einen eindimensionalen Intensitätsbereich besitzen, bilden die Farben des Kryotom-Volumens einen dreidimensionalen Farbraum, dessen Achsen von den drei Grundfarben Rot, Grün und Blau gebildet werden. Die Spezifikation der Intensitätsbereiche für bestimmte Strukturen soll im folgenden für beide Datensätze näher erläutert werden.

1. Spezifikation des Intensitätsbereichs bei RGB-Datensätzen

Die Voxel des zu segmentierenden Objektes besitzen einen Farbwert, der in je einen Wert für jede der Grundfarben zerlegt werden kann. Der Versuch, Objekte über die Angabe eines oberen und unteren Grenzwertes für jede einzelne Grundfarbe zu segmentieren, führt allerdings zu unbefriedigenden Ergebnissen.

Weitere Untersuchungen der Menge der Voxel, die ein zu segmentierendes Objekt bilden, und deren Repräsentation im RGB-Farbraum ergaben, daß die Voxelwolke am besten durch ein Ellipsoid zu beschreiben ist (Bild 11). Aufgrund dieser Beobachtung wurde eine Methode entwickelt, die die interaktive Spezifikation eines Ellipsoids für die Segmentation in RGB-Datensätzen nutzt.

Die Spezifikation des Intensitätsbereichs erfolgt interaktiv, wobei das Ellipsoid folgendermaßen berechnet wird [Schiemann et al., 1996b] (Bild 12):

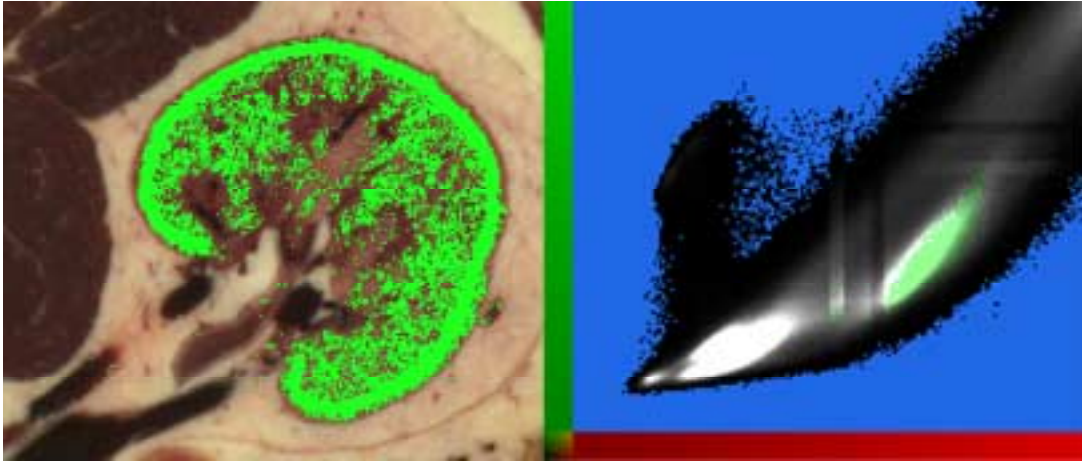


Bild 11: Scatterplot der Farbverteilung der Voxel im RGB-Farbraum: Auf der Vergrößerung einer Schicht, auf der die linke Niere angeschnitten ist, sind einige Voxel ausgewählt (links). Das rechte Bild stellt die Lage der ausgewählten Voxel im Farbraum in zweidimensionaler Projektion der blauen Farbachse dar. Es ist die ellipsoide Form der Voxelwolke zu erkennen.

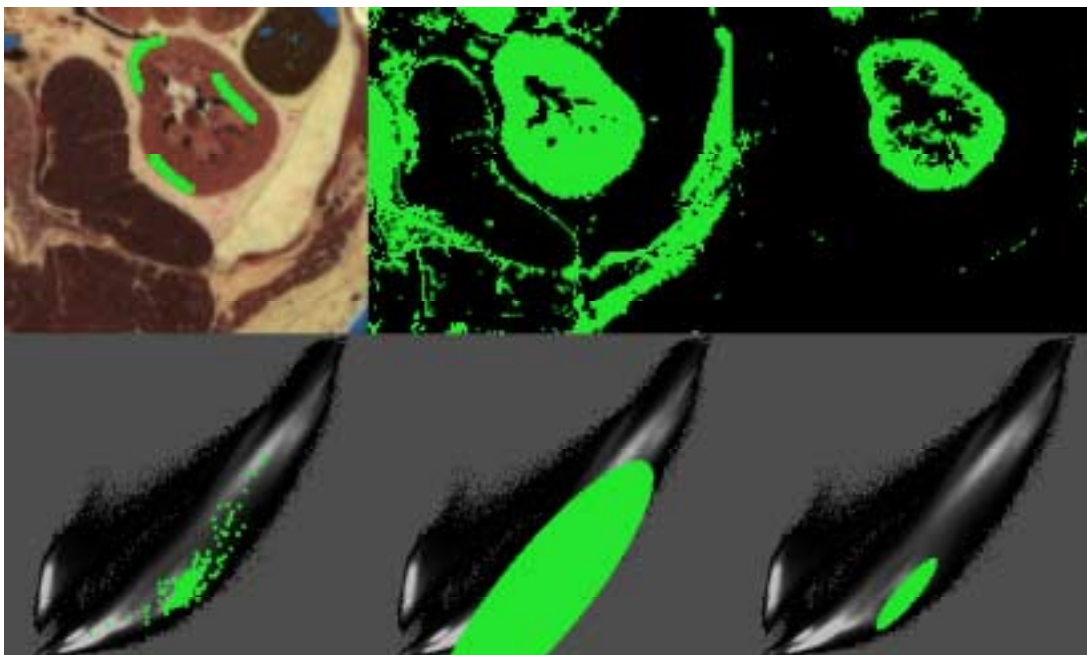


Bild 12: Interaktive Spezifikation eines Ellipsoids in RGB-Datensätzen: Die Zwischenergebnisse werden sowohl auf den Vergrößerungen der Farbschichten (obere Reihe) als auch als zweidimensionale Projektion entlang der blauen Achse im RGB-Farbdigramm (untere Reihe) abgebildet. Einige typische Bereiche der linken Niere sind ausgewählt worden (linke Spalte). Berechnung des Ellipsoids unter Einbeziehung aller ausgewählten Tripel führt zu unbefriedigend großen Voxelmengen (mittlere Spalte). Erst die Beschränkung auf die relevanten Tripel führt zu eindeutiger Segmentation der Niere (rechte Spalte). (Abbildung aus [Schiemann et al., 1996b])

- Der Benutzer markiert auf den Schichtbildern signifikante Objektvoxel, so daß eine Menge von RGB-Tripeln entsteht.
- Die Voxelmenge enthält meist auch Tripel, die fälschlicherweise mit ausgewählt wurden, in Wirklichkeit aber zu anderen Strukturen gehören. Diese signifikant aus der Voxelwolke herausfallenden Tripel werden vor der Berechnung des Ellipsoids aus der Voxelmenge eliminiert, wobei eine interaktiv zu bestimmende Schwelle Einfluß auf die Wirksamkeit dieser Elimination hat.
- Die Richtungen und Ausdehnungen der Hauptachsen und das Zentrum des Ellipsoids werden über statistische Analyse der verbliebenen Voxelmenge berechnet.

2. Spezifikation des Intensitätsbereichs bei computertomographischen Datensätzen

Bei der Segmentation von computertomographischen Volumen erfolgt die Spezifikation des Intensitätsbereichs durch Angabe eines oberen und unteren Grenzwertes auf der Hounsfield-Skala. Verschiedene Untersuchungen ergaben, daß sich typische Bereiche ausmachen lassen, in denen ein nicht pathologisch verändertes Organ innerhalb der Hounsfield-Skala anzusiedeln ist. Für einige abdominelle Organe sind diese [Baert et al., 1980]:

- | | |
|---------------|------------|
| – Leber | 40-70 H |
| – Gallenblase | 5-30 H |
| – Nieren | 40-60 H |
| – Aorta | 35-50 H |
| – Knochen | 150-1000 H |

Anhand der Auflistung kann man erkennen, daß es zwischen den einzelnen Bereichen Überschneidungen gibt, so daß die Segmentation über alleinige Angabe obiger Hounsfield-Bereiche nur für knöcherne Strukturen zu einem Erfolg führt. Bei dünnen Knochenstrukturen kommt es allerdings durch Partial-Volumen-Effekte zu einer Repräsentation durch zu geringe Dichtewerte [Schubert, 1991]. Zur Segmentation solcher Strukturen muß der untere Grenzwert entsprechend niedriger angegeben werden.

Partial-Volumen-Effekte treten bei Bildern immer dann auf, wenn eine Struktur oder ein Strukturdetail abgebildet werden soll, dessen Größe kleiner als die Pixelgröße des Bildes ist. Da jedes Pixel als homogen strukturiert angenommen wird, wird dem Pixel ein gemittelter Wert zugeordnet, wenn das Pixel einen Bereich abdeckt, der Anteile von Strukturen mit unterschiedlichen Dichte- oder Farbwerten enthält. So kann es zur artefiziellen Darstellung von Strukturen kommen, die im Körper in Wirklichkeit nicht vorliegen [Hübener, 1985]. Bei den hochaufgelösten Kryo-

tom-Schnittbildern macht sich dieser Effekt kaum bemerkbar, bei dem verkleinerten Kryotom-Datensatz und vor allem bei den CT-Schichtbildern ist der Effekt durch die begrenzte Auflösung der Bildmatrix allerdings deutlicher ausgeprägt. Da bei der Erstellung von Volumen-Datensätzen aus den Pixeln der einzelnen Schichtbilder Voxel entstehen, werden die Partial-Volumen-Effekte in die Volumen übernommen und haben Auswirkungen auf Segmentation und Visualisierung.

Der Bereich, in dem ein Organ liegt, ist zusätzlich von den speziellen Aufnahmeparametern der jeweiligen Computertomographie abhängig, so daß die oben angegebenen Werte nur zur groben Orientierung genutzt werden können. Deshalb werden die Intensitätsbereiche interaktiv spezifiziert, indem auf den CT-Schichten Objektvoxel ausgewählt werden. Die Grenzwerte ergeben sich aus den niedrigsten und höchsten Hounsfield-Werten dieser Voxel (Bild 13).

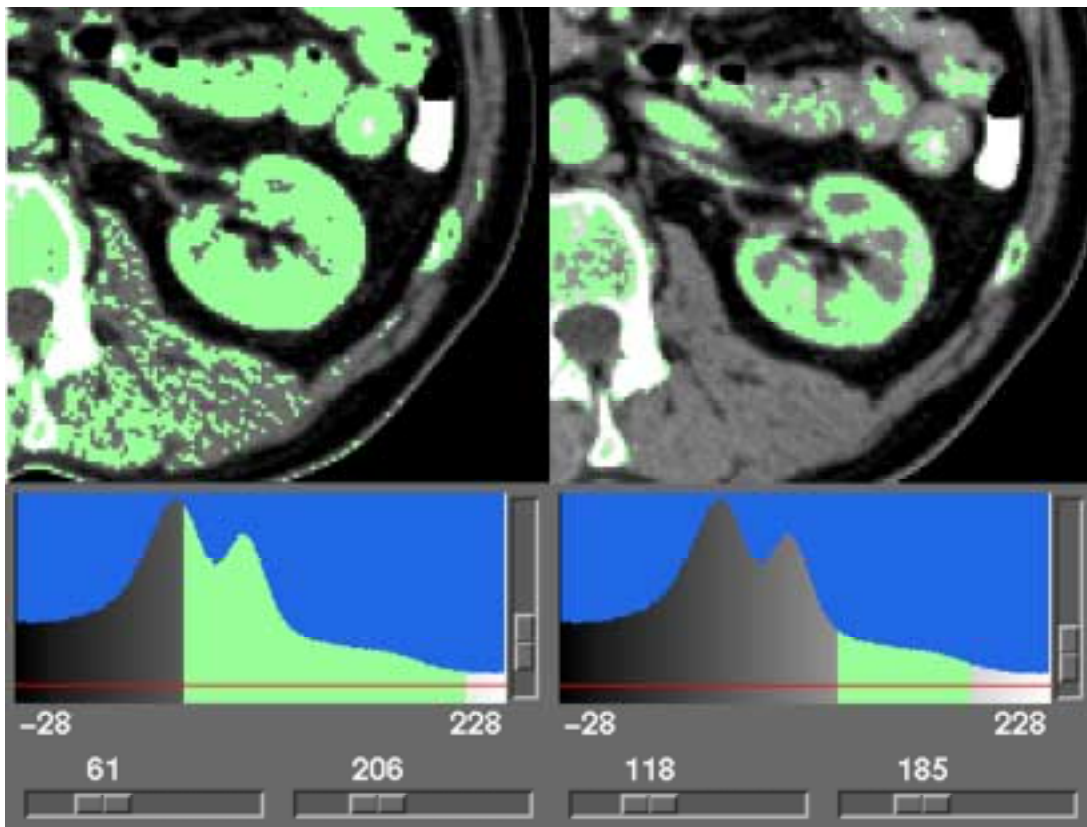


Bild 13: Interaktive Spezifikation des Intensitätsbereichs bei dem computertomographischen Volumen: Vergrößerung einer CT-Schicht aus dem Bereich der linken Niere (obere Reihe) und Darstellung des entsprechenden Intensitätsbereichs (untere Reihe). Die Auswahl vieler Objektvoxel ergibt einen relativ weiten, eher unspezifischen Intensitätsbereich (linke Spalte). Durch Auswahl der Randvoxel des Objektes läßt sich ein für die Niere signifikanter Intensitätsbereich spezifizieren (rechte Spalte).

- Berechnung der Zusammenhangskomponenten

Die über den spezifizierten Intensitätsbereich ausgewählten Voxel bilden in dem Volumen dreidimensionale Körper, die im Idealfall dem zu segmentierenden Objekt entsprechen. Meist existieren aber auch außerhalb des Objektes Voxel, die innerhalb des spezifizierten Bereichs liegen. Die Körper, die von diesen Voxeln gebildet werden, können entweder vollständig isoliert oder aber mit dem Objekt verbunden sein. Um alle isoliert liegenden Körper vor der Anwendung der weiteren Segmentationsmethoden auszuschließen, werden die Zusammenhangskomponenten berechnet und die weiter zu bearbeitenden Körper werden ausgewählt (Bild 14).

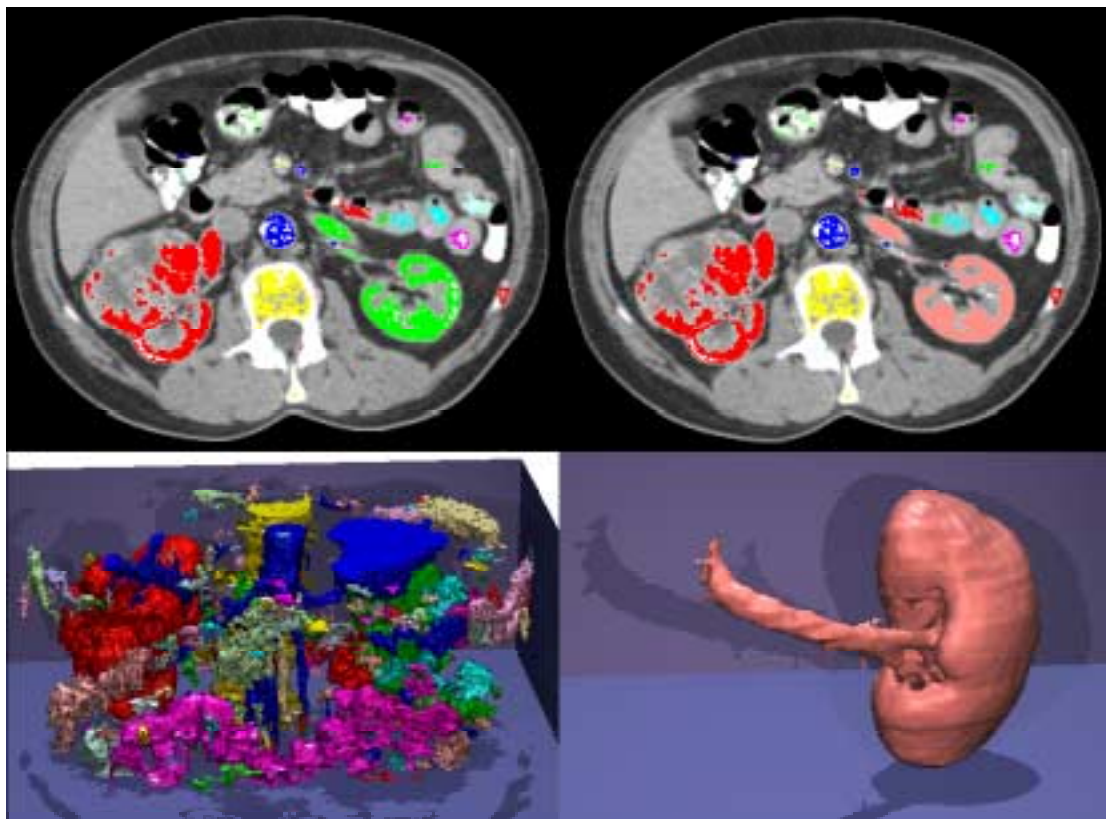


Bild 14: Berechnung der Zusammenhangskomponenten bei der Segmentation der Niere: Die obere Spalte zeigt die ausgewählten Voxel auf dem Schnittbild, in der unteren Spalte sind diese Voxel dreidimensional dargestellt. Die linke Spalte zeigt alle über den spezifizierten Intensitätsbereich ausgewählten Voxel, wobei nicht zusammenhängende Körper in einer eigenen Farbe abgebildet sind. In der rechten Spalte ist der weiter zu bearbeitende Körper ausgewählt (im Bild li. oben grün, re. oben mit rosa Farbe dargestellt) und dreidimensional dargestellt (untere Abbildung). Auch wenn die Niere noch mit anderen Körpern verbunden ist, ist ihre dreidimensionale Form schon deutlich zu erkennen.

Die oben beschriebene Berechnung stellt die 256 größten Komponenten als selektierbare Körper dar. Gerade bei der Segmentation des Visible Human werden oft nur sehr kleine Regionen eines Organs zur Spezifizierung des Intensitätsbereichs ausgewählt. Bei der Berechnung der Zusam-

menhangskomponenten kann es vorkommen, daß die interessierende Region zu klein ist, um mit zu den 256 selektierbaren Komponenten zu gehören. Eine zweite Methode der Berechnung der Zusammenhangskomponenten basiert deshalb auf einem „Region-Growing“-Verfahren. Die interessierende Region wird dabei über Koordinaten als Startpunkt angegeben und ist so unabhängig von seiner Größe selektierbar.

- Anwendung morphologischer Verfahren

Morphologische Verfahren sind Erosion und Dilatation, die auf dreidimensionale Körper angewandt werden [Höhne und Hanson, 1992]. Unerwünschte Verbindungen zwischen nicht zusammengehörenden morphologischen Strukturen werden durch die Erosion aufgetrennt. Die Strukturen sind meist über kleinere Stege miteinander verbunden, die z. B. durch Gefäße oder Bänder gebildet werden können. Die Erosion kann je nach Größe der Verbindungsstege mit unterschiedlich großen dreidimensionalen Elementen durchgeführt werden.

Sind die morphologischen Strukturen durch die Erosion voneinander getrennt worden, werden anschließend wieder die Zusammenhangskomponenten berechnet und das zu segmentierende Objekt wird für die weitere Bearbeitung ausgewählt (Bild 15 links).

Da das Objekt durch die Erosion verkleinert worden ist, muß durch Dilatation eine äquivalente Vergrößerung erfolgen. Die Dilatation mit derselben Elementgröße wie die zuvor durchgeführte Erosion stellt die Ausgangsgröße des Objekts wieder her. Zusätzlich kann die Dilatation auf die Region des spezifizierten Intensitätsbereichs begrenzt werden, so daß auch eine übermäßige Dilatation nur zu einer Vergrößerung des Objektes bis zu seinem Ausgangsstadium führt (Bild 15 rechts).

Bei der Segmentation des Kryotom-Datensatzes hat sich die Auswahl relativ kleiner Voxelbereiche zur Spezifizierung des Intensitätsbereichs bewährt. Dadurch entstehen aber eher relativ „löchrige“ anstelle von großflächig ausgefüllten, geschlossenen Körpern. Wird auf diesen Körper eine Erosion mit dem Element 1, dem kleinsten dreidimensionalen Element, ausgeführt, so fallen große Teile des Körpers weg und mit dem verbleibenden erodierten Körper kann nicht sinnvoll weitergearbeitet werden. Wählt man mehr Voxel aus, um eine geschlossener innere Struktur des Körpers zu erhalten, führt dies auch meist dazu, daß die Objektgrenzen unschärfer über den so erweiterten Intensitätsbereich beschrieben werden und daß mehr unerwünschte Verbindungen zu außerhalb gelegenen Strukturen auftreten.

Hier führt die Anwendung eines als „Closing“ bekannten Verfahrens auf den ursprünglichen „löchrigen“ Körper zu einer geschlossenen inneren Struktur, ohne den Intensitätsbereich ausweiten zu müssen. Der Körper wird dabei zuerst mit einem relativ großen Element dilatiert, wodurch

die inneren „Löcher“ gefüllt werden. Anschließend wird mit demselben Element erodiert, um die Ausgangsgröße des Körpers wieder herzustellen, allerdings ohne die „Löcher“ wieder aufzureißen (Bild 16). Zusätzlich werden durch das „Closing“ Unebenheiten der Oberfläche geglättet, so daß diese ein natürlicheres Aussehen bekommen.

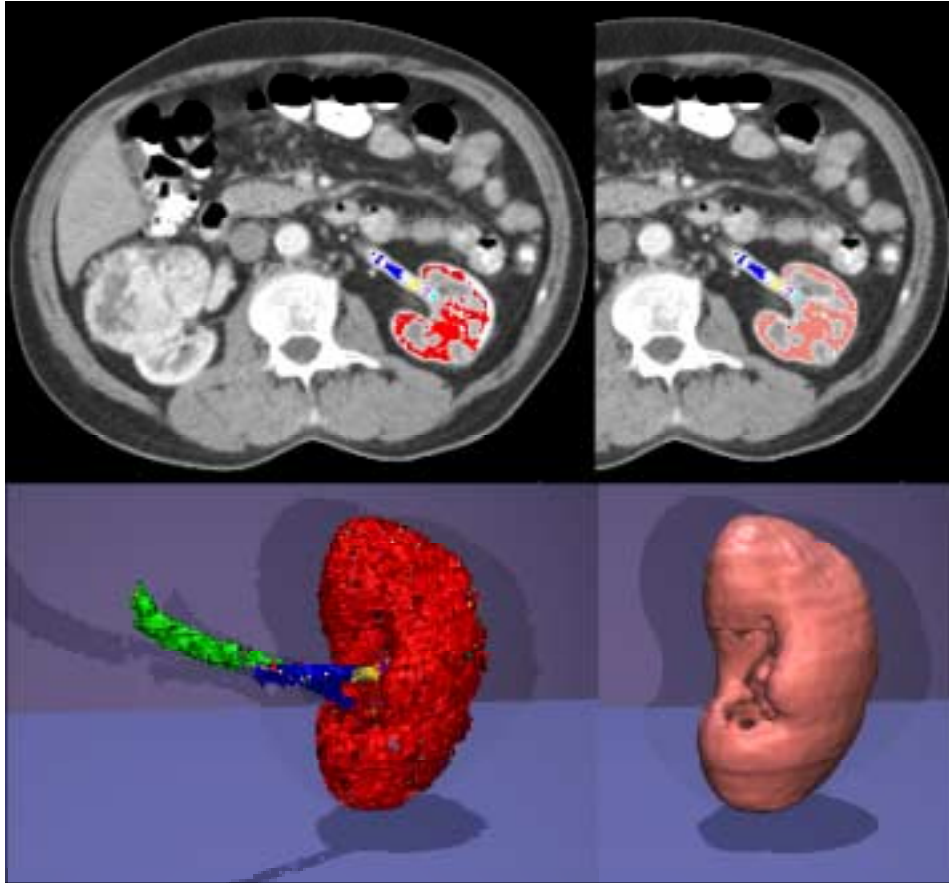


Bild 15: Anwendung morphologischer Verfahren bei der Segmentation der Niere: Die obere Zeile zeigt die Ergebnisse der einzelnen Methoden auf den Schichten, die untere Zeile zeigt die dreidimensionale Darstellung der ausgewählten Körper. Die linke Spalte zeigt die durch Erosion entstandenen Objekte, welche jetzt voneinander isoliert sind. Anschließend ist die verkleinerte Niere nach Berechnung der Zusammenhangskomponenten ausgewählt worden (re. oben mit rosa Farbe dargestellt). Nach Dilatation mit Begrenzung auf den spezifizierten Intensitätsbereich erreicht die Niere wieder ihre Ausgangsgröße (re. unten).

Durch Anwendung der oben beschriebenen halbautomatischen Methoden ist es möglich, einen Großteil der morphologischen Strukturen in dem computertomographischen und dem Kryotom-Datensatz zu segmentieren. Manuelle Segmentation durch Anzeichnen der Objektgrenzen von Schicht zu Schicht ist nur noch bei einigen wenigen Strukturen notwendig, die entweder eine sehr feine, dünne Form besitzen oder die sich nicht durch signifikante Intensitätsgradienten von ihrer Umgebung abgrenzen lassen.

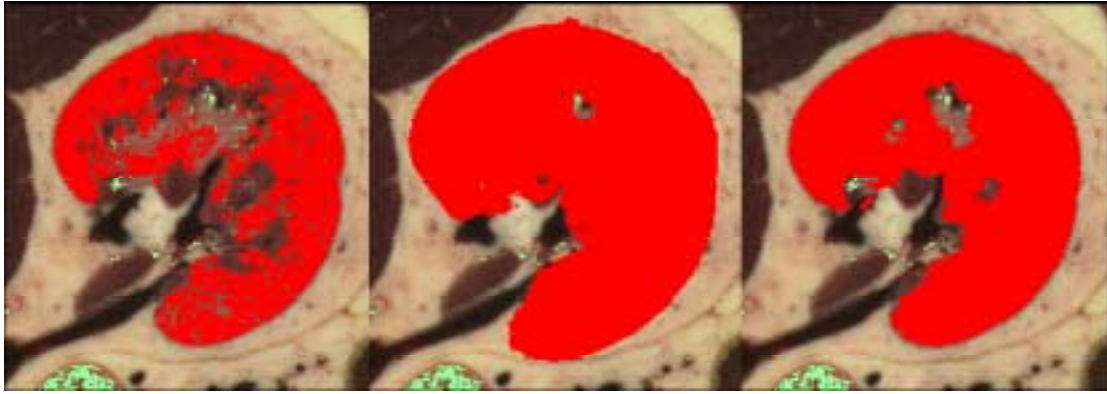


Bild 16: Anwendung des „Closings“ bei der Segmentation der Niere: Bei der interaktiven Segmentation wird zuerst ein relativ kleiner Voxelbereich ausgewählt. Der dadurch entstehende dreidimensionale Körper ist in seinem Inneren sehr „löchrig“ (linkes Schnittbild). Durch Dilatation (mittleres Schnittbild) und anschließende Erosion (rechtes Schnittbild) mit einem relativ großen Element werden diese „Löcher“ geschlossen und ein kompakter Körper entsteht.

Ist das Attributvolumen durch detaillierte Segmentation gefüllt worden, kann das so erzeugte Modell besonders hochwertig dreidimensional dargestellt werden. Die dafür verwendeten Visualisierungsmethoden sollen im nächsten Abschnitt erläutert werden.

4.3 Volumenbasierte Visualisierung

Bei der Visualisierung wird das darzustellende Volumen von einem bestimmten Blickwinkel aus betrachtet und auf die zweidimensionale Bildebene des Betrachters - den Monitor - projiziert. Im wesentlichen lassen sich dabei drei Verfahren der volumenbasierten Visualisierung unterscheiden:

- Visualisierung triangulärer Oberflächen. Diese Oberflächen müssen durch vorhergehende Bearbeitung des Volumens berechnet werden [Lorensen und Cline, 1987].
- Sogenanntes „Volume Rendering“ durch Projektion des gesamten Volumens unter verschiedenen Einschränkungen [Levoy, 1988].
- Volumenbasierte Visualisierung von Oberflächen, die durch vorhergehende Segmentation des Volumens gewonnen wurden [Tiede et al., 1990].

In dieser Arbeit wurde das Verfahren der volumenbasierten Visualisierung von Oberflächen angewandt, wodurch eine hohe Qualität bei der dreidimensionalen Darstellung erzielt wird. Die Grundlage wird bei diesem Verfahren von einer volumenbasierten Ray-Casting Methode gebildet.

Beim Ray-Casting findet eine Abtastung des Volumens statt, indem von jedem Punkt der Bildebene ein Sichtstrahl in das Volumen gesendet wird. Trifft dieser Strahl in dem Volumen auf ein Objektvoxel, wird überprüft, ob dieses Objekt sichtbar sein soll. Für jedes sichtbare Objektvoxel wird dann ein Wert berechnet, der die Farbe, die Helligkeit und das Reflexionsverhalten des Voxels bestimmt. Neigung der Objektoberflächen, Anzahl, Position und Helligkeit der vorhandenen Lichtquellen haben dabei entscheidenden Einfluß auf diesen Wert. Durch Überabtastung werden auch Werte für Bildpunkte im Subvoxelbereich berechnet, wodurch eine sehr realistische Darstellung der Oberflächen erreicht wird.

Die Berechnung der jeweiligen Werte findet direkt zum Zeitpunkt der Visualisierung des Volumens statt. Für eine gute Darstellungsqualität und eine zeitsparende Berechnung müssen vor allem zwei Bedingungen erfüllt sein:

1. Die Oberflächen der zu visualisierenden Objekte erscheinen dann realistisch, wenn deren Oberflächennormalen² über Intensitätsgradienten der Grenzvoxel berechnet werden können [Höhne und Bernstein, 1986]. Die Grenzen der Objekte müssen demzufolge bei der Segmenta-

² Die Oberflächennormale ist ein Vektor, der für die einzelnen Punkte der Oberfläche berechnet wird, um Auskunft über die Neigung der Oberfläche in Bezug auf die Bildebene zu bekommen

tion hinreichend gut über eindeutige Intensitätsbereiche beschrieben worden sein. Nur dann läßt sich aus diesen Daten ein aussagekräftiger Gradient bestimmen, bei der die berechnete Oberflächennormale mit der tatsächlichen Neigung der Oberfläche übereinstimmt.

2. Die Intensitätsbereiche müssen für die Überabtastung durch eine einfache analytische Beschreibung definiert sein. Dadurch ist es möglich, die Oberflächennormalen auch im Subvoxelbereich zu bestimmen.

Diese Voraussetzungen werden für Grauwert- und Farbvolumen auf unterschiedliche Weise erfüllt:

- Bei Grauwert-Volumen handelt es sich um skalare Datensätze, weshalb der Intensitätsbereich durch Angabe eines oberen und unteren Grenzwertes auf der Grauwertskala analytisch beschrieben wird. Der Intensitätsbereich beschreibt die Objektgrenzen an Stellen von hohen Grauwertgradienten und kann benutzt werden, um die Objektgrenzen im Subvoxelbereich zu bestimmen (Bild 17 oben) [Tiede et al., 1990].
- Die Intensitätswerte von Farbvolumen werden im dreidimensionalen RGB-Farbraum abgebildet. Intensitätsbereiche innerhalb dieses Farbraums werden durch Ellipsoide analytisch beschrieben. Die Bereiche beschreiben die Objektgrenzen an Stellen von hohen Farbgradienten und Berechnungen im Subvoxelbereich sind über die Ellipsoide möglich (Bild 17 unten) [Schiemann et al., 1996b].

Die Bedeutung des Intensitätsbereichs bei der Visualisierung soll anhand Bild 18 veranschaulicht werden. Nur wenn schon bei der Segmentation auf die Spezifikation eines zu dem jeweiligen Objekt passenden Intensitätsbereichs geachtet wurde, können die Oberflächen des Objekts realistisch dargestellt werden. Erfolgt die Berechnung der Oberflächennormalen anhand ungenau beschriebener Intensitätsbereiche, bekommen die betreffenden Oberflächen ein unrealistisches Aussehen. Dies äußert sich entweder durch treppenartige Artefakte oder durch rauhe, grobe Oberflächen.

Objekte, die nicht halbautomatisch, sondern nur manuell segmentiert werden konnten, besitzen an ihren Grenzen keine signifikanten Intensitätsgradienten, so daß kein passender Intensitätsbereich angegeben werden kann. Die Oberflächen dieser Objekte können daher nur unbefriedigend visualisiert werden. Um diese Objekte trotzdem mit realistischen Oberflächen darstellen zu können, wird das binäre Attributvolumen des Objektes einer Gaußfilterung unterzogen. Dadurch entsteht ein Volumen, in welchem an den Objektgrenzen Grauwertgradienten simuliert werden. Durch Berechnung der Oberflächennormalen über diese Gradienten wird auch bei manuell segmentierten Objekten eine gute Darstellungsqualität erreicht (Bild 19).

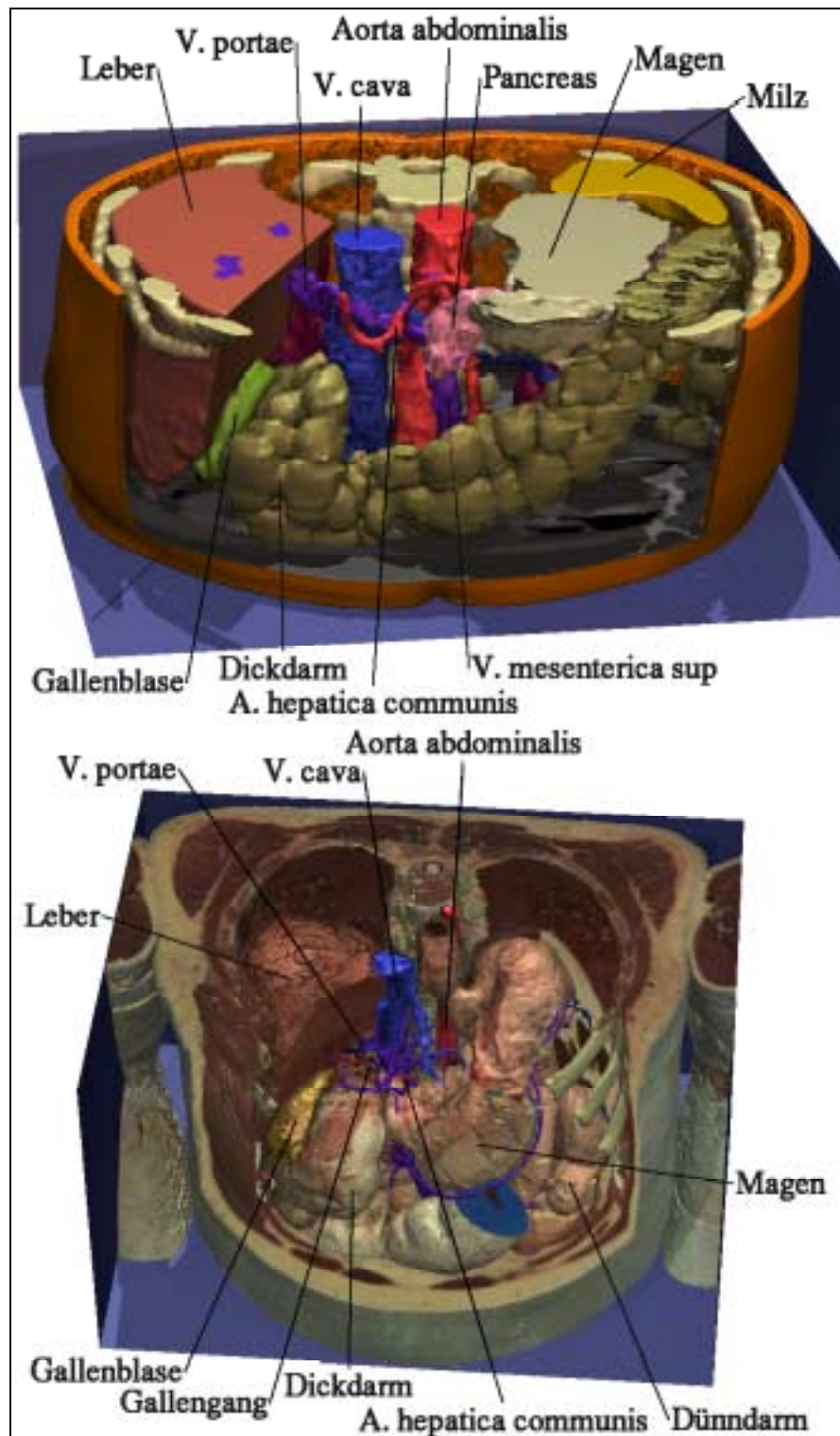


Bild 17: Volumenbasierte Visualisierung von Oberflächen: Oberes und unteres Bild zeigen die erstellten Modelle des Oberbauches, wobei die Organe und Gefäße aus dem computertomographischen (oben) und dem Visible Human-Datensatz (unten) segmentiert wurden.

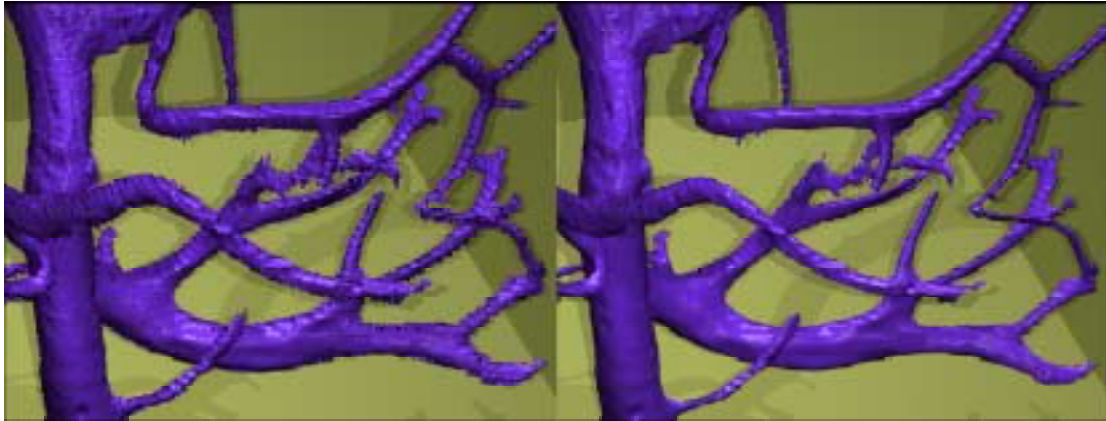


Bild 18: Einfluß des Intensitätsbereichs auf die Darstellung von Objektflächen bei dem Kryotom-Datensatz: Links werden die Venen nur unzureichend über ein passendes Ellipsoid beschrieben und entsprechend mit treppenartigen Stufen abgebildet. Die Abbildung rechts zeigt, daß erst die exakte Spezifikation eines Ellipsoids zu einer glatten und realistischen Darstellung der Oberflächen führt.

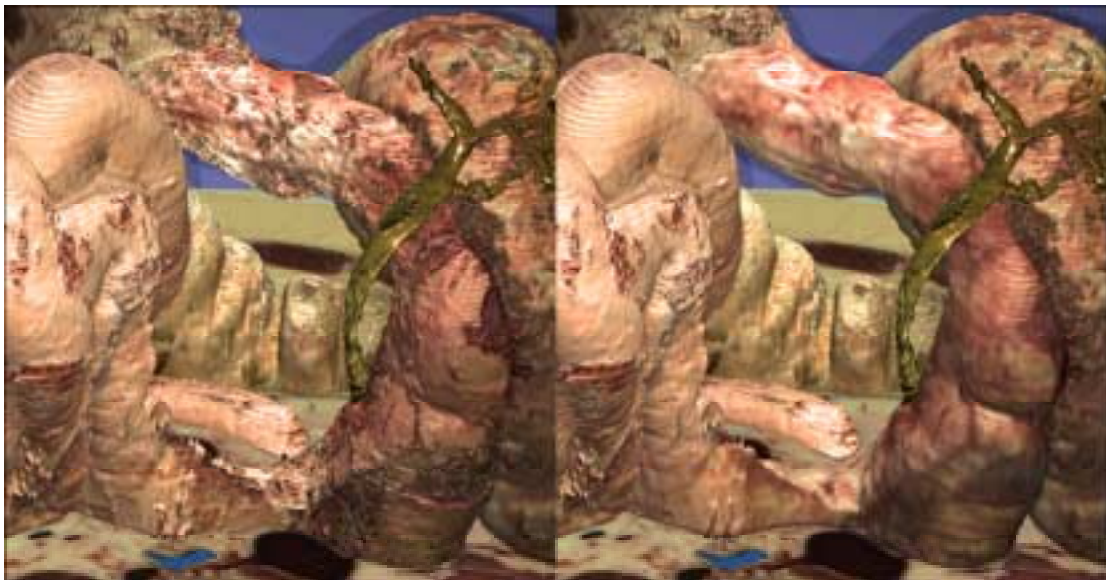


Bild 19: Visualisierung der Oberflächen von manuell segmentierten Strukturen: Im linken Bild ist das manuell segmentierte Duodenum von dorsal abgebildet. Dabei hat man freien Blick auf das duodenale C mit der Einmündung des Ductus choledochus. Die Berechnung der Oberflächennormalen über die unzureichenden Intensitätsgradienten im Bildvolumen führt zu unbefriedigender Darstellung (links). Nachdem durch Gaußfilterung Grauwertgradienten an den Organgrenzen simuliert wurden, kann die Oberfläche realistisch visualisiert werden (rechts).

Die einzelnen Strukturen der Modelle werden bei der Visualisierung mit künstlichen Farben dargestellt. Die Zuordnung der Farben und spezieller Darstellungsparameter zu den Strukturen findet über die Wissensbasis statt. Aufgrund der volumenbasierten Visualisierung ist es möglich, auf Schnittflächen die Binnenstruktur der angeschnittenen Organe anzuzeigen (Bild 20).

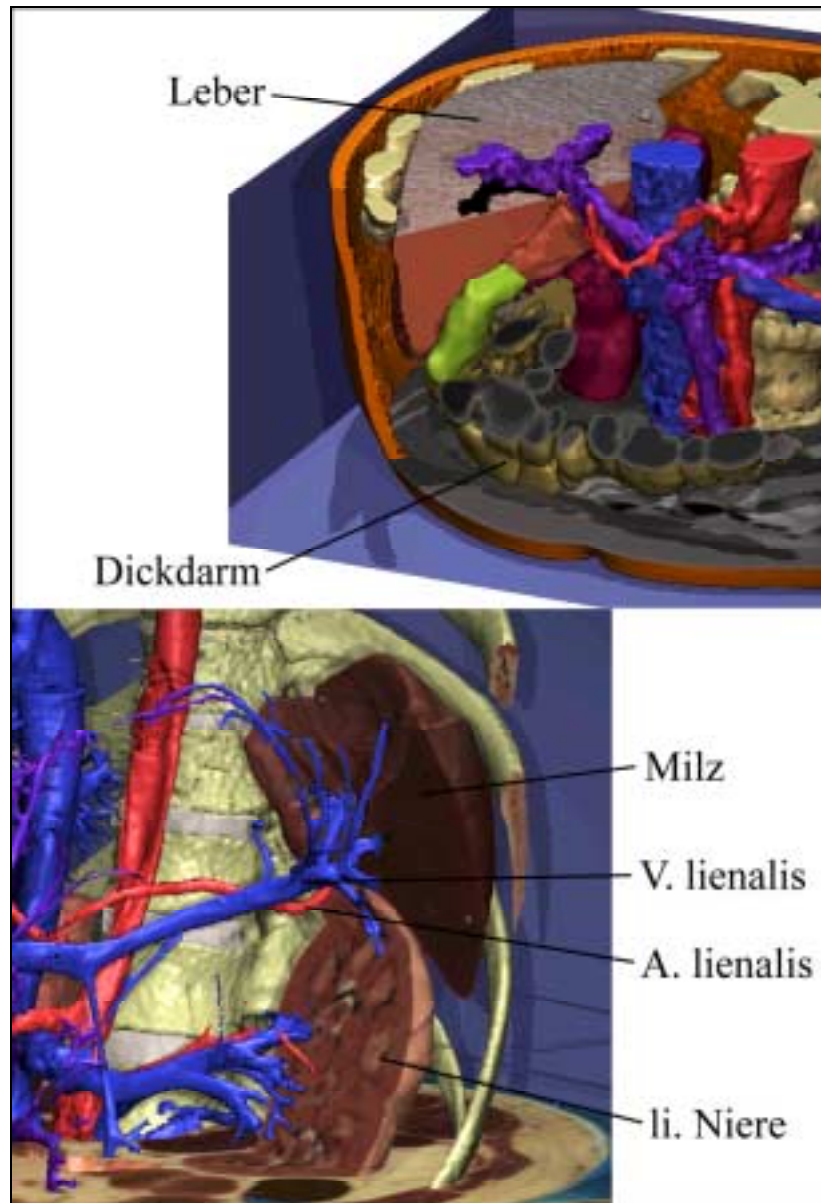


Bild 20: Darstellung von Informationen aus dem Inneren der Organe durch volumenbasierte Visualisierung: Oben werden die radiologischen Informationen der Computertomographie auf den Schnittflächen von Leber und Darm angezeigt. Unten ist ein Ausschnitt aus dem Modell des Visible Human abgebildet, wobei auf den Schnittflächen von linker Niere und Milz die Farbinformationen des Kryotom-Datensatzes abgebildet sind. Eine natürlichere Darstellung der inneren Struktur der Organe ist so möglich, wodurch das Modell an Realismus gewinnt.

Die notwendigen Informationen liefert das Bildvolumen, aus dem das Modell entstanden ist.. Bei Visualisierung des computertomographischen Volumens werden die radiologischen Informationen auf den Schnittflächen angezeigt, so daß die innere Struktur von Organen in Form von Grauwerten abgebildet wird.

Das Modell, das aus dem Visible Human-Datensatz entstanden ist, gewinnt an Realismus, indem die Farbinformationen aus dem Kryotom-Datensatz auf die Schnittflächen projiziert werden. Durch Darstellung der inneren Beschaffenheit der Organe anhand ihrer natürlichen Farbtöne entspricht der visuelle Eindruck dem eines tatsächlich angeschnittenen Organs.

Die Verwendung des Visible Human-Datensatzes bietet weitere Vorteile, die bei der Visualisierung genutzt werden. Anstelle den Organoberflächen eine künstliche Farbe zuzuweisen, wurden diese mit einer Textur dargestellt [Tiede et al., 1996]. Dieses Verfahren wird „Texturemapping“ genannt. Die Textur ergibt sich dabei aus den Farben der Voxel, die an der Oberfläche des jeweiligen Organs liegen. Je nach Objekt können die Darstellungsparameter aus verschiedenen Datensätzen (Kryotom-, CT- oder MRT-Datensatz) berechnet werden (Bild 21). Als Beispiel sei hier der Knochen genannt, dessen räumliche Auflösung und Oberflächennormalen aus den CT-Daten, die Farbe aber aus den Kryotomdaten berechnet werden.

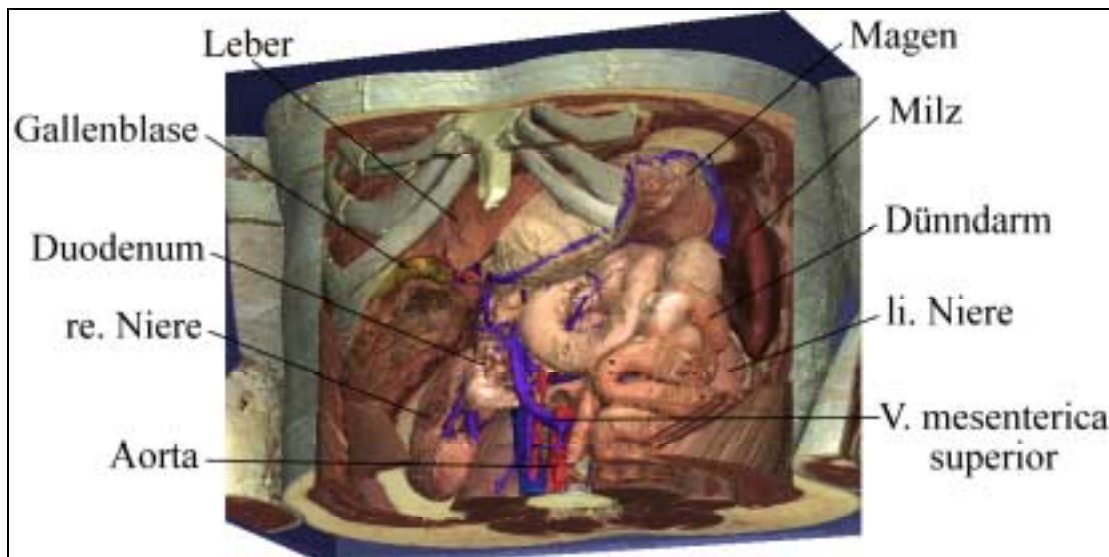


Bild 21: Überblick über den Oberbauch des Visible Human: die segmentierten Organe sind durch Texturemapping größtenteils mit ihren natürlichen Farben dargestellt. Kombination der Datensätze ermöglicht die Darstellung von getrennt segmentierten Strukturen in einem Volumenmodell, wobei der Knochen aus dem CT und alle Weichteile aus dem Kryotom-Datensatz segmentiert wurden.

Da relativ viele morphologische Strukturen in dem Kryotom-Datensatz ähnliche Farbtöne aufweisen, kann das Texturemapping dazu führen, daß bei der Visualisierung die Grenzen zwischen eng benachbart oder aneinander liegenden Organen verschwimmen. So können z. B. Gefäße in ihrer räumlichen Lage nur sehr schlecht erfaßt werden, wenn sie einen ähnlichen Farbton wie im Hintergrund liegende Organe besitzen (Bild 22a).

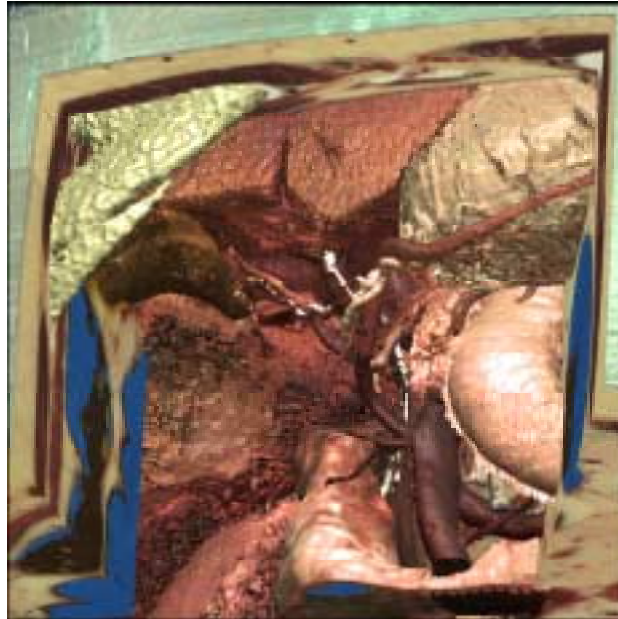


Bild 22a: Darstellung von Strukturen mit Texturemapping: Gallenblase und Gefäßsystem sind ganz mit Texturemapping dargestellt und heben sie sich deshalb nur schwer von im Hintergrund liegenden Organen ab.

Deshalb wird der Gallenblase und dem Gallengangsystem eine Farbe zugeordnet, die sich zu 10% aus einem künstlichen grünem Farbton und zu 90% aus den tatsächlichen Farben der Oberflächenvoxel zusammensetzt (Bild 22b).

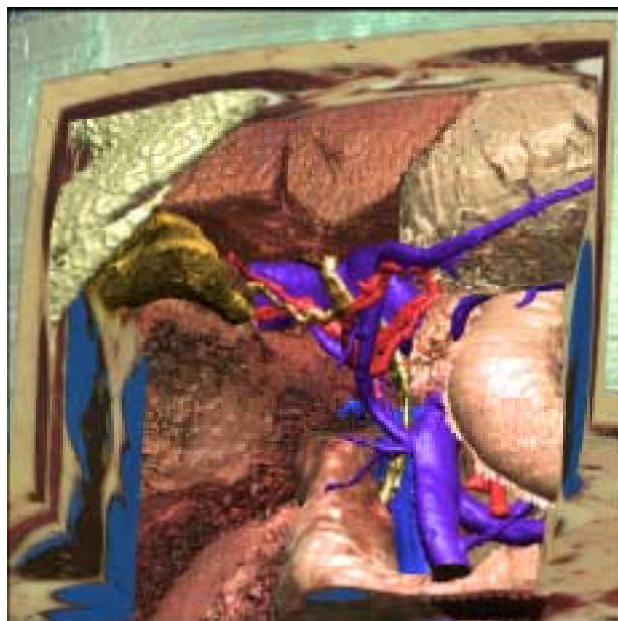


Bild 22b: Kombinierte Darstellung von Strukturen mit Texturemapping und künstlichen Farben: Durch Kombination künstlicher Farben mit Texturemapping können die Organe und Gefäße am besten in ihrer räumlichen Beziehung zueinander dargestellt werden, wodurch es einfacher wird, die Strukturen zu erkennen und räumlich einzuordnen.

Auch den Knochen wurden eine Farbmischung aus künstlicher und natürlicher Farbe zugeordnet, um die Darstellungsqualität zu verbessern.

Eine Möglichkeit, die Dreidimensionalität des Modells auch auf dem zweidimensionalen Monitor oder als Fotodruck zu vermitteln, bietet sich über das Berechnen von Rot-Grün Stereobildern an (Bild 23). Das entsprechende Bild wird dabei aus einem um sechs Grad verschiedenen Blickwinkel ein zweites Mal gerechnet. Die Einzelbilder werden übereinander projiziert und so mit rotem und grünem Farbton versehen, daß bei Betrachtung mit einer Rot-Grün Brille jedes Auge nur das aus seinem Blickwinkel korrekt perspektivisch berechnete Bild wahrnimmt (linkes Auge: roter Bildanteil, rechtes Auge: grüner Bildanteil).

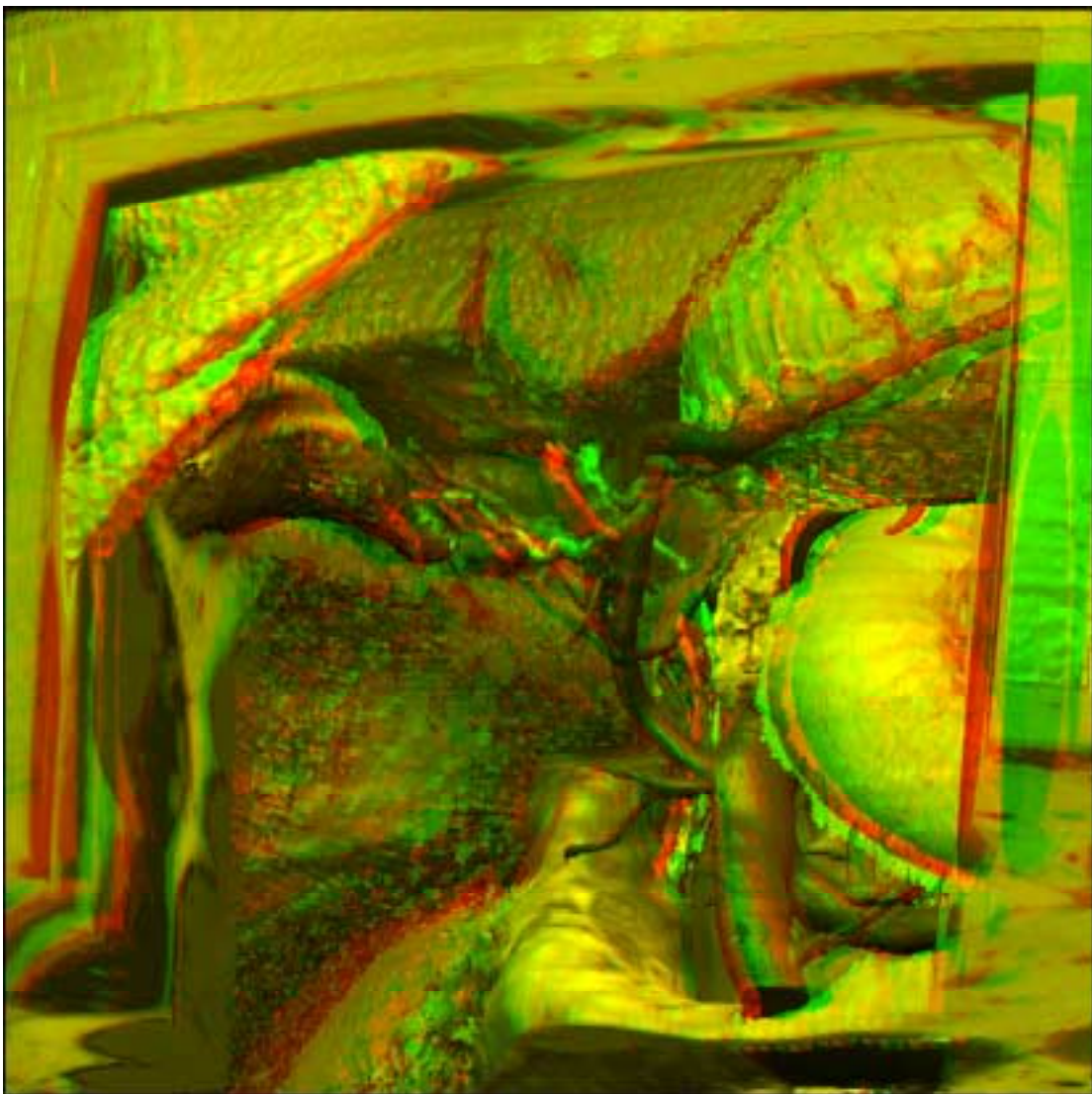


Bild 23: Räumliche Darstellung des Modells über Rot-Grün Stereobilder: Die Organ- und Gefäßdarstellung von Bild 22 wurde hier als Stereobild berechnet und macht so die räumlichen Verhältnisse bei Betrachtung mit einer Rot-Grün Brille (li. Auge: Rot, re. Auge: Grün) äußerst plastisch begreifbar.

In Anlehnung an die Darstellung in anatomischen Atlanten wurden die Blutgefäße komplett mit künstlichen Farbe abgebildet. Arterien werden rot, Venen blau dargestellt. Um das Portalvenensystem besser von den übrigen Venen unterscheiden zu können, wurde ein anderer Blautönen bei deren Darstellung verwendet (Bild 24).

Das Modell kann von jedem beliebigen Blickwinkel aus betrachtet werden. Wird der Standpunkt des Betrachters in das Volumen gelegt, können Bilder berechnet werden, wie sie sich einem Untersucher bei einer Laparoskopie (Kamera innerhalb des Bauchraums) oder einer Endoskopie (Kamera innerhalb eines Hohlorgans) auf dem Monitor bieten. Hierdurch ergibt sich die Möglichkeit, minimal-invasive Eingriffe zu simulieren. Strukturen können aus dem Modell entfernt und wieder hinzugefügt werden. Werden Schnitte durch Strukturen gelegt, können Teile davon entfernt werden und so den Blick auf sonst verdeckte Strukturen freigeben.

Können einerseits die segmentierten Strukturen sehr realistisch visualisiert werden, kann der Betrachter über das intelligente Volumen zusätzlich medizinisches Wissen abfragen. Dabei findet eine Verknüpfung des Wissens mit dreidimensionalen Strukturen statt, wodurch z. B. anatomisches Wissen räumlich vermittelt wird. Insgesamt bieten sich dem Betrachter eine Reihe von Möglichkeiten das dreidimensionale Modell nach seinen Vorstellungen zu betrachten und zu erforschen (Bild 24).

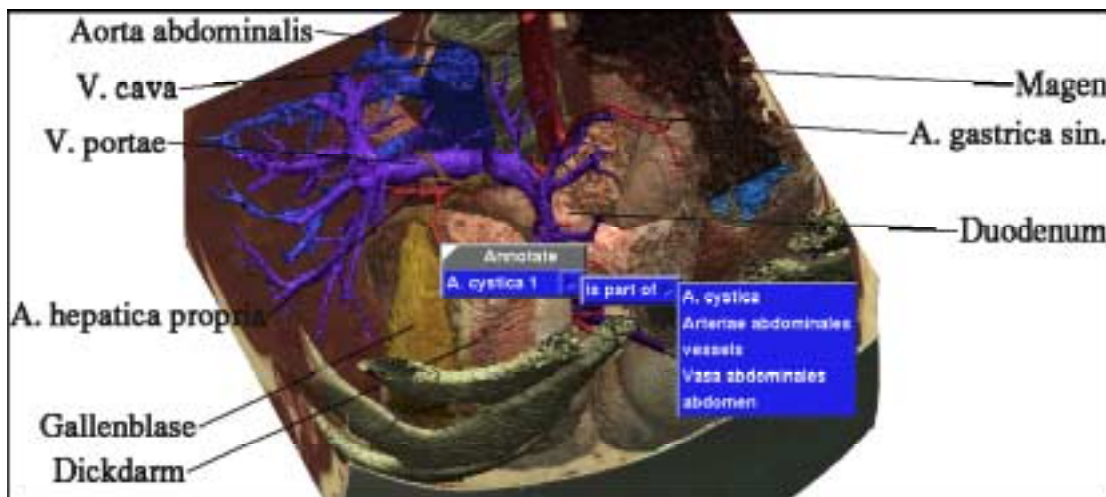


Bild 24: Wissensrepräsentation über intelligente Volumen: Anatomisches Wissen wird den dreidimensionalen Strukturen des Modells zugeordnet und angezeigt. Medizinisches Wissen wird so in seinem räumlichen Kontext präsentiert. Nach einem Schnitt ist ein Teil der Leber entfernt worden, um die Sicht auf die venösen Gefäße freizugeben. Leber- und Portalvenensystem sind mit unterschiedlichen Blautönen visualisiert, um die Gefäßsysteme besser voneinander unterscheiden zu können.

4.4 Implementation der Methoden - Das Programm „VOXEL-MAN“

Die beschriebenen Methoden, die zur Erstellung der intelligenten Volumen benutzt werden, sind am Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin in einem Programm, welches den Namen „VOXEL-MAN“ trägt, implementiert. Verschiedenen Module stehen für die Erstellung der Wissensbasis und die Segmentation und Visualisierung von Volumen zur Verfügung (Bild 25).

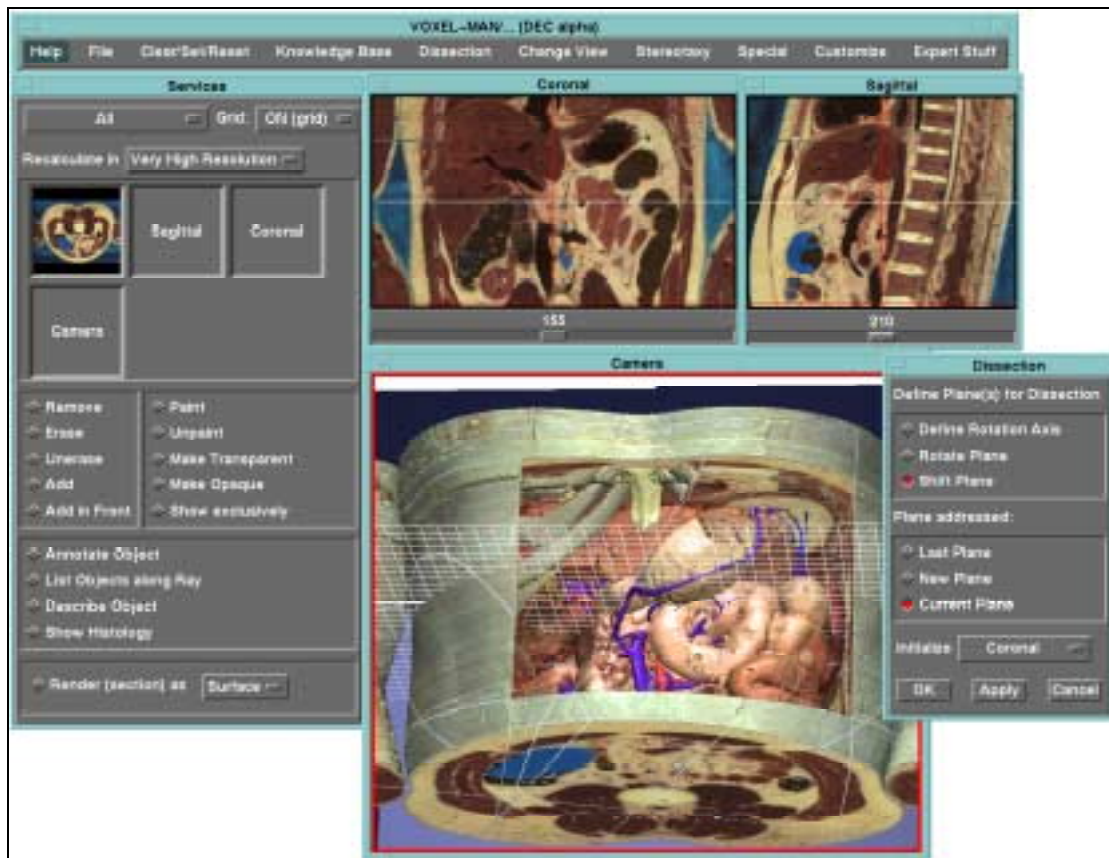


Bild 25: Erstellung und Visualisierung intelligenter Volumen mit „VOXEL-MAN“: Abgebildet ist das Modul, welches die Visualisierung des Volumens ermöglicht. Über verschiedene Menüpunkte läßt sich das Volumen vielfältig manipulieren, hier z. B. durch Festlegung von frei positionierbaren Schnittebenen.

4.5 Ressourcen - Soft- und Hardware

„VOXEL-MAN“ erfordert Unix als Betriebssystem, wobei in dieser Arbeit Digital-Unix verwendet wurde. Als Computer wurden Alpha-Rechner der Firma Digital benutzt. Aufgrund der Datenmengen, die besonders durch Verwendung des Visible-Human Datensatzes bedingt waren, mußte entsprechend Festplattenspeicherplatz, Hauptspeicherausbau und Prozessorleistung der Rechner gewährleistet sein. So wurde Anfangs auf einem Alpha-Computer mit 150-Mhz Prozessor und 256 MB Hauptspeicher gearbeitet, was einige Einschränkungen hinsichtlich der Arbeits-

geschwindigkeit und der Größe des bearbeitbaren Datenvolumens bedingte. Später wurde mit einem Alpha-Computer mit 500-Mhz Prozessor und einem Gigabyte Hauptspeicher gearbeitet, wodurch die Arbeitsgeschwindigkeit mit dem Visible Human-Datensatz erheblich gesteigert werden konnte.

Die Verknüpfung des in der Wissensbasis gespeicherten medizinischen Wissens mit den durch Segmentation gefüllten Attributvolumen läßt zusammen mit einem oder mehreren Bildvolumen ein intelligentes Volumen entstehen, welches durch volumenbasierte Visualisierung mit großem Realismus und hoher Qualität dargestellt werden kann. Die Ergebnisse, die durch Anwendung der beschriebenen Methoden auf den computertomographischen- und den Visible Human-Datensatz erarbeitet werden konnten, werden im folgenden Kapitel besprochen.

5 Ergebnisse und Anwendungen

Der computertomographische- und der Visible Human-Datensatz wurden detailliert segmentiert, wofür größtenteils die halbautomatischen interaktiven Methoden erfolgreich angewandt wurden. Es entstanden zwei Modelle des Oberbauches, die sich - bedingt durch die bearbeiteten Bildvolumen - in Detailreichtum und Realismus voneinander unterscheiden. Über volumenbasierte Visualisierung gelingt eine sehr realistische Darstellung der morphologischen Strukturen, wobei besonders das Modell aus dem Visible Human von Texturemapping profitiert. Dadurch ist es möglich, Oberflächen und Schnittflächen von Organen und Gefäßen sehr realistisch in ihren natürlichen Farben abzubilden. Durch Verwendung von intelligenten Volumen, auf denen die Modelle aufbauen, lassen sich vielfältige Anwendungen bei der Vermittlung von medizinischem Wissen realisieren. Simulation minimal-invasiver chirurgischer Eingriffe ist z. B. durch Berechnung von Bildern aus dem Inneren der Modelle möglich.

Beide Datensätze weisen spezifische Besonderheiten auf, die sich auf Segmentation, Visualisierung und Anwendbarkeit der entstandenen Modelle auswirken. Im folgenden werden deshalb die Datensätze im einzelnen besprochen.

5.1 Segmentation und Visualisierung des computertomographischen Volumens

Aus dem computertomographischen Volumen wurden die großen Bauchorgane mit den halbautomatischen Methoden erfolgreich segmentiert. Der Segmentation von Gefäßen und anderen Strukturen sind allerdings durch die begrenzte Auflösung der Bildmatrix Grenzen gesetzt. Die Visualisierung des entstandenen Modells ermöglicht die Darstellung aller segmentierten Organe und Gefäße, wobei sich die räumlichen Beziehungen der Strukturen gut ausmachen lassen.

Die Segmentation erforderte je nach bearbeiteter Struktur unterschiedliches Vorgehen und einen stark differierenden Zeitaufwand.

Als geradezu ideales Objekt für die Segmentation stellt sich der Knochen dar. Aufgrund seiner hohen Dichte grenzt sich der Knochen ideal von den Weichteilen ab. Die bloße Spezifikation eines Schwellwertbereichs von ca. 150-1000 H gestattete die Segmentation aller im Datensatz vorhandener Knochen, ohne weitere Methoden (Erosion, Dilatation etc.) anwenden zu müssen. Die Trennung miteinander verbundener Knochen, z. B. der Rippen von der Wirbelsäule, ist allerdings nur über manuelle Segmentation zu realisieren (Bild 26).

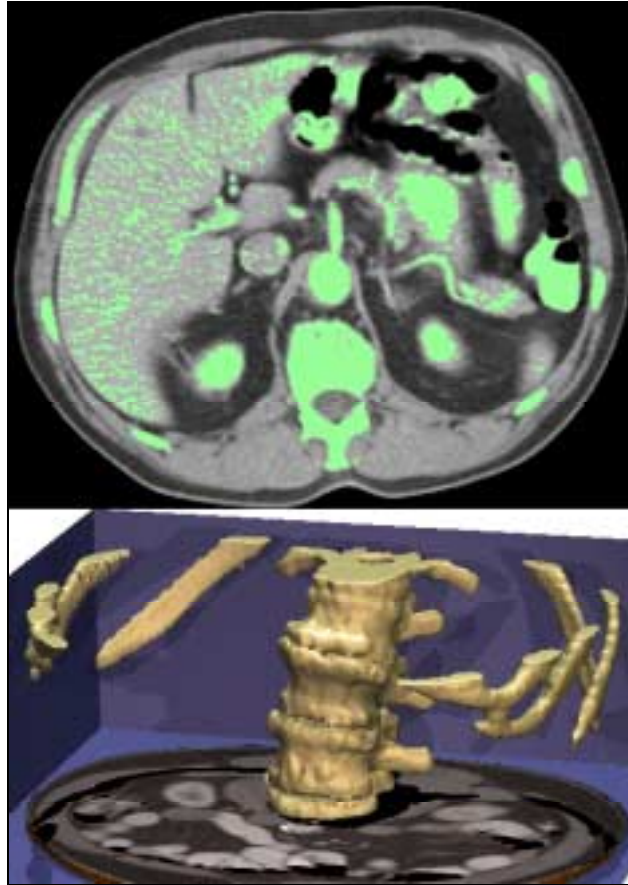


Bild 26: Knochensegmentation aus dem CT: Segmentation von Knochen ist in dem computertomographischen Volumen über alleinige Spezifizierung eines Intensitätsbereichs von 100-965 H gut möglich. Oben ist der ausgewählte Bereich auf einer Schicht zu sehen, unten wird der so segmentierte Knochen dreidimensional dargestellt.

Bezüglich der Segmentation von Weichteilen muß man Organe, die sich durch ihre relativ homogene Binnenstruktur auch mit einem relativ homogenen Hounsfieldbereich abbilden, von solchen Organen unterscheiden, die sich durch ihren morphologischen Aufbau relativ inhomogen darstellen:

- Zu der Gruppe der relativ homogenen Organe kann man die parenchymatösen Organe zählen, deren Aufbau nicht durch Schichtung, z. B. Mark - Rinde, charakterisiert ist. Als Beispiel sei hier die Leber genannt, die durch Angabe eines Intensitätsbereichs und weiterer Bearbeitung segmentiert werden konnte (Bild 27).
- Die Gruppe der inhomogen abgebildeten Organe wird zum einen durch parenchymatöse Organe gebildet, deren einzelnen morphologischen Schichten sich im CT mit unterschiedlichen Dichtewerten abbilden. Als Beispiel seien die Nieren genannt, deren Rinde, Mark und Nierenbecken sich aufgrund ihrer Dichteunterschiede voneinander abgrenzen lassen. Zum anderen können die Hohlorgane in diese Gruppe eingeordnet werden.

Durch ihren aus verschiedenen Stoffen bestehenden Inhalt wird ihr Innenraum durch unterschiedlich dichte Komponenten abgebildet. Als Beispiel sei der Darm genannt, dessen Innenraum durch Komponenten aus Luft, Speisebrei und oralem Kontrastmittel identifizierbar ist. Die Segmentation von inhomogen abgebildeten Organen erfolgt am besten, indem für jede einzelne Komponente ein eigener Intensitätsbereichs spezifiziert wird. Die Komponenten werden dann als eigenständige Objekte im Labelvolumen abgespeichert und das gesamte Organ setzt sich aus mehreren Komponenten zusammen (Bild 28).

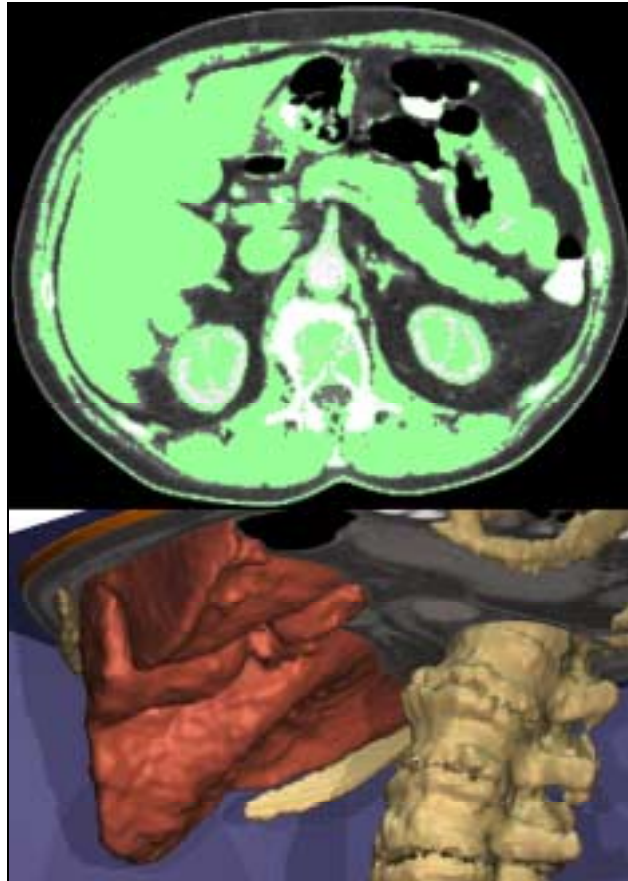


Bild 27: Segmentation der Leber: Der verwendete Intensitätsbereichs ist oben auf einer Schicht angezeigt. Nach Anwendung der weiteren Segmentationsmethoden kann die Leber von den anderen Strukturen isoliert und visualisiert werden (unten).

Für die Darstellung der Oberflächen der segmentierten Strukturen ist es notwendig, gerade deren Ränder möglichst gut über einen entsprechenden Intensitätsbereichs von der Umgebung zu trennen. Erschwert wird dieses durch die gerade im Randbereich auftretenden Partial-Volumen-Effekte, wodurch die Grenzen der Struktur nicht eindeutig bestimmt werden können. Hier muß bei der Segmentation ein guter Kompromiß gesucht werden zwischen Voxeln, die als innerhalb, und solchen, die als außerhalb der Struktur liegend definiert werden.

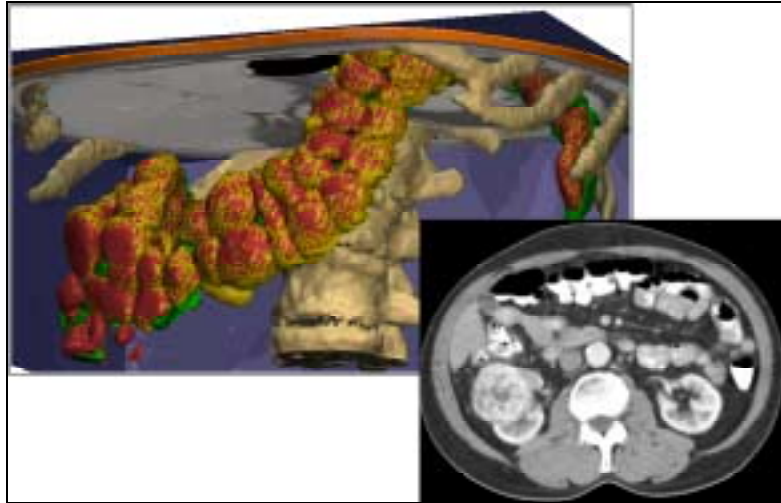


Bild 28: Organsegmentation über Komponenten: Inhomogen abgebildete Organe werden durch Segmentierung einzelner Teilbereiche zu einem gesamten Organ zusammengesetzt. Die verschiedenen Komponenten des Dickdarms, die auf der CT-Schicht rechts unten zu erkennen sind, sind in der dreidimensionalen Darstellung farbig gekennzeichnet.

Die meisten Organe des Oberbauches konnten in dem CT-Datensatz segmentiert werden. Insgesamt wurden 13 Organe und 11 Gefäße in Form von 38 Objekten segmentiert (Bild 29). In Bezug auf die Zielsetzung waren dies:

- Bei der Operation manipulierte Organe und Gefäße:
 - Gallenblase
 - Leber
- Zuführende arterielle Gefäße:
 - Arteria hepatica propria und communis
 - Truncus coeliacus
 - Aorta
- Organe und Gefäße in unmittelbarer Nachbarschaft zum Operationsgebiet:
 - Dünndarm
 - Dickdarm
 - Vena portae
- Weitere Organe des Oberbauches:
 - Magen
 - Pankreas
 - Milz

- rechte und linke Niere
- Weitere Gefäße:
 - A. lienalis
 - V. lienalis
 - V. cava
 - V. mesenterica superior
 - Venae renales
- Zusätzlich wurden die Knochen (Rippen und Wirbelsäule) und die Haut segmentiert.

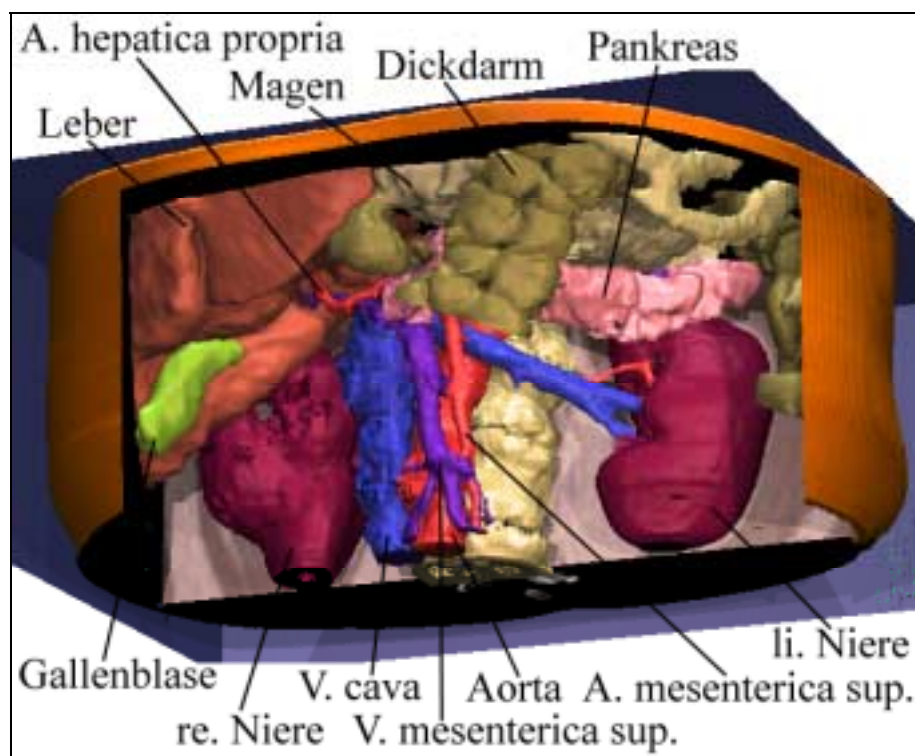


Bild 29: Überblick auf das Modell des Oberbauches. Bis auf Dünndarm und Milz sind alle segmentierten Strukturen dargestellt, wobei einige Organe angeschnitten sind, um den Blick auf sonst verdeckte Organe freizugeben.

Die Segmentation von Gefäßen ist am besten möglich, wenn sie sich durch intravenöse Gabe von Kontrastmittel gut von ihrer Umgebung abheben. Das ist der Fall, wenn das CT in der frühen Phase aufgenommen wurde, in der sich das Kontrastmittel zum größten Teil noch in den Gefäßen befindet. Große arterielle und venöse Gefäße ließen sich in dem verwendeten Datensatz gut segmentieren. Eine Segmentation des weiteren Gefäßbaums war allerdings kaum möglich, da bei abnehmendem Gefäßquerschnitt die Partial-Volumen-Effekte zunehmen und kleine Gefäße deshalb auf den Schichten nicht mehr hinreichend identifiziert werden konnten.

In dieser Arbeit interessierte insbesondere, ob die Gallengänge und die arterielle Versorgung der Gallenblase segmentiert werden können. Von den Gefäßen des Ligamentum hepatoduodenale konnte nur die Vena portae und die Arteria hepatica propria segmentiert werden. Der Ductus choledochus konnte dagegen nicht als eigenständige Struktur erkannt und somit nicht segmentiert werden. Die arterielle Versorgung der Gallenblase, über die aus der Arteria hepatica propria hervorgehende Arteria cystica, konnte nicht segmentiert werden (Bild 30).

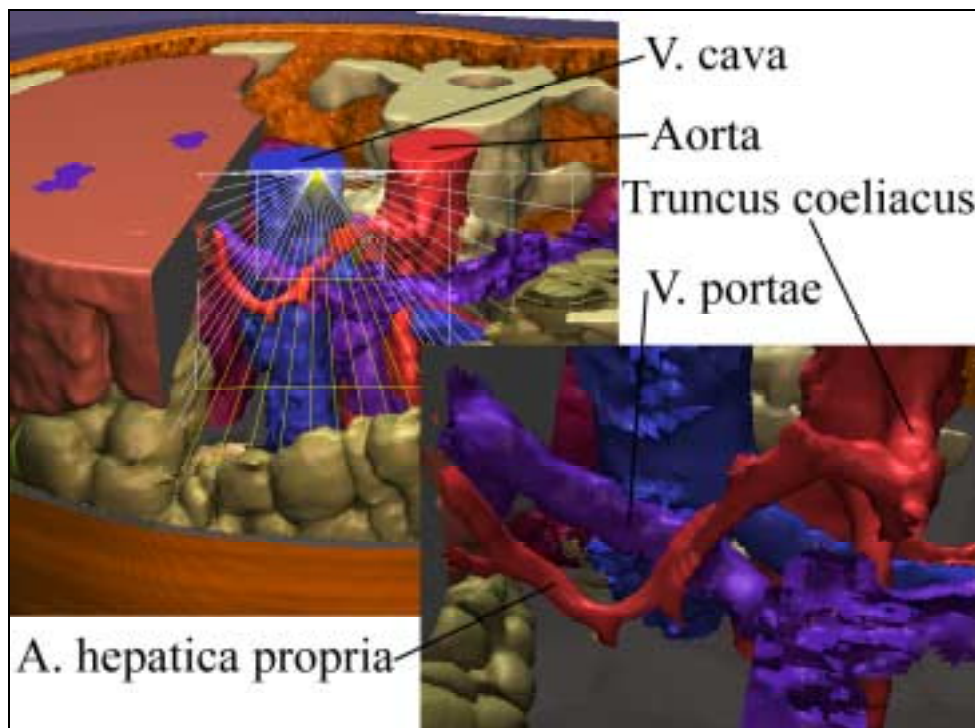


Bild 30: Gefäße des Ligamentum hepatoduodenale: Nur die Vena cava und die Arteria hepatica propria konnten segmentiert werden (vgl. Bild 4). Auf der Darstellung des Bauchraums links oben ist das Blickfeld der Kamera (re. unten) durch eine Pyramide, als Gitternetz dargestellt, symbolisiert. Die Spitze der Pyramide entspricht dem Standpunkt der Kamera und die Wände symbolisieren das Blickfeld. Im Blickfeld der Kamera ist der Verlauf der Arteria hepatica communis und - propria zu sehen, wie sie aus dem Truncus coeliacus kommend über die Vena portae hinweg in Richtung Leber zieht.

Einige räumlich eng beieinander liegende Organe besitzen ähnliche oder gleiche Intensitätsbereiche. Bei der Segmentation mußte an den Berührungsflächen dieser Organe, nach Anwendung aller zur Verfügung stehenden Methoden, meist manuell von Schicht zu Schicht getrennt werden. Nur so konnten die Organe mit einer Oberfläche segmentiert werden, die ihrer tatsächlichen Morphologie entspricht. Bei der Visualisierung der manuell segmentierten Organregionen konnte über Gaußfilterung trotzdem eine gute Darstellung der Oberflächen erreicht werden (Bild 31).

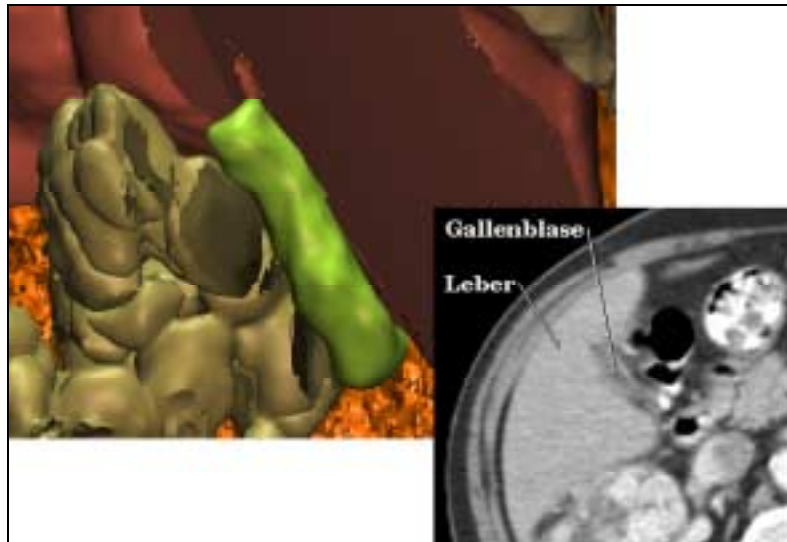


Bild 31: Visualisierung manueller segmentierter Organe: Die Organgrenzen von Leber und Gallenblase lassen sich in einigen Bereichen nicht über signifikante Grauwertgradienten segmentieren (re. unten). Das Bild links oben zeigt Leber und Gallenblase, wobei die Leber angeschnitten ist, um den Blick auf die Grenzregion der beiden Organe freizugeben. Durch Gaußfilterung wird auch diese Region der Gallenblase mit glatter Oberfläche dargestellt.

Nicht segmentiert werden konnten anatomische Strukturen, die in den computertomographischen Schichten nicht als eigenständige Objekte auszumachen waren (Bild 32).

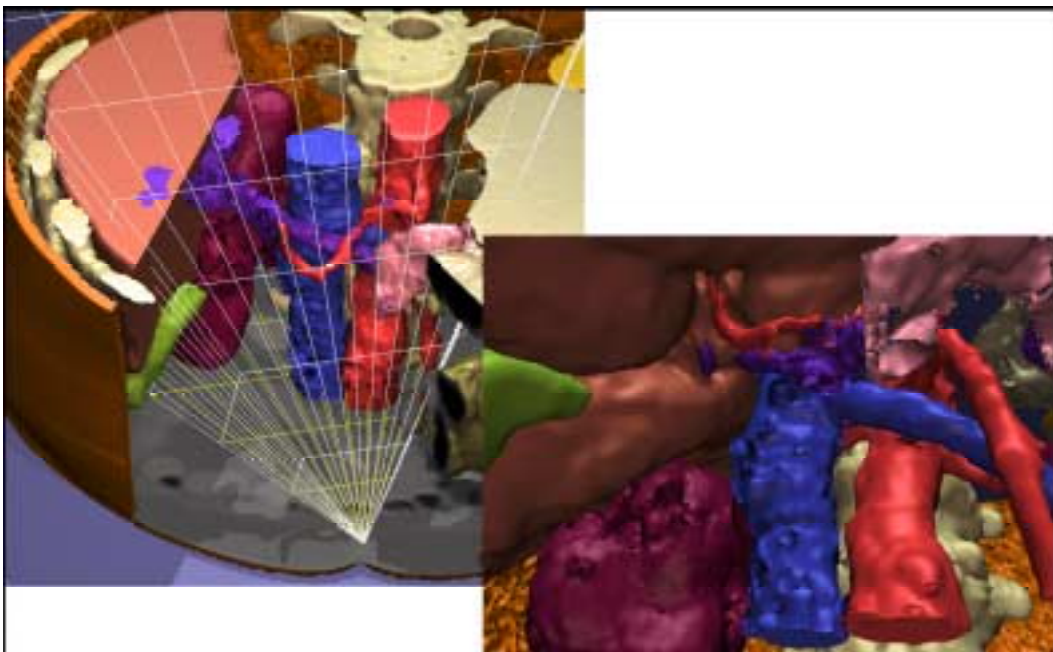


Bild 32: Blick auf retroperitoneal liegende Organe und Gefäße: Das Blickfeld der Kamera (re. unten) ist im Bild links oben durch eine Pyramide in Gitternetzdarstellung symbolisiert ist. Der Kamerastandpunkt entspricht der Spitze der Pyramide, wobei der Blick auf die rechte Niere, Vena cava, Aorta und die Wirbelsäule fällt, da das Peritoneum nicht segmentiert werden konnte.

Das trifft besonders auf flächige Weichteilstrukturen zu. Dazu gehören das Omentum majus und minus, die verschiedenen Ligamenta und das Mesenterium. Auch das Peritoneum konnte nicht segmentiert werden, so daß in dem Modell der Peritonealraum nicht von dem Retroperitonealraum abgegrenzt werden konnte.

5.2 Segmentation und Visualisierung des Visible Human-Datensatzes

Die Segmentation des Oberbauches des Visible Human erforderte alleine aufgrund des großen Detailreichtum des Datensatzes einen erheblichen Arbeitsaufwand. Ohne Verwendung von halb-automatischen interaktiven Segmentationsmethoden, die erfolgreich angewandt wurden, wäre diese Arbeit nicht zu bewältigen gewesen. Alle großen Bauchorgane und große Bereiche des arteriellen und venösen Gefäßbaums konnten segmentiert werden. Durch Verwendung der natürlichen Farben bei der Visualisierung der segmentierten Strukturen wird ein großer Realismus des dreidimensionalen Modells erreicht.

Das Modell, das aus dem Visible Human-Datensatz entstanden ist, wurde durch Segmentation des Kryotom-Datensatzes und des computertomographischen Datensatzes des gefrorenen Leichnams erzeugt. Das Computertomogramm des gefrorenen Leichnams wurde hauptsächlich zur Segmentation der Knochen benutzt, welcher sich durch Angabe eines entsprechenden Intensitätsbereichs relativ einfach segmentieren läßt. Während sich der Knochen auf den Kryotomschnitten nicht signifikant durch Farbgradienten von seiner Umgebung abgrenzt, läßt er sich im CT aufgrund seiner Dichte mit entsprechend aussagekräftigen Grauwertgradienten sehr gut segmentieren. Da sich die Intensitätsbereiche der Weichteile kaum voneinander unterscheiden, ist eine Segmentation von Weichteilen aus dem computertomographischen Datensatz nicht ratsam.

Der Kryotom-Datensatz wurde zur Segmentation von Weichteilen benutzt. Die halbautomatische interaktive Segmentation über Spezifizierung eines Ellipsoids im RGB-Farbraum konnte dabei für eine Vielzahl von Organen erfolgreich angewandt werden. Bei der Spezifizierung des entsprechenden Ellipsoids wurde in 4.2 eine interaktiv zu bestimmende Schwelle genannt, über die die Wirksamkeit der Elimination von falsch ausgewählten Voxeln gesteuert wird. Je nach bearbeitetem Datensatz wurden unterschiedliche Werte für diese Schwelle benutzt. Zur Segmentation des Gallenblasen-Datensatzes in Originalauflösung haben sich Werte zwischen 1.5 und 2 bewährt, bei dem auflösungsreduzierten Datensatz erwiesen sich Werte zwischen 2 und 4 als sinnvoll. Der für das original aufgelöste Volumen geringere Wert erklärt sich aus der Tatsache, daß es in diesem Datensatz zu weniger Partial-Volumen-Effekten kommt und die zum Objekt gehörenden Voxel aufgrund der höheren Auflösung genauer ausgewählt werden können.

Eine Einteilung in homogen und inhomogen abgebildete Organe kann in dem Kryotom-Datensatz nicht vorgenommen werden. Organe, die im oben beschriebenen Abdomen-CT der Gruppe der homogen abgebildeten Organe zugeordnet wurden, stellen sich in dem Volumen bezüglich der vorhandenen Farbwerte differenziert dar. Als Beispiel sei die Leber genannt, deren Binnenstruktur sich hauptsächlich in rotbraunen Farbtönen darstellt (Bild 33 links). Die Gefäßverästelung der Portalvene und der Lebervenen hebt sich zwar durch dunkle, fast ins Schwarz übergehende Brauntöne gut von dem Lebergewebe ab. Trotzdem kann die Leber nicht über die Spezifikation eines oder zweier Ellipsoide erfolgen. Um die Verbindungen der Leber mit den angrenzenden Strukturen möglichst gering zu halten, ist es notwendig, an den Lebergrenzen nur kleine Voxelmengen mit dem Cursor anzumalen. Die so bestimmte Voxelmengen enthält zwar nur einen Teil der in der Leber vorhandenen Voxel, besitzt aber relativ wenig Verbindungen zu außerhalb der Leber gelegenen Strukturen und die berechneten Ellipsoide besitzen die für die Oberflächenberechnung notwendige Genauigkeit und Aussagekraft. Die Verbindungen lassen sich über die in 4.2 beschriebenen Segmentationsschritte auftrennen. Die Leber wird dann über mehrere solcher Teilgebiete segmentiert, bis das gesamte Organ durch die einzeln segmentierten Bereiche abgedeckt ist (Bild 33 rechts).

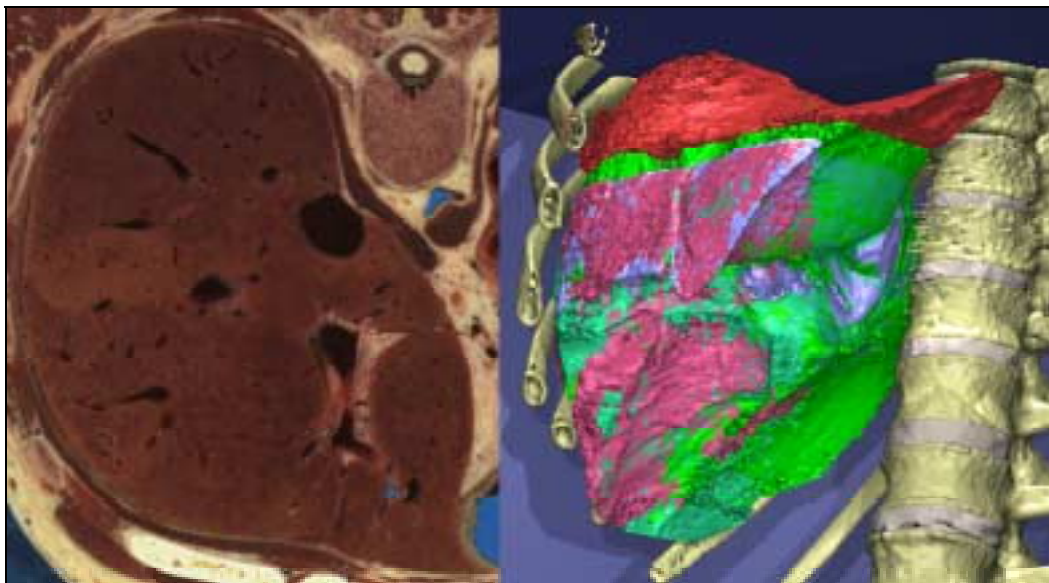


Bild 33: Organsegmentation über Teilbereiche in dem Kryotom-Datensatz: Links ist eine Schichtvergrößerung der Leber abgebildet. Das Lebergewebe stellt sich durch rotbraune Farbtöne dar, während sich die Venen durch dunkle, fast schwarze Brauntöne ausmachen lassen. Die Segmentation der Leber erfolgte über mehrere Komponenten, welche auf der dreidimensionalen Darstellung rechts alle in einem eigenen Farbton abgebildet sind.

Das beschriebene Verfahren mußte bei allen anatomischen Strukturen angewandt werden, welche also immer aus mehreren Komponenten mit jeweils eigenem Ellipsoid bestehen.

Aus dem Visible Human-Datensatz wurden insgesamt 17 Organe und 22 Gefäße in Form von 198 Objekten segmentiert. Durch Verwendung des Kryotom-Datensatzes gelang die Segmentierung der folgenden Organe mit großem Detailreichtum (Bild 34):

- Bei der Operation manipulierte Organe und Gefäße:
 - Gallenblase
 - Ductus cysticus
 - Arteria cystica
 - Leber

- Gallengänge und zuführende arterielle Gefäße:
 - Ductus hepaticus dexter, sinister und communis
 - Ductus choledochus
 - Arteria hepatica propria und communis
 - Truncus coeliacus
 - Aorta

- Organe und Gefäße in unmittelbarer Nachbarschaft zum Operationsgebiet:
 - Duodenum
 - Dickdarm
 - Vena portae

- Weitere Organe des Oberbauches:
 - Oesophagus
 - Magen
 - weitere Dünndarmanteile
 - Pankreas
 - Milz
 - rechte und linke Niere

- Weitere Gefäße:
 - A. lienalis
 - A. gastrica sinistra
 - A. mesenterica superior
 - A. gastroduodenalis

- A. gastroepiploica dextra
 - V. cava
 - V. lienalis
 - V. mesenterica superior
 - V. gastrica dextra und sinistra
 - V. gastroepiploica dextra
- Knochen (Rippen, Brustbein, Bandscheiben und Wirbelsäule), Muskeln und die Haut wurden zusätzlich segmentiert.

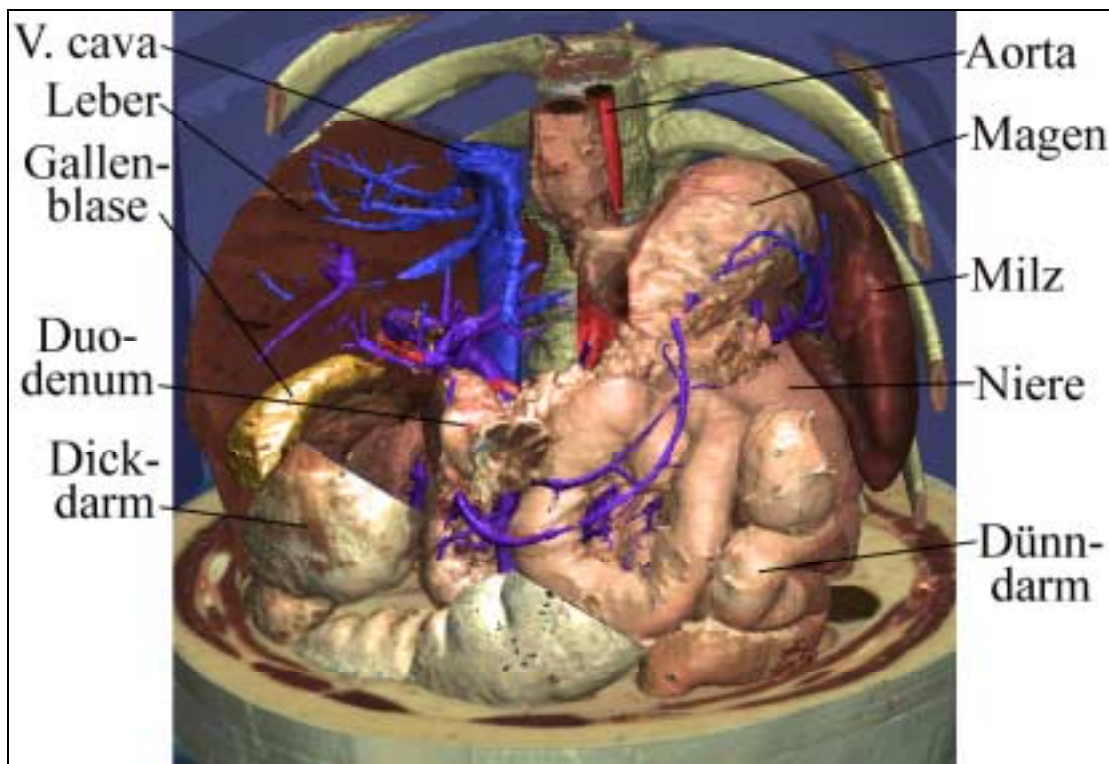


Bild 34: Das aus dem Visible Human Male erstellte Modell: Übersicht über den segmentierten Bauchraum mit Darstellung aller segmentierten Organe und Gefäße. Magen und Dickdarm sind angeschnitten und teilweise entfernt, um den Blick auf dahinter liegende Organe freizugeben.

Durch die genaue Segmentation ist es möglich auch feine Strukturen darzustellen, die aufgrund mangelhafter Abbildung auf medizinischen tomographischen Datensätzen bisher nicht dargestellt werden konnten (Bild 35).

Die Segmentation der insgesamt 22 Gefäße fand unter Verwendung des Kryotom- und des computertomographischen Datensatzes statt. Dabei konnten arterielle Gefäße bis zu 2 mm Durchmesser segmentiert werden. Deutliche Unterschiede waren hinsichtlich der Segmentation von Venen und Arterien auszumachen:

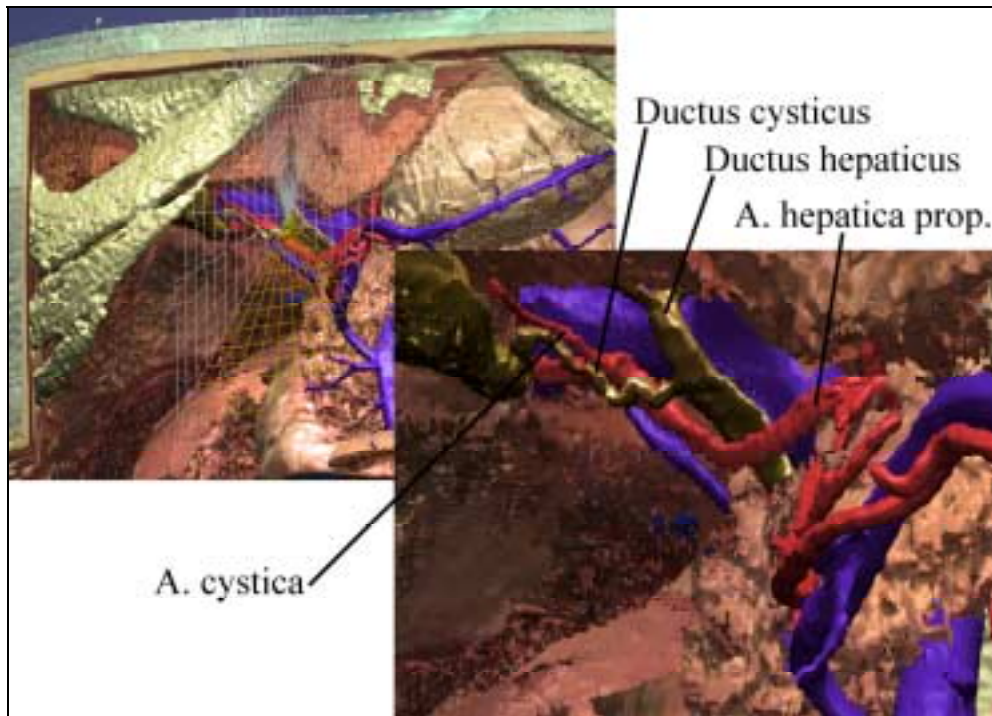


Bild 35: Arterielle Gefäßversorgung der Gallenblase: Durch die genaue Segmentation des Gallengangsystems und der eng benachbart liegenden Arterien zur Versorgung von Leber und Gallenblase können diese, in ihrer räumlichen Lage und ihrer Beziehung zueinander, erfaßt werden. Das Blickfeld der Kamera rechts unten ist in der Übersicht links oben durch eine Pyramide symbolisiert, wobei deren Spitze dem Kamerastandpunkt entspricht.

- Die Venen konnten recht gut segmentiert werden, da sie sich auf den Kryotomschnitten mit ihren fast schwarzen Brauntönen recht gut von dem umgebenden Gewebe abgrenzen lassen. Die Venen sind postmortal nicht kollabiert, so daß sie sich mit ihrem natürlichen Querschnitt realistisch dreidimensional darstellen lassen (Bild 36a und b). Zur besseren Unterscheidung wurden das Leber- und Portalvenensystem mit unterschiedlichen Blautönen versehen. Eine eindeutige Zuordnung einer Vene zu einem der Systeme ist so in der dreidimensionalen Darstellung gut möglich.
- Die Identifikation der Arterien ist auf den Schnitten nicht so leicht möglich. Zum einen hat der Zusammenbruch des Blutdrucks dazu geführt, daß viele Arterien postmortal kollabiert sind. Zum anderen grenzen sich die Arterien nicht so eindeutig von ihrer Umgebung ab, was es besonders innerhalb von Organen fast unmöglich macht, den arteriellen Gefäßbaum zu segmentieren. Dies läßt sich mit dem morphologischen Aufbau von arteriellen Gefäßen erklären, die anders als die venösen Gefäße zur Regulierung des Blutdrucks eine relativ starke Muskelschicht in ihrer Wand besitzen. Die arterielle Gefäßwand stellt sich mit einem teils blassen rotbraunen Farbton dar, der auf den Schnitten relativ häufig vorkommt.

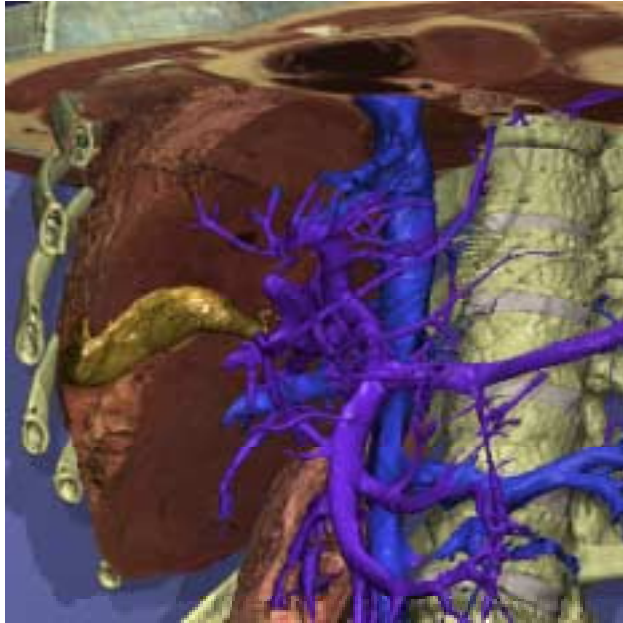


Bild 36a: Darstellung des Leber- und Portalvenensystems: Aufgrund der dunklen Farbtöne heben sich die Venen auf den Schnittbildern recht gut von ihrer Umgebung ab (vgl. Bild 6, 7, 33), weshalb sie sich gut über Intensitätsbereiche segmentieren lassen.

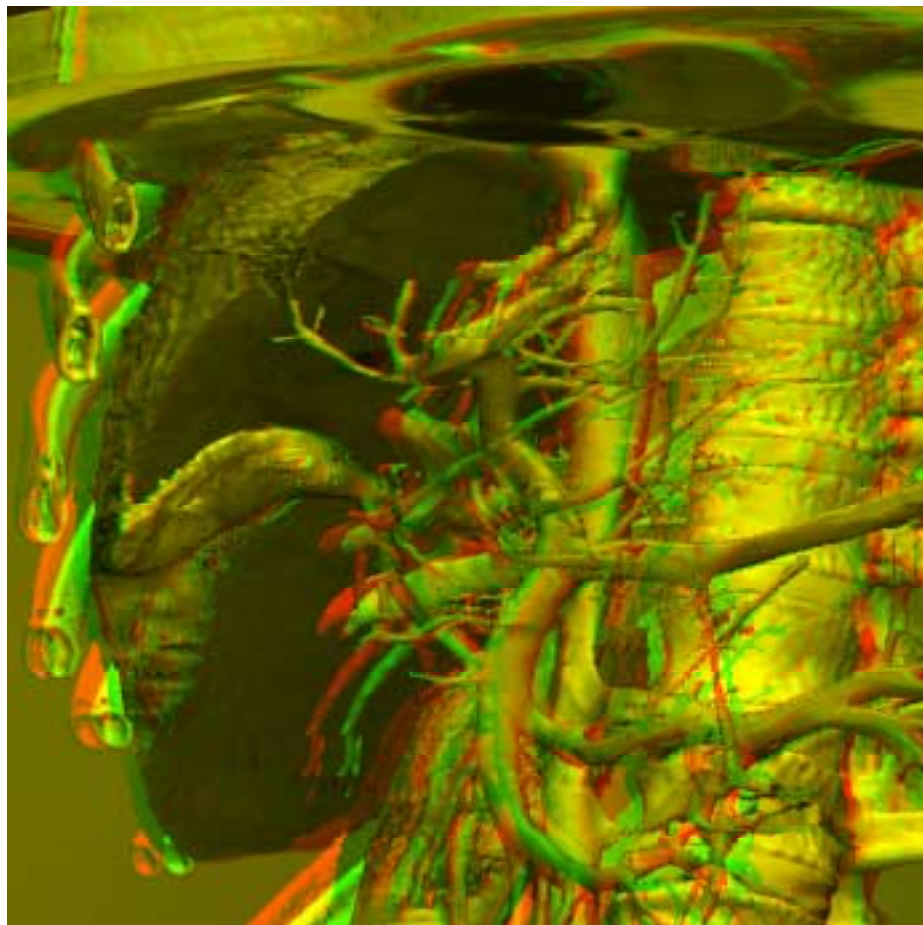


Bild 36b: Räumliche Darstellung des Leber- und Portalvenensystems durch Stereobild.

Deswegen ist zum Beispiel der aus der Arteria hepatica propria entstehende Gefäßbaum in der Leber über Spezifikation von Ellipsoiden nicht zu segmentieren. Auch eine manuelle Segmentierung ist kaum möglich, da sich die Arterien selbst mit bloßem Auge nur sehr schwer von dem Lebergewebe abgrenzen lassen. Auch die Größe der Arterien erschwert die Segmentierung. Da der Gefäßdurchmesser, ausgehend von der Hauptschlagader, schnell abnimmt, können die Arterien nach Aufzweigung in verschiedene Äste nur sehr schwer auf den Schichten identifiziert werden. Die Arteria hepatica communis ist z. B. anfangs klar abzugrenzen, während sie auf einigen folgenden Schichten kaum als Gefäß zu erkennen ist und erst wieder auf tiefer gelegenen Schichten mit relativ kleinem Durchmesser sichtbar wird. Die Segmentierung mußte hier größtenteils manuell erfolgen, da halbautomatische Segmentationsmethoden zu keinem Ergebnis führten (Bild 37).

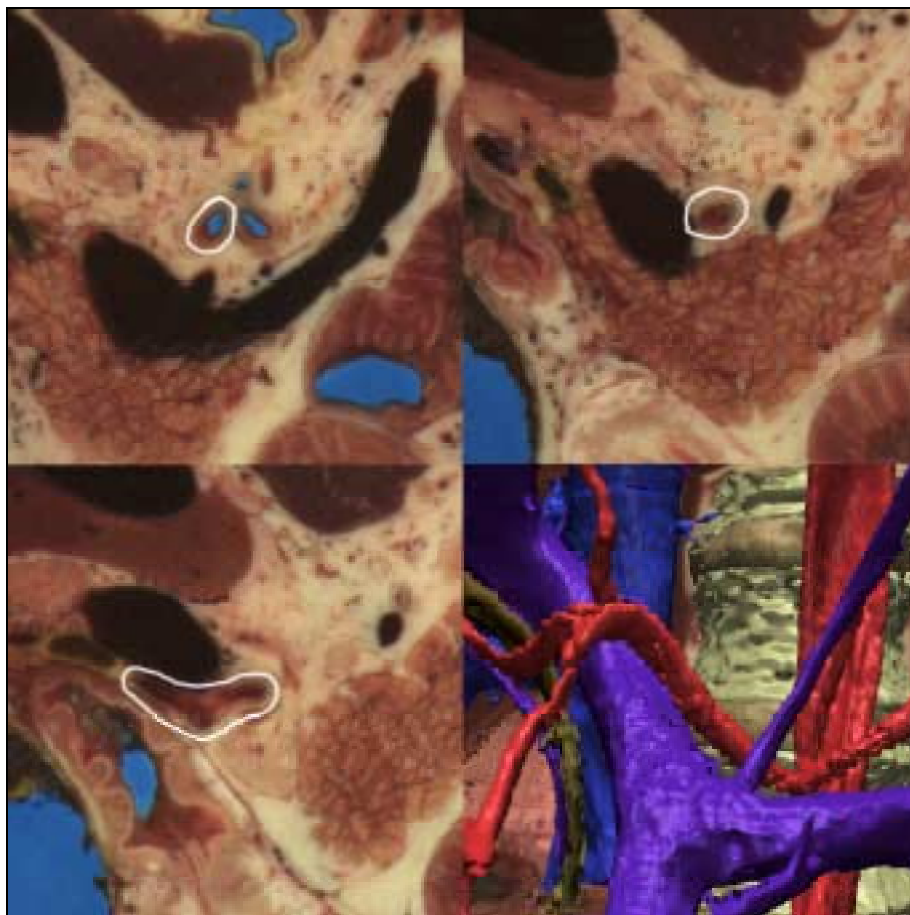


Bild 37: Segmentierung der Arteria hepatica: Arterielle Gefäße können in dem Kryotom-Datensatz oft nur manuell segmentiert werden. Auf einigen Schichtvergrößerung ist die Arteria hepatica communis umkreist. Es wird deutlich, wie unterschiedlich die Arterie abgebildet ist. Deshalb kann sie aus dem Kryotom-Datensatz nur manuell segmentiert und über Gaußfilterung visualisiert werden (rechts unten). Gut zu erkennen ist der Verlauf der Arterie über die Vena portae, um dann als Arteria hepatica propria mit Vena portae und Ductus choledochus im Ligamentum hepatoduodenale in Richtung Leber zu ziehen.

Da die arteriellen Gefäße größtenteils blutleer sind, stellen sich die Arterien in dem computertomographischen Datensatz teilweise viel besser als in dem Kryotom-Datensatz dar. Hier gelingt auch die halbautomatische Segmentation einiger Arterien, die in dem Kryotom-Datensatz kaum zu identifizieren sind (Bild 38a und b).

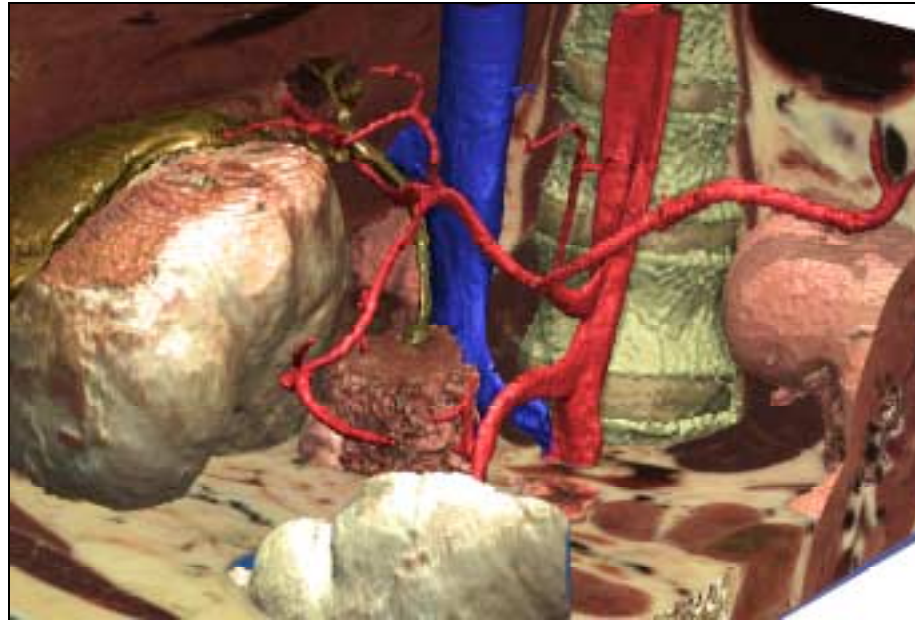


Bild 38a: Segmentation und Visualisierung arterieller Gefäße: Die Arterien wurden sowohl aus dem Kryotom- als auch aus dem CT-Datensatz des Visible Human segmentiert. Dargestellt sind alle segmentierten Arterien des Gallenblasen-Datensatzes.



Bild 38b: Darstellung der segmentierten Arterien als Stereobild: Die Lage der Gefäße im Raum kann so besser visualisiert und begriffen werden.

Die manuelle Segmentation, durch Anzeichnen der Organgrenzen von Schicht zu Schicht, mußte auch bei anderen Strukturen angewandt werden. Besonders in Bereichen, wo Organe mit denselben Farbwerten eng benachbart liegen oder aneinanderstoßen, konnten die Grenzflächen meist nur per Hand segmentiert werden. Als Beispiel sei das Duodenum genannt, das zu einigen Organen eng benachbart liegt oder diese berührt. Obwohl bei Betrachtung der Schnitte die Grenze zwischen den Organen noch sichtbar ist und sich teilweise eine andersfarbige Grenzlamelle ausmachen läßt, versagen hier die interaktiven Segmentationsmethoden (Bild 39).

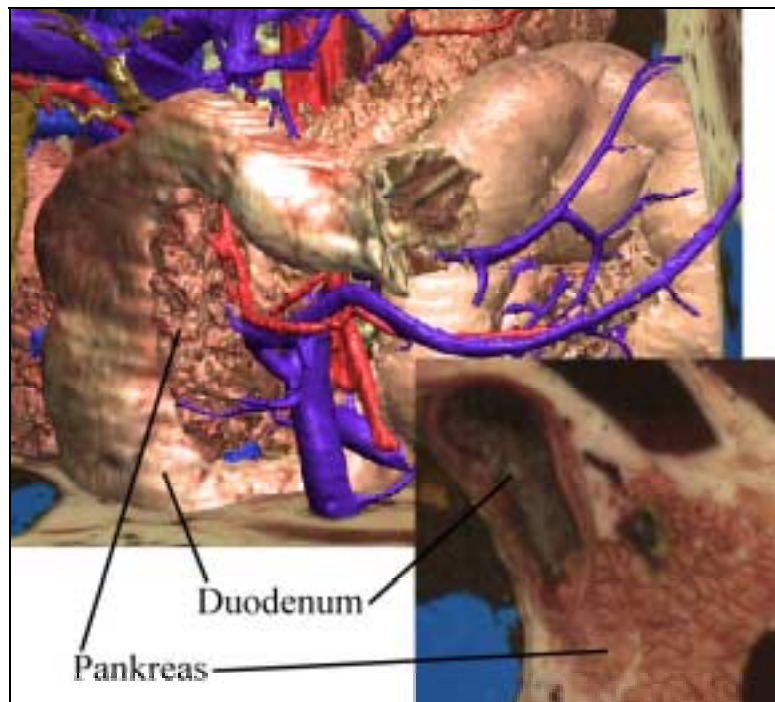


Bild 39: Grenzfläche zwischen Duodenum und Pankreas: Obwohl sich die Organgrenzen mit bloßem Auge ausmachen lassen (re. unten), versagt die interaktive Segmentation der abgrenzenden Strukturen. Manuelle Segmentation und Visualisierung über gaußgefilterte Attributvolumen führt trotzdem zu guter dreidimensionaler Darstellung.

Wie auch bei dem Abdomen-CT gibt es morphologische Strukturen, die aus dem Kryotom-Datensatz nicht zu segmentieren waren. Lag der Grund dafür bei dem CT-Datensatz in der durch die Matrix beschränkten Auflösung und der mangelhaften Abbildung der Strukturen im CT, waren zu geringe Auflösung oder fehlende Abbildung der Strukturen nicht zu beklagen. Trotzdem handelt es sich um die gleichen flächigen Weichteilstrukturen, die schon beim CT als nicht segmentierbar klassifiziert wurden. Im einzelnen sind dies das Omentum majus und minus, das Mesenterium, ligamentäre Strukturen und das Peritoneum (Bild 40).

Mit den halbautomatischen interaktiven Methoden konnte keine der genannten Strukturen segmentiert werden. Da es auch nicht möglich war, durch manuelles Einzeichnen von Schicht zu Schicht die jeweiligen Strukturen zu segmentieren, scheint es sich eher um ein grundsätzliches Problem zu handeln.

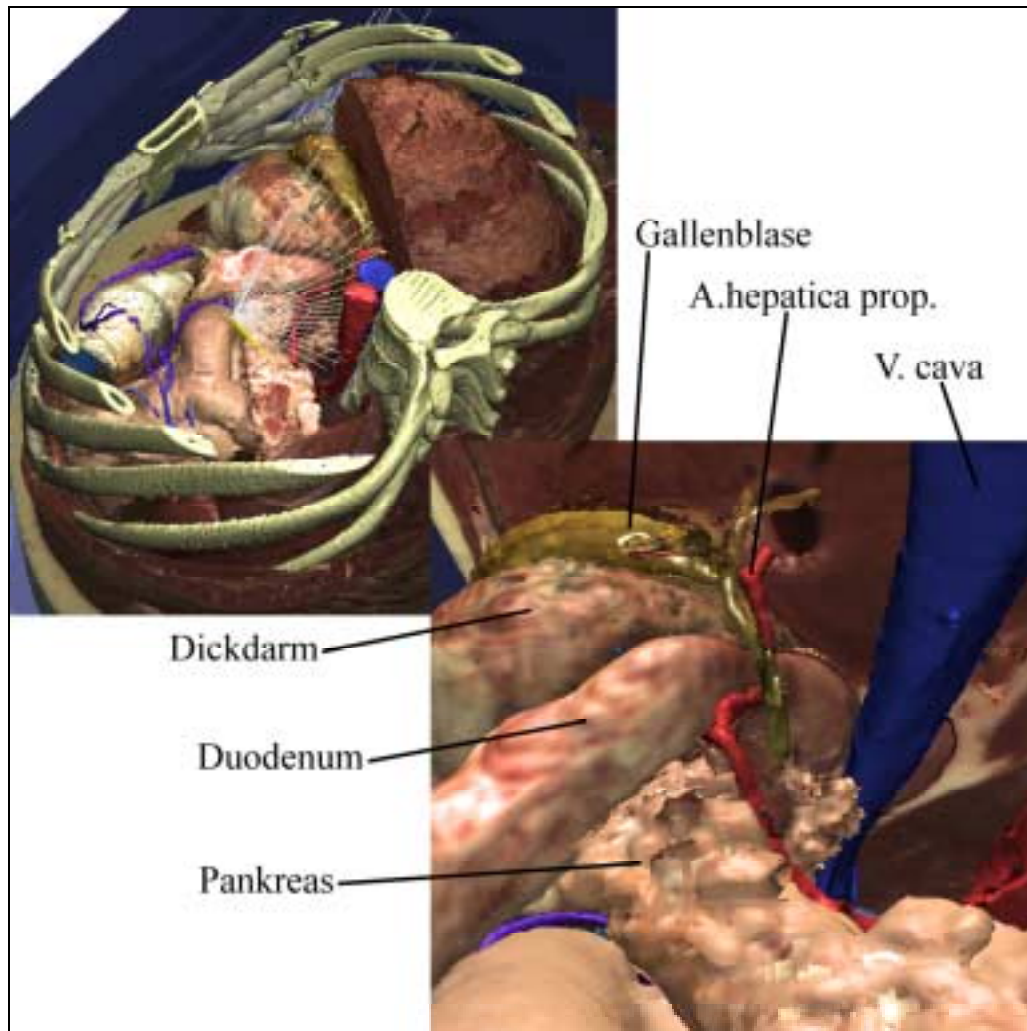


Bild 40: Blick auf retroperitoneal gelegene Organe und Gefäße: Da das Modell kein Peritoneum als segmentiertes Objekt enthält, blickt der Betrachter frei auf die retroperitoneal gelegenen Strukturen. Von einem in Magenhöhe liegenden Blickpunkt aus (Kamerastandpunkt entspricht Pyramidenspitze li. oben), blickt man auf Gallenblase und Dickdarm, die in vivo durch das Peritoneum von Duodenum und Pankreas getrennt sind.

Betrachtet man Strukturen wie Omentum majus und minus, so wird deutlich, daß es sehr schwer ist, für diese netzartige, viel Fettgewebe enthaltenden Strukturen eine abgrenzbare Entsprechung auf den Schnittbildern zu finden. Ähnliches gilt für das Mesenterium, das sich auf den Schichten nicht in seiner typischen flächigen und verschlungenen Struktur identifizieren läßt, die sich z. B. auch bei einer Laparotomie erst bei Mobilisation des Darms in seiner morphologischen Form

begreifen läßt. Bezüglich des Peritoneums, welches die freie Bauchhöhle komplett umschließt, läßt sich auch keine eindeutige Entsprechung auf den Schnitten ausmachen. Zwar ist es möglich, mit entsprechender anatomischer Kenntnis die Ausdehnung des Peritoneums auf den Schnitten räumlich zu beschreiben, jedoch ist an diesen Stellen meist kein morphologisches Korrelat auszumachen, welches segmentiert werden könnte. Die genannten Strukturen kommen somit auch bei der Visualisierung des Modells nicht zur Darstellung. Insbesondere im Hinblick auf eine Trennung des Bauchraums in die mit Peritoneum ausgekleidete Bauchhöhle und den Retroperitonealraum stellt dies einen Unterschied zu den realen anatomischen Verhältnissen dar.

Bei der Darstellung von Organen, die eng benachbart oder aneinander liegen, kommt zu dem Effekt, das an den Berührungsstellen keine signifikanten Gradienten auftreten, so daß an diesen Oberflächen die Normalen nicht hinreichend genau berechnet werden können. Bei der Visualisierung führt dies an den Berührungsflächen aufgrund des Modellaufbaus aus Voxeln zu den oben beschriebenen treppenartigen Stufen, bzw. zu einer rauhen und groben Oberfläche. Stellt dies für die Organdarstellung aus ästhetischen Gesichtspunkten ein unbefriedigendes Ergebnis dar, so leidet der Realismus des Modells nicht darunter. Auch eine Organpräparation in vivo würde ja an solchen Berührungsflächen zu einer rauhen und groben Oberfläche führen, da die aneinanderstoßenden Organe durch stumpfe oder scharfe Präparation getrennt werden müßten.

5.3 Anwendung der Volumenmodelle

Die intelligenten Volumenmodelle des Oberbauches werden, sowohl bei der Vermittlung von anatomischen Wissen, als auch bei der Simulation von minimal-invasiven chirurgischen Eingriffen eingesetzt. Aufgrund des großen Detailreichtums und der sehr realistischen Visualisierung wird hierbei vor allem das aus dem Visible Human entstandene Oberbauchmodell erfolgreich eingesetzt.

Die Simulation von chirurgischen Eingriffen ist besonders für den Bereich der minimal-invasiven Chirurgie interessant. Der Chirurg ist hier auf ein Monitorbild angewiesen, anhand dessen er sich mit der Kamera und seinen Arbeitsgeräten im Körper des Patienten orientieren muß. Diese Innenansichten des Körpers werden bei der Simulation am Computerbildschirm durch Berechnung von Bildern aus dem Inneren des Modells ersetzt. Bilder, wie sie bei der Endoskopie (Bild 41) und der Laparoskopie auf dem Monitor angezeigt werden, werden so simuliert und können bei der Ausbildung in diesen Operationsverfahren angewandt werden. Der zukünftige Operateur kann sich so ohne Zeitdruck und ohne Patientengefährdung intensiv mit der neuen Sichtweise auf die Anatomie des Operationsgebietes vertraut machen.

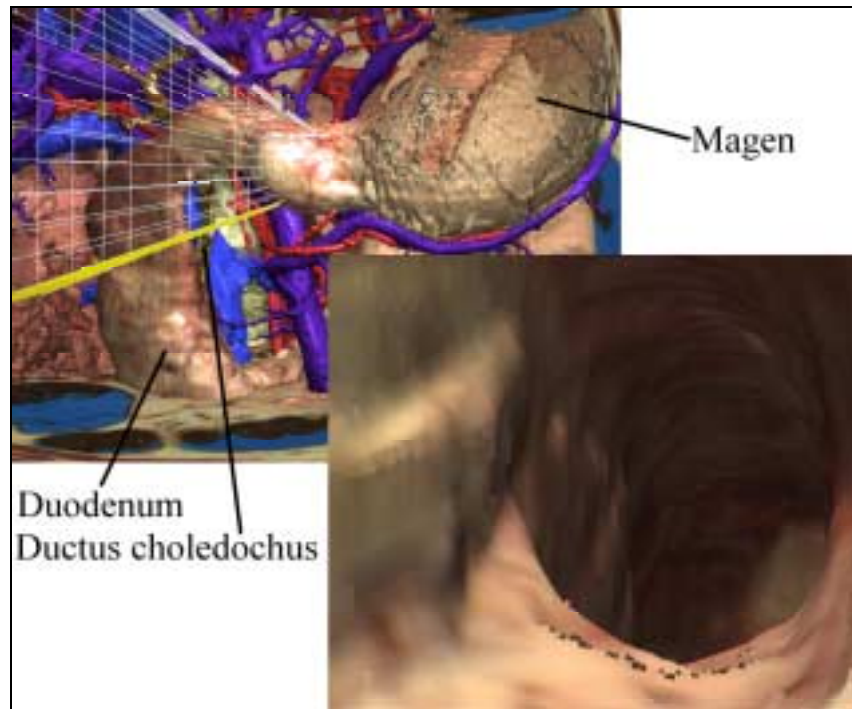


Bild 41: Simulation einer Oesophago-Gastro-Duodenoskopie: Im Bild links oben ist das Blickfeld des virtuellen Endoskops als Pyramide in Gitternetzdarstellung symbolisiert, wobei deren im Duodenum gelegene Spitze dem Kamerastandpunkt (Bild re. unten) entspricht. Durch das virtuelle Endoskop kann so das Duodenum inspiziert werden.

Bei der rein diagnostischen Laparoskopie als auch bei dem laparoskopischen Eingriff ist nach Einbringen der Optik in die Bauchhöhle ein 360 Grad Rundblick gefordert [Götz et al., 1991]. Hierbei soll der Untersucher Verletzungen durch die Verres-Kanüle bzw. das Optiktrokar ausschließen und die sichtbaren Organe und die Operabilität beurteilen. Die ungewöhnliche Sichtweise, die sich dem in der Laparoskopie Unerfahrenen dabei bietet, lassen sich gut am Volumenmodell simulieren (Bild 42).

Aufgrund zahlreicher Varianten von Ductus cysticus [Lippert, 1996] und Arteria cystica [Benninghoff, 1994] ist bei der laparoskopischen Cholezystektomie vor allem die sichere Identifikation dieser Gefäße gefordert. Deshalb wird auf ausreichende Freilegung durch Präparation und die eindeutige Darstellung dieser Gefäße besonders Wert gelegt (Bild 43). Erst danach können die Gefäße durch Clipapplikation oder Ligatur unterbunden und durchtrennt werden.



Bild 42: Gegenüberstellung von realem Operationsbild und Computersimulation: Links ist das Monitorbild zu sehen, welches sich dem Operateur beim Blick in die rechte Zwerchfellkuppe bietet. In der Bildmitte ist der Fundus der Gallenblase zu sehen, welche der Unterfläche der Leber anliegt. Der rechte Leberlappen ist nur mit seinem unteren Pol oberhalb der Gallenblase zu sehen. Anteile des Dickdarms sind im linken Bildabschnitt zu sehen. Vor der Gallenblase ist das an Fettgewebe reiche Omentum majus teilweise sichtbar (Abbildung aus Götz, Pier, Schippers, Schumpelick: Laparoskopische Chirurgie, Thieme-Verlag 1991). Das rechte Computerbild zeigt die Szene, wie sie sich bei Exploration der Bauchhöhle des Visible Human darstellen würde. Da rechtes und linkes Bild von verschiedenen Personen angefertigt wurden, kommt es zu leichten Unterschieden in der Darstellung der anatomischen Verhältnisse. Da das Omentum majus nicht zu segmentierenden war, kommt dieses in der Computersimulation auch nicht zur Darstellung.

Da der Blickwinkel der Kamera im Modell nicht wie bei der realen starren Optik eingeschränkt ist, ist es im Volumenmodell möglich, Bilder von Kamerastandpunkten zu erzeugen, die mit einer realen Optik nicht gewonnen werden könnten. Der Untersucher bekommt so die Möglichkeit, unklare anatomische Verhältnisse von einem ganz anderen Blickwinkel aus zu betrachten. Er kann so ein umfassenderes Verständnis der Lage, der für eine Operation wichtigen Strukturen, entwickeln (vgl. Bild 37, 40 und 44).

Ist die Qualität der berechneten Bilder sehr hoch, so muß man sich aufgrund des großen Detailreichtums des Modells auf längere Berechnungszeiten bei der Visualisierung einstellen. Ein Bild mit 640 x 480 Pixeln, welches der Standard VGA-Auflösung eines Monitors entspricht, braucht in mittlerer Auflösung ca. 10 Sekunden, in höchster Auflösung jedoch ca. 120 Sekunden, um vollständig visualisiert zu werden. Diese Zeiten gelten für die Visualisierung ohne Berechnung des Schattenwurfs. Der Kamerastandpunkt sollte deshalb zunächst bei niedrigen Auflösungsstufen interaktiv festgelegt werden, welche zur Orientierung, ob der gewählte Blickwinkel den Vorstellungen entspricht, vollkommen ausreichen. Das endgültige Bild kann dann bei höchster Auflösung wieder alle Details darstellen (Bild 44).



Bild 43: Einmündung des Ductus cysticus in den Ductus hepaticus als reales Monitorbild und als Computersimulation: Auf dem Monitorbild (li.) verläuft der Ductus cysticus, von der Gallenblase kommend, von links nach rechts auf den im Durchmesser größeren Ductus hepaticus zu und bildet mit ihm den Ductus choledochus. Ein laparoskopisches Instrument ist zwischen Ductus cysticus und Ductus hepaticus geschoben mit dem die Gallengänge freipräpariert wurden (Abbildung aus Götz, Pier, Schippers, Schumpelick: Laparoskopische Chirurgie, Thieme-Verlag 1991). Dieselbe Szene ist rechts in der Simulation mit dem Visible Human zu sehen, wobei die Gallengänge von einem ähnlichen Kamerastandpunkt aus betrachtet werden. Unterschiede in der Darstellung der anatomischen Verhältnisse zwischen beiden Bildern sind darauf zurückzuführen, daß die Bilder von unterschiedlichen Personen angefertigt wurden. Außerdem ist der Ductus cysticus nicht wie im linken Bild durch ein Instrument gedehnt, weshalb er in seiner natürlichen Lage spiralförmig gewunden abgebildet ist.

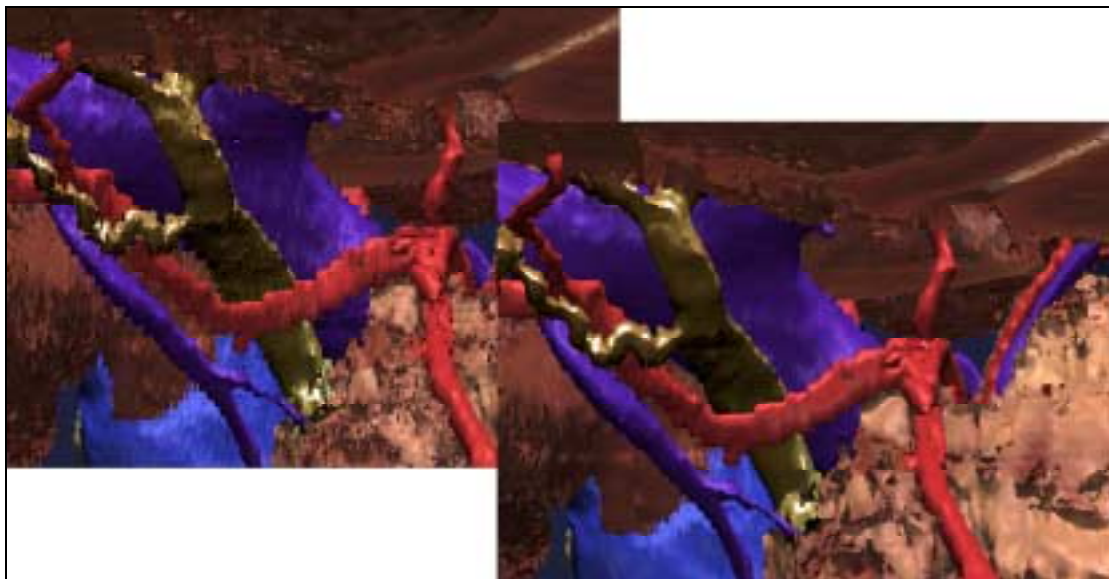


Bild 44: Blick auf die Gefäße des Ligamentum hepatoduodenale: Das Blickfeld der in den Bauchraum verlagerten Kamera ist in mittlerer (li.) und höchster Auflösung (re.) dargestellt. Zur Wahl des Beobachterstandpunktes sollte, wegen der schnelleren Berechnung, die mittlere Auflösung gewählt werden. Das endgültige Bild kann dann in höchster Auflösung berechnet werden, um so alle Details zu zeigen.

Zusammenfassend zeigt sich also, daß die erzeugten dreidimensionalen Modelle, sowohl bei der reinen Vermittlung von anatomischen Wissen, als auch bei der Simulation von minimal-invasiven Eingriffen, von großem Nutzen sind, um das für den Chirurgen entscheidende räumliche Wissen auszubilden. Die erzielten Ergebnisse sollen im folgenden Kapitel diskutiert werden.

6 Diskussion

Das vorhergehende Kapitel hat deutlich gemacht, daß sich durch Segmentation und Verwendung von intelligenten Volumen, sowohl aus computertomographischen Aufnahmen und insbesondere aus den Visible Human-Aufnahmen, detaillierte und qualitativ hochwertige dreidimensionale Modelle des Oberbauches erstellen lassen. Alle in der Zielsetzung genannten morphologischen Strukturen konnten in dem Modell, das aus dem Visible Human Male entstanden ist, segmentiert und mit großer Exaktheit dargestellt werden. Durch den Reichtum an Organen und Gefäßen und die Informationen über deren Binnenstruktur, bietet das Modell einen großen Vorteil gegenüber den meist spärlich ausgestatteten, oberflächenbasierten Modellen. Zusätzlich präsentieren beide Modelle die enthaltenen Strukturen in ihrer korrekten anatomischen Lage, wohingegen die Abbildung der tatsächlichen räumlichen Verhältnisse bei den oberflächenbasierten Modellen, schon allein durch die Art der Modellerstellung, fraglich erscheint.

Durch Verwendung von volumenbasierten Visualisierungsmethoden, die den jeweiligen Besonderheiten des bearbeiteten Datenmaterials angepaßt wurden, kann eine sehr hohe Darstellungsqualität erreicht werden. Der so erreichte Realismus der Modelle ermöglicht eine glaubwürdige Simulation der visuellen Komponente von laparoskopischen Eingriffen, wodurch die Voraussetzung für eine umfassende, aber zugleich kostengünstige Ausbildung von Ärzten gegeben ist.

6.1 Modellerstellung aus dem computertomographischen Datensatz

Aus dem computertomographischen Datensatz wurde ein dreidimensionales Modell geschaffen, welches die Visualisierung der Organe und Gefäße in ihrer räumlichen Beziehung zueinander ermöglicht. Die Lage der morphologischen Strukturen entspricht dabei exakt den tatsächlichen Verhältnissen bei dem Patienten, zur Zeit der computertomographischen Aufnahme. Durch Segmentation konnten alle großen Bauchorgane, insgesamt 13 Organe, und 11 größere arterielle und venöse Gefäße dem Modell hinzugefügt werden. Die Visualisierung des Modells über volumenbasierte Methoden ermöglicht eine realistische Darstellung der Strukturen. Damit sind die Voraussetzungen geschaffen worden, um die Patientendaten mit der notwendigen Genauigkeit dreidimensional betrachten und beurteilen zu können.

Gerade in der dreidimensionalen Darstellung von Bilddaten, die einem bestimmten Patienten mit einem individuellen Krankheitsbild zuzuordnen sind, liegt die Stärke der Visualisierung computertomographischer Aufnahmen. Das radiologische Verfahren ist in Bezug auf eine bestimmte diagnostische Fragestellung hin optimiert. Die diagnostisch relevanten morphologischen Strukturen sind zum Beispiel durch Kontrastmittelapplikation besonders gut und differenziert abgebildet. Auf die Darstellung nicht so relevanter Strukturen kann insofern nicht so viel Wert gelegt werden,

bzw. ihr sind durch die begrenzte Auflösung der Bildmatrix schon rein physikalisch gewisse Grenzen gesetzt.

Für die dreidimensionale Darstellung ergibt sich daraus folgende Schlußfolgerung: Strukturen, die auf den Schnitten gut zu identifizieren sind - dies werden insbesondere die diagnostisch relevanten Strukturen sein - , werden sich auch gut segmentieren und dreidimensional darstellen lassen. Strukturen, die sich nur schlecht oder gar nicht auf den Schnitten abbilden, können auch nur unbefriedigend oder gar nicht segmentiert werden und insofern auch nur schwer visualisiert werden.

Ein weiterer Vorteil bei der Verwendung von Patientendatensätzen liegt darin begründet, daß die Segmentation von größeren Organen und Gefäßen bei Anwendung halbautomatischer Methoden bei akzeptablem Zeitaufwand zu bewältigen ist. Die anschließende Visualisierung mit künstlichen Farben trübt zwar den realistischen Eindruck, den das Computermodell vermittelt, die eigentlich relevante Darstellung der räumlichen Beziehungen der morphologischen Strukturen zueinander wird dadurch aber nicht beeinflußt.

Insofern ist die Erstellung dreidimensionaler Atlanten aus solchen CT-Datensätzen bei Beschränkung auf die gut abzugrenzenden Organe und Gefäße gut möglich. Geht es allerdings um die Darstellung kleiner Strukturen, deren Ausdehnung zumindest in einer Ebene meist nur wenige mm betragen, sieht man sich einerseits dem Problem der einwandfreien Identifikation auf den CT-Schnitten gegenüber und andererseits versagen hier die Methoden der halbautomatischen Segmentation aufgrund fehlender Grauwertgradienten.

Die Segmentation aus Patientendatensätzen bietet sich also an, wenn es um die Darstellung der individuellen anatomischen Verhältnisse dieser Person geht. Hier kann bei der Segmentation eine Fokussierung auf die spezielle medizinische Fragestellung erfolgen, die ja auch Anlaß für die zugrundeliegende Computertomographie war. Für die Erstellung dreidimensionaler Atlanten ist eine möglichst detaillierte Segmentation und realistische Visualisierung zu fordern. Dafür sind Patientendatensätze weniger gut geeignet, zumal sich dafür heutzutage der Visible Human-Datensatz idealerweise anbietet.

6.2 Modellerstellung aus dem Visible Human-Datensatz

Der Visible Human-Datensatz wird inzwischen weltweit zur dreidimensionalen Darstellung der menschlichen Anatomie verwendet und bildet sozusagen den „Gold-Standard“ auf diesem Gebiet. Aufgrund der hohen Auflösung, die die Kryotomschnitte bieten, ist der Forderung, nach möglichst hohem Detailreichtum des Ausgangsmaterials, genüge getan. In dieser Arbeit wurden diese Vorteile durch Segmentation des Gallenblasenbereichs in Originalauflösung genutzt.

Das entwickelte Modell des Oberbauches zeichnet sich durch äußerst detailliert segmentierte Strukturen aus, was eine sehr realistische Visualisierung ermöglicht. Durch Darstellung der Organe und Gefäße mit ihrer originalen Textur wird mit dem Modell ein hoher Grad an Realismus erreicht, der bisher nicht zu erreichen war [Tiede et al., 1996]. Die volumenbasierten Methoden ermöglichen die natürliche Visualisierung von Oberflächen bis in den Subvoxelbereich.

Die detaillierte Segmentation von insgesamt 17 Organen und 22 Gefäßen, die teilweise bis zu einem Durchmesser von 2 mm dargestellt werden konnten, war allerdings nur durch Verwendung halbautomatischer interaktiver Segmentationsmethoden zu bewältigen. Trotzdem erforderte diese Arbeit großen Aufwand - sowohl in Bezug auf die aufzuwendende Zeit, als auch auf die geforderten Ressourcen. Die angewandten halbautomatischen Methoden haben sich bewährt und mit der Segmentation über interaktiv spezifizierte Ellipsoide konnte das Prinzip der Segmentation über Intensitätsbereiche erfolgreich auf den farbigen Kryotom-Datensatz übertragen werden [Schiemann et al., 1996b]. Dieses Prinzip konnte auch auf die Visualisierung erfolgreich übertragen werden. Durch die Kombination des CT-Datensatzes des gefrorenen Leichnams mit dem Kryotom-Datensatz konnten die jeweiligen Vorteile der einzelnen Volumen bei Segmentation und Visualisierung ideal genutzt werden.

Wurde bei früheren Arbeiten am Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin mit einem in der Auflösung reduzierten Datensatz gearbeitet [Schiemann et al., 1996a, Schiemann et al., 1996b, Tiede et al., 1996], so wurde in der vorliegenden Arbeit der Bereich um die Gallenblase aus dem ursprünglichen Datensatz segmentiert. Dies ist aufgrund der zu segmentierenden Strukturen, besonders in Hinblick auf das arterielle Gefäßsystem, auch dringend erforderlich gewesen, da die relevanten Strukturen in dem reduzierten Datensatz gar nicht mehr zu identifizieren waren. Verständlich wird dies, wenn man den Durchmesser der Gefäße betrachtet, der im Bereich der Einmündung in die jeweiligen Organe nur wenige Voxel beträgt.

Somit ist zu fordern, daß die Regionen des Visible Humans, die für eine konkrete Fragestellung relevant sind, in der ursprünglichen Auflösung zu segmentieren sind, da eine Auflösungsreduktion zwangsläufig ein Verlust an wichtigen Details bedeutet. Insbesondere ist dies unerlässlich, wenn das Gefäßsystem detailliert segmentiert werden soll.

Ist die halbautomatische Segmentation bei vielen Strukturen möglich, so wurden im vorhergehenden Kapitel das Omentum majus und minus, das Mesenterium, das Peritoneum und ligamentäre Strukturen angesprochen, die nur manuell bzw. gar nicht segmentiert werden konnten. Hier sollten entsprechende Methoden geschaffen werden, die es ermöglichen, die entsprechenden Strukturen zu modellieren. Erste modellierende Methoden sind bereits implementiert worden. So können röhrenartige Gebilde zur Modellierung von Gefäßen und Darmschlingen eingesetzt werden. Nur

schwer zu segmentierende oder flächenhafte Strukturen können über Methoden des Computer-aided-Designs (CAD) modelliert werden. Die Verwendbarkeit der so modellierten Strukturen muß allerdings noch verifiziert werden. Können über diese Verfahren allerdings Strukturen wie Peritoneum, Omentum majus und minus, Mesenterium und Ligamenta wirklichkeitsgetreu modelliert werden, so wäre ein weiterer Schritt in Richtung Realismus der Volumenmodelle getan.

Neben der Modellierung müßten weitere halbautomatische Segmentationsmethoden untersucht werden, inwieweit sie imstande sind, schwierig zu segmentierende Strukturen zu bearbeiten. Oft ist es ja durchaus möglich, die Grenzflächen, die über die vorhandenen Methoden nicht zu segmentieren sind, mit dem Auge auf den Schnitten auszumachen (vgl. 5.2, Bild 39).

Die volumenbasierte Visualisierung der Computermodelle kann eine realistische Darstellung der Oberflächen bieten. Die Berechnung der zur Visualisierung notwendigen Vektoren über Intensitätsgradienten führt zu guten Ergebnissen, wenn signifikante Gradienten an den Objektgrenzen vorhanden sind und diese bei der Segmentation entsprechend herausgearbeitet wurden. Die Bestimmung der Objektgrenzen im Subvoxelbereich durch Überabtastung und Berechnung über interaktiv spezifizierte Ellipsoide führt zu guten Ergebnissen, ist aber ebenso auf signifikante Gradienten und sorgfältige Segmentation angewiesen. Die Gaußfilterung der Attributvolumen mit Simulation von Grauwertgradienten an den Objektgrenzen führt auch bei Strukturen, für die die oben genannten Voraussetzungen nicht zutreffen, zu guten Ergebnissen.

Abschließend läßt sich sagen, daß der Visible Human Male-Datensatz mit seinen Kryotomschnitten in hoher Auflösung ein hervorragendes Ausgangsmaterial darstellt, das mit den angewandten Segmentations- und Visualisierungsmethoden optimal aufbereitet und dargestellt wurde. Dennoch wäre die Bearbeitung noch höher aufgelöster Datensätze sinnvoll, da gerade feine morphologische Strukturen, wie das arterielle Gefäßsystem, bei der Segmentation davon profitieren würden. Hier könnte die Segmentation des Visible Human Woman-Datensatz mit Kryotomschnitten in 0,33 mm Schichtabstand und Pixelgrößen von 0,32 x 0,32 mm einen Lösungsansatz darstellen.

6.3 Simulation laparoskopischer Eingriffe

Das Visible Human-Modell wurde daraufhin untersucht, inwieweit es möglich ist, eine laparoskopische Cholezystektomie zu simulieren. Es wurden dabei Bilder aus dem Inneren des Modells errechnet, die dem Monitorbild einer tatsächlichen laparoskopischen Gallenblasenoperation gegenübergestellt wurden. Dabei hat sich gezeigt, daß die Verwendung eines volumenbasierten Modells eine realistische und detaillierte Darstellung ermöglicht. Da das Modell Schnittbilder eines menschlichen Körpers als Ausgangsmaterial benutzt, werden die relevanten Strukturen Gallenblase, Ductus cysticus und Arteria cystica in ihrer natürlichen räumlichen Lage präsentiert. Diese wichtigen Strukturen können somit zusammen mit den anderen Organen des Oberbauches und den zu- und abführenden Gefäßen in einem Computermodell betrachtet werden, das den realen anatomischen Verhältnissen exakt entspricht. Dies bedeutet eine wesentlich realistischere Darstellung im Vergleich zu den sonst benutzten oberflächenbasierten Modellen, die durch CAD-Programme modelliert wurden [Kühnapfel et al., 1994] [Kuhn et al., 1996].

Neben der exakten räumlichen Darstellung der Organe und Gefäße enthält das Volumenmodell einen großen Informationswert hinsichtlich der inneren Beschaffenheit der dargestellten Strukturen. Dies ist besonders dann von Bedeutung, wenn Organe manipuliert, z. B. angeschnitten werden sollen. Vergleichbare Informationen lassen sich aus den oberflächenbasierten Modellen nicht gewinnen, da die dargestellten Strukturen nur aus ihrer Hülle bestehen und innerlich leer sind.

Um den Realismus des erstellten Volumenmodells weiter zu steigern, ist vor allem zu fordern, daß weitere wichtige morphologische Strukturen in dem Modell modelliert werden müssen, da sie sich einer Segmentation entziehen. Zu nennen wäre zum einen das Peritoneum und bindegewebige Strukturen, die zum Beispiel den Ductus cysticus und die Arteria cystica einschließen. Müssen die genannten Gefäße bei einer realen Cholecystektomie von dem Operateur erst vorsichtig freipräpariert werden, so liegen die Gefäße in dem Modell bloß - kurz: es gibt nichts zu präparieren.

Den oben beschriebenen Vorteilen des Volumenmodells gegenüber einem oberflächenbasierten Modell stehen relativ lange Zeiten bei der Bildberechnung gegenüber, die jede Bewegung oder Manipulation in Echtzeit derzeit unmöglich machen. Deshalb werden von anderen Forschungsgruppen zur Visualisierung in Echtzeit oberflächenbasierte Modelle verwendet [Kuhn et al., 1996, Radetzky und Pretschner, 1996]. Betrachtet man den Ablauf laparoskopischer Operationen, so werden meist nur wenige der auf dem Monitor sichtbaren Strukturen präpariert, durchtrennt, entfernt oder angeschnitten. Insofern wäre es nur für diese Organe sinnvoll ihre innere Beschaffenheit während der Simulation darstellen zu können. Um die Vorteile beider Modelle nutzen zu können, wäre eine Kombination beider Modellprinzipien denkbar. Der volumenbasierte Ansatz könnte bei allen Strukturen angewandt werden, die einer Manipulation seitens des Operateurs

unterliegen und bei denen eine Darstellung der inneren Beschaffenheit notwendig ist. Die verbleibenden Strukturen könnten als oberflächenbasierte Objekte in das Modell eingefügt werden. Bei ausreichender Rechenleistung und Beschränkung der volumenbasierten Strukturen auf wenige Objekte müßte mit diesem kombinierten Ansatz eine Visualisierung in Echtzeit möglich sein, ohne auf die Informationen, bezüglich der Binnenstruktur der relevanten Organe und Gefäße, verzichten zu müssen.

Durch Manipulation an den Strukturen durch den Operateur werden diese zwangsläufig deformiert und die räumlichen Verhältnisse des gesamten Modells verändern sich. Entsprechende Methoden, um derartige Deformationen realistisch berechnen zu können, wurden entwickelt und deren Anwendbarkeit auf Volumenmodelle konnte gezeigt werden [Schiemann, 1998]. Diese Deformationsverfahren lassen sich also auf die erstellten Oberbauchmodelle anwenden, wobei Gegenstand weiterer Untersuchungen sein könnte, inwiefern damit auch manipulative Interaktionen während der Cholecystektomie simuliert werden können. Wichtige Erkenntnisse über Deformationen des Körpers und seiner morphologischen Strukturen werden sich auch aus dem „Sensible Human“ Projekt ergeben. Über das Projekt soll versucht werden, elasto-mechanische Eigenschaften des gesamten Körpers mit Hilfe der MR-Elastographie und anderer Verfahren zu bestimmen.

Letztlich können durch Manipulation und Deformation Verletzungen an Organen und Gefäßen auftreten. Die Simulation solcher Vorgänge ist bislang noch wenig erforscht, wobei vorstellbar ist, Informationen über die Verletzbarkeit von morphologischen Strukturen auch in Form von intelligenten Volumen abzuspeichern. Hier zeigt sich erneut die universelle Anwendbarkeit dieser Datenstruktur, um medizinisches Wissen direkt mit den relevanten räumlichen Strukturen zu verknüpfen.

Der Bereich der Simulation von diagnostischen oder operativen Eingriffen wirft eine Menge Fragen auf, an deren Beantwortung in Zukunft noch intensiv geforscht werden muß. Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, daß sich durch Anwendung entsprechender Segmentations- und Visualisierungsmethoden ein sehr exaktes und realistisches Oberbauchmodell erstellen und darstellen läßt. Anschließend konnte die Anwendbarkeit des Modells bei Nutzung der gegenwärtig zur Verfügung stehenden Technik gezeigt werden. Die Anwendung weiterer Methoden wie Deformationen und Echtzeit-basierte Manipulationen auf das erstellte Modell ist sicher ein lohnendes Forschungsprojekt, wodurch ein weiterer Schritt in Richtung realistischer Simulation getan werden könnte.

7 Zusammenfassung

Die minimal-invasive Chirurgie wird als modernes Operationsverfahren immer häufiger angewandt. Die Vorteile dieser Methode liegen zum einen in dem für den Patienten schonenderen Eingriff und zum anderen in der Kostenersparnis durch geringere Liegezeiten. Eine fundierte Ausbildung des angehenden Chirurgen in dieser Operationstechnik ist deshalb zu fordern. Dabei wird man mit dem Problem konfrontiert, daß die Operationstechnik bisher nur an relativ einfachen Plastikmodellen oder bei der kostenaufwendigen Operation am Tier geübt werden kann. Durch Simulation der Operation an dreidimensionalen digitalen Körpermodellen kann eine Problemlösung angeboten werden, die sowohl in Hinblick auf die Komplexität der zu simulierenden Operation, als auch in Bezug auf Kostenneutralität ihre Berechtigung hat.

Die bisher für Simulationen genutzten Modelle beruhen alle auf oberflächenbasierten Ansätzen. Dies ist mit etlichen Nachteilen, wie z. B. hohlen Organen und mangelndem Realismus der Modelle verbunden. Deshalb wurden in dieser Arbeit zwei volumenbasierte Modelle des Oberbauches erstellt und auf ihre Anwendbarkeit bei der Simulation der laparoskopischen Cholezystektomie hin untersucht.

Die Oberbauchmodelle wurden durch Anwendung von halbautomatischen interaktiven Segmentationsmethoden und unter Verwendung einer als „Intelligente Volumen“ bezeichneten Datenstruktur erstellt. Ausgangsmaterial für die Segmentation waren dabei einerseits eine abdominelle Computertomographie eines Patienten und andererseits der Visible Human Male-Datensatz der National Library of Medicine. Dabei konnte gezeigt werden, daß besonders der Visible Human Male mit seinen hochaufgelösten Kryotomschnitten eine ideale Ausgangsbasis für die Erstellung eines realistischen und detaillierten Modells darstellt. Durch exakte Segmentation konnte ein genaues Modell der Gallenblasenregion entwickelt werden, welches alle für die Operation relevanten und auch eine Reihe weiterer morphologischer Strukturen, in exakter anatomischer Form und Lage, enthält.

Die dreidimensionale Darstellung der Modelle erfolgt über volumenbasierte Visualisierungsmethoden, die eine realistische Darstellung der Organ- und Gefäßoberflächen ermöglicht. Insbesondere das aus dem Visible Human erstellte Modell profitiert von dem volumenbasierten Ansatz. So können die Oberflächen und Schnittflächen durch Texturemapping in ihren natürlichen Farben abgebildet werden, was ein Gewinn an Realismus bedeutet.

Die Anwendbarkeit der erstellten Modelle wird anhand der Berechnung von Bildern gezeigt, wie sie sich einem Chirurgen während der laparoskopischen Operation auf dem Monitor darbieten. Dabei kann die Darstellung des Operationsgebiets auf einem Monitor realistisch simuliert werden.

Bedingt durch die enormen Datenmengen, die bei der Bildberechnung vom Rechner zu verarbeiten sind, ergeben sich allerdings Nachteile aufgrund der derzeit noch fehlenden Interaktivität in Echtzeit. Das rasante Fortschreiten der Technik auf dem Hard- und Softwaresektor und kombinierte volumen- und oberflächenbasierte Modelle werden hier aber in Zukunft eine Problemlösung bieten.

8 Literaturverzeichnis

- Baert, A. L., Wackenheim, A., Jeanmart, L. (1980) Abdominal computer tomography (Atlas of pathological computer tomography; vol. 2). Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York: 6
- Benninghoff, A. (1994) Anatomie: Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen Band 1 Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungsbiologie, Bewegungsapparat, Herz-Kreislauf-System, Immunsystem, Atem- und Verdauungsapparat. 15. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore: 923
- Cuscheri, A., Berci, G., Klose, G. (1991) Minimal-invasive Chirurgie der Gallenblase. 1. Aufl. Blackwell Wissenschafts-Verlag, Berlin: 6-8
- Fervers, C. (1933) Die Laparoskopie mit dem Zystoskop. Ein Beitrag zur Vereinfachung der Technik und zur endoskopischen Strangdurchtrennung in der Bauchhöhle. Med Klin Chir 178: 288-296
- Götz, F., Pier, A., Schippers, E., Schumpelick, V. (1991) Laparoskopische Chirurgie. 1. Aufl. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart New York: 6-8
- Held, K., Kops, E. R., Kraus, B. J., Wells, W. M., Kikinis, R., Müller-Gärtne, H. W. (1997) Markov Random Field Segmentation of Brain MR Images. IEEE Transactions on Medical Imaging 16: 878-886
- Henning, H., Look, D. (1985) Laparoskopie: Atlas und Lehrbuch. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart NewYork.: 8-10
- Höhne, K. H., Bernstein, R. (1986) Shading 3-D Images from CT using gray level gradients. IEEE Trans Med Imaging MI-5: 45-47
- Höhne, K. H., Hanson, W. A. (1992) Interactive 3D-segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations. J Comput Assist Tomogr 16: 285-294
- Höhne, K. H., Bomans, M., Pflessner, B., Pommert, A. Riemer, M., Schiemann, T., Tiede, U. (1992) Anatomic realism comes to diagnostic imaging. Diagn Imaging 5: 115-121

- Höhne, K. H., Pflessner, B., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T., Schubert, R., Tiede, U. (1995) A new representation of knowledge concerning human anatomy and function. *Nature Med* 1: 506-511
- Hübener, K.-H. (1985) *Computertomographie des Körperstammes. Röntgen Bd. 6. 2. Aufl.* Thieme-Verlag, Stuttgart New York: 26
- Jacobaeus, H. C. (1913) Sur la laparoscopie et la thoracoscopie. *J méd franç* 7: 44- 53
- Keeve, E., Girod, S., Girod, B. (1996) Computer-aided craniofacial surgery. In: Lemke, H. U., Inamura, K., Farman, A., Vannier, M. W., editors, *Computer Assisted Radiology, Proc. CAR '96*, Elsevier Amsterdam: 757-762
- Kelling, G. (1901) Über die Besichtigung der Speiseröhre und des Magens mit biegsamen Instrumenten. In: Wangerin, A. *Verh Ges dtsh Naturforscher und Ärzte, 73. Versammlung zu Hamburg, 22.-28. September 1901* Vogel, Leipzig
- Kerr, J., Ratiu, P., Sellberg, M. (1996) Volume Rendering of the Visible Human Data for an Anatomical Virtual Environment. In: Sieburg, H., Weghorst, S., Morgan, K., editors, *Health Care in the Information Age*, IOS Press and Ohmsha, Amsterdam Berlin Oxford Tokio Washington DC: 352-370
- Kuhn, C., Kühnapfel, U., Krumm, H.-G. (1996) A virtual reality based training system for minimally invasive surgery. In: Lemke, H. U., Inamura, K., Farman, A., Vannier, M. W., editors, *Computer Assisted Radiology Proc CAR '96*, Elsevier Amsterdam: 169-177
- Kühnapfel, U., Neisius, B., Krumm, H., Kuhn, C., Hübner, M. (1994) CAD-based simulation and modelling for endoscopic surgery. *Proc MedTech SMIT '94*, Berlin: 181-184
- Levoy, M. (1988) Display of surfaces from volume data. *IEEE Comput Graphics Appl* 8: 163-169.
- Lippert, H. (1996) *Lehrbuch Anatomie. 4. Aufl.* Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore: 303
- Lorensen, W. E., Cline, H. E. (1987) Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Comput Graphics* 21: 163-169
- Mouret, P. (1990) La chirurgie coelioscopique. Evolution ou revolution? *Chirurgie* 116: 829-833

- Müller, W., Bockholt, U. (1998) The Virtual Reality Arthroscopy Training Simulator. In: Westwood, J. D., Hoffman, H. M., Stredney, D., Weghorst, S. J., editors, *Medicine Meets Virtual Reality Proc MMVR 6*, IOS Press and Ohmsha, Amsterdam Berlin Oxford Tokio Washington DC: 13-19
- Pommert, A., Schubert, R., Riemer, M., Schiemann, T., Tiede, U., Höhne, K. H. (1994) Symbolic modeling of human anatomy for visualization and simulation. In: Robb, R. A., editor, *Visualization in Biomedical Computing 1994 Proc SPIE 2359*, Rochester MN: 412-423
- Radetzky, A., Pretschner, D. P. (1998) Virtuelle Realität für Training und Ausbildung in minimal-invasiver Chirurgie. In: *Forum der Medizin_Informatik 4 BVMI*: 13-15
- Schiemann, T. (1998) Interaktive Verfahren für deformierende Eingriffe an volumenbasierten digitalen Körpermodellen. Dissertation, Technische Universität Hamburg
- Schiemann, T., Bomans, M., Tiede, U., Höhne, K. H. (1992) Interactive 3D-segmentation of tomographic image volumes. In: Fuchs, S., Hoffmann, R., editors, *Mustererkennung 1992 Proc 14. DAGM-Symposium*, Springer-Verlag, Berlin: 73-80
- Schiemann, T., Höhne, K. H., Krämer, H., Pommert, A., Riemer, M., Schubert, R., Tiede, U. (1994) „Intelligent Volumes“: A new concept for representing spatial knowledge. *Pat Rec Letters* 15: 519-526
- Schiemann, T., Nuthmann, J., Tiede, U., Höhne, K. H. (1996a) Generation of 3D anatomical atlases using the Visible Human. In: Kilcoyne, R. F., Lear, J. L., Rowberg, A. H., editors, *Computer Applications to Assist Radiology Proc SCAR '96 Symposia Foundation*, Carlsbad CA: 62-67
- Schiemann, T., Nuthmann, J., Tiede, U., Höhne, K. H. (1996b) Segmentation of the Visible Human for high quality volume based visualization. In: Höhne, K. H., Kikinis, R., editors, *Visualization in Biomedical Computing Proc VBC '96, Lecture Notes in Computer Science 1131*, Springer-Verlag, Berlin: 13-22
- Schubert, R. (1991) Validierung von Verfahren der 3D-Darstellung für die Planung Kraniofacialer Operationen. Med Dissertation, Universität Hamburg

- Schubert, R., Höhne, K. H., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T., Tiede, U. (1993) Spatial knowledge representation for visualization of human anatomy and function. In: Barrett, H. H., Gmitro, A. F., editors, Information Processing in Medical Imaging Proc IPMI '93, Lecture Notes in Computer Science 687, Springer-Verlag, Berlin: 168-181
- Semm, K. (1978) Tissue-puncher and loop-ligation. New aids for surgical-therapeutic pelviscopy (laparoscopy) = endoscopic intraabdominal surgery. *Endoscopy* 10: 119-124
- Semm, K. (1980) Die Automatisierung des Pneumoperitoneums für die endoskopische Abdominalchirurgie. *Arch Gynäkol* 232: 738-746
- Sperlich, T. (1998) Ritt durch den Körper. In: *c't* 10: 96-97
- Spitzer, V., Ackerman, M. J., Scherzinger, A. L., Whitlock, D. (1996) The Visible Human Male: A technical report. *J Am Med Inf Ass* 3: 118-130
- Tiede, U. (1997) Realistische 3D-Visualisierung multi-attributierter und multi-parametrischer Volumendaten. Dissertation, Fachbereich Informatik, Universität Hamburg
- Tiede, U., Höhne, K. H., Bomans, M., Pommert, A., Riemer, M., Wiebecke, G. (1990) Investigation of medical 3D-rendering algorithms. *IEEE Comput Graphics Appl* 10: 41-53
- Tiede, U., Schiemann, T., Höhne, K. H. (1996) Visualizing the Visible Human. *IEEE Comput Graphics Appl* 16: 7-9

Danksagung

Diese Arbeit ist am Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin (IMDM) des Universitätskrankenhauses Eppendorf entstanden.

Ich danke Herrn Prof. Dr. K. H. Höhne für die Betreuung und Unterstützung in allen Phasen der Arbeit und die Möglichkeit, das innovative Forschungsgebiet der medizinischen Informatik an seinem Institut kennenzulernen. Durch diese Arbeit entstanden maßgebliche Impulse für meinen weiteren Berufsweg.

Für die engagierte Betreuung, die Vermittlung von allem essentiellen Wissen in Bezug auf Segmentation und den Umgang mit dem "VOXEL-MAN"-Programm danke ich ganz besonders Thomas Schiemann, der diese Arbeit im Rahmen seiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter des IMDM betreut hat. Für jedes Problem hatte er ein offenes Ohr, so daß schnell entsprechende Lösungen erarbeitet werden konnten aus denen viele neue Anregungen für die Arbeit entstanden.

Danken möchte ich auch allen weiteren Mitarbeitern des Institutes für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin. Insbesondere danke ich Dr. Rainer Schubert für die Unterstützung bei allen medizinischen Fragestellungen, Ulf Tiede für die Unterstützung in allen Fragen, die die Visualisierung betrafen und Kai Priesmeyer und Martin Riemer für den erfolgreichen Versuch, einem Nicht-Informatiker die Segnungen, aber auch Tücken moderner Computersysteme zu vermitteln. Andreas Pommert und Bernhard Pflesser möchte ich für ihre Unterstützung beim Umgang mit "VOXEL-MAN" und die Hilfestellung bei der Internet-Recherche danken.

Meinen Eltern möchte ich dafür danken, daß sie mir das Studium der Medizin ermöglichten und mich mit großem Verständnis bei meinem wissenschaftlichen Engagement in Medizin und Informatik unterstützt haben.

Innigen Dank möchte ich auch meiner Frau Anke aussprechen, die mich in allen Höhen und Tiefen der Arbeit mit ihrem Optimismus und ihrer Zuversicht darin bestärkt hat, neue Wege in der Medizin zu gehen.

Lebenslauf

Jochen Nuthmann

geboren am in	18. Mai 1968 Nürnberg
verheiratet	mit Anke Dormeier, Ärztin
	Schulausbildung
1974 - 1978 1978 - 1982 1982 - 1987	Brabeck Grundschule, Hemer Friedrich Leopold Woeste Gymnasium, Hemer Sachsenwaldschule, Gymnasium Reinbek
1987 - 1989	Zivildienst
	Studium
10 / 1989 – 05 / 1997 09 / 1991 08 / 1993 04 / 1994	Studium der Humanmedizin, Universität Hamburg Physikum I. Staatsexamen Aufnahme der Doktorarbeit bei Herrn Prof. Dr. K. H. Höhne, Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin, Universitätskrankenhaus Eppendorf
03 / 1996 05 / 1997	II. Staatsexamen III. Staatsexamen
10 / 1997 - 03 / 1998 04 / 1998 - 09 / 1998	Studium der Informatik, Universität Hamburg Studium der Informatik, Medizinische Universität zu Lübeck

Lübeck, im September 1998

Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, daß ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfaßt, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und daß ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

J.Nuthmann