Universität Dortmund
Fachbereich Informatik

DIPLOMARBEIT zum Thema

Entwicklung eines Bildbetrachters zur gleichzeitigen Auswertung unterschiedlich gewichteter 3D-Datensätze und dessen Anwendung bei der MRCP

Thomas Demuth
th1811@t-online.de

I N T E R N E B E R I C H T E
I N T E R N A L R E P O R T S

Lehrstuhl Informatik 1
Otto-Hahn-Straße 16
44227 Dortmund

Vorwort

Die Idee zu dieser Diplomarbeit stammt von PD Dr. med. Dipl.-Phys. Thomas Hackländer vom Klinikum Wuppertal GmbH. Der Kontakt wurde während der Projektgruppe ANOMALIA geknüpft, die sich mit der Erkennung von pathologischen Strukturen in kernspintomographischen Bildern des Hirns beschäftigte. Während sich ANOMALIA mit der sequentiellen Analyse von 2D-Datensätzen befaßte, soll in dieser Arbeit als Ausgangspunkt für Untersuchungen ein kontinuierlicher 3D-Datensatz verwendet werden.

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinen Betreuern Prof. Dr. Reusch und PD Dr. med. Dipl.-Phys. Thomas Hackländer für ihre freundliche Unterstützung bedanken. Nur durch die zahlreiche Gespräche und Diskussionen war es möglich die Arbeit in dieser Form zu verwirklichen.

Weiter gilt mein Dank Herrn Dipl.-Inform. Jens Hiltner, der stets als Gesprächspartner zur Verfügung stand und mit seinen Vorschlägen und Kritiken eine wertvolle Hilfe war.

Für Anregungen hinsichtlich der mathematischen Umsetzung möchte ich mich bei Dr. Christoph Fredebeul und Dipl.-Math, Martin Schmitt bedanken, die ihn privaten Gesprächen viele Ungereimtheiten klären konnten.

Weiterhin gilt mein Dank den Mitarbeitern der MRT im Klinikum Wuppertal GmbH, die eine große Hilfe bei Erstellung der Modelldatensätze waren.

Das im Rahmen dieser Diplomarbeit entwickelte Softwareprodukt wurde zum Abgabezeitpunkt der Diplomarbeit am Lehrstuhl Informatik 1 hinterlegt, ist aber auch auf der dieser Diplomarbeit beiliegenden CD enthalten.

Dortmund, im August 2000

Thomas Demuth

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung

1.1 Problembeschreibung

Ein klinischer Kernspintomograph ermöglicht die Anfertigung von Schnittbildserien des menschlichen Körpers, die einen optimalen Kontrast zwischen gesundem und krankem Gewebe bieten. Dabei kommt in der Regel eine 2D-Technik zur Anwendung, bei der jeweils eine Schicht (Tomographie) in dem untersuchten Objekt angeregt und ausgelesen wird. Jeder Bildpunkt der Kernspinaufnahmen umfaßt somit die Signalinformationen über einen dreidimensionalen Bereich. Diese Abbildung von Volumenelement zu Bildpunkt ist die Grundlage der Bilderzeugung in der Magnetresonanztomographie (MRT). Die Problematik der 2D-Technik liegt in der differierenden Auflösung von Schichtebene einerseits (Inplane-Auflösung) und der durch die Schichtdicke bedingten Tiefe. Typische Auflösungsparameter sind in der Bildebene 1,5 mm pro Bildpunkt und 5 mm pro Bildpunkt in der Tiefe, so daß die geometrische Form eines dargestellten Volumenelementes (Voxel) eher einem länglichen Quader denn einem Würfel ähnelt. Hinzu kommt, daß die Schichten einer Serie nicht unmittelbar hintereinander folgen, sondern durch den Schichtabstand der Serien Lücken im dargestellten Gesamtvolumen entstehen, die im ungünstigsten Fall wichtige Details beinhalten.

Verschiedene Erkrankungen führen zu Verengungen oder Verlegung der Gallen- oder Pankreasgänge[1]. Als Standardverfahren zur Diagnose von Erkrankungen der Gangsysteme galt bisher die Endoskopisch Retrograde Cholangio-Pankreatikographie (ERCP[2]). Dabei handelt es sich um ein sehr invasives[3] Verfahren in dessen Verlauf dem Patienten ein Endoskop durch die Speiseröhre eingeführt werden muß. In den letzten Jahren hat sich eine neue Möglichkeit der Untersuchung entwickelt, die auf der Kernspintomographie basiert. Die Magnetresonanz Cholangio-Pankreatikographie (MRCP) erlaubt die Darstellung der Gefäße der Gallen- und Bauchspeicheldrüse, indem ein besonders hoher Kontrast zwischen den Flüssigkeiten in den Gängen und dem umgebenden Gewebe erzielt wird. Die MRCP besitzt jedoch den Nachteil der fehlenden morphologischen Information, so daß eine vollständige Beurteilung nur durch Hinzunahme anders gewichteter Bilder möglich ist, deren Orientierung und Auflösung zunächst auf das MRCP Bild transformiert werden muß.

1.2 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung dieser Arbeit läßt sich klar in zwei Teile gliedern:

Ziel der Arbeit ist es zum einem einen Bildbetrachter zu entwickeln, der ausgehend von vorhanden 2D-Schnittbildserien einen 3D-Datensatz des untersuchten Objektes berechnet. Dazu soll ein mathematisches Modell in Form einer dreidimensionalen kontinuierlichen Beleuchtungsfunktion (ein 3D Bild) geschaffen werden. Basierend auf diesem Volumenmodell sollen dann weitere Tomographien beliebiger Orientierung und erhöhter Auflösung berechnet werden. Ein wesentlicher Aspekt ist dabei die Nutzung überbestimmter Bereiche, diejenigen Volumina, die von mehreren Schichten verschiedener 2D-Datensätze gleichzeitig überdeckt werden. Es wird angestrebt

---

[1] Pankreas ist der lateinische Name für Bauchspeicheldrüse

[2] Bei der Darstellung des Gallenganges spricht man von der Cholangiographie (gr.: chole; Galle). Wird der Bauchspeicheldrüsengang dargestellt, spricht man von der Pankreatikographie, werden beide Gänge dargestellt, dann von der Cholangio-Pankreatikographie.

[3] eindringend

diese überbestimmten Regionen zu verwenden, um die Auflösungen außerhalb der Schichtebene zu erhöhen und dadurch beliebig dünne Bildstapel zur Verfügung zu stellen.

Zum anderen soll durch Berechnung zweier solcher 3D-Datensätze der Benutzer in die Lage versetzt werden unterschiedlich gewichtete und beliebig orientierte Aufnahmen miteinander zu vergleichen, indem die Bilder überlagert werden. Dabei werden die Bildserien ortstreu aufeinander abgebildet und durch Transparenzeffekte übereinander komponiert. Insbesondere sind morphologische Schnittserien des Abdomens mit denen der MRCP zu kombinieren, um dem Mediziner ein neues Werkzeug zur Beurteilung von Erkrankungen der Gallenblase, Gallenwege und Bauchspeicheldrüse an die Hand zu geben.

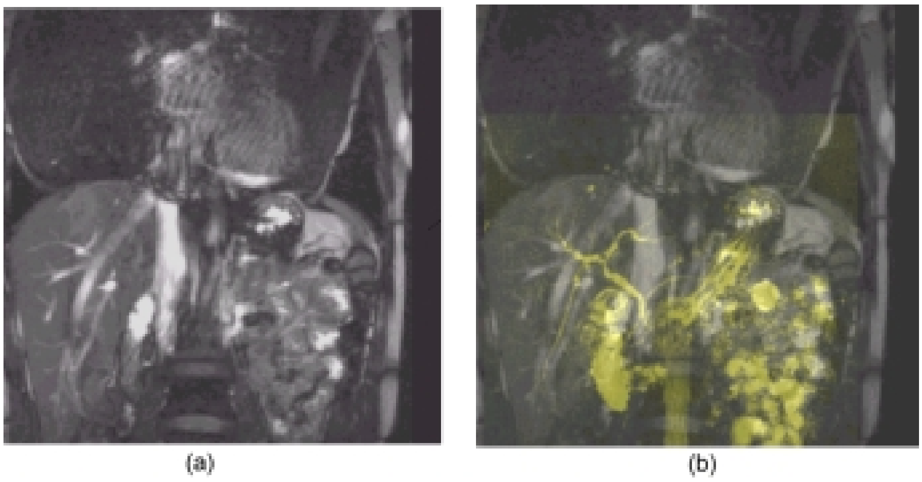


Abbildung 1: Demonstration der Bildüberlagerung (a) zeigt ein Kernspinbild des Oberbauches, (b) überlagert dieses mit einer MRCP-Aufnahme (gelb)

Alle Teilschritte von der Wahl der 2D-Datensätze, über die Selektion neuer Schnittbildserien bis zur Bilderzeugung sind durch geeignete Projektionen der entsprechenden Volumina zu visualisieren. Die Auswahlvorgänge sollen durch eine Benutzerschnittstelle dargestellt werden, die über die Funktionalität der Kernspinbedienkonsole hinausgeht.

Schließlich sollen mehrere alternative Algorithmen zur Wahl gestellt werden, um dem Benutzer einen Kompromiß zwischen hoher Geschwindigkeit und exakt berechnetem Ergebnis zu ermöglichen.

1.3 Aufbau der Diplomarbeit

In Kapitel 2 dieser Arbeit wird zunächst die Kernspintomographie erklärt, die im Mittelpunkt dieser Arbeit steht und weitere bildgebende Verfahren kurz erläutert.

Für die Anwendung und Bewertung des zu entwickelnden 3D-Betrachters bei der MRCP ist es wichtig zu erfahren, welche Möglichkeiten der radiologischen Untersuchung von Pankreas und Gallenregion dem Mediziner zur Verfügung stehen. Daher widmet sich Kapitel 3 diesem Thema und beleuchtet auch den medizinischen Hintergrund.

Zur Entwicklung des 3D-Betrachters ist es notwendig, die DICOM-Informationen der Quelldatensätze zu lesen und in einen dreidimensionalen Zusammenhang zu setzen. Daher wird in Kapitel 4 eine Einführung in den DICOM-Standard vorgenommen, die schwerpunktmäßig den räumlichen Charakter der Kernspinaufnahmen behandelt.

In Kapitel 5 wird ein konzeptioneller Entwurf vorgestellt, der die Anforderung und Ideen zur Lösung der Problembeschreibung beinhaltet.

Der erste Schritt zur Umsetzung besteht in der Entwicklung eines mathematischen Modells in Kapitel 6, das als Grundlage für die weiteren Berechnungen dient.

In Kapitel 7 erfolgt schrittweise die algorithmische Umsetzung des Konzepts, indem verschiedene Verfahren vorgestellt werden, die die notwendige dreidimensionale Funktionalität gewährleistet.

Der letzte Teil der Umsetzung wird in Kapitel 8 beschrieben, in dem die programmiersprachlichen Sicht der Arbeit dargestellt wird.

Für die Evaluierung der Arbeit wurde Kapitel 9 vorgesehen, welches mit Hilfe eines Referenzmodells beispielhafte Berechnungen dokumentiert.

Das Benutzerhandbuch befindet sich in Kapitel 10.

Eine Zusammenfassung und einen Ausblick für weitere Verwendungsmöglichkeiten können in Kapitel 11 gewonnen werden.

Das Kapitel 12 bildet den Anhang der Diplomarbeit und bietet insbesondere eine kompakte Darstellung der verwendeten Mathematik.

2 Bildgebende Verfahren

Da sich diese Arbeit mit der Verarbeitung von Bildern des Kernspintomographs beschäftigt, wird die Technik der Bilderzeugung erläutert und auf die diagnostische Anwendung kurz eingegangen. Am Ende des Kapitels folgt eine vergleichende Einführung weiterer bildgebender Modalitäten

2.1 Die Kernspintomographie

Die Kernspintomographie[4] ist eine diagnostische Technik zur Darstellung der inneren Organe und Gewebe. Tomographie heißt Schichtuntersuchung und erlaubt die multiplanare Schnittführung durch den menschlichen Körper, indem beliebig orientierte Schichten innerhalb des Körpers angeregt werden und für die Bilderzeugung genutzt werden. Die Methode wird erst seit Mitte der 80er-Jahre angewandt. Obwohl kernspintomographische Bilder auf den ersten Blick ganz ähnlich aussehen wie die der Computertomographie, ist das Prinzip, das diesem Verfahren zugrunde liegt, völlig anders. Die Arbeitsweise der Magnetresonanztomographie beruht auf der Verwendung von Magnetfeldern und Radiowellen, dadurch wird der Patient keiner Form von Röntgen- oder anderer gefährlicher Strahlung ausgesetzt (Abbildung 2).

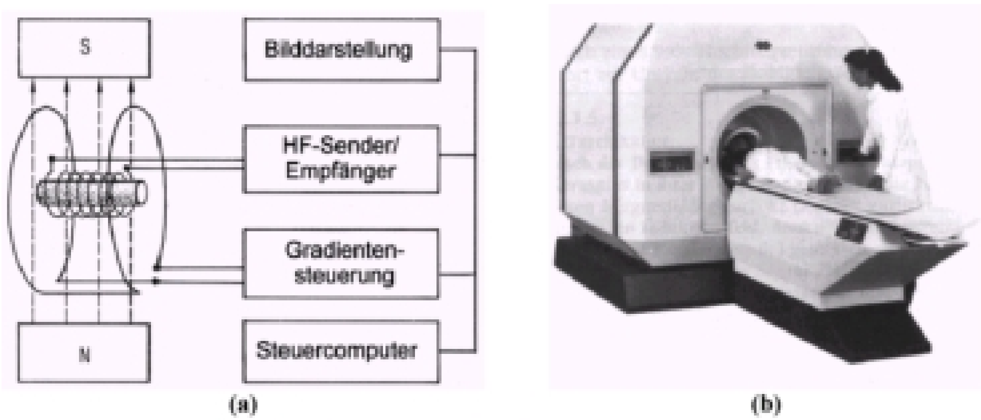


Abbildung 2: Blockschaltbild (a) eines MRT [Laub90], MRT-Gerät (b) [Laub90]

2.1.1 Grundlagen und Technik der Kernspintomographie

Für das Verständnis der Kernspintomographie und als wesentliche Voraussetzung zur Funktion sind die physikalische Phänomen des Kernspins, des homogenen Magnetfeldes, der Kernmagnetresonanz und Relaxation zu erklären.

Mit **Kernspin** bezeichnet man den Eigendrehimpuls von Atomkernen um ihre Längsachse bei Atomen mit ungerader Zahl von Protonen und Neutronen. Diese Bewegung kann mit der Rotation des Erdballes um die Polarachse verglichen werden. Der einfachste Atomkern, der dieser Eigenschaft genügt, ist der Kern des Wasserstoffatoms (H+), der aus einem Proton besteht. Da der menschliche Körper zu fast 70% aus Wasser (H_2O) besteht, ist er gleichzeitig auch der häufigste Kern, weshalb man die MRT auch Protonenimaging nennt.

Neben dem Wasserstoffkern existieren weitere Elemente mit Kernspin, die zur Signalerzeugung benutzt werden könnten. Die Tabelle 1 zeigt weitere Atomkerne mit Kernspin und deren Anzahl

[4] Synonyme für die Kernspintomographie sind : Magnetresonanztomographie, Nuklearmagnetresonanztomographie, Magneticresonanceimaging (MRI)

an ungepaarten Protonen und Neutronen. Dem chemischem Symbol des Kernes ist die Anzahl der Protonen und Neutronen vorangestellt.

Kern	Ungepaarte Protonen	Ungepaarte Neutronen
^{1}H	1	0
^{2}H	1	1
^{31}P	0	1
^{23}Na	0	1
^{14}N	1	1
^{13}C	0	1
^{19}F	0	1

Tabelle 1: Kerne mit der Kernspineigenschaft [Horn99]

Jedes veränderliche elektrische Feld, wie es durch die Drehung des positiven Wasserstoffkerns gegeben ist, hat die Entstehung eines magnetischen Feldes als Folge. Dabei sind die Pole des Magnetfeldes in Richtung der Längsachse orientiert, so daß der Atomkern einen schwachen magnetischen Dipol erzeugt (Abbildung 3a).

Die Ausrichtung der Dipole im menschlichen Körper ist völlig willkürlich, so daß kein Magnetfeld zu messen ist, da sich positive und negative Kräfte gegenseitig ausgleichen. Erst bei Anlegen eines äußeren starken homogenes **Magnetfeldes** werden sich die Kerne durch ihre Dipoleigenschaft an dem neu entstanden Feld ausrichten (Abbildung 3b). Dabei ist die parallele Ausrichtung energetisch günstiger als die antiparallele Ausrichtung, was zur Folge hat, daß durch diesen zahlenmäßigen Unterschied eine Nettomagnetisierung der Materie M_0 erreicht wird. Die Begründung für die antiparallele Ausrichtung liegt in der Quantenmechanik verborgen.

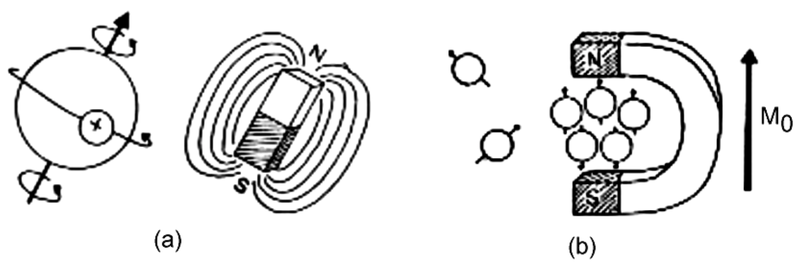


Abbildung 3: Ausrichtung der magnetischen Dipole im Magnetfeld [RWTH00]

Die Magnetfeldstärke des MRT muß sehr hoch sein und liegt zwischen 0.2 und 2 Tesla[5], was etwa dem Millionenfachen des Magnetfelds der Erde entspricht.

Grundlegend für die Kernspintomographie ist die Tatsache, daß die Orientierung der Kerne im Magnetfeld nicht vollständig parallel vorliegt, vielmehr rotieren die Kerne mit einem Winkel um ihre Längsachse. Diese Kreiselbewegung bezeichnet man als Präzession und die Geschwindigkeit ihrer Bewegung als Präzessionsfrequenz oder Lamorfrequenz. Die Gleichung 1 beschreibt die Lamorbeziehung:

$$\omega = \gamma \cdot B \quad \text{bzw.} \quad \nu = \frac{\gamma \cdot B}{2\pi} \tag{1}$$

mit

[5] Einheit der magnetischen Feldstärke

ω	Lamor- bzw. Präzessionsfrequenz in Umdrehungen pro Zeiteinheit
ν	Lamor- bzw. Präzessionsfrequenz in Radianten pro Zeiteinheit
γ	Gyromagnetisches Verhältnis
B	Magnetische Flußdichte

In Abbildung 4a erkennt man Protonen, die mit Spin S und einer Präzessionsfrequnez ω in einem Magnetfeld B um dessen Feldlinien kreiseln (präzedieren). Die Präzession läßt sich durch eine Analogie mit einem Kreisel veranschaulichen, der mit einem Drehimpuls L im Magnetfeld der Erde schwingt. Abbildung 4b zeigt, daß die Drehachse des Kreisels eine Kegelform im Gravitationsfeld G der Erde beschreibt.

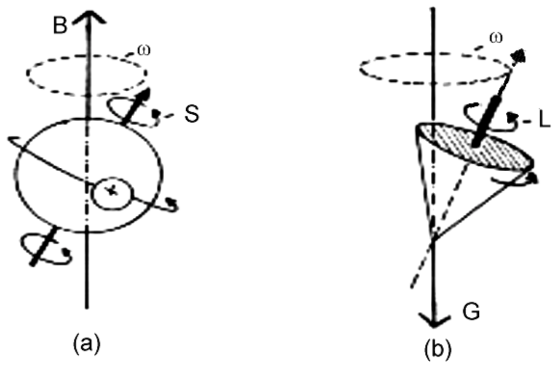


Abbildung 4: Präzessionsfrequenz (a), Kreiselanalogie (b) [RWTH00]

Durch einem Hochfrequenzimpuls werden nun die im Magnetfeld orientierten Spins aus ihrer Gleichgewichtslage gelöst, indem sie Energie aufnehmen und um 90 bzw. 180° gekippt werden. Dazu muß der eingestrahlte Impuls die gleiche Frequenz haben wie die Spins, daß heißt Hochfrequenzimpuls und Spins müssen in "**Resonanz**" treten. Da die verschiedenen Atome unterschiedliche Präzessionsfrequenzen besitzen und diese wiederum von der Magnetfeldstärke direkt abhängig sind, ist der benötigte Hochfrequenzimpuls sowohl mit den anzuregenden Atomen als auch mit der verwendeten Magnetfeldstärke in Einklang zu bringen. Für das Wasserstoffatom beträgt die Frequenz bei 1.0 Tesla etwa 42.6 MHz, während bei einer Feldstärke von 1.5 Tesla eine Frequenz von ca. 64.0 MHz benötigt wird.

Nach Abschalten des Hochfrequenzimpulses bewegen sich die Atomkerne wieder in ihre Ausgangslage zurück und geben dabei ein elektromagnetische Signal (Kern-Spin-Resonanz-Signal) ab. Diesen Vorgang nennt man **Relaxation**, die Zeit bis zur Registrierung des Signals wird Relaxationszeit bezeichnet. Man unterscheidet die longitudinale Relaxation (T1-Zeit) und die transversale Relaxation (T2-Zeit), die dann als Grundlage für die Bilderzeugung genutzt werden. Je nachdem, welche der beiden Zeiten umgesetzt wird, bezeichnet man diese Bilder als "T1- bzw. T2-gewichtet". Zusätzlich können sogenannte protonengewichtete Bilder erzeugt werden.

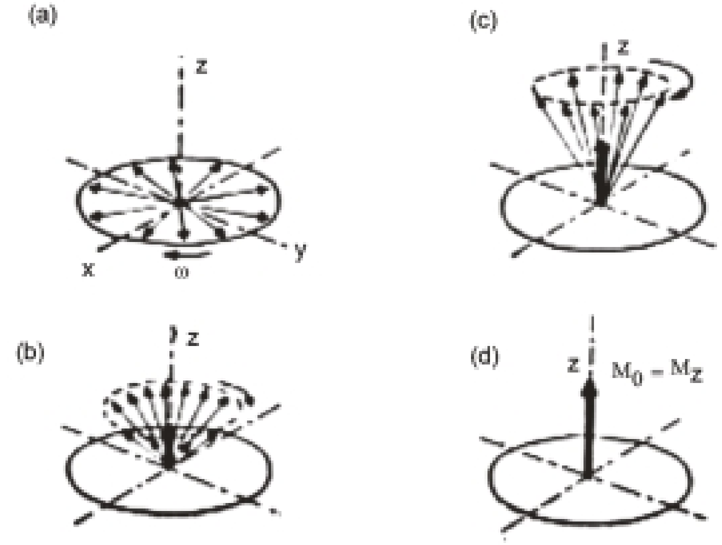


Abbildung 5: T1-Relaxation [RWTH00]

Die Zeichnungen a-d in Abbildung 5 demonstrieren die T_1-Relaxationszeit. Unmittelbar nach der Resonanzanregung präzedieren die Spins mit der Präzessionsfrequenz ω in der xy-Ebene. Die Rückkehr der Spins in den Ausgangszustand entspricht einer Zunahme der Längsmagnetisierung M_z (b-d).

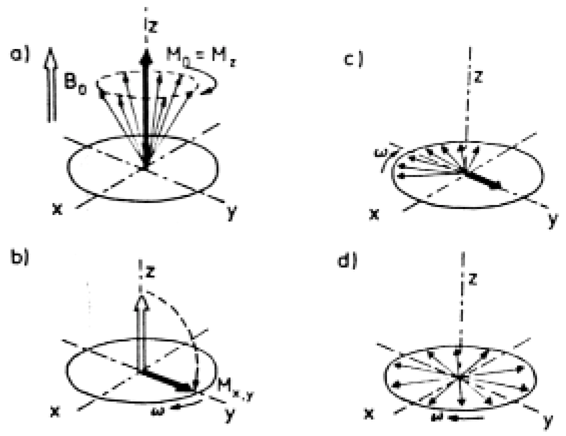


Abbildung 6: T2-Relaxationszeit

Abbildung 6 zeigt die Signalerzeugung nach einem 90° Impuls bei der T2-Wichtung. Die Magnetisierung M_0 der Materie zeigt zunächst in z-Richtung und es gilt $M_0 = M_z$ (a). Nach einer HF-Anregung (b) präzedieren die Spins zunächst phasensynchron, aber kurz nach der Auslenkung laufen die Spins auseinander (c-d). Das bedeutet, daß die Quermagnetisierung $M_{x,y}$ kontinuierlich abnimmt.

Durch kombinierte Hochfrequenzimpulse (Pulssequenzen) können die beschriebene Eigenschaften der Gewebetypen (T_1 und T_2-Zeiten) in Signale umgesetzt werden und zur Bilderzeugung genutzt werden. Die Tabelle 2 zeigt das Signalverhalten ausgewählter Körpergewebe bei unterschiedlicher Wichtung und die Abbildung 7 erläutert diesen Sachverhalt nochmals grafisch an einer Hirnaufnahme.

Signalverhalten	T_1-gewichtetes Bild	T_2-gewichtetes Bild
signalreich	Fett	Flüssigkeit
mittlere Intensität	Lymphknoten, Muskulatur, Knochenmark, Knorpel	Fett, Knochenmark
signalarm	Zysten, Flüssigkeit, Verkalkungen,	Verkalkungen, Muskulatur

Tabelle 2: Signalverhalten unterschiedlicher Gewebe bei T_1- und T_2-Wichtung [RWTH00]

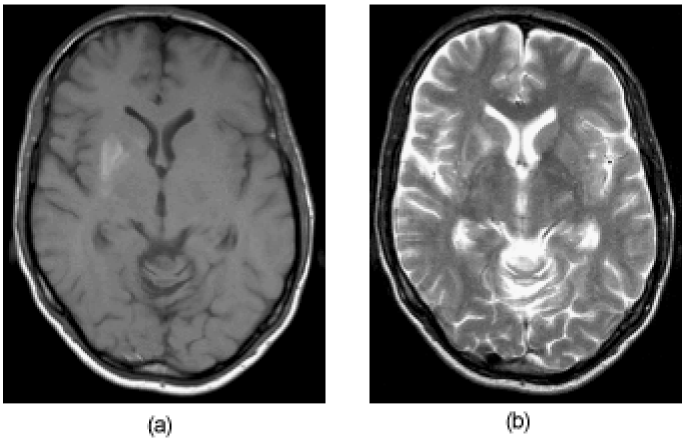


Abbildung 7: T1- (a) und T2-gewichtet (b) Hirnaufnahme Transversal

Die Ortsauflösung der gemessenen Signale wird durch Schalten dreier senkrecht aufeinander stehenden Elektromagneten (Gradientenmagnete) erreicht, die es ermöglichen, daß an jedem Raumpunkt ein anderes Magnetfeld herrscht. Damit ist auch die Präzessionsfrequenz ortsabhängig, so daß über die Wahl der Frequenz des eingestrahlten Impulses systematisch Raumbereiche angeregt werden können. Indem die Gradienten (Schichtselektionsgradient, Phasenkodiergradient und Auslesegradient) zeitlich auf einander abgestimmt werden, kann ein beliebig orientiertes Schnittbild des Untersuchungsobjektes gewonnen werden.

Die Untersuchungsdauer liegt zwischen 20 und 60 Minuten. Die Vorteile der MRT sind die multiplanare Schnittführung, der hohe Weichteilkontrast und die Verwendung nicht ionisierender Strahlen. Es wird eine gute Darstellung von zentralem und peripheren Nervensystem, sowie den parenchymatösen[6] Organen erreicht. Aufgrund der hohen magnetischen Feldstärke dürfen keine ferromagnetischen Gegenstände wie Herzschrittmacher, Metallclips, o.ä. in den Raum eingebracht werden (Kontraindikation).

Um die für die Darstellung des Bildes besten Helligkeits- und Kontrastparameter zu finden, bedient man sich bei der Bildanzeige der sogenannten interaktiven Fensterung. Dabei kann der Betrachter ein Grauwertfenster durch sein Zentrum (engl. center) und seine Ausdehnung (engl. window) definieren, welches dann auf die Zahl der gewählten Graustufen abgebildet wird. Mit einer Änderung des Zentrums kann dann leicht die Helligkeit verändert werden, während eine Variation der Fensterbreite den Kontrast justiert.

[6] die spez. Zellen eines Organs, die dessen Funktion bedingen; im Ggs. zum interstitiellen od. Gerüstgewebe, das aus Bindegewebe mit Gefäßen u. Nerven besteht.

2.2 Weitere bildgebenden Verfahren

Die wichtigsten bildgebenden Verfahren neben der MRT sind die Konventionelle Röntgendiagnostik, die Sonographie und Computertomographie (CT).

2.2.1 Durchleuchtung (Digitales Röntgen)

Bei der Durchleuchtung ist es dem Mediziner möglich eine Röntgenaufnahme zu verfolgen, die durch Bildverstärkertechnik auf einem Monitor sichtbar gemacht wird (Abbildung 8). Der Patient muß dazu zwischen Röntgenquelle und Bildverstärker positioniert werden, so daß die aus dem Patienten austretenden Röntgenquanten durch Umwandlung zu Licht → Elektronen → Licht bildlich dargestellt werden können..

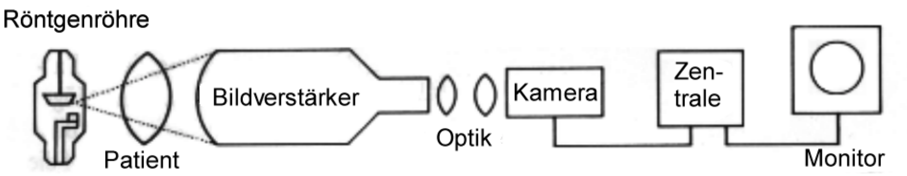


Abbildung 8: Bildverstärkeranlage [RWTH00]

Das entstandene Bild hängt in wesentlichen von dem Absorptionseigenschaften des untersuchten Objekts ab, wird aber durch Störungen und Verzerrungen teilweise in seiner Qualität herabgesetzt.

Neben der Visualisierung durch eine Kamera, die eine dynamische Verfolgung des Röntgenvorganges ermöglicht, besteht weiterhin die Möglichkeit der Dokumentation durch statische Bilder mit normalen Filmkassetten.

Auf dem gleichen Prinzip basiert auch die Digitale Subtraktionsangiographie (DSA), bei der ein Differenzbild aus zwei digitaler Röntgenbilder berechnet wird, wobei das eine vor und das andere nach Kontrastmittelgabe aufgenommen wird.

Die Durchleuchtung wird als Zusatzuntersuchung zur Ergänzung von Übersichtsaufnahmen eingesetzt, um eine bessere Lokalisation der pathologischer Prozesse durch Drehung oder Lageänderung des Patienten zu erreichen. Die Hauptanwendung liegt in der Darstellung dynamische Vorgänge wie beispielsweise der Herzpulsationen. Mit der DSA steht dem Mediziner ein Verfahren zur Verfügung, um Gefäße und deren Erkrankungen kontrastiert darzustellen.

2.2.2 Computer Tomographie (CT)

Die Computertomographie (CT) wurde 1976 von Hounsfield eingeführt und erlaubt die überlagerungsfreie Darstellung aller Körperregionen in Querschnitten.

Das Funktionsprinzip sieht eine um die Längsachse des Patienten rotierende Röntgenröhre vor, deren ausgesendete Strahlung durch den Patienten absorbiert wird (Abbildung 9). Der Grad der Absorption wird durch auf der Gegenseite gelegene Detektoren gemessen und an einen Computer weitergeleitet.

Dieser berechnet nun aus allen ankommenden Werten bezüglich einer ausgewählten Schicht in welchem Bereich der Schicht es zu starken oder geringen Schwächungen der Strahlung kommt. Damit kann jedem Volumenelement der Schicht ein Dichtewert zugeordnet werden, der nach dem Entdecker des Verfahrens in "Hounsfield-Einheiten (HE)" angegeben wird.

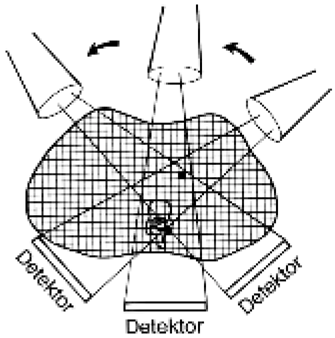


Abbildung 9: Prinzip der Röntgenröhre [RWTH00]

Ein bildlicher Eindruck der ausgewählten Schicht entsteht, indem jedem Dichtewert eine Graustufe zugeordnet: weiß bei starker Absorption und hohen HE-Werten (Knochen), schwarz bei fehlender Absorption und weit negativen HE-Werten (Luft); als Nullpunkt wird die Dichte von Wasser festgelegt. Fett hat eine Dichte von etwa -100 bis -200 HE, die parenchymatösen Organe liegen zwischen 40 und 70 HE .

Die geringen Dichteunterschiede in den parenchymatösen Organen sind durch den zwischen ihnen gelegenen Fettsaum gut voneinander zu trennen. Weiterhin ist die Untersuchung mit Kontrastmittel (KM) zur Darstellung von Gefäßen und dem Anreicherungsverhalten der Organe und der pathologischen Prozesse möglich. Hierdurch ergeben sich wichtige Aufschlüsse in der Differentialdiagnostik.

Abbildung 10: CT-Aufnahme des Kopfes [Stah96]

Die CT hat ihre Domäne in der Untersuchung des zentralen Nervensystems, der parenchymatösen abdominalen[7] Organe, der Lungen und des Skeletts. Sie erlaubt die Diagnose von Tumoren, ihre Organzuordnung, ihre lokale Ausbreitung sowie das Staging[8].

[7] zum Bauch gehörig
[8] Bestimmung der Ausdehnung eines Tumors und Zuordnung zu den Stadien der Tumor-Klassifikation.

2.2.3 Sonographie

Die Sonographie beruht auf der Anwendung von Ultraschallwellen, hochfrequenten mechanischen Schwingungen mit Frequenzen zwischen 1 und 12 MHz. Die Ultraschallwellen werden in sog. "Schallköpfen" erzeugt, Piezoelektrischen Kristallen, die die vom Generator kommenden elektrischen Impulse in Schallwellen umwandeln. Diese werden als Impuls ausgesandt. Anschließend wirkt der Schallkopf als Empfänger: Er nimmt die von der Materie reflektierten Schallimpulse auf, die wiederum eine elektrische Wechselspannung erzeugen. Diese wird von der Speichereinheit registriert.

Zur Bilderzeugung werden verschiedene Eigenschaften der Ultraschallwellen bei der Ausbreitung in biologischem Gewebe ausgenutzt.

Die vom Schallkopf ausgesandte Schallwelle erfährt je nach Zusammensetzung des Gewebes und der zwischen Geweben unterschiedlicher Zusammensetzung bestehenden Grenzflächen die Prozesse Absorption, Streuung, Reflexion und Brechung in unterschiedlichem Maße. Hierdurch erfolgt eine Reflexion der ursprünglich homogenen Schallwelle, die sich je nach Gewebetyp und -lokalisation in Schalleitungszeit und Schallamplitude unterscheidet. Die beiden Faktoren Schallaufzeit und Schallamplitude sind die Grundlage der Bilderzeugung.

In der täglichen Anwendung ist zu beachten das Schallwellen bei der Ausbreitung an Materie gebunden sind, während beispielsweise Luft ein Schallblocker ist. Daher muß der Schallkopf mit Hilfe einer Wasser-Gelsubstanz auf die Haut gesetzt werden, um jegliches Luftloch in der Kontaktfläche Schallkopf-Haut zu verhindern.

Bei der endoskopischen Sonographie wird der Schallkopf über ein Endoskop direkt an die zu beschallenden Organen gebracht.

Der größte Vorteil der Sonographie ist ihre fehlende Kontraindikation aufgrund ihrer Wirkungsweise mit ungefährlichen Ultraschall. Die Bildqualität ist zwar durch Weiterentwicklungen stetig verbessert worden, reicht aber an MRT oder CT Verfahren nicht heran. Die Sonographie hat ihre Domäne ist die Untersuchung von Hohlorganen und Gangsystemen.

3 Radiologische Untersuchung von Pankreas und Gallenregion

Mit der Magnetresonanz Cholangio-Pankreatikographie (MRCP) ist es dem Mediziner möglich die Gallenregion und das Pankreas diagnostisch zu untersuchen. Hier soll im folgenden das Anwendungspotential dieser Arbeit bei der MRCP aus medizinischer Sicht dargelegt werden. Dazu soll die MRCP auch in Relation zu den existierenden bildgebenden Verfahren betrachtet werden.

Pankreas und Leber sind zwei Drüsen, die als Teil des Magen-Darm-Systems am Verdauungsprozeß beteiligt sind, indem sie dem Nahrungsbrei Verdauungssäfte hinzufügen, die für die chemische Zerlegung der Nahrung in Eiweiße, Kohlenhydrate und Fette sorgen. Die Leber ist zwar in erster Linie das zentrale Organ des Intermediärstoffwechsels im Organismus, durch die Ausscheidung der Galle aber übernimmt die Leber als größten exokrine[9] Drüse wichtige Funktion bei der Fettverdauung. Die Galle fließt durch Gallengänge (lat. Ductus) zum Zwölffingerdarm (lat. Duodenum) und kann in der Gallenblase zwischen gespeichert werden.

Die Bauchspeicheldrüse produziert mit Hilfe der exokrinen Abschnitte Verdauungsenzyme, die entweder gemeinsam mit der Galle oder über einen eigenen Gang in den Dünndarm münden. Im folgenden soll auf dem makroskopischen Aufbau von Pankreas, den außerhalb der Leber (lat. extrahepatisch) liegenden Gallenwege und der Gallenblase eingegangen werden sowie die bedeutendsten Krankheiten der beschriebenen Region erläutert werden. Schließlich erfolgt eine vergleichende Betrachtung der vorherrschenden bildgebenden Modalitäten hinsichtlich ihrer diagnostischen Qualität. Die Abbildung 11 gibt einen Überblick über das Magen-Darm-System.

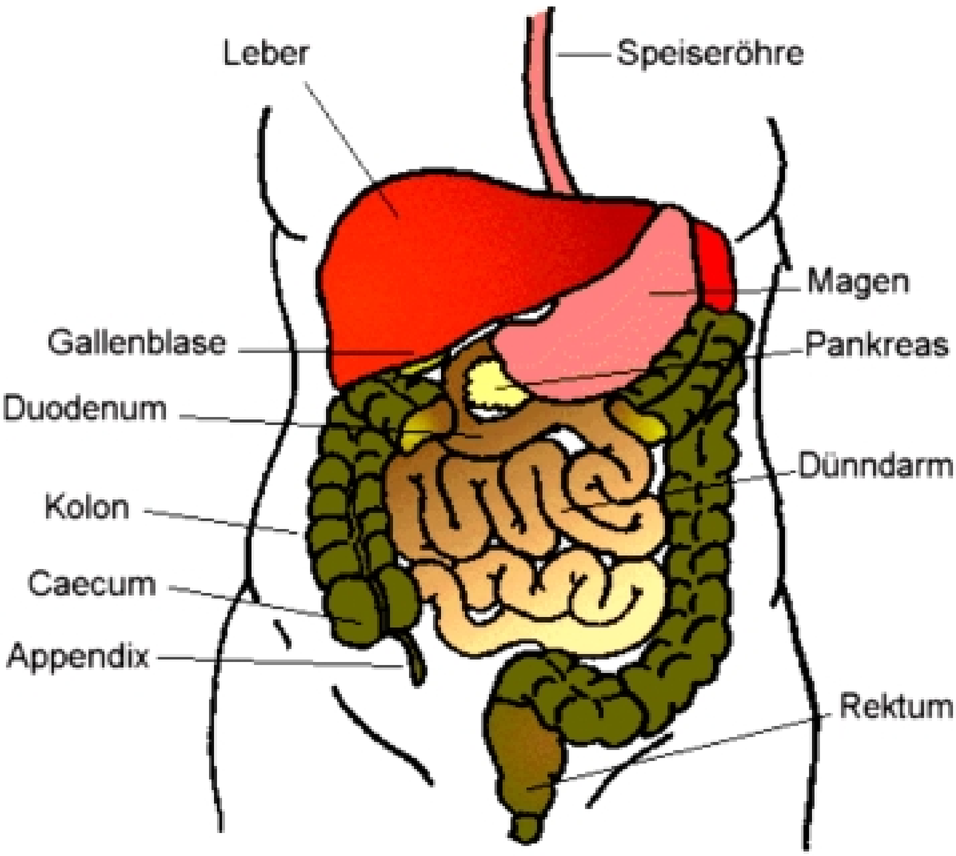


Abbildung 11: Magen-Darm-System [Trau00]

[9] Nach außen absondernd

3.1 Anatomie und Pathophysiologie des Pankreas

Das Pankreas (Abbildung 12) befindet sich im Oberbauch hinter dem Magen und wiegt zwischen 80 und 100 g. Man unterscheidet drei Abschnitte: Der Pankreaskopf liegt in der Konkavität der Duodenalschleife, der Pankreaskörper überquert in Höhe der beiden ersten Lendenwirbelkörper die Wirbelsäule und der Pankreasschwanz erstreckt sich bis zum Milzhilius[10].

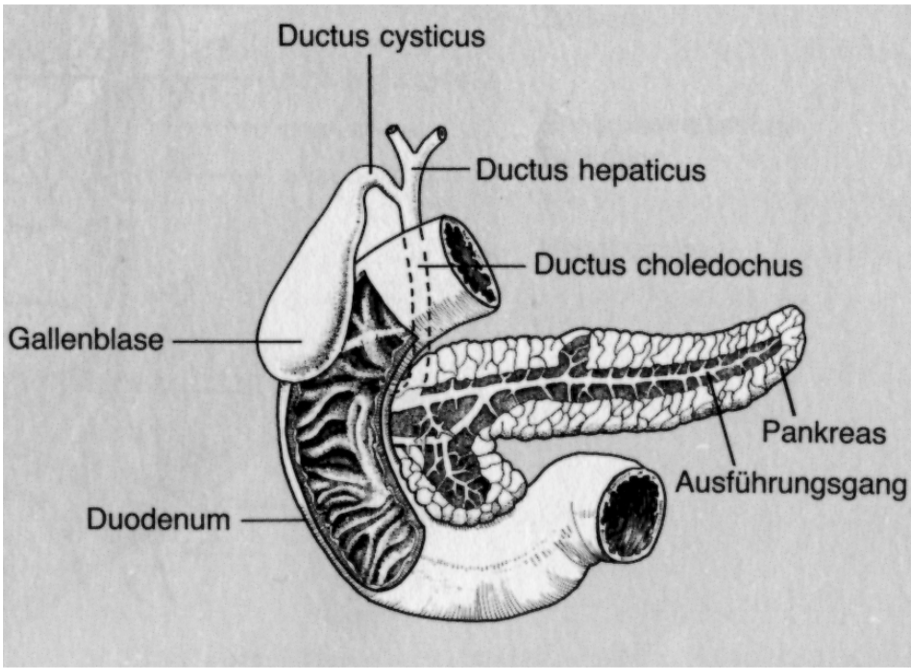


Abbildung 12: Pankreas und ableitende Gallenwege [Möri91]

Zu den wichtigsten Erkrankungen des Pankreas gehören die Pankreatitis und das Pankreaskarcinom.

Pankreatitis

Bei der Pankreatitis kommt es zur einer Entzündung der Bauchspeicheldrüse, wenn die Verdauungsenzyme nicht in den Darm abgegeben werden, sonder schon vor Ort aktiv werden. Die Pankreatitis wird in die akute und die chronische Verlaufsform eingeteilt.

Pankreaskarcinom

Die Beschwerden beim Bauchspeichelkrebs treten erst sehr spät auf und werden daher meist auch sehr spät erkannt. Er ist das vierthäufigste Karcinom beim Männern und das fünfthäufigste bei Frauen, wobei Männer häufiger betroffen sind und die statistische Zahl der Neuerkankungen mit dem Alter steigt. Der Spontanverlauf ist sehr ungünstig und die Lebenserwartung liegt bei ca. 5 Monaten bei allen Palliativmaßnahmen[11]. Durch Metastasierung sind Leber zu 66 Prozent, Lympfknoten zu 22 Prozent und Lungen zu 10 Prozent betroffen.

[10] Hilum: Vertiefung an d. Oberfläche eines Organs, wo strangförmig Gefäße, Nerven, Ausführungsgänge ein- bzw. austreten.
[11] gegen die Symptome einer Krankheit wirkend, bekämpft aber nicht die Ursachen

3.2 Anatomie und Pathophysiologie der Gallenblase und Gallengängen

Innerhalb der Leber befindet sich ein weitverzweigtes Netz an Gallenwege, die als intrahepatische Gallenwege bezeichnet werden. An der Leberpforte beginnen mit den beiden Ductus hepatici die extrahepatischen Gallenwege, die sich in der Nähe der Leberpforte zum 4-6 cm langen Ductus hepaticus communis vereinigen. Dieser vereinigt sich spitzwinklig mit dem Ductus cysticus, der aus der Gallenblase führt, zum Ductus choledochus, der dann zum absteigenden Duodenum zieht. Der 6-8 cm lange Ductus choledochus mündet wie oben erwähnt häufig zusammen mit dem Ausführungsorgan der Bauchspeicheldrüse in den Zwölffingerdarm (Abbildung 13).

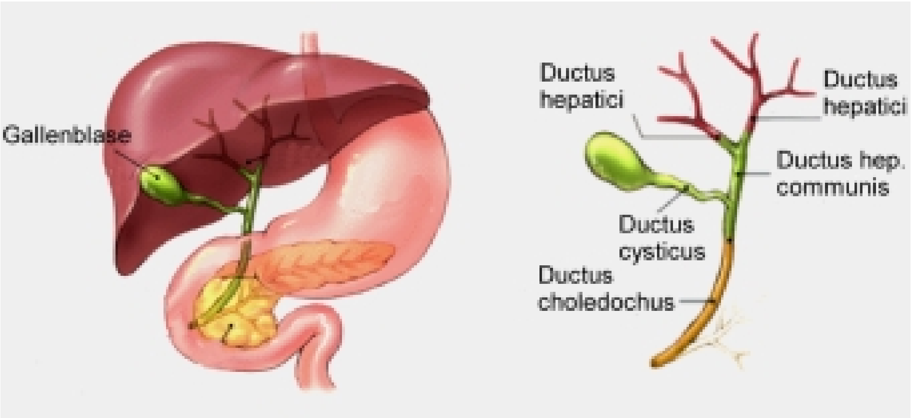


Abbildung 13: Leber und Gallenwege [Hopk00]

Die Gallenblase ist ein birnenförmiger, etwa 8-12 cm langer und 4-5 cm breiter, dünnwandiger Sack, der als Reservoir für die Gallenflüssigkeit dient. Mit Hilfe der Wandmuskulatur kann sie ihre Größe verändern und sich entleeren.

Zu den wichtigsten Erkrankungen gehören Gallensteine (lat. Cholezystolithiasis), die Gallenblasenentzündung (lat. Cholezystitis), Gallenblasenkarcinome und Gallenwegsstauungen.

Cholezystolithiasis

Gallensteine entstehen, entweder wenn die Galle zu viele Substanzen enthält, die selbst Kristalle bilden können oder wenn die Galle zu viele Stoffe beinhaltet, die das Auskristallisieren von Kalzium, Bilirubin und Cholesterin ermöglichen. Diese Kristalle sind zunächst mikroskopisch klein, können aber mit der Zeit kieselsteingroß werden.

Cholezystitis

Die Gallenblasenentzündung ist die am meisten auftretende Erkrankung im Gallenbereich und entsteht überwiegend (>90 %) durch Steinverschluß des Ductus cysticus. Im akuten Zustand ist die Gallenblase nicht mehr in der Lage ihre Aufgabe zu erfüllen, daß heißt sie kann sich im Bedarfsfall nicht zusammenziehen, um die Gallenflüssigkeit in den Zwölffingerdarm zu befördern. Dadurch kommt es zu Störungen der Verdauung, Reizung und Entzündungen mit schmerzhaften Folgen und Verstopfung.

Gallenblasenkarcinome

An Gallenblasenkarcinome erkranken vorwiegend Frauen ab dem 60. Lebensjahr. Der Anteil des Gallenblasenkrebs an allen bösartigen Krebsen ist mit 1 % sehr klein. Die Heilungschancen sind gering, doch kann die Vermeidung von Gallensteinen vorbeugend wirken. Beim Karcinom handelt es sich meist um eine meist zirkuläre konzentrische Raumforderung.

3.3 Radiologische Untersuchungsmethoden von Pankreas und Gallenregion

In Kapitel 2 wurden bildgebende Modalitäten in der Radiologie unter einem sehr allgemeinen Aspekt behandelt und ihre Stellung im Vergleich zu dem hier schwerpunktmäßig zu behandelnden Verfahren der Magnetresonanztomographie erläutert. Hier sollen nun ein Vergleich hinsichtlich ihrer diagnostischen Eignung bei der Analyse der Gallenregion und des Pankreas folgen.

3.3.1 Sonographie

Die Technik der Sonographie wurde bereits in Kapitel 2 erklärt und gilt als das primäre Untersuchungsverfahren zur Beurteilung der Gallenblase und Gallenwege. Der Nachweis von Gallenblasensteinen gelingt zu 95 % und der von Choledochussteinen in 40-50 % der Fälle. Die Ultraschalluntersuchung ist die richtungsweisende Untersuchung bei Verdacht auf Gallenblasenkrebs und kann dann als Gewebsvermehrung erkennbar sein. Zur eigentlichen Diagnose werden aber weitere Verfahren wie das CT hinzu genommen. Bei Beurteilung des Pankreas gilt die Sonographie als wichtige Screening-Methode[12], hat jedoch Nachteile, da durch Luftüberlagerung Teile der Bauchspeicheldrüse (Pankreasschwanz) nicht vollständig eingesehen werden können. Im fortgeschrittenen Stadium der Pankeatitis ist auch eine Differenzierung der Krankheit nicht mehr möglich. Der Aussagewert der Untersuchung beschränkt sich im wesentlichen auf strukturelle Veränderungen der Organe, wohingegen Hinweise zur Funktionalität nur eingeschränkt möglich sind.

Abbildung 14: Sonnographiebild mit Gallenblase und Gallensteinen [Stah96]

[12] (engl. screen Sieb): (engl.) screening test;Suchtest, Siebtest; zeit- u. kostengünstiger Suchtest

3.3.2 Computer Tomographie (CT)

Die ebenfalls schon angeführte CT wird meist bei der Beurteilung von Gallenblasentumoren verwendet, insbesondere um die Ausbreitung in die Umgebung zu erforschen. Sie erlaubt außerdem die Analyse des Kontrastmittelverhaltens der Gallenblasenwand und der Tumore. Da die Achse des Pankreas nicht coronar verläuft, sind zur Darstellung des Pankreas mehrere Schnitte erforderlich, doch wird eine gute Darstellung von Pankreastumoren erzielt.

3.3.3 Endoskopisch Retrograde Cholangio-Pankreatikographie (ERCP)

Mit dem Verfahren der ERCP können die Gangsysteme von Pankreas und Gallenbereich auf röntgenologischen Weg durch direkte Kontrastmitteldarstellung untersucht werden. Dabei benutzt man ein Endoskop, das vorsichtig durch Mund und Rachen vorgeschoben wird und bis vor die Mündung der Gallengänge plaziert wird (Abbildung 15).

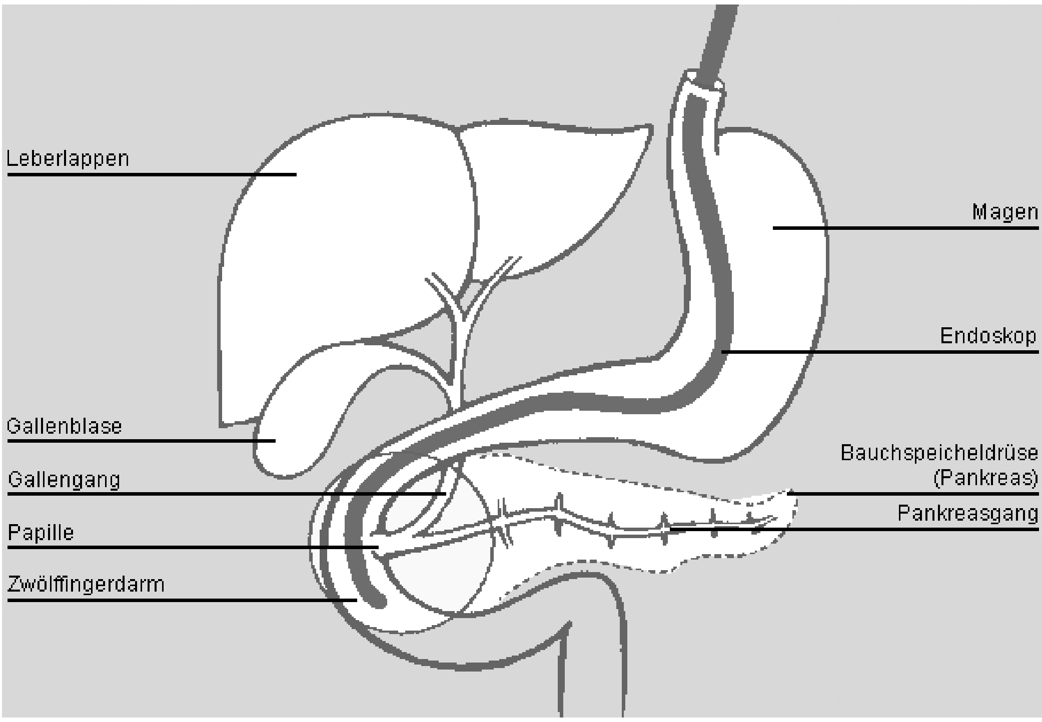


Abbildung 15: Darstellung der ERCP [Hoff99]

Die Abbildung 15 zeigt ein typisches Endoskop. Bei (1) liegt der Schlauch, der in den Zwölffingerdarm eingeführt wird. Er enthält Optik und Arbeitskanäle (Spülen, Absaugen etc.). Er ist sehr flexibel und nur 1.2 cm dünn. Über die Kupplung (2) wird das Licht in die Fiberglasoptik des Endoskops gebracht. Zusätzlich können Luft und Wasser in den Endoskopschlauch eingeleitet werden. Der Handgriff (3) enthält die Kupplung für die Videooptik bzw. die Linse zum "Hindurchschauen".

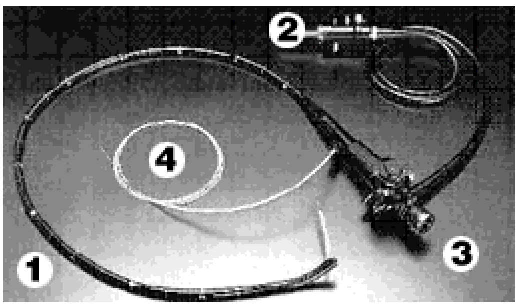
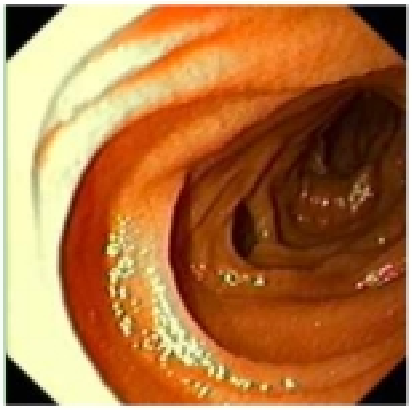


Abbildung 16: Endoskop [Gala96]

Über verschiedene Räder werden die Funktionen gesteuert (z.B. Spülen) und das vordere Ende des Schlauchs bewegt. Diese Sonde (4) wird in das Gallengangsystem eingeführt. Über dieses Instrument kann ein Kontrastmittel retrograd, also entgegen der Fließrichtung von Galle und Bauchspeichel, in die jeweiligen Gangsysteme eingespritzt werden. [Hoff99]

Die ERCP erlaubt die Direktdarstellung der Gallenwege und der Pankreasgänge und ist damit ein ausgezeichnete Diagnosverfahren zu Erkennung von Gallensteine, Gallenwegsblockaden, Krebs der Gallengänge oder Pankreas und Pankreatitis. Die Abbildung 17b zeigt eine direkte endoskopische Aufnahme, die Abbildung 17a zeigt eine Röntgenaufnahme bei ERCP.

(a)



(b)

Abbildung 17: Röntgenaufnahme (a) und endoskopische Aufnahme (b) bei ERCP

Als weitere Vorteil kann die direkte Entfernung von Gallensteinen oder die Entnahme von Gewebematerial als therapeutische Maßnahme genannt werden. Dieser „goldene Standard“ besitzt aufgrund seiner invasiven Vorgehensweise jedoch auch einige Nachteile, die als relevante Komplikation bei der Behandlung in 5 % der Fälle auftreten. So kann die ERCP zu einer Entzündung der Bauchspeicheldrüse und Gallenwege führen, die Durchstechung von Gewebe als Folge haben oder massive Blutungen hervorrufen. [Hoff99]

3.3.4 Perkutanes Transhepatisches Cholangigram

Dieses Verfahren ähnelt in der Indikation der ERCP und erstellt Röntgenbilder der Gallengänge. Anders als bei der ERCP gelangt das Kontrastmittel durch Direktpunktion der Leber in die Gallengänge und wird heute nur noch selten angewandt. Auch hier ist das Risiko relevanter Komplikation nicht zu vernachlässigen. Die Abbildung 18 zeigt ein Beispiel für eine PTC-Aufnahme.

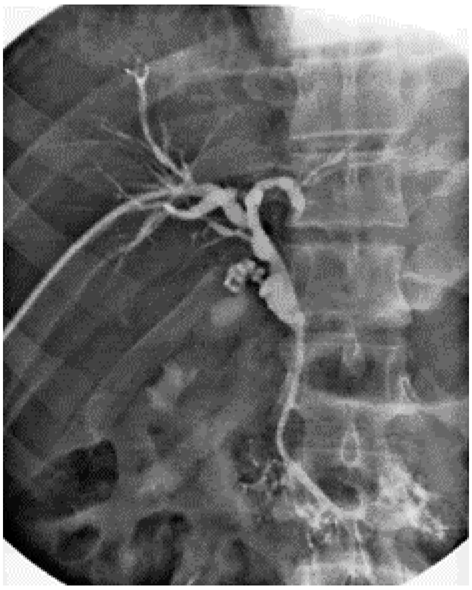


Abbildung 18: PCT Aufnahme [TJHU99]

3.3.5 Magnetresonanz Cholangio-Pankreatikographie (MRCP)

Bei der MRCP wird versucht durch stark T2-gewichtete, meist Fett unterdrückte MRT Aufnahmen, den Kontrast von stehenden Flüssigkeiten gegenüber den parenchymatösen Organen der Umgebung und fließenden Flüssigkeiten zu optimieren. Damit ist die Darstellung von Gallengängen und Pankreasgang möglich, die in ihrer Qualität mit der ERCP vergleichbar sind.

Durch die Unterdrückung der umgebenden Strukturen wird zwar einerseits ein optimaler Kontrast der dargestellten Region erreicht, andererseits gehen dabei aber auch wichtige morphologische Informationen verloren. Damit fehlen dem Mediziner wichtige Anhaltspunkte um zwischen maligner[13] und benigner[14] Ursache einer Auffälligkeit entscheiden zu können. Ein wesentlicher Aspekt dieser Arbeit wird daher in der gleichzeitigen Wiedergabe sowohl der von der MRCP gewohnten Darstellung des Pankreas und der Gallenregion als auch von Ubersichtsaufnahmen des Oberbauches mittels Magnetresonanztomographie liegen.

Hierbei handelt es sich eine nicht invasive bildgebende Untersuchung, die den Patienten weder einer Strahlenbelastung (CT) aussetzt, noch der Gefahr einer ERCP induzierten Morbidität[15].

Auf eine genaue Beschreibung aller Sequenztechniken soll an dieser Stelle verzichtet werden, doch sei erwähnt, daß sich die besonders schnellen Sequenzen „single shot“ (RARE) und „half Fourier acquisition single shot turbo spin echo“ (HASTE) zur Zeit die besten Ergebnisse bringen. Mit der Einführung dieser Techniken, die Aufnahmezeiten von etwa 4 Sekunden bzw. 2 Sekunden pro Schnitt erlauben, ist insbesondere möglich das Bildmaterial in Atemstillstand zu erhalten. Durch die damit reduzierte Bewegung im Oberbauch können Artefakte verhindert werden.

Weitere Verbesserungen gelangen durch die Fett-Sättigung (engl. fat saturation) mir der Strukturen in der Umgebung weiter unterdrückt werden konnten. Auch das Maximum-Intensitäts-

[13] bösartig
[14] gutartig
[15] Krankheitshäufigkeit

Projektion-Verfahren (MIP), welche die signalreichen Strukturen der einzeln Schnittbilder summiert, hat die Aussagekraft der MRCP weiter erhöht.

Die Darstellung der Gallengänge mittels MRCP ist exakt und läßt eine genaue Beurteilung und sichere[16] Unterscheidung zwischen maligner[17] und benigner[18] Ursache einer Auffälligkeit zu. So können nach neuesten Studien Steine mit einer Sensitivität[19] von 81 – 100 % erkannt werden. Die Abbildung 19 zeigt ein Konkrement[20] in der Gallenblase als hypointense (signalarme = dunkel) Aussparung.

Abbildung 19: MRCP Aufnahme [DMW98]

Das Gallengangkarcinom wird durch die MRCP Technik mit einer Sensitivität von 86 % herausgefiltert, allerdings kann die Herkunft des Tumors nicht zugeordnet werden.

Zusammengefaßt kann man sagen, daß die MRCP die Pathologie als auch die anatomischen Verhältnisse der Gallengänge ausgezeichnet darstellt, zur Abklärung von unklaren Stenosen[21] und tumoröser Prozesse eignet sich das Verfahren genau so gut. Die Diagnose Pankreatitis (Abbildung 20) oder Pankreaskarcinom ist mit der MRCP und den üblichen klinischen Parametern zuverlässig durchzuführen, auch anatomische Varianten der Pankreasregion können dargestellt werden. [DMW98]

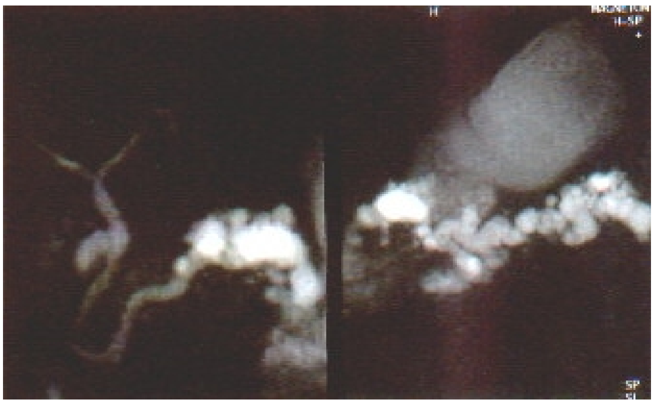


Abbildung 20: Chronische Pankreatitis in der MRCP [DMW98]

[16] 100 % Sicherheit bietet natürlich nur ein histologischer Befund
[17] bösartig
[18] gutartig
[19] Fähigkeit eines diagnostischen Tests, Personen mit der fraglichen Erkrankung vollständig herauszufiltern;
[20] Verdichtung, feste Masse (z.B. Gallensteine)
[21] Einengung von Gefäßen

Nach den bisherigen Betrachtungen erweisen sich die Verfahren der MRCP und der ERCP als die erfolgversprechenden diagnostischen Maßnahmen im Hinblick auf die Erkennung biliopankreatischer[22] Erkrankungen. Während die MRCP als eine rein diagnostische Maßnahme gilt, können bei der ERCP auch therapeutische Maßnahmen ergriffen werden. Da die MRCP im Gegensatz zur ERCP auf nicht invasiven Weg an Ziel kommt, sind Komplikation nahezu ausgeschlossen. Auch auf eine Sedierung[23] des Patienten und Abgabe von Kontrastmittel, wie sie bei der ERCP standardmäßig vorgenommen werden, kann verzichtet werden.

Dies ist Motivation genug die diagnostische Aussagekraft der MRCP, wie in den nächsten Kapitel beschrieben, zu erhöhen.

[22] die Gallenregion und Pankreas betreffend
[23] Gabe von Beruhigungsmittel

4 Der DICOM-Standard

Da der hier entwickelte Bildbetrachter direkt auf DICOM Dateien aufsetzt und diese verarbeitet, soll hier eine Einführung in das Themengebiet gegeben werden. Die Schwerpunkte bei den Betrachtungen liegen bei der MRT und der dreidimensionalen Orientierung. Daher ist das zugrunde liegende Bezugssystem (Patientenkoordinatensystem) und die Beschreibung von Position und Lage der Tomographien besonders herausgestellt worden.

4.1 Einführung in DICOM

Die hier herausgestellten Information beruhen im wesentlichen auf [DICO99].

DICOM steht für „Digital Imaging and Communications in Medicine" und wurde in Zusammenarbeit mit anderen Normierungsgremien in den Vereinigen Staaten, Europa und Japan von dem *American College of Radiology* (ACR) und der *National Electrical Manufactures Association* (NEMA) entwickelt. Das Ziel war dabei eine Kommunikationsschnittstelle zwischen bildgebenden Geräten und beliebig anderen Modalitäten in der Medizin zu erarbeiten, um der wachsenden Bedeutung der digitalen Bildverarbeitung in der Medizin Rechnung zu tragen.

Das Leistungsspektrum geht dabei weit über die bloße Definition von Speicherstrukturen für medizinische Bilder hinaus. Im einzelnen unterstützt DICOM:

- die Bilderzeugung und das Speicherformat
- die Bildnachbearbeitung und Bildvisualisierung
- die Kompatibilität bilderzeugender Systeme unterschiedlicher Hersteller
- die Kommunikation durch Datenaustausch über Speichermedien und Netzwerke
- die Verwaltung von Bildern und zugehörigen Daten

Um diese Ziel zu erreichen ist die Objektorientiertheit ein wesentliches Konzept von DICOM, welche hier in Ansätzen erläutert werden soll.

Attribute

Attribute sind die kleinsten Einheiten und dienen als Basis der Objekte. Es gibt hierzu eine eigenes Datenwörterbuch, das sämtliche Attribute beinhaltet und beschreibt. Zur eindeutigen Identifizierung ist jedem Attribut eine 16-Bit-Zahl zugeordnet (Elementidentifikation und Gruppenidentifikation) und gleichzeitig eine Beschreibung des Speicherformats (engl. Value Representation VR) angegeben (Tabelle 3). Jede DICOM-Datei besteht aus einem Strom solcher Attribute, die mit gewissen Zusatzinformationen aufgefüllt werden. In den Unterkapitel wird genauer auf diese Struktur eingegangen, um den Aufbau eines MRT-Bildes zu erklären.

Attribut	Attributwert	VR	Gruppe	Element
Name	„Eva Muster"	Personenname (Zeichenkette PN)	0010	0010
Geburtsdatum	„19930822"	Datum (Zeichenkette DA)	0010	0030

Tabelle 3: Beispiel für Attribute

Informationsobjekte

In DICOM-Informationsobjekten sind verschiedene Attribute der unterschiedlichen Gruppen zusammengefaßt. Ein Beispiel wäre die Klasse der MRT Bilder, in der Attribute unterschiedlicher Gruppen zu finden sind, da hier sowohl Daten über den Patienten als auch Details über die Bildinformation vorhanden sind.

Serviceklassen

Die Serviceklassen bezeichnen die Dienste in DICOM und damit Aktionen, die auf bestimmte Informationsobjekte definiert sind. Beispiele dafür sind das Verschicken und Speichern von Bildern (engl. store), Datenbankanfragen (engl. Query / Retrieve) oder das Drucken von Bildern (engl. Print Management)

Die Verbindung eines Dienstes mit einem Objekt (z.B.: Drucke MRT Bild) nennt man Service-Objekt-Paar (engl. Service-Object-Pair SOP), die selbst wiederum eine eigene Klasse bilden (SOP Klasse). Die konkrete Ausführung eines solches Dienstes entspricht dann einer Instanz der zugeordneten SOP Klasse. Die Kommunikation arbeiten nach dem Client-Server-Prinzip, wobei in der DICOM-Terminologie der Server *Serviceclass Provider* (SCP) und *Client Serviceclass User* (SCU) genannt wird. Zunächst wird überprüft, ob eine Kommunikation unter den gewählten Bedingungen möglich ist, daß heißt die Transfersyntax ist kompatibel. Dann erst werden Daten ausgetauscht. Die Abbildung 21 verdeutlicht diesen Zusammenhang noch einmal in einer Grafik.

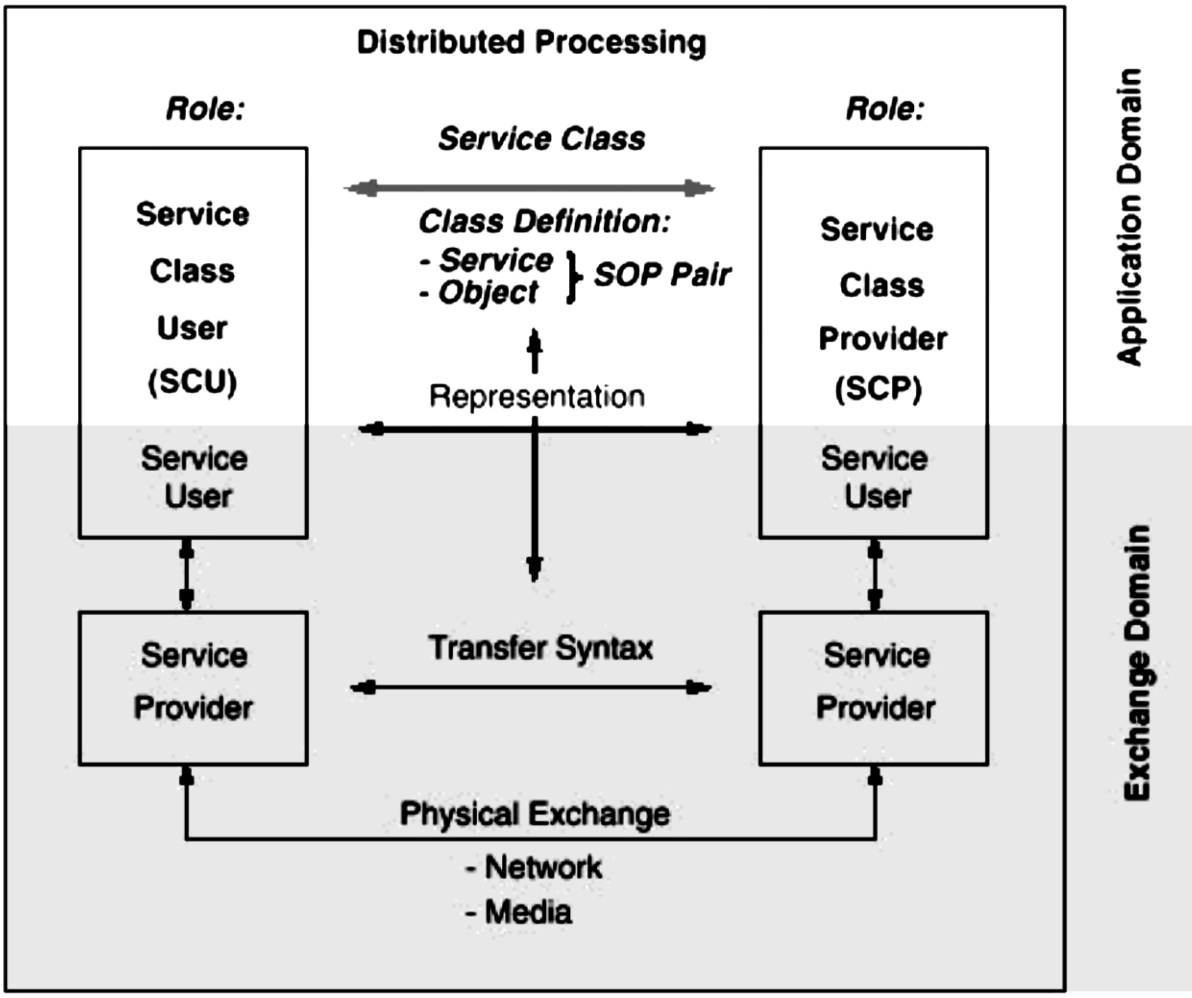


Abbildung 21: Kommunikation in DICOM [Phil97]

Die Abbildung von DICOM in die reale Welt geschieht auf drei Ebenen und entspricht einem Informationsmodell mit Baumstruktur. Auf der obersten Stufe werden Informationen über den

Patienten verwaltet, gefolgt von der Ebene der Studie, die beispielsweise auf Ergebnisse einer angeforderten Untersuchung mit mehreren bildgebenden Geräten verweist. Die Blätter des DICOM-Baumes beschreiben die Serien der erstellten Bilder und beinhalten die Informationen mit welchen Modalitäten zu welchen Zeitpunkt aufgenommen wurde.

4.2 Das Kernspinbild in DICOM

Der Datenkopf der Bilddatei besteht aus einer geordneten Reihenfolge einer Auswahl der im Standard definierten Attribute. Jedes Attribut kodiert eine spezielle Information (z.B. Patientenname, Datum der Studie, usw.). Zusammenhängende Attribute werden zu Modulen zusammengefaßt, die als übergeordnete Struktur einheitliche Informationen beinhaltet. Ein Beispiel ist das Patientenmodul, welches Informationen zu Name, Alter, Geschlecht, Geburtsdatum, usw. enthält. Die *Information Object Definitions* (IOD) legen nun eine Auswahl von Modulen für die gängigen bildgebenden Systeme, wie z.B. CT, MRT, Sonographie, u.a., zwingend fest. Am Ende der Datei befinden sich schließlich die Pixeldaten. Neben den Standardattributen können auch zusätzlich eigen definierte Attribute hinzu genommen werden. Die Abbildung 22 zeigt den Aufbau einer typischen DICOM-Bilddatei.

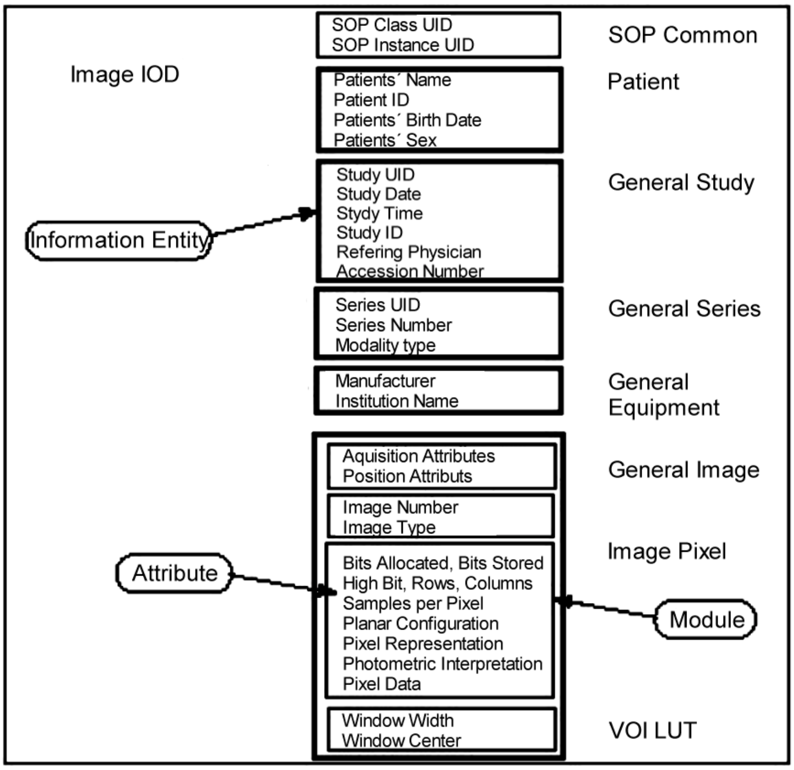


Abbildung 22: Aufbau DICOM-Bilddatei [Phil97]

Für die Einordnung der Schnittbildserien in einen dreidimensionalen Zusammenhang sind die Attribute in *Image Plane Module* zuständig, während das *Image Pixel Module* Informationen über die Pixel selbst beinhaltet. Die wichtigsten geometrischen Informationen aus der DICOM MRT Datei werden im folgenden erläutert, um ein räumliches Modell zu schaffen in das die 2D-Datensätze eingebunden werden.

4.3 Das Patientenkoordinatensystem

Durch die Lage des Patienten in der MRT-Röhre wird ein dreidimensionales rechtshändiges[24] kartesisches Koordinatensystem definiert, das als Grundlage für alle Ortsbestimmungen in den Modulen dient (Abbildung 23).

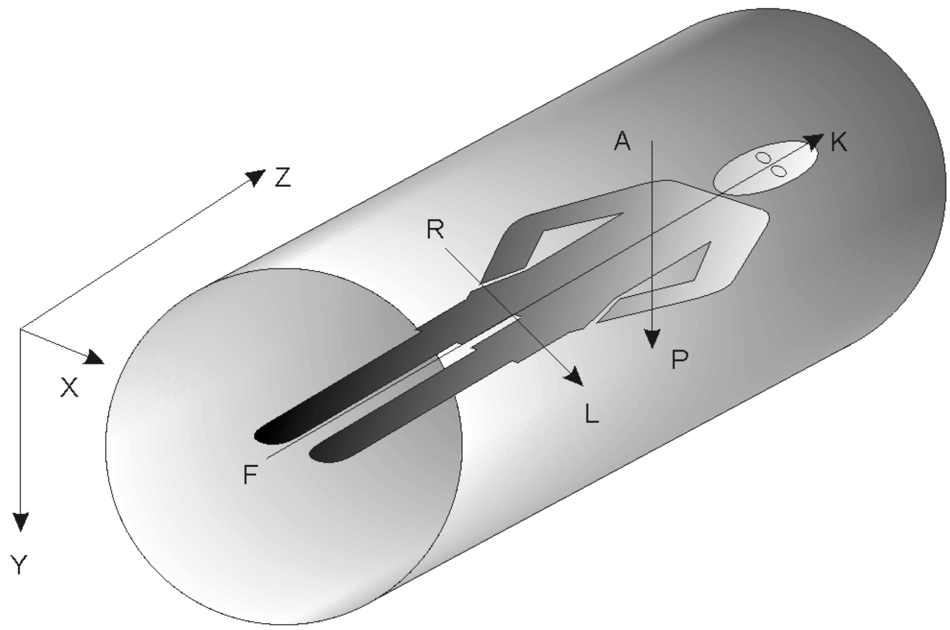


Abbildung 23: Patientenkoordinatensystem

Der Ursprung des Systems liegt im Mittelpunkt der Magnetröhre und ist durch das Gerät fest vorgegeben. Die positive x-Achse führt von der rechten Seite (R) zur linken Seite (S) des Patienten, während die positive y-Achse von Anterior[25] (A) nach Posterior[26] (P) des Untersuchten verläuft. Die z-Achse ist zum Kopf (K) des Patienten hin ansteigend definiert und beginnt am Fuß (F).

Bei Bedarf kann von der üblichen Lage (HFS = engl. Head First-Supine), wie sie in der Abbildung 23 gezeigt wird, abgewichen werden, wodurch sich aber die Achsenorientierungen mit drehen und damit der Vergleich zu andern Aufnahmen bezüglich der Orientierung immer gewährleistet wird. Die Lage des Patienten muß vor Aufnahmebeginn dem MRT mitgeteilt werden. Die Tabelle 4 zeigt, daß dafür zuständige DICOM-Attribut.

Attributname	Identifikation	Beschreibung
Patient Position	(0010,5100)	Beschreibt die Position relativ zum bildgebenden System. HFS = ist die „normale“ Position.

Tabelle 4: DICOM-Attribut Patientenlage

[24] Eine Beschriftung der Achsen hat eine rechtshändige Orientierung, falls, wenn die Finger der rechten Hand nach der x-Achse ausgerichtet sind, und dann zur Y-Achse gedreht werden, der Daumen der rechten Hand in die Richtung der positiven z-Achse zeigt.

[25] der vordere

[26] der hintere

4.4 Multiplanare Schichtführung und Digitalisierung

Die Technik der Magnetresonanztomographie erlaubt dem behandelnden Arzt ein beliebig orientiertes rechtwinkliges Volumen zu definieren, das als Grundlage für die Bilderzeugung dienen soll. Um die Schichten in einer dreidimensionalen Umgebung zu verstehen, muß die jeweilige DICOM-Datei hinsichtlich ihrer Lage im Raum analysiert werden.

Bei der Schichtorientierung unterscheidet der Mediziner zwischen drei verschiedenen Ansichten, die auf das Patientenkoordinatensystem bezogen sind. Als Transversalebene bezeichnet man die xy-Ebene, die senkrecht auf der Längsachse des Körpers liegt (Abbildung 24a). Die Fläche, die den Körper in eine Vorder- und Rückseite teilt, heißt Coronarebene und liegt in der xz-Ebene (Abbildung 24b). Die yz-Ebene schließlich wird als Sagittalebene bezeichnet und trennt den Körper in eine linke und rechte Seite (Abbildung 24c).

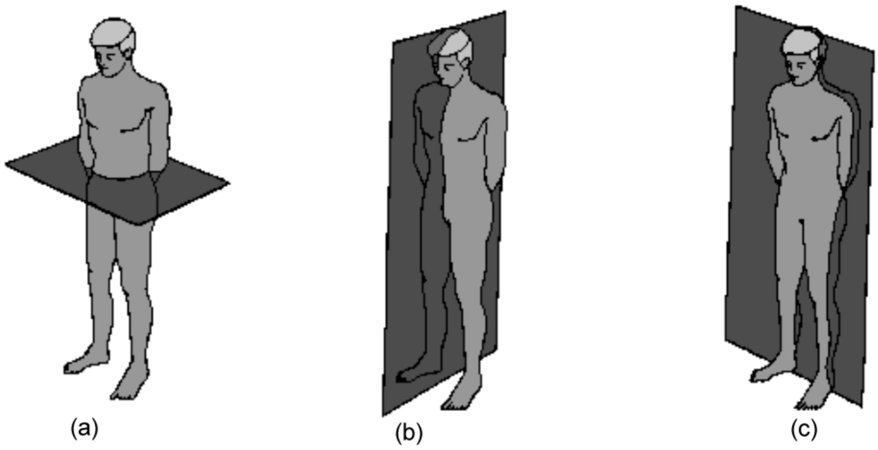


Abbildung 24: Schichtorientierungen [Horn96] (a) Transversal, (b) Sagittal, (c) Coronar

Neben diesen Standardebenen können auch Übergänge realisiert werden, die dann je nach Kippung ihren Namen aus mehreren Standardebenen erhalten. Man spricht in diesem Zusammenhang von der Angulierung[27] der Schichten, die einfach, zweifach oder dreifach seien kann. Ein Beispiel für einfach angulierte Ebenen sind die in Abbildung 24 gezeigt Orientierungen. In Abbildung 25a ist eine Coronar nach Sagittal gekippte Schicht zu sehen, Teilbild (b) zeigt eine dreifach angulierte Schicht die Coronar nach Sagittal nach Transversal gekippt ist.

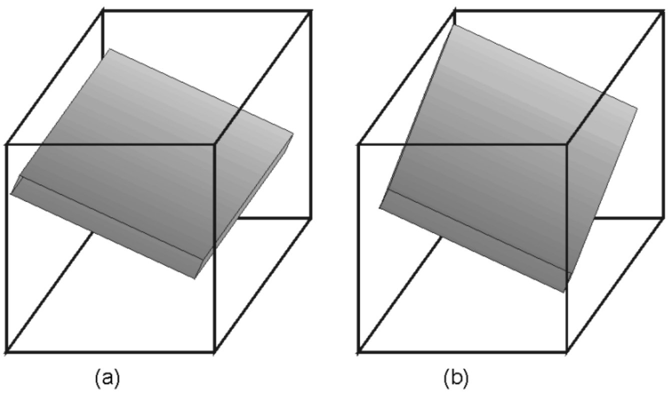


Abbildung 25: Mehrfach angulierte Schichten

[27] den Winkel betreffend

In der DICOM-Datei werden diese Schichtvolumen durch drei dreidimensionale Vektoren definiert, die sich auf das Patientenkoordinatensystem beziehen und damit die genaue Lage im Raum beschreiben. Die Bildebene wird durch zwei Vektoren aufgespannt, die als Reihenvektor und Spaltenvektor bezeichnet werden und einen Winkel von 90° bilden. Dabei handelt es sich um normierte dreidimensionale Koordinatenvektoren (Abbildung 26), deren Komponenten die Kosinuswerte in den Hauptachsenrichtungen bilden.

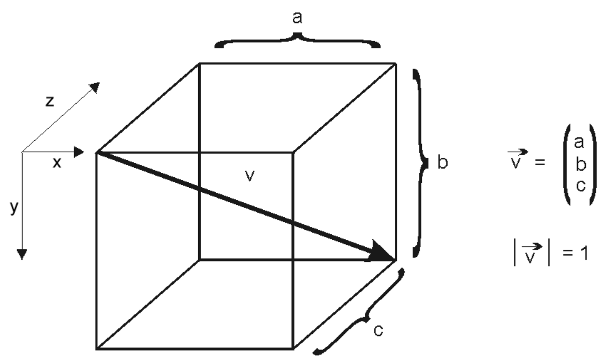


Abbildung 26: Struktur von Reihen- und Spaltenvektor in DICOM

Der dritte Vektor ist ein dreidimensionaler Ortsvektor, der den Ankerpunkt als Koordinatentriplett für den Reihen- und Spaltenvektor markiert, daß heißt die linke obere Ecke der Ebene markiert. Damit ist die Schnittebene (Abbildung 27) des MRT-Bildes im Raum zunächst eindeutig definiert.

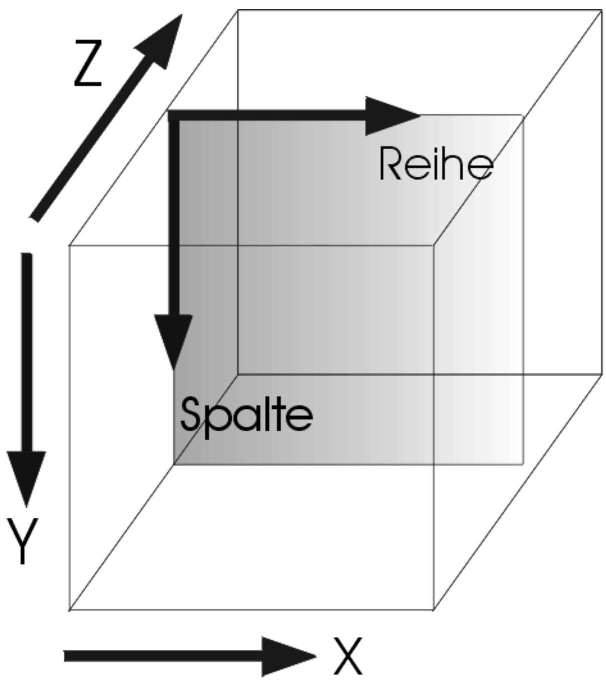


Abbildung 27: Dreidimensionale Lage der Bildebene

In DICOM besitzen die Attribute zur Bestimmung der Bildebene im Raum folgendes Aussehen (Tabelle 7):

Attributname	Identifikation	Beschreibung
Image Position	(0020,0032)	Ortsvektor zur Bestimmen der linken oberen Ecke der selektierten Ebene
Image Orientation	(0020,0037)	Sechs-Tupel, dessen ersten drei Komponenten den Reihenvektor und dessen letzten drei Komponenten den Spaltenvektor bilden.

Tabelle 5: DICOM Attribute zur Selektion der Bildebene

Aus physikalischen Gründen ist es jedoch nicht möglich nur eine zweidimensionale Ebene auszuwählen. Vielmehr wird über das Attribut Schichtdicke (engl. Slice Thickness) aufgrund der Rechtshändigkeit der Achsenorientierung ein eindeutiges Volumen (selektierte Schicht) definiert. Durch vektorielle Multiplikation[28] des Reihenvektor $\vec{r}$ mit dem Spaltenvektor $\vec{c}$ erhält man den auf der gewählten Ebene senkrecht stehenden dritten Schichtvektor $\vec{s}$ (Gleichung 2).

$$\vec{s} = \vec{r} \times \vec{c} \qquad (2)$$

$$\text{Beispiel: Sei } \vec{r} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ und } c = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}, \text{dann ergibt sich } \vec{s} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

Digitalisierung

Um das selektierte Schichtvolumen zu begrenzen, wird ein rechteckförmiges Raster darüber gelegt und eine Untererteilung in Volumenelemente (Voxel) erreicht.

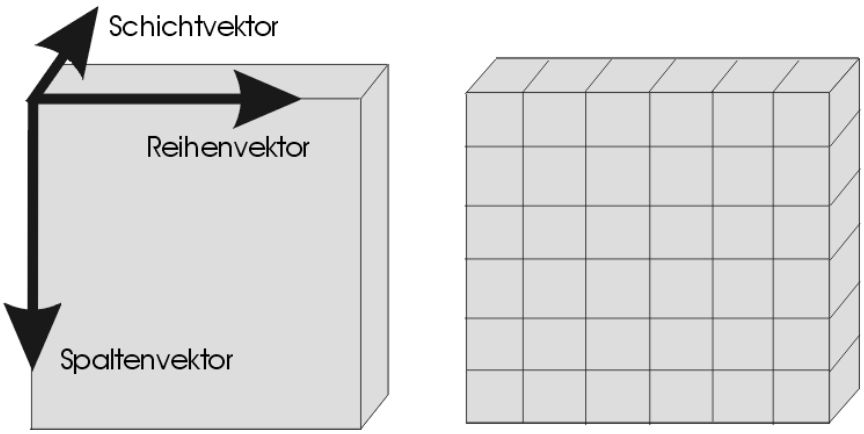


Abbildung 28: Schichtvektor und Rasterung

Die Rasterung wird in DICOM durch Angabe der Zahl der Reihen und Spalten, sowie der Ausmaße der Pixelfläche erreicht (Tabelle 6).

.

Attributname	Identifikation	Beschreibung
Pixel Spacing	(0028,0030)	Physikalische Distanz zwischen zwei Pixel in Richtung der Reihen und Spalten.
Rows	(0028,0010)	Anzahl der Reihen im Bild
Columns	(0028,0011)	Anzahl der Spalten im Bild

Tabelle 6: DICOM-Angaben zur Rasterung

[28] Das oben gezeigte Vektorprodukt ist nicht mit dem Skalarprodukt zweier Vektoren zu verwechseln, dessen Ergebnis ein Skalar ist.

Da die meisten der MRT-Bilddateien bezüglich ihrer Schichtorientierung einfach oder zweifach anguliert sind, soll im folgenden die Betrachtung auf jene eingeschränkt werden. Bei allen DICOM-Vektoren handelt es sich stets um normierte Vektoren, daß heißt die Summe der Komponentenquadrate ist stets eins. Es ergeben sich dann bei Standardlage im Kernspintomograph folgende Schichtorientierung, die hier in Tabellenform für die drei medizinischen Grundrichtungen und ihren zweifachen Angulierungen aufgeführt werden sollen:

Reihenvektor	Spaltenvektor	Schichtvektor	Umschreibung
(1,0,0)	(0,1,0)	(0,0,1)	Transversal
(1,0,0)	(0,y,z)	(0,-z,y)	Transversal nach Coronar gekippt mit |y| > |z|
(x,0,z)	(0,1,0)	(-z,0,x)	Transversal nach Sagittal gekippt mit |x| > |z|

Tabelle 7: Transversal Schichtführung x, y, z ∈ [0, 1]

Reihenvektor	Spaltenvektor	Schichtvektor	Umschreibung
(0,1,0)	(0,0,-1)	(-1,0,0)	Sagittal
(x,y,0)	(0,0,-1)	(-y,x,0)	Sagittal nach Coronar gekippt mit |y| > |x|
(0,1,0)	(x,0,z)	(z,0,-x)	Sagittal nach Transversal gekippt mit |z| > |x|

Tabelle 8: Sagittale Schichtführung x, y, z ∈ [0, 1]

Reihenvektor	Spaltenvektor	Schichtvektor	Umschreibung
(1,0,0)	(0,0,-1)	(0,1,0)	Coronar
(1,0,0)	(0,y,z)	(0,-z,y)	Coronar nach Transversal gekippt mit |z| > |y|
(x,y,0)	(0,0,-1)	(-y,x,0)	Coronar nach Sagittal gekippt mit |x| > |y|

Tabelle 9: Coronare Schichtführung x, y, z ∈ [0, 1]

Mit der nun erreichten Unterteilung des Schnittvolumens in Voxel, kann über eine geeignete Quantisierung durch das bilderzeugende System die Signalinformation des Volumenelements in einen Grauwert des korrespondierenden Pixel der Bildmatrix überführt werden Im Modul *Image Pixel* wird genau festgelegt, welche Grauwerte verwendet und wie diese gespeichert und interpretiert werden (Tabelle 10). Neben reinen Grauwertbildern werden auch weitere Farbmodelle in DICOM unterstützt, doch soll in dieser Arbeit das Bildmaterial ausschließlich aus monochromen Bilder bestehen. Auch die Einstellungen der Fensterung kann in DICOM gespeichert werden.

Attributname	Identifikation	Beschreibung
Bits Allocated	(0028,0100)	Anzahl der Bits, die jedem Pixel zugeordnet werden
Bits Stored	(0028,0101)	Anzahl der Bits, die auch tatsächlich gespeichert werden
High Bit	(0028,0102)	Bezeichnet das höchstwertige Bit
Photometric Interpretation	(0028,0004)	Bezeichnet, wie die Pixeldaten interpretiert werden sollen
Pixel Data	(7FE0,0010)	Der Strom der Pixeldaten
Window center	(0028,0150)	Mittelpunkt des Grauwertfensters
Window width	(0028,1051)	Breite des Grauwertfensters

Tabelle 10: DICOM-Attribute Quantisierung, Pixeldarstellung, Fensterung

5 Entwurf und Motivation eines 3D-Bildbetrachters

Neben der Analyse des MRT-Filmmaterials am Alternator, gewinnt die Auswertung mit Hilfe einer Computerkonsole und digitalisierten Bildmaterial immer mehr an Bedeutung. Während beim Filmmaterial beispielsweise die Helligkeits- und Kontrastwerten einmal eingestellt werden, kann mittels der digitalen Bildbearbeitung die Darstellung am computerunterstützten Arbeitsplatz den Anforderungen der jeweiligen Situation angepaßt werden. Die Anwendungen der medizinischen Bildbearbeitung ermöglichen somit eine Optimierung der Bildinformation bezüglich ihrer diagnostischen Aussagekraft.

In diesen Rahmen soll auch die hier entwickelte Arbeit eingeordnet werden, indem dem Mediziner neben den bereits durchgeführten Aufnahmen einerseits zusätzliches Bildmaterial zur Verfügung gestellt wird andererseits durch Kombination und Überlagerung des selben neue Hinweise erlangt werden können.

In diesem Kapitel soll ein konzeptioneller Entwurf dargestellt werden, der durch die Problematik medizinischer Anwendungen in der Magnetresonanztomographie motiviert wird.

5.1 Schicht und Volumentechnik

In der Terminologie der Kernspintomographie spricht man von zweidimensionaler und dreidimensionaler Aufnahmetechnik je nach Art des angeregten Bereiches.

Die 2D-Methode (Abbildung 29a) basiert auf einer Technik, bei der mittels Magnetfeldgradienten eine einzelne Schicht des untersuchten Objektes angeregt und ausgelesen wird. Dahingegen handelt es sich bei der Volumentechnik (Abbildung 29b) um eine Weiterentwicklung der Schichttechnik, da hier zunächst das gesamte Volumen angeregt wird und später eine Aufteilung in Schichten erfolgt. Dies hat die Vorteile eines verbesserten Signal-Rausch-Abstandes und der Möglichkeit beliebig dünne Schichten zu erzeugen.

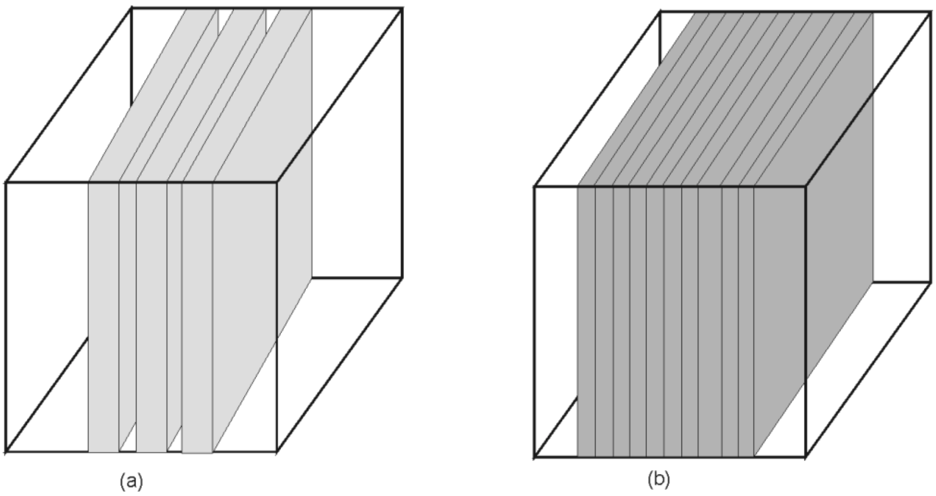


Abbildung 29: Schicht- (a) und Volumentechnik (b)

In der Praxis ist die letzt genannte Methode jedoch nicht immer durchführbar, da die damit verbundene längere Meßzeit zu Komplikationen führen kann. Je nach Verfassung und Zustand des Patienten muß die Untersuchungszeit möglichst gering gehalten werden. Ein weiterer Grund der gegen diese Aufnahmetechnik spricht liegt in der Dynamik des menschlichen Körpers. So befinden sich die Organe des Oberbauches nicht in Ruhe, sondern verändern ihre Stellung mit der

Atembewegung. Bei einer langen Meßzeit (größer als die Atmungspause) werden so störende Artefakte hervorgerufen oder machen gar eine Ortsauflösung der Organe unmöglich. Eine Kompensation dieser Bewegung ist nur schwerlich möglich und wäre mit großen Rechenaufwand verbunden. Daher bedient man sich meist der sogenannten „Atem-Anhalte-Technik“, die eine Bilderfassung ohne Bewegung in einer festen Atemstillstand-Position ermöglicht Aufgrund der begrenzten Dauer kann hier nur ein schnelle 2D-Technik zur Anwendung kommen.

Der Nachteil der 2D-Technik liegt in der geringen Auflösung der resultierenden Bildern. Obwohl in der Bildebene eine hohe Auflösung (engl. In Plane Resolution) erreicht werden kann, liegt die Auflösung in der verbliebenen dritten Raumrichtung wesentlich darunter. Mit anderen Worten entspricht das dargestellte Voxel in seiner geometrischen Form einem rechteckigen Quader. Das Verhältnis der Auflösungen von Bildebene und Schichtdicke liegt ca. bei 3 : 1, so daß in Tiefenrichtung eine genaue Darstellung von kleinen Strukturen nicht gelingt.

Um größere Bereiche des menschlichen Körpers mit akzeptabler Auflösung und Meßzeit zu erfassen, müssen die angeregten Schichten in einem Abstand folgen. Dieser Schichtabstand ist auch notwendig, um technisch bedingte Beeinflussungen unter den Schichten zu verhindern. Damit verbleiben je Serie Lücken im untersuchten Volumen, die im ungünstigsten Fall wichtige Anhaltspunkte bei der Diagnose verborgen hätten.

Die Aufgabe dieser Arbeit ist es nun einerseits die Mängel, die mit der Schichttechnik verbunden sind, zu kompensieren andererseits aber deren Vorteile wie die Atem-Anhalte-Technik zu nutzen und Aufnahmen ähnlicher Qualität wie der 3D-Technik zu ermöglichen. Daher soll ausgehend von dem 2D-Material ein 3D-Datensatz errechnet werden, der die Voraussetzung schafft Schnitte verschiedener Orientierung und Auflösung zu kalkulieren.

5.2 Entwicklung eines 3D-Datensatzes aus Schnittbildern des Kernspintomographs

Der Benutzer sollte in der Lage sein mehrere 2D-Datensätze als Quellen zu selektieren und daraus einen einzelnen 3D-Datensatz zu konstruieren, der die gesamte Information der Quellen vereinigt (Abbildung 30).

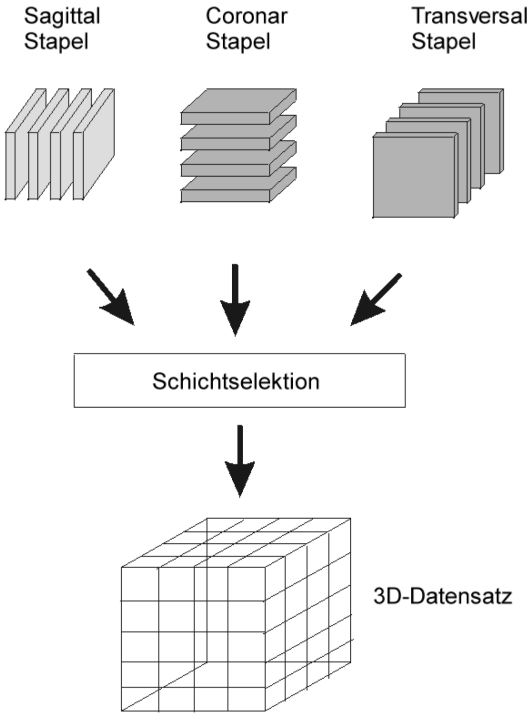


Abbildung 30: Darstellung zur Konstruktion des 3D-Datensatzes

Wichtig für die Verarbeitung der Daten ist, daß der 3D-Datensatz kontinuierlich auszulesen ist, um eine hochauflösende Funktionalität zu erreichen. Zudem sollte der Benutzer bezüglich der Fragestellung nur bestimmte Serien zur Berechnung selektieren können (Quellenselektion).

Für die Qualität des berechneten 3D-Datensatzes ist von entscheidender Bedeutung, daß sich die Inplane Auflösungen gegenseitig ergänzen, daß heißt für jede Hauptachsenrichtung liegt eine Serie vor, die in dieser Raumrichtung hochauflösend ist. Im Idealfall kann auf drei Serien zurückgegriffen werden, die orthogonal aufeinander liegen. Um Abschätzungen bei der Berechnung zu vermeiden, sollte das betrachtete Volumen durch die Schnittserie möglichst ohne Lükken überdeckt werden (siehe dazu Kapitel 7.2).

Besondere Aufmerksamkeit ist der Tatsache zu widmen, daß bei Verfügung über mehrere unterschiedlich orientierter Serie bestimmte Voxel im zu berechnenden 3D-Datensatz überbestimmt sind (Abbildung 31). Dies erlaubt durch geeignete Kombination und Verwendung mathematischer Methoden die Auflösung des Datensatzes über die der Quellen zu erhöhen.

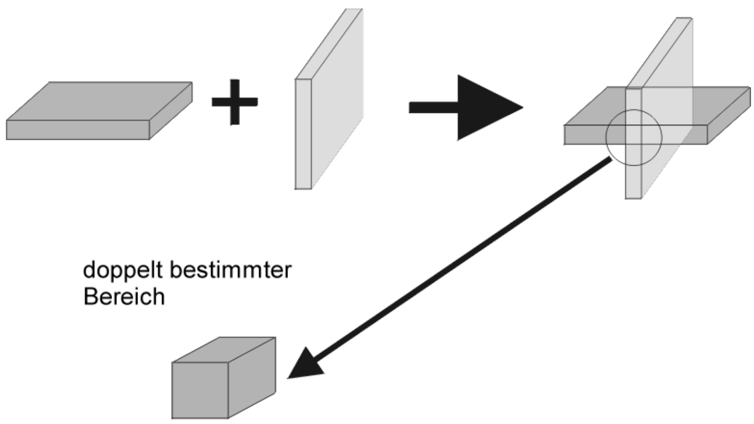


Abbildung 31: Überbestimmte Bereiche

Damit läßt sich die Funktionalität des zu berechnenden 3D-Datensatzes folgendermaßen zusammenfassen:

- Einbinden von 2D-Schnittbildserien
- Kombination der Serien zur Auflösungsverbesserung
- Bilderzeugung bezüglich beliebig orientierter Schnitte und Auflösungen

5.3 Bildüberlagerung

Mit der MRCP steht dem Mediziner eine Aufnahmetechnik zur Verfügung mit deren Hilfe er die Gangsysteme der Gallen- und Pankreasregion darstellen kann. Während der Analyse dieser Aufnahmen ergibt sich oft das Problem, daß einer dieser Gänge plötzlich abbricht. Als Ursache dieser Auffälligkeit kommen im Prinzip zwei Erklärungen in Frage. Einerseits kann durch eine Raumforderung im Gang selbst, wie sie beispielsweise ein Konkrement oder tumoröser Prozeß hervorrufen, der Abbruch verursacht worden sein. Andererseits ist auch eine Kompression von außen denkbar, die diese Unterbrechung im Gangsystem bedingt. Für eine sichere Unterscheidung fehlen in der MRCP morphologische Informationen, die nur aus einem weiteren Datensatz anderer Wichtung erlangt werden können.

Aufgabe des Mediziners ist dann die Vorteile der jeweiligen Aufnahmen zu kombinieren und eine entsprechende Diagnose zu erstellen. Dazu muß er insbesondere die Aufnahmen „gedanklich“ überlagern, daß heißt Auffälligkeiten von einer Aufnahme auf die andere ortstreu übertragen und in einem neuen Zusammenhang bewerten. Dies wird jedoch erschwert, falls die zu vergleichenden Aufnahme verschiedene Schnittrichtungen aufweisen.

Daher können die diagnostischen Möglichkeiten der MRCP gesteigert werden, indem eine Komposition von morphologischen Daten und denen der MRCP angestrebt wird.

Die hier zu entwickelnde Arbeit sollte dem Mediziner ermöglichen sowohl MRCP-Datensätze als auch Übersichtsaufnahmen des Abdomen in einem Bild zu visualisieren, indem die DICOM Koordinatensysteme angeglichen und das entsprechende Volumen einer Schicht aus beiden Quellen extrahiert wird.

Die Bilder sollten dabei so überlagert werden, daß ihre absolute Lage bezüglich des Patientenkoordinatensystems übereinstimmt, und gleiche Strukturen auf gleiche abgebildet werden. Durch Wahl des Überdeckungsgrades, der Farbpalette und Variation von Helligkeit und Kontrast können Transparenzeffekte erreicht werden mit denen Strukturen zweier Aufnahmen zugleich sichtbar werden. Transparenz bedeutet in diesem Zusammenhang, daß bei Überlagerung zweier Bilder das untere gleichmäßig durchscheint und sichtbar wird. Je nach Abhängigkeit können verschiedene Effekte erreicht werden.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, ausgehend von zwei 3D-Datensätzen lage-identische Schnitte in einem Bild zu visualisieren (Abbildung 32). Durch Zuordnung verschiedener Farbtabellen und Transparenzeffekte werden MRT-Bilder verschiedener Intention in einem gemeinsamen Bild dargestellt.

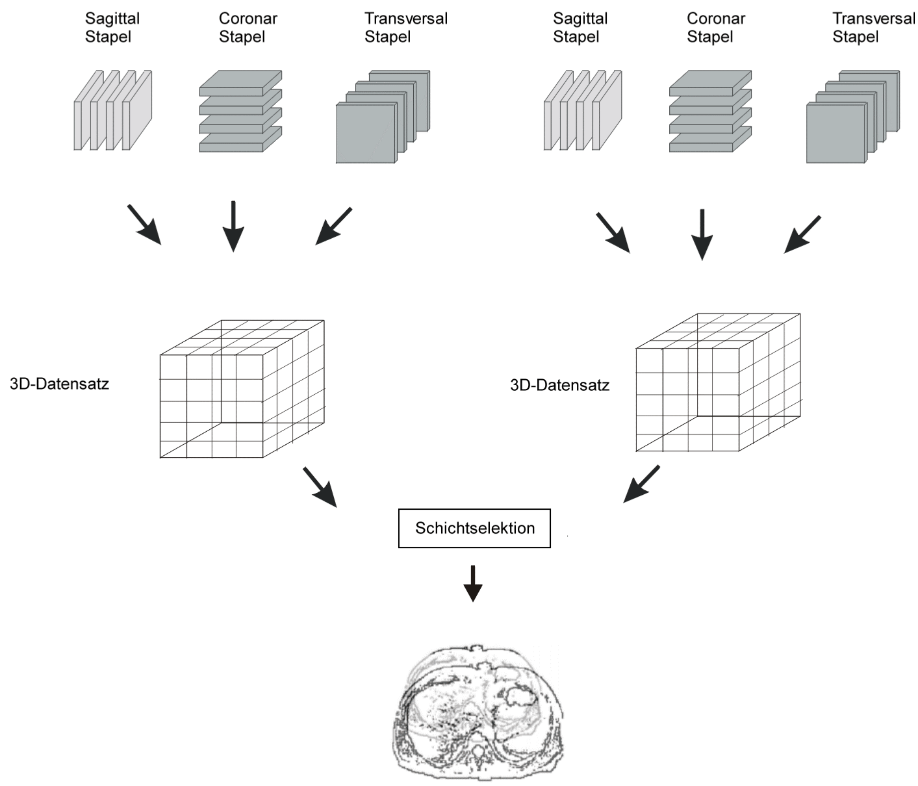


Abbildung 32: Komposition

Eine weitere Funktionalität, die über die Bildkomposition erreicht werden kann, ist der Koordinatenabgleich zweier Aufnahmen. So kann in der Regel nicht davon ausgegangen werden, daß zwei Bildserien, die zeitlich weit auseinander liegen alleine durch die absoluten Koordinaten des bildgebenden Systems ortstreu aufeinander gelegt werden können. Auch während der Untersuchung in der Magnetröhre ist eine Lageänderung des Patienten nicht auszuschließen. Daher ergibt sich die Notwendigkeit eines Koordinatenabgleichs, um ein gemeinsames Bezugssystem zu erhalten. Erst hierdurch ist eine exakte Berechnung des 3D-Datensatzes und eine damit verbundene Qualitätserhöhung möglich.

Durch die Bildüberlagerung können identische Strukturen in beiden Aufnahmen identifiziert werden und durch eine Transformation übereinander gelegt werden. Diese Transformationsmatrix, die den Lageunterschied des MRT-Bildes zu einer ausgewählten Referenz beinhaltet, muß dann rückwirkend auf die DICOM-Information des entsprechenden Bildes und des 3D-Datensatzes zurück geschrieben werden (Abbildung 33).

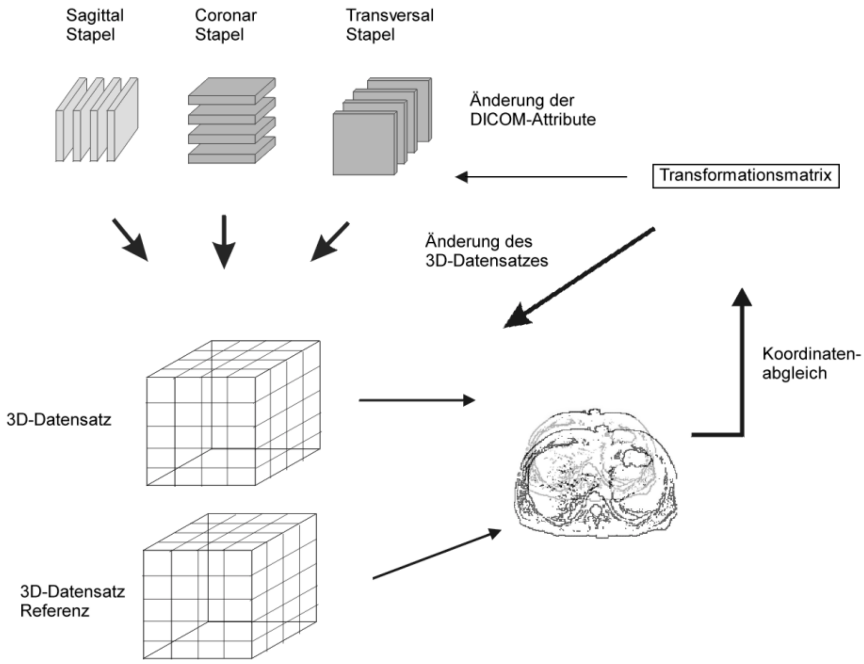


Abbildung 33: Schematische Darstellung des Koordinatenabgleichs

Zusammenfassend kann die Funktionalität des Kompositionsmoduls so beschrieben werden:

- Gleichzeitige Darstellung unterschiedlich gewichteter MRT-Aufnahmen
- Erstellung eines absoluten Bezugssystems für alle Quelldaten

5.4 Benutzerschnittstelle

Die Erstellung des 3D-Datensatzes und die Bildkomposition erfordert die Interaktion mit dem Benutzer, um die notwendigen Selektionen vornehmen zu können. Da im wesentlichen mit dreidimensionalen Objekten (Schichten) gearbeitet wird, muß eine geeignete Repräsentation der Schichten innerhalb eines Volumens gefunden werden. Jeder Arbeitsschritt von der Wahl der Bildquellen über die Erstellung des 3D-Datenssatzes bis hin zur Bilderzeugung von neu gewählten Schnitten soll anschaulich und optional dargestellt werden. Bei Anlehnung an medizinischen Vorgehensweisen wie der Schichtselektion im erstellten Datensatz sind die Oberflächen, wie sie bei der MRT-Bedienkonsole verwendet werden möglichst aufzugreifen und weiter zu entwickeln.

Durch Auswahl der verwendeten Algorithmen soll der Benutzer in die Lage versetzt werden, den Bearbeitungsprozeß je nach Anforderung zu kontrollieren. Insbesondere sollten Einstellungsmöglichkeiten hinsichtlich der berechneten Qualität und des zu erwartenden Rechenaufwands realisierbar sein.

Die Visualisierung der Ergebnisse erfolgt dann durch entsprechend der Einstellungen aufgelösten digitalen Bilder, die in mehreren Formaten zur Verfügung gestellt werden sollen. Damit ist eine Nachbearbeitung des Bildmaterials sowohl durch allgemeine Bildverarbeitungswerkzeuge (*ImageJ*) als auch durch DICOM-spezifische Modalitäten durchführbar.

Im einzelnen ergeben sich folgende Anforderungen und Funktionalitäten bei Interaktion mit dem Benutzer:

Quellenwahl für die Erzeugung der 3D-Datensätze:

- Anzeige der Quellbilder (2D-Schnittbildserien)
- Grafische Darstellung des durch die Schnittbilder eingenommen Volumens
  - in 3D Darstellung (Kabinettprojektion)
  - in Orthogonalprojektionen der medizinischen Grundrichtungen (Transversal, Coronar und Sagittal)
  - Farbgebung je nach Orientierung (Transversal, Coronar, Sagittal)
  - Vergrößerung und Verkleinerung der Volumina
- Textuelle Information über Ausdehnung und Lage der Volumina
- Anzeige der Hierarchie hinsichtlich der Quellen (Einzelbilder und Serien)
- Multiple Selektion von Quellbilder zur Auswertung
- Verwaltung und Darstellung des Gesamtvolumens und des Schnittvolumens der selektierten Quellen

Schichtselektion innerhalb der 3D-Datensätze:

- Grafische Darstellung des Gesamtvolumens des 3D-Datensatzes
- Grafische Darstellung des durch die selektierten Schnittbilder eingenommen Volumens
  - in 3D Darstellung (Kabinettprojektion)
  - Vergrößerung und Verkleinerung der Volumina
- Darstellung der selektierten Schnitte in Orthogonalprojektion der medizinischen Grundrichtungen mit einem Realbild in gleicher Projektionsrichtung im Hintergrund.
- Vorschau auf die resultierenden Bilder bezüglich der selektierten Schichten

Komposition von Schnittbildern

- Grafische Darstellung der komponierten Bilder
- Transformation eines Bildes zum Koordinatenabgleich

Optionen und Einstellungen

- Einstellung der Farbgebung
- Einstellung und Wahl der verwendeten Algorithmen

- Einstellung des grafischen Erscheinungsbildes

Damit ist der Entwurf komplett und läßt sich folgendermaßen (Abbildung 34) zusammenfassen:

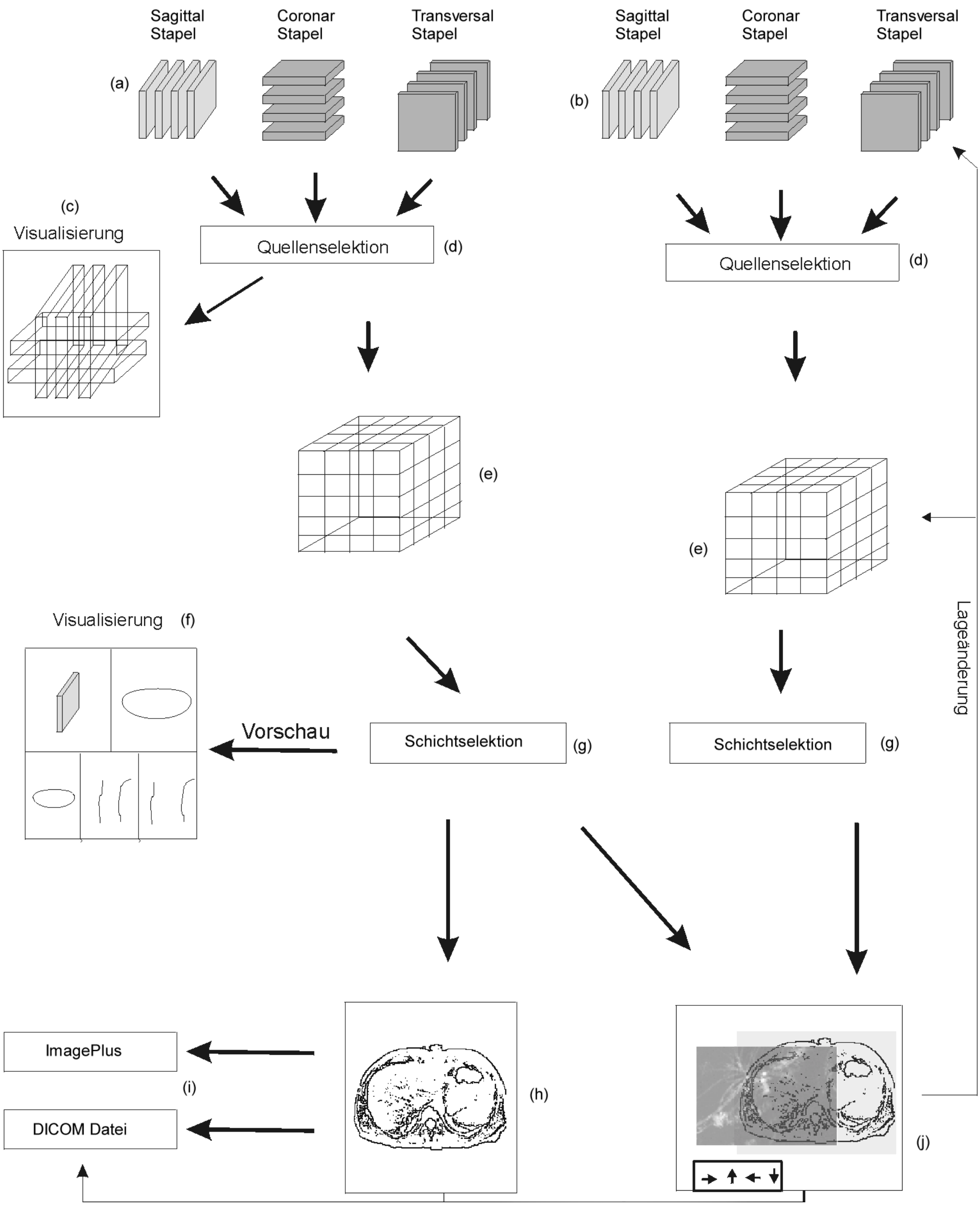


Abbildung 34: Ablaufschema

Als Grundlage für die Weiterverarbeitung werden MRT-Bildserien (Abbildung 34a) verwendet, wie sie der Kernspintomograph je nach Sequenz und Wichtung zur Verfügung stellt. Um eine optimale Verarbeitung zu gewährleisten, sollte die zu analysierende Region in verschiedenen Ebenen mit gleichen Aufnahmeparametern dargestellt sein, um ein in alle Raumrichtungen hochauflösendes, lückenfreies Gesamtvolumen zu gewinnen. Falls eine Bildüberlagerung zur gleichzeitigen Darstellung verschieden gewichteter Aufnahmen angestrebt wird, dann müssen zwei Volumina (Abbildung 34a, b) mittels Schnittbildserien selektiert werden.

Aus den importierten Schnittbildserien können nun je nach Anforderung ganze Serien oder einzelne Bilder markiert werden (Abbildung 34d). Um einen visuellen Eindruck des durch die selektierten Serien und Bildern aufgespannten Volumens zu bekommen, wird der Auswahlprozeß mittels Gittermodelle der Schnittbilder in Kabinett- und Orthogonalprojektion in einem separaten Fenster gezeigt (Abbildung 34c).

Im nächsten Schritt (Abbildung 34e) wird ein 3D-Datensatz berechnet, der aus einer Menge zweidimensionaler Pixelmatrizen mit Hilfe des Patientenkoordinatensystems ein räumliches Modell berechnet, welches den dreidimensionalen Zugriff auf die Bildinformationen ermöglicht. Da für jeden Raumpunkt nun nicht nur ein Bildstapel zur Verfügung steht, sondern im besten Falle mehrere verschieden orientierte Aufnahmeserien den selben Bereich überdecken, kann durch geeignete Kombination eine verbesserte Ansicht erzielt werden. Im Idealfall, falls sich die gewählten Serien gegenseitig ergänzen, kann die Auflösung erhöht werden und durch Gewinnung neuer Details die diagnostische Qualität der Aufnahmen verbessert werden.

Ähnlich der Arbeit am Kernspintomograph ist es jetzt möglich, basierend auf dem in Abbildung 34e entwickelten Modell, beliebig Schnittserien zu definieren (Abbildung 34g). Die Parameter der einzelnen Schnitte sind frei wählbar und können so leicht einer neuen medizinischen Fragestellung angepaßt werden. In Abbildung 34f kann dieser Vorgang bildlich als Vorausschau überwacht werden und die Orientierungen sowohl in einer 3D-Darstellung als auch in den Standard Projektionen betrachtet werden.

Die eigentliche Bilderzeugung der gewählten Serie erfolgt in Abbildung 34h und kann als DICOM-Bild oder ImagePlus[29] (Abbildung 34i) exportiert werden, was zum einem die DICOM-Kompatibilität und die damit verbundenen Vorteile (siehe Kapitel 4) garantiert, zum anderen können mittels des Bildverarbeitungswerkzeugs *ImageJ* weitere Schritte zur Bildverbesserung folgen (z.B.: Filter, Skalierung, o.ä.).

Das Bildkompositionsmodul (Abbildung 34j) bietet im wesentlichen zwei Funktionalitäten. Zum einen können die Patientenkoordinaten zweier Aufnahmen aufeinander abgestimmt werden und dadurch das übergeordnete 3D-Bezugssystem aufrecht erhalten werden. Nur dadurch ist eine Kombination von überbestimmten Informationen möglich, da sonst die räumlichen Informationen nicht übereinstimmen. Zum anderen werden durch Bildüberlagerung zweier verschieden gewichteter Aufnahmen mittels Transparenzeffekte Informationen von Bildern mit unterschiedlicher Intention gemeinsam sichtbar.

[29] Das ist das interne Bildformat von ImageJ

6 Mathematisches Modell zur Umsetzung einen 3D-Datensates

In diesem Kapitel wird ein mathematisches Modell für den zu entwickelnden 3D-Datensatz definiert. Dabei soll zunächst die Abbildung der gemessenen MRT-Signale in die Grauwertmatrizen (MRT-Bilder) mathematisch umschrieben werden, um anschließend darauf aufbauend die Einbindung der Quelldatensätze in das Modell als dreidimensionale Beleuchtungsfunktion zu ermöglichen.

6.1 Zweidimensionale Bilder

Gewöhnliche 2D-Bilder können als kontinuierliche Funktion *E* (x, y) zweier Ortsvariablen aufgefaßt werden, die die Bestrahlungsstärke in einer Ebene darstellen. In Abbildung 35 ist eine zweidimensionale Funktion beispielhaft grafisch dargestellt.

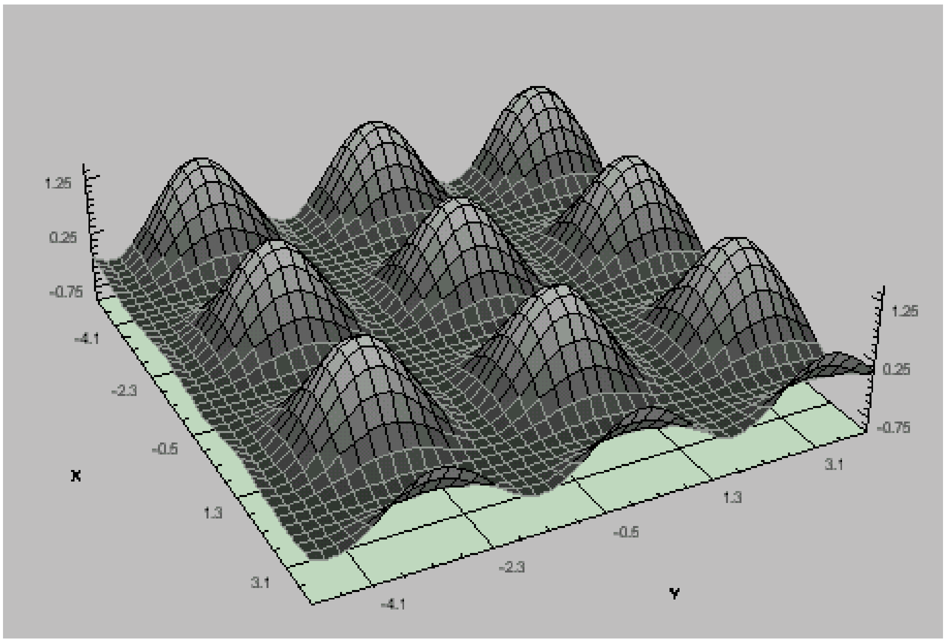


Abbildung 35: Beispiel einer zweidimensionalen Funktion $E\ (x,y) = sin(x)^2cos(y)^2$

Bei der Rasterung wird das kontinuierliche Bild in digitale Zahlenfelder (Abbildung 36) umgewandelt, indem durch Überlagerung eines rechteckigen Gitters die Bildvorlage in Rasterflächenstücke unterteilt wird.

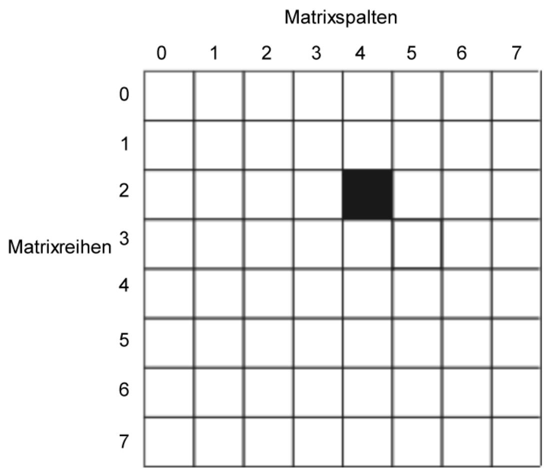


Abbildung 36: Bildmatrix

Ein Bildpunkt oder Pixel (engl. Picture element) repräsentiert dann die Bestrahlungsstärke an der zugehörigen Gitterposition. Für die Angabe der Position eines Pixels ist die Matrixschreibweise üblich, die an erster Stelle die Reihe und an zweiter Stelle die Position der Spalte angibt. Die y-Achse läuft daher von oben nach unten und die x-Achse von links nach rechts. Die horizontalen Zeilen nennt man Bildzeilen (Bildreihen), die vertikal verlaufenden Spalten werden als Bildspalten bezeichnet [Jähn97].

Unter der räumlichen Auflösung eines Bildes versteht man die Anzahl der Pixel im Verhältnis zur dargestellten Fläche. Je größer die Zahl der Pixel bei gleichbleibender physikalischer Ausdehnung, desto kleiner werden die Pixel und man gewinnt den Eindruck eines kontinuierlichen Bildes. Eine zu geringe Auflösung dagegen vermittelt einen „Rastereffekt“ und führt zu Artefakten an den Kanten. Die Abbildung 37 zeigt drei verschiedene Auflösungen für eine sagittale MRT-Aufnahme. Die Auflösung des Teilbildes (a) beträgt 126 Pixel / cm^2, die Auflösung des Teilbildes (b) 31 Pixel / cm^2 und die des Teilbildes (c) 8 Pixel / cm^2. Deutlich ist der Rastereffekt auf dem rechten Kopf mit der geringsten Auflösung zu erkennen.

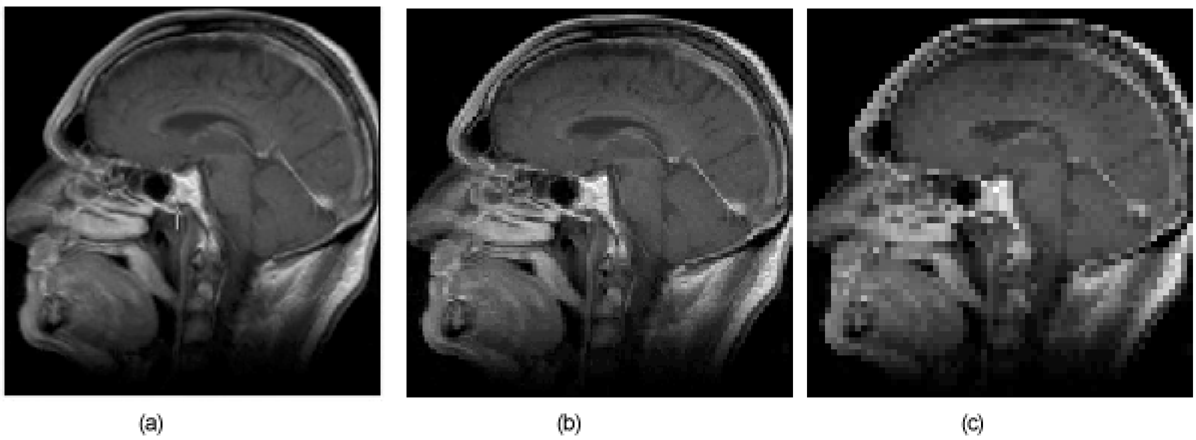


Abbildung 37: Köpfe mit verschiedenen Auflösungen

Da jedes Pixel nicht nur einen Bildpunkt darstellt, sondern eine rechteckige Region, muß der mit dem Pixel assoziierte Wert die mittlere Bestrahlungsstärke der zugehörigen Gitterzelle angemessen darstellen. Dies kann mathematisch durch den Mittelwert der kontinuierlichen Funktion *E* im Bereich der Gitterzelle erzielt werden (Gleichung 2).

$$[f]_{MW} = \frac{\iint_D E(x,y)\,dxdy}{A(D)} \tag{2}$$

mit

D	Elementarzelle
A (D)	Flächeninhalt von D
E	kontinuierliche Beleuchtungsfunktion

Zur Darstellung mit digitalen Zahlen muß dieser Wert auf eine begrenzte Zahl Q diskreter Werte abgebildet werden (Quantisierung). Standardmäßig werden Bilddateien mit 8 Bit in 256 Graustufen quantisiert, so daß jeder Grauwert mit einem Byte dargestellt werden kann. Hierdurch ist zum einem eine optimale Ausnutzung der Speicherkapazität von Rechenanlagen gewährleistet, zum anderen ist diese Auflösung gut genug, um dem menschlichen visuellen System einen kontinuierlichen Übergang vorzutäuschen [Habe87].

Diese Techniken werden nun auf die Bilderzeugung der Magnetresonanztomographie übertragen. Dazu muß ein dreidimensionales Äquivalent zu der beschriebenen Beleuchtungsfunktion *E* gefunden werden, das sich aus den zur Verfügung stehenden 2D-Datensätzen und deren Signalen herleitet.

6.2 Berechnung einer dreidimensionalen Beleuchtungsfunktion

Das Signalverhalten eines untersuchten Objektes in einem bestimmten Raumbereich der Magnetröhre ist im wesentlichen abhängig von der Suszebtibilität[30], der longitudinalen Relaxationszeit T1, der transversalen Relaxationszeit T2 und der Protonendichte. Die Gleichung 3 beschreibt diesen Sachverhalt beispielhaft an einer Spin-Echo-Pulssequenz.

$$I = N(H) \cdot \left(e^{-T_E / T_2}\right) \cdot \left(1 - e^{-T_R / T_1}\right) \tag{3}$$

mit

I	Signalintensität
N(H)	Protonendichte
TR	Repititionszeit (Parameter der durch das bilderzeugende System einstellbar ist)
TE	Echozeit (Parameter der durch das bilderzeugende System einstellbar ist)
T1	Spin-Gitter-Relaxationszeit
T2	Spin-Spin-Relaxationszeit
S	Suszebtibilität

Je nach Meßsequenz erfahren diese Gewebeparameter einer unterschiedliche Gewichtung, so daß man das Signalverhalten eines untersuchten Objektes mittels einer dreidimensionale Funktion des Raumes beschreiben kann. Diese Funktion ist nicht wirklich kontinuierlich, da der Ortsauflösung des Kernspintomographs durch Schalten der Magnetfeldgradienten Grenzen auferlegt sind, doch wird hier im folgenden davon ausgegangen, daß sie sich „analytisch wohl verhält[31]".

Sei der Aufnahmebereich des Kernspintomographs durch einen quaderförmigen Bereich begrenzt, dann existiert eine Funktion

$$f_{T_1, T_2, N(H), S}(x, y, z) \tag{4}$$

mit

$$\mathrm{f} : \mathrm{IR}^3 \to \mathrm{IR}^+$$

$$\mathrm{D} = [\mathrm{minX}, \mathrm{maxX}] \times [\mathrm{minY}, \mathrm{maxY}] \times [\mathrm{minZ}, \mathrm{maxZ}] \subset \mathrm{IR}^3 \quad \textit{Definitionsbereich}$$

$$\mathrm{W} = \{\mathrm{f(x, y, z)} \mid \mathrm{x, y, z} \in D\} \subset IR^+ \quad \textit{Wertebereich}$$

[30] Magnetisierungsgrad einer Substanz

[31] insbesondere muß die Funktion integrierbar sein

die das Signalverhalten bezüglich des untersuchten Objekts und der verwendeten Meßsequenz an einem Raumpunkt (x,y,z) widerspiegelt.

Durch die DICOM-Informationen der Quelldatensätze (siehe Kapitel 4) sind Reihenvektor $\vec{r}$ und Spaltenvektor $\vec{c}$ bekannt und es läßt sich der Schichtvektor $\vec{s}$ durch das Vektorprodukt errechnen (Gleichung 5).

$$\vec{s} = \vec{r} \times \vec{c} = \begin{pmatrix} s_x \\ s_y \\ s_z \end{pmatrix}, |s| = 1 \tag{5}$$

mit

$$\vec{r} = \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix}, |\vec{r}| = 1 \qquad \text{Reihenvektor}$$

$$\vec{c} = \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix}, |\vec{c}| = 1 \qquad \text{Spaltenvektor}$$

Sei n die Anzahl der Reihen, m die Anzahl der Spalten und o die Zahl der Schichten des Quellendatensatzes. Gesucht ist jetzt eine Zuordnung, die die quasi kontinuierlichen Funktion $f\,(x,\ y,\ z)$ des untersuchten Objektes auf das Raster einer Bildmatrix A_k (k-tes MRT-Bild in Serie) abgebildet (Gleichung 6) .

$$A_k = \begin{pmatrix} a_{0,0,k} & \dots & a_{0,m-1,k} \\ \dots & \dots & \dots \\ a_{n-1,0,k} & \dots & a_{n-1,m-1,k} \end{pmatrix} \tag{6}$$

mit

i	Zeilenposition	i = 0, 1, ..., n-1
j	Spaltenposition	j = 0, 1, ..., m-1
k	Schichtposition	k = 0, 1, ..., o-1

Durch den Quelldatensatz ist ein diskretes voxelbasiertes Koordinatensystem bezüglich des Patientenkoordinatensystems definiert, das folgendermaßen formuliert werden kann (Gleichung 7):

$$D \ni \vec{p}_{ijk} = \begin{pmatrix} p_{ijkx} \\ p_{ijky} \\ p_{ijkz} \end{pmatrix} = \vec{p}_k + i \cdot Pix_B \cdot \vec{r} + j \cdot Pix_H \cdot \vec{c} + (k \cdot B + k \cdot SA) \cdot \vec{s} \tag{7}$$

mit

$$\vec{p}_k = \begin{pmatrix} p_{kx} \\ p_{ky} \\ p_{kz} \end{pmatrix} \in D \qquad \text{Ankerpunkt (Image Position) der k-ten Schicht in Serie}$$

Pix_B, Pix_H	Pixelbreite und Pixelhöhe
B, SA	Schichtbreite und Schichtabstand

Der Vektor $\vec{p}_{ijk}$ bezeichnet den Ortsvektor der linken, oberen, vorderen Ecke für das Volumenelement in der *i*-ten Reihe, *j*-ten Spalten und *k*-ten Schicht. Durch die Definition von $\vec{p}_{ijk}$ liegen alle diese Raumpunkte in *D* den gültigen Aufnahmebereich (siehe Funktion *f* in Gleichung 4).

Das Voxelvolumen an der Position (*i,j,k*) wird aufgespannt durch die drei Vektoren (Reihenvektor $\vec{r}$, Spaltenvektor $\vec{c}$ und Schichtvektor $\vec{s}$) deren Länge durch die Ausmaße der Pixelfläche bzw. Schichtdicke begrenzt werden. Mit $\vec{p}_{ijk}$ ist der Ankerpunkt der Vektoren bekannt, so daß durch dreifache Integration über das entsprechende Voxelvolumen der Funktion *f* das Gesamtsignal gemessen wird. Die Quantisierung *Quant (t)* ist eine monoton steigende Funktion, die alle auf diese Weise gemessenen Signale in geeigneter Weise auf die Grauwertmenge *G* abbildet. Damit können die Elemente der Matrix A_k dargestellt werden (Gleichung 8):

$$a_{ijk} = Quant\left(\int_{p_{ijkx}}^{p_{ijkx}+Pix_B} \int_{p_{ijky}}^{p_{ijky}+Pix_H} \int_{p_{ijkz}}^{p_{ijkz}+B} f(\alpha,\beta,\chi)\, d\alpha\, d\beta\, d\chi \right) \tag{8}$$

mit

Quant	$IR^{+} \rightarrow G$	monoton steigende Quantisierungsfunktion
G	{0, 1, ... Max GW}	Grauwertmenge

Die Abbildung 38 verdeutlicht diesen Sachverhalt nochmals in einer Zeichnung mit einem 2D-Datensatz,der nur aus einer Schicht besteht. In Abbildung 38a erkennt man die räumliche Orientierung der Schicht mit den zugehörigen Vektoren zur Positionierung. Das Teilbild (b) zeigt einen vergrößerten Ausschnitt eines Voxels (durch Kreis markiert) mit dem angedeuteten Intensitätssignal *f*. Durch Integration und Quantisierung des Voxelvolumens kann die Bildmatrix (Teilbild (c)) an der Stelle (*i,j*) gefüllt werden.

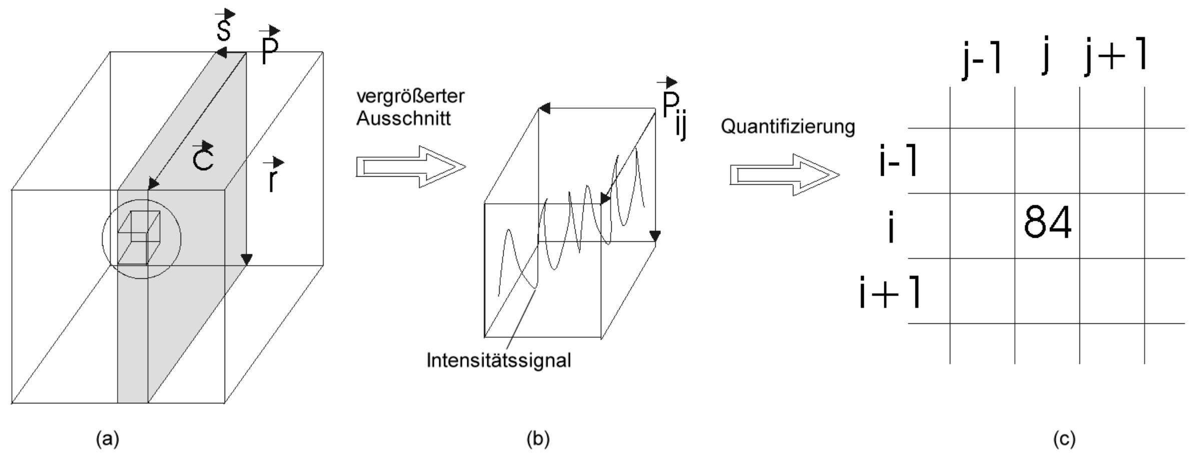


Abbildung 38: Schemazeichnung zur Gewinnung der Bildmatrizen

Die Aufgabe besteht nun darin den Prozeß umzukehren und aus den Matrixeinträgen eine dreidimensionale Beleuchtungsfunktion *h* (unser 3D-Bild) zu konstruieren, die auf die oben geschilderten Zusammenhänge basiert. Dazu wird eine Hilfsfunktion g_{Vox} (u,v,w) benötigt, die an einer Voxelposition (u,v,w) den resultierenden Grauwert, wie oben beschrieben, berechnet (Gleichung 9).

$$\mathrm{g}_{\mathrm{Vox}}(u,v,w) = Quant\left(\int_{\mathrm{u}}^{\mathrm{u}+Pix_B} \int_{\mathrm{v}}^{\mathrm{v}+Pix_H} \int_{w}^{w+B} f(\alpha,\beta,\chi)\, d\alpha\, d\beta\, d\chi \right) \tag{9}$$

mit

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} = \vec{p}_{ijk} \in D$$

Das Kürzel *Vox* soll andeuten, daß das Bezugssystem voxelbasiert ist, und jede Position (u,v,w) die linke, obere, vordere Ecke des quaderförmigen Volumenelements bezüglich der gewählten Parameter *i, j, k* bezeichnet. Der nächste Schritt besteht darin, von dem voxelbasierten Koordinatensystem auf einen „freien“ Positionsvektor $\in$ IR^3, der nicht auf das Voxelraster abgebildet wird. Weiter hin soll nicht mehr volumenabhängig gearbeitet werden.

Seien von den möglichen Positionen $p_{ijk} \in D$ die Funktionswerte $g_{Vox}(p_{ijk})$ bekannt. Gesucht ist ein Funktionswert $\mathrm{g}_{\mathrm{Vox}}(\alpha,\beta,\chi), \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \chi \end{pmatrix} \neq P_{ijk}$ aus D. Zur näherungsweisen Bestimmung von $g_{Vox}(\alpha,\beta,\chi)$ ersetzt man die gegebene Funktion g_{Vox} durch eine stetige Interpolationsfunktion $I(\alpha,\beta,\chi)$, die in den $(m \cdot n \cdot o)$ Interpolationspunkten $[\mathrm{P}_{\mathrm{ijk}}, \mathrm{g}_{\mathrm{Vox}}(\mathrm{P}_{\mathrm{ijk}})]$ mit der eventuell sonst unbekannten Funktion übereinstimmt und im Inneren des Voxels an jeder Voxelposition stetig differenzierbar ist.

Dann ergibt sich die gesuchte Beleuchtungsfunktion *h*, wie in Gleichung 10 gezeigt.

$$\mathrm{h}(\alpha,\beta,\chi) = \frac{I(\alpha,\beta,\chi)}{Pix_H \cdot Pix_B \cdot B} \tag{10}$$

Durch Division mit dem Voxelvolumen bleibt die Funktion *h* volumenunabhängig.

Die Beleuchtungsfunktion *h* beschreibt damit den zu erwartenden Grauwert in einem Raumpunkt bei bildlicher Darstellung des untersuchten Objekts. Mit anderen Worten wird durch *h* ein dreidimensionales Grauwertbild mit Hilfe von *f* und dem Quelldatensatz mathematisch definiert. Dahingegen beschreibt f selbst die Signalintensität bezogen auf die Gewebeparameter und der gewählten Meßsequenz. Die Funktion *g* bezieht sich noch auf das Voxelkoordinatensystem und berechnet den zu erwartenden Grauwert für ein Volumenelement. Dieses mathematisches Modell wird im nächsten Kapitel aufgegriffen und algorithmisch umgesetzt. Es dient als Basis zur Bildgewinnung.

Das nächste Unterkapitel soll die hier angewandte Interpolation verdeutlichen.

6.2.1 Interpolationen zur Entwicklung eines kontinuierlichen Modells

Da die Bildstruktur bei medizinischen MRT-Aufnahmen eher durch fließende Hell-Dunkel-Übergänge geprägt sind als durch strikte Kanten, können mittels Interpolation auch Zwischenwerte zu den diskreten Parametern berechnet werden. Bei Interpolation zwischen zwei Punkten $(x_1,f(x_1))$ und $(x_2,f(x_2))$ wird der eventuell unbekannte Funktionsverlauf zwischen x_1 und x_2 durch eine neue einfach auszuwertende Funktion $g(x)$ ersetzt. Damit ist es möglich den unbekannten Funktionswert $f(x)$ an einer Stelle $x_1 \leq x \leq x_2$ durch $g(x)$ anzunähern. Der Interpolationsfehler $|f(x)-g(x)|$ ist möglichst klein zu halten, um eine gute Näherung zu erreichen. Je nach Art der verwendeten Funktion g spricht man von:

- Linearer Interpolation (g ist eine lineare Funktion)
- Lagrange Interpolation (g ist ein Polynom)
- Kubische Interpolation (g ist eine kubische Splinefunktion)

Die einfachste Interpolationsvorschrift sieht die Rundung der Parameterwerte vor und erreicht somit immer den nächsten diskreten Nachbar (Nächster-Nachbar-Interpoaltion).

Als Stützpunkte kommen die bezüglich der gewählten Interpolationsdimension benachbarten Pixel (bzw. Voxel) einer gewünschten Position p in Frage. Die linken und rechten Nachbarn von p bzw. unteren und oberen ergeben sich direkt aus der Nachbarschaftsrelation der Bildmatrix, während die vorderen und hinteren Nachbarn durch Hinzunahme der davor bzw. der dahinter plazierten Schicht an der gleichen Matrixposition ermittelt werden. Wenn diese Regel zu einer Zugriffsverletzung der Art führt, daß auf nicht existierende Schichten oder Pixel zugegriffen werden soll, dann wird die Komplexität der Interpolation schrittweise reduziert oder gar nicht vorgenommen.

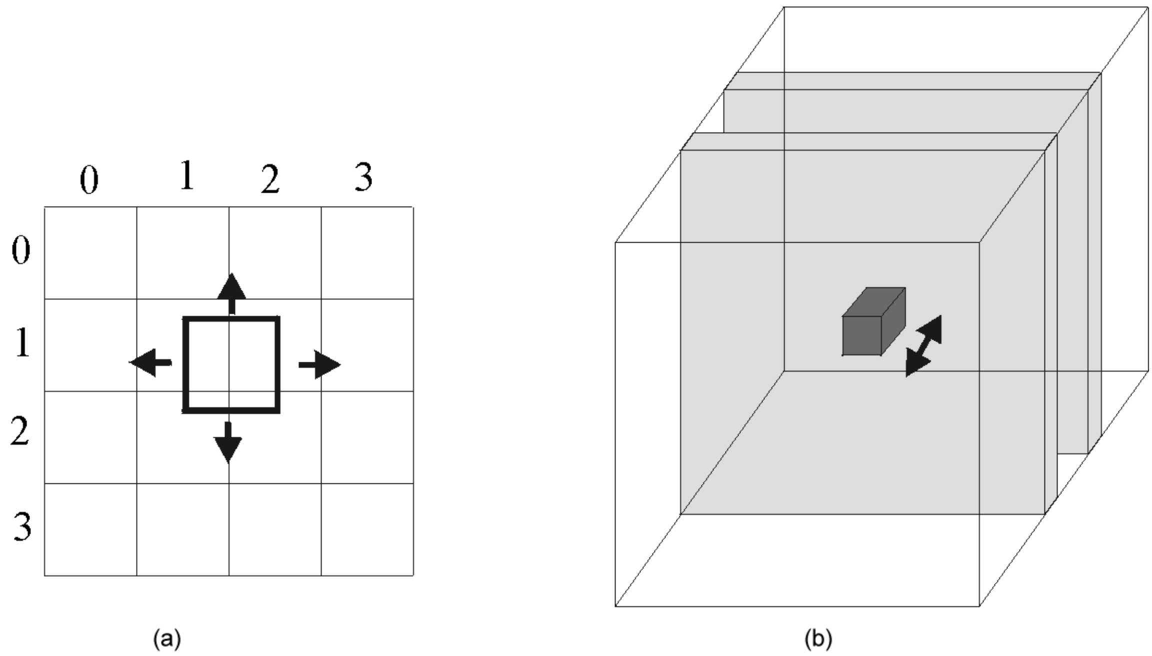


Abbildung 39: Schematische Zeichnung der Voxelbewegung durch Interpolation in 2D (a) und 3D (b)

Bildlich bedeute die Anwendung der Interpolation auf unsere Funktion g_{Vox} ein Verschieben des durch die Parameter bestimmten Voxels über das durch die Auflösung gegebenen Raster

(Abbildung 39). Falls dies nur in eine Ebene geschieht rechnet man mit einer zweidimensionalen Interpolation, falls über die Schichtgrenzen hinaus variiert wird, kommt eine dreidimensionale Interpolation zur Anwendung. Damit kann der Zwischenraum zweier Schichten ebenfalls approximiert werden und für die Berechnung neuer Volumen genutzt werden. Einzelheiten zur Konstruktion der Interpolationen können im Anhang unter 12.1.1 nachgelesen werden.

7 Algorithmische Umsetzung des Bildbetrachters

Wie im Kapitel Entwurf gezeigt wurde, müssen im folgenden Problemlösungen für die Konstruktion und Funktionalität eines 3D-Datensatzes gefunden werde. Dazu sollen schrittweise aufeinander aufbauende Algorithmen entworfen werden, die die auftretenden Probleme unterteilen und adäquat lösen. Als Basis dient das in Kapitel 6 entwickelte mathematisches Modell. In den Unterkapiteln 6 und 7 werden zwei Algorithmen entwickelt, die die Auflösung des 3D-Datensatzes durch Kombinationen mehrerer MRT-Serien erhöhen. Am Ende sollen die vorgestellten Methoden unter dem Aspekt der Komplexität untersucht werden.

7.1 Registrierung der 2D-Datensätze

Als Grundlage zur Berechnung des 3D-Datensatzes dienen die MRT-Schnittbildserien, die zur Weiterverarbeitung zunächst hinsichtlich ihrer geometrischen Information analysiert und in einen räumlichen Bezugsystem angeordnet werden. Die Registrierung der 2D-Datensätze hat als vorrangiges Ziel zusammengehörige Bilder in einer Serie zu kapseln und einen dreidimensionalen Zugriff auf die selbe entsprechend der vermittelten Auflösung zu gewährleisten. Das bedeutet, daß von der 2D-Bildmatrix abstrahiert wird und jedes Voxel in seinen räumlichen Ausdehnungen erfaßt wird.

Die als Quellen selektierten Datensätze werden aufgrund ihrer Attribute in die hierarchische Struktur eines Baumes mit den einzelnen Bildern als Blätter und den gesamten eingenommenen Volumen als Wurzelelement eingeordnet. Damit läßt sich unabhängig der Speicherart und Sortierung jede Bildserie rekonstruieren und als übergeordnetes Objekt interpretieren. Jedes Objekt einer Ebene des so erzeugten Baumes ist mit einer entsprechenden Funktionalität ausgestattet und ermöglicht damit den Zugriff auf das entsprechende Volumen. An der Spitze der Hierarchie steht der 3D-Datensatz, der im Gegensatz zu den unteren Ebenen mittels mathematischer Methoden einen kontinuierlichen Zugriff ohne Auflösungsbeschränkungen erlauben soll und alle Teilvolumina als Ganzes kombiniert (Abbildung 40).

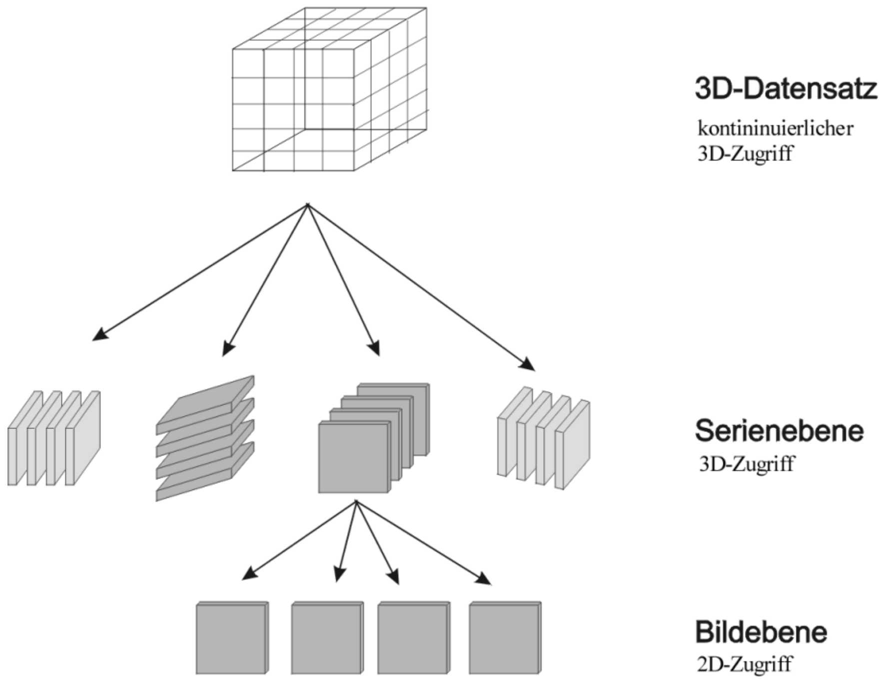


Abbildung 40: Hierarchische Struktur der Quellenverarbeitung

Auf der untersten Ebene (Bildebene mit Bildobjekten) erfolgt die Zuordnung der Schnittbilder entsprechend der möglichen medizinischen Orientierungen in Transversal, Coronar und Sagittal durch Auswertung und Vergleich der DICOM-Vektoren. Die Bildobjekte erlauben den 2D-Zugriff auf die Bildmatrix und damit das Auslesen der Pixelinformationen in der Ebene. Der Algorithmus $A1_{BO}$ beschreibt die einfache Funktionalität der Bildobjekte zum Auslesen der diskreten Pixeldaten.

Algorithmus $A1_{BO}$

Gesucht:	Grauwert an der Stelle (*x*, *y*)
Eingabe:	Bildmatrix *A* (Bildobjekt)
	Reihenposition *x*, Spaltenposition *y*
Algorithmus:	Prüfe, ob *x* und *y* im gültigen Bereich liegen
	falls ja, berechne Matrixwert a_{xy}
	sonst Fehlerausgabe und Abbruch
Ausgabe:	a_{xy}

Die nächste Ebene in unserer Hierarchie ist durch Serienobjekte (ein 2D-Datensatz) gegeben, die über eine erweiterte Funktionalität verfügen müssen. Um ein Serienobjekt zu konstruieren, müssen Schnittbilder, die ein und der selben MRT-Serie zugehörig sind, als solche erkannt und sortiert werden. Dazu kann das entwickelte mathematische Modell (siehe Kapitel 6) erweitert werden, indem je nach Orientierung der verwendeten Quellbilder eine Ordnung „≤“ definiert wird.

Seien $a \in M$ und $b \in M$ Schichten einer MRT-Serie M und $\vec{P}_a = (u,v,w)$, $\vec{P}_b = (x,y,z)$ die zugehörigen Bildpositionsvektoren im Patientenkoordinatensystem. Dann sei „≤“definiert durch:

$$a \le b \quad :\Leftrightarrow \begin{cases} w \le z & \text{falls a und b transversal} \\ v \le y & \text{falls a und b coronar} \\ u \ge x & \text{falls a und b sagittal} \end{cases}$$

In so einer Struktur liegen die einzelnen Schnittbilder als geordnete Folge von rechtwinkligen Volumina mit festen Ausmaßen und Abständen vor. Es ist daher möglich den Zugriff auf eine Bildserie von *n* Elementen in O(1) auszuführen, indem die Bildposition des ersten Volumens als Grundlage für die Berechnung genommen wird. Eine dreidimensionale Anfrage wird zunächst auf Gültigkeit geprüft und die Matrixkoordinaten des bezüglich des Raumpunktes schneidenden Schnittbildes ausgegeben. Diese können dann gerundet auf der unteren Ebene in den resultierenden Signalwert umgesetzt werden.

Damit läßt sich die Funktionalität auf der Serienebene algorithmisch folgendermaßen beschreiben:

Algorithmus $A1_{SO}$

Gesucht:	Grauwert eines Voxels an der diskreten Stelle (*x, y, z*)
Eingabe:	DICOM-Serie (Serienobjekt *SO*) Reihenposition *x*, Spaltenposition *y*, Schichtposition *z*
Algorithmus:	Prüfe, ob *z* im gültigen Bereich liegen falls nein, Abbruch sonst berechne Schichtnummer *k* und Matrixposition (*x, y*)
Ausgabe:	$A1_{BO}$(*x, y*) mit Bildobjekt *BO*, das der k-ten Schicht im Serienobjekt *SO* zugeordnet ist

7.2 Konstruktion eines 3D-Datensatzes

Während in den vorangegangenen Kapiteln Methoden entwickelt wurden, die basierend auf den verwendeten Auflösungen (Voxelgrößen) einen diskreten Zugriff auf räumliche Zellen einer Bildserie erlauben, wird nun ein kontinuierliches Modell entwickelt. Das Ziel ist die in Kapitel 6 beschriebene Beleuchtungsfunktion *h* zu berechnen und damit die Möglichkeiten der Analysis und Lineare Algebra zu nutzen, um die Bilderzeugung des Kernspintomographs zu simulieren.

Für jedes Serienobjekt steht bisher ein Algorithmus zur Verfügung, für den als Parameter die jeweilige Matrix- und Schichtposition angegeben werden muß. Sei der Quelldatensatz wie in Abbildung 41 gezeigt.

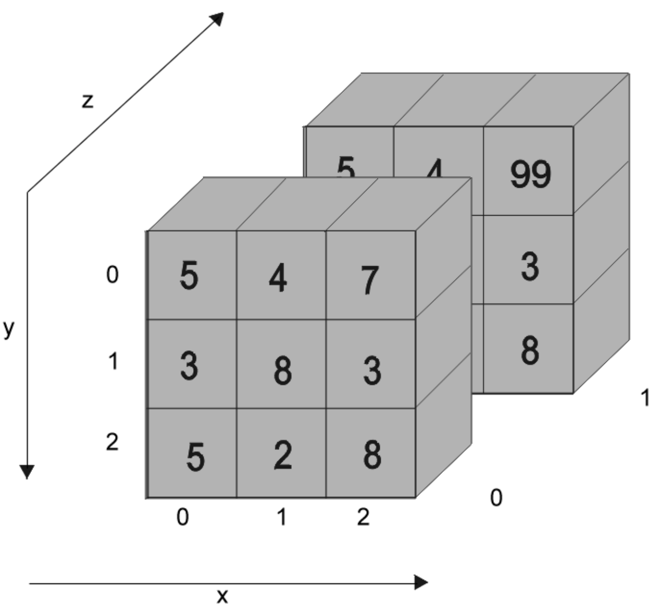


Abbildung 41: Darstellung des diskreten Zugriffs

Der Algorithmus $A1_{SO}$ würde beispielsweise für die Position (0,0,0) den Grauwert 5 und für (2,0,1) den Wert 99 zurück geben. Das Ziel besteht jetzt darin nicht diskreten Parameter zu benutzen, also ein Anfrage z.B.: an der Stelle (0.3, 1.2, 0.8) zu beantworten. In Kapitel 6 ist hier eine Interpolationsvorschrift zur Anwendung gekommen, die im folgenden Algorithmus $A2_{SO}$ verwendet wird.

Algorithmus A2$_{SO}$

`Gesucht:`	`Grauwert eines Voxels an der Stelle (`*x, y, z*`)`
`Eingabe:`	`DICOM-Serie (Serienobjekt `*SO*`)`
	`Positionsvektor (`*x,y,z*`) in Patientenkoordinaten`
	`Interpolationsvorschrift`
`Algorithmus:`	`Wandle die Patientenkoordinaten (`*x,y,z*`)in Pixel bzw. Schichtkoordinaten (`*a,b,c*`) um, indem die vordere, obere, Ekke des Serienvolumens als Bezugsgröße genommen wird (Bruchteile von Pixel und Schichten möglich)`
	`Teste, ob Pixel- und Schichtkoordinaten im gültigen Bereich`
	`falls Nein, Abbruch`
	`Berechne diskrete Nachbarn bezüglich der Interpolationsvorschrift (Stützpunkte `*S*`)`
	`Falls eine Zugriffsverletzung auftrat, Abbruch`
	`Berechne Stützwerte `*W*` zur Interpolation mit A1`$_{SO}$` über die Stützpunkte `*S*
	`Interpoliere die Position `*(a,b,c)*
`Ausgabe:`	`Interpolationswert`

Damit erweitert sich der Leistungsumfang und die Ortsgenauigkeit unseres bisherigen diskreten Algorithmus A1$_{SO}$ (x,y,z) und es ist ein Algorithmus zur Auswertung des Grauwertes eines imaginären Voxels beschrieben .

Wichtig an dieser Stelle ist anzumerken, daß über den obigen Algorithmus nicht ein Raumpunkt ausgelesen wird, sondern der Grauwert eines innerhalb des gemessenen Volumens frei zu verschiebenden Voxels (siehe Abbildung 39). Um eine volumenunabhängige Darstellung von g_{VOX} zu erreichen, muß innerhalb eines Voxel die Funktion als konstant angenommen werden und ein Mittelwert berechnet werden. In unserem mathematischen Modell wird jeder Grauwert durch ein quantifiziertes Dreifachintegral von f über den korrespondieren Volumenbereich repräsentiert. Das veranlaßt uns dazu den Mittelwert einer Funktion mit drei Variablen zu definieren (Gleichung 11) [Stoe91]:

$$[f]_{MW} = \frac{\iiint\limits_D f(x,y,z)dxdydz}{\iiint\limits_D dxdydz} \tag{11}$$

Nach dem Mittelwertsatz der Integralrechnung für höhere Dimensionen existiert so ein Wert (Gleichung 11a):

Angenommen, $f : D \rightarrow R$ ist stetig, und D ist ein Elementarbereich. Dann gibt es einen Punkt (x_0, y_0, z_0) in D, für den gilt :

$$\iiint_D f(x,y,z)\ dA = f(x_0,y_0,z_0) \cdot A(D) \qquad (11a)$$

mit

A(D) Flächeninhalt von *D*

Damit ergibt sich eine algorithmische Approximation von *h*, so, daß statt des Dreifachintegrals, der entsprechende Mittelwert ausgegeben wird. Es ist jetzt möglich für jedes Serienobjekt eine Funktionalität anzubieten, die es erlaubt, einen Grauwertraumpunkt auszulesen, indem die durch die Grauwertvoxel definierte Beleuchtungsfunktion *h* approximiert wird.

Algorithmus A3$_{SO}$

```
Gesucht:        Grauwert eines Raumpunktes an der Stelle (x, y, z)
Eingabe:        DICOM-Serie (Serienobjekt SO)
                Positionsvektor (x,y,z) in Patientenkoordinaten
                Interpolationsvorschrift

Algorithmus:    Wandle die Patientenkoordinaten (x,y,z)in Pixel bzw.
                Schichtkoordinaten (a,b,c) um, indem die vordere, obere, Ek-
                ke des Serienvolumens als Bezugsgröße genommen wird (Bruch-
                teile von Pixel und Schichten möglich)
                Teste, ob Pixel- und Schichtkoordinaten im gültigen Bereich
                falls Nein, Abbruch
                Berechne diskrete Nachbarn bezüglich der Interpolations-
                vorschrift (Stützpunkte S)
                Falls eine Zugriffsverletzung auftrat, Abbruch
                Berechne Stützwerte W zur Interpolation mit A1SO über die
                Stützpunkte S
                Interpoliere die Position (a,b,c)

Ausgabe:        Interpolationswert dividiert durch das Voxelvolumen
```

Folgende Tabelle soll einmal den Bezug unseres mathematischen Modells und den hier aufgestellten Algorithmen verdeutlichen:

math. Modell	Algorithmus	Koord.	Ausgabe	Beschreibung
E (x, y)	A1$_{BO}$ (x,y)	diskret	GW in Fläche	2D diskrete Beleuchtungsfunktion
g_{Vox} *(x,y,z)*	A2$_{BO}$ (x,y,z)	diskret	GW in Volumen	3D diskrete Beleuchtungsfunktion
h (x,y,z)	A3$_{BO}$ (x,y,z)	kont.	GW in Punkt	3D Beleuchtungsfunktion

Tabelle 11: Zusammenhang der entwickelten Algorithmen und mathematischen Modell

7.2.1 Verbesserung der Approximation durch einfache Kombination

In den bisherigen Betrachtungen war stets von einem Serienobjekt SO (ein 2D-Datensatz) die Rede. Durch Hinzunahme mehrere Serienobjekt SO_i , die den gleichen Bereich abdecken, ist es möglich eine algorithmische Approximation von

$$h_{ges}(\alpha,\beta,\chi) = \text{Lineare Kombination von } \{h_i(\alpha,\beta,\chi)\} \tag{12}$$

mit

i	0, 1, ..., Anzahl der Serienobjekte –1	Serienindex

zu erreichen. Die Funktion h_{ges} soll als dreidimensionale Beleuchtungsfunktion verstanden werden, die die Informationen der h_i vereint und kombiniert. Dadurch wird eine bessere Qualität hinsichtlich der Approximation einer idealen Grauwertfunktion für ein 3D-Bild erreicht, welches durch mehrere Datensätze gegeben ist.

Die denkbar einfachste Umsetzung einer Kombination ist die Durchschnittsbildung und Summierung der einzelnen h_i (Gleichung 13). Artefakte, also Bildstrukturen, die in keinem Zusammenhang mit dem aufgenommenen Bild stehen, können auf diese Art und Weise leicht eliminiert werden.

$$h_{ges}(\alpha,\beta,\chi) = \sum_{i=0}^{n-1} h_i \quad bzw. \quad h_{ges}(\alpha,\beta,\chi) = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} h_i}{n} \tag{13}$$

Diese Wahl der Kombination ist günstig, falls die zur Verfügung stehenden Datensätze SO_i die gleiche Qualität hinsichtlich des gewünschten Ergebnisses besitzen. Je nach Orientierung der für die Bilderzeugung genutzten Volumina stellen die verschiedenen Datensätze differierende Inplane- und Tiefen- Auflösungen zur Verfügung. Das kann dazu genutzt werden dem zu berechnenden Bild eine bestimmte Intention zu geben, indem die verfügbaren Auflösungen selektiv genutzt werden. Stehen beispielsweise ein Coronar- und Sagittaldatensatz zur Verfügung und soll ein Transversalbild berechnet werden, dann stehen durch die Quellen zwei in z-Richtung hoch aufgelösten Datensätze zur Verfügung, was dazu verwendet werden kann sehr dünne Transversalschichten zu erzeugen. Die Tabelle 12 faßt die Auflösungsunterschiede zusammen.

Orientierung	Hoch aufgelöst	Niedrig aufgelöst
coronar	x-Richtung z-Richtung	y-Richtung
sagittal	z-Richtung y-Richtung	x-Richtung
transversal	x-Richtung y-Richtung	z-Richtung

Tabelle 12: Inplane- und Tiefenauflösungen im Verkleich der Standardrichtungen

7.3 Bilderzeugung aus dem 3D-Datensatz

Mit der algorithmischen Umsetzung von h_{ges} kann die Bildgewinnung des Kernspintomographs über beliebige Volumen mittels numerischer Methoden simuliert werden. Um den Grauwert eines beliebig orientierten Volumens zu berechnen, muß das entsprechende Volumenintegral berechnet werden. Da die Funktion h_{ges} selbst unbekannt ist, entfällt die Möglichkeit der direkten Auswertung über den Fundamentalsatz der Integralrechnung (Gleichung 14):

$$\int_a^b f(x)\,dx = F(b) - F(a) \tag{14}$$

Doch selbst bei direkter Angabe der Funktionsvorschrift ist eine Verwendung der Stammfunktion nicht immer einfacher, wie folgendes Beispiel (Gleichung 15) zeigt [Davi75]:

$$\int_o^x \frac{dt}{1+t^4} = \frac{1}{4\sqrt{2}} \log\left(\frac{x^2 + x\sqrt{2}+1}{x^2 - x\sqrt{2}+1}\right) + \frac{1}{2\sqrt{2}}\left\{\arctan\left(\frac{x}{\sqrt{2}-x}\right) + \arctan\left(\frac{x}{\sqrt{2}} + x\right)\right\} \tag{15}$$

Das führt zu einer Methode, bei der das Integral durch Linearkombination von Funktionswerten approximiert wird [Davi75]:

$$\int_a^b f(x)\,dx = w_1 f(x_1) + w_2 f(x_2) + ... + w_n f(x_n) \qquad -\infty \le a \le b \le +\infty \tag{16}$$

Die Punkte $x_1...x_n$ liegen gewöhnlich im Integrationsinterval und die w stellen Gewichte bezüglich der Funktionswerte dar. In Kapitel 12.1.2 werden zunächst einfache Regeln aufgezeigt und erläutert, die eindimensionale Integrale berechnen. Mit der Simpsonregel wird eine Regel höherer Ordnung vorgestellt und das Prinzip der Erweiterung auf drei Dimensionen dargelegt.

Durch die algorithmische Umsetzung von h_{ges} ist es jetzt möglich die Bildgewinnung des Magnetresonanztomographs zu simulieren. Dazu können prinzipiell beliebige Volumen erfaßt werden und damit die Auflösungen frei bestimmt werden. Ausgehend von dem erzeugten 3D-Bild ergibt sich folgender Algorithmus, um die aus der Medizin bekannten Schichtbilder zu erzeugen:

Algorithmus $A_{\text{Bilderzeugung}}$ zur Berechnung von Schichtbildern

Gesucht:	Bildmatrizen $a_{l,m,k}$ der Tomographien (k Matrizen mit l Reihen und m Spalten)
Eingabe:	3D-Grauwertbild durch $h_{ges}(x,y,z)$
	Positionsvektor $\vec{P}$ der linken, oberen, vorderen Ecke der ersten Schicht (bezüglich Ordnung „≤“)
	Richtungsvektoren $\vec{r},\vec{c},\vec{s}$ (Reihen-, Spalten-, Schichtvektor)
	Pixelhöhe Pix_H, Pixelbreite Pix_B, Schichtbreite B
	Matrixreihen und- spalten x, y
	Anzahl der Schichten num, Schichtabstand SA
Algorithmus:	Reserviere Speicher für num Bildmatrizen mit xy Einträgen
	col_inc = $\vec{c} \cdot Pix_B$

row_inc = $\vec{r} \cdot Pix_H$

sl_inc = $\vec{s} \cdot (SA + B)$

Für k ← 0 .. num-1 (Schichtnummer)

Setze Col_Count $\vec{C}$ = $\vec{P}$

Für l ← 0 .. x-1 (Reihen)

Setze Row_Count $\vec{R}$ = $\vec{C}$

Für m ← 0.. y-1 (Spalten)

Berechne Integral über das durch $\vec{R}$, $\vec{r},\vec{c},\vec{s}$, Pix_H, Pix_B, B aufgespannte Volumen V, val ← $Integral_V$ (h_{ges})

Speichere Wert $a_{l,m,k}$ ← val

$\vec{R} = \vec{R}$ + row_inc

$\vec{C}$ = $\vec{C}$ + col_inc

$\vec{P} = \vec{P}$ + sl_inc

Ausgabe: berechnete Bildmatrizen $a_{l,m,k}$

7.4 Verbesserung der Approximation durch die Methode der „Gewichteten Summen“

Der bereits beschriebene Umstand der differierenden Inplane-Auflösungen bei wechselnder Orientierung bietet die Möglichkeit die Qualität des zu erzeugenden 3D-Datensatzes zu erhöhen, indem Bereiche mit niedriger Auflösung des einen 2D-Datensatzes mit überdeckende Bereiche andere hochaufgelösten (weil anders orientierten) 2D-Datensätze kombiniert werden. Diesen Sachverhalt kann man an einem Beispiel demonstrieren (Abbildung 42).

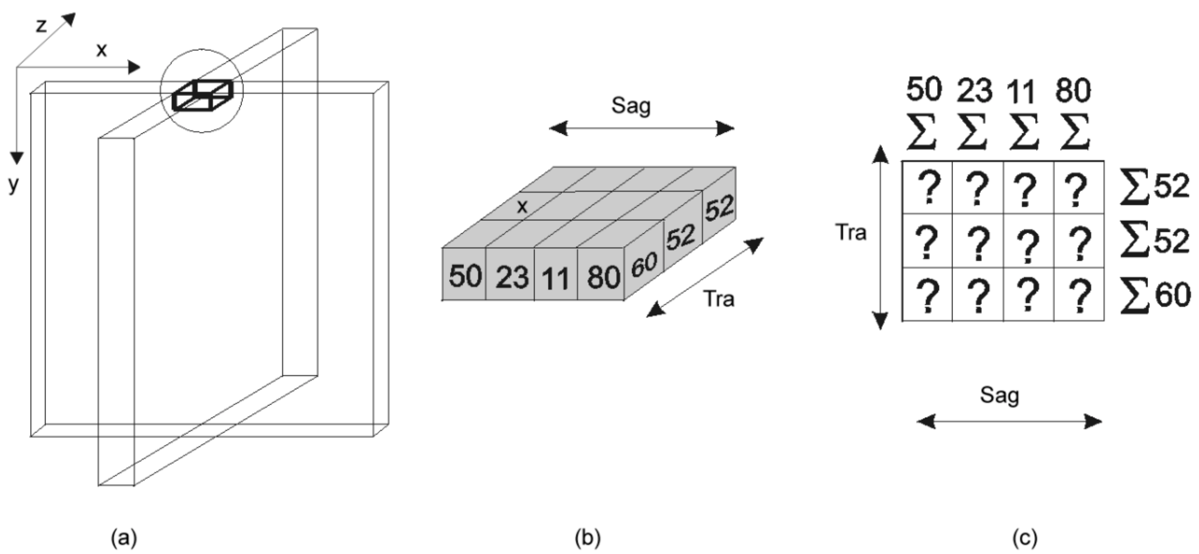


Abbildung 42: Ergänzung der Inplane-Auflösungen

Falls sich eine Transversal- und eine Sagittalschicht schneiden (Abbildung 42a), dann liegen für das Schnittvolumen sowohl Informationen von der Transversal- als auch von der Sagittalschicht vor. Betrachtet man das in Abbildung 42a gezeichnete Kästchen genauer, so wird die Voxelanordnung im Schnittvolumen deutlich (Abbildung 42b). Während die Transversalvoxel eine hohe Auflösung in der xy-Ebene besitzen, ist die Voxeltiefe verhältnismäßig groß. Dahingegen findet man die „gute“ Auflösung der Sagittalvoxel in der zy-Ebene und die “schlechte“ in x-Richtung. Diese rechteckigen Quader beschreiben durch ihre Schnitte Teile der ursprünglichen Voxelvolumina. Würde man versuchen ausgehend von nur einer Schicht den Grauwert des durch *x* gekennzeichneten Teilvoxelvolumen zu errechnen, dann würde als Bezugsgröße entweder der Wert 50 des Transversalvoxels oder 52 des Sagittalvoxels in Frage kommen. Diese Werte müßten entsprechen des Verhältnisses der Volumen zueinander dividiert werden. Bei näherem Hinsehen erkennt man, daß von oben betrachtet eine Matrix (Abbildung 42c) entsteht, deren Spaltensummen (Transversalvoxelwerte) und Zeilensummen (Sagittalvoxelwerte) bekannt sind. Mathematisch bedeutet dies nichts anderes, als das Integral über ein Volumen genau so groß ist, wie die Summe der Integrale der Teilvolumen. Jeder durch das „?“ gekennzeichnete Matrixwert entspricht einem Teilvoxelvolumen aus der Kreuzung der Voxelstäbe. Wäre man in der Lage diese Teilvolumen genauer zu bestimmen, dann ergebe sich eine neue, exaktere Bezugsgröße für die Bestimmung eines Grauwertpunktes innerhalb des Teilvoxelvolumens.

Die einfachste Methode berechnet das Teilvolumen durch Gewichtung der Spaltensumme mit dem Anteil der geschnittenen Zeile an der Gesamtsumme der Zeilen und umgekehrt. Durch den paarweisen Vergleich aller $\binom{n}{2}$ möglichen Paaren (n 2D-Datensätze) und linearer Kombination derselben, kann je nach Intention ein Funktionswert berechnet werden.

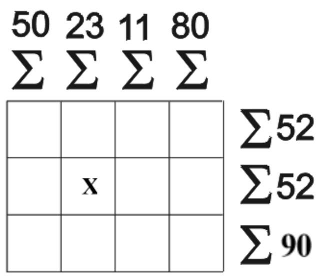


Abbildung 43: Prinzip der „Gewichteten Summen“

In Abbildung 43 erhält man x als:

$$\mathrm{x} = 23 \cdot \{52 / (52 + 52 + 90)\} = 7.78 \quad \text{oder}$$

$$x = 52 \cdot \{23 / (50 + 23 + 11 + 80)\} = 7.29$$

Nach dem hier beschriebenen mathematischen Modell sind die Spaltensummen und Zeilensumme als gleich anzunehmen. Dies gilt jedoch nur für die Theorie, da jede Spalte bzw. Summe einem Meßwert darstellt, muß insbesondere mit Ungenauigkeiten beim Messen gerechnet werden. Auch die Verwendung unterschiedlicher Spulen bei der MRT führt aufgrund von Spuleninhomogenitäten zu Abweichungen von der Theorie.

Zur Umsetzung der Methoden müssen Schnittgeraden aus zwei Ebenen und Schnittpunkte aus jeweils zwei Geraden berechnet werden, die die Aufstellung der Matrix (Abbildung 43) erlauben. Am Beispiel eines Sagittal- und Transversaldatensatzes soll hier einmal die algorithmische Vorgehensweise gezeigt werden. Die Ausgangslage wird in Abbildung 44 dargestellt.

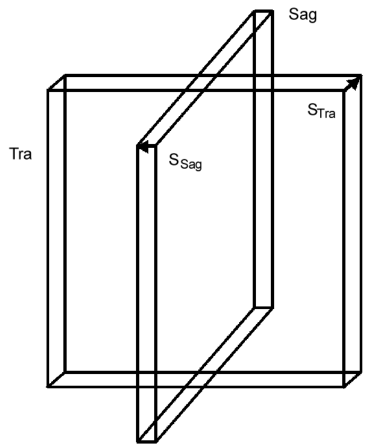


Abbildung 44: Ausgangslage

Ziel ist es den Funktionswert an einer Stelle $\vec{o} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$ zu berechnen und dabei die Bezugsgrößen möglichst genau zu bestimmen. Nach obiger Abbildung kann die resultierende Schnittebene durch den Punkt $\vec{o}$ in Normalenform als $E = (\vec{x} - \vec{o}) \cdot \vec{p} = 0, \quad \vec{p} = \left(\vec{S}_{Sag} \times \vec{S}_{Tra}\right)$ gewählt werden. In unserem Beispiel stünde $\vec{p}$ senkrecht auf den beiden Vektoren $\vec{S}_{Sag}, \vec{S}_{Tra}$ und zeigte nach unten. Um aus der Ebene eine begrenzte Fläche zu erhalten, berechnet man drei Punkte p_0, p_1, p_2, die die Eckpunkte der Fläche kennzeichnen (Abbildung 45).

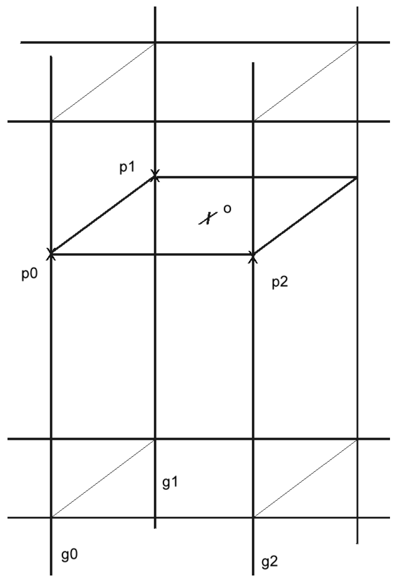


Abbildung 45: Schnittvolumen Sag-Tra

Zunächst ist es aber notwendig die Geradengleichungen g_0, g_1, g_2 aufzustellen, die aus dem Schnitt der bezüglich des jeweiligen Schichtvektors $\vec{S}$ begrenzenden Seitenflächen des Schichtvolumen hervorgehen. Falls eine der Ebenen in Normalenform und die andere in Punktrichtungsform vorliegt, dann ist die Untersuchung der relativen Lage besonders einfach. Die Ebene E liegt wie oben gezeigt in Punktrichtungsform vor, und die begrenzenden Ebenen sind durch Angabe von Reihen-, Spaltenvektor und Ursprung in der DICOM-Information bereits in Punktrichtungsform gegeben.

Beispiel:

Gegeben seien die Ebene $E_1 = \left(\vec{x} - \begin{pmatrix} 1 \\ -2 \\ 2 \end{pmatrix} \right) \cdot \begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} = 0$ und $E_2 = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} + r \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} + s \begin{pmatrix} 0 \\ -2 \\ 1 \end{pmatrix}, \quad r, s \in IR$

Zwei Ebenen sind genau dann parallel, wenn der Normalenvektor einer der Ebenen orthogonal ist zu beiden Richtungsvektoren der zweiten Ebene.

$$\begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} = 1 \neq 0 \Rightarrow E_1 \text{ nicht parallel } E_2$$

Das bedeutet, daß sich die Ebenen schneiden und eine Schnittgerade zu berechnen ist.

Um die Geradengleichung zu bestimmen, setzt man den allgemeinen Ortsvektor von E_2 in die Ebenengleichung von E_1 ein. Nach Ausrechnen erhält man einen Zusammenhang zwischen den beiden Parametern der Gleichung von E_2, den man nun wiederum in E_2 einsetzt, was die Geradengleichung der Schnittgeraden g von E_1 und E_2 liefert [Biga86].

$$\left(\begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} + r \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} + s \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ -2 \\ 1 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} 1 \\ -2 \\ 2 \end{pmatrix} \right) \cdot \begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} = 0 \Leftrightarrow$$

$$\begin{pmatrix} r \\ -r - 2s + 4 \\ s - 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} = 0 \Leftrightarrow$$

$$s = -1 - r$$

$$g : \vec{x} = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} + r \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} + (-1 - r) \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ -2 \\ 1 \end{pmatrix} \Leftrightarrow$$

$$g : \vec{x} = \begin{pmatrix} 1 \\ 4 \\ 0 \end{pmatrix} + r \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ -1 \end{pmatrix}$$

Die gesuchten Punkte ergeben sich nun durch den Schnitt der Ebene E mit den drei Geraden g_0, g_1, g_2.

Die Berechnung erfolgt ähnlich wie oben gezeigt. Eine Gerade g und eine Ebene E sind genau dann nicht parallel, wenn das Skalarprodukt von Normalenvektor von E und Richtungsvektor von g von Null verschieden ist. Der Schnittpunkt von g und E ist, falls keine Parallelität vorliegt, durch Einsetzen des allgemeinen Ortsvektors von g in die Ebenengleichung zu bestimmen. Der resultierende Parameterwert liefert mit der Geradengleichung g den gesuchten Schnittpunkt.

In dieser Anwendung können die Tests auf Parallelität entfallen, da nur Datensätze mit unterschiedlicher medizinischer Orientierung verglichen werden und diese nach Definition nicht parallel seien können.

Der Benutzer kann jetzt eine Strukturierung der Fläche vornehmen, der Art, daß das berechnete Areal in vier bzw. neuen Parallelogramme unterteilt wird, die dann als neue Bezugsgrößen für die Bestimmung von x dienen (Abbildung 46).

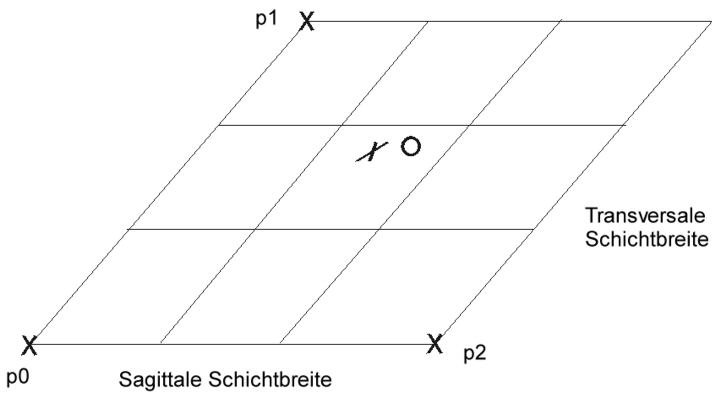


Abbildung 46: Unterteilung der Schnittebene

Die Einschränkung auf vier bzw. neun Teilflächen richtet sich nach dem Verhältnis der Inplane- und der Tiefen-Auflösung in eine Raumrichtung (in der Regel 1:2 oder 1:3), da sonst mittels mathematischer Methoden in Bereich vorgedrungen würde, die keine physikalische Rechtfertigung besäßen. Im Idealfall wäre die Unterteilung mit den Kreuzungen der beteiligten Voxel identisch (siehe Abbildung 42).

Die Spaltensummen und Zeilensummen enthält man durch dreidimensionale Integration (siehe dazu auch 7.3) von h_i, wobei i für den entsprechenden Datensatz (Serie) steht. In unserem Beispiel ergebe sich das zu integrierende Volumen der ersten Zeilensumme durch Berechnung dreier Vektoren v_1, v_2, v_3, die das Volumen aufspannen (Abbildung 47). Die hier zunächst betrachte Fläche (Abbildung 46) liegt genau mittig im Volumen, um Interpolationsfehler bei der Integration möglichst zu vermeiden.

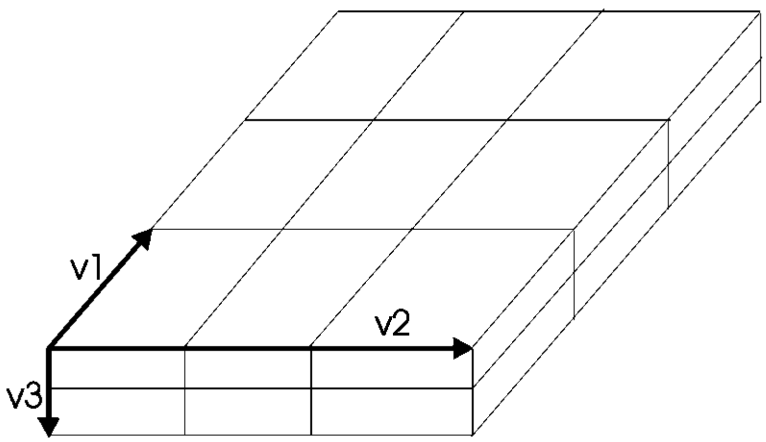


Abbildung 47: Volumen- und Vektordarstellung der ersten Zeilensumme

Durch Auswertung alle Integrale entsteht die gewünschte Matrix mit deren Hilfe der gesuchte Funktionswert an der Stelle $\vec{o}$ (wie oben gezeigt) ausgerechnet werden kann.

Sei folgender theoretischer Datensatz und die gemessenen Sagittal- bzw. Coronarschichten gegeben (Abbildung 48):

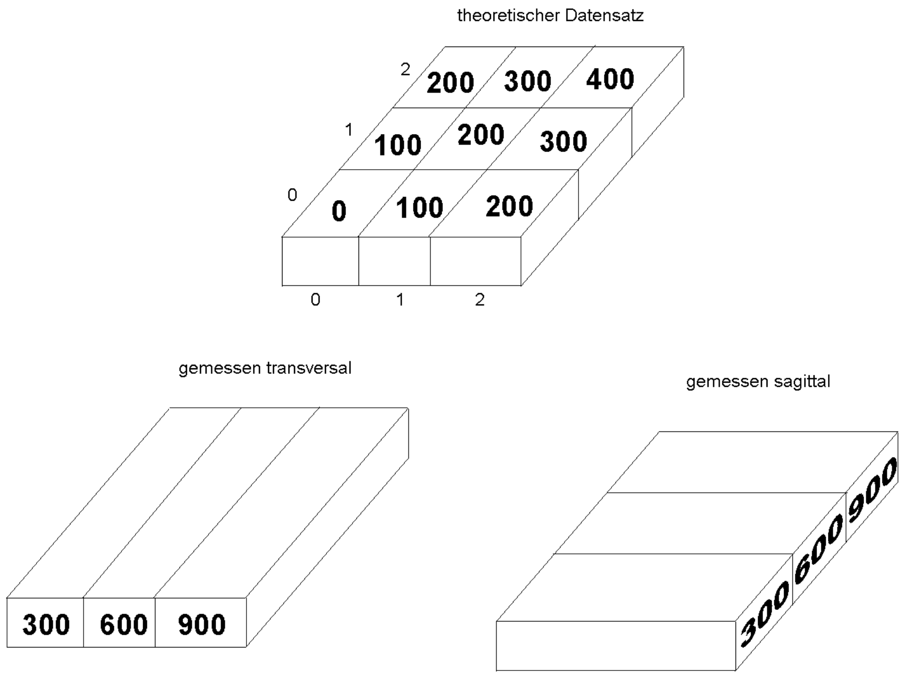


Abbildung 48: Beispielsdatensatz zur Demonstration der "Gewichteten Summen"

Dann ergeben sich folgende Volumenwerte für die Hauptdiagonalenelemente je nach Methode (Tabelle 13):

Volumen	nur Transversal	nur Sagittal	„Gew. Summe“	exakt
(0,0)	100 (+100)	100 (+100)	50 (+50)	0
(1,1)	200 (+0)	200 (+0)	200 (+0)	200
(2,2)	300 (-100)	300 (-100)	450 (+50)	400

Tabelle 13: Vergleich der gewichteten Summe zu alleinigen Schichtwerten

Um die Orientierungen der Quelldatensätze und die damit verbundenen Inplane-Auflösungen zu berücksichtigen, soll sowohl Einfluß auf die Gewichtung der Zeilen im Verhältnis der Spalten und umgekehrt genommen werden als auch das jeweilige Ergebnis der $\binom{n}{2}$ Paare durch einen linearen Parameter korrigiert werden. Mit dem ersten Parameterwert kann damit eine Gewichtung bezüglich der Komponenten des untersuchten Paares erreicht werden, mit dem zweiten wird das Gewicht des Paares selbst bestimmt.

Algorithmus $A_{\text{GewichteteSummen}}$

```
Gesucht:           Grauwert des Raumpunktes (α,β,χ) im 3D-Datensatz
Eingabe:           n unterschiedlich orientierte MRT-Serien gegeben als hi
```

Parameterwerte TC_{Summe}, SC_{Summe}, TS_{Summe}

TC, SC, TS

Algorithmus: Für alle i $\in$ 0..n prüfe, ob $h_i(\alpha,\beta,\chi)$ gültig ist

Falls Anzahl der Funktionswerte < 2, Abbruch

Summe = 0 ;

Für alle maximal $\binom{n}{2}$ Paare

> Bestimme die medizinische Orientierung der aktuell verglichenen Datensätze *i* und *j*
>
> Berechne die Schnittebene *E* bezüglich der Orientierungen und (α,β,χ)
>
> Berechne Geraden g_0, g_1, g_2 aus den begrenzenden Schichten der betrachteten Volumina
>
> Berechne Punkte p_0, p_1, p_2 auf der Ebene *E*
>
> Berechne Matrix *A* durch Integration der Spalten- und Summenvolumina
>
> Bestimme das Teilvolumen *x* in das (α,β,χ) fällt
>
> Berechne die Grauwerte G1 und *G2* des Teilvolumens *x* mit der Methode der „Gewichteten Summen"
>
> Bestimme die Parameterwerte *T1* und *T2* entsprechend der Orientierung des Paares (*i*,*j*)
>
> Berechne $C = \frac{T1 \cdot G1 + (1 - T1) \cdot G2}{Teilvoxelvolumen}$
>
> Summe = Summe + $T2 \cdot C$

Ausgabe: Summe / Anzahl der gültigen Paare

7.5 Verbesserung der Approximation durch die Methode der „Linearen Gleichungen"

Durch die angesprochene n×m Matrix *A* in Algorithmus $A_{GewichteteSummen}$ ist ein lineares Gleichungssystem mit $n \cdot m$ Variablen und $n+m$ Gleichungen definiert, falls die Teilvolumen mit Variablen x_i identifiziert werden. Die Abbildung 49 zeigt ein Beispiel für ein solches System.

$\sum 50$	$\sum 23$	$\sum 11$	
x_1	x_2	x_3	$\sum 30$
x_4	x_5	x_6	$\sum 40$
x_7	x_8	x_9	$\sum 10$

x_1	x_2	x_3	x_4	x_5	x_6	x_7	x_8	x_9	*Summe*
1	1	1	0	0	0	0	0	0	30
0	0	0	1	1	1	0	0	0	40
0	0	0	0	0	0	1	1	1	10
1	0	0	1	0	0	1	0	0	50
0	1	0	0	1	0	0	1	0	23
0	0	1	0	0	1	0	0	1	11

Abbildung 49: Beispiel für ein lineares Gleichungssystem

Hierbei handelt es sich um eine dünnbesetzte, unterbestimmte Matrix, die in dieser Form (n,m > 2) nicht lösbar ist. Doch selbst bei exakter Anzahl an Gleichungen bleibt das System schlecht konditioniert, da mit Meßwerten gearbeitet wird, die mit Fehlern behaftet sind. Wäre die Zahl der Meßpunkte größer als die Zahl der zu bestimmenden Variablen, dann führt dies zu überbestimmten Gleichungssystemen, die auch nicht exakt lösbar sind. Mit Hilfe der Ausgleichsrechnung kann aber eine „beste" Lösung gefunden werden, in dem Sinne, daß zwar keine der Gleichungen exakt aber alle annähern gleich gut erfüllt werden. Die zusätzlichen benötigten Gleichungen können durch Hinzunahme einer weiteren dritten Schicht als Informationsquelle erlangt werden, die die beiden anderen ebenfalls im Schnittvolumen überdecken muß.

Sei das in Abbildung 49 definierte Gleichungssystem durch den Schnitt einer Transversalschicht mit einer Sagittalschicht an einem entsprechenden Ort $\vec{o}$ entstanden. Dann kann beispielsweise mit Hilfe einer Coronarschicht, die das gleiche Volumen überdeckt, die Matrix ergänzt werden. Man bestimmt dazu für jedes zu errechnende Teilvoxelvolumen x_i den Grauwert innerhalb des Coronardatensatzes und erhält ein Gleichungssystem mit $(n+m)+n \cdot m$ Gleichungen für die $n \cdot m$ Unbekannten x_i. Dieser Sachverhalt ist in Abbildung 50 dargestellt.

$\sum 50$	$\sum 23$	$\sum 11$	
x_1	x_2	x_3	$\sum 30$
x_4	x_5	x_6	$\sum 40$
x_7	x_8	x_9	$\sum 10$

$$x_i = Cor_i, \quad i = 1,2,...9$$

x_1	x_2	x_3	x_4	x_5	x_6	x_7	x_8	x_9	*Summe*
1	1	1	0	0	0	0	0	0	30
0	0	0	1	1	1	0	0	0	40
0	0	0	0	0	0	1	1	1	10
1	0	0	1	0	0	1	0	0	50
0	1	0	0	1	0	0	1	0	23
0	0	1	0	0	1	0	0	1	11
1	0	0	0	0	0	0	0	0	Cor_1
0	1	0	0	0	0	0	0	0	Cor_2
0	0	1	0	0	0	0	0	0	Cor_3
0	0	0	1	0	0	0	0	0	Cor_4
0	0	0	0	1	0	0	0	0	Cor_5
0	0	0	0	0	1	0	0	0	Cor_6
0	0	0	0	0	0	1	0	0	Cor_7
0	0	0	0	0	0	0	1	0	Cor_8
0	0	0	0	0	0	0	0	1	Cor_9

Abbildung 50: Beispiel für ein lineares Gleichungssystem

In diesem System sind die ersten $n+m$ Gleichungen direkt durch Kombination zweier Schichten entstanden, während die letzten $n \cdot m$ Gleichungen eher eine geringere Qualität hinsichtlich ihrer Genauigkeit bieten und daher nur als Richtwerte fungieren sollen. Daß heißt eine Gewichtung der Gleichungen, in der Art, daß die ersten „guten" Gleichungen höheren Stellenwerte besitzen, als die $n \cdot m$ „schlechten" Gleichungen am Ende. Dies kann durch Multiplikation der „guten" Gleichungen mit einem Skalar $s > 1$ erreicht werden, der dafür Sorge trägt, daß bei Lösung des Systems die „guten" Gleichungen eher erfüllt werden als die „schlechten".

Die Berechnung der vormultiplizierten, überbestimmten Gleichungssystem ist im Anhang 12.1.4 ausführlich dargestellt.

Die algorithmische Umsetzung baut im wesentlichen auf Algorithmus $A_{GewichteteSummen}$ auf:

Algorithmus $A_{LineareGleichungen}$

Gesucht: Grauwert des Raumpunktes (α,β,χ) im 3D-Datensatz

Eingabe: *n* unterschiedlich orientierte MRT-Serien gegeben durch h_i

Parameterwerte *TC, SC, TS, S*

Algorithmus: Für alle i $\in$ 0..n prüfe, ob $h_i(\alpha,\beta,\chi)$ gültig ist

Falls Anzahl der Funktionswerte < 3, Abbruch

Summe = 0 ;

Für alle maximal $\binom{n}{2}$ Paare

Bestimme die medizinische Orientierung der aktuell verglichenen Datensätze *i* und *j* und *k*

Berechne die Schnittebene *E* bezüglich der Orientierungen und (α,β,χ)

Berechne Geraden g_0, g_1, g_2 aus den begrenzenden Schichten der betrachteten Volumina

Berechne Punkte p_0, p_1, p_2 auf der Ebene *E*

Berechne Matrix *A* durch Integration der Spalten- und Summenvolumina aus *i* und *j*

Ergänze Matrix *A* durch Integration über die Teilvoxelvolumina aus Datensatz *k*

Multipliziere die „guten“ Gleichungen mit *S*

Bestimme das Teilvolumen *x* in das (α,β,χ) fällt

Berechne den Grauwert *G* des Teilvoxelvolumens *x* durch Lösung der linearen Gleichungen mit Ausgleich

Bestimme den Parameterwert *T1* entsprechend der Orientierung des Paares (*i,j*)

Berechne $C = \frac{G}{Teilvoxelvolumen}$

Summe = Summe + $T1 \cdot C$

Ausgabe: Summme / Anzahl der gültigen Paare

Zum Vergleich soll nun nochmals der theoretischer Datensatz aus Abbildung 48 mit Hilfe der Methode der linearen Gleichungen berechnet werden. Dazu werden alle Teilvoxelvolumina aus dem dritten (coronaren) Datensatz mit 200 gesetzt (Tabelle 14):

Variable	„Gewichtete Summen“	Lineare Gleichungen (Faktor S = 1.0)	Lineare Gleichungen (Faktor S = 2.0)	Exakt
x1	150	200	200	200
x2	300	275	292	300
x3	450	350	384	400
x4	100	125	107	100
x5	200	200	200	200
x6	300	275	292	300
x7	50	50	15	0
x8	100	125	107	100
x9	150	200	200	200
Summe Fehler	200	200	61	0

Tabelle 14: Vergleich der Methoden "Gewichtete Summen" und "Lineare Gleichungen"

Die letzte Zeile der Tabelle gibt Aufschluß über die Abweichung von der Theorie. Man sieht, daß die Methode der „Linearen Gleichungen“ je nach Multiplikator S den „Gewichteten Summen“ gleichwertig (S = 1) oder überlegen (S = 2) ist.

7.6 Komplexitätsbetrachtungen

Um einen Eindruck der Komplexität der benötigten Berechnungen für die Einstellungen zu erhalten, wird im folgenden die Funktionsabfrage $h_i(\vec{o})$ an einem Raumpunkt $\vec{o}$ als Maßstab der Berechnungszeit genommen. Die Anwendung der Methoden „Addition“ und „Mittelwert“ als einfache Kombinationen läßt sich dann einfach analysieren.

Für jeden Bildpunkt der zu berechnenden Bildmatrizen ist eine dreidimensionale Integration durchzuführen. Die Anzahl der Integrationen I ist gegeben durch:

$$I = n \cdot m \cdot k \cdot d \tag{17}$$

mit

I	Anzahl der Integrationen
n	Anzahl der Reihen
m	Anzahl der Spalten
k	Anzahl der Schichten
d	Anzahl der Quelldatensätze (Serien)

Je nach Integrationsmethode ist eine unterschiedliche Zahl an Funktionsauswertungen F_{IM} pro angewandter Integrationsmethode (IM) nötig (Gleichung 18). Es gilt:

$$F_{IM} = \begin{cases} (i)^3 \cdot P_{u,v} & \text{falls die Mittelpunktregel angewndet wird} \\ (i)^3 \cdot P_{u,v} & \text{falls die Riemannsche Summe angewendet wird} \\ (2+i-1)^3 \cdot P_{u,v} & \text{falls die Trapezregel angewendet wird} \\ (3+i)^3 \cdot P_{u,v} & \text{falls die Simpson Regel angewendet wird} \end{cases} \tag{18}$$

mit

i	Anzahl der Integrationsintervalle

$P_{u,v}$	Anzahl der Funktionsauswertungen für die gewählte Interpolationen (u-dimensional, v Stützpunkte)

Die Anzahl P der Funktionsauswertungen ergibt sich für eine u-dimensionale Interpolation mit v Stützpunkten als $P = v^u$. (siehe Kapitel 12.1.1)

Mit Erhöhung der Integrationsintervalle i wächst demnach die Rechenzeit kubisch an, bei Veränderung der Interpolation ergibt sich der Faktor v^u, während alle anderen Parameter einen linearen Zuwachs bedeuten.

Die Anzahl F der Funktionsauswertungen ist damit gegeben durch Gleichung 19:

$$F = n \cdot m \cdot k \cdot d \cdot F_{IM} \tag{19}$$

Für die Methoden „Gewichtete Summen“ und „Lineare Gleichungen“ werden zusätzliche Integrationen zum Aufbau der Matrix benötigt (siehe Algorithmen $A_{GewichteteSummen}$, $A_{LineareGleichungen}$). Es gilt Gleichung 20:

$$I = \binom{d}{2} \cdot n \cdot m \cdot k \cdot c \qquad c \in \{4,6\} \tag{20}$$

mit

c	Anzahl zusätzlicher Integrationen
d > 1, c = 4	Methode der „Gewichteten Summen“
d > 2 , c = 6	Methode der „Linearen Gleichungen“

Die Tabelle 15 gibt eine einen Überblick für den Berechnungsaufwand bei verschiedenen Einstellungen. Für die Methode „Addition“ bzw. „Mittelwert“ wurde ein Datensatz, für die „Gewichteten Summen“ zwei Datensätze verwendet. Als Bildmatrix ist **eine** 64 × 64 Pixel große Matrix zum Einsatz gekommen.

Algorithmus	Integrationsmethode	Intervalle	Interpolationsmethode	*F*	Zeit [s][32]
Summe / MW	MP	1	Nächster Nachbar	4096	0.013
Summe / MW	MP	1	Tri-Linear	32768	0.104
Summe / MW	MP	2	Tri-Linear	262144	0.823
Summe / MW	TZ	2	Tri-Linear	884736	2.778
Summe / MW	Simp	2	Tri-Linear	4096000	13.00
Gewichtete S.	MP	1	Tri-Linear	209672	0.665

Tabelle 15: Komplexität der Algorithmen

(MW: Mittelwert, MP: Mittelpunktregel, TZ: Trapezregel, Simp: Simpsonregel)

[32] Die Zeit wurde auf einem Pentium Pro 350 MHz System gemessen

8 Programmierhandbuch

Nach der mathematischen und algorithmischen Umsetzung des Konzepts, soll an dieser Stelle die programmiersprachliche Umsetzung erläutert werden. Dazu werden zunächst allgemeine Informationen zur Implementierung gegeben und kurz auf das Bildverarbeitungswerkzeug *ImageJ* eingegangen. Anschließend sollen die entwickelten Pakete beschrieben und die wichtigsten Klassen und Methoden erwähnt werden, um die schon beschriebenen algorithmischen Verfahren mit Programmtext darzustellen. Im letzten Teil diese Kapitels werden die beiden Hauptaufgaben der Arbeit noch einmal aus Sicht des Programmierers beleuchtet.

8.1 Allgemeine Informationen zur Implementierung

8.1.1 Wahl der Programmiersprache und Arbeitsmittel

Als Programmiersprache zur Umsetzung der Algorithmen wurde in Absprache mit Herrn Dr. Hackländer JAVA gewählt, da der Benutzer damit in der Lage ist unabhängig von Betriebsystem und Rechnerkonfiguration das System zu nutzen. Es wird nur eine *Virtual Machine* vorausgesetzt, welche den vom JAVA-Compiler erzeugten Bytecode in Maschinenbefehle, die vom jeweiligen System „verstanden“ werden, umwandelt.

Als Entwicklungswerkzeug für die Programmierung wurde der JBuilder 3.0 von Borland genutzt. Auf die Verwendung von *Borlandklassen* ist dabei verzichtet worden, vielmehr sind alle grafischen Oberflächen mit original *Swing-Klassen* von SUN erstellt. Der Quelltext läßt sich ohne Probleme mit dem JDK 1.2 von SUN compilieren und starten.

Zur Formatierung der Quelltexte ist eine kostenlose Version von *Jindent* in der Version 2.1 zum Einsatz gekommen.

Der schriftliche Teil dieser Arbeit ist mit Hilfe der Textverabeitung *Word97* von MICROSOFT erstellt worden. Neben dem *DOC-Format* von *Word* findet sich auf der beigelegten CD auch eine PDF-Datei, die mit Hilfe des *Acrobat-Distiller 4.0* von Adobe erzeugt wurde.

8.1.2 Quelltextkonventionen

Um den Quelltext überschaubar und gut lesbar zu machen, sind einige Konventionen bezüglich der Namensgebung, der Groß- und Kleinschreibung und der Kommentierung gemacht worden.

Namenskonvertierung

Alle Bezeichner im Quelltext sind in Englisch benannt, die Kommentare sind in Deutsch verfaßt.

Klassen

Die Klassennamen beginnen grundsätzlich mit einem Großbuchstaben. Nach der Definition folgen die Klassen- und Instanzvariablen. Anschließend werden die Konstruktoren und Methoden aufgelistet. Im folgenden ist ein Beispiel für eine Klassendefinition dargestellt:

```
class MyClass extends OtherClass {
      // Klassen- und Instanzvariablen
```

```
            float variable1 ;

            // Konstruktoren
            MyClass ()  {
            }
            // Methoden
            public void methode1 () {
            }
      }
```

Methoden

Methodennamen beginnen mit einem Kleinbuchstaben, alle weiteren Wörter innerhalb des Namens beginnen mit einem Großbuchstaben.

Kommentare

Jede Klasse, jeder Konstruktor und jede Methode ist so kommentiert worden, daß mit Hilfe des im JDK 1.2 von SUN enthaltenen Werkzeugs JAVADOC automatisch ein HTML-Dokument generiert werden kann. Diese enthält alle wichtigen Implementierungsinformationen übersichtlich nach Klassen und Paketen getrennt. Außerdem ist über verschiedene Indizes ein optimaler Zugriff auf die gewünschte Information möglich.

8.2 ImageJ

ImageJ ist ein Bildverabeitungswerkzeug, das Operationen zur Darstellung und Manipulation von Bildern bereitstellt. Insbesondere existieren bereits Plugins zum Export und Import von DICOM-Dateien, die im Falle des Importes in das erweiterte Bildformat *ImagePlus* von *ImageJ* umgewandelt werden. Zusätzlich können neben den Pixelinformation die DICOM-Attribute als DICOM-Daten-Objekt mit dem Bild gespeichert werden.

Das hier entwickelte Programm greift als Plugin auf diese Daten zu, um einen 3D-Datensatz zu erstellen. Neu berechnete Tomographien können, dann sowohl als DICOM-Datei (über das Exportplugin) oder als *ImagePlus* exportiert werden.

8.3 Beschreibung der entwickelten Pakete

Für eine ausführliche Dokumentation sei an dieser Stelle nochmals auf die Dokumentation aller Klassen auf der beiliegenden CD hingewiesen.

8.3.1 Das Paket *gui*

Das Paket *gui* faßt die grafischen Oberflächen des Programmes zusammen. Hier werden die Komponenten und Layouts definiert, um den Benutzer eine adäquate Schnittstelle zum Programm zu bieten. Im wesentlichen kann die Benutzerschnittstelle in drei Module (*Quellenselektion, Schichtselektion, Bildüberlagerung*) gegliedert werden, die als Karten eines Karteikastens verwaltet werden und die entsprechenden Funktionalitäten des Programmes graphisch darstellen. Als Container wird meist eine von *JPanel* abgeleitete Klasse genutzt, die mittels Layoutmanager in Bereiche unterteilt wird. Für alle möglichen Ereignisse, die von den grafischen Komponenten ausgelöst werden, ist für jede größere Klasse in *gui* eine eigene Adapter-Klasse definiert, die die komplette Ereignisverarbeitung übernimmt. Dazu werden alle *Event-Listener* mit dieser Klasse registriert.

Die Klasse ***gui*** bezeichnet zum einen das Hauptfenster der Anwendung und ist direkt von *JFrame* abgeleitet. Zum anderen stellt sie eine Oberfläche für die Karteikarte *Schichtselektion* zur Verfügung, in der die neu zu berechnenden Volumina in mehreren Projektionen als Drahtmodell dargestellt werden. Wesentlich für die Beurteilung der ausgewählten Schicht ist das angebotene Vorschaubild mit dem der Benutzer seine Schichtwahl kontrollieren kann..

Die Klasse ***JPanel_Source*** ist für den Aufbau der Karteikarte *Quellenselektion* verantwortlich. Mit Hilfe weiterer Klassen werden hier Oberflächen zur Darstellung einer Baumstruktur mit *Icons* als Knotenelemente und einer Bildfläche, in die Projektionen der gewählten Datensätzte gezeichnet werden können, angeboten. Zum Anzeigen von textuellen Informationen bezüglich der Quellenauswahl ist ebenfalls Fenster vorgesehen.

Die Oberfläche der letzte Karteikarte *Bildüberlagerung* ist in der Klasse ***JPanel_Composite*** definiert, die einen Container beschreibt, in dem zwei überlagerte Bilder visualisiert werden können.

Neben diesem Karteikasten wird ein weiterer verwendet, um ein ausführliches Optionenmenü darzustellen. Die grafische Oberfläche dazu ist die Klasse ***Optionen_Dialog*** definiert, die direkt von *JDialog* abgeleitet ist.

8.3.2 Das Paket *control*

Im Paket *control* werden jeweils die Adapter-Klassen zur Ereignisbehandlung zusammengefaßt.

Jeder Karteikarte aus *gui* ist eine Adapter-Klasse zugeordnet, die auf das entsprechende ausgelöste Ereignis reagiert und gegebenenfalls Methoden anderer Klassen aufruft. Falls es sich um zeitaufwendige Berechnungen handelt, wird die Verarbeitung des Ereignisses in einem eigenen *Thread* gestartet. Dazu kann die abstrakte Klasse *SwingWorker* genutzt werden, die den entsprechenden Quelltext in einem Hintergrundthread laufen läßt und so die grafische Oberfläche weiterhin erhalten bleibt. Das kann dazu verwendet werden den Prozeß in einem Fortschrittsbalken zu dokumentieren.

```
//alter Quelltext
public void actionPerformed(ActionEvent e) {
        //...zeitaufwendige Berechnung wird hier ausgeführt...
}

//Bessere Alternative
public void actionPerformed(ActionEvent e) {
    ...
    final SwingWorker worker = new SwingWorker() {
        public Object construct() {
            //...zeitaufwendige Berechnung wird hier ausgeführt...
            return irgendeinen Wert;
        }
    };
}
```

8.3.3 Das Paket *dd*

Das Paket *dd* kapselt die gesamte zweidimensionale Funktionalität, indem die Quellendatensätze durch Exemplare der Klasse ***Dicom_Slice*** erfaßt werden. Hier werden die Orientierung, die benötigten DICOM-Attribute und Pixeldaten gespeichert. Dem Konstruktor wird dazu *ein ImagePlus* übergeben, das vom DICOM-Importplugin zurückgegeben wird. Falls das *ImagePlus* DICOM-Attribute in Form eines binären Property-Header besitzt, dann kann diese mittels *init* eingelesen und umgesetzt werden. Folgender Quelltextauszug demonstriert die Vorgehensweise:

```
public Dicom_Slice(ImagePlus imp, boolean onlyHeader) {
 ...
 if (!onlyHeader) {
       Pixel = (short[]) imp.getProcessor().getPixelsCopy();
 }
 Properties prop = imp.getProperties();
 DcmDataObject[] ddol;
 if (prop != null) {
    if (prop.containsKey(DcmUID.DCM_BIN_HEADER_PROPERTY)) {
       ddol = (DcmDataObject[]) prop.get(DcmUID.DCM_BIN_HEADER_PROPERTY);
    }
    else return Fehler! ;
 }
 else return Fehler!
 DcmDataObject ddo = ddol[0];
 init(ddo);
```

Mit folgender Anweisung kann auf die Bildmatrix zugegriffen werden:

```
getPixel (int x, int y)
```

8.3.4 Das Paket *ddd*

Das Paket *ddd* verwendet eine hierarchische Baumstruktur zur Umsetzung der dreidimensionalen Funktionalität. Die Klasse ***Slice_Tree*** ist von *JTree* abgeleitet und verwaltet den gesamten Schichtbaum, der durch Markierungen des Benutzers eingeschränkt werden kann. Es werden stets nur solche Knoten berücksichtigt, die vom Anwender markiert worden sind. Jedem Knoten ist eine Klasse zugeordnet, die die Hierarchie widerspiegelt. Auf der untersten Ebene befinden sich die Blätter des Baumes, die durch die Klasse ***Slice_Leaf*** repräsentiert werden. Neben dem entsprechendem Exemplar von ***Dicom_Slice*** beinhaltet die Klasse auch eine Festkörpermodellierung der dargestellten Schicht. Die nächst höhere Ebene steht stellvertretend für eine Serie von Bildern im Sinne der DICOM-Terminologie und wird durch die Klasse ***Series_Node*** verwaltet. Hier müssen serienspezifische Informationen umgesetzt werden. An der Spitze der Hierarchie steht als Wurzelelement der 3D-Datensatz.

Für den kontinuierlichen Zugriff auf den selektierten 3D-Datensatz ist die Funktion

```
public float getFunktionValue(float x, float y, float z)
```

definiert, die in Abhängigkeit der Interpolationsmethode einen Grauwert in einem bestimmten Raumpunkt ausliest. Dazu ist zu testen, ob der 3D-Datensatz den Raumpunkt überdeckt. Das Bezugssystem für alle Berechnungen ist das vom bildgebenden System bestimmte Patientenkoordinatensystem. Auch die Bilderzeugung hinsichtlich einer gewählten Schicht basiert auf dieser Funktion, soll aber erst in Kapitel 8.4 beschrieben werden.

8.3.5 Das Paket *graphics*

Für die Darstellung der Schichten und Volumina ist eine geeignete Festkörpermodellierung zu finden, die Operationen wie Rotation und Translation erlaubt und wiederum gültige Körper liefert. Dabei ist ein kompakte, platzsparende Darstellung zu erzielen, die die schnelle Verarbeitung durch Algorithmen (verdeckte Flächen finden) erlaubt.

Aufgrund der einfachen Geometrie (es werden nur rechtwinklige Quader verwendet) der betrachteten Körper bietet sich ein einfaches Drahtmodell an, das den Körper durch die Ränder seiner Oberflächen beschreibt (Ecken, Kanten, Seitenflächen). Dieser einfache Polyeder kann durch eine Liste mit den Koordinaten der acht Eckpunkte explizit dargestellt werden.

$$\text{Körper } V = \{(x_1, y_1, z_1), (x_2, y_2, z_2), \ldots, (x_8, y_8, z_8)\}$$

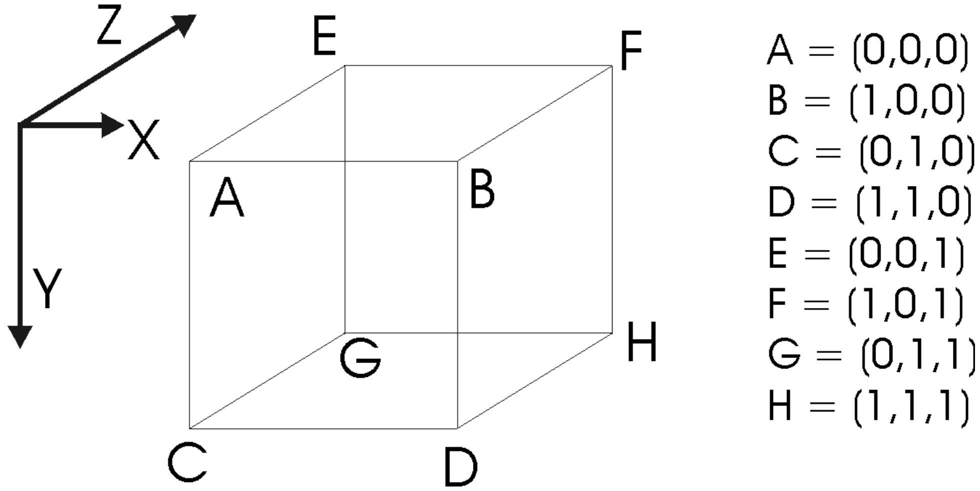


Abbildung 51: Drahtmodell eines Würfels mit Knotenmenge [Fole94]

Die Hauptklasse des Pakets *graphics* ist ***Cube***, die als Oberklasse die Festkörpermodellierung der auftretenden Volumina steuert. Dem Konstruktor werden dazu die acht Eckpunkte des zu umschreibenden Quaders übergeben. Mit der Angabe eines Projektionszentrums ist die Berechnung von parallelen Projektionen möglich. Als Operatoren werden zusätzlich Rotationen, Transformationen und Translationen der Volumina sowie ein Algorithmus der verdeckten Kannten findet, unterstützt. Die Methode

```
public void drawCube(Graphics2D g, float YConstant, float XConstant,
                                       float scale)
```

zeichnet die gewählte Projektion in den grafischen Kontext *g*. Mit *scale* kann die Größe der Projektion gewählt werden, während *YConstant* und *XConstant* die Komponenten eines Translationsvektors bestimmen. Für Einzelheiten bezüglich der dreidimensionalen Computergrafik sei auf Kapitel 12.1.5 im Anhang verwiesen.

8.3.6 Das Paket *tools*

Das Paket *tools* beinhaltet in erster Linie mathematisch orientierte Klassen zur Manipulation von Vektoren und zur Berechnung der dreidimensionalen Geometrie. Viele der hier verwendeten Algorithmen bestimmen Lösungsvektoren linearer Gleichungen und müssen Schnittpunkte (-geraden) von sich schneidenden Geraden (Ebenen) bestimmen. Auch die gesamte Interpolationsrechnung wird hier verwaltet. Dazu werden dem Benutzer beispielsweise in ***MathTools*** statische Methoden zur Verfügung gestellt, die dann durch direkte Angabe des Klassennamen und der Methode (ohne ein eigenes Exemplar zu erzeugen) verwendet werden können.. Die Methode

```
public static double[] solveLinEqu(double[][] a, double[] b, int n,
                        int p)
```

löst beispielsweise ein überbestimmtes Gleichungssystem und kann durch den Aufruf

```
MathTools.solveLinEqu (Matrix, Lösungsvektor, Spalten, Zeilen)
```

eingesetzt werden.

Die Klasse ***Global_Options*** beinhaltet alle Einstellungen zur Arbeitsweise und Visualisierung des Programms. Die verwendeten statischen Variablen werden bei allen Arbeitsschritten zentral ausgelesen und bei Änderung durch den Benutzer zurückgeschrieben. Dabei kommen meist *switch* Anweisungen zur Verwendung, die in Abhängigkeit der Einstellung reagieren. Als Beispiel sei der Quelltext der dreidimensionale Integration aufgeführt, die durch verschiedene Regeln berechnet werden kann, welche in *IntegrationMethod* codiert ist:

```
public float getIntegral(Point3D Origin, float xval, float yval,
       float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int Serie) {
       switch (Global_Options.IntegrationMethod) {
       case 0:
                 return getIntegral_Midpoint_Sum_2D(Origin, xval, yval,
                       zval, xvec, yvec, zvec, Serie);
       case 1:
                 return getIntegral_Riemann_Sum_2D(Origin, xval, yval,
                       zval, xvec, yvec, zvec, Serie);
       case 2:
                 return getIntegral_Simpson_Sum_2D(Origin, xval, yval,
                       zval, xvec, yvec, zvec, Serie);
       case 3:
                 return getIntegral_Trapezoidal_Sum_2D(Origin, xval,
                       yval, zval, xvec, yvec, zvec, Serie);
```

```
          default:
                    return 0;
          }
}
```

8.4 Berechnung von Tomographien im 3D-Datensatz

Die Berechnung der Tomographien baut auf den schon entwickelten Algorithmen auf und soll hier in einer „top-down“ Vorgehensweise beschrieben werden.

Tomographie bedeutet Schichtaufnahme, daher muß zunächst ein Schichtvolumen bestimmt werden, welches in einer Bildmatrix dargestellt werden soll. Dies kann durch Angabe dreier Vektoren geschehen, die von einem Ankerpunkt beginnend das Volumen aufspannen. Durch die Angabe der Zahl von Reihen und Spalten in der Bildmatrix wird im Zusammenhang mit dem Schichtvolumen eine Rasterung des Volumens in Voxel erreicht. (siehe Abbildung 28).

Es wird im folgenden davon ausgegangen, daß der Benutzer einen 3D-Datensatz durch Markierung von Serien im Schichtbaum definiert hat. Dann existiert ein ausgezeichnetes Feld *Series_sel,* das die Indizes der ausgewählten Serien verwaltet. Im folgenden wird davon ausgegangen, daß eine Tomographie erstellt werden soll.

Die zentrale Methode zur Berechnung der Bildmatrix ist die Methode *getSlices* in der Klasse *Slice_Tree*. Ihr werden die drei Volumenvektoren, der Positionsvektor und die Zahl der Reihen und Spalten übergeben[33]. Der Rückgabewert ist die gesucht Bildmatrix, die nach den globalen Einstellungen berechnet wurde.

```
getSlices(Ankerpunkt, Vektor1, Vektor2, Vektor3, Spalten, Reihen)
```

Zur Bestimmung der Matrixeinträge sind die einzelnen Voxel aus dem 3D-Datensazz auszulesen. Das bedeutet für unser mathematisches Modell, daß die Teilvolumina (Voxel) als Dreifachintegrale aus der den 3D-Datensatz repräsentierenden Beleuchtungsfunktion *h (x,y,z)* berechnet werden müssen. Dies wird durch die Methode *getIntegral* in der Klasse *Slice_Tree* verwirklicht. Jedes dieser Voxel wird wiederum durch ein Vektordarstellung beschrieben und kann numerisch ausgewertet werden.

```
getIntegral(Ankerpunkt, Vektor1, Vektor2, Vektor3)
```

Numerische Integration bedeutet aber Funktionsauswertung, was zur untersten Ebene der Bilderzeugung führt. Mit

```
getFunktionValue(x-Koordinate, y-Koordinate, z-Koordinate)
```

[33] Da mit normierten Vektoren gearbeitet wird, müssen zusätzlich die Längen übergeben werden. Davon soll hier abstrahiert werden.

kann der entsprechende Funktionswert ausgelesen werden. In Zusammenarbeit dieser Methoden können jetzt beliebige Volumina spezifiziert und dargestellt werden.

8.5 Bildüberlagerung

Die Anzeige und Berechnung der Bildüberlagerung geschieht in *JPanelCompositePicture*. Dazu werden zwei 3D-Datensätze, die durch unterschiedliche Markierungen der vorhandenen Serien definiert wurden, verwaltet. Nach Festlegung der Schicht können die zu überlagernden Bilder, wie in 8.4 gezeigt, berechnet werden. Für die eigentliche Überlagerung bietet JAVA die Methode *setComposite* mit deren Hilfe dem grafischen Kontext ein Deckungsgrad, bei Überlappung zweier grafischer Objekte, zugeteilt werden kann. Seien *alpha_one* und *alpha_two* die Transparenzwerte der Bilder *pic1* und *pic2*, dann erzeugt folgender Quelltextauszug ein überlagertes Bild [Java99].

```
// Alten Deckungsgrad speichern
Composite orginal = g2d.getComposite();

// Transparenz des ersten Bildes einstellen
g2d.setComposite(makeComposite(control.alpha_one));

// Bild1 in den grafischen Kontext zeichnen
g2d.drawImage(pic1, links, oben, Breite, Höhe);

// Transparenz des zweiten Bildes einstellen
g2d.setComposite(makeComposite(control.alpha_two));

// Bild2 in den grafischen Kontext zeichnen
      g2d.drawImage(pic2, links, oben, Breite, Höhe);

// Orginal wiederherstellen
g2d.setComposite(orginal);
```

Die Mathematik und die zugrunde liegenden Verfahren der Bildkomposition können im Anhang unter Kapitel 12.1.3 nachgelesen werden.

9 Evaluierung

In diesem Kapitel soll anhand eines Phantoms, das im Klinikum Wuppertal zum Testen des Kernspintomographs eingesetzt wird, die Leistungen des Programm demonstriert und kritisch bewertet werden. Dabei soll zunächst das Referenzmodell vorgestellt werden und anschließend neu berechnete Tomographien hinsichtlich der eingestellte Parameter analysiert werden.

9.1 Das Referenzmodell

Die Abbildung 52a zeigt einen Ausschnitt des Phantoms in Kabinettprojektion, welcher gute Möglichkeiten zur Analyse bietet, da bei Berechnung einer Tomographie das zu erwartende Bild genau definiert ist. Zu den Strukturen gehören zwei Stäbe, die entlang der Längsachse orientiert sind und ein Keil, der sich in Richtung der Blattebene verbreitert. Direkt darunter befinden sich zwei länglich Quader, die diagonal zur Längsachse des Phantoms führen. Abbildung 52b zeigt eine transversale Tomographie der Strukturen im Phantom. Mit Bewegung der Schicht in positiver z-Richtung bewegen sich die unteren Rechtecke nach links, während sich die Projektion des Keils vergrößert. Je dicker die Transversalschicht, desto breiter erscheinen die projizierten Rechtecke sowohl der unteren Quader als auch des Keils. Dieser Zusammenhang wird im folgenden genutzt, um das Programm zu testen. Für eine weitere Orientierung finden sich die Coronaransicht und Sagittalansicht in den Teilbildern (c) und (d) der Abbildung 52.

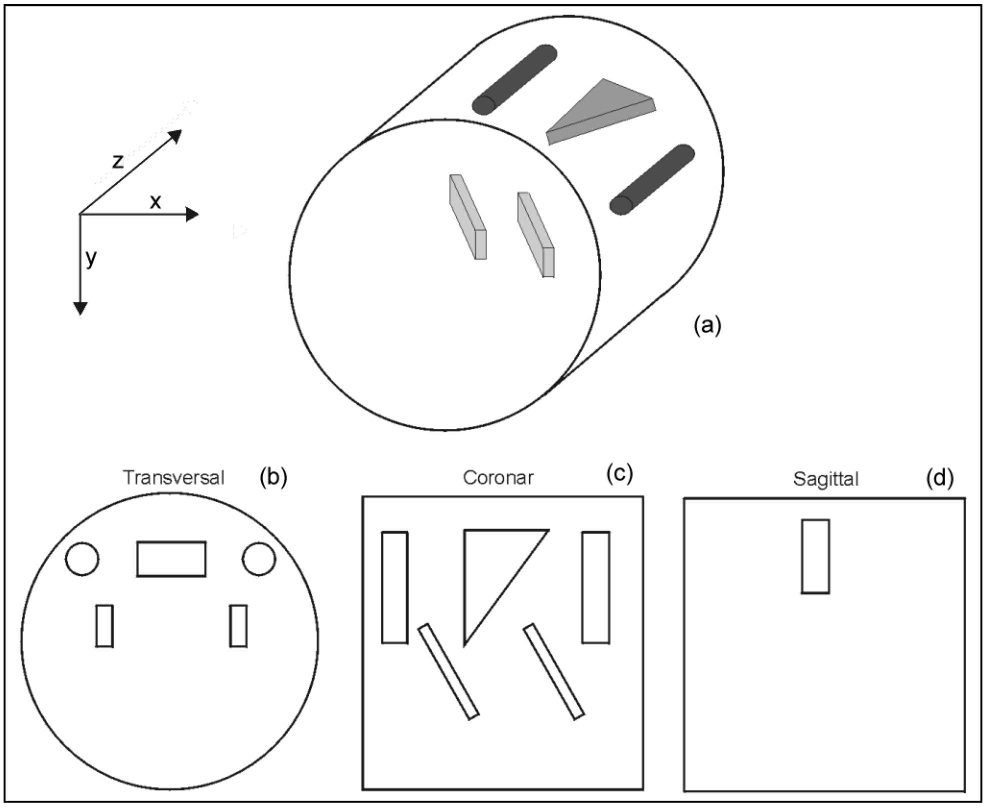


Abbildung 52: Schematische Zeichnung des Phantoms

Das Phantom wurde mit einer Sequenz, wie sie bei den Übersichtsaufnahmen des Abdomen verwendet wird, in allen drei medizinischen Grundrichtung aufgenommen. Dabei ist eine Inplane-Auflösung von 1.5 mm / Pixel in der Ebene und eine Schichtdicke von 5 mm verwendet worden. Die Schichten folgen ohne Abstand hintereinander und beschreiben nahezu das gleiche Volumen über die drei verwendeten Orientierungen. Im folgenden sind die hier beschriebenen

Strukturen nochmals durch die Originalaufnahmen dargestellt. Da das Phantom weit mehr Details beinhaltet, sind noch weitere Strukturen zu erkennen, die hier aber nicht weiter betrachtet werden sollen. Die Abbildung 53 zeigt einen Teil der Transversalserie, in der jeweils in der oberen Hälfte die Stäbe, das wachsende Quadrat des projizierten Keils und die Diagonalelemente als sich bewegende Rechtecke zu erkennen sind.

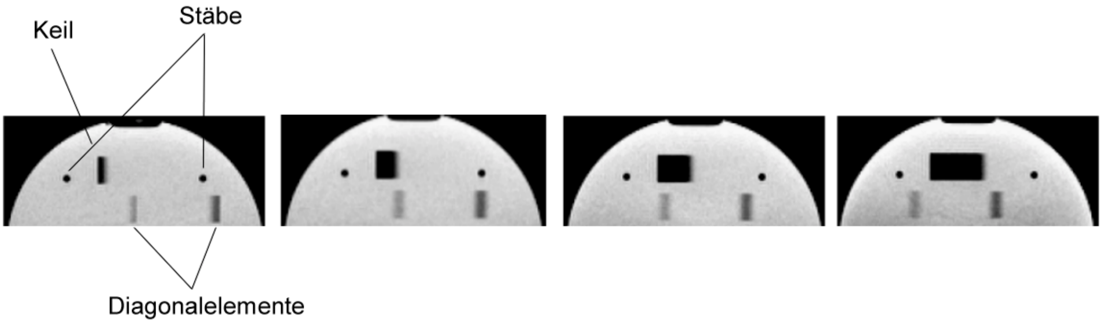


Abbildung 53: Obere Teilbilder der Transversalserie

In Abbildung 54 erkennt man in Coronaransicht das Dreieck des Keils und die Stäbe als längliche Rechtecke.

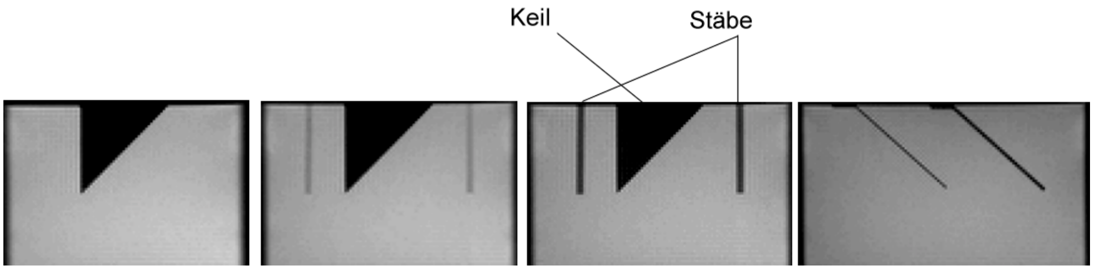


Abbildung 54: Obere Teilbilder der Coronarserie

Die Sagittalteilbilder sind in Abbildung 55 dargestellt. An dieser Stelle sei nochmals erwähnt, daß sich die Sagittalbilder durch eine Rotation 90° nach links von der Parallelprojektion „Seitenriß“ unterscheiden.

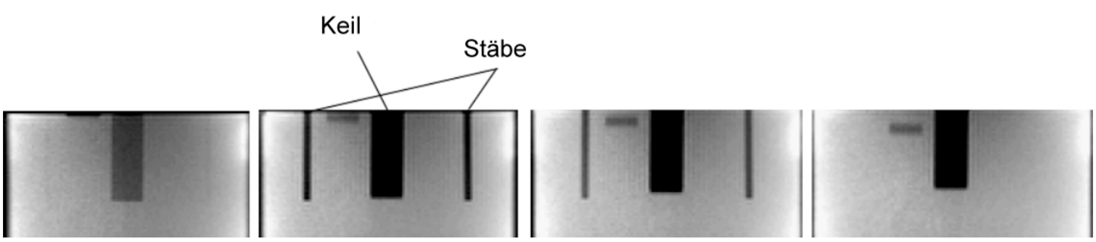


Abbildung 55: Obere Teilbilder der Sagittalserie

9.2 Koordinatenzuordnung

Für die erste Testserie ist der komplette Transversaldatensatz geladen worden und es soll versucht werden mit diesen Informationen eine Sagittal- und Coronardarstellung zu berechnen. Da nur ein 2D-Datensatz zur Verfügung steht, kann nicht mit komplexen Algorithmen gerechnet werden. Vielmehr kann hier nur die Koordinatenzuordnung getestet werden, indem die existierende Sagittal- bzw. Coronarbilder mit denen verglichen werden, die aus dem Transversaldatensatz bestimmt werden. Dazu werden die geometrischen Daten (Lage, Orientierung, Auflösung) kopiert auf den berechneten kontinuierlichen 3D-Datensatz angewendet, um die Tomographien zu berechnen. In Abbildung 56 sind jeweils das original gemessene Bild und das aus dem Transversaldatensatz berechnete Bild gegenüber gestellt.

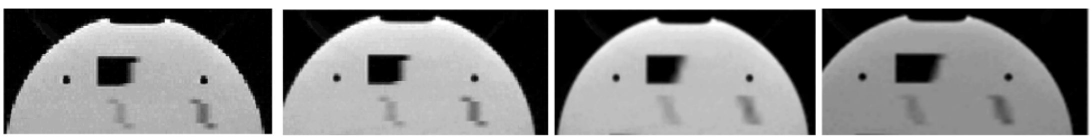
(a) (b) (c) (d)

Abbildung 56: Test der Koordinatenzuordnung (a) Coronar original (b) Coronar berechnet (c) Sagittal original (d) Sagittal berechnet

Die Umsetzung gelingt sehr gut und selbst die Details wie die seitliche Stäbe sind in der berechneten Coronaraufnahme gut zu erkennen. Die Helligkeitswert schwanken, da nicht immer die gleiche Fensterung vorgenommen wurde.

9.3 Auswirkungen der Interpolation

Um die Auswirkungen der Interpolation auf die berechneten Bilder zu demonstrieren wird eine Orientierung der Bildebene gewählt, die transversal nach coronar gekippt ist. Da der gleiche Quelldatensatz wie im vorigen Beispiel als Basis dient, können hier Effekte der Interpolation sowohl in zwei Dimensionen als auch in drei Dimensionen gezeigt werden, da die Bildebene der Quelldatensätze in einem schrägen Winkel geschnitten wird.



(a) (b) (c) (d)

Abbildung 57: Transversal nach coronar gekippte Aufnahme mit verschiedenen Interpolationsmodi (a) Nächster Nachbar (b) Bi-Linear (c) Tri-Linear (d) Tri-Kubisch

Im Teilbild (a) der Abbildung 57 sind deutlich die Schwächen der einfachsten Interpolationsart zu erkennen. Das Oval der Phantomumgrenzung, der Keil und die Diagonalelemente sind treppenstufenartig gerastert, so daß nur eine geringe Ortsauflösung erreicht wird. Die Bi-Linearen Interpolation (b) zeigt zwar eine rundere Umgrenzung des Phantoms, doch sind auch hier anstatt des zu erwarten Diagonalverlaufs der Keil und die Quader nur gerastert dargestellt. Allgemein kann gesagt werden, daß zweidimensionale Interpolationen nur dann sinnvoll sind, wenn der

Quelldatensatz und die zu berechnenden Schichten in einer Ebene liegen. Sobald durch die neue Schicht mehrere Schichten geschnitten werden, kommt es zu einem Treppenstufeneffekt. Erst mit der Tri-Linearen Interpolation in Bild (c) erfährt die Darstellung eine enorme Verbesserung auf Kosten eines Weichzeichnereffektes. Die vorausgesagten Schrägen der Diagonalelemente und des Keils sind gut auszumachen, die Rundungen der Stäbe und Begrenzungen des Phantoms werden exakt abgebildet. Bei der Tri-Kubischen Interpolation in (d) sind gegenüber der Tri-Linearen keine weiteren Vorteile zu erkennen. Dies ändert sich erst bei sehr hochaufgelösten Bildern, die mit einer Matrix von 512×512 dargestellt werden. Für die hier verwendeten Auflösungen von ca. 1.5 mm / Pixel reicht die Tri-Lineare Interpolation aus, während die polynominellen und kubischen Interpolation dem Mehraufwand an Rechenzeit nicht rechtfertigen.

9.4 Die Auswirkungen der Integration

Um die Auswirkungen bei Veränderung der Integrationsmodi aufzuzeigen, werden im folgenden verschieden dicke Transversalschichten berechnet. Mit dem 3D-Datensatz aus den Transversalschichten sollen 5 mm, 10 mm und 20 mm dicke Schichten untersucht werden. Nach den Modellbetrachtungen am Anfang dieses Kapitels ist die Breite des Keils ein Maßstab für die Dicke der Schicht. Zum anderen sagt die Theorie voraus, daß der rechte Rand einen Grauwertverlauf von schwarz zu helleren Tönen aufweist, da in diesem Bereich das Gewicht des Keils immer geringer wird und der hellere Teil des Phantoms den Großteil des Volumens ausmacht. Die Abbildung 58 zeigt in der ersten Spalte (Teilbilder (a), (d) und (g)) eine berechnete Serie, die mit der Mittelpunktregel und einem Intervall integriert wurde. Die Bilder (a) und (d) zeigen das richtige Ergebnis, doch bleibt die Größe des projizierten Rechteckes in (g) unter den Erwartungen. Der Grauwertverlauf ist nicht festzustellen, der rechte Rand ist scharf markiert.

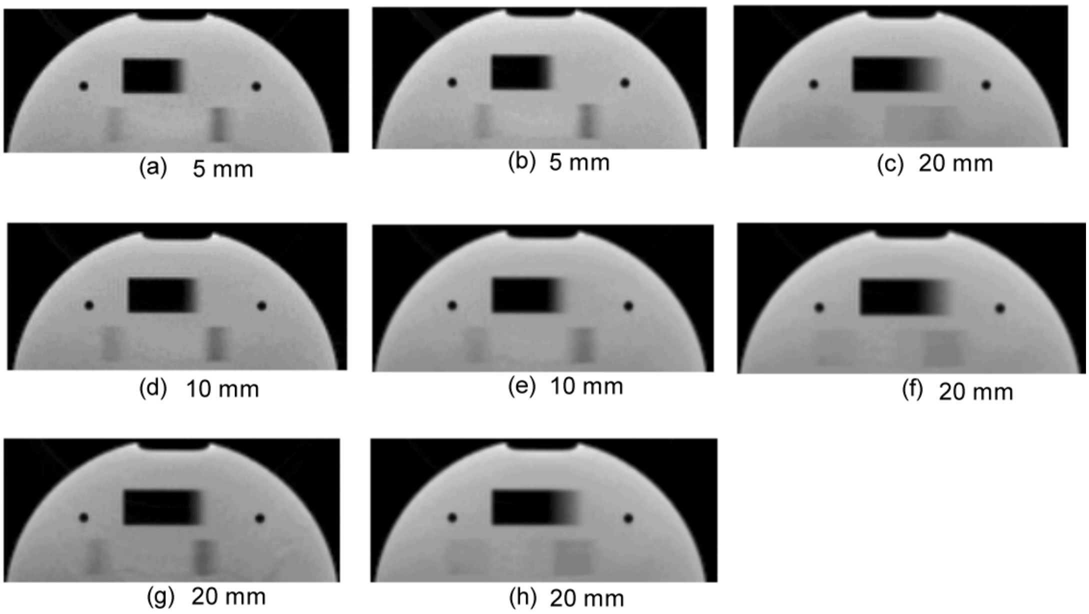


Abbildung 58: Transversalschnitte mit verschiedenen Integrationsmodi

Erst mit Erhöhung der Zahl der Integrationsintervalle auf drei in Spalte zwei der Abbildung 58 (Teilbilder (b), (e), (f) wird der erwartete Grauwertverlauf deutlich. Auch die Größe des abgebildeten Keils ist bei der 20 mm Berechnung größer, als in dem Beispiel mit nur einem Intervall (g).

Dieser Sachverhalt läßt sich leicht erklären, da mit steigendem Volumen bei gleichbleibender Anzahl der Integrationsintervalle die gewonnenen Informationen zu stark gemittelt werden. Durch Erhöhung der Integrationsintervalle werden mehrere Teilvolumina erfaßt und ermöglichen den angedeuteten Grauwertverlauf.

Die letzte Spalte in Abbildung 58 zeigt, daß auch mit einer komplexeren Integrationsregel die vorausgesagten Effekte darzustellen sind. Teilbild (c) und (f) zeigen den Transversalschnitt in 20 mm Dicke für die Trapezregel (e) und Simpsonregel (f) bei zwei Integrationsintervalle. Durch die genauere Approximation der Simpsonregel und der größeren Anzahl der verwendeten Funktionswerte bei der Trapezregel ist eine exakte Darstellung der Tomographie möglich, ohne die Zahl der Integrationsintervalle zu weit anzuheben. Dies bietet eine Rechenzeitersparnis, wie schon in (Kapitel 7.6) gezeigt.

9.5 Die Auswirkungen der verschiedenen Algorithmen

Als letzte Studienreihe sollen im folgenden die entwickelten Algorithmen getestet werden. Dazu ist eine 1 mm dünne Schicht in Transversalebene zu berechnen. Abbildung 59a zeigt die originale Transversalschicht mit fünf mm Schichtdicke der zu untersuchenden Position. Auch hier läßt sich durch die Theorie eine Erwartungshaltung hinsichtlich des Ergebnisses bei Reduzierung der Schichtdicke formulieren. Eine dünne Schicht der gleichen Gegend sollte eine scharf abgegrenzte Keilzone besitzen und die Diagonalelemente müßten als dünne scharf abgebildete Rechtecke zu erkennen sein. Die Stäbe dürften von den Algorithmen nicht betroffen sein.

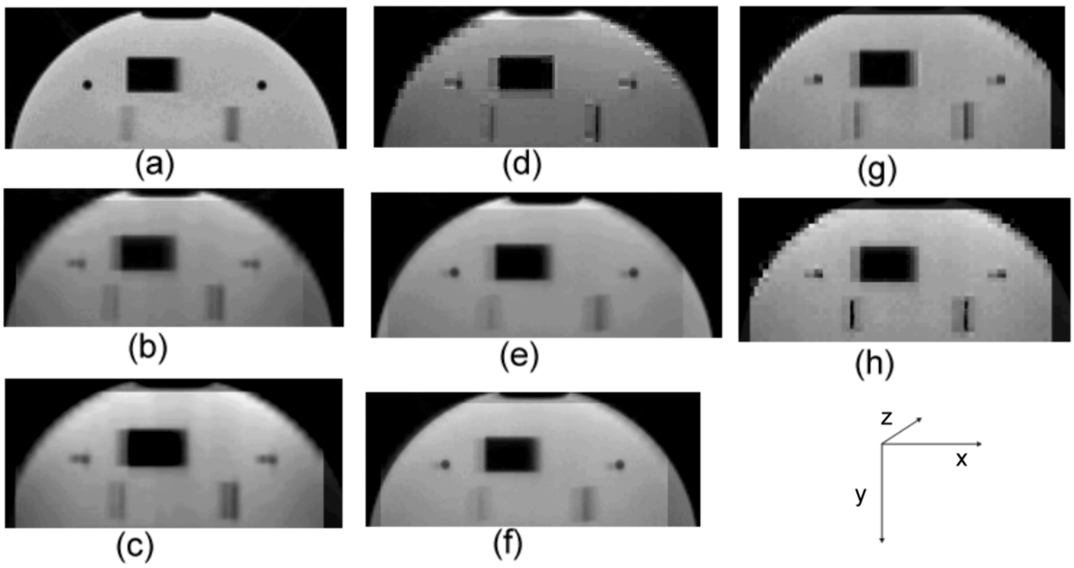


Abbildung 59: Transversalschnitte berechnet durch verschiedene Algorithmen

Den Teilbildern (Abbildung 59a) bis (Abbildung 59d) liegen jeweils die Coronar- und Sagittalquelldaten zu Grunde, während bei den letzten beiden Bildern (Abbildung 59e) bis (Abbildung 59h) mit allen drei Datensätzen gearbeitet wurde.

Die Teilbilder (Abbildung 59b) und (Abbildung 59c) zeigen eine Berechnung bei der die coronaren und sagittalen Quelldatensätze addiert bzw. deren Mittelwert verwendet wurde. Man kann die Keilzone nur schwerlich abgrenzen, während eine scharfe Abbildung der Diagonalelemente gar nicht gelingt. Die zu erkennen Schatten lassen sich mit den differierenden Inplane-Auflösungen erklären. Während der coronare Datensatz eine hochaufgelöste Darstellung in der xz-Ebene bietet, verschwimmen die Details in y-Richtung. Der sagittale Datensatz läßt Konturen in x-Richtung verschmieren, so daß bei Kombinationen wie der Addition oder der Mittelwert kaum Details heraus gearbeitet werden können. Die Methode „Gewichteten Summen“ in Teilbild (Abbildung 59d) zeigt hier bereits einen enormen Fortschritt, da die Diagonalelemente und die Keilstruktur als „Kernschatten“ gut abzugrenzen sind. Die gegenüber der 5 mm Berechnung (Abbildung 59a) deutlich dünneren Rechtecke, lassen eine genau Positionierung in der xy-Ebene zu. Durch Einstellung der Gewichte (siehe Algorithmus $A_{GewichteteSummen}$) und Fensterung können die Schatten der „schlechten“ Auflösungen der Quelldatensätze gut unterdrückt werden. Je nach Fragestellung kann man durch Kenntnis der Inplane-Auflösungen der verwenden Quelldatensätze über die Justierung der Gewichte unterschiedliche Ziele erreichen. Beispielsweise sind in Abbildung 59d zwar die Diagonalelemente und der Keil in z-Richtung durch ihre scharfe Abgrenzung gut erfaßt, doch bleibt die Begrenzung des Phantoms in xy-Ebene eher ungenügend.

Für ein gutes Ergebnis benötigt der Algorithmus allerdings einen exakten Koordinatenabgleich da bei Verschiebung der Quelldatensätze zum Bezugssystem Artefakte auftreten können.

Die letzten vier Teilbilder sind mit allen drei zur Verfügung stehenden Quelldaten erstellt worden, indem zunächst wieder addiert (Abbildung 59e) und der Mittelwert genommen wurde (Abbildung 59f). Die starke Mittelung infolge der drei Quelldatensätze kann durch geschicktes Balancieren der Gewichtung ausgeglichen werden, um eine bestimmte Fragestellung zu beantworten. Die geometrische Form der gezeigten Begrenzungen bleibt gut erhalten und ein Kernschatten ist zu erkennen, doch bleibt die Schärfe der Abbildung hinter der Methode „Gewichtete Summen“ zurück.

Die Abbildung 59g und Abbildung 59h zeigen das Ergebnis mit der Methode der „Linearen Gleichungen“ bei einer Unterteilung der Größe 2 (siehe Algorithmus $A_{LineareGleichungen}$). Im ersten Teilbild wurde ein Multiplikator von 1.0, im zweiten von 2.0 gewählt. Da nicht alle Quelldatensätze das gleiche Volumen überdecken, geht hier die Begrenzung des Phantoms verloren und es werden nur allen Datensätze gemeinsame Strukturen dargestellt. Die zu Anfang formulierte theoretische Erwartungshaltung zeigt sich in diesen Teilbildern mit Abstand am besten bestätigt. Man kann ohne Schwierigkeiten eine genau Positionierung der Diagonalelemente und des Keils anhand des „Kernschattens“ vornehmen. Hiermit ist die versuchte Auflösungserhöhung der ursprünglichen 5 mm dicken Schicht gelungen und zeigt Details, die erst durch geschickte Kombination der Quellen möglich war.

Für die Methode der „Linearen Gleichungen“ gilt ähnlich zu den „Gewichteten Summen“, daß nur mit exakter Ausrichtung der Bezugssysteme gute Ergebnisse zu erzielen sind.

Durch die Vielfalt der Einstellungen ist es nahezu unmöglich die Auswirkungen aller Einstellungen zu überprüfen.

10 Benutzerhandbuch

10.1 Installation und Programmstart

Da zur Konstruktion des 3D-Datensatzes umfangreiche Berechnungen nötig sind, werden hohe Ansprüche an die Rechnerausstattung gesetzt. Eine zügige Arbeit ist mit einem Pentium II System mit mindestens 350 MHz und 128 MB Hauptspeicher möglich. Grundsätzlich ist auch die Verwendung eines langsameren Rechners möglich, doch muß der Anwender dann sehr lange auf die Resultate warten (siehe dazu auch Kapitel 7.6).

Um die beiliegende CD verwenden zu können, muß ein CD-Rom-Laufwerk installiert sein, das mit mindestens 20-facher Geschwindigkeit arbeitet, falls die Daten von CD gelesen werden sollen.

Das notwendige Betriebssystem ist nur insofern einzuschränken, daß eine JAVA-VM[34] dafür zur Verfügung stehen muß. Das Programm ist unter WINDOWS98, WINDOWSNT und SOLARIS 5.1 getestet worden.

Für einen ersten Start des 3D-Betrachters unter MICROSOFT WINDOWS legen Sie die beiliegende CD in Ihr Laufwerk und klicken sie doppelt auf das Icon *StartImageJ*.

Quelldatensätze befinden sich im Verzeichnis MRT_Images:

- MRT_Images/model/ Phantomdatensatz
- MRT_Images/brain Hirndatensätze
- MRT_Images/MRCP MRCP- und Abdomendatensätze (TRUFFI)

Möchten Sie das System unter MICROSOFT WINDOWS installieren, genügt es den Inhalt der CD in ein Verzeichnis auf der Festplatt zu kopieren. Da sich die JAVA-Laufzeitumgebung im gleichen Verzeichnis befindet, brauchen Sie sich um nichts weiteres zu kümmern und können eine Verknüpfung zu *StartImageJ* auf Ihren Desktop erzeugen.

Auf einem anderen System müssen Sie sich zunächst eine JAVA-VM für Ihr System besorgen, um mit deren Hilfe das Programm zu starten.

Für den geübten Benutzer folgender Tip:

Da zur Darstellung der grafischen Elemente auf dem Bildschirm zunächst Projektionen und sichtbare Flächen errechnet und diese durch die Fenstertechnik der modernen Betriebsysteme stetig erneuert und neu gezeichnet werden müssen, ist es empfehlenswert die Option *Fensterinhalt beim Ziehen anzeigen* der jeweiligen Grafikkarte zu deaktivieren. Dies verringert die Verzögerungen beim grafischen Aufbau des Bildschirms.

[34] VM = Virtual Machine

10.2 Bedienungsanleitung

Nachdem das Programm gestartet wurde, erscheint zunächst das Hauptfenster des Bildverarbeitungswerkzeugs *ImageJ* (Abbildung 60).

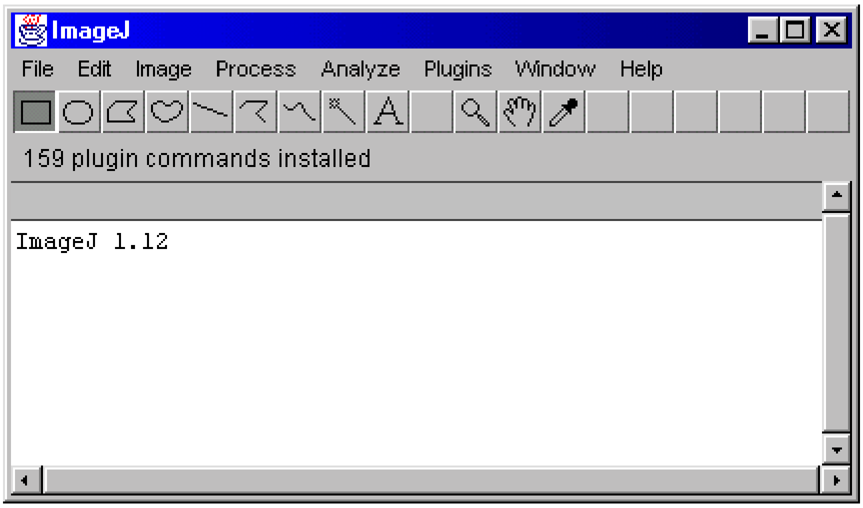


Abbildung 60: ImageJ Hauptfenster

Da der Bildbetrachter als Plugin von ImageJ konzipiert wurde, muß zunächst in der Menüleiste das Menü „Plugins“ durch einen einfachen Mausklick geöffnet werden (Abbildung 61). In dem neu erscheinenden Menü kann dann durch Markierung von *MRCP Plugin* das eigentliche Programm gestartet werden.

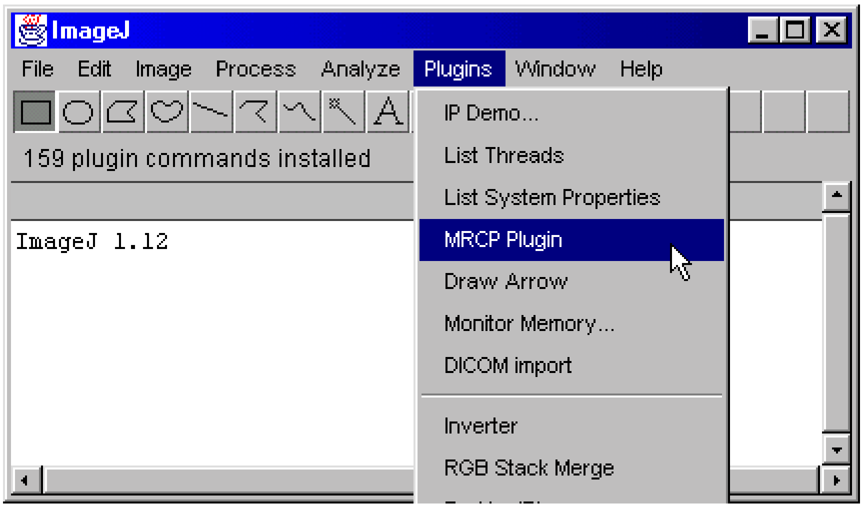


Abbildung 61: Starten des 3D-Bildbetrachters als Plugin

10.2.1 Quellenselektion

Das Programm startet mit der Karteikarte *Quellenselektion* (Abbildung 62), die zum Laden, Selektieren und Visualisieren der 2D-Datensätze benötigt wird. Das Fenster läßt sich in drei Bereiche unterteilen, die jeweils Informationen unterschiedlicher Intention anzeigen. Der linke obere Teil ermöglicht die Darstellung hierarchischer Information bezüglich der Quellenwahl, während darunter textuelle Information, die die Geometrie der selektierten Serien betreffen, abgelesen werden können. Der rechte große Bereich dient zur Darstellung der Volumina mit Hilfe von Drahtmodellen.

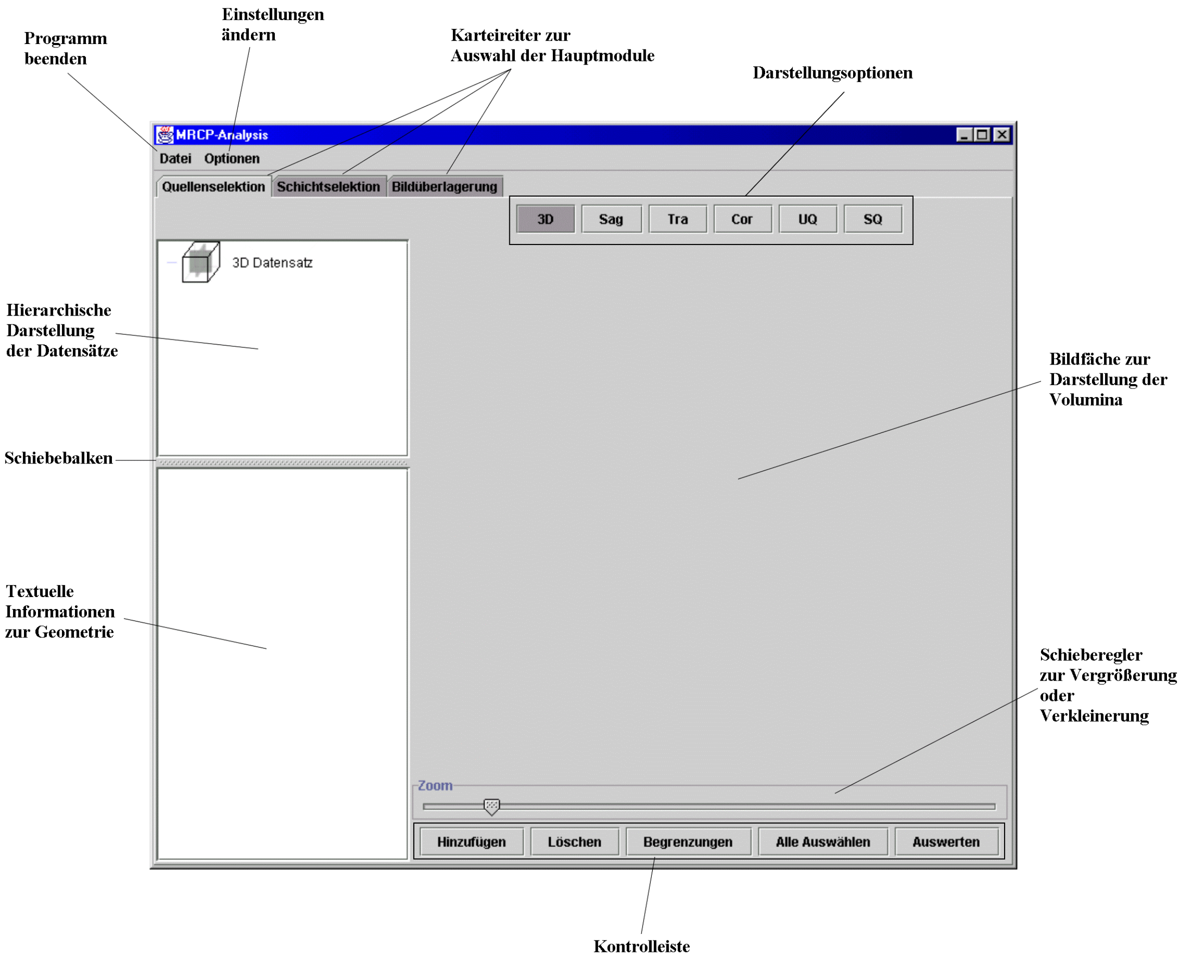


Abbildung 62: Quellenselektion

Im unteren Teil des Fensters befindet sich die Kontrolleiste, die auf der linken Seite die Schaltfläche *Hinzufügen* besitzt, die das Laden neuer Quelldatensätze erlaubt. Durch Anklicken wird das schon programmierte DICOM-Importplugin gestartet und man ist in der Lage durch Auswahl entsprechender DICOM-Dateien dem Programm Datensätze zur Verfügung zu stellen (Abbildung 63). Die Funktionalität dieses Plugins geht aber weit über die bloße Auswahl von Dateien hinaus, da weitere die selektierten Daten betreffende Informationen angeboten werden. So können sowohl sämtliche DICOM-Attribute der MRT-Bilder (in Karteireiter gegliedert) aufgerufen als auch ein Vorschaubild angezeigt werden. Die Benutzerführung ermöglicht das Laden ganzer Serien oder speziell ausgewählten Dateien und bestimmt die Art der Speicherung für die DICOM-Attribute. Wichtig für diese Anwendung ist, daß bei *Include Dicom header* das Feld *as Data Object* markiert ist, da sonst die notwendigen DICOM-Attribute nicht extrahiert werden können.

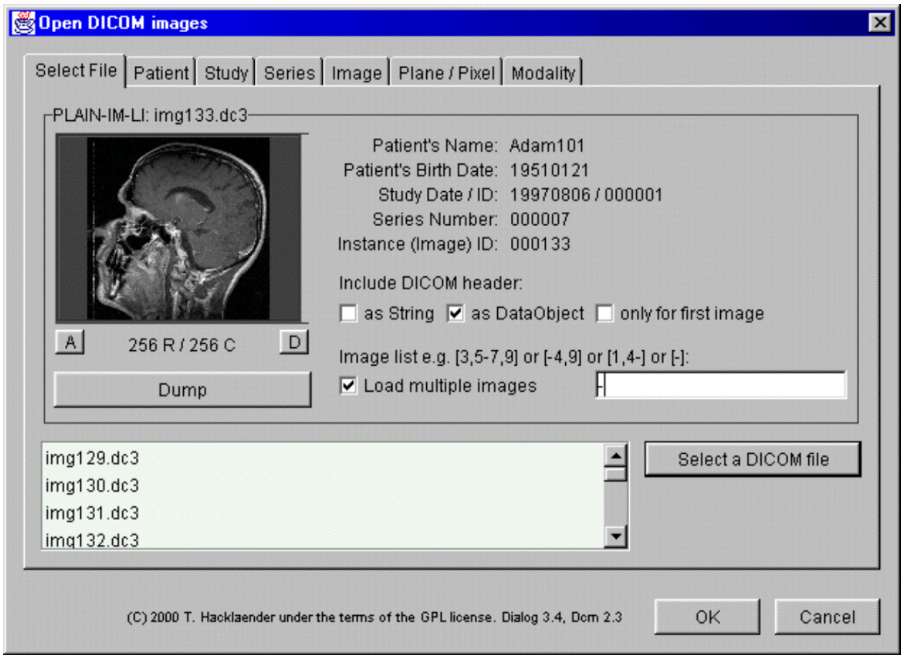


Abbildung 63: DICOM-Import

Nach dem Laden ein oder mehrerer Quelldatensätze über das DICOM-Importplugin ist es notwendig aus den zur Verfügung stehenden Serien durch Auswahl mit der Maus jene zu markieren, die im weiteren Verlauf verarbeitet werden sollen. Dazu gibt es im linken oberen *Hierarchiefenster* eine Baumstruktur, in der die Blätter und Knoten durch kleine Bilder symbolisiert sind (Abbildung 64). Das Wurzelelement des Baumes ist der angestrebte 3D-Datensatz, der auf der nächst tieferen Ebene Söhne von Bildserien besitzt. Jede Serie läßt sich nun wieder in Einzelbilder unterteilen, die die Blätter des Baumes bilden. Auf der rechten Seite jedes Knotens wird der Serienname (aus DICOM) bzw. Dateiname angegeben. Die grafischen Element auf der linken Seite dienen dazu die Anzeige der nächsten Ebene ein- oder auszublenden. Durch Anklicken der Knoten kann eine Auswahl vorgenommen werden, bei gedrückter „Strg-Taste“ ist eine multiple Auswahl der Knoten möglich. Jede Selektion eines Elements hat die Berücksichtigung aller direkt untergeordneten Knoten zur Folge. Die hier markierten Knoten und die damit verbundenen Serien oder Bilder dienen als Grundlage für alle weiteren Berechnungen.

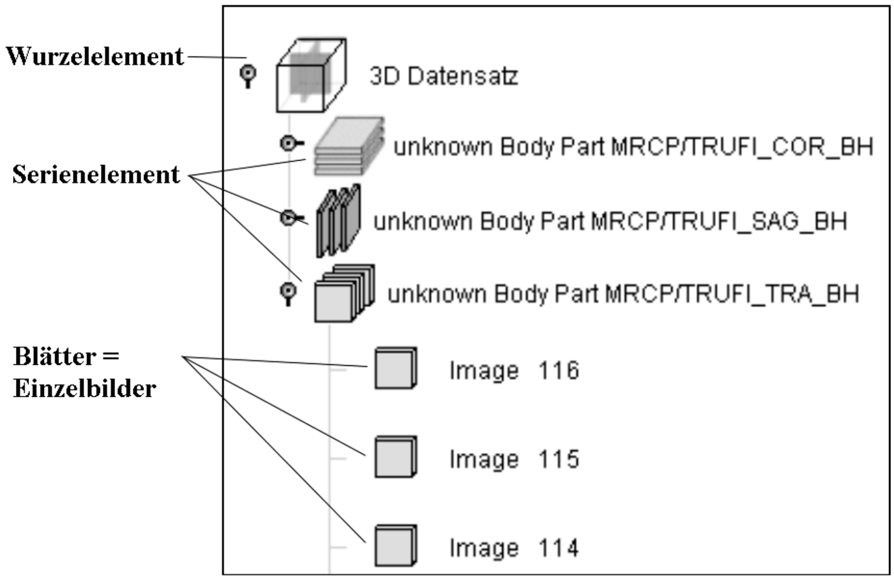


Abbildung 64: Hierarchische Darstellung und Selektion

Bei gültiger Markierung werden dem Benutzer weitere Details dargestellt, die eine genauere Beurteilung der selektierten Daten hinsichtlich ihrer Orientierung im Raum erlauben. Dazu wird im linken unteren Fenster für jede gewählte Schicht

- der Schichtabstand
- der Name der Quelldatei
- die medizinische Orientierung und der Winkel der Kippung
- Breite, Höhe und Tiefe in mm
- das Volumen in cm^3
- die Positionen der acht Eckpunkte einer jeden Schicht in MRT-Koordinaten

angegeben.

Die Bildfläche auf der rechten Seite zeigt zunächst eine Modellierung der gewählten Schichten als Drahtmodell in schiefer Projektion (Abbildung 65). Jeder medizinischen Grundrichtung wird dabei eine Farbe zugeordnet. Falls eine Orthogonalprojektion gewählt wurde, können die MRT-Koordinaten bei Bewegung des Mauszeigers über die Bildfläche direkt abgelesen werden.

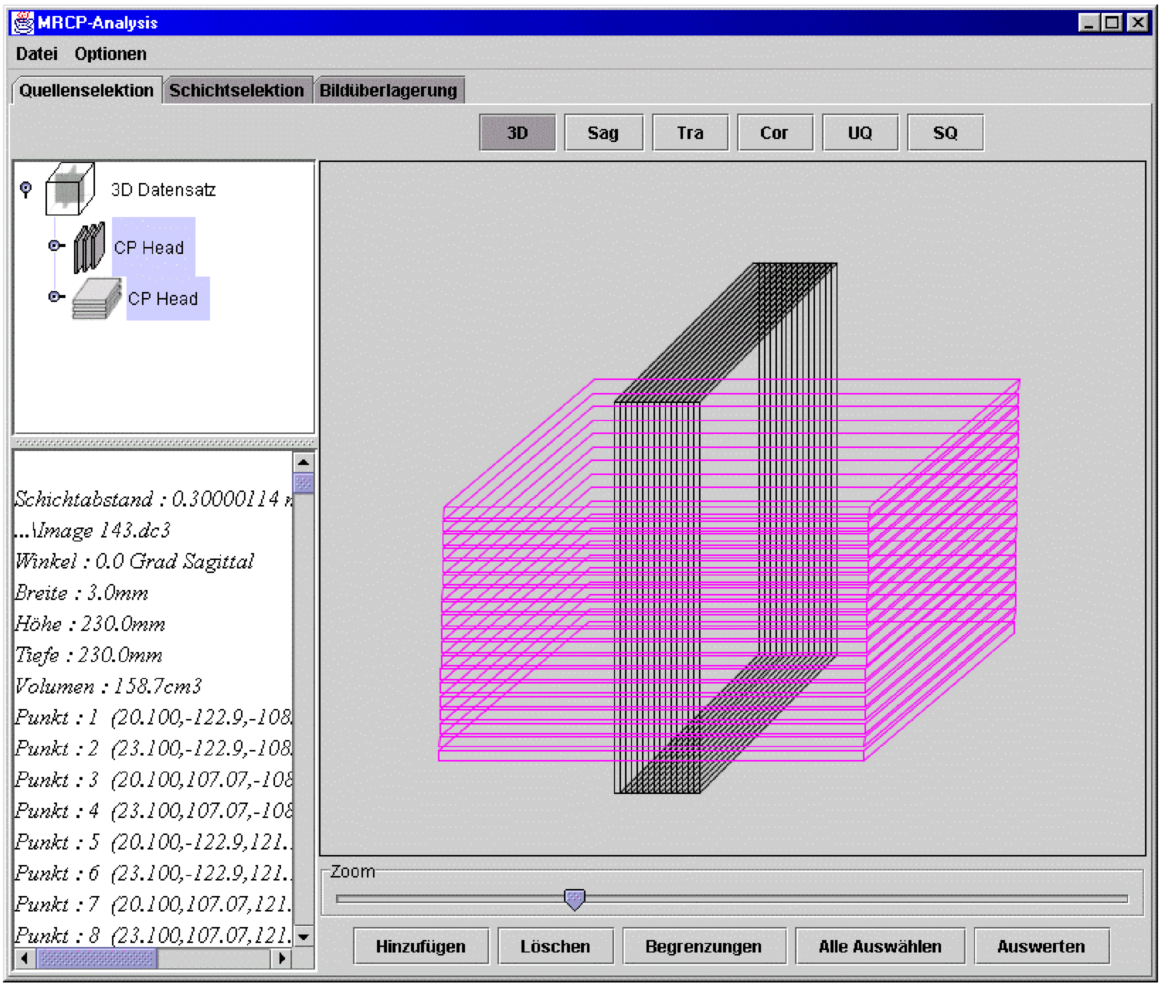


Abbildung 65: Quellenselektionsmodul mit ausgewählten Datensätzen

Über die Darstellungsoptionen am oberen Rand, kann der Benutzer Einfluß auf die Projektion der Drahtmodelle nehmen. Die aktuelle Projektionsart ist durch den abgedunkelten Knopf jeder-zeit sichtbar. Die Kürzel *Sag, Tra, Cor* stehen stellvertretend für die in der Medizin üblichen Orientierungen.

Kürzel	med. Orientierung	Projektionsrichtung	Projektion
3D	3D-Ansicht	Parallelprojektion	Schiefe Projektion
Tra	Transversal / Axial	von vorne	Aufriß
Cor	Coronar	von oben	Grundriß
Sag	Sagittal	von der Seite	Seitenriß

Tabelle 16: Darstellungsoptionen

Zusätzlich ist der Benutzer in der Lage über den Knopf *UQ* (Umgebungsquader) einen alle selektierten Volumina umgebenden Quader zu zeichnen, der sich an den Hauptachsen des Patientenkoordinatensystems orientiert. Mit Hilfe von *SQ* (Schnittquader) kann ein entsprechender Quader gezeichnet werden, der das Schnittvolumen beinhaltet.

Der Schieberegler *Zoom* erlaubt die stufenlose Verkleinerung bzw. Vergrößerung der auf der Bildfläche projizierten Volumina. Außerdem können diese per „Klicken und Ziehen“ auf der Bildfläche verschoben werden.

In der Kontrolleiste befinden sich weitere Knöpfe mit folgenden Aufgaben:

- *Löschen* entfernt den markierten Knoten wieder aus dem 3D-Datensatz
- *Begrenzungen* erlaubt eine Darstellung bei der nur die nach außen begrenzenden Schichten einer Serie markiert und projiziert werden
- *Alle Auswählen* markiert das Wurzelelement und damit auch alle Söhne

Der letzte Knopf bietet bereits an dieser Stelle durch Angabe mathematischer Vektoren und Positionsangaben eine Möglichkeit zur Bilderzeugung bezüglich einer neu gewählten Serie von Tomographien. Dieser Dialog ist an den Attributen von DICOM orientiert und wendet sich daher an den geübten Benutzer.

Folgende Angaben müssen gemacht werden:

- Die *Orientierung* steht für die medizinische Grundrichtung
- Der *Ankerpunkt* dient zur Kennzeichnung des linken, oberen, vorderen Punktes des gewählten Volumens.
- *Reihen*- und *Spaltenvektor* bezeichnen die Orientierung der Bildebene im Raum.
- In den Felder *Reihen*- und *Spaltenauflösung* müssen die entsprechenden Angaben zur Auflösung in mm pro Pixel gemacht werden.
- Die *Schichtdicke*, *Anzahl der Reihen* und *Spalten* begrenzen das angegebene Volumen.
- Über den *Schichtabstand* und die *Anzahl der Schichten* kann ein Stapel von Bildern erzeugt werden
- Das Feld *Selektierte Serien* gibt die Quellendatensätze an (von 0 bis Anzahl Serien –1)

Eine einfachere und benutzerfreundlichere Wahl der Schichten ermöglicht die Karteikarte *Schichtselektion* (Abbildung 66).

10.2.2 Schichtselektion

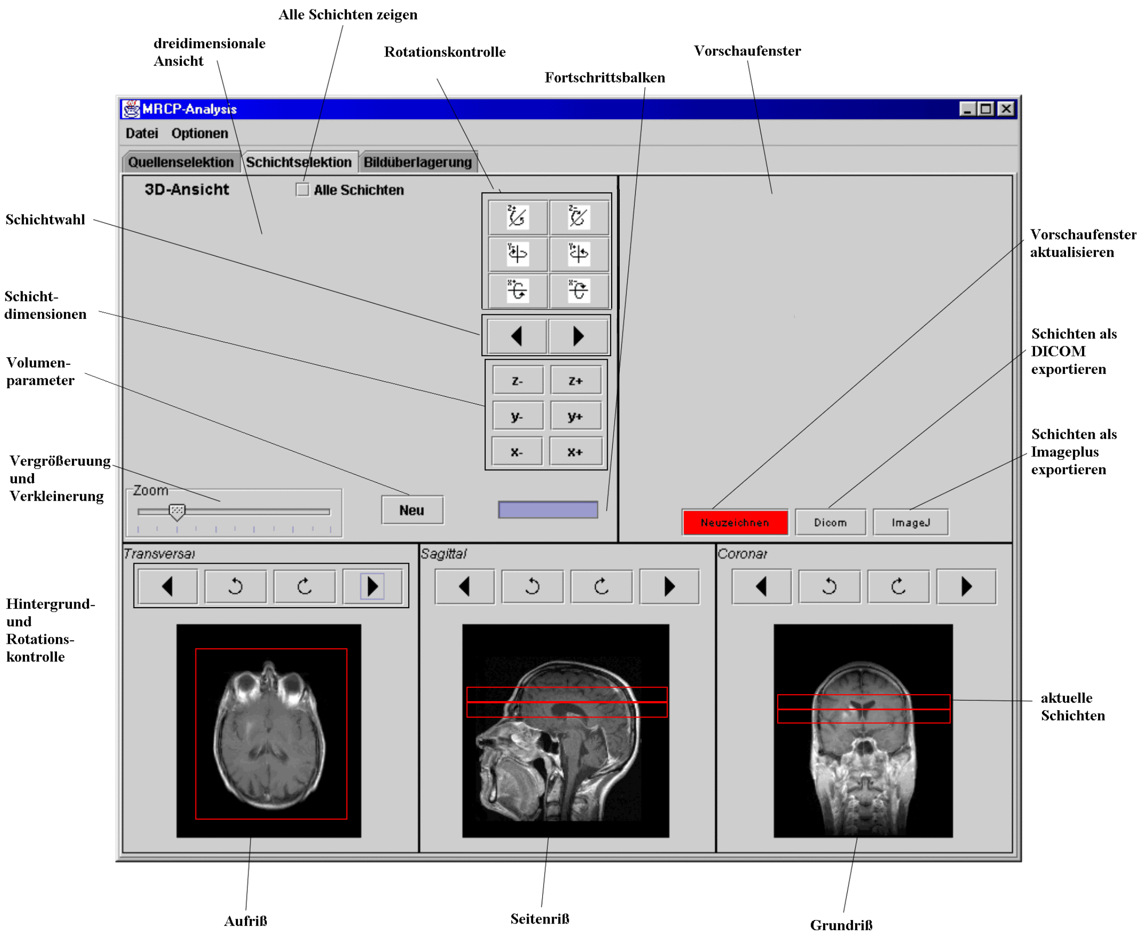


Abbildung 66: Karteikarte Schichtselektion

Mit Hilfe dieser Karteikarte ist der Benutzer in der Lage neue Schichten innerhalb des 3D-Datensatzes zu bestimmen und diese in einem Vorschaufenster anzuzeigen. Beim ersten Aufruf der Karteikarte kann etwas Zeit vergehen, da zunächst die Hintergrundbilder der Orthogonal-projektionen berechnet werden. Alle weiteren zeitaufwendigen Kalkulationen werden in einem Fortschrittsbalken dokumentiert. Um Schichten im 3D-Datensatz zu bestimmen, müssen mit Hilfe des Knopfes *Neu* die Grundparameter gesetzt werden. Dazu wird ein neues Dialogfenster geöffnet (Abbildung 67), welches folgende Eingaben benötigt:

- *Anzahl der Schichten* gibt die Zahl der Schichten für die Serie an.
- *Schichtabstand* bezeichnet den Abstand der Schichten in mm.
- *Aktuelle Schichtnummer* bezeichnet die aktuelle ausgewählte Schichtnummer im Intervall von null bis *Anzahl der Schichten* -1, die im Vorschaufenster visualisiert wird.
- *Anzahl Matrixspalten, Anzahl Matrixreihen* bestimmen die Dimension der Bildmatrix für jedes Einzelbild der Serie
- *Schichtbreite, Schichthöhe, Schichtdicke* legen die Dimensionen jeder einzelnen Schicht in mm fest.
- Über *Ursprungskoordinaten* kann die linke, obere, vordere Ecke des Gesamtvolumens in MRT-Koordinaten eingestellt werden.

- Mit Hilfe der *Schichtorientierung* wird eine medizinische Grundrichtung festgelegt und die Vektoren entsprechend gesetzt.

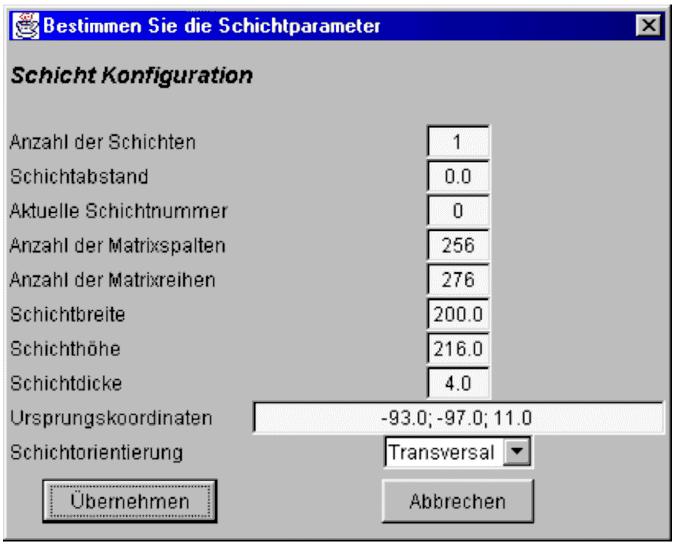


Abbildung 67: Schichtkonfiguration

Nach Bestimmung der Schichtkonfiguration kann das gewählte Volumen vielfältig visualisiert werden. Im linken, oberen Fenster können die Dimensionen der Schichten in schiefer Projektion betrachtet werden und durch Einblendung des Umgebungsquaders des Gesamtvolumens die Lage im Raum beurteilt werden. Intern wird stets eine aktuelle Schicht verwaltet, die durch unterschiedliche Farbgebungen zu den anderen Schichten innerhalb einer Serie genau lokalisiert werden kann. Zusätzlich wird der gesamte MRT-Aufnahmeraum als Quader eingeblendet, um die Orientierung zu erleichtern.

Im rechten Fenster sieht man das Vorschaubild, wie es nach den jeweiligen Optionen und Einstellungen der Schichtkonfiguration aus dem 3D-Datensatz berechnet wurde. Der untere Teil des Fensters ist den Orthogonalprojektionen der gewählten Schichten gewidmet, die über ein Hintergrundbild projiziert wurden, welches in gleicher Projektionsrichtung aus dem 3D-Datensatz berechnet wurde. Damit ist es möglich die Position der gewählten Schichten genauer auszurichten.

Über die Knöpfe der Rotationskontrolle können die gewählten Volumina um die Hauptachsen gedreht werden und damit jede medizinische Orientierung erzielt werden (Abbildung 68). Die Ausmaße der Schichten sind durch die Knöpfe der Schichtdimensionen variabel in die Hauptachsenrichtungen (x, y, z) zu justieren. Dabei bewirkt jeder Mausklick auf die mit „+“ gekennzeichneten Knöpfe eine Vergrößerung der Schicht in die jeweilige Hauptachsenrichtung, der Art, daß um das Zentrum beide Grenzflächen nach außen wandern. Während die mit „-„ bezeichneten Knöpfe den gegenteiligen Effekt bewirken. Am unteren Rand der dreidimensionalen Schicht befindet sich ein Schieberegler, der den Vergrößerungsfaktor der 3D-Ansicht steuert. Eine Translation der schiefen Projektion ist durch „Klicken und Ziehen“ erreichbar.

Mit den Pfeiltasten über den Orthogonalprojektionen, kann das Hintergrundbild senkrecht zur betrachteten Bildebene verschoben werden, um eine weitere Anpassung zu erzielen. An gleicher Stelle befinden sich zwei Rotationsknöpfe, die die Volumina in der entsprechenden Ebene der Projektion drehen. Auch mittels „Klicken und Ziehen“ in den Orthogonalprojektionen ist eine Veränderung der Position bezüglich der gezeigten Ebene möglich, so daß die Schichten exakt über das Hintergrundbild positioniert werden können.

Die jeweils aktuelle angezeigte Schicht wird mittels der Pfeiltasten der Schichtwahl geregelt, mit denen durch die gewählte Serie schichtweise geblättert werden kann.

Da jede Positionsänderung der gewählten Schichten eine Neuberechnung des Vorschaubildes nach sich zieht, muß diese aufgrund der sonst erforderlichen Rechengeschwindigkeit manuell über den Knopf *Neuzeichnen* gestartet werden. Den Bedarf an einer Neuberechnung erkennt der Benutzer an dem rot unterlegten Knopf. Der Balken unter der Knopfleiste *Schichtdimensionen* dokumentiert dabei den Fortschritt alle aufwendigen Kalkulationen, die je nach gewählten Optionen unterschiedliche Zeit bedürfen.

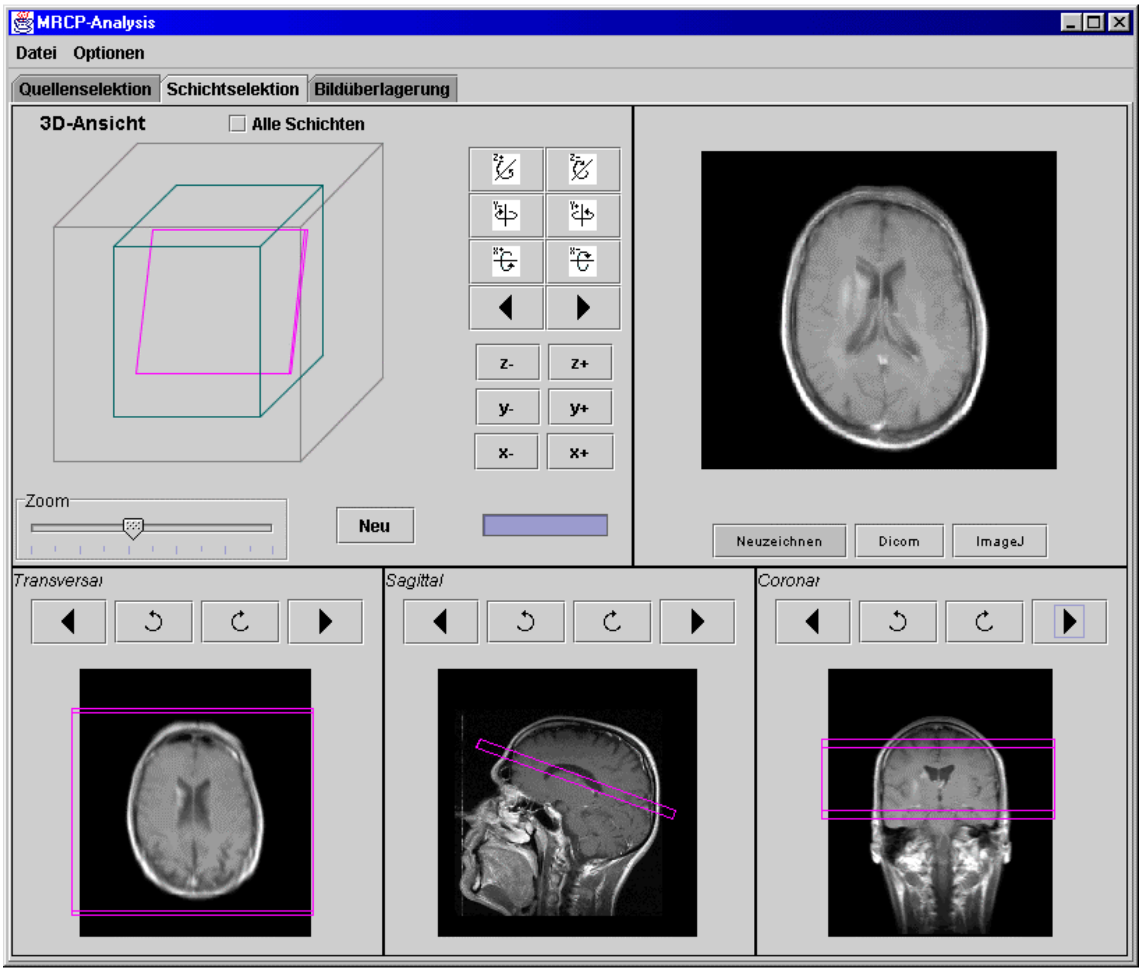


Abbildung 68: Karteikarte Schichtselektion mit rotiertem Volumen

Schließlich werden zwei Exportmöglichkeiten der gewählten Schichten angeboten. Der Knopf *Dicom* ermöglicht den Export als „DICOM-Secondary-Capture“ und somit die Verwendung weitere Werkzeuge, die das DICOM Format verstehen. Die Funktionalität stammt hier von dem schon existierenden DICOM-Exportplugin (Abbildung 69).

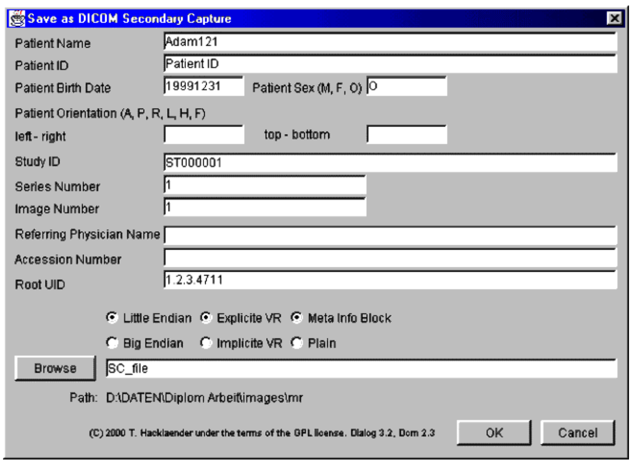


Abbildung 69: Secondary-Capture

Dieses basiert auf dem Bildformat *ImagePlus* von *ImageJ*, das durch den Knopf *ImageJ* zu Verfügung gestellt werden kann (Abbildung 70). Diese exportierten Bilden können dann durch die von *ImageJ* gestellten Bildverarbeitungswerkzeuge und Filter weiter bearbeitet werden oder in andere Bildformate konvertiert werden.

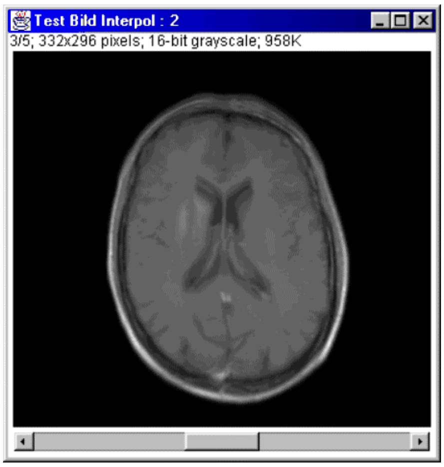


Abbildung 70: Exportierter Bildstapel in *ImageJ*

10.2.3 Bildüberlagerung

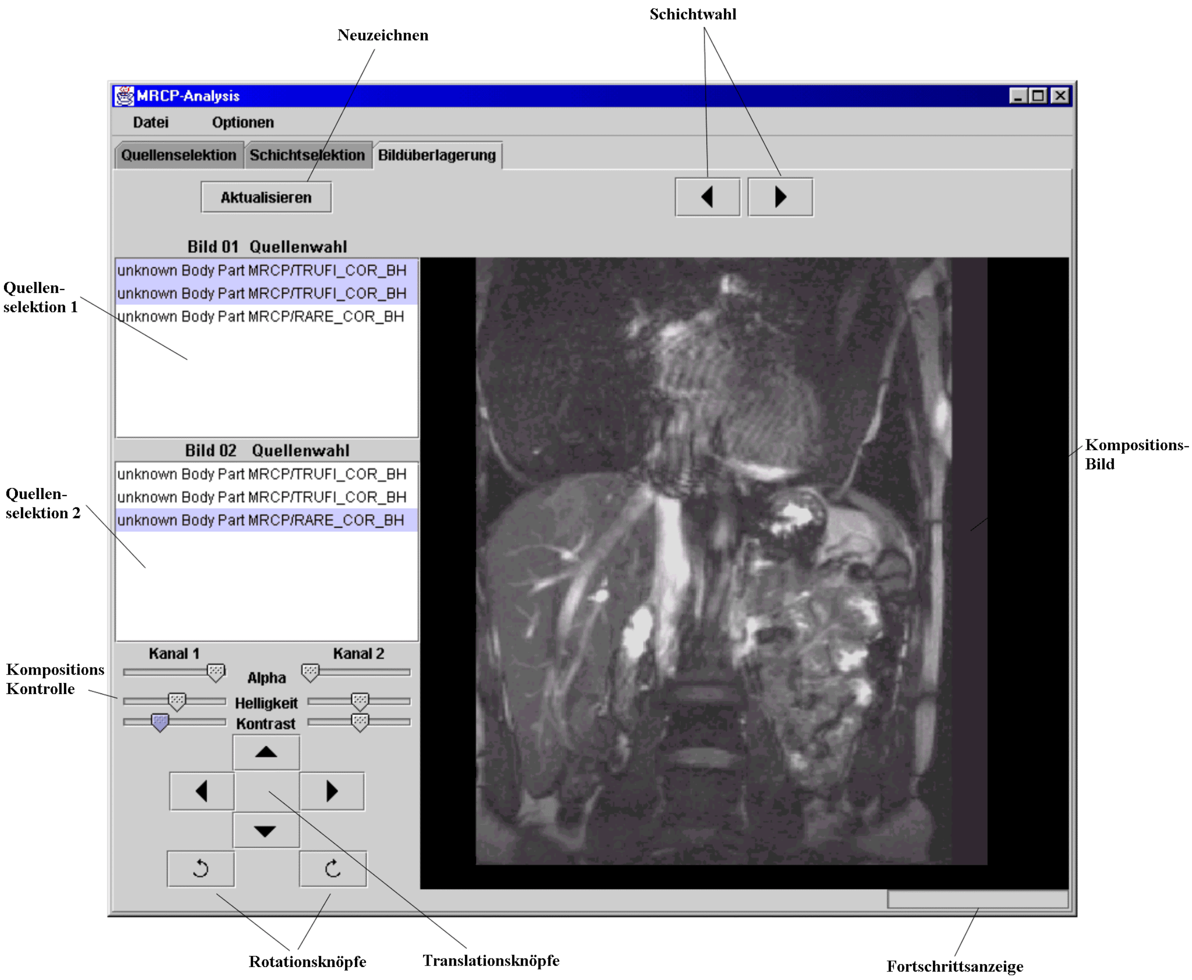


Abbildung 71: Kompositionskarte

Die letzte Karteikarte steuert die Bildüberlagerung (Abbildung 71). In der Auswahlbox *Quellenselektion 1* und *Quellenselektion 2* wird jeweils eine Liste der verfügbare 2D-Datensätze angezeigt, in denen mit der Maus jeweils die Serien gekennzeichnet werden können, die zur Bilderzeugung herangezogen werden sollen. Jede Auswahlbox ordnet dabei den in ihr selektieren Serien einen 3D-Datensatz zu, aus dem entsprechend der vorher durchgeführten Schichtselektion Tomographien berechnet werden können. Diese Schichtbilder werden auf unterschiedliche Farbskalen abgebildet und im Kompositionsfenster auf der rechten Seite angezeigt.

Mit Hilfe der Regler in der Kompositionskontrolle erfolgt die Abstimmung der Bildüberlagerung indem Transparenz, Helligkeit und Kontrast angepaßt werden. Dabei bedeutet eine Bewegung der Regler nach links eine Abnahme des Überdeckungsgrades für den Alphawert, eine Verminderung der Helligkeit und ein Heruntersetzen des Kontrastes, während die gegenläufige Bewegung die Werte erhöht. Abbildung 71 zeigt eine Abdomenübersicht, die auf einer Grauskala abgebildet wurde mit einer Transparenz von eins, so daß das Bild aus *Quellenselektion 2* nicht zu erkennen ist. In Abbildung 72 dagegen wurde der Alphawert von Bild 1 auf null gesetzt und man erkennt, die in *Quellenselektion 2* markierte MRCP-Aufnahme abgebildet auf einer Gelbskala.

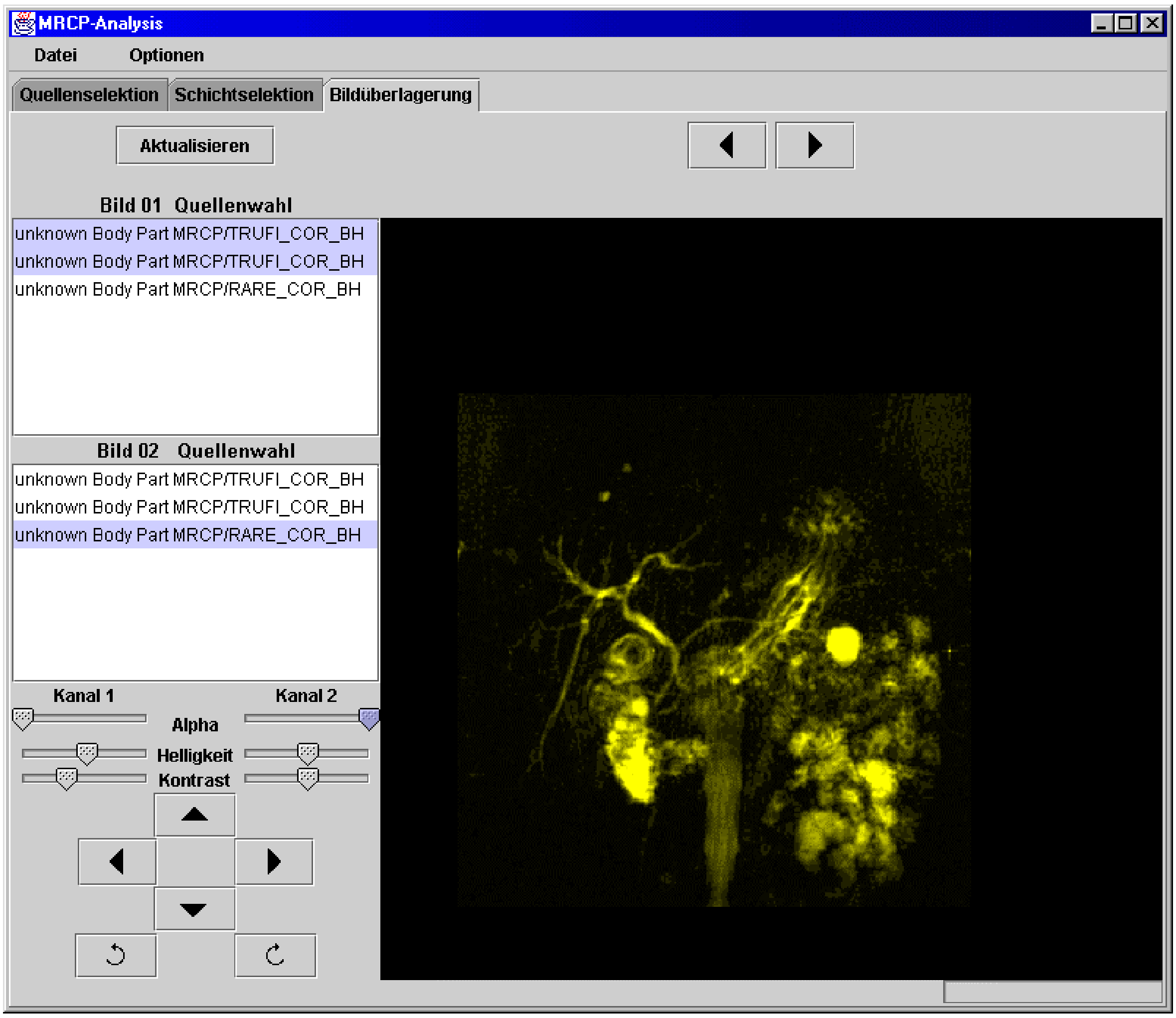


Abbildung 72: Komposition mit ausgeblendeten Kanal 1

Die eigentliche Überlagerung (Abbildung 73) kann nun durch Abstimmung der Kontrollen aufeinander erreicht werden, so daß MRCP und Übersichtsaufnahme gleichzeitig sichtbar werden.

Die Translations- und Rotationsknöpfe in der linken unteren Ecke dienen dem Koordinatenabgleich, falls gleiche Strukturen nicht auf Gleiche abgebildet werden. Hierbei wird der in *Quellen-*

selektion 1 bestimmte Datensatz als Referenz genommen und das Bild 2 in Pixeleinheiten relativ zu diesen verschoben bzw. in der betrachteten Bildebene gedreht. Diese Daten werden gespeichert und beim DICOM-Export berücksichtigt.

Mit den Pfeiltasten am oberen Rand kann wie gewohnt durch die zur Verfügung stehenden Schichten geblättert werden, während der Knopf *Neuzeichnen* alle Kompositionsbilder neu berechnet. Alle zeitaufwendigen Vorgänge können im Fortschrittsbalken am unteren rechten Rand des Fensters beobachtet werden.

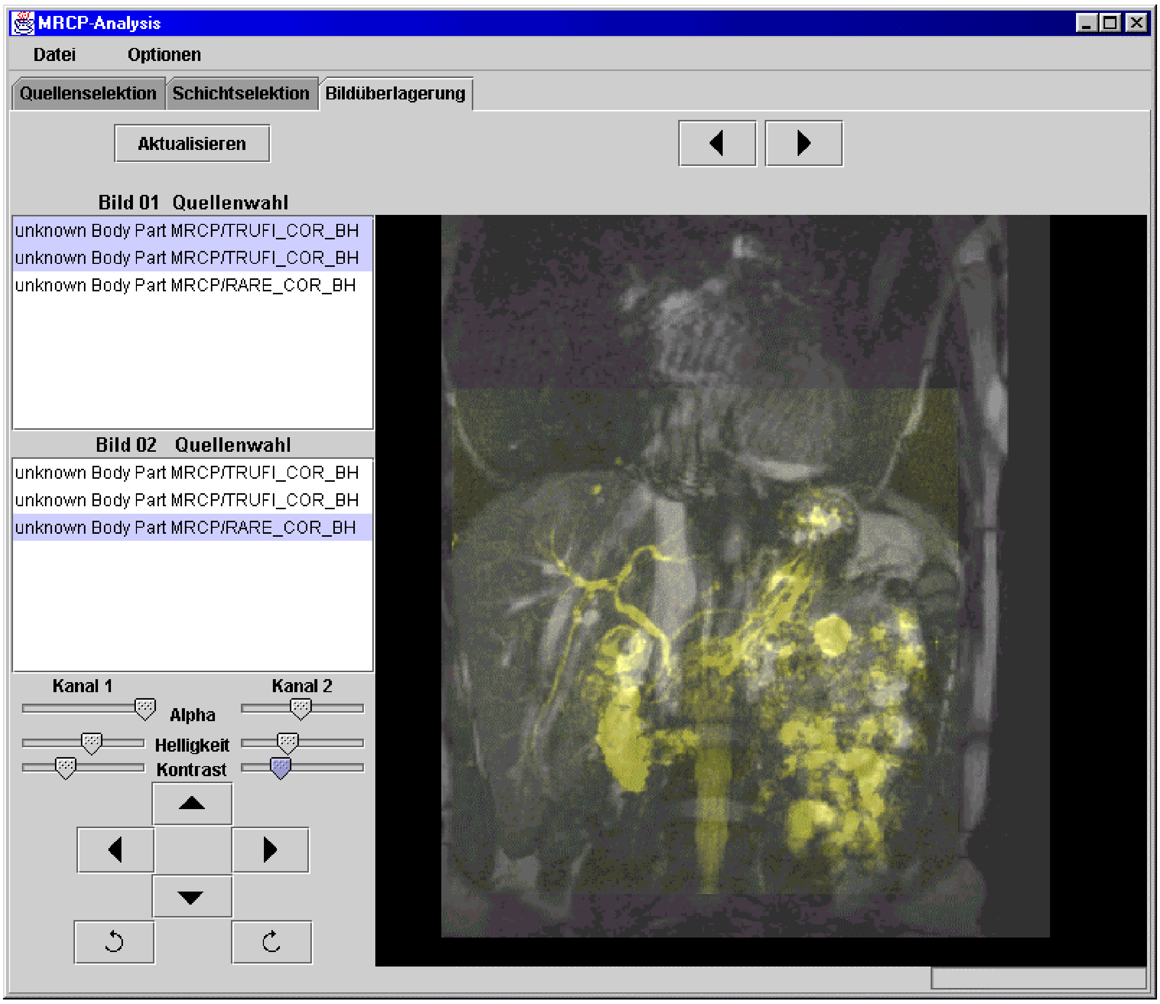


Abbildung 73: Demonstration der Bildüberlagerung MRCP / TRUFFI[35]

10.2.4 Optionen

Die Karteireiter des Optionenmenüs erlauben die Einstellungen sowohl der Visualisierung der beschriebenen Vorgänge als auch die der verwendeten Algorithmen und deren Arbeitsweise.

Globale Einstellungen

Das Häkchen in *Verzeichnis Test* (Abbildung 74) gibt an, ob alle Dateien in einem Verzeichnis als eigenständige Serie (2D-Datensatz) betrachtete werden sollen. Dies ist nur dann von Nöten, wenn zuwenig DICOM-Attribute mit den Dateien abgespeichert wurden und eine Trennung der

[35] Pussequenz wie sie bei den Übersichtsaufnahmen des Abdomen gebraucht wird

Serien nicht mehr möglich ist. Dadurch werden allerdings Serien, die auf mehreren Verzeichnissen verstreut sind nicht als zusammengehörig erkannt. Mit der *Rotationsschrittweite* ist der Benutzer in der Lage zu bestimmen, um wieviel Grad beim Anklicken eines Rotationsknopfes gedreht werden soll. In MRT-Dimensionen kann ein hypothetischer Quader als MRT-Aufnahmeraum[36] angegebene werden, der im späteren Verlauf als zusätzliche Orientierung dient.

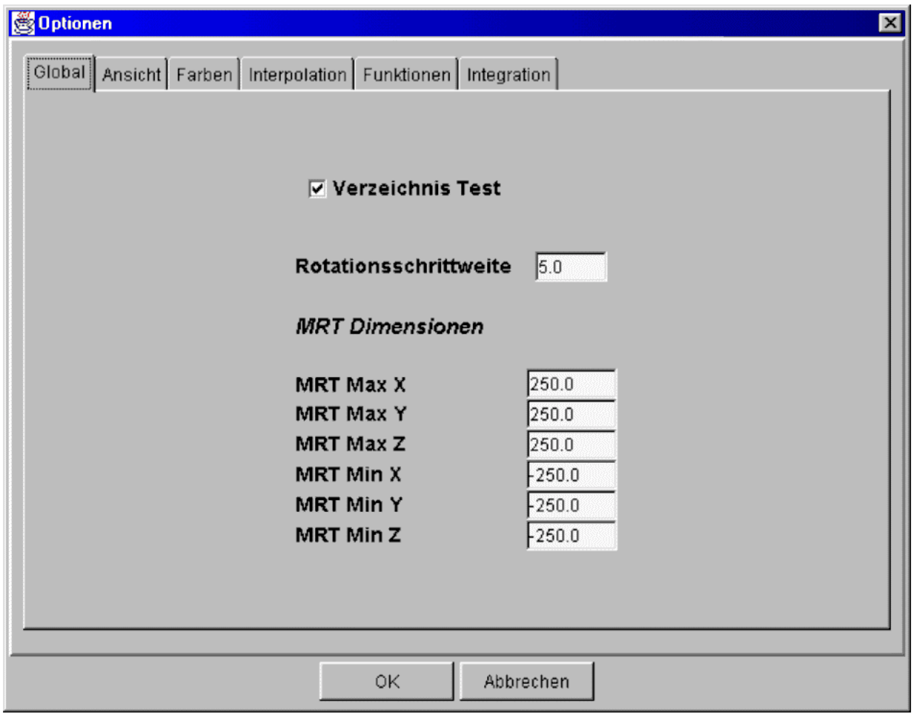


Abbildung 74: Karteikarte Optionen-Global

Ansichtseinstellungen

Im Reiter *Ansicht* (Abbildung 75) kann die schiefe Projektion durch ihre Parameter *Alpha* und *Beta* definiert werden. Um eine Projektionsrichtung nach oben rechts zu erzielen, sollte der Alphawert zwischen 120 und 150 Grad liegen, während eine optimale Verkürzung aller nicht in der Bildebene liegenden Strukturen mit einem Betawert zwischen 50 – 70 Grad erreicht werden kann (siehe Kapitel 12.1.5). Bei Markierung von *Verdeckte Linien zeigen* werden alle als nicht sichtbar klassifizierten Kanten als gestrichelte Linien angedeutet, ansonsten aber weggelassen, um die dreidimensionale Deutung zu erleichtern. Das Häkchen in *Nummern anzeigen* gibt an, ob die Umgebungsquader numeriert werden sollen, da damit eine leichtere Zuordnung zu den textuellen Informationen aus der *Quellenselektion* möglich ist.

[36] Der Aufnahmebereich hat in der Regel die Form einer Kugel

Abbildung 75: Optionen-Ansicht

Farbeinstellungen

Die Anzeige der Strukturen im 3D-Betrachter kann durch Zuordnung verschiedener Farben verbessert werden (Abbildung 76). Für das jeweilige Element ist dazu die Schaltfläche *wählen* zu drücken, die den Aufruf eines Farbdialogs zur Folge hat, in dessen Verlauf der Anwender die Möglichkeit hat eine neue Farbe zu einzustellen.

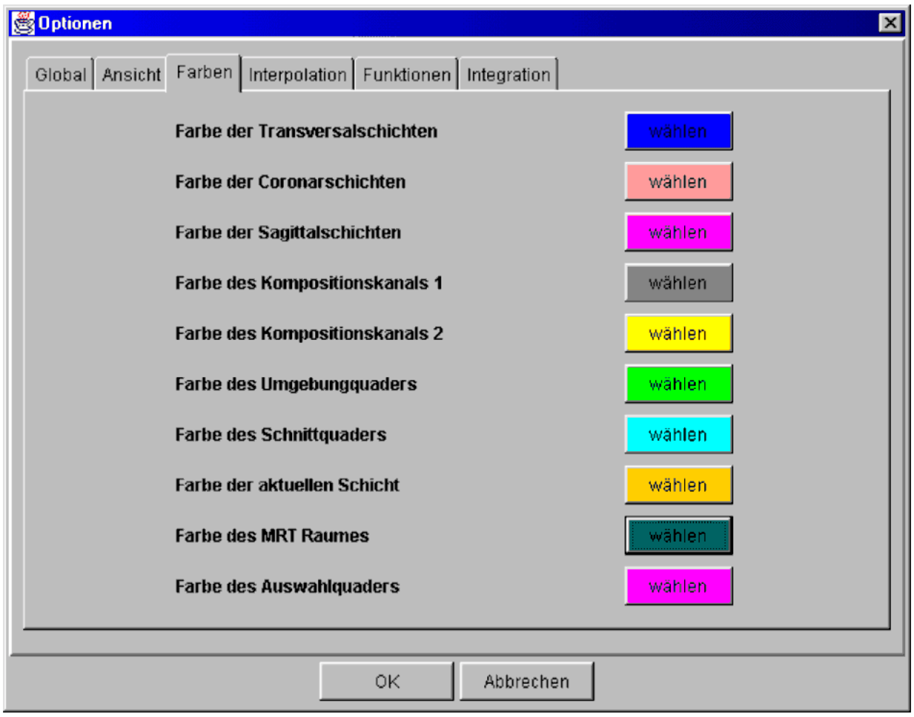


Abbildung 76: Optionen-Farben

Interpolationseinstellungen

Hier erfolgt die Wahl der Interpolationsmethode durch Anklicken des entsprechenden Optionenfeldes (Abbildung 77). Bei Wahl einer Lagrangeinterpolation kann der Benutzer den Grad des verwendeten Polynoms in *Polynomgrad* einstellen. Für eine glattere Interpolation eignen sich die kubischen Splineinterpolationen deren Anzahl an verwendeten Intervallen bei der *Multi-Kubisch* Variante *in Kubische Intervalle* angegeben werden kann.

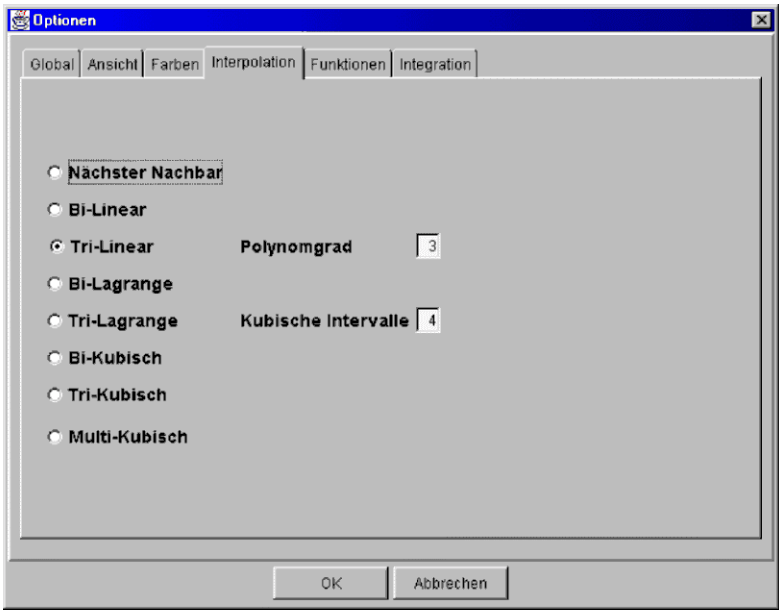


Abbildung 77: Optionen-Interpolation

Funktionseinstellungen

Über den Reiter *Funktionen* ist die Funktionsauswertung der dreidimensionalen Beleuchtungsfunktion *h* steuerbar (Abbildung 78).

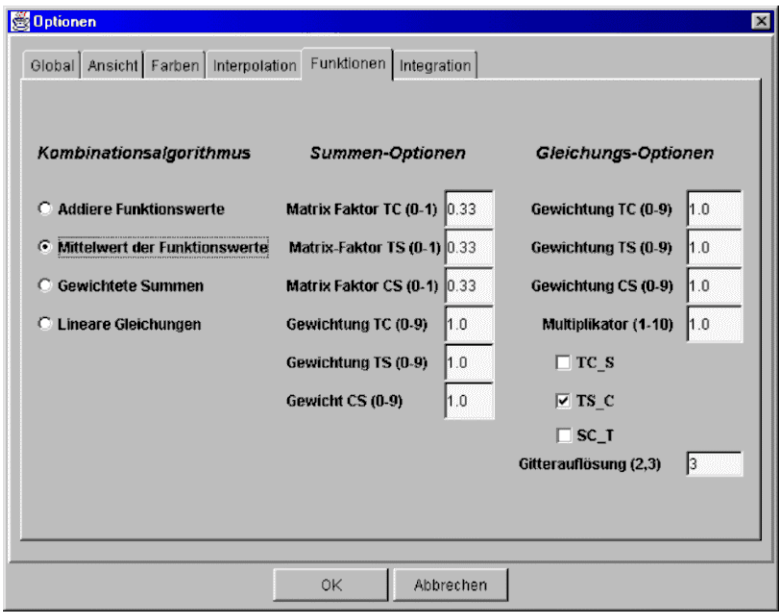


Abbildung 78: Optionen-Funkionen

Die Optionsfelder in *Kombinationsalgorithmus* legen den Grundalgorithmus bei der Funktionsauswertung fest. Falls die Methode der *„Gewichteten Summen"* oder *„Linearen Gleichungen"* gewählt wurde, dann können weitere Einstellungen über *Summen-Optionen* und *Gleichungs-Optionen* vorgenommen werden.

Der Matrixfaktor umschreibt das Verhältnis der zwei gewichteten Summen entsprechen der medizinischen Grundrichtungen mit der diese in die Gesamtauswertung eingehen (siehe Kapitel 7.4. Die Kürzel „T", „C", „S" stehen für Transversal, Coronar und Sagittal. Es sind nur Eingaben zwischen null und eins erlaubt. Beispielsweise bedeutet ein Wert von 0.2 für *Matrixfaktor TS,* daß die Transversalsumme zu 20 % und die Sagittalsumme zu 80 % gewertet wird, also ein Verhältnis von 1 : 4 erreicht wird. Bei einem Wert von 0.5 (Standardwert) sind beide Anteile gleichberechtigt.

Nach der Berechnung dieses Verhältnisses kann das Paar erneut mit einem Gewicht versehen werden, um die Bedeutung für das Gesamtergebnis zu erhöhen. Der Eintrag 4 im Feld *Gewichtung CS* würde bedeuten, daß der berechnete Wert aus dem paarweisen Vergleichen einer Coronar- und Sagittalorientierung mit vierfachen Gewicht zu der Gesamtsumme beiträgt. Gültige Werte liegen hier zwischen null und neun.

In den *Gleichungsoptionen* kann ebenfalls mit ähnlichen Gewichten gearbeitet werden. Die Kürzel *„T", „C", „S"* stehen für die ersten beiden medizinischen Orientierungen, die als Grundlage zur Funktionsauswertung herangezogen werden (siehe Kapitel 7.5). Der *Multiplikatorwert* gibt an in wie weit die „guten" Gleichungen den „schlechten" vorangestellt werden (siehe Kapitel 7.5). Die Häkchen im Optionsfeld bestimmen, welche Orientierungstrippel berücksichtigt werden sollen. Nur solche Einträge, die markiert sind, gehen in die Auswertung mit ein, alle anderen werden ignoriert. Ein Häkchen vor TS_C bedeutet, daß beim Vergleich einer transversalen Orientierung mit einer sagittalen unter Zuhilfenahme coronarer Information der entsprechend berechnete Wert seine Berücksichtigung mit oben beschriebenen Gewicht erhält. Die Angabe in der *Gitterauflösung* umschreibt den angestrebten Auflösungsgewinn durch Anwendung der Methode *„Gewichtete Summen"* und *„Lineare Gleichungen"*. Als mögliche Einträge kommen nur zwei und drei (zweifache und dreifache Auflösungserhöhung) in Frage. Für genauere Analysen der Auswirkungen bei Variation der Parameter kann auf das Kapitel Evaluierung verwiesen werden.

Integrationseinstellungen

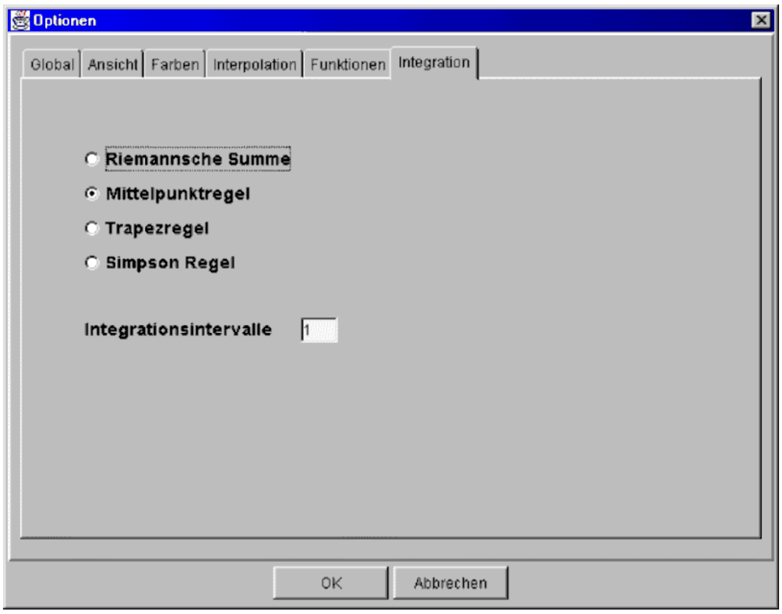


Abbildung 79: Optionen-Integration

Die letzte Karteikarte des Optionenmenüs erlaubt die Einstellung der Integrationsmethode bei der Bilderzeugung (Abbildung 79). Durch Erhöhung der Zahl der *Integrationsintervalle* kann die Approximation zu Lasten der Rechenzeit verbessert werden.

11 Zusammenfassung und Ausblick

Die im Konzept gestellten Anforderungen konnten algorithmisch und programmiersprachlich umgesetzt werden und ein System zur Verfügung gestellt werden, das den Mediziner in seiner diagnostischen Arbeit unterstützt.

Die Konstruktion eines kontinuierlichen 3D-Datensatzes kann als gelungen bezeichnet werden, wobei die Qualität in erster Linie von den verwendeten Datensätzen und deren Koordinatenabgleich abhängt. Mit den Algorithmen „Gewichtete Summen“ und „Lineare Gleichungen“ sind Verfahren vorgestellt worden, die eine Erhöhung der Auflösung in alle drei Raumrichtungen auf die maximale verwendete Inplane-Auflösung erlauben.

Die Anwendung des 3D-Datensatzes bei der MRCP zeigt mit Hilfe der Bildüberlagerung und Transparenzsteuerung aussagekräftige Bilder, die sowohl das Gangsystem als auch morphologische Information beinhalten (Abbildung 80).

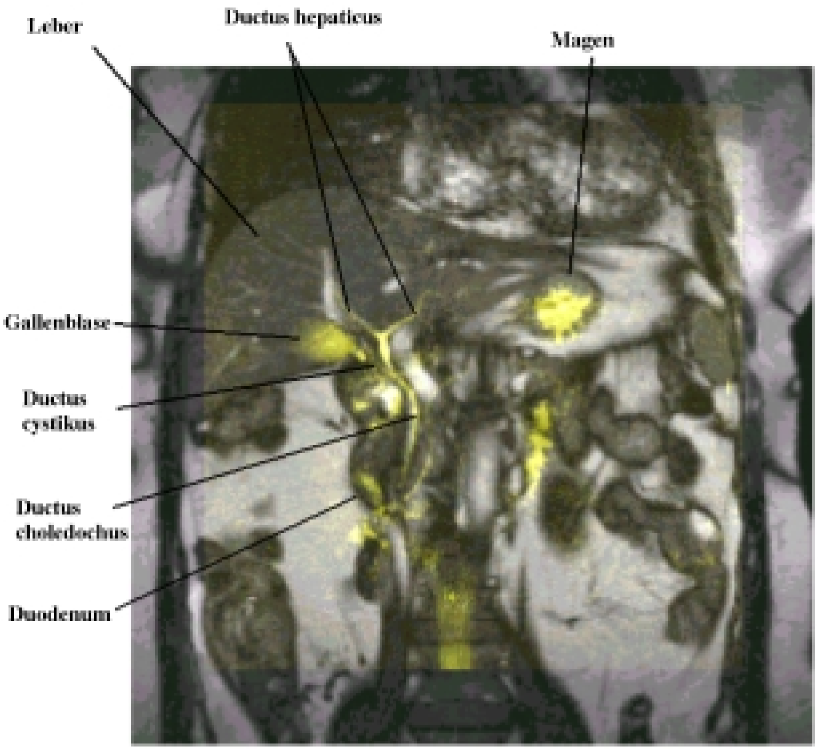


Abbildung 80: MRCP-Truffi-Komposition

Die coronare Übersichtsaufnahme ist auf einer Grauwertskala abgebildet worden, während die MRCP RARE auf einer Gelbskala visualisiert wurde.

Die Visualisierung der Arbeitsschritte mittels Projektionen der Volumina und Vorschaubilder gibt dem Benutzer jeder Zeit eine exakte Darstellung der dreidimensionalen Zusammenhänge. Die nötigen Selektionsvorgänge können nachvollzogen und Informationen abgerufen werden.

Durch das umfangreiche Optionenmenü ist der Benutzer in der Lage die Arbeitsweise nach seinen Anforderung hinsichtlich der Qualität, des Zeitaufwandes und der grafischen Oberflächen anzupassen.

Für die Zukunft ist es denkbar, die hier verwendete Bilderzeugung aus dem 3D-Datensatz zu nutzen, um nicht nur quaderförmige Bereiche (wie bei der Tomographie üblich) zu erfassen. Vielmehr könnte die numerische Mathematik auch dazu genutzt werden, entlang einer Kurve zu integrieren und damit auch Gefäße als Ganzes darzustellen, die nicht durch eine Schnittebene verursacht an einer oder mehren Stelle abbrechen.

Zur Approximation beliebiger Volumina bieten sich dreidimensionale Simplexe an (Tetraeder), deren Volumen leicht zu integrieren [Stro61]. Die Formel 21 zeigt die Integration eines n-dimensionalen Simplex.

$$\int_{S(n)} f(x)\,dx = \frac{|S(n)|}{n+1} \sum_{i=0}^{n} f(P_i) + E(f) \qquad (21)$$

mit

S(n)	n-dimensionaler Simplex
P_i	Eckpunkte des n-dimensionalen Simplex
|*S(n)*|	Volumen von *S(n)*
E(f)	Fehlerkonstante

12 Anhang

12.1 Mathematische Grundlagen

12.1.1 Interpolation

Lineare Interpolation

Für die lineare Interpolation werden zwei Stützpunkte benötigt, durch die eine Gerade als interpolierendes Polynom gelegt wird (Gleichung 22).

Seien $P_0 = (x_0, f_0)$ und $P_1 = (x_1, f_1)$ gegeben, dann ergibt sich p(x) mit $x_0 \leq x \leq x_1$

$$p(x) = f_0 + \frac{f_1 - f_0}{x_1 - x_0}(x - x_0) \tag{22}$$

Lagrangeinterpolation

Bei der Lagrangeinterpolation wird eine Funktion , die durch $n+1$ Wertepaare (x_i, y_i) gegeben ist, auf dem entsprechenden Teilstück mittels eines Polynoms $P_n(x)$ vom Grad n angenähert (Gleichung 23).

$$P_n(x) = \sum_{i=0}^{n} f(x_i) \cdot L_i(x) \quad \text{und} \quad L_i(x) = \prod_{\substack{k=0 \\ k \neq i}}^{n} \left(\frac{x - x_k}{x_i - x_k} \right) \tag{23}$$

Kubische Spline Interpolation

Von einer Funktion $f \in C[a,b]$ seien n+1 Stützpunkte $x_i \in [a,b]$ mit $i = 0..n$ und entsprechenden Stützwerten $y_i = f(x_i)$ bekannt. Ziel ist es eine möglichst „glatte" Kurve mit Hilfe der Polynomsplines dritten Grades durch die vorgegebenen Punkte zu legen. Bei streng monotoner Anordnung der Stützpunkte ($a = x_0 < x_1 < x_2 < ... < x_n = b$) kann die gesuchte Kurve durch eine Splinefunktion $S(x) \approx f(x)$ dargestellt werden, die sich stückweise aus kubischen Polynomen S_i für $x \in [x_i, x_{i+1}]$, $i = 0..n-1$ zusammensetzt. Bei den hier verwendeten natürlichen Splines müssen diese „Stücke" folgende Randbedingungen erfüllen [Enge93] (Gleichung 24):

(1) S ist in $[a,b]$ zweimal stetig differenzierbar.

(2) S ist in jedem Intervall $[x_i, x_{i+1}]$, $i = 0..1$ durch ein kubisches Polynom S_i gegeben

(3) S erfüllt die Interpolationsbedingung $S(x_i) = y_i, i = 0..n$

(4) Für $x \in (-\infty, a]$ bzw. $x \in [b, \infty)$ reduziert sich S auf die Tangente an den Graphen von S an der Stelle $a = x_0$ bzw. $b = x_n$. Weiterhin gilt $S''(x_0) = S''(x_n)$ (24)

Um die Splinefunktion S auszurechnen, müssen die Koeffizienten a_i, b_i, c_i, d_i der kubischen Polynome $S_i(x) = a_i + b_i (x - x_i) + c_i (x- x_i)^2 + d_i (x - x_i)^3$, $i = 0..n-1$ bekannt sein. Aus den obengenannten vier Bedingungen für natürlichen Splines ergibt sich folgendes (Gleichung 25):

$$
\begin{aligned}
&a_i = y_i \\
&c_0 = c_n = 0 \\
&h_{i-1}c_{i-1} + 2c_i(h_{i-1} + h_i) + h_i c_{i+1} = \frac{3}{h_i}(a_{i+1} - a_i) - \frac{3}{h_{i-1}}(a_i - a_{i-1}) \quad \text{für i} = 1..\text{n - 1} \\
&\text{mit } h_i = x_{i+1} - x_i \quad \text{für i} = 0..\text{n - 1} \\
&\text{b}_\text{i} = \frac{1}{h_i}(a_{i+1} - a_i) - \frac{h_i}{3}(c_{i+1} + 2c_i) \ \text{ mit i} = 0..\text{n - 1} \\
&\text{d}_\text{i} = \frac{1}{3h_i}(c_{i+1} - c_i) \ \text{ mit i} = 0..\text{n - 1}
\end{aligned}
\tag{25}
$$

Die Gleichungen stellen ein lineares Gleichungssystem von n-1 Gleichungen für die n-1 Unbekannten c_1, c_2, ..., c_{n-1}. In Matrixschreibweise besitzt es die Form Ac = g (Gleichung 26).

$$
\text{A} = \begin{pmatrix}
2(\text{h}_0 + \text{h}_1) & \text{h}_1 & & & & \\
\text{h}_1 & 2(\text{h}_1 + \text{h}_2) & \text{h}_2 & & & \\
& \text{h}_2 & 2(\text{h}_2 + \text{h}_3) & \text{h}_3 & & \\
& \ddots & \ddots & \ddots & & \\
& & \text{h}_{\text{n-3}} & 2(\text{h}_{\text{n-3}} + \text{h}_{\text{n-2}}) & \text{h}_{\text{n-2}} \\
& & & \text{h}_{\text{n-2}} & 2(\text{h}_{\text{n-1}} + \text{h}_{\text{n-1}})
\end{pmatrix}
\qquad
c = \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \\ \vdots \\ c_{n-1} \end{pmatrix}
$$

$$
g = \begin{pmatrix}
\frac{3}{h_1}(a_2 - a_1) - \frac{3}{h_0}(a_1 - a_0) \\
\frac{3}{h_2}(a_3 - a_3) - \frac{3}{h_1}(a_2 - a_1) \\
\vdots \\
\frac{3}{h_{n-1}}(a_n - a_{n-1}) - \frac{3}{h_{n-2}}(a_{n-1} - a_{n-2})
\end{pmatrix}
\tag{26}
$$

Die Matrix A ist streng regulär und positiv definit, daß heißt eindeutig lösbar. Zur Lösung kommt das Cholesky-Verfahren[37] für tridiagonalem Matrizen, welches die spezielle Struktur der Matrix berücksichtigt, um eine effiziente Lösung zu erreichen oder das bekannte Gaußsche[38] Verfahren zur Anwendung [Enge93].

Grundsätzlich sind die Kubischen Splines der Polynominterpolation weit überlegen, da sie wesentlich glattere Kurven erzeugen, die sich der Wertemenge besser anpassen. Damit können auch komplizierte Funktionen angenähert werde. Polynome besitzen weiterhin die schlechte Eigenschaft, daß sie zur starken Oszillation (siehe dazu Abbildung 81) zwischen den Stützpunkten neigen, wodurch Grade höher als 5 keine Verbesserung der Anpassung bringen. Der Vorteil gegenüber der Splineinterpolation liegt in der schnelleren Berechenbarkeit bei annehmbarer Genauigkeit.

[37] für weitere Informationen zu dem angesprochenen Verfahren siehe [Well96]
[38] für weitere Informationen zu dem angesprochenen Verfahren siehe [Well96]

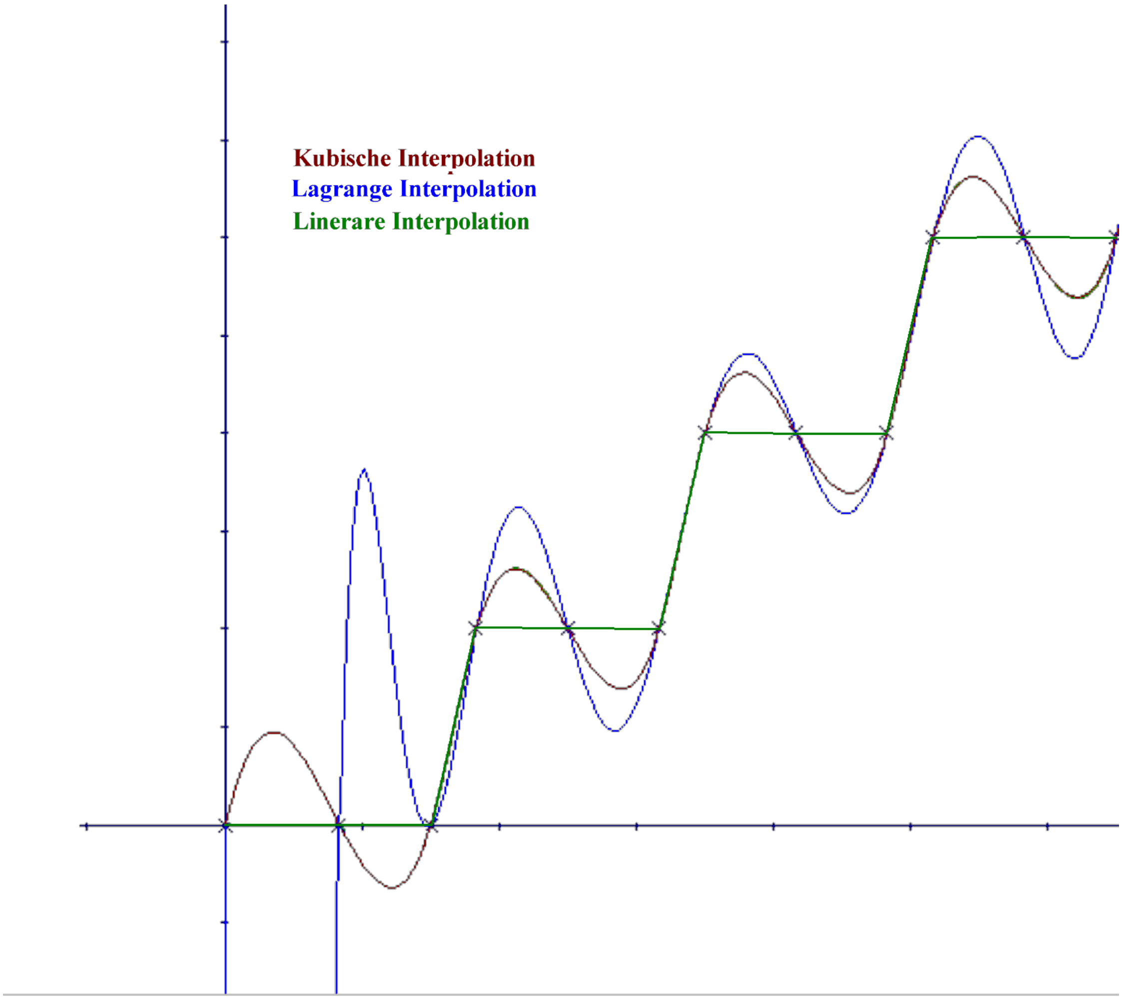


Abbildung 81: Vergleich der Interpolationen bei 12 Stützpunkten

Mehrdimensionale Interpolation

Die bisher besprochenen Verfahren zeigen Interpolationsmöglichkeiten für eindimensionale Funktionen. Diese können jedoch auch dazu verwendet werden mehrdimensionale Funktionen anzunähern. Dazu werden jeweils in Abhängigkeit der benötigten Stützpunkte eindimensionale Interpolationen in einer Raumrichtung durchgeführt und deren Ergebnisse als neue Stützwerte für die nächste Raumrichtung ausgenutzt. In Detail ergibt sich für die Anzahl der benötigten Interpolationen bei einer k-dimensionale Interpolation mit *n* Stützwerten folgende Rechenvorschrift (Gleichung 27):

$$\begin{aligned} &A(n,k) \quad \text{Anzahl der benötigten Interpolationen} \\ &A(n,1) = 1 \\ &A(n,2) = n + 1 \\ &A(n,3) = n \cdot (n+1) + 1 \end{aligned} \tag{27}$$

Am Beispiel der linearen Interpolation (n=2) soll das Prinzip der Ausweitung auf höher dimensionierte Funktionen gezeigt werden. Im Falle einer Annäherung in der Ebene spricht man von Bi-Linearer und im Raum von Tri-Linearer Interpolation.

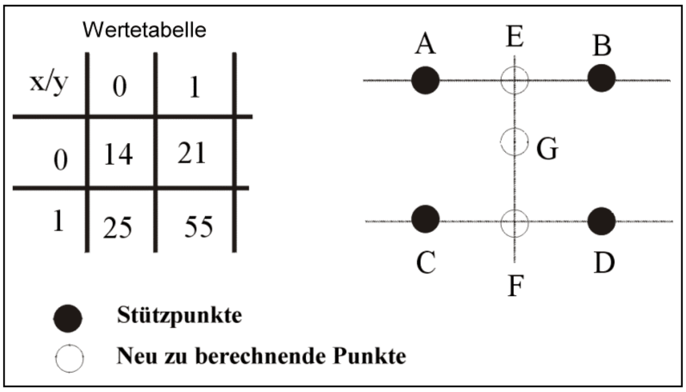


Abbildung 82: Bi-Lineare Interpolation

In Abbildung 82 ist der Funktionswert f (gegeben durch obige Wertetabelle) an der Stelle (0.5,0.2) durch lineare Interpolation zu berechnen. Dazu sind zunächst 2 Interpolationen in x-Richtung durchzuführen, um aus A und $B \rightarrow E$ bzw. C und $D \rightarrow F$ auszurechnen. Mit den Resultierenden kann das Ergebnis G ermittelt werden.

$$E = 14 + \frac{21-14}{1-0}(0{,}5-0) = 17{,}5$$

$$F = 25 + \frac{55-25}{1-0}(0{,}5-0) = 40$$

$$G = 17{,}5 + \frac{40-17{,}5}{1-0}(0{,}5-0) = 28{,}75$$

Für eine Tri-Lineare Interpolation sind demnach 7 und für eine Tri-Lagrange Interpolation mit 5 Stützwerten beispielsweise 31 Berechnungen durchzuführen.

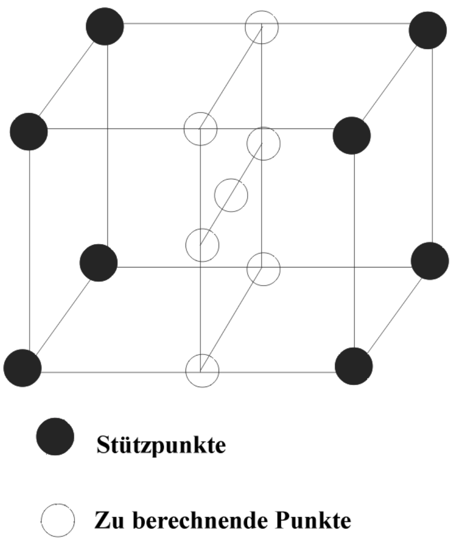


Abbildung 83: Tri-Lineare Interpolation

12.1.2 Numerische Integration

Zunächst werden einfache Regeln der numerischen Integration vorgestellt, um anschließend eine Methode zur Ausweitung der Integration auf drei Dimensionen vorzustellen.

Riemannsche Summe

$$R_n(f) = R_n = h\sum_{k=1}^{n} f(a+kh) \qquad h = \frac{b-a}{n} \tag{28}$$

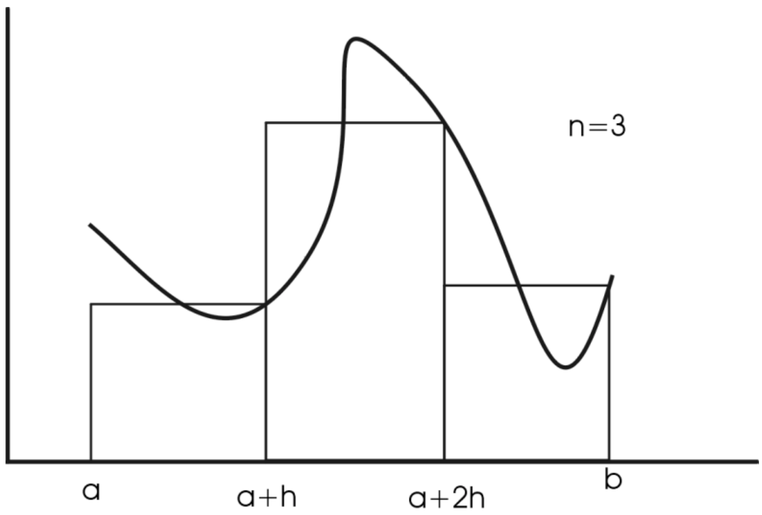


Abbildung 84: Riemann Summen zur Berechnung eines Integrals

Bei der Berechnung eines bestimmten Integrals mit Hilfe der Riemannschen Summen (Gleichung 28) wird die Fläche unter der Kurve durch n Rechtecke angenähert, deren Fläche sich aus dem Produkt $h \cdot f(a+h)$errechnet (Abbildung 84). Neben dieser rechtshändigen Orientierung ist auch die gegensätzliche Vorgehensweise denkbar, indem zur Flächenberechnung der Rechtecke der „linke“ Funktionswert benutzt wird. Diese linkshändige Riemannsumme nennt man auch Rechteckregel (Gleichung 29).

$$\overline{R}_n = h\sum_{k=0}^{n-1} f(a+kh) \tag{29}$$

Mittelpunktregel

$$M_n(f) = M_n = h\sum_{k=0}^{n-1} f\left(a+\left(k+\frac{1}{2}\right)h\right) \tag{30}$$

Die Mittelpunktregel (Gleichung 30) erklärt sich durch Benutzung des Mittelwertes eines jeden gewählten Intervalls als Funktionsparameter (Abbildung 85).

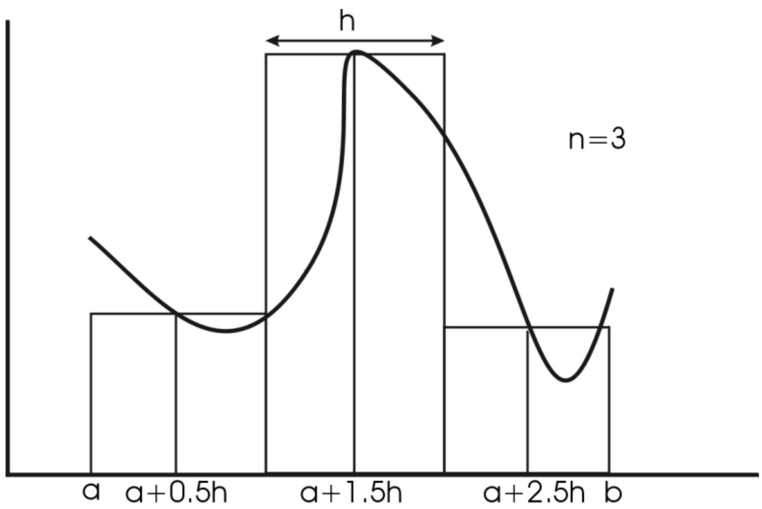


Abbildung 85: Mittelpunktregel

Trapezregel

$$T_n(f) = T_n = h\left[\frac{f(a)}{2} + f(a+h) + f(a+2h) + \ldots + f(a+(n-1)h + \frac{f(b)}{2}\right] \qquad (31)$$

Mit der Trapezregel (Gleichung 31) berechnet man den Durchschnitt der links- und rechtshändigen Riemannsummen (Abbildung 86).

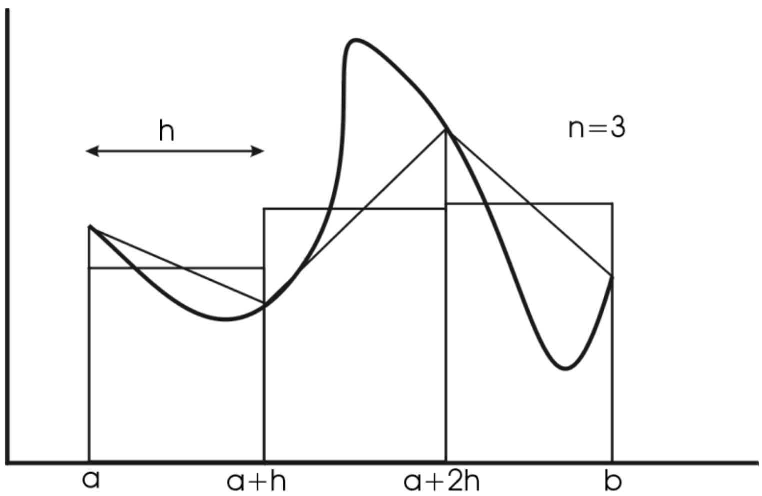


Abbildung 86: Trapezregel

Falls n gegen Unendlich geht, konvergieren die oben genannten Regeln gegen das bestimmte Integral von a nach b. Für lineare Funktionen sind die Trapezregel und Mittelpunktregel exakt. Der Approximationsfehler kann berechnet werden, falls $f \in C^2[a,b]$. Die Gleichung 32 zeigt den Approximationsfehler für die Trapezregel, Gleichung 33 für die Mittelpunktregel [Davi75].

$$\int_a^b f(x) - h\left[\frac{f(a)}{2} + f(a+h) + ... + f(a+(n-1)h) + \frac{f(b)}{2}\right] = -\frac{(b-a)^3}{12n^2} f''(\xi) \qquad a < \xi < b \qquad (32)$$

$$\int_a^b f(x) - h\sum_{k=0}^{n-1} f(a+(k+\frac{1}{2})h) = -\frac{(b-a)^3}{24n^2} f''(\xi) \qquad a < \xi < b \qquad (33)$$

Das heißt, der Approximationsfehler konvergiert genauso schnell gegen 0 wie n^{-2}.

Für die Riemannschen Summen gibt die Tabelle 17 Auskunft über die Konvergenzgeschwindigkeit:

$$R_n = \frac{1}{n}\sum_{k=0}^{n-1} f\left(\frac{k}{n}\right) \approx \int_0^1 f(x)\, dx.$$

n	$f(x) = x$	$f(x) = x^{1/2}$	$f(x) = \sin \pi x$
2	.2500 0000	.3535 5334	.5000 0000
4	.3750 0000	.5182 8297	.6035 5337
8	.4375 0000	.5956 3020	.6284 1740
16	.4687 5000	.6323 3112	.6345 7306
32	.4843 7500	.6499 3387	.6361 0828
64	.4921 8750	.6584 5814	.6364 9176
128	.4960 9364	.6626 1916	.6365 8754
256	.4980 4664	.6646 6308	.6366 1144
512	.4990 2287	.6656 7123	.6366 1644
1024	.4995 0988	.6661 6973	.6366 1790
2048	.4997 5292	.6664 1684	.6366 1782
4096	.4998 7386	.6665 3536	.6366 1043
Exact value	.5000 0000	.6666 6667	.6366 1977

Tabelle 17: Konvergenzgeschwindigkeit Riemannsumme [Davi75]

Simpsonregel

Diese Regel ist die am meisten genutzte Methode, um numerisch zu integrieren. Man kann sagen, daß etwa 95% aller praktischen Arbeit in der numerischen Mathematik mehr oder weniger auf der Simpsonregel (Gleichung 34) aufbauen.

Sei $a = x_0 < x_1 < ... < x_{2n-1} < x_{2n} = b, \quad x_{i+1} - x_i = h, \quad i = 0,...,2n-1$

$f_i = f(x_i)$, dann ergibt sich die komponierte Simpson Regel:

$$\int_{x_0}^{x_{2n}} f(x)dx = \frac{h}{3}\left[f_0 + 4(f_1 + f_3 + ... + f_{2n-1}) + 2(f_2 + f_4 + ... + 2_{2n-2}) + f_{2n}\right] + E_n$$

$$E_n = -\frac{nh^5}{90} f^{(4)}(\xi) \quad a < \xi < b \qquad (34)$$

Polynome vom Grad 3 oder kleiner können mit der Simpsonregel exakt integriert werden. Die Konvergenzgeschwindigkeit für Funktionen $f \in C^{(4)}[a,b]$ ist im schlechtesten Falle $(2n)^{-4}$.

Die Tabelle 18 demonstriert an einigen Beispielen das Konvergenzverhalten der Simpsonregel.

$$f_1(x) = \frac{1}{1+x},\ f_2(x) = \frac{x}{e^x - 1},\ f_3(x) = x^{\frac{3}{2}},\ f_4(x) = x^{\frac{1}{2}} \text{ über } [0,1]$$

n	$f_1(x)$	$f_2(x)$	$f_3(x)$	$f_4(x)$
1	.6944 4444	.7774 9413	.4023 6892	.6380 7119
2	.6932 5395	.7775 0400	.4004 3191	.6565 2627
4	.6931 5450	.7775 0446	.4000 7723	.6630 7925
8	.6931 4759	.7775 0450	.4000 1368	.6653 9813
16	.6931 4708	.7775 0438	.4000 0235	.6662 1804
32	.6931 4683	.7775 0416	.4000 0033	.6665 0782
64	.6931 4670	.7775 0411	.3999 9984	.6666 1024
128	.6931 4664	.7775 0407	.3999 9973	.6666 4641
Exact value	.6931 4718	.7775 0463	.4000 0000	.6666 6667

Tabelle 18: Konvergenzverhalten der Simpsonregel [Davi75]

Ausweitung der numerischen Integration auf drei Dimensionen

In [Davi75] wird ein Verfahren beschrieben, daß durch Anwendung des Kartesischen Produkts aus drei eindimensionalen Integrationsregeln eine dreidimensionale Integrationsformel berechnet (Gleichung 35) .

Sei

$$\mathrm{R(f)} = \sum_{\mathrm{k=1}}^{\mathrm{m}} w_k f(x_k) \approx \int_B f(x)\,dV \qquad x_k \in B$$

$$\mathrm{S(f)} = \sum_{\mathrm{k=1}}^{\mathrm{n}} v_k f(y_k) \approx \int_G f(y)\,dV \qquad y_k \in G$$

$$\mathrm{T(f)} = \sum_{\mathrm{k=1}}^{\mathrm{o}} u_k f(z_k) \approx \int_D f(z)\,dV \qquad z_k \in D$$

dann erhält man durch $\mathrm{R \times S \times T(f)}$ eine mno - Punkt Regel über $\mathrm{B \times G \times D}$

$$\text{mit } \mathrm{R \times S \times T(f)} = \sum_{\mathrm{j,k,l=1}}^{\mathrm{m,n,o}} w_j v_k u_l f(x_j, y_k, z_l) \approx \int_{B\times G\times D} f(x,y,z)\,dV \qquad (35)$$

Wie man leicht sieht steigt die Zahl der Funktionsauswertungen bei Benutzung einer n-Punkt Regel in der dritten Potenz. Für die Simpsonregel mit n=1 sind bereits 27 Funktionswerte zu berechnen, um über einen dreidimensionalen Bereich zu integrieren. Das bedeutet, daß bei Erhöhung von n der Approximationsfehler zwar gesenkt wird, die Rechenzeit aber kubisch ansteigt.

12.1.3 Bildüberlagerungsalgebra

Einführung

Die folgenden Ausführungen stützen sich im wesentlichen auf die Referenz von Porter und Duff [Port84].

Unter Bildüberlagerung (engl. Digital Image compositing) versteht man die Kombination zweier oder mehrerer Bilder, die die Überlagerung und Sichtbarkeit (engl. Intervisibility) der dargestellten Szenen approximieren. Das entstandene Bild sollte das gleiche Aussehen besitzen, wie eine Aufnahme, die von den kombinierten Szenen gemacht würde.

Jedes Bild wird dazu in Elemente getrennt, die unabhängig voneinander gezeichnet werden können und mit einem Skalar S verknüpft, der Informationen zu der Form besitzt (Transparenzinformationen). Das resultierende Bild entsteht durch Kombination der einzelnen Elemente, indem die Skalare linear verknüpft werden.

An diese Kombination sind folgende Anforderungen gestellt:

- Eine Verschlechterung der Bildqualität muß verhindert werden
- Die Operation soll eine assoziative Verknüpfung sein
- Animationen und Überblendungen sollten unterstützt werden

Falls nur eine Ordnung von Vordergrund und Hintergrund angestrebt wird, dann spricht man in diesem Zusammenhang von einer 2,5-dimensionalen Darstellung, da eine Tiefenübereinkunft gefunden werden muß.

Der Alpha-Kanal

In einem Alpha-Farbbild sind Farben durch ein Quadrupel [R, G, B,α] dargestellt mit

- R Anteil an der Grundfarbe rot
- G Anteil an der Graundfarbe grün
- B Anteil an der Grundfarbe blau
- α Transparenz oder Opazität

Ein Alpha-Wert von Eins bedeutet, daß das Pixel völlig undurchlässig ist, während der Wert Null ein absolut transparentes Pixel darstellt.

- Die Farben (R,G,B,1) sind „echte“ Farben
- Die Farben (R,G,B,α) mit $0 < \alpha < 1$ sind linear verdunkelte Farben
- Die Farbe Schwarz ist durch (0,0,0,1) und der frei Raum durch (0,0,0,0) gekennzeichnet.

In RGBA Bildern haben Hintergrundelemente im allgemeinen überall Alphas von Eins, wohingegen Vordergrundelemente große Anteile mit Alphawerten von Null besitzen.

Eine Bildüberlagerungsalgebra

Annahmen:

- Der Alphawert stellt die Transparenz eines Pixels durch eine Farbe dar.
- 1-α ist die Menge der Hintergrundfarbe, die durch ein Pixel hindurch schaut
- α ist die Menge der Vordergrundfarbe

Seien jetzt *A* (Vordergrund) und *B* (Hintergrund) Elemente, die ein Pixel mit den Transparenzen α_A und α_B überdecken, dann kann die Region in vier Bereiche unterteilt werden (Abbildung 87).

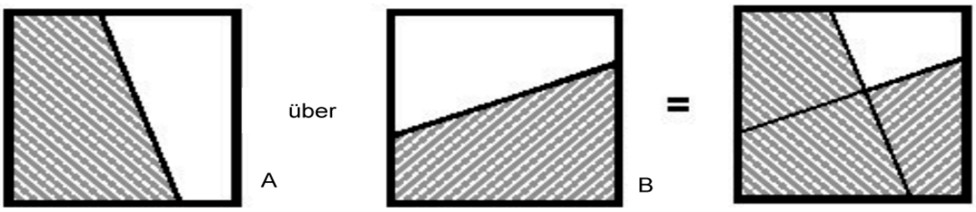


Abbildung 87: Teilpixelbereiche

Folgende Algebra wird definiert (Tabelle 19):

Beschreibung	Bereich
Nicht in A und nicht in B	$(1-\alpha_A)(1-\alpha_B)$
In A und nicht in B	$\alpha_A(1-\alpha_B)$
Nicht in A und in B	$(1-\alpha_A)\alpha_B$
In A und in B	$\alpha_A\alpha_B$

Tabelle 19: Bildüberlagerungsalgebra

Kombinations Operatoren

Porter und Duff haben eine Algebra vorgestellt, bei der durch zwei Elemente A und B ein Pixel in vier Bereiche aufgeteilt wird und damit folgende Wahlmöglichkeiten entstehen (Tabelle 20):

B	A	Name	Beschreibung	Wahlmöglichkeit
0	0	0	Nicht in A und nicht in B	0
0	1	A	In A und nicht in B	0, A
1	0	B	Nicht in A und in B	0, B
1	1	AB	In A und in B	0, A, B

Tabelle 20: Wahlmöglichkeiten in der Porter-Duff Algebra

Die Wahlmöglichkeiten zeigen, daß die Elemente *A* und *B* möglicherweise zur Komposition beitragen (*A, B*) oder nicht (0). In dem Teilpixel, das *A* und *B* enthält, kann man entscheiden, ob die Farbe von *A* oder *B* oder keine genutzt werden soll. Damit ergeben sich $12 = 3 \cdot 2 \cdot 2 \cdot 1$ eindeutige Kompositionsoperatoren. Die folgende Tabelle (Tabelle 21) faßt alle Operationen zusammen und gibt das Ausgabepixel *C* als lineare Kombination von *A* und *B* wieder:

Operation	Resultat
Clear	C = 0
A	C = A
B	C = B
A over B	$C = A + (1-\alpha_A)B$
B over A	$C = (1-\alpha_B)A + B$
A in B	$C = \alpha_B A$
B in A	$C = \alpha_A B$
A out B	$C = (1-\alpha_B)A$
B out A	$C = (1-\alpha_A)B$
A atop B	$C = \alpha_B A+(1-\alpha_A)B$
B atop A	$C = (1-\alpha_B)A + \alpha_A B$
B xor A	$C = (1-\alpha_B)A + +(1-\alpha_A)B$

Tabelle 21: Kompositionsoperatoren

Die Operation *over* ist wohl die nützlichste, da sie es ermöglicht ein Element über eine Hintergrund zu plazieren. Die Abbildung 88 zeigt einen Transparenzübergang zweier verschiedenfarbiger Quadrate.

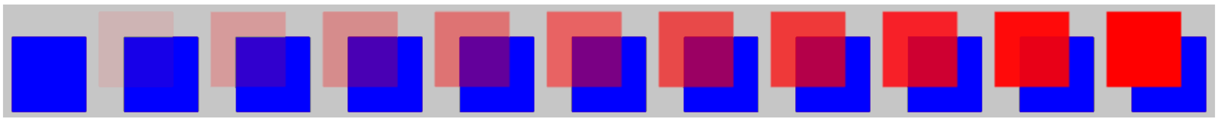


Abbildung 88: Anwendung des *over* Operators für das rote und blaue Quadrat

12.1.4 Ausgleichsrechnung

Es wird ein überbestimmtes Gleichungssystem mit m linearen Gleichungen in den n Unbekannten $x_1 \ldots x_n$ mit $m > n$ betrachtet. In der Form der Fehlergleichungen schreibt sich das System mit den Residuen $r_1 \ldots r_n$ wie in Gleichung 36 beschrieben.

$$\sum_{k=1}^{n} a_{ik} - b_i = r_i \quad i = 1,2,\ldots,n, \quad m \geq n \quad oder \quad Ax - b = r \quad \text{(Matrizenform)}$$
$$\mathrm{A} \in \mathrm{R}^{\mathrm{m \times n}}, x \in R, \quad b, r \in R^m \tag{36}$$

Die n Spalten sollten linear unabhängig sein und damit der Rang der Matrix gleich n sein. Die Unbekannten sollen so bestimmt werden, daß die Summe der Quadrate der Residuen $\sum_{i=1}^{m} r_i^2$ minimal ist.

Für diese Summe erhält man:

$$\sum_{i=1}^{m} r_i^2 = r^T r = (Ax - b)^T (Ax - b) = x^T A^T Ax - 2\left(A^T b\right)^T x + b^T b \tag{37}$$

Nun wird gesetzt:

$$C = A^T A, \quad d = A^T b \quad mit\, C \in IR^{n \times m}\ und\ d \in IR \tag{38}$$

Mit diesen Beziehungen folgt für die zu minimierende quadratische Funktion

$$F(x) = r^T r = x^T Cx - 2d^T x + b^T b = Min \tag{39}$$

Die notwendige Bedingung dafür, daß F(x) minimal wird, ist daß alle Komponenten $\frac{\partial F}{x_i}$ des Gradientenvektors $\nabla F(x)$ verschwinden.

$$\frac{\partial F}{\partial x_i} = 2\sum_{K=1}^{n} c_{ik} x_k - 2d_i \quad (i = 1,2,\ldots,n) \tag{40}$$

Die notwendige Bedingung $\frac{\partial F}{x_i} = 0$ liefert daher das lineare Gleichungssystem Cx = d.

Die Lösung kann mit dem Gaußschen Ausgleichsprinzip erfolgen:

1) $C = A^T A$, $d = A^T b$	(T = Transponierte Matrix)
2) $C = LL^T$	(Cholesky-Zerlegung)
3) $Ly = d$, $L^T x = y$	(Vor / Rückwärtseinsetzen)

Die obigen Ausführungen sind im wesentlichen aus **[Well96]** übernommen.

Einfaches Beispiel:

$$\text{Sei folgendes Gleichungssystem gegeben:}$$
$$2x = 3$$
$$2x = 4$$
$$\underbrace{\begin{pmatrix} 2 \\ 2 \end{pmatrix}}_{=A} \cdot x = \underbrace{\begin{pmatrix} 3 \\ 4 \end{pmatrix}}_{b} \quad oder \quad Ax = b$$
$$C = A^T A = \begin{pmatrix} 2 & 2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 2 \\ 2 \end{pmatrix} = 8, \quad d = A^T b = \begin{pmatrix} 2 & 2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 3 \\ 4 \end{pmatrix} = 14$$
$$Cx = d \Rightarrow 8x = 14 \Rightarrow x = \frac{7}{4}$$

Mit dem Ergebnis sind beide Gleichungen gleich gut erfüllt. Sei nun die erste Gleichung „gut“ und die zweite “schlecht“, dann multipliziert man die erste Gleichung mit einem Skalar $S > 1$ (in unserem Falle $S = 10$).

Dann folgt:

$$20x = 30$$
$$2x = 4$$
$$\underbrace{\begin{pmatrix} 20 \\ 2 \end{pmatrix}}_{=A} \cdot x = \underbrace{\begin{pmatrix} 30 \\ 4 \end{pmatrix}}_{b} \quad oder \quad Ax = b$$
$$C = A^T A = \begin{pmatrix} 20 & 2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 20 \\ 2 \end{pmatrix} = 404, \quad d = A^T b = \begin{pmatrix} 20 & 2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 30 \\ 4 \end{pmatrix} = 608$$
$$Cx = d \Rightarrow 404x = 608 \Rightarrow x \approx 1{,}504955 \approx \frac{3}{2}$$

Die hat als Folge, daß nun die erste Gleichung nahezu exakt erfüllt, die zweite jedoch nicht mehr so stark berücksichtigt wird. Diesen Sachverhalt kann man dazu nutzen eine Differenzierung der Gleichungen hinsichtlich ihres Gewichtes zur Lösung zu erreichen (siehe Kapitel 7.5).

12.1.5 Dreidimensionale Computergrafik

Projektionen

Projektionen transformieren allgemein Punkte aus einem n-dimensionalen Koordinatensystem in ein m-dimensionales Koordinatensystem mit $m < n$. In dieser Arbeit sind allerdings nur Projektionen des dreidimensionalen Raums in den zweidimensionalen Raum von Interesse.

Jede Projektion wird durch ein Projektionszentrum definiert, von dem aus Projektionsstrahlen (Projektoren) durch jeden Punkt des 3D-Objektes laufen und eine Projektionsebene schneiden. Durch die Schnittpunkte der Projektoren mit der Ebene wird die Projektion erzeugt (Abbildung 89).

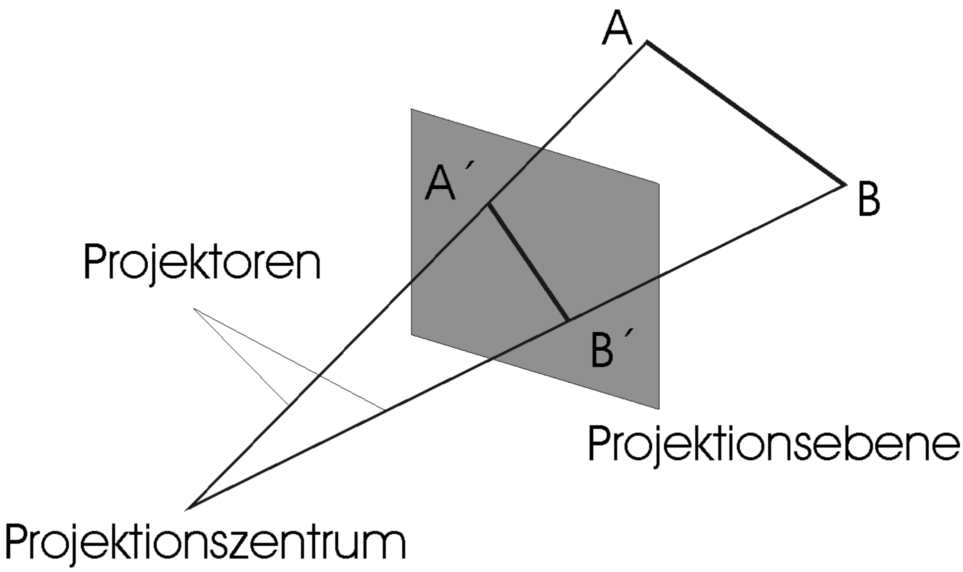


Abbildung 89: Projektion einer Linie [Fole94]

Zur Darstellung der hier verwendeten Drahtmodelle haben sich Parallelprojektionen als besonders geeignet erwiesen, bei denen die Projektoren im Unterschied zur Zentralprojektion im unendlichen Abstand vom Projektionszentrum parallel zueinander verlaufen. Die Parallelprojektionen werden nach dem Zusammenhang zwischen Projektionsrichtung und der Normalen zur Projektionsebene in die orthogonalen Parallelprojektionen und die schiefe Projektion eingeteilt. Bei den orthogonalen Projektionen stimmen diese Richtungen überein, während bei den schiefen Projektionen dies nicht der Fall ist.

Die häufigsten orthogonalen Projektionen sind Grund-, Auf-, und Seitenriß, bei denen die Projektionsebene jeweils senkrecht auf einer Hauptkoordinatenachse liegt (Abbildung 90). Wählt man als Bezugssystem das Patientenkoordinatensystem, dann werden durch die Projektionsebene gerade die medizinischen Orientierungen Coronar, Transversal und Sagittal[39] beschrieben.

[39] Bei der sagittalen Darstellung wird der Seitenriß zusätzlich um 90° nach links gedreht.

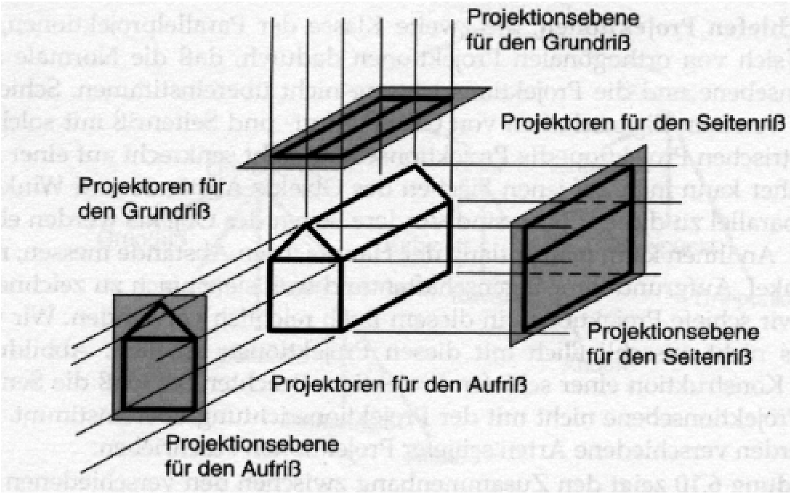


Abbildung 90: Orthogonale Projektionen [Fole94]

Diese Art der Projektion eignet sich gut, um Abstände und Winkel originalgetreu messen zu können. Da aber nur immer eine Ansicht geboten wird, ist es schwierig die dreidimensionale Struktur des Objektes zu erfassen. Einen Ausweg bietet die leicht zu zeichnende schiefe Projektion, die die dreidimensionale Form besser zur Geltung bringt.

Die schiefe Projektion wird durch Angabe zweier Winkel α, β definiert, die den Winkel zwischen der x-Achse und der Geraden durch den projizierten Punkt P´ und den orthogonal projizierten Punkt P_0 kennzeichnen bzw. die Verkürzung aller nicht auf der Bildebenen normal stehenden Geraden beschreiben (Abbildung 91).

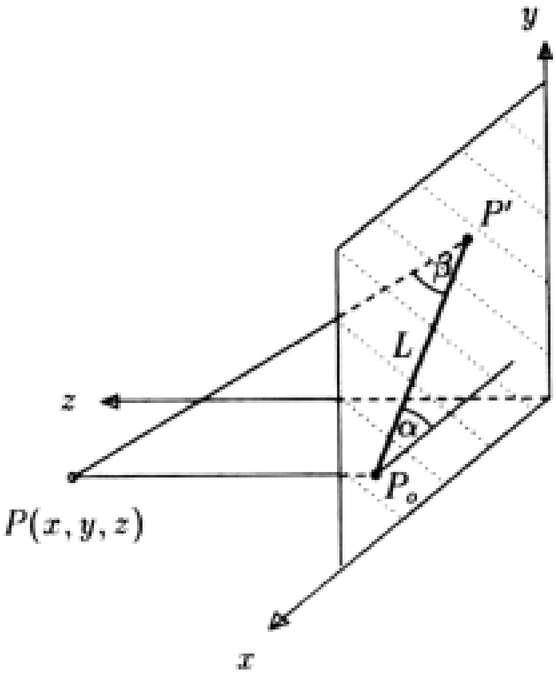


Abbildung 91: Schiefe Projektion [Feln92]

Beispiele für schiefe Projektionen sind die Kavalierprojektion (Abbildung 92A) mit $\alpha = 45°$ und $\tan(\beta) = 1$ und die Kabinettprojektion (Abbildung 92B) mit $\alpha = 30°$ und $\tan(\beta) = 0.5$, die hier im wesentlichen zur Darstellung der Volumina genutzt wird [Feln92].

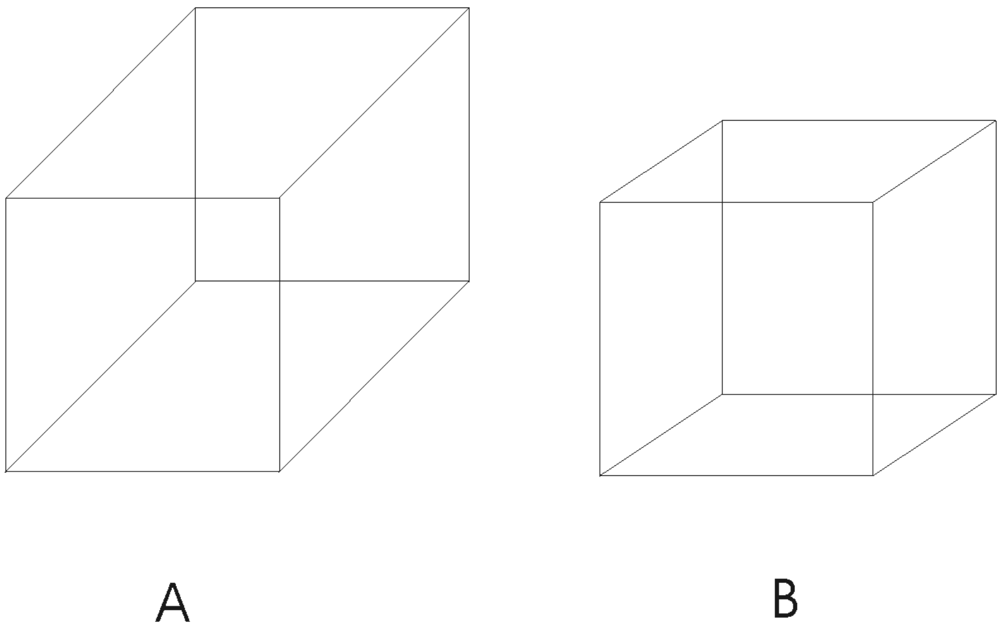


Abbildung 92: Kavalier- und Kabinettprojektion

Ermittlung sichtbarer Flächen

Zur Optimierung einer dreidimensionaler Darstellung durch eine Projektion ist es notwendig zu entscheiden, welchen Kanten und Flächen bezogen auf die Projektionsrichtung überhaupt sichtbar sind und welche verdeckt sind.

In dieser Arbeit werden alle 3D-Objekte durch ein Polyeder approximiert, deren rechteckigen Seitenfläche das Volumen vollständig umschließen. Seien die Oberflächennormalen der Polygone so definiert, daß sie von innen nach außen senkrecht auf dem jeweiligen Polygon liegen. Dann liegen alle Polygone, deren Flächennormale vom Betrachter weg zeigt, in einem Teil des Polyeders, der von anderen Polygonen völlig überdeckt wird. Diese Rückseiten brauchen dann nicht gezeichnet zu werden (engl. back face culling).

Die Rückseiten erkennt man am nicht negativen Skalarprodukt der Flächennormalen mit dem Vektor vom Projektionszentrum zu einem beliebigen Punkt der betrachteten Rechteckseite. Falls die verdeckten Seiten bekannt sind, dann können verdeckte Kanten zur Veranschaulichung auch durch gestrichelte Linien angedeutet werden (Abbildung 93) [Fol94].

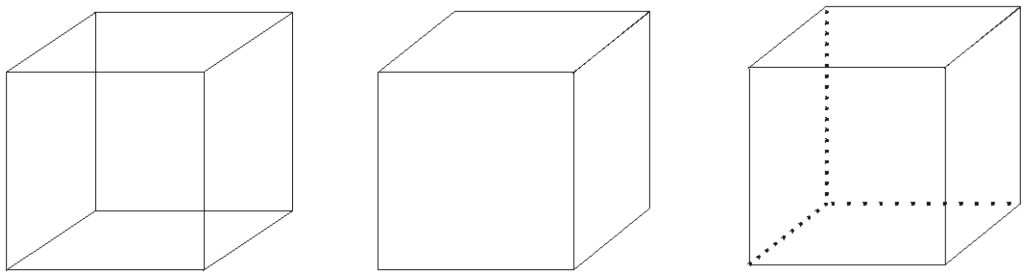


Abbildung 93: Darstellungsmodi dreidimensionaler Körper in dieser Arbeit

Damit sind die in Kapitel 5.4 geforderten Funktionalitäten an die Benutzerschnittstelle erfüllt, und es ist möglich die Arbeitsweise des Bildbetrachters anschaulich zu visualisieren.

12.2 Klassendokumentation

Im folgenden sind die wichtigsten zwei Klassen mit ihren Instanzvariablen, Konstruktoren und Methoden dokumentiert. Dazu soll zunächst eine Tabelle gegeben werden, die eine Übersicht aller entwickelten Klassen bietet. Hier wird der Klassenname, das zugehörige Paket und eine Kurzbeschreibung dargestellt (Tabelle 22: Implementierte Klassen). An dieser Stellen werden nur zwei Klassen dokumentiert, da der Umfang der nötigen Angaben den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde. Eine umfassende Dokumentation zu den entwickelten Klassen und Paketen befindet sich auf der beiliegenden CD in HTML-Format.

D	Klassenname	Packet	Kurzbeschreibung
√	DICOM_3D_MRCP	plugin.Dicom	ImageJ-Plugin zur Entwicklung eines 3D-Datensatzes
	Adjustment_control	mrcp.control	Kontrollklasse zur Schichtselektion
	Composite_control	mrcp.control	Kontrollklasse zur Bildüberlagerung
	Options_control	mrcp.control	Kontrollklasse zum Optionenmenü
	Source_control	mrcp.control	Kontrollklasse zur Quellenselektion
	Dicom_Slice	mrcp.dd	zentr. Klasse zur zweidimensionalen Funktionalität
	Series_Node	mrcp.ddd	Knotenelement des Schichtbaums
	Slice_Leaf	mrcp.ddd	Blattelement des Schichtbaums
√	Slice_Tree	mrcp.ddd	zentr. Klasse zur dreidimensionalen Funktionalität
	Cube	mrcp.graphics	Festkörpermodellierung einer Schicht
	Bounding_Cube	mrcp.graphics	Festkörpermodellierung eines Spezialquaders
	Selection_Cube	mrcp.graphics	Erweiterte Festkörpermodellierung einer Schicht
	Slice_Cube	mrcp.graphics	Erweiterte Festkörpermodellierung einer Schicht
	Update_control	mrcp.graphics	Verwaltung der Schichtgeometrien
	gui	mrcp.gui	Hauptfenster und Oberfläche zu Schichtselektion
	Jpanel_Composite	mrcp.gui	Grafische Oberfläche zur Karte Bildüberlagerung
	JPanel _CompositePic	mrcp.gui	Grafische Oberfläche der Bildüberlagerung
	JPanel_Cube	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Projektion in Schichtselektion
	JPanel_DicomCube	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Projektion in Quellenselektion
	JPanel_Ortho_All	mrcp.gui	Oberklasse der Orthogonalprojektionen
	JPanel_Ortho_C	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Projektion Coronar
	JPanel_Ortho_T	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Projektion Transversal
	JPanel_Ortho_S	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Projektion Sagittal
	JPanel_Preview	mrcp.gui	Grafische Oberfläche Vorschaubild in Schichtsel.
	Jpanel_Source	mrcp.gui	Grafische Oberfläche zur Karte Quellenselektion
	Options_Dialog	mrcp.gui	Grafische Oberfläche zum Optionen-Dialog
	Slice_Dialog	mrcp.gui	Grafische Oberfläche zur Schichtparameterwahl
	Tabbed_Pages	mrcp.gui	Karteikarten des Optionenmenüs
	Global_Options	mrcp.tools	Globale Optionen
	MathTools	mrcp.tools	Mathematische Werkzeuge
	MyRenderer	mrcp.tools	Grafische Darstellung des Schichtbaums
	Point2D	mrcp.tools	Klasse zur Verwaltung eines 2D-Vektors
	Point3D	mrcp.tools	Klasse zur Verwaltung eines 3D-Vektors
	Vector3DPoint	mrcp.tools	Klasse zur Verwaltung eines Quaders

Tabelle 22: Implementierte Klassen

Klasse DICOM_3D_MRCP

public class **DICOM_3D_MRCP** extends java.lang.Object implements PlugIn

Plugin zur Entwicklung eines 3D-Datensatzes auf der Grundlage von DICOM Files. Mit Hilfe des neu entwickelten Datensatzes können Tomographien beliebiger Orientierung und Auflösung als DICOM oder *ImagePlus* exportiert werden. Als zusätzliche Möglichkeit bietet sich die Konstruktion zweier 3D-Datensätze, um eine Bildüberlagerung gewählter Schichten zu verwirklichen. Dem Benutzer steht dazu ein umfangreiches Optionenmenü zur Verfügung mit dem er Einfluß auf die Genauigkeit der Berechnung nehmen kann. Eine Argumentzeichenkette wird nicht unterstützt.

Klassen- und Instanzvariablen	
mrcp.gui.gui	my_gui Die grafische Oberfläche des Startbildschirms und der Karteikarte Quellenselektion.
mrcp.ddd.Slice_Tree	slicetree Der Baum der gewählten 2D-Datensätze
javax.swing.tree.DefaultMutableTreeNode	top Der Wurzelelement des Baumes der gewählten 2D-Datensätze
javax.swing.tree.DefaultTreeModel	treeModel Das Baummodell

Konstruktoren
DICOM_3D_MRCP() Standard Konstruktor

Methoden

run

public void **run**(java.lang.String arg)

Die Methode *run* wird beim Start des Plugin ausgeführt und erzeugt die neue grafische Oberfläche *gui*. Der Schichtbaum der 2D-Datensätze und die Standardoptionen werden initialisiert.

Parameter:

arg - Optionale Argumentzeichenkette

Klasse Slice_Tree

public class **Slice_Tree** extends javax.swing.JTree

Die Klasse kapselt mittels einer hierarchischen Baumstruktur die gesamte dreidimensionale Funktionalität. Durch Markierung der Baumknoten erfolgt die Selektion der Serien, die für die Berechnungen als Quellen in Frage kommen. Als zentrale Klasse wird hier die Funktionsauswertung, Integration und Interpolation gesteuert.

Klassen- und Instanzvariablen	
int	akt_index Index der aktuell betrachteten Schicht
Point3D	ColCount Schleifenvariable zur Positionssteuerung in Richtung des Spaltenvektors
private int	Error Fehleranzeige
float	factor Interpolationsfaktor zwischen den Schichten
private float[]	Functionvalues Hilfsarray zur Speicherung von Funktionswerten für die Methoden "Gewichtete Summen " und "Lineare Gleichungen"
private int	index2 Index einer Interpolationshilfsschicht
private int	index3 Index einer Interpolationshilfsschicht
int	index4 Index einer Interpolationshilfsschicht
float	MaxX Maximale x-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MaxX2 Maximale x-Koordinate des Schnittquaders
float	MaxY Maximale y-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MaxY2 Maximale y-Koordinate des Schnittquaders
float	MaxZ Maximale z-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MaxZ2 Maximale z-Koordinate des Schnittquaders
float	MinX Minimale x-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MinX2 Minimale x-Koordinate des Schnittquaders
float	MinY Minimale y-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MinY2 Minimale y-Koordinate des Schnittquaders
float	MinZ Minimale z-Koordinate des 3D-Datensatzes
float	MinZ2 Minimale z-Koordinate des Schnittquaders
javax.swing.tree.De- faultTreeModel	model Das Modell des Baumes
float	newx x-Komponente des aktuell betrachteten Raumpunktes
float	newy y-Komponente des aktuell betrachteten Raumpunktes
float	newz z-Komponente des aktuell betrachteten Raumpunktes
int	NumberOfSelectesSeries Anzahl der markierten Serien, die bei allen Berechnungen berücksichtigt werden.
int	NumberOfSeries Anzahl der Serien im Baum. Das ist die Zahl der 2D-Datensätze

int[]	NumberOfSlices Array über die Anzahl der Schichten pro Serie
javax.swing.tree.DefaultMutableTreeNode	root Wurzelelement des Schichtbaumes
Point3D	RowCount Schleifenvariable zur Positionssteuerung in Richtung des Reihenvektors
int[]	SelectedSlices Array der aktuell markierten Serienindizes
private Series_Node[]	Series Hilfsarray, um den Zugriff auf die Serienattribute zu beschleunigen
int[]	Series_sel Array zur Speicherung der markierten Serien Indizes
int[]	SeriesOffsets Array der Schichtnummern des ersten Bildes pro Serie
private int[]	SeriesPosition Hilfsarray zur Speicherung von Schichtindizes
private float	Slice_Position Position des aktuellen Raumpunktes relativen zu der zugehörigen Schicht
private float[]	Slice_Positions Hilfsarray zur Speicherung der Position des aktuellen Raumpunktes relativ zu der zugehörigen Schicht
private Dicom_Slice[]	Slices Hilfsarray, um den Zugriff auf die DICOM-Attribute zu beschleunigen

Konstruktoren

Slice_Tree (javax.swing.tree.DefaultTreeModel model)
Erzeugt einen leeren Schichtbaum mit dem angegebenen Baummodell.

Methoden

initTree

```
public void initTree(javax.swing.tree.DefaultMutableTreeNode top,
                     javax.swing.tree.DefaultTreeModel model)
```

Die Methode initialisiert den Baum zur Darstellung in *JPanel_Source*. Dazu werden Modell und Wurzel festgelegt.

Parameter:

top - Wurzelelement
model - Baummodell

---

update

```
public void update()
```

Die Methode wird aufgerufen nachdem sich der Inhalt des Baumes geändert hat. Dazu werden alle Knoteninformationen neu berechnet (Schichtknoten, Serienknoten, Wurzelknoten). Insbesondere muß hier darauf geachtet werden, daß die zugeführten Quellen vollständig und fehlerfrei sind. Die Ausdehnungen der Serien und die des 3D-Datensatzes sind zu aktualisieren. Um den Zugriff auf einzelne Schichten und Serie zu beschleunigen, werden Hilfsarrays verwaltet.

---

getFirstSlice

public Dicom_Slice **getFirstSlice**(int Serie)

Die Methode liefert die erste Schicht bezüglich der definierten Ordnung zurück.

Parameter:

Serie - Index der Serie

Rückgabe:

Schichtobjekt vom Typ *Dicom_Slice*

---

getSliceDist

public float **getSliceDist**(int Serie)

Die Methode liefert den Schichtabstand einer Serie zurück.

Parameter:

Serie - Index der Serie

Rückgabe:

Schichtabstand

---

getSerie

public Series_Node **getSerie**(int Serie)

Die Methode liefert den Serienknoten im Schichtbaum zurück

Parameter:

Serie - Index der Serie

Rückgabe:

Serienknoten vom Typ *Series_Node*

---

calc_SliceNumber

public int calc_SliceNumber(float x, float y, float z, int Serie)

Die Methode berechnet die Schichtnummer (Rückgabewert) und die Matrixkoordinaten *(newx, newy*) für einen Raumpunkt (*x,y,z*) innerhalb einer Serie. Dazu wird geprüft, ob sich das Serienvolumen und der Raumpunkt überschneiden. Falls nicht, dann wird ein definierter Fehlerwert zurückgegeben. Die Methode wird von *getFunktionValue* aufgerufen.

Parameter:

x - x-Komponente des Raumpunktes in MRT-Koordinaten
y - y-Komponente des Raumpunktes in MRT-Koordinaten
z - z-Komponente des Raumpunktes in MRT-Koordinaten
Serie - Index der zu untersuchenden Serie

Rückgabe:

Schichtnummer der Serie mit angegebenen Koordinaten oder Fehler

---

getFunktionValue

private float **getFunktionValue**(float x, float y, float z, int Serie)
throws java.lang.IllegalArgumentException

Die Methode berechnet den Funktionswert (Grauwert) eines Raumpunktes (*x,y,z*) bezüglich einer Serie. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls der Raumpunkt nicht durch das Serienvolumen abgedeckt wird. Je nach globaler Einstellung der Interpolationsmethode werden weitere Grauwertnachbarn des Raumpunktes (*x,y,z*) bestimmt und ein interpolierter Wert ausgegeben.

Parameter:

x - x-Komponente des Raumpunktes
y - y-Komponente des Raumpunktes
z - z-Komponente des Raumpunktes
Serie - Index der Serie

Rückgabe:

resultierender interpolierter Grauwert

Ausnahme:

java.lang.IllegalArgumentException

---

getFunktionValue

private float **getFunktionValue**(Point3D p, int Serie)

Die Methode berechnet den Funktionswert (Grauwert) eines Raumpunktes *p* bezüglich einer Serie. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls der Raumpunkt nicht durch das Serienvolumen abgedeckt wird. Je nach globaler Einstellung der Interpolationsmethode, werden weitere Grauwertnachbarn des Raumpunktes *p* bestimmt und ein interpolierter Wert ausgegeben.

Parameter:

p - Ortsvektor des Grauwertpunktes
Serie - Index der Serie

Rückgabe:

resultierender interpolierter Grauwert

---

getFunktionValue

public float **getFunktionValue**(Point3D p)

Die Methode berechnet den Funktionswert (Grauwert) eines Raumpunktes p mit Hilfe der markierten Serien. Dazu werden zunächst die Grauwerte der einzelnen markierten Serien ermittelt und je nach globaler Einstellung kombiniert. Falls in den globalen Optionen eine komplexere Berechnungsmethode ausgewählt wurde (Gewichtete Summen oder Lineare Gleichungen), wird zunächst überprüft, ob die erforderliche Anzahl an markierten Serien zur Verfügung steht. Falls ja, kommen spezielle Algorithmen zur Anwendung, die mehrere Serien gleichzeitig betrachten und auswerten. Dadurch kann ein genauerer Grauwert berechnet werden.

Parameter:

p - Ortsvektor des Raumpunktes

Rückgabe:

Grauwert an der Stelle p

---

getFunktionValue

public float **getFunktionValue**(float x, float y, float z)

Die Methode berechnet den Funktionswert (Grauwert) eines Raumpunktes (x,y,z) mit Hilfe der markierten Serien. Dazu werden zunächst die Grauwerte der einzelnen markierten Serien ermittelt und je nach globaler Einstellung kombiniert. Falls in den globalen Optionen eine komplexere Berechnungsmethode ausgewählt wurde (Gewichtete Summen oder Lineare Gleichungen), wird zunächst überprüft, ob die erforderliche Anzahl an markierten Serien zur Verfügung steht. Falls ja, kommen spezielle Algorithmen zur Anwendung die mehrere Serien gleichzeitig betrachten und auswerten. Dadurch kann ein genauerer Grauwert berechnet werden.

Parameter:

x - x-Komponente des Raumpunktes
y - y-Komponente des Raumpunktes
z - z-Komponente des Raumpunktes

Rückgabe:

Grauwert an der Stelle (x,y,z)

---

getIntegral_Midpoint_Sum

private float **getIntegral_Midpoint_Sum** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Mittelpunktregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient der vorselektierte 3D-Datensatz.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor1

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

getIntegral_Riemann_Sum

private float **getIntegral_Riemann_Sum** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Riemannsumme. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient der vorselektierte 3D-Datensatz.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec -Vektor1
yvec -Vektor2
zvec -Vektor3

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

---

getIntegral_Riemann_Sum_2D

private float **getIntegral_Riemann_Sum_2D** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int Serie) throws java.lang.IllegalArgumentException

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Riemannsumme. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient die mit *Serie* spezifizierte Serie. Das Kürzel "2d" ergibt sich aus der Tatsache, daß der 3.Vektor ein Nullvektor ist. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls die Integrationsgrenzen über das Serienvolumen hinausgehen.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3 = 1
xvec - Vektor1
yvec - Vektor2
zvec - Vektor3 = NULL
serie - Index der Serie

Rückgabe:

Das Dreifachintegral über das spezifizierte Volumen

Ausnahme:

java.lang.IllegalArgumentException

getIntegral_Trapezoidal_Sum

private float **getIntegral_Trapezoidal_Sum** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Trapezregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient der vorselektierte 3D-Datensatz.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor1

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

---

getIntegral_Trapezoidal_Sum_2D

private float **getIntegral_Trapezoidal_Sum_2D** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int Serie) throws java.lang.IllegalArgumentException

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Trapezregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient die mit *Serie* spezifizierte Serie. Das Kürzel "2d" ergibt sich aus der Tatsache, daß der 3.Vektor ein Nullvektor ist. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls die Integrationsgrenzen über das Serienvolumen hinausgehen.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3 = 1 ;
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor3 = NULL
serie - Index der Serie

Rückgabe:

Das Dreifachintegral über das spezifizierte Volumen

Ausnahme:

java.lang.IllegalArgumentException

---

getIntegral_Simpson_Sum

private float **getIntegral_Simpson_Sum** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval,
Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Simpsonregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient der vorselektierte 3D-Datensatz.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor1

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

---

getIntegral_Simpson_Sum_2D

private float **getIntegral_Simpson_Sum_2D** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval,
Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int Serie)
throws java.lang.IllegalArgumentException

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Simpsonregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient die mit *Serie* spezifizierte Serie. Das Kürzel "2d" ergibt sich aus der Tatsache, daß der 3.Vektor ein Nullvektor ist. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls die Integrationsgrenzen über das Serienvolumen hinausgehen.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3 = 1
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor3 = NULL
serie - Index der Serie

Rückgabe:

Das Dreifachintegral über das spezifizierte Volumen

Ausnahme:

java.lang.IllegalArgumentException

---

getSlices

public short[][] **getSlices** (Point3D Origin, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, float xval, float yval, float zval, int rows, int cols, javax.swing.ProgressMonitor mon, int NumberSlices, float SliceDistant)

Die Methode berechnet aus dem 3D-Datensatz einen neuen Schichtstapel. Das Schichtvolumen wird durch drei Vektoren aufgespannt, die in einem Ankerpunkt beginnen. Die Rasterung der korrespondierenden Bildmatrix ist durch die Anzahl der Reihen und Spalten gegeben. Mit dem Schichtabstand und der Anzahl der Schichten ist die Definition einer neuen Serie komplett. Der Berechnungsprozeß kann in einem Fortschrittsbalken mit eigenem Fenster dokumentiert werden.

Parameter:

Origin - Positionsvektor der ersten Schicht (Ankerpunkt)
xvec - Vektor1
yvec - Vektor2
zvec - Vektor3
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
rows - Anzahl der Reihen in der Bildmatrix
cols - Anzahl der Spalten in der Bildmatrix
mon - Fortschrittsanzeige
NumberSlices - Anzahl der Schichten
SliceDistant - Schichtabstand

Rückgabe:

Ein Array der Bildmatrizen

---

resetBB

public void **resetBB** ()

Die Methode setzt den Umgebungsquader und Schnittquader zurück auf die Standardwerte.

---

setSelectedSeries

public void **setSelectedSeries** (int[] Series)

Die Methode aktualisiert die markierten Serien mit Hilfe eines Arrays, daß die Indizes der markierten Serien beinhaltet.

Parameter:

Series - Array mit markierten Serienindizes

---

setSelectedSeries

public void **setSelectedSeries** ()

Die Methode aktualisiert die markierten Serien, falls eine Änderung durch den Benutzer vorgenommen wurde.

---

clearSelection

public void **clearSelection** ()

Die Methode entfernt sämtliche Markierungen aus dem Schichtbaum.

---

getIntegral_Midpoint_Sum_2D

private float **getIntegral_Midpoint_Sum_2D** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int serie) throws java.lang.IllegalArgumentException

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral mit Hilfe der Mittelpunktregel. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient die mit *Serie* spezifizierte Serie. Das Kürzel "2d" ergibt sich aus der Tatsache, daß der 3.Vektor ein Nullvektor ist. Eine Ausnahme wird ausgelöst, falls die Integrationsgrenzen über das Serienvolumen hinausgehen.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3 = 1 ;
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor3 = NULL
serie - Index der Serie

Rückgabe:

Das Dreifachintegral über das spezifizierte Volumen

Ausnahme:

java.lang.IllegalArgumentException

---

getIntegral

public float **getIntegral** (Point3D Origin, foat xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient der vorselektierte 3D-Datensatz. Die Integrationsmethode wird global durch *Integration_Method* gesteuert.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1

yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor1

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

---

getIntegral

public float **getIntegral_2d** (Point3D Origin, float xval, float yval, float zval, Point3D xvec, Point3D yvec, Point3D zvec, int Serie)

Die Methode berechnet auf numerische Art und Weise ein dreifaches Integral. Das zugehörige Integrationsvolumen wird durch drei Vektoren und einem Ankerpunkt aufgespannt. Die globale Variable *Integration_Number* gibt die Anzahl der Intervalle an. Als Basis dient die spezifizierte Serie. Die Integrationsmethode wird global durch *IntegrationMethod* gesteuert. Das Kürzel "2d" rührt daher, da der 3.Vektor ein Nullvektor ist.

Parameter:

Origin - Positionsvektor (Ankerpunkt)
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2
zval - Länge Vektor3
xvec - Vektor1
yvec - Vektor1
zvec - Vektor1
Serie - Index der Serie

Rückgabe:

Wert des dreifachen Integrals über das spezifizierte Volumen

---

getSlices_2

public short[][] **getSlices_2** (Point3D Origin, Point3D xvec, Point3D yvec, zvec, float xval, yval, zval, int rows, int cols, javax.swing.JProgressBar mon, NumberSlices, float SliceDistant)

Die Methode berechnet aus dem 3D-Datensatz einen neuen Schichtstapel. Das Schichtvolumen wird durch drei Vektoren aufgespannt, die in einem Ankerpunkt beginnen. Die Rasterung der korrespondierenden Bildmatrix ist durch die Anzahl der Reihen und Spalten gegeben. Mit dem Schichtabstand und der Anzahl der gewillten Schichten ist die Definition einer neuen Serie komplett. Der Berechnungsprozeß kann in einem Fortschrittsbalken dokumentiert werden. Der Unterschied zu *getSlices* liegt in dem Fortschrittsbalken.

Parameter:

Origin - Positionsvektor der ersten Schicht (Ankerpunkt)
xvec - Vektor1
yvec - Vektor2
zvec - Vektor3
xval - Länge Vektor1
yval - Länge Vektor2

zval - Länge Vektor3
rows - Anzahl der Reihen in der Bildmatrix
cols - Anzahl der Spalten in der Bildmatrix
mon - Fortschrittsanzeige
NumberSlices - Anzahl der Schichten
SliceDistant - Schichtabstand

Rückgabe:

Ein Array der Bildmatrizen

12.3 Literaturliste

[Möri91] Mörike / Betz / Mergenthaler „*Biologie des Menschen*“ ,13. Auflage 1991, Quelle & Meyer Verlag Heidelberg

[Kell99] PD Prof. Dr.-Ing. habil. Keller *"Bildgebung und Bildverarbeitung in der Medizin",* Workshop, TU Ilmenau, Institut für Biomedizinische Technik und Informatik

[Stah96] „*Die virtuelle radiologische Fallsammlung“* - Copyright © 1996 Johannes Stahl

URL: http://radserv.med-rz.uni-sb.de

[Toen00] *Medizinische Bildanalyse,* 1. Einführung, Klaus D. Toennies

[Horn99] „*The Basics of MRI“* Copyright © 1996-99 J.P. Hornak

URL: http://www.cis.rit.edu/people/faculty/hornak/

[RWTH00] *„Übersicht über die bildgebenden Verfahren“* Radiologie RWTH

URL: http://www.klinikum.rwth-aachen.de/cbt/radiologie/skript/

[DICO99] National Electrical Manufactures Association *„Digital Imaging and Communications in Medizine“*, Part 1-14, Rosslyn (Virginia)

[Thew91] Thews, Mutschler, Vaupel, „Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen“, 4. Auflage, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart, 1991

[TUMu00] Technische Universität München, Bumm, Siewert, *„Klinikmanual Chirugie“, 2000*

[Hoff99] Interview von Jutta Riemann mit Dr.Hoffman in der Zeitschrift „Lebenslinien“, Ausgabe 1/99, Thema *„ERCP - Endoskopisch- retrograde Cholangio- Pankreaticographie“*

[Gala96] Galaxo Wellcome Patienteninfo, „ERCP Tutorial“ 1996-2000, Glaxo Wellcome AG, URL http://www.zantic.ch/gw/gw_dt.html

[TJHU99] The Johns Hopkins University, Department of Pathology, Pancreas Cancer Web *„Percutaneous Transhepatic Cholangiography „,* Copyright © 1999

URL: http://pathology2.jhu.edu/PANCREAS/DIAGNOSE/DIAGNOSE1.HTM

[DMW98] Deutsche Medizinische Wochenschrift, Adamek, Weitz, Breer, Riemann*, „Stellenwert der Magnetresonanz Cholangiographie in der Diagnostik biliopankreatischer Erkrankungen“,* Nr. 123, 1998

[Horn96] Hornak, *„The Basics of MRI“*, Rochester Institute of Technology, Rochester, NY 14623-5604, 1996

[Jähn97] Dr. Bernd Jähne, *„Digitale Bildverarbeitung“*, 4. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1997

[Habe87] Peter Haberäcker *„Digitale Bildverarbeitung“*, 2. Auflage, Carl Hanser Verlag München Wien 1987

[Hash97] Hashemi, R.H. / Bradley, W.G.: *„MRI – The Basics“*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1997

[Java99] „*Rendering with Graphics 2D*“, Java 2 SDK, Standard Edition, 1.2 Version, 1999

[Enge93] *„Numerik-Algorithmen mit Fortran-77-Programmen“*, Gisela Engeln-Müllges und Fritz Reutter, 7.Aauflage, Bi-Wissenschaftsverlag 1993

[Well96] *„Numerische Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler“,* Friedrich Weller, Vieweg 1996

[Stoe99] *„Numerische Mathematik 1“,* Prof. Dr. Josef Stoer, 8. Auflage, Springer-Verlag, 1999

[Davi75] *„Methods of numerical integration“,* Philip J. Davis und Philip Rabinowitz, Acdemic Press New York 1975

[Port84] *„Compositing digital Images“* ,Porter und Duff, ACM SIGGRAPH 1984

[Fole94] *„Einführung in die Computergrafik“,* James Foley, Addison-Wesley 1994

[Feln92] *„Computer-Grafik“*, Wolf-Ditrich Fellner, 2. Auflage, BI-Wissenschaftsverlag 1992

[Stro61] *„Numerical Intergration formulas of degree 3 for product regions and cones“,* Stroud, A. H., Math. Comp. 15, 1961

[Trau00] *„Anatomie Atlas“*, Das Forum für Medizin, Christph Traut 1998 –2000, URL: http://www.trautline.de/verdauung.htm

[Hopk00] Johns Hopkins Gallbladder and Bile Duct Cancer Website, 2000 ,URL: http://pathology2.jhu.edu/bileduct

[Phil97] *"DICOM Cook Book",* B. Revet, Eindhoven, Niederlande: Philips Medical Systems, 1997.

[Biga86] „Analytische Geometrie und Lineare Algebra“, Kurstufe, Dr.Anton Bigalke, 1986

12.4 Abbildungsverzeichnis

12.5 Tabellenverzeichnis