

Schnelle Verfahren des Volume Rendering für die 2D/3D-Registrierung

Diplomarbeit

Universität Rostock, Fachbereich Informatik

vorgelegt von

Göcke, Roland

geboren am 7.September 1972 in Rostock

Betreuer: Prof. Dr.-Ing. habil. H. Schumann

Dr. J. Weese

Abgabedatum: 23.12.1997

Zusammenfassung

Die Registrierung von Bilddatensätzen ist ein häufig gestelltes Problem in der medizinischen Bildverarbeitung. Ein Beispiel ist die sogenannte 2D/3D-Registrierung von präoperativen dreidimensionalen CT-Bildern mit intraoperativen zweidimensionalen Röntgen-Fluoroskopiebildern. Im Rahmen dieser Arbeit wurden schnelle Verfahren der Volumenvisualisierung, insbesondere des Direct Volume Rendering, auf ihre Eignung für die Berechnung perspektivischer Projektionen für die 2D/3D-Registrierung untersucht. Als geeignete Verfahren wurden ein Ray-Casting-Verfahren und ein Verfahren unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation ausgewählt und implementiert. Auf diese Verfahren wurden verschiedene Optimierungen angewandt, um die hohen Zeitanforderungen für den klinischen Alltag erfüllen zu können.

Abstract

The registration of image datasets is a common problem in medical imaging. An example of this is the 2D/3D-registration of preoperative 3D CT images and intraoperative 2D X-ray fluoroscopy images. In this thesis, fast methods of the volume visualization, especially of the direct volume rendering, have been investigated on their use for the calculation of perspective projections for 2D/3D-registration. A ray casting method and method which takes advantage of a shear-warp factorization of the viewing transformation were chosen as suitable and, hence, implemented. Different kinds of optimization were applied to the chosen methods in order to meet the high time requirements for clinical use.

CR-Klassifikation

E.1., E.2., G.1.1., I.3.3., I.3.5., I.3.7., I.4.1., I.4.3.

Key Words

Registration, Volume Visualization, Direct Volume Rendering, Ray Casting, Shear-Warp Factorization, Run Length Encoding, 3D Distance Map, Octree, Medical Imaging, Computer Graphics

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
2	Die 2D/3D-Registrierung	15
2.1	Die Geometrie	17
2.2	Die Bildvorverarbeitung	18
2.3	Das Verfahren	20
2.4	Anforderungen	24
3	Volumenvisualisierung	27
3.1	Grundlagen der Volumenvisualisierung	28
3.2	Die Rendering-Pipeline	30
3.3	Volume Modeling	32
3.4	Direct Volume Rendering	34
3.4.1	Bildraumverfahren - Ray Casting	36
3.4.2	Objektraumverfahren	40
3.4.3	Hybride Verfahren - Shear-Warp-Faktorisierung	45
3.4.4	Fourier-Projektionen	50
4	Optimierungen	53
4.1	Spezielle Datenstrukturen	54
4.1.1	Lauffängenkodierung	55
4.1.2	Octrees	57

4.2	3D-Distanz-Transformationen	61
4.3	Integer-Operationen	64
5	Implementierung	65
5.1	Die Direct-Volume-Rendering-Verfahren	67
5.1.1	Der optimierte Ray Caster	67
5.1.2	Das Shear-Warp-Verfahren	72
5.2	Die Optimierungen	78
5.2.1	Die euklidische Distanz-Transformation	78
5.2.2	Die Lauflängenkodierung	80
6	Eignung der Verfahren	87
6.1	Der Testdatensatz	87
6.2	Ergebnisse Direct Volume Rendering	90
6.3	Ergebnisse Optimierungen	96
7	Zusammenfassung und Ausblick	101

Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
d. h.	das heißt
etc.	et cetera
i. allg.	im allgemeinen
o. B. d. A.	ohne Beschränkung der Allgemeinheit
o. g.	oben genannt
u. a.	unter anderem
usw.	und so weiter
u. U.	unter Umständen
vgl.	vergleiche
z. B.	zum Beispiel
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

Kapitel 1

Einleitung

Ein in der medizinischen Bildverarbeitung bekanntes Problem ist die Registrierung von zwei- oder dreidimensionalen Bilddatensätzen. Der Begriff Registrierung bezeichnet allgemein die Berechnung einer Transformation, die zwei korrespondierende Punkte in zwei verschiedenen Koordinatensystemen aufeinander abbildet. Ein Anwendungsgebiet, in dem diese Problemstellung häufig auftritt, ist die bildgesteuerte Chirurgie (*image guided surgery*). Gegeben sind zum Beispiel Bilder ein und desselben Patienten, die mit verschiedenen bildgebenden Verfahren aufgenommen wurden, z. B. Röntgen-, Computertomographie-(CT)- und / oder Magnet-Resonanz-Tomographie-(MRT)-Bilder. Jedes bildgebende Verfahren hat seine Vorteile hinsichtlich der für den Mediziner erkennbaren Sachverhalte und somit seine eigene Berechtigung. So geben CT-Bilder sehr gut den Knochenaufbau wieder, wohingegen MRT-Bilder hier versagen. Dafür zeigen die MRT-Bilder sehr gut innere Strukturen in nichtknöchernen Geweben auf. Neben Bildern von verschiedenen Modalitäten tritt ebenfalls oft der Fall auf, daß ein Patient nach einem Zeitraum ein weiteres Mal mit demselben bildgebenden Verfahren untersucht wird. Bei der Bilderzeugung wird es jedoch praktisch nie gelingen, den Patienten in allen Geräten genau gleich auszurichten. Außerdem ist der menschliche Körper keine starre Struktur, sondern verformt sich leicht auf Grund von Atem-, Herz-

und anderen Bewegungen. Aus diesen Gründen werden selbst Bilder ein und desselben Patienten nie einhundertprozentig übereinstimmen. Um dem Mediziner bei der Diagnose, der Behandlungsplanung oder der Behandlung selbst zu helfen, ist es nötig, die Bilder zu registrieren.

Ein Anwendungsgebiet in der bildgesteuerten Chirurgie ist die Registrierung von vor der Operation aufgenommenen Bildern mit Aufnahmen, die während der Operation erstellt werden. Gelingt die Registrierung, so können die vor dem Eingriff aufgenommenen Bilder zur Navigation während der Operation genutzt werden. Ein typisches Problem ist die Registrierung von intraoperativen, zweidimensionalen (Röntgen-)Fluoroskopiebildern mit präoperativen, dreidimensionalen Computertomographie-(CT)-Bildern. Dafür müssen die präoperativen Bilder bezüglich des Koordinatensystems des Patienten und damit des Koordinatensystems der während der Operation aufgenommenen Bilder registriert werden. Die dabei erhaltene Transformation kann genutzt werden, um die Position von chirurgischen Instrumenten im präoperativen CT-Bild anzuzeigen, die während der Operation über ein Positionsmeßgerät, einen Lokalisierer, verfolgt und zur Verarbeitung weitergeleitet wird. Auf diese Weise läßt sich u. a. das Einsetzen von Schrauben in Wirbel unterstützen (*pedicle screw placement*); ein Verfahren, bei dem es auf eine hohe Genauigkeit ankommt [27, 28]. Dabei dürfen die Schrauben weder in das Rückenmark eindringen noch das umgebende Gewebe verletzen. Aus dem CT-Bild lassen sich hierfür wichtige Informationen, z. B. die genaue Lage der Wirbelkörper ziehen, so daß die Gefahr von Komplikationen beim Eingriff verringert werden kann.

Ein anderes Anwendungsgebiet der Registrierung in der bildgesteuerten Chirurgie ist die Projektion von vor der Operation entstandenen Informationen der Eingriffsplanung oder von wichtigen, im CT-Bild sichtbaren anatomischen Strukturen auf das Fluoroskopiebild. Ein Prozeß, der z. B. bei der Behandlung von abdominalen Aneurysmen der Aorta gemäß der TEAM-Prozedur (*Transfemoral Endovascular Aneurysm Management*) zur Anwendung kommen kann, wie im

EASI-Projekt beschrieben [6]. Dabei wird mit Hilfe eines Katheters eine Prothese in die Aorta eingeführt, die dann das Aneurysma abdecken und somit ein Reißen der Aorta an der Stelle des Aneurysmas verhindern soll. Das plötzliche Platzen eines derartig großen Blutgefäß stellt eine lebensbedrohliche Situation dar, weil innerhalb kurzer Zeit ein großer Blutverlust auftritt. Durch die Prothese wird der Druck auf die Aortawand an der Stelle des Aneurysmas abgefangen, so daß die Aorta nicht platzt. Ein genaues Plazieren der Prothese ist aus zwei Gründen wichtig: zum einen muß das Aneurysma vollständig abgedeckt werden, zum anderen dürfen andere Blutgefäße, die von der Aorta abzweigen (z.B. die Blutversorgung der Nieren), nicht durch die Prothese verdeckt werden. Vor der Operation können Angiogramme genutzt werden, um die Aorta mit dem Aneurysma zu visualisieren, indem Kontrastmittel vor der Aufnahme gespritzt wird. Manchmal kann jedoch aus medizinischen Gründen vor der Operation kein Kontrastmittel gespritzt werden. Mit Hilfe der 2D/3D-Registrierung kann nun trotzdem die Lage der Aorta und des Aneurysmas im intraoperativen Röntgen-Fluoroskopiebild dargestellt werden. Hierzu wird eine Projektion des interessierenden Gebiets aus den CTA-(Computertomographie-Angiographie)-Daten berechnet.

Ein Verfahren zur sogenannten 2D/3D-Registrierung, das an der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, entwickelt wurde [55], bildet den Prozeß der Röntgenbilderzeugung nach, um aus den Daten eines (dreidimensionalen) CT-Bildes ein digital rekonstruiertes Röntgenbild, im Folgenden kurz Pseudo-Röntgenbild genannt, zu berechnen. Für eine korrekte Nachbildung des Röntgenprozesses ist eine perspektivische Projektion der Daten auf eine Projektionsebene erforderlich. Das digital rekonstruierte Röntgenbild ändert sich je nach Lage und Orientierung des CT-Datensatzes bezüglich der Strahlenquelle und der Projektionsebene. Das Pseudo-Röntgenbild wird dann mit dem vorliegenden Fluoroskopiebild verglichen, wobei zur Bestimmung der Ähnlichkeit der Bilder das ebenfalls bei den Philips Forschungslaboratorien entwickelte Maß der *Pattern Intensity* benutzt wird. Sind die beiden Bilder unterschiedlich, so entspricht die Lage

und Orientierung des CT-Datensatzes nicht der des Patienten. Weisen die beiden Bilder eine hohe Ähnlichkeit auf, so ist ebenfalls die Registrierung erfolgreich gewesen.

Die Nutzung der 2D/3D-Registrierung im klinischen Alltag stellt zwei Hauptforderungen an das Verfahren: eine hohe Genauigkeit und eine kurze Rechenzeit. Die Gründe für die geforderte hohe Genauigkeit wurden bereits beschrieben, die Zeitanforderungen ergeben sich aus dem Einsatz des Verfahrens während eines klinischen Eingriffs, so daß die Ergebnisse innerhalb weniger Sekunden vorliegen müssen. Im Rahmen der vorliegenden Diplomarbeit durchgeführte Untersuchungen an der bisher vorhandenen Umsetzung des Verfahrens haben gezeigt, daß ca. 80% der Rechenzeit für die Berechnung der Projektion aus den CT-Daten und die restlichen 20% für die Berechnung und Optimierung des Ähnlichkeitsmaßes benötigt wird. Hierbei wurde die Projektion mit Hilfe eines einfachen Ray Casters berechnet. Erster Angriffspunkt für eine Verringerung der Rechenzeit ist folglich die Projektionsberechnung. Eine Lösung hierzu bieten verschiedene Verfahren der Volumenvisualisierung [1, 11, 20, 22, 23, 24, 25, 30, 35, 36, 39, 47, 50, 54, 56, 57, 59, 62].

Die Visualisierung von Daten ist ein Teilgebiet der Computergraphik, das sich mit der Darstellung großer Datenmengen in sinnvoller und leicht verständlicher Art und Weise beschäftigt [18]. Viele wissenschaftliche und technische Anwendungen (Simulationen, Experimente, Überwachungen von Abläufen) liefern große Datenmengen. In numerischer Form sind die erhaltenen Daten nur schwer verständlich. Ziel ist es daher, mit Hilfe der Möglichkeiten der Computergraphik und des Wahrnehmungssystems des menschlichen Auges die Daten in sinnvoller und leicht verständlicher Art und Weise zu visualisieren. Stammen die Daten aus einem Koordinatenraum, so bezeichnet man die Visualisierung i. allg. als Volumenvisualisierung (*volume visualization*), deren Verfahren sich häufig den Methoden des *Volume Rendering* bedienen, wie sie z. B. aus der realistischen Bilderzeugung bekannt sind. Die Visualisierung ist u. a. sehr hilfreich in der wis-

senschaftlichen Forschung, da sich z. B. verborgene innere Strukturen aufdecken lassen. Ebenso lassen sich nur Teile der Daten im Hinblick auf bestimmte interessierende Aspekte veranschaulichen, z. B. in medizinischen Anwendungen die Visualisierung bestimmter Organe nach vorhergehender Segmentierung.

Bestimmte Methoden der Volumenvisualisierung sind für das vorliegende Problem der 2D/3D-Registrierung geeignet, da der Prozeß der Röntgenbilderzeugung nichts anderes ist als die Darstellung der Daten des durchstrahlten Volumens. Die vorliegende Arbeit untersucht verschiedene Methoden der Volumenvisualisierung auf ihre Eignung für die Berechnung von Pseudo-Röntgenbildern aus einem CT-Datensatz für die 2D/3D-Registrierung, insbesondere im Hinblick auf die gestellten Forderungen an Genauigkeit und Geschwindigkeit. Weiterhin müssen die Verfahren für die Berechnung perspektivischer Projektionen geeignet sein. Es wurden geeignete Verfahren ausgewählt und implementiert. Die Arbeit baut auf ein an der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, erstelltes Softwarepaket für die 2D/3D-Registrierung eines Wirbels in einer zweidimensionalen Röntgen-Fluoroskopieaufnahme mit einem dreidimensionalen CT-Bild auf [55].

Kapitel 2 beschreibt die Problemstellung bei der 2D/3D-Registrierung. Es werden die Geometrie für die Projektionsberechnung dargestellt, das Verfahren einschließlich der notwendigen Bildvorverarbeitungsschritte erklärt und die konkreten Anforderungen hergeleitet. In Kapitel 3 erfolgt die Untersuchung der verschiedenen Verfahren der Volumenvisualisierung im Hinblick auf ihre prinzipielle Eignung für die Berechnung perspektivischer Projektionen aus den CT-Daten und eine Einschätzung der Verfahren hinsichtlich der gestellten Forderungen für den praktischen Einsatz. Als besonders geeignet stellte sich neben dem Ray-Casting-Verfahren [13, 30, 32, 33, 57] ein Verfahren heraus, das eine Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation vornimmt [24]. Das anschließende Kapitel 4 erläutert Möglichkeiten der Optimierung der zur Implementierung ausgewählten Verfahren. Dabei wurden spezielle Datenstrukturen, wie die

Lauf­längen­kodierung [63] und die Octree-Repräsen­ta­tion [32, 52, 58], dreidimen­sionale Distanz-Transformationen [3, 42, 63] und rech­nerspezifische Opti­mie­run­gen von uns untersucht. Kapitel 5 enthält die Beschreibung der imple­mentierten Verfahren und der angewandten Opti­mie­run­gen dieser Verfahren. Implementiert und näher untersucht wurden ein Ray-Casting-Verfahren und das angespro­chene Verfahren unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktori­sierung der Viewing-Transformation. Weiterhin wurde das Ray-Casting-Verfahren mit Hilfe der 3D-Distanz-Transformationen und das Shear-Warp-Verfahren mittels Lauf­längen­kodierung optimiert. Die Ergebnisse für die einzelnen Verfahren und ihre Opti­mie­run­gen werden in Kapitel 6 verglichen und die Eignung der Verfahren für die 2D/3D-Registrierung diskutiert. Abschließend gibt Kapitel 7 eine Zusammenfassung der Ergebnisse und einen Ausblick auf zukünftige weitergehende Verbesserungen der Projektionsberechnung und des Verfahrens der 2D/3D-Registrierung.

Kapitel 2

Die 2D/3D-Registrierung

Als Registrierung bezeichnet man allgemein die Berechnung einer Transformation, die zwei korrespondierende Punkte in zwei verschiedenen Koordinatensystemen aufeinander abbildet. Häufig zu registrierende Objekte sind zweidimensionale Flächen oder dreidimensionale Körper. Dies können u. a. auch zweidimensionale Bilder oder dreidimensionale Volumendatensätze sein. Bei derartigen Objekten wird gewöhnlich der Mittelpunkt als zu registrierender Punkt angesehen und das Objekt danach ausgerichtet. Oft hat man ein und dasselbe Objekt in zwei verschiedenen Koordinatensystemen gegeben und möchte die beiden Koordinatensysteme nach dem Mittelpunkt und der Lage des Objekts ausrichten. In der medizinischen Bildverarbeitung tritt dieser Fall, wie in der Einleitung beschrieben, häufig auf. Als Beispiel wird im weiteren Verlauf dieses Kapitels und der Arbeit die voxelbasierte 2D/3D-Registrierung eines Wirbels im Röntgen-Fluoroskopiebild mit Hilfe eines dreidimensionalen CT-Bildes betrachtet. Voxelbasiert bedeutet dabei, daß die zugrundeliegenden Volumenelemente als homogene Volumenbereiche aufgefaßt werden (für eine genaue Erklärung der Begriffe Voxel und Volumenelement wird auf Abschnitt 3.1 verwiesen). Dabei wird das aus den CT-Daten rekonstruierte Projektionsbild des Wirbels vom Originalröntgenbild subtrahiert. Im Falle der optimalen Registrierung und korrekten

Intensitätsskalierung verschwinden die Wirbelstrukturen vollständig, während die Strukturen des umliegenden Gewebes und die Instrumente sichtbar bleiben.

Man unterscheidet zwei grundlegende Verfahren für die 2D/3D-Registrierung. Zum einen gibt es die konturbasierten Verfahren [2, 26, 28]. Sie erfordern die Segmentierung des Objekts und die Bestimmung der Konturen des Objekts in der Projektion. Diese Verfahren sind zwar schnell genug für den klinischen Einsatz, allerdings muß die Konturbestimmung während des Eingriffs interaktiv erfolgen. Die Genauigkeit der Registrierung hängt wesentlich von der Genauigkeit der Konturbestimmung ab. Die andere Klasse von Verfahren basiert auf der Berechnung von digital rekonstruierten Röntgenbildern aus einem dreidimensionalen CT-Datensatz [5, 29]. Dabei wird der Prozeß der Röntgenbilderzeugung simuliert. Die Pseudo-Röntgenbilder werden mit dem Originalröntgenbild registriert. Da das gesamte CT-Bild für die Berechnung der Projektion genutzt wird, ist keine Segmentierung nötig. Andererseits ist diese Vorgehensweise auf Grund der Größe der Datensätze für die Praxis oft zu langsam. Außerdem können Instrumente, die zwar im Röntgenbild sichtbar sind, nicht jedoch im CT-Bild, zur fehlerhaften Registrierung führen.

Das bei der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, entwickelte Verfahren beruht ebenfalls auf der Berechnung von Pseudo-Röntgenbildern aus CT-Daten, jedoch werden diese Projektionsbilder nur aus einem kleinen Teil des CT-Bildes berechnet, der das gewünschte Objekt enthält [55]. Bei diesem Verfahren ist zwar in einem Vorverarbeitungsschritt eine Segmentierung des Objekts von Interesse erforderlich, aber dieser Schritt muß nur einmal zu Beginn durchgeführt werden und ist damit für die Registrierung während des klinischen Eingriffs zeitlich unkritisch. Der Vorteil des Verfahrens liegt in der Beschränkung auf einen kleinen Volumenbereich bei der Projektionsberechnung, so daß selbst kritische Zeitanforderungen im Bereich weniger Sekunden erfüllt werden können.

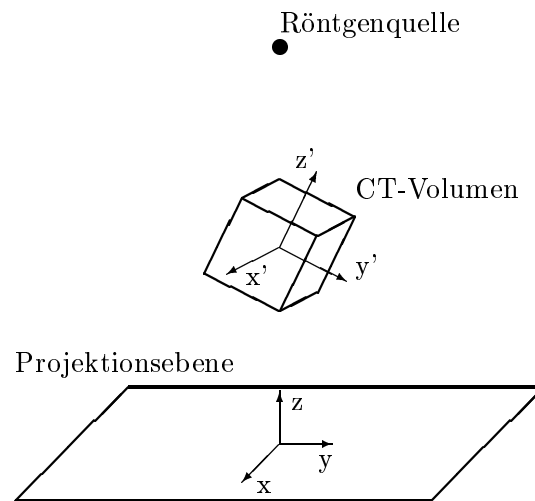


Abbildung 2.1: Die Geometrie bei der 2D/3D-Registrierung.

2.1 Die Geometrie

Abbildung 2.1 zeigt die Geometrie bei der Registrierung des Wirbels. Es wird zwischen dem Koordinatensystem der Röntgenquelle (globales Koordinatensystem), dessen Ursprung genau im Mittelpunkt des Projektionsbildes in der Projektionsebene liegt, und dem Koordinatensystem des segmentierten CT-Volumens (lokales Koordinatensystem), dessen Ursprung im Zentrum des segmentierten Volumens liegt, unterschieden. Man beachte die für die Computergraphik ungewöhnliche Lage des darzustellenden Objekts, das zwischen der Röntgenquelle und der Projektionsebene liegt. Die Röntgenquelle stellt den Augpunkt für die Berechnung einer perspektivischen Projektion des Volumens auf die Projektionsebene dar. Damit liegt das zu projizierende Objekt vom Augpunkt aus gesehen „vor“ der Bildebene. Mit Hilfe dieser Anordnung gelingt es, den Prozeß der Röntgenbilderzeugung zu simulieren und aus den CT-Volumendaten ein Pseudo-Röntgenbild zu berechnen.

Die Position und Orientierung des CT-Volumens im globalen Koordinatensystem wird durch eine starre Transformation beschrieben, d. h. durch drei

Rotationen und drei Translationen

$$\vec{x} = R(\vec{\omega}) \vec{x}' + \vec{t} \quad (2.1)$$

Hierbei ist \vec{x} ein Punkt des globalen Koordinatensystems und \vec{x}' der korrespondierende Punkt im lokalen Koordinatensystem. Die Rotationsmatrix $R(\vec{\omega})$ ist definiert durch

$$R(\vec{\omega}) \vec{x} = \vec{x} + \frac{\sin \alpha}{\alpha} \vec{\omega} \times \vec{x} + \frac{1 - \cos \alpha}{\alpha^2} \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{x}) \quad (2.2)$$

mit

$$\alpha = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2}$$

Dabei repräsentiert $\vec{\omega} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ den Rotationswinkelvektor und $\vec{t} = (t_x, t_y, t_z)$ den Translationsvektor. Der Rotationswinkelvektor $\vec{\omega}$ definiert die Drehachse und seine euklidische Länge α den Rotationswinkel (Rotation mit Hilfe von Quaternionen). Die Komponenten t_x und t_y des Translationsvektors beschreiben die Verschiebung innerhalb der Projektionsebene, während t_z die Höhe über der Projektionsebene angibt. Es ist möglich, auf eine starre Transformation zurückzugreifen, da es sich bei einem Wirbel um eine starre Struktur handelt, die auch durch Bewegungen des Patienten nicht in ihrer Form verändert wird.

2.2 Die Bildvorverarbeitung

Bevor die Bilder für die 2D/3D-Registrierung genutzt werden können, müssen sie einem Vorverarbeitungsschritt unterworfen werden. Dabei muß zunächst der Wirbel im CT-Bild segmentiert werden. Die Segmentierung beruht auf einem sogenannten Grauwert-Profil-Parser [37]. Für die Segmentierung werden die Schichten des CT-Bildes bestimmt, die den Wirbel enthalten. Danach erfolgt die Segmentierung Schicht für Schicht. Das Ergebnis der Segmentierung ist ein binärer Datensatz, der beschreibt, welche Voxel zum gewünschten Wirbel gehören.

Mit Hilfe des Binärdatensatzes des segmentierten Wirbels und dem Original-CT-Bild ist es möglich, den durchschnittlichen Grauwert der den Wirbel umgebenden Voxel zu bestimmen. Hierzu wird in einem ersten Schritt das Binärbild einer Dilatation unterworfen. Anschließend werden das erhaltene Bild und das Binärbild bitweise mit einer Exklusiv-Oder-Operation verknüpft. Übrig bleiben danach die Voxel der Umgebung des Wirbels. Im dritten Schritt werden die zu den Umgebungsvoxeln gehörenden Grauwerte bestimmt und ihr Durchschnitt gebildet. Dieser Durchschnittswert wird später den Voxeln des Wirbelkörpers zugewiesen, damit bei der Subtraktion des Pseudo-Röntgenbildes vom Original-Röntgenbild kein „Loch“ entsteht, sondern ein mit dem Grauwert der Umgebung gleichmäßig ausgefüllter Bereich.

Die Pseudo-Röntgenbilder werden durch einfaches Aufsummieren der Grauwerte innerhalb des segmentierten Volumens entlang der gedachten Strahlen von der Röntgenquelle zu den Pixeln der Projektionsebene berechnet (es sei hier noch einmal auf die für die Computergraphik ungewöhnliche Geometrie bei der 2D/3D-Registrierung hingewiesen!). Im allgemeinen ist die Schichtdicke in einem CT-Bild weitaus größer als die horizontalen Ausdehnungen eines Voxels innerhalb der Schichten. Daher sind die rekonstruierten Röntgenbilder nicht so scharf wie die Originalröntgenbilder und zusätzlich ist die Schärfe ungleichmäßig. Um eine gleichmäßige Schärfe im Projektionsbild zu erhalten, wird das CT-Bild mit einem uniformen Filter geglättet. Um den Schärfeunterschied zwischen dem Pseudo- und dem Original-Röntgenbild zu beseitigen, wird das Originalröntgenbild ebenfalls mit einem uniformen Filter geglättet.

Der große Schichtabstand in CT-Bildern im Vergleich zu den Abständen innerhalb der Schichten verschlechtert deutlich die Qualität der berechneten Pseudo-Röntgenbilder. Es besteht dabei die Gefahr, daß das Verfahren in einem lokalen Minimum endet und somit nicht die korrekte Lösung gefunden wird. Zum Ausgleich wird das zuvor geglättete CT-Bild über ein Supersampling neu berechnet. Als Interpolationsverfahren wird die trilineare Interpolation angewandt

[4, 40]. Betrug die alte Voxelgröße $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm} \times 2.0\text{mm}$, so beträgt sie nach dem Resampling $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ oder gar $0.25\text{mm} \times 0.25\text{mm} \times 0.25\text{mm}$. Das Supersampling hat einen deutlich höheren Speicherplatzbedarf zur Folge, der jedoch nicht so schwer ins Gewicht fällt, da nicht mehr mit dem gesamten CT-Bild gearbeitet wird, sondern nur noch mit dem segmentierten Volumen, d. h. mit einem bedeutend kleineren Volumen. Typische Volumengrößen für einen segmentierten Wirbel nach Anwendung der zuvor beschriebenen Operationen liegen bei etwa $250 \times 250 \times 100$ Voxel und stellen damit kein Problem für die Speichergröße moderner Computer dar.

Heutige Röntengeräte liefern Bilder mit einer relativ hohen Auflösung (512×512 Pixel). Diese Auflösung ist zu hoch, um bei der Registrierung zu praktikablen Rechenzeiten zu gelangen. Das Originalröntgenbild wird daher mittels eines Subsamplings neu berechnet. Eine auf 256×256 Pixel reduzierte Auflösung führt zu einer Senkung der Gesamtrechenzeit ungefähr um einen Faktor 4, eine Reduzierung auf 128×128 Pixel ungefähr um einen Faktor 16.

2.3 Das Verfahren

Die Grundidee der hier verwendeten 2D/3D-Registrierung ist die Rekonstruktion von Röntgenbildern, wobei nur der verhältnismäßig kleine Teil des CT-Datenvolumens genutzt wird, der den zu registrierenden Wirbel enthält. Die gewonnene Projektion des Wirbels wird vom Originalröntgenbild subtrahiert und die Lage, Orientierung und Intensitätsskalierung so lange verändert, bis die Wirbelstrukturen im Röntgenbild verschwunden sind. Die Intensitätsskalierung dient der Berücksichtigung des Einflusses unterschiedlicher Strahlenlängen beim Durchqueren des Volumens. So ist die Strahlenlänge eines Strahls, der senkrecht durch das Volumen läuft, kürzer als die Länge eines Strahls, der in schrägem Winkel das Volumen durchquert. Im Falle der optimalen Registrierung und richtigen Intensitätsskalierung werden die Wirbelstrukturen im Röntgenbild komplett

ausgelöscht, während die umgebenden Strukturen und die Instrumente sichtbar bleiben. Das hier genutzte Verfahren basiert auf folgenden Annahmen:

- Die oben beschriebene Projektionsgeometrie ist genau bekannt. Eventuell auftretende geometrische Verzerrungen wurden beseitigt.
- Größe und Aufbau des CT-Volumens sind genau bekannt. Das CT-Bild unterliegt keinen geometrischen Verzerrungen.
- Die Grauwerte im Röntgenbild hängen linear von den Abschwächungskoeffizienten entlang des Strahls ab.

Die Nichtbeachtung einer dieser Annahmen führt zu einer Verschlechterung der Genauigkeit bei der Registrierung. Es ist leicht einzusehen, daß eine genaue Kenntnis der Projektionsgeometrie notwendig ist, um sinnvolle Ergebnisse zu erhalten. Ebenso sollte es verständlich sein, daß geometrische Verzerrungen, wie z.B. kissenförmige Verzerrungen, im Röntgen-Fluoroskopiebild vor Beginn der Registrierung korrigiert wurden [17]. Bei korrekt eingestellten und kalibrierten CT-Scannern sollten die CT-Bilder keine oder nur sehr geringe geometrische Verzerrungen aufweisen, die vernachlässigt oder gegebenenfalls korrigiert werden [65, 66]. Die lineare Abhängigkeit zwischen den Abschwächungskoeffizienten entlang eines Strahls und den Grauwerten im Röntgenbild ist notwendig, damit die Wirbelstrukturen korrekt und vollständig ausgelöscht werden. Bisher durchgeführte Experimente bestätigen diese Annahme [55]. Jedoch kann die heute übliche Nachbearbeitung dunkler Bereiche im Röntgenbild durch die Röntgengeräte diese Bedingung verletzen.

Das 2D/3D-Registrierungsverfahren bestimmt die für die Registrierung benötigten Rotations- und Translationsparameter $\vec{\omega}$ und \vec{t} ausgehend von Startwerten $\vec{\omega}_0$ und \vec{t}_0 . Der Algorithmus durchläuft die folgenden Schritte:

1. Bildvorverarbeitung (vgl. Abschnitt 2.2).
2. Berechnung einer perspektivischen Projektion des segmentierten Wirbels, d. h. eines Pseudo-Röntgenbildes, für die aktuellen Parameter $\vec{\omega}$ und \vec{t} . Da im Schritt 1 der durchschnittliche Grauwert des umgebenden Gewebes vom CT-Bild subtrahiert wurde, beruhen die Werte in der Projektion nur auf den Datenwerten des Wirbels.
3. Skalierung der Grauwerte im Projektionsbild mit einem Faktor I_0 .
Subtraktion des Pseudo-Röntgenbildes vom Originalröntgenbild.
Bei korrekter Registrierung verschwinden die Wirbelstrukturen im Röntgenbild.
4. Berechnung eines Ähnlichkeitsmaßes, das die „Strukturiertheit“ des erhaltenen Röntgenbildes beschreibt.
5. Optimierung des Ähnlichkeitsmaßes durch Veränderung der Parameter I_0 , $\vec{\omega}$ und \vec{t} .
Gewünschte Genauigkeit erreicht?
Nein, zurück zu Schritt 2.
Ja, Registrierung beendet.

Die Optimierung der Parameter für die starre Transformation erfolgt in der Reihenfolge t_x , t_y , ω_x , ω_y , ω_z und t_z . Die Optimierung dieser Parameter erfolgt solange, bis 6 aufeinanderfolgende Optimierungen keine weitere Erhöhung des Ähnlichkeitsmaßes brachten.

Bekannte Ähnlichkeitsmaße in der medizinischen Bildverarbeitung sind Korrelation [46], Entropie [7, 8] oder relative Entropie (*mutual information*) [12, 51]. Um jedoch die Strukturiertheit besser charakterisieren zu können, wird im Verfahren der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, ein neues Maß namens *Pattern Intensity* genutzt [44]. Dieses Maß weist Punkten in der Umgebung von Strukturen (Kanten, Linien, ...) einen gegen Null gehenden Wert zu,

während Punkte in eher homogenen Bereichen einen gegen Eins gehenden Wert zugewiesen bekommen. Bezeichnet man das Originalröntgenbild mit $I_{rönt}(x, y)$, das Pseudo-Röntgenbild mit $I_{pseudo}(x, y)$ und den Skalierungsfaktor für die Grauwerte mit I_0 , so ist das Differenzbild wie folgt definiert:

$$I_{diff}(x, y) = I_{rönt}(x, y) - I_0 I_{pseudo}(x, y). \quad (2.3)$$

Die *Pattern Intensity* kann dann als Funktion des Differenzbildes wie folgt definiert werden:

$$P_{r,\sigma}(I_{diff}) = \sum_{x,y} \sum_{(x-v)^2+(y-w)^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{diff}(x, y) - I_{diff}(v, w))^2}. \quad (2.4)$$

Das Maß hängt von zwei Parametern ab. Der Parameter r bestimmt die Größe der Nachbarschaft, in der Grauwertveränderungen berücksichtigt werden. Der Parameter σ kontrolliert die Sensibilität, mit der Grauwertveränderungen als Strukturen betrachtet werden oder nicht. Dieser Parameter sollte größer sein als die Standardabweichung des Rauschsignals im Röntgenbild, jedoch kleiner als die Grauwertveränderung bei typischen Strukturen. Große Bereiche der *Pattern Intensity* des Differenzbildes und des Originalröntgenbildes sind gleich. Sie brauchen daher nicht berücksichtigt zu werden, es reicht die Differenz

$$\Delta P_{r,\sigma}(I_{diff}) = P_{r,\sigma}(I_{diff}) - P_{r,\sigma}(I_{rönt}). \quad (2.5)$$

Um diese Differenz zu berechnen, brauchen nur wenige Pixel mit einem Abstand von maximal r Pixeln vom projizierten Voxel berechnet zu werden. Damit geht nur ein kleiner Teil des Röntgen-Fluoroskopiebildes in die Berechnung ein und die Rechenzeit verringert sich deutlich.

Nach den bisher gemachten Erfahrungen ist die *Pattern Intensity* besonders robust im Hinblick auf zusätzliche Strukturen im Projektionsgebiet des Wirbels wie Katheter, weitere Instrumente oder Strukturen des umliegenden Gewebes. Diese Strukturen sind nur im Röntgenbild enthalten, nicht jedoch im CT-Datensatz. Dieser Fakt führt bei anderen Ähnlichkeitsmaßen zu Störungen und möglicherweise zu einem falschen Registrierungsergebnis.

2.4 Anforderungen

Aus der Geometrie für die korrekte Nachbildung des Prozesses der Röntgenbilderzeugung ergibt sich die Forderung nach einem Verfahren der Volumenvisualisierung, das in der Lage ist, perspektivische Projektionen aus dem Volumendatensatz des CT-Bildes zu berechnen. Die Projektionsberechnung muß geometrisch genau erfolgen, um korrekte Ergebnisse für die Registrierung zu erhalten. Neben der geometrischen Genauigkeit ist die Genauigkeit in den Grauwerten im Projektionsbild sicherzustellen, da inkorrekte Grauwerte über die Optimierung des Ähnlichkeitsmaßes zu einem falschen Registrierungsergebnis führen. Ein visuell guter Eindruck ist nicht ausreichend, da eine berechnete Projektion zwar „gut“ aussehen mag, jedoch die Grauwerte die Datenwerte trotzdem nicht korrekt wiedergeben. Insbesondere können Interpolationen während der Berechnung des Pseudo-Röntgenbildes zu verfälschenden Glättungen von scharfen Materialgrenzen führen. Aus diesem Grund wurde das CT-Bild über ein Supersampling neu berechnet, um derartige Effekte so klein wie möglich zu halten.

Um im klinischen Alltag praktikabel zu sein, muß die Registrierung eine hohe Genauigkeit aufweisen und in sehr kurzer Zeit durchgeführt werden können. Die Zeitanforderungen liegen dabei im Bereich weniger Sekunden (weniger als 10–15s). Der im Abschnitt 2.3 beschriebene Algorithmus verlagert die generell zeitaufwendigen Operationen der Bildaufbereitung in einen Vorverarbeitungsschritt, der lediglich einmal vor Beginn der Registrierung durchgeführt werden muß. Dadurch kann die Bildvorverarbeitung bereits vor der Operation geschehen, einem Zeitpunkt, an dem die Zeitanforderungen nicht kritisch sind. Die eigentliche Berechnung der Transformationsparameter für die Registrierung erfolgt in den Schritten 2 bis 5. Hier sind die Zeitanforderungen hoch. Die Gesamtrechenzeit für die Registrierung sollte maximal 10 bis 15 Sekunden dauern, um im klinischen Alltag anwendbar zu sein. Die Schritte 2 bis 5 werden während der Optimierung viele Male durchlaufen, deshalb sind schnelle Verfahren zur Berechnung der Pro-

jektion und des Ähnlichkeitsmaßes erforderlich.

Da die im vorhergehenden Abschnitt beschriebene Berechnung der *Pattern Intensity* schon auf ein kleines, notwendiges Gebiet beschränkt wurde, wird ein Großteil der Zeit bei der Registrierung für die Berechnung der perspektivischen Projektion aus den Volumendaten verbraucht. Untersuchungen an der bisherigen Implementierung des Verfahrens zur 2D/3D-Registrierung, die einen einfachen Ray Caster zur Berechnung der perspektivischen Projektionen einsetzt, zeigten, daß für die Projektionsberechnung ca. 80% der Rechenzeit benötigt wurden, während die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes und die Optimierung in den restlichen 20% der Rechenzeit erfolgen. Eine Beschleunigung des Projektionsverfahrens wirkt sich daher deutlich auf die Gesamtrechenzeit aus.

Kapitel 3

Volumenvisualisierung

Als Volumenvisualisierung bezeichnet man die Visualisierung von Daten, die in einem Koordinatenraum gewonnen wurden. Häufig handelt es sich dabei um skalare Daten in einem dreidimensionalen (euklidischen) Raum. Ein typisches Anwendungsgebiet der Volumenvisualisierung ist die medizinische Diagnostik. Medizinische Bildgebungsverfahren wie die Computer-Tomographie (CT) oder die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) liefern dreidimensionale Aufnahmen des Körpers eines Patienten. Derartige Datensätze von CT-Aufnahmen stehen auch bei der 2D/3D-Registrierung zur Verfügung, um daraus die benötigten perspektivischen Projektionen zu berechnen. Weitere Anwendungsgebiete der Volumenvisualisierung finden sich in der Geographie und Geologie, der Biologie, der Physik und anderen Wissenschaften.

Die Verfahren der Volumenvisualisierung lassen sich in bezug auf die zugrundeliegenden Techniken klassifizieren. In den folgenden Abschnitten wird eine derartige Klassifikation vorgestellt und die einzelnen Verfahren hinsichtlich ihrer grundsätzlichen Eignung für die 2D/3D-Registrierung untersucht. Die Untersuchung erfolgt zunächst theoretisch, bevor geeignete Verfahren ausgewählt werden, die dann im weiteren Verlauf dieser Arbeit auf die praktische Problemstellung angewandt werden. Der Abschnitt 3.1 wendet sich den Grundlagen der

Volumenvisualisierung zu. Die Rendering-Pipeline bei der Volumenvisualisierung allgemein und bei der 2D/3D-Registrierung im speziellen wird im Kapitel 3.2 erläutert. Im Abschnitt 3.3 wird die Volumenvisualisierung mit Hilfe der Modellierung von Isoflächen behandelt. Wie die Untersuchungen zeigen, ist sie jedoch für die vorliegende Problemstellung nicht geeignet. Anschließend werden im Abschnitt 3.4 verschiedene Verfahren des *Direct Volume Rendering* vorgestellt, auf ihre Eignung untersucht und geeignete Verfahren für die Implementierung ausgewählt.

3.1 Grundlagen der Volumenvisualisierung

Grundlage für die Volumenvisualisierung ist die Existenz von Volumendaten. Bei diesen Daten handelt es sich um skalare und / oder vektorielle Datenwerte in einem n-dimensionalen Raum. Die Punkte im Raum, an denen die Daten vorliegen, im Folgenden kurz Datenpunkte genannt, können auf unterschiedliche Weise verteilt sein, z.B. als reguläre Würfelstruktur, als rechteckige Gitterstruktur mit konstanten oder variablen Abständen zwischen den Gitterlinien, als reguläre, nichtrechteckige Gitterstrukturen wie kurvilineare Gitter oder in einer freien Anordnung. Im Fall der 2D/3D-Registrierung liegt den Daten ein rechteckiges Gitter mit konstanten, jedoch nicht notwendigerweise gleich großen Abständen zwischen den Gitterlinien in allen drei Dimensionen zugrunde.

Diese Volumendaten lassen sich mathematisch wie folgt beschreiben (vgl. Hamann [18]): Es wird eine gegebene Funktion f nur auf dem Gebiet

$$D = \{X = (x, y, z)^T \mid x \in [x_{min}, x_{max}], y \in [y_{min}, y_{max}], z \in [z_{min}, z_{max}]\} \quad (3.1)$$

betrachtet. Die Funktion wird an $(n_x + 1) \times (n_y + 1) \times (n_z + 1)$ Gitterpunkten im Gebiet D ausgewertet, wobei n_x , n_y bzw. n_z die Größe des betrachteten Volumens in x-, y- bzw. z-Richtung angeben. Visualisiert werden soll dann die Datenmenge

der Gitterpunkte

$$\{(x_i, y_j, z_k, f(x_i, y_j, z_k)) \mid i = 0, \dots, n_x, j = 0, \dots, n_y, k = 0, \dots, n_z\}. \quad (3.2)$$

Die Auswertung der Funktion an den Gitterpunkten bewirkt eine Partition des betrachteten Volumengebietes in einzelne Volumelemente wie folgt

$$\begin{aligned} x_i &= x_{min} + i * dx & \text{mit} & \quad dx = \frac{x_{max} - x_{min}}{n_x} & \text{und} & \quad i = 0, \dots, n_x \\ y_j &= y_{min} + j * dy & \text{mit} & \quad dy = \frac{y_{max} - y_{min}}{n_y} & \text{und} & \quad j = 0, \dots, n_y \\ z_k &= z_{min} + k * dz & \text{mit} & \quad dz = \frac{z_{max} - z_{min}}{n_z} & \text{und} & \quad k = 0, \dots, n_z. \end{aligned} \quad (3.3)$$

Als Volumelemente werden Zellen und Voxel unterschieden. Der Unterschied besteht darin, daß Voxel homogene Bereiche beschreiben, d. h. dem gesamten Bereich eines Volumelements ein konstanter Wert zugewiesen ist, während Zellen inhomogene Bereiche repräsentieren. Liegen Zellen als Volumelemente vor, so werden Datenwerte innerhalb der Zelle durch Interpolation aus den Datenwerten in den Eckpunkten der Zelle bestimmt. Häufig angewandte Interpolationsverfahren sind die Nächster-Nachbar- (*nearest neighbour*) und die trilineare Interpolation, wobei letztere genauere Ergebnisse liefert, allerdings rechentechnisch aufwendiger ist [4, 40]. Seltener wird die trikubische Interpolation angewandt, die zwar noch genauer ist, jedoch zu deutlich höheren Rechenzeiten auf Grund des höheren Rechenaufwandes führt. Kommt es auf hohe Rechengeschwindigkeit, sprich niedrige Rechenzeit an, so wird i. allg. die Nächster-Nachbar-Interpolation gewählt werden. Ansonsten stellt die trilineare Interpolation einen guten Kompromiß zwischen kurzer Rechenzeit und hinreichender Genauigkeit dar.

Die Zuweisung diskreter Werte zu Volumenbereichen bei Voxeln kann zu Diskontinuitäten in der Repräsentation kontinuierlicher Datenwertfunktionen führen, Zellen eignen sich hierfür besser. Demgegenüber besitzen Voxel den Vorteil einer kompakteren Repräsentation, insbesondere wenn die Datenwerte aus Messungen stammen, die einem Bereich einen festen Wert zuweisen wie bei den medizinischen Bildgebungsverfahren.

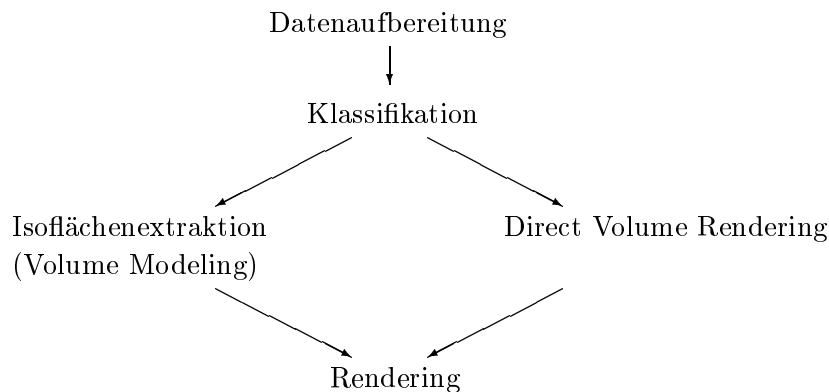


Abbildung 3.1: Die Rendering-Pipeline bei der Volumenvisualisierung.

3.2 Die Rendering-Pipeline

Die Schritte, die bei der Volumenvisualisierung durchlaufen werden, lassen sich in einer Renderingpipeline zusammenfassen (Abb. 3.1). Die Datenaufbereitung beinhaltet allgemein die Datenerfassung einschließlich der Konvertierung in ein geeignetes Datenformat (bzw. Datenstruktur), die Datenvervollständigung bzw. -reduktion, gewisse Filteroperationen (z.B. Segmentierung bestimmter Volumengebiete mittels Schwellwertangabe) und u. U. die Überführung der Daten auf ein reguläres Gitter, wenn ein solches bei der Datenerfassung nicht zugrunde lag, wie dies z.B. bei den *scattered data*-Methoden der Fall ist. Für eine exakte Rekonstruktion des Originalsignals aus den Datenwerten ist allgemein darauf zu achten, daß die Abtastrate größer ist als die Nyquist-Rate. Dazu müssen hinreichend viele Datenwerte im Volumen vorliegen.

Im Laufe der Visualisierung müssen die Datenwerte auf visuelle Parameter wie Farbe (*colour*) und Transparenz (Durchlässigkeit, *opacity*) abgebildet werden. Im Klassifikationsschritt werden zunächst jedem möglicherweise vorkommenden Material derartige Werte zugeordnet. Dann wird für jedes Volumenelement die (prozentuale) Verteilung der Materialien im Volumenelement berechnet. Daraus können dann die Farb- und Transparenzwerte jedes Volumenelementes ermittelt

werden.

Bei den Verfahren des *Volume Modeling* muß anschließend zunächst eine Extraktion von Isoflächen erfolgen, bevor diese im Renderingschritt dargestellt werden können (Abschnitt 3.3). (Einige Autoren bezeichnen das Volume Modeling in Analogie zur realistischen Bilddarstellung auch als *Surface Rendering*.) Demgegenüber entfällt bei den Verfahren des *Direct Volume Rendering* der Extraktionsschritt und die klassifizierten Volumenelemente werden direkt zum Renderingschritt weitergeleitet und ausgegeben (Abschnitt 3.4).

Für das vorliegende Problem der Berechnung perspektivischer Projektionen bei der 2D/3D-Registrierung ergeben sich einige Veränderungen in den einzelnen Schritten der Rendering-Pipeline, wobei die Reihenfolge der Schritte als solche unverändert bleibt.

Bei der Aufbereitung der Daten müssen folgende Schritte durchlaufen werden, die hier nur noch einmal zusammengefaßt werden, da sie im Abschnitt 2.2 bereits ausführlich beschrieben wurden. Sowohl die Daten des dreidimensionalen CT-Bildes als auch des zweidimensionalen Fluoroskopiebildes liegen als Datensatz bestehend aus Grauwerten (skalare Daten) vor. Diesen Daten liegen jeweils reguläre Gitterstrukturen zugrunde. Da die digital rekonstruierten Röntgenbilder und die Originalröntgenbilder auf Grund des großen Abstandes von einer Schicht zur nächsten im CT-Bild eine unterschiedliche Schärfe aufweisen, wird das CT-Bild zunächst mit einem uniformen Filter geglättet und dann mit Hilfe eines *Supersamplings* neu berechnet. Das Originalröntgenbild wird einem *Subsampling* unterworfen, um dessen Auflösung derjenigen des CT-Bildes anzupassen und die Rechenzeiten zu verringern. Weiterhin erfolgt in einem Vorverarbeitungsschritt die Segmentierung des zu registrierenden Wirbels. Das Ergebnis dieser binären Klassifikation liegt in einem Datensatz für die weitere Verarbeitung vor. Abschließend wird der durchschnittliche Grauwert der Voxel um den segmentierten Wirbel berechnet und dieser Wert der Umgebung des Wirbels zugewiesen.

Eine Klassifikation der Voxel, d.h. eine Zuordnung von Farb- bzw. Grau-

werten und Transparenzen, erfolgte bereits bei der Erzeugung des CT- bzw. Röntgenbildes, so daß dieser Schritt bei der 2D/3D-Registrierung nicht mehr durchgeführt werden muß. Des weiteren können die Transparenzen außer Betracht gelassen werden, da bei der 2D/3D-Registrierung Pseudo-Röntgenbilder aus den CT-Daten rekonstruiert werden. Dabei werden die Grauwerte des segmentierten Volumens einfach entlang der Strahlen von der Röntgenquelle zu den Pixeln der Projektionsebene aufsummiert, so daß keine expliziten Sichtbarkeitsbestimmungen notwendig sind. Alle Grauwerte besitzen somit das gleiche Gewicht hinsichtlich der Bestimmung des Strahlintegrals und somit spielt die Größe des Gewichts keine Rolle in den weiteren Berechnungen.

Für die 2D/3D-Registrierung ist das Volume Modeling, d.h. die Modellierung des Volumens mit Hilfe von Isoflächen, voraussichtlich keine geeignete Methode. Im folgenden Abschnitt wird diese Vermutung näher untersucht. Die Methoden des Direct Volume Rendering, die in den anschließenden Abschnitten vorgestellt werden, erscheinen geeigneter. Beim Direct Volume Rendering entfällt der Schritt „Isoflächenextraktion“ in unserer Rendering-Pipeline und die Pipeline schließt mit dem Rendering ab.

3.3 Volume Modeling - Modellierung von Flächen

Bei dieser Klasse von Verfahren zur Volumenvisualisierung werden zunächst Flächen aus den Volumendaten konstruiert, die dann im Renderingschritt dargestellt werden. Bei den Flächen handelt es sich typischerweise um Isoflächen, d.h. Flächen, die die räumliche Position eines bestimmten Datenwertes im Volumen widerspiegeln. Die in der Praxis häufig zu lösende Frage der Oberflächenextraktion läßt sich als Spezialfall der Isoflächenextraktion ansehen. Zur Konstruktion von Isoflächen ist z.B. ein Schwellwert anzugeben, anhand dessen die geometri-

schen und topologischen Eigenschaften der Daten unterschieden werden können. Vereinfachend lassen sich geometrische Eigenschaften als Eigenschaften verstehen, die die räumliche Position der Datenwerte beschreiben, während topologische Eigenschaften die Zusammenhänge zwischen den Datenwerten beschreiben. Die Schwellwertbestimmung ist jedoch alles andere als trivial und erfordert die genaue Kenntnis derjenigen Datenwerte, die eine gewünschte zu extrahierende Eigenschaft repräsentieren. Als Beispiel sei an dieser Stelle auf die Schwierigkeiten bei der Segmentierung bestimmter Organe in der medizinischen Bildverarbeitung verwiesen.

Liegen Voxel als Volumenelemente vor, so werden die Voxel in die Klassen „innen“, „auf“ und „außen“ eingeteilt. Die Isofläche kann dann aus den „auf“-Voxeln konstruiert werden, z. B. durch polygonale Beschreibung der Oberflächen. Ein Verfahren, das auf dieser Vorgehensweise beruht, jedoch nur zwischen den Klassen „von Interesse“ und „nicht von Interesse“ unterscheidet, sind die *Cuberrilles* von Herman und Liu [20]. Ein anderes Verfahren ist das *Contouring & Connecting* [1, 16, 22]. Hierbei werden auf parallelen Schnitten durch das Datenvolumen (z. B. den Schichten eines CT-Datensatzes) Isolinien erzeugt und diese anschließend durch die Erzeugung eines Dreiecksnetzes miteinander verbunden.

Liegen Zellen als Volumenelemente vor, so werden zunächst diejenigen Zellen bestimmt, die den Schwellwert enthalten. Anschließend erfolgt die stückweise Konstruktion der Isofläche in den gefundenen Zellen. Ein klassisches Beispiel für diese Art von Verfahren ist das „*Marching-Cube*“-Verfahren von Lorensen und Cline [36]. Hierbei werden die Eckpunkte der Zelle anhand der Relation ihrer Datenwerte zum Schwellwert klassifiziert („innen“, „außen“). Da sich die grundsätzlich möglichen Fälle, wie eine Isofläche in der Zelle liegen kann, durch eine Fallunterscheidung voneinander trennen lassen, kann mit Hilfe der Klassifikation der gerade vorliegende Fall bestimmt werden. Durch Interpolation der Datenwerte in den Eckpunkten erhält man eine Dreieckszerlegung der Isofläche in der Zelle, d. h. eine polygonale Flächenbeschreibung.

Es existieren noch weitere Verfahren, wie z. B. das *Dividing-Cube*-Verfahren und das *Marching-Tetrahedra*-Verfahren, deren Beschreibung den Rahmen des Abschnitts sprengen würde. Die oben detaillierter beschriebenen Verfahren liefern jedoch einen guten Einblick in die Vorgehensweise.

Generell hat die Modellierung von Flächen den Vorteil, daß sie mit der klassischen Soft- und Hardware gerendert werden kann. Sie bietet weiterhin die Möglichkeiten der interaktiven Steuerung durch Verändern des Schwellwertes und der kompakten Speicherung, z. B. als Octree. Nachteile sind die schon erwähnte schwierige Schwellwertbestimmung, die binäre Klassifikation in Volumenbereiche von Interesse und nicht von Interesse, der Verlust feiner Details und die hohe Rechenintensität der Isoflächenextraktion. Anwendungen des Volume Modeling liegen u. a. bei der Fertigung von Modellen (z. B. in der Prothetik) oder der expliziten Bestimmung der Größe von Objekten (z. B. Tumore).

Grundsätzlich sind die Verfahren des Volume Modeling nicht für unser Problem der Berechnung perspektivischer Pseudo-Röntgenbilder geeignet, da die extrahierten Flächen immer die Position nur eines Datenwertes (des Schwellwertes) widerspiegeln (außer bei den Cuberilles, wo ebenso „innere“ Datenwerte vorliegen). Benötigt wird jedoch für die Berechnung der Projektion ein Verfahren, das das Durchdringen der Röntgenstrahlen durch das Volumen nachbildet. Daher kommen für die vorliegende Arbeit nur die Methoden des *Direct Volume Rendering* in Betracht, die im folgenden Abschnitt näher vorgestellt werden.

3.4 Direct Volume Rendering

Beim Direct Volume Rendering wird direkt aus den Volumendaten eine visuelle Repräsentation erzeugt, so daß in der Rendering-Pipeline der Schritt der Erzeugung einer geometrischen Zwischenstruktur (Isoflächenextraktion) entfällt, wie er noch beim Volume Modeling nötig war. Gleichzeitig möchte man anstelle der Auswahl bestimmter Datenwerte und der Darstellung ihrer räumlichen Position

eine kontinuierliche Darstellung des Datenvolumens erhalten.

Das Volumen wird als ein durchgehender Materialblock dargestellt, in dem die inneren Volumenelemente ebenfalls zum Endbild beitragen. Nach Wilhelms [57] lassen sich die Schritte des Direct Volume Rendering wie folgt systematisieren. Im ersten Schritt wird mit Hilfe einer Transformation eine Beziehung zwischen dem Datenraum mit dem betrachteten Volumen und dem Darstellungsraum mit der Projektionsebene hergestellt. Dabei lassen sich die folgenden beiden Möglichkeiten unterscheiden: entweder wird der gesamte Datenraum in den Darstellungsraum transformiert und das Datenvolumen mittels Resampling im Darstellungsraum neu abgetastet, wie dies bei den *Bildraumverfahren* der Fall ist (Abschnitt 3.4.1), oder jedes Volumenelement wird einzeln vom Daten- in den Darstellungsraum transformiert, wie es bei den *Objektraumverfahren* geschieht (Abschnitt 3.4.2). Im nächsten Schritt werden die Datenwerte auf die visuellen Parameter Farbe und Transparenz abgebildet. Im dritten Schritt werden die Beiträge der einzelnen Volumenelemente zur Projektion berechnet. Je nach Lage und Ausrichtung des Datenraumes zum Darstellungsraum trägt ein Volumenelement zu einem oder mehreren Pixeln des Endbildes bei. Im vierten und letzten Schritt erfolgt die Komposition der Beiträge zur Bestimmung der Pixelwerte. Diese Komposition wird häufig mit dem Operator von Porter und Duff [45] oder durch ein Alpha-Blending durchgeführt.

Durch Berücksichtigung aller Datenwerte für die Darstellung entfällt das Problem einer korrekten binären Klassifikation in Volumenelemente von bzw. nicht von Interesse. Das Direct Volume Rendering eignet sich sehr gut, um innere Strukturen sichtbar zu machen. Feine Details gehen nicht verloren. Nachteilig wirkt sich der allgemein hohe Rechenaufwand aus, der abhängig von der Größe des betrachteten Volumens ist, da jedes Volumenelement in die Berechnungen eingeht. Je nach Verfahren lassen sich jedoch Parallelisierungen nutzen, so daß dieser Nachteil durch eine entsprechende Hardware beseitigt bzw. gemildert werden kann. Problematisch ist ebenso die Kombination der Volumendaten

mit geometrischen Daten (geometrische Primitive), für die die Daten zunächst in eine einheitliche Datenstruktur überführt werden müssen. Es sei hier nur auf die Möglichkeiten des Volume Modeling und der 3D-Scankonvertierung bzw. des hybriden Raytracers von Levoy [33] hingewiesen, die in dieser Arbeit jedoch nicht näher betrachtet werden, da sich die Frage der Kombination von Volumendaten und geometrischen Daten für die 2D/3D-Registrierung nicht stellt.

Häufig wird das entstehende wolkenartige, unklare Bild als Nachteil angeführt. Derartige semitransparente Bilder sind unter Umständen nur schwer zu interpretieren. Außerdem können kleine Veränderungen der Transparenzfunktion zu großen Veränderungen im Bild führen. Für die Berechnung perspektivischer Pseudo-Röntgenbilder erscheinen die Verfahren jedoch prinzipiell gut geeignet, da sie die Möglichkeit bieten, alle Datenwerte bei der visuellen Repräsentation zu berücksichtigen. Die folgenden Abschnitte stellen die gängigsten Verfahren vor und untersuchen ihre Anwendbarkeit auf das vorliegende Problem. Insbesondere sind dabei die Genauigkeit und die Geschwindigkeit der Verfahren zu betrachten, da diese die beiden Hauptanforderungen bei der 2D/3D-Registrierung darstellen.

3.4.1 Bildraumverfahren - Ray Casting

Bei den Bildraumverfahren werden ausgehend von jedem Pixel des Endbildes Strahlen in den Datenraum geschossen. Man bezeichnet die Bildraumverfahren daher auch als Rückwärtsprojektionen, da die Strahlen nicht wie in der Natur von der Lichtquelle bzw. den Objekten ausgehen, sondern vom Augpunkt aus. Die Strahlen werden bei der Traversierung des Datenvolumens verfolgt. Die Abbildung 3.2 zeigt die Geometrie bei den Bildraumverfahren. Die Farb- und Transparenzwerte der durch einen Strahl getroffenen Volumenelemente werden bei der Berechnung des Pixelwertes in der Projektion berücksichtigt. Damit entspricht dieses Verfahren dem *Ray Casting*, das aus der Erzeugung realistischer Bilder bekannt ist [23, 30, 54]. Die Verfolgung weiterer Strahlen aus der Reflexion von

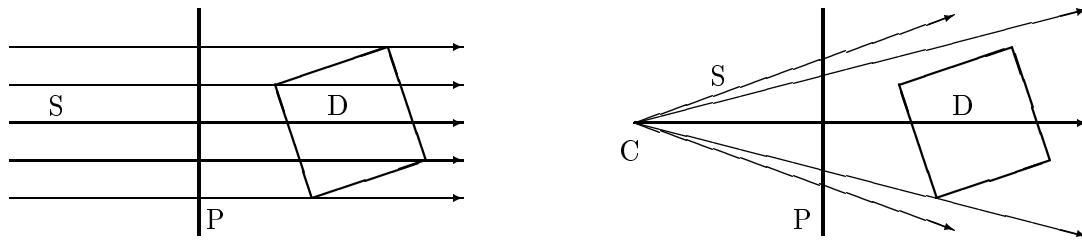


Abbildung 3.2: Die Geometrie und Funktionsweise von Bildraumverfahren. Links für Parallelprojektionen, rechts für perspektivische Projektionen. D bezeichnet das Datenvolumen, S die Strahlen, P die Projektionsebene und C das Projektionszentrum bei perspektivischer Projektion.

Bilde Lookup-Tabellen für Farb- und Transparenzwerte;

FOR jeden Pixel in y-Richtung

FOR jeden Pixel in x-Richtung

 {

 Schieße einen Strahl vom Augpunkt durch das Pixelzentrum
 in das Datenvolumen;

 Transformiere Strahl in Datenraum;

FOR jedes getroffene Volumenelement

 {

 Berechne Beitrag zum Pixel;

 Addiere Beitrag zum Pixel;

 }

 }

Abbildung 3.3: Pseudo-Programmcode eines einfachen Ray Casters.

Strahlen an den Volumenelementen macht beim Direct Volume Rendering nur wenig Sinn und wird daher i. allg. nicht angewandt.

Beim Ray Casting werden folgende Schritte durchlaufen (Abb. 3.3): zunächst müssen die geschossenen Strahlen und das Datenvolumen in einen einheitlichen Raum transformiert werden. Im nächsten Schritt werden den Datenwerten der Volumenelemente Farb- und Transparenzwerte zugewiesen. Aus Effektivitätsgründen werden hierzu Klassifikations-Lookup-Tabellen genutzt. Der dritte Schritt beinhaltet die Strahlverfolgung im Datenvolumen, die Berechnung der getroffenen Volumenelemente und die Auswertung ihrer Farb- und Transparenzwerte.

Die Auswertung der Farb- und Transparenzwerte bei der Strahlverfolgung kann auf unterschiedliche Art und Weise erfolgen. Entweder wird das Datenvolumen entlang des Strahls mit äquidistanter Schrittweite abgetastet (*uniform point sampling*, Levoy [30]) oder es werden die Ein- und Austrittspunkte des Strahls im Volumenelement berechnet und eine Gewichtung der im Volumenelement enthaltenen Werte entsprechend der Strahllänge im Volumenelement vorgenommen. Die erste Methode bietet den Vorteil eines regelmäßigen Abtastschemas, das zu einer höheren Geschwindigkeit führt. Dafür wird jedoch an mehr Punkten abgetastet als bei der zweiten Methode. Diese zweite Methode hat zwar den Vorteil, daß an weniger Punkten abgetastet wird, dafür ist aber der Aufwand für die Bestimmung der Ein- und Austrittspunkte zu berücksichtigen. Bei der Abtastung ist generell auf die Einhaltung des Nyquist-Theorems zu achten.

Liegen Voxel als Volumenelemente vor, so kann einfach auf die bestimmten Farb- und Transparenzwerte zugegriffen werden, um den Pixelbeitrag zu berechnen, da Voxel homogene Volumenbereiche repräsentieren. Liegen Zellen vor, so muß man entweder interpolieren oder auf andere Weise den Pixelbeitrag bestimmen (minimaler oder maximaler Wert, Durchschnittswert, etc.). Abschließend erfolgt die Komposition der Beiträge zum Pixelwert. Dabei unterscheidet man grundsätzlich zwischen der *front-to-back*-Komposition und der *back-to-front*-Komposition.

Bei der ersteren werden die Daten nacheinander von vorn nach hinten zusammengetragen. Diese Vorgehensweise bietet eine bessere Orientierung, jedoch werden innere oder weiter entfernt liegende Teile des Datenvolumens eventuell nicht deutlich sichtbar, da sie von näheren Strukturen verdeckt werden. Um sich die *front-to-back*-Komposition besser zu veranschaulichen, kann man sich einen zunächst nebelverhüllten Berg vorstellen. Je weiter sich der Nebel zurückzieht, desto klarer wird der Blick auf den Berg. Das Zurückziehen des Nebels entspricht dem Voranschreiten bei der Traversierung des Volumens. Weiterhin bietet diese Art der Komposition die Möglichkeit der Beschleunigung der Berechnungen, da

ein Pixel ab einem gewissen akkumulierten Transparenzwert (ca. 96% undurchsichtig) vom menschlichen Auge als undurchsichtig wahrgenommen wird und somit weitere Datenwerte für diesen Pixel nicht berücksichtigt werden müssen. Damit begrenzt man die Strahllänge je nach Wert der akkumulierten Transparenz. Das Verfahren wird als vorzeitiger Strahlabbruch bezeichnet (*early ray termination*, Levoy [32]).

Die back-to-front-Komposition bietet den Vorteil, daß bei der sukzessiven Bestimmung des Endbildes alle Volumenelemente einmal vor den bis dahin berücksichtigten Volumenelementen ausgegeben werden und somit zunächst ebenfalls Teile sichtbar sind, die später von näherliegenden Strukturen verdeckt werden. Für die Berechnung perspektivischer Projektionen bei der 2D/3D-Registrierung ist diese Unterscheidung unerheblich, da erstens nur das Endbild von Interesse ist und zweitens alle Datenwerte entlang eines Strahls berücksichtigt werden müssen, um den Prozeß der Röntgenbilderzeugung korrekt nachzubilden. Damit entfällt ebenso die Möglichkeit der Begrenzung der Strahllänge für unser Problem.

Das Ray-Casting-Verfahren liefert qualitativ gute Bilder. Allerdings ist darauf zu achten, die Abtastrate entsprechend der Nyquist-Rate zu wählen, um Aliasingeffekte zu vermeiden. Ein allgemeiner Nachteil der Bildraumverfahren ist allerdings die beliebige Richtung, in der Strahlen das Volumen durchlaufen können. Dadurch kann der Zugriff auf die Volumenelemente nicht in der Reihenfolge ihrer Anordnung im Speicher erfolgen, was einen höheren Aufwand für die Berechnung der Position der Abtastpunkte im Volumen und für die Adreßarithmetik im Vergleich zu den Objektraumverfahren zur Folge hat.

Das Ray-Casting-Verfahren ist sowohl für Parallel- als auch für perspektivische Projektionen einsetzbar. Damit ist es für die 2D/3D-Registrierung geeignet. Im allgemeinen bietet eine perspektivische Projektion eine höhere Realitätsnähe und vermittelt einen Tiefeneindruck. Demgegenüber ist der Rechenaufwand deutlich höher, da aus der Position eines Volumenelementes nicht die Position aller

anderen Volumenelemente inkrementell ableitbar ist, wie dies bei der Parallelprojektion der Fall ist. Weiterhin ist die ungleichmäßige Volumenabtastrung ein Problem. Das bedeutet, daß mit zunehmender Entfernung von der Quelle die Strahlen immer stärker auseinanderlaufen, so daß bestimmte Volumenelemente nicht mehr erfaßt werden. Es kommt zu einem Informationsverlust. Sakas [47] schlägt hierzu die Approximation des Datenvolumens durch Volumenelemente wechselnder Größe vor (*pyramidical volume sampling*). Für die Nachbildung des Röntgenprozesses bei der 2D/3D-Registrierung stellt sich dieses Problem jedoch nicht, da bei der echten Röntgenbilderzeugung die Strahlen ebenfalls divergieren und somit bestimmte Bereiche nicht erfaßt werden. Weiterhin erscheint die gute Qualität und damit hohe Genauigkeit des Ray-Casting-Verfahrens von Vorteil. Es wurde daher im Softwarepaket für die 2D/3D-Registrierung implementiert und genau untersucht (vgl. Abschnitt 5.1.1).

3.4.2 Objektraumverfahren

Im Gegensatz zu den Bildraumverfahren wird bei den Objektraumverfahren von den Volumenelementen ausgegangen und ihre Projektion auf die Bildebene berechnet. Lassen sich die Bildraumverfahren als Rückwärtsprojektionen betrachten, so handelt es sich bei den Objektraumverfahren um Vorwärtsprojektionen, die die Daten auf die Bildebene abbilden. Bei diesen Methoden der Volumenvisualisierung, die oft vereinfachend Projektionsverfahren genannt werden, werden die Volumenelemente eines nach dem anderen behandelt, d. h. Voxel für Voxel bzw. Zelle für Zelle. Für jedes Volumenelement werden die Bildpixel bestimmt, auf die es projiziert wird. Die Abbildung 3.4 zeigt die Geometrie bei den Objektraumverfahren. Die Projektionsverfahren nutzen Kohärenzen aus, wenn ein Volumenelement gleich auf mehrere Pixel abbildet. Außerdem können sie Aliasingeffekte verhindern, da sie kein *Pointsampling* wie beim Ray Casting durchführen. Anschließend werden die Beiträge zu den betroffenen Pixeln berechnet und zum

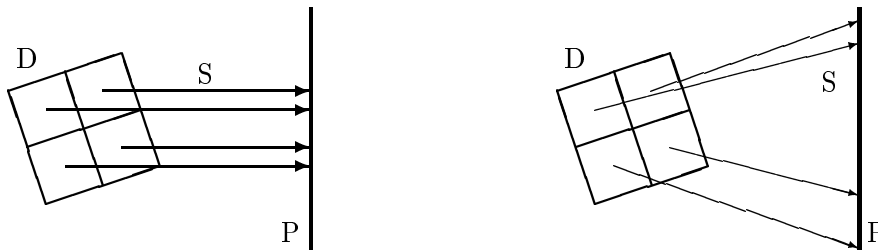


Abbildung 3.4: Die Geometrie und Funktionsweise von Objektraumverfahren. Links für Parallelprojektionen, rechts für perspektivische Projektionen. D bezeichnet das Datenvolumen, S die Strahlen und P die Projektionsebene.

```

FOR jeden Voxel oder jede Zelle
{
    Berechne Pixel, auf die Voxel oder Zelle projiziert wird;
    FOR jeden Pixel, auf den projiziert wird
    {
        Berechne Beitrag zum Pixel;
        Addiere Beitrag zum Pixel;
    }
}

```

Abbildung 3.5: Pseudo-Programmcode eines Objektraumverfahrens.

bisherigen Bild hinzuaddiert (*compositing*). Abbildung 3.5 zeigt den Pseudo-Programmcode eines Objektraumverfahrens.

In der Vergangenheit wurden verschiedene Verfahren vorgeschlagen, so u. a. von Upson und Keeler [54], Westover [56] und Wilhelms und van Gelder [59]. Upson und Keeler interpretieren die Volumenelemente als Zellen und nutzen trilineare Interpolation, um Datenwerte innerhalb einer Zelle berechnen zu können. Dadurch umgehen sie den Nachteil der diskreten Datenwertrepräsentation durch Voxel, die zu Diskontinuitäten in der Darstellung führen kann. Eine sogenannte Zellebene wandert von vorn nach hinten durch das Volumen. Innerhalb der Ebene wird wiederum mit der Zelle begonnen, die den kleinsten Abstand zum Betrachter aufweist. Nach Abarbeitung dieser Startzelle können die Zellen in der Nachbarschaft besucht und abgearbeitet werden. Dabei geht man diagonal ausgehend von der Startzelle durch die Zellebene hindurch, bis alle Zellen abgearbeitet sind. Dies

hat den Vorteil, daß nach Berechnung des Beitrags der Startzelle mehrere Zellen parallel abgearbeitet werden können, da sich ihre Projektionen nicht überlappen. Um die zu bearbeitende Zelle wird anschließend eine *Bounding Box* gelegt, diese auf die Bildebene geklippt, und für jede betroffene Pixellinie (Scanlinie) des Endbildes erhält man den Pixelabschnitt, auf den die Zelle projiziert wird. Durch jede derartige Scanlinie wird nun eine Ebene senkrecht zur Bildebene durch die Zelle gelegt. Die Projektion des dabei entstehenden Schnittpolygons der Zelle mit der Schnittebene unterteilt den zuvor berechneten Pixelabschnitt in maximal 5 Teilabschnitte. Für jeden Abschnitt werden die Farbwerte berechnet und im Endbild akkumuliert (front-to-back-Komposition). Die Abarbeitung Zelle für Zelle ist analog zum bekannten Z-Buffer-Verfahren und ebenso in Hardware implementierbar und parallelisierbar. Daher leitet sich auch der Name des Verfahrens von Upson und Keeler ab: *V-Buffer*. Das Verfahren arbeitet sowohl für parallele wie perspektivische Projektionen.

Im Gegensatz zu Upson und Keeler interpretiert Westover die Volumenelemente als Voxel. Um das Endbild korrekt zu berechnen, muß das Originalsignal genau aus den Datenwerten rekonstruiert werden. Westover betrachtet diese Rekonstruktion als das Verteilen der Energie jedes Datenwertes in den ihn umgebenden Raum. Die Datenwerte sind Einflußzentren mit abnehmendem Einfluß bei zunehmenden Abstand. Diese Situation spiegelt sich im verwendeten Rekonstruktionsfilter wider, der eine kugelförmige Gestalt besitzt. Um die Beiträge zu einem Pixel zu finden, muß der Filter (o. B. d. A.) über den Bereich der z-Werte der Datenpunkte integriert werden, die auf den Pixel projizieren. Dazu wird die Projektion des Rekonstruktionsfilters in der Bildebene berechnet, der sogenannte Fußabdruck (*footprint*). Dieser Fußabdruck ist unabhängig von den tatsächlichen Datenwerten und ist einzig und allein durch die Lage und Orientierung des Voxels zur Bildebene bestimmt. Bei Parallelprojektion ist der Fußabdruck für alle Voxel gleich, bei perspektivischer Projektion jedoch nicht. Er muß jeweils neu berechnet werden. Mit Hilfe des Fußabdrucks erfolgt dann die „Energie“-Verteilung der

Voxel, indem der Fußabdruck über die Bildebene geschoben wird und die Beiträge auf die betroffenen Pixel verteilt werden. Dabei stimmt das Zentrum des Fußabdrucks immer mit dem projizierten Voxelzentrum überein.

Die Arbeitsweise des Fußabdrucks funktioniert analog zum bekannten *Texture Mapping*, allerdings in entgegengesetzter Richtung. Dort wird ein Pixel in den Texturraum abgebildet und alle Texturpunkte, die im Fußabdruck des Pixels liegen, werden gewichtet und daraus der Pixelwert berechnet. Hier dient der Fußabdruck dazu, den Beitrag eines Datenpunktes auf jeden Pixel im Bereich des Fußabdrucks abzubilden. Die Bestimmung des Fußabdrucks, das Sampling der Fußabdruckfunktion und das Verteilen der Beiträge werden Splatting genannt. Westover bezeichnet das Verfahren daher auch als *Splatting*-Verfahren. Die Bildqualität wird wesentlich von der Größe des Filters bestimmt. Bei perspektivischen Projektionen erfolgt eine Approximation der Projektion des ellipsoidenförmigen Rekonstruktionsfilters (im Gegensatz zum kugelförmigen Filter bei der Parallelprojektion) in der Bildebene durch eine Ellipse. Der hierbei entstehende Fehler ist jedoch gering. Zur Betrachtung der Genauigkeit anderer Filter sei an dieser Stelle auf [40] verwiesen.

Beim *Zellprojektionsverfahren* von Wilhelms und van Gelder [59] werden die Volumenelemente wieder als Zellen betrachtet. Das Verfahren beruht darauf, eine Schablone (*template*) für die Form und Orientierung der Projektion einer Zelle zu finden, die sogenannte generische Zelle. Bei der Parallelprojektion ist die Projektion jeder Zelle die exakte geometrische Kopie der Projektion jeder anderen Zelle. Sie kann durch Translation aus der generischen Zelle erzeugt werden. Bei perspektivischer Projektion muß die Projektion für jede Zelle neu berechnet werden. Die generische Zelle kann je nach Typ in maximal 7 Subzellen zerlegt werden. Die Subzellen sind Polyeder, deren drei- oder viereckige Vorder- und Rückseiten auf dieselben Bildpixel projiziert werden. Zunächst erfolgt die Bestimmung der Datenwerte in den Subzelleneckpunkten der Vorder- und Rückseite, dann die Integration in die Tiefe, d. h. die Berechnung der Farb-

und Transparenzwerte innerhalb der Subzelle zwischen Vorder- und Rückfläche. Für die Integration in die Tiefe schlagen Wilhelms und van Gelder verschiedene Methoden vor, so z. B. eine einfache Durchschnittsbildung zwischen Vorder- und Rückfläche und komplexere Integrationsmethoden, die sich in ihrer Genauigkeit und Komplexität voneinander unterscheiden. Anschließend erfolgt die Ausgabe der Subzellen. Dabei werden die einzelnen Pixelwerte interpoliert und im Bild akkumuliert. Die Interpolation der Pixelwerte kann z. B. mit einer erweiterten Gouraud-Schattierung durchgeführt werden, bei der neben den Farbwerten auch die Transparenzen bilinear interpoliert werden. Die abschließende Komposition der Beiträge erfolgt mit dem von Porter und Duff [45] vorgeschlagenen Operator in Abhängigkeit von der gewählten Traversierungsordnung durch das Volumen (front-to-back oder back-to-front).

Abschließend läßt sich zusammenfassen, daß die hier vorgestellten Projektionsverfahren sowohl die parallele als auch die perspektivische Projektion unterstützen. Ebenso unterstützen sie sowohl die front-to-back- als auch die back-to-front-Traversierung des Volumens und die front-to-back- bzw. die back-to-front-Komposition des Bildes, die jedoch für die vorliegende Problemstellung unerheblich ist, da auf Grund der Nachbildung des Röntgenprozesses Beschleunigungsmethoden wie das vorzeitige Beenden der Strahlverfolgung nicht genutzt werden können. Es wird von verschiedenen Autoren angeführt, daß die Objektraumverfahren durch die Ausnutzung von Kohärenzen schneller sind als die Bildraumverfahren. Jedoch beruht ein Großteil der erzielten Geschwindigkeitssteigerung auf der Ausnutzung der Gleichheit des Projektionsbildes jedes Volumenelements bei der Parallelprojektion. Für die bei der 2D/3D-Registrierung benötigte perspektivische Projektion ergibt sich für jedes Volumenelement ein anderes Projektionsbild, das folglich jedesmal neu berechnet werden muß. Es verbleibt der Vorteil, daß der Beitrag eines Volumenelements gleich auf alle betroffenen Pixel verteilt werden kann und somit jedes Volumenelement nur einmal angefaßt werden muß. Dieser Vorteil wird jedoch mit einem höheren Aufwand für die Berechnung des

Projektionsbildes jedes Volumenelements erkaufte. Davon unberührt zeigt sich die hohe Qualität und Genauigkeit der Verfahren, da kein Pointsampling wie beim Ray Casting durchgeführt wird, sondern der Prozeß der Verteilung von Energie (Licht) im Raum modelliert wird. Damit ist die Gefahr von Aliasingeffekten weitaus geringer als etwa beim Ray Casting.

Auf Grund der komplizierten und damit rechenintensiven Berechnung des Projektionsbildes jedes Volumenelements bei der perspektivischen Projektion wurde auf eine Implementierung eines Projektionsverfahrens für die 2D/3D-Registrierung verzichtet, da es eine nicht so hohe Geschwindigkeit wie das im folgenden Abschnitt vorgestellte Verfahren der *Shear-Warp-Faktorisierung* versprach.

3.4.3 Hybride Verfahren - Shear-Warp-Faktorisierung

Als hybride Verfahren werden Verfahren bezeichnet, die die Vorgehensweisen zweier oder mehrerer Methoden kombinieren und bestimmte Eigenschaften ausnutzen, um entweder bessere Gesamteigenschaften oder die Eignung für ein spezielles Problem als Ergebnis zu erhalten. Bekannt ist u. a. der hybride Raytracer von Levoy [33], der die Kombination von geometrischen Daten (geometrischen Primitiven) mit Volumendaten ermöglicht. Hierzu wird ein Raytracing-Verfahren verwendet, das abwechselnd im Datenvolumen und in der geometrisch modellierten Szene abtastet. In dieser Arbeit wird jedoch nicht näher auf dieses hybride Verfahren eingegangen, da es keine Lösung für das vorliegende Problem liefert.

Im Folgenden wird das hybride Verfahren zum schnellen Volume Rendering unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation von Lacroute und Levoy beschrieben [24]. Es vereint die Vorteile der Bildraum- und Objektraumverfahren zu einem neuen Verfahren. Bildraumverfahren besitzen den Vorteil, daß sie das Endbild Pixel für Pixel und damit scanlineweise aufbauen. Dafür ist die Berechnung der vom Strahl getroffenen Volumenelemente

vergleichsweise kompliziert (vgl. Abschnitt 3.4.1). Objektraumverfahren hingegen können zwar scanlineweise auf die Volumenelemente im Datenvolumen zugreifen, jedoch ist die Berechnung der Projektion des Rekonstruktionsfilters nicht trivial (vgl. Abschnitt 3.4.2). In beiden Fällen beruhen die Schwierigkeiten auf der willkürlichen Art der Abbildung der Datenpunkte vom Objektraum in den Darstellungsraum, d. h. der freien Wahl des Blickpunktes und der Blickrichtung und der damit beschriebenen Viewing-Transformation. Wie der Name bereits aussagt, beruht das neue Verfahren auf der Faktorisierung der Viewing-Transformation M_{view} in eine Scherung (*shear*) S parallel zu den Schichten der Volumendaten und in eine Verzerrung (*warp*) M_{warp} :

$$M_{view} = M_{warp} \cdot S \cdot P. \quad (3.4)$$

Hierbei beschreibt P eine Permutationsmatrix, die das Koordinatensystem transponiert, so daß die Z-Achse grundsätzlich die prinzipielle Blickrichtung darstellt. Prinzipielle Blickrichtung bedeutet die Achse des Volumens, die am „meisten parallel“ zur gewählten Blickrichtung verläuft. Mathematisch ausgedrückt, handelt es sich bei der prinzipiellen Blickrichtung um diejenige Achse des Volumens, bei der das Skalarprodukt aus dem Vektor, der die Lage der Achse beschreibt, und dem momentanen Blickrichtungsvektor den größten Wert annimmt.

Die Vorgehensweise der Faktorisierung wurde in der Vergangenheit bereits von verschiedenen Autoren genutzt und beruht auf der Möglichkeit, eine affine Transformation in drei Scherungen zu zerlegen [9, 10, 19, 48, 53]. Mit Hilfe der Scherung wird das Volumen vom Datenraum in einen Zwischenraum transformiert, den sogenannten gescherten Objektraum (*sheared object space*). In diesem Raum sind durch Konstruktion alle Sichtstrahlen parallel zur dritten Koordinatenachse (Tiefe) ausgerichtet. Nun kann im Zwischenraum mittels Parallelprojektion ein zweidimensionales Zwischenbild berechnet werden. Die Abbildung 3.6 zeigt die Lage des Zwischenbildes. Hierbei kann das gescherte Volumen Zeile für Zeile und Schicht für Schicht von vorn nach hinten durchlaufen und die Da-

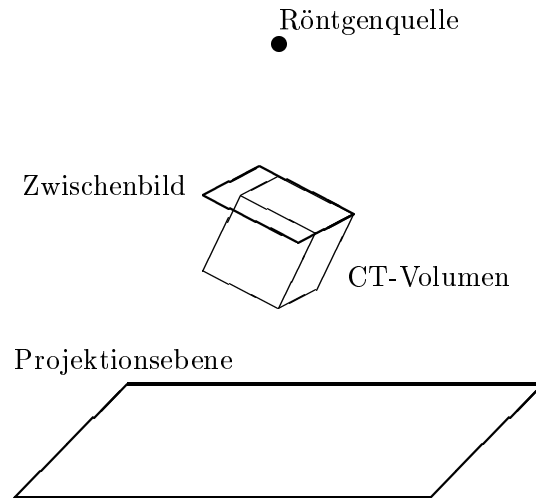


Abbildung 3.6: Die Lage des Zwischenbildes in der Geometrie zur 2D/3D-Registrierung.

tenwerte können im Zwischenbild akkumuliert werden. Abschließend wird dieses Zwischenbild mit einer zweidimensionalen Verzerrungsoperation in das Endbild überführt. Sowohl bei der Berechnung des Zwischenbildes als auch beim abschließenden Warp ist ein Resampling notwendig, da die Scherungs- und Verzerrungsparameter i. allg. keine ganzzahligen, sondern reelle Werte sind. Der Algorithmus für einen einfachen Volumenrenderer besteht aus folgenden Schritten:

1. Transformation des Volumens in den gescherten Objektraum gemäß S .
Dabei Resampling jeder Schicht.
Bei perspektivischer Projektion muß des weiteren jede Schicht skaliert werden, damit die Sichtstrahlen im Zwischenraum parallel verlaufen.
 P beschreibt die prinzipielle Blickrichtung und damit die Ebene, zu der alle Schichten parallel liegen.
2. Berechnung des Zwischenbildes: Traversierung des Volumens in front-to-back-Ordnung. Akkumulation mittels des Operators von Porter/Duff [45].
3. Transformation des Zwischenbildes in den Bildraum gemäß der Verzerrung M_{warp} . Ergebnis ist das korrekte Endbild.

```

FOR  $z_O = 1$  TO Tiefe des Volumens
  FOR  $y_i = 1$  TO Höhe des Zwischenbildes
    FOR  $x_i = 1$  TO Breite des Zwischenbildes
      {
        Verschiebe und skaliere Schicht  $z_O$  entsprechend  $S$ ;
        FOR jeden Voxel  $(x_O, y_O, z_O)$  im Bereich des Resamplingfilters  $(x_i, y_i)$ 
          Berechne Pixelbeitrag des Voxels zum Zwischenbildpunkt  $(x_i, y_i)$ ;
      }

```

Abbildung 3.7: Pseudo-Programmcode des Shear-Warp-Verfahrens.

Der Algorithmus für die Parallelprojektion wurde zuerst von Cameron und Un-drill [9] beschrieben, die Erweiterung auf perspektivische Projektionen stammt von Lacroute und Levoy [24].

Der Pseudocode für die Erzeugung des Zwischenbildes, d. h. Berechnung der Pixelbeiträge und Komposition, ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

Die Schleifenanordnung erlaubt in Kombination mit der Shear-Warp-Faktorisierung die Traversierung des Datenvolumens Zeile für Zeile und Schicht für Schicht im Objektraum, wobei der Resamplingfilter fast identisch ist mit dem Filter der Bildraumverfahren. Der einzige Unterschied beim Filter besteht darin, daß die meisten Bildraumverfahren einen dreidimensionalen Resamplingfilter benutzen und keinen zweidimensionalen Filter wie hier.

Die Transformation des Volumens in den gescherten Objektraum hat drei geometrische Eigenschaften, die die Komposition der Pixelbeiträge entscheidend vereinfachen:

1. Die Zeilen des Zwischenbildes sind parallel zu den Zeilen des Datenvolumens.
2. Alle Voxel in einer Schicht werden mit dem gleichen Faktor skaliert. Dieser Faktor ist bei der Parallelprojektion für alle Schichten gleich groß, bei der perspektivischen Projektion drückt er die perspektivische Verkleinerung aus und wird mit zunehmendem Abstand vom Blickpunkt größer. Der konstante Faktor bei der Parallelprojektion kann insbesondere den Wert 1

annehmen, was zu einer 1-1-Abbildung zwischen den Voxeln und den Pixeln des Zwischenbildes führt.

3. Die Sichtstrahlen verlaufen im gescherten Objektraum parallel zur dritten Koordinatenachse (Tiefe).

Auf Grund der Parallelität der Zeilen im Volumen und im Zwischenbild können die Bild- und Volumenstrukturen beide scanlineweise durchlaufen werden. Dabei eröffnet sich gleichfalls die Möglichkeit der Nutzung von Datenstrukturen, die räumliche Kohärenzen in den Daten ausnutzen, wie z.B. Octrees und Lauflängenkodierungen (vgl. Abschnitt 4.1). Bei der perspektivischen Projektion müssen die Schichten skaliert werden, damit die Sichtstrahlen im gescherten Objektraum parallel verlaufen. Die vorderste Schicht (d. h. die Schicht mit dem kleinsten Abstand zum Blickpunkt) wird dabei mit einem Faktor 1 skaliert. Die weiter entfernten Schichten werden mit einem Faktor $1/(1 + s k/d)$ multipliziert, wobei s den Schichtabstand, k die Schichtnummer und d den Abstand der vordersten Schicht vom Blickpunkt definieren. Auf diese Weise ist sichergestellt, daß keine Schicht über ihre gegebene Auflösung vergrößert werden muß, was zu Interpolationsfehlern führen könnte.

Der Algorithmus besitzt zwei potentielle Fehlerquellen. Zum einen können die Resamplingschritte bei der Scherung und der abschließenden Verzerrung zu Fehlern führen. Wiederholtes Resampling kann ein verschwommenes Endbild zur Folge haben, kleine Details können verloren gehen. Zum anderen benutzt der Algorithmus keinen dreidimensionalen Rekonstruktionsfilter bei der Scherung, sondern nur einen zweidimensionalen Filter. Der Filter ist bilinear in der Ebene der Schicht, d. h. 1. Ordnung, aber nur 0. Ordnung in der Tiefe (Nächster-Nachbar). Dies kann bei hohen Frequenzen in den Datenwerten zu Artefakten führen.

Das Verfahren des schnellen Volume Renderings unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation erscheint trotzdem sehr

gut für das vorliegende Problem geeignet. Das Verfahren unterstützt neben der Parallelprojektion gleichfalls die perspektivische Projektion. Es kombiniert die Vorteile der Bildraumverfahren mit denen der Objektraumverfahren und sollte somit sehr kurze Rechenzeiten ermöglichen. Das Verfahren wurde daher implementiert und genauer untersucht. Diese Untersuchungen zeigen ebenfalls, inwiefern die Qualität mit anderen Verfahren konkurrieren kann. Es wird erwartet, daß das Verfahren eine hinreichende Genauigkeit für die 2D/3D-Registrierung liefert und die Vorteile die o. g. Nachteile überwiegen.

3.4.4 Fourier-Projektionen

Bei der allgemeinsten Form der Volumenvisualisierung werden die Datenwerte auf Parameter wie die Energieverteilung, die Absorption und Streuung usw. verteilt. Anschließend müßte das Integral für die Berechnung des Lichttransfers im Medium gelöst werden. Auf Grund des hohen Aufwands wird in praktischen Fällen die Reflexion der Datenpunkte untereinander vernachlässigt [30]. Das Integral für die Berechnung des Lichttransfers entlang jedes Strahls kann unabhängig von den anderen Strahlen berechnet werden und hat die folgende Form:

$$I = \int_{-\infty}^{\infty} I(s) e^{-\int_{-\infty}^{\infty} \sigma(t) dt} ds \quad (3.5)$$

wobei s die zurückgelegte Strecke entlang des Strahls, $I(s)$ den Intensitätswert an der Stelle s und $\sigma(t)$ die Abschwächung des Lichts durch das Material repräsentieren. Mit Hilfe des Operators von Porter und Duff [45] erfolgt gewöhnlich die Berechnung des Integrals und die Komposition der Beiträge. Das Verfahren entspricht der numerischen Integration unter Nutzung eines Rechteckfilters. Für ein $N \times N \times N$ Voxel großes Volumen erhält man eine Komplexität von $O(N^3)$.

Die Vorgehensweise kann weiter vereinfacht werden, wenn die Streuung und die Eigenstrahlung der Volumenelemente vernachlässigt werden. Das Lichtinte-

gral hat dann folgende vereinfachte Form:

$$I = e^{-\int_{-\infty}^{\infty} \sigma(s) ds} . \quad (3.6)$$

Die dabei entstehenden Bilder ähneln Röntgenbildern.

Gleichungen dieser Form können über das Fourier-Projektionsebenen-Theorem schnell und effektiv berechnet werden. Das Theorem besagt: wird eine Ebene durch den Ursprung der dreidimensionalen Fourier-Transformierten einer Funktion gelegt, so beschreibt die inverse Transformation dieser Ebene gerade eine senkrechte Projektion der Funktion auf die Ebene. Jeder Punkt auf der Projektion entspricht dem Integral der Funktion über dem unendlichen Strahl, der durch den Punkt und senkrecht zur Ebene verläuft. Das Datenvolumen wird bei Voxeln als Volumenelementen als diskrete Funktion verstanden, bei Zellen als kontinuierliche Funktion. Damit bietet dieses Theorem die Möglichkeit der Berechnung von Integralen über ein Volumen durch die Extraktion von Ebenen des Frequenzraumes [39]. Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß die Komplexität des Algorithmus zur Berechnung eines Pseudo-Röntgenbildes nur noch $O(N^2 \log N)$ beträgt, eine deutliche Verringerung des Rechenaufwandes gegenüber anderen Verfahren [35]. Ein Vorverarbeitungsschritt der Komplexität $O(N^3 \log N)$ ist notwendig, um die Repräsentation des Volumens im Frequenzraum zu berechnen. Jedoch muß dieser Schritt nur einmal vor Beginn der Berechnungen getan werden, so daß der höhere Rechenaufwand für die anschließende Berechnung der Projektion nicht ins Gewicht fällt. Das Verfahren wurde für die schnelle Rekonstruktion von CT-Bildern aus den gemessenen Daten entwickelt. Die Umkehrung dieses Rekonstruktionsverfahrens wird beim Volumenrendering genutzt.

Das Verfahren kann in dieser Form nur röntgenähnliche Bilder liefern. Allgemein ist dies sicherlich ein Nachteil, doch für unser Problem sehr gut geeignet. Leider kann dieses schnelle Verfahren nicht von uns genutzt werden, da bisher keine praktikable Möglichkeit zur Berechnung perspektivischer Projektionen bekannt ist. Es existieren hierzu einige Ansätze in verschiedenen Forschungsgruppen, je-

doch konnte mit den bisherigen Algorithmen der theoretische Geschwindigkeitsvorteil noch nicht in die Praxis umgesetzt werden. Ein Grund hierfür mag im höheren Aufwand für die notwendige Speicherung der Datenwerte im Frequenzraum als reelle Werte und ihre Bearbeitung liegen, während bei anderen Verfahren ganzzahlige Datenwertrepräsentationen genutzt werden können. Viele heutzutage verbreitete Rechnerarchitekturen unterstützen das Rechnen mit ganzen Zahlen (Integer-Operationen) weitaus besser als das Rechnen mit reellen Werten (Floating Point-Operationen), so daß Algorithmen, die ohne Floating Point-Arithmetik auskommen, kürzere Rechenzeiten aufweisen als Algorithmen mit Floating Point-Operationen. Außerdem können mehr ganzzahlige als reelle Werte gleichzeitig im Registersatz des Prozessors gehalten werden. Da Speicherzugriffe in den Rechnerarchitekturen eine längere Zeit benötigen als Registerzugriffe, ergibt sich hier ebenfalls ein Vorteil für die ganzzahlige Datenwertrepräsentation. Aus diesen Gründen wurde auf eine Implementation des Verfahrens in dieser Arbeit verzichtet.

Kapitel 4

Optimierung der Direct-Volume-Rendering-Verfahren

Eine erste Verbesserung der Direct-Volume-Rendering-Verfahren im Hinblick auf möglichst kurze Rechenzeiten besteht darin, nicht den gesamten CT-Datensatz zur Projektion zu nutzen, sondern nur den relevanten Volumenbereich des segmentierten Wirbels und seiner unmittelbaren Umgebung. Es ist unnötig, Berechnungen für Volumenbereiche durchzuführen, die nicht für das beschriebene Verfahren der 2D/3D-Registrierung benötigt werden. Zu diesem Zweck wird eine quaderförmige *Bounding Box* (auch als *minimum enclosing box* bezeichnet) um den Wirbel gelegt und die Berechnungen auf diesen Bereich begrenzt (vgl. Abschnitt 2). Die folgenden groben Schätzungen zeigen das Potential dieser Maßnahme. In einem typischen CT-Datensatz der Größe $512 \times 512 \times 100$ Voxel vor dem Resampling bzw. rund $512 \times 512 \times 500$ Voxel nach dem Resampling der Bildvorverarbeitung (Abschnitt 2.2) hat die Bounding Box um den segmentierten Wirbel eine Größe von selten mehr als $250 \times 250 \times 100$ Voxel. Damit würde der Wirbel weniger als 5% des Gesamtvolumens belegen und die Berechnung einer Projektion um den Faktor 20 beschleunigt werden.

Auf Grund der Form eines menschlichen Wirbels ist eine quaderförmige

Bounding Box nur eine sehr grobe Beschreibung des Volumenbereiches von Interesse. Daraus folgt, daß innerhalb der Bounding Box ebenfalls zusammenhängende Volumenbereiche existieren, die nicht zum segmentierten Wirbel gehören. Räumliche Datenstrukturen, die homogene Bereiche zusammenfassen, sind daher eine natürliche Wahl. Zwei derartige Datenstrukturen sind im folgenden Abschnitt beschrieben. Abschnitt 4.2 beschreibt eine Optimierung des Original-Ray-Casters mit Hilfe von dreidimensionalen Distanz-Transformationen. Im Abschnitt 4.3 werden abschließend rechnerabhängige Optimierungen dargestellt.

4.1 Spezielle Datenstrukturen

Bei den gewählten Verfahren bietet sich die Ausnutzung räumlicher Kohärenzen in den Daten an, um homogene Bereiche zusammenfassen zu können und damit bei der Berechnung der Projektionen Geschwindigkeitsvorteile zu erreichen. Untersuchungen am Testdatensatz haben gezeigt, daß ca. 75% des Volumens der Bounding Box um den Wirbel „leer“ sind, d. h. keine Datenwerte von Interesse für uns enthalten. Dieser Umgebung des segmentierten Wirbels wurde daher im Vorverarbeitungsschritt (vgl. Abschnitt 2.2) der Wert 0 zugewiesen. Bei der Berechnung und Komposition der Pixelbeiträge werden diese großen Bereiche wie normale Voxel behandelt, obwohl sie keinen Beitrag zum Endbild leisten. Es liegt daher auf der Hand, Datenstrukturen zu nutzen, die es uns erlauben, derartige homogene Bereiche schnell zu überspringen und nur die Voxel von Interesse zu bearbeiten.

Prinzipiell ist es auf diese Art möglich, alle räumlich nebeneinanderliegenden Voxel mit gleichem Datenwert zusammenzufassen. Dabei handelt es sich sicherlich um eine sehr effektive Art der Datenspeicherung. Der Nachteil liegt jedoch darin, daß sich der Aufwand für die Bestimmung eines konkreten Datenwertes erhöht und sich die effektivere Speicherung nur lohnt, wenn größere Bereiche zusammengefaßt werden können, da sonst der Aufwand größer ist als der

Nutzen (im Hinblick auf die Rechenzeitoptimierung). In medizinischen Bildern findet man typischerweise nur wenige nebeneinanderliegende Voxel mit gleichem Datenwert bei den Voxeln von Interesse, dafür häufig große homogene Bereiche bei den Voxeln, die nicht von Interesse sind. Grund hierfür sind die Beeinträchtigungen der Datenwerte bei der Bilderzeugung durch das Rauschen. Wir haben uns daher in der vorliegenden Arbeit dafür entschieden, nur diese „leeren“ Gebiete zusammenzufassen und die Voxel von Interesse davon unberührt zu lassen.

In den folgenden beiden Abschnitten werden zwei geeignet erscheinende Datenstrukturen beschrieben, die von uns zunächst theoretisch auf ihre Eignung für die schnelle Berechnung von Projektionen für die 2D/3D-Registrierung untersucht wurden. Es handelt sich hierbei um eine Lauflängenkodierung (*runlength encoding*) und um Octrees.

4.1.1 Lauflängenkodierung

Die Lauflängenkodierung (*runlength encoding*) empfiehlt sich besonders beim Volume-Rendering-Verfahren unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation, da hier Zeilen des Datenvolumens parallel zu den Zeilen des Zwischenbildes angeordnet sind und beide Strukturen bei der Berechnung und Komposition der Voxelbeiträge zu den Pixeln des Zwischenbildes zeilenweise durchlaufen werden. Eine ähnliche Lauflängenkodierung zu der von uns genutzten Variante ist in [24] beschrieben. Die Lauflängenkodierung stellt eine Umsetzung der 3D-Distanz-Transformationen aus dem Abschnitt 4.2 im eindimensionalen Raum dar.

Wir nutzen eine Lauflängenkodierung der Voxelzeilen des Datenvolumens. Eine Lauflängenkodierung einer Zeile besteht allgemein aus einer Menge von Intervallen, die Voxelwerte zusammenfassen. Jedem Intervall ist die Anzahl der zusammengefaßten Elemente, die Lauflänge, und der Datenwert des Intervalls zugewiesen. Wie zuvor beschrieben, fassen wir nur die Voxel mit Datenwert 0 zu-

sammen. Damit enthält eine Lauflängenkodierung des Datenvolumens zwei Arten von Intervallen: transparente Voxelintervalle mit Datenwert 0 und nichttransparente Voxelintervalle mit einem Wert ungleich 0.

Das laulängenkodierte Volumen wird in einem Vorverarbeitungsschritt erzeugt. Es fällt damit für die 2D/3D-Registrierung nicht in den zeitkritischen Bereich. Der Vorverarbeitungsschritt geht zeilenweise durch das Datenvolumen voran und kodiert jeweils eine komplette Zeile. Transparente Voxelintervalle werden zusammengefaßt, nichttransparente Voxel werden unkodiert übernommen.

Während des Rendering wird das laulängenkodierte Volumen genutzt, die transparenten und damit uninteressanten Bereiche des Datenvolumens zu bestimmen. Der Rendering-Algorithmus unter Ausnutzung der Shear-Warp-Faktorisierung läuft wie zuvor (vgl. Abschnitt 3.4.3) Schicht für Schicht und Zeile für Zeile durch das nun kodierte Datenvolumen. Am Anfang der Daten für jede Schicht wird mittels der Scherung die Translation der Schicht bestimmt. Der Algorithmus bearbeitet dann die laulängenkodierten Zeilen nacheinander, wobei nur die nichttransparenten Voxelintervalle mittels Resampling neu berechnet werden. Abschließend erfolgt wie gehabt die Komposition der Beiträge im Zwischenbild. Mit diesem Algorithmus kann das kodierte Volumen in einer Schleife dekodiert, geschert, skaliert, neu berechnet und aufaddiert werden, ohne das Volumen explizit zu dekodieren. Außerdem wird unnötiger Rechenaufwand für transparente Voxel vermieden, die nicht zum Endbild beitragen.

Die Lauflängenkodierung des Datenvolumens scheint sehr gut für die Optimierung des Shear-Warp-Verfahrens geeignet. Es wurde daher implementiert und untersucht. Abschnitt 5.2.2 gibt nähere Informationen über die konkrete Implementierung der Lauflängenkodierung des Datenvolumens für die 2D/3D-Registrierung.

Lacroute und Levoy [24] beschreiben eine weitere Lauflängenkodierung des Zwischenbildes. Dabei werden Pixel der Zeilen des Zwischenbildes zusammengefaßt, die einen bestimmten Transparenzgrad überschritten haben. Somit brauchen

weitere Datenwerte, die auf diese Pixel abbilden, nicht berücksichtigt zu werden, da die Pixel als undurchlässig dargestellt werden. Auf diese Weise ist eine Implementierung der vorzeitigen Beendigung der Strahlverfolgung (*early ray termination*) beim Volume Rendering unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation möglich. Der Algorithmus führt dann nur noch für nichttransparente Voxel und noch nicht undurchsichtige Pixel des Zwischenbildes Berechnungen durch, was zu einer weiteren Verminderung des Rechenaufwands führt. Da für unser Problem jedoch alle Datenwerte bei der Berechnung der perspektivischen Projektionen berücksichtigt werden müssen, bringt diese zusätzliche Datenstruktur für die 2D/3D-Registrierung keinen Vorteil und wurde deshalb von uns nicht angewandt.

4.1.2 Octrees

Eine Lauflängenkodierung ist für das beschriebene Shear-Warp-Verfahren gut geeignet, jedoch nicht für ein Ray-Casting-Verfahren, da dort nicht sequentiell auf die Volumenelemente zugegriffen werden kann. Im Gegenteil müssen die getroffenen Volumenelemente entlang des Strahls bestimmt werden, so daß eine geeignete Datenstruktur die räumliche Kohärenz nicht nur im eindimensionalen Raum kodieren sollte, sondern im dreidimensionalen Raum. Eine Lösung sind die hierarchischen Datenstrukturen, wie z. B. die verschiedenen *Octree*-Methoden.

Hierarchische Datenstrukturen sind in der Computergraphik ein bewährtes Mittel, um räumliche Kohärenzen in Bildern und Datensätzen auszunutzen und zu einer effektiveren Datenvorhaltung zu gelangen [41, 58, 60]. Hierarchische Datenstrukturen speichern zusammenfassende Informationen über disjunkte Volumenbereiche in unterschiedlichen Auflösungen. Die Größe der Volumenbereiche hängt von der jeweiligen Auflösungsstufe ab. Die feinste Auflösungsstufe entspricht i. allg. der Originalauflösung und beinhaltet die unveränderte Anordnung der Datenpunkte. Jedem Volumenbereich wird ein Wert oder werden mehrere

Werte zugeordnet, die den Bereich beschreiben.

Octrees sind die Erweiterung des bekannten Konzepts der Quadrees aus der 2D-Bildverarbeitung in den dreidimensionalen Raum. Beide Datenstrukturen sind hierarchisch aufgebaut und beruhen auf einer Zerlegung des Raumes. Bei den Quadrees wird ein zweidimensionales digitales Bild rekursiv in vier Unterregionen zerlegt. Analog zerlegt man ein dreidimensionales Volumen durch rekursives Halbieren der drei Volumendimensionen in 8 Untervolumen, die sogenannten Oktanten. Das Ergebnis der rekursiven Zerlegung läßt sich in einer hierarchischen Datenstruktur, einer Baumstruktur, zusammenfassen. Dabei entspricht jede Ebene im Baum einer bestimmten Auflösung. Der Wurzelknoten beschreibt das gesamte Volumen.

Die Baumstruktur läßt sich nutzen, um Informationen über den von jedem Knoten beschriebenen Volumenbereich abzuspeichern, z. B. über die Homogenität des Volumenbereichs. Häufig erfolgt eine binäre Kodierung der Volumenbereiche in transparente und nichttransparente Bereiche bzw. in Volumenbereiche von Interesse und solche nicht von Interesse. Eine andere Kodierung nimmt eine Zuordnung in homogene Bereiche (nur ein Datenwert) und nichthomogene Bereiche (unterschiedliche Datenwerte) vor.

Levoy [32] schlägt eine Methode der hierarchischen räumlichen Aufzählung vor (*hierarchical spatial enumeration*), die die Präsenz von Objekten von Interesse in Binärvolumen in verschiedenen Auflösungsstufen kodiert. Die Binärvolumen der verschiedenen Auflösungen bilden eine Pyramide. Die Pyramide wird auch als „voller“ Octree bezeichnet, wobei die Ebenen der Pyramide den Ebenen im Octree entsprechen. Dabei hat jeder Knoten im Octree genau 8 Kinderknoten und die Auflösung ist in jeder Dimension eine Potenz von 2. Auf der untersten Ebene enthalten die 8 Kinderknoten die Datenwerte. Ist die Auflösung in einer Dimension keine Zweierpotenz, so wird die Auflösung in dieser Dimension auf die nächstgrößere Zweierpotenz aufgerundet und entsprechend viele „leere“ Voxel eingefügt, die außerhalb des eigentlichen Volumens von Interesse liegen. Ein

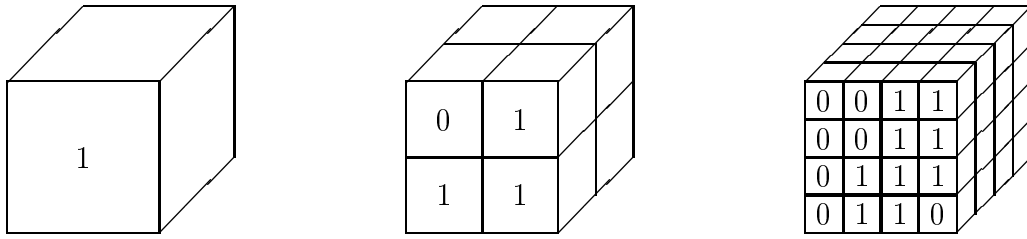


Abbildung 4.1: Drei Hierarchiestufen der hierarchischen räumlichen Aufzählung. Mit 1 kodierte Elemente sind nichttransparent, mit 0 kodierte Elemente sind transparent. (Die Kodierungen wurden nur auf der Vorderfront eingetragen, um die Übersichtlichkeit zu gewährleisten.)

derartiger voller Octree kommt ohne Zeigerstrukturen aus, da jeder Volumenbereich im Octree in jeder Auflösung durch einen Bitstring (eine 1 steht für einen nichttransparenten Unterbereich, eine 0 für einen transparenten Unterbereich) genau definiert ist und mittels Adreßberechnungen lokalisiert werden kann. Der Nachteil voller Octrees ist der u. U. verschwenderische Umgang mit Speicherplatz. Abbildung 4.1 zeigt ein Beispiel für die hierarchische räumliche Aufzählung.

Eine andere Methode besteht darin, einen Volumenbereich nur dann zu unterteilen, wenn die 8 Untervolumen unterschiedliche Datenwerte repräsentieren. Bilden die 8 Untervolumen jedoch einen homogenen Bereich (gilt sowohl für transparente Bereiche als auch für nichttransparente Bereiche), so wird der entsprechende Knoten im Baum zum Blattknoten, auch Terminalknoten genannt. Eine weitere Unterteilung des Volumenbereichs unterbleibt in diesem Fall. Knoten, die noch weiter unterteilt werden müssen, um zu einer eindeutigen Aussage zu kommen, werden als teilweise transparent gekennzeichnet und ihre Kinderknoten weiter betrachtet. Eine einfache Umsetzung dieser Methode würde auf Zeigerstrukturen zurückgreifen. Damit würde der Vorteil des verringerten Speicherplatzbedarfs für die Datenwerte durch den Speicherplatzbedarf für die Zeiger wieder verlorengehen. Eine bessere Umsetzung bieten hierfür die linearen Octrees. Dabei wird jedem nichttransparenten Volumenelement ein Schlüssel zugeordnet, der den Pfad von der Wurzel des Octrees zu demjenigen Knoten kodiert, der das Volu-

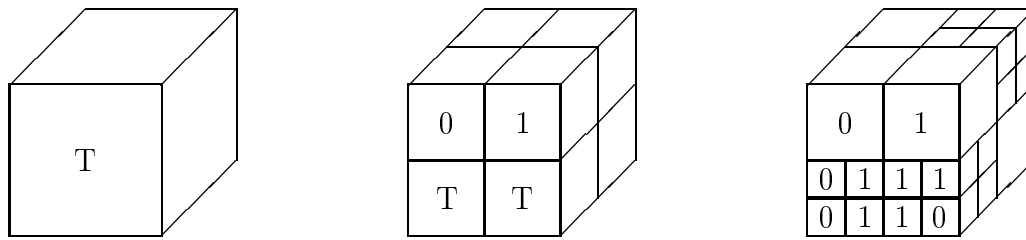


Abbildung 4.2: Der komprimierte Octree für das in Abbildung 4.1 gegebene Beispiel. Die Kodierungen 0 bzw. 1 stehen transparente bzw. nichttransparente Blattknoten, T kennzeichnet einen teilweise transparenten Volumenbereich, der weiter zu unterteilen ist.

menelement im Octree repräsentiert. Transparente und teilweise transparente Volumenbereiche werden nicht gespeichert. Abbildung 4.2 zeigt den komprimierten Octree für das im vorigen Abschnitt (Abb. 4.1) angegebene Beispiel.

Weitere Octree-Methoden sind die k-d-Bäume [52] und die BONOs [60]. In k-d-Bäumen unterteilt jeder Knoten das Volumen in zwei Hälften mit annähernd gleicher Anzahl an Datenwerten. Dieses Verfahren entspricht dem bekannten *median-cut*-Verfahren. Der Vorteil dieser Methode liegt in der Balanciertheit der Bäume, so daß das Wiederfinden von Volumenelementen im Baum für alle Elemente annähernd gleich schnell durchgeführt werden kann. Die *branch-on-need*-Octrees (BONOs) sind insbesondere dann von Interesse, wenn eine Klassifikation vor Beginn der Visualisierung nicht möglich ist, da alle Volumenelemente möglicherweise von Interesse sind. Jeder Knoten in einem BONO enthält die minimalen und maximalen Datenwerte seiner Kinderknoten. Damit ist diese Art der Octreespeicherung gut für die Erzeugung von Isoflächen geeignet, da nur die Knoten besucht werden, bei denen der Schwellwert zur Beschreibung der Isofläche zwischen dem minimalen und maximalen Wert im Knoten liegt. Eine gute Zusammenfassung der hier beschriebenen Octree-Methoden findet sich in [60].

Für die Beschleunigung der Projektionsberechnung bei der 2D/3D-Registrierung sind prinzipiell sowohl die vollen Octrees als auch die komprimierten Octrees geeignet. Bei den vollen Octrees ist der große Speicherplatzbedarf ein kritisches Kriterium, insbesondere da medizinische Bilddatensätze oft hohe

Auflösungen besitzen. Für die Volumengröße eines segmentierten Wirbels (ungefähr $250 \times 250 \times 100$ Voxel) sollten volle Octrees jedoch anwendbar sein. In der zeigerlosen Baumstruktur eines vollen Octrees läßt sich die Suche nach Nachbarn, wie sie bei der Strahlverfolgung erforderlich ist, relativ einfach durchführen. Generell besser geeignet hinsichtlich der Speicheranforderungen erscheint eine komprimierte lineare Octree-Repräsentation des Datenvolumens. Nichtsdestotrotz bleibt ein zusätzlicher Rechenaufwand bei der Traversierung des Octrees parallel zur Traversierung des Datenvolumens.

Auf Grund der benötigten perspektivischen Projektion können weitere Beschleunigungsmethoden bei der Octree-Repräsentation, wie z.B. die template-basierte Octreeprojektion von Srinivasan u. a. [50], nicht genutzt werden, da sie eine Parallelprojektion voraussetzen. In der perspektivischen Projektion läuft jeder Strahl anders durch das Volumen, so daß keine gemeinsame Schablone (*template*) für alle Strahlen gefunden werden kann. Eine template-basierte Strahlverfolgung ist nur entlang eines Strahls möglich.

Aus diesen Gründen und auch auf Grund der beschränkten Zeit für die Erstellung dieser Arbeit wurde auf die Umsetzung einer Octree-Repräsentation des Datenvolumens verzichtet. Die im folgenden Abschnitt beschriebene 3D-Distanztransformation erschien uns erfolgversprechender und einfacher in den bestehenden Ray-Casting-Algorithmus einzubinden.

4.2 3D-Distanz-Transformationen

Zuiderveld u. a. [63] schlagen eine neue Methode zur Beschleunigung des Ray Casting vor, die Strahlbeschleunigung mittels Distanzkodierung. Dabei wird eine dreidimensionale Distanz-Transformation angewandt, die den minimalen Abstand zu einem Objekt von Interesse bestimmt. Am Rand des Volumens finden sich typischerweise große homogene („leere“) Bereiche, so daß ebenfalls die Distanzwerte groß sind. In diesen Bereichen brauchen weitaus weniger Daten-

werte abgetastet zu werden. Dieses schnelle Überspringen uninteressanter Volumenbereiche bei exaktem Abtasten der Volumenbereiche von Interesse reduziert deutlich die Anzahl der Abtastpunkte, was zu einem verringerten Rechenaufwand und damit kürzeren Rechenzeiten führt, ohne den Rechenaufwand während der Strahlverfolgung wesentlich zu erhöhen.

Die Strahlbeschleunigung durch Distanzkodierung (*Ray Acceleration by Distance Coding*, kurz RADC) basiert auf der Nutzung eines zusätzlichen Integerwertes für jeden Voxel, der den euklidischen Abstand zum räumlich nächsten Voxel von Interesse enthält. Die Berechnung der Abstände kann in einem Vorverarbeitungsschritt erfolgen und belastet somit nicht den Rechenaufwand während der Strahlverfolgung. Voraussetzung für den Vorverarbeitungsschritt ist die korrekte Klassifizierung und Segmentierung des Datenvolumens. Die Distanzberechnung liefert das sogenannte Distanzvolumen, das die gleiche Größe wie das Originalvolumen aufweist. Wenn ein Voxel P im Distanzvolumen den Wert s besitzt, dann ist garantiert, daß kein Abtastpunkt in einem Volumenelement von Interesse innerhalb der P umgebenden Kugel mit dem Radius s existiert. Mit Hilfe der Abstände lassen sich dann schnell die Bereiche überspringen, die nicht von Interesse sind.

Der modifizierte Ray-Casting-Algorithmus sieht wie folgt aus: für einen gegebenen Abtastpunkt im Volumen mit bekannten Koordinaten erhält man den Distanzwert zum nächsten Abtastpunkt von Interesse, indem mit denselben Koordinaten in das Distanzvolumen gegangen wird und der zum Voxel dazugehörige Wert ausgelesen wird. Ein Wert 0 entspricht einer Position innerhalb eines Volumenbereichs von Interesse. Der nächste Abtastpunkt entlang des Strahls wird wie beim Original-Ray-Casting mittels Vektorinkrement bestimmt. Ein Wert ungleich 0 bedeutet nicht nur einen zu überspringenden Abtastpunkt, sondern spezifiziert ebenso die maximale Strahlstrecke, die ohne Abtastung übersprungen werden kann, ohne einen Wert von Interesse auszulassen.

Die Strahlbeschleunigung durch Distanzkodierung ist wie viele andere Be-

schleunigungstechniken beim Direct Volume Rendering datenabhängig. Liegen die Datenpunkte von Interesse verstreut im gesamten Volumen vor, so wird kaum eine Beschleunigung erzielt. Typischerweise enthalten jedoch medizinische Bild Datensätze ein relativ kompaktes, häufig zentriertes Gebiet von Interesse, das von Volumenbereichen umgeben wird, die nicht von Interesse sind. Die Wirkungsweise der Distanzkodierung läßt sich mit der Steuerung der „Strahlgeschwindigkeit“ vergleichen. In uninteressanten Bereichen mit hohen Distanzwerten werden nur wenige Datenpunkte abgetastet, der Strahl hat eine hohe Geschwindigkeit. Je näher der Strahl dem Volumenbereich von Interesse kommt, um so kleiner werden die Distanzwerte, um so mehr Datenpunkte werden abgetastet und die Geschwindigkeit verringert sich. Im Volumenbereich von Interesse wird genauso abgetastet wie bei der Original-Ray-Casting-Methode. Nach beendeter Abtastung des Volumenbereichs von Interesse werden die Abstandswerte wieder größer, die Anzahl der abzutastenden Datenpunkte sinkt und der Strahl beschleunigt wieder.

Zuiderveld [64] berichtet von einer Reduzierung der Anzahl der Abtastpunkte um einen Faktor 5 bis 20 für typische medizinische Bilder. Der zusätzliche Rechenaufwand während der Strahlverfolgung ist gering. Dafür ist der höhere Speicherplatzbedarf durch Einführung eines zusätzlichen Integerwerts pro Voxel, das Distanzvolumen, ein Nachteil der Methode. Neben der euklidischen Distanz-Transformation sind ebenso andere Distanz-Transformationen möglich, wie z. B. die City-Block-Distanz oder Chamfer-Distanzen. Wichtig ist hierbei, daß der korrekte euklidische Abstand nicht überschritten wird, da dann Abtastpunkte in Volumenbereichen von Interesse ausgelassen werden und somit ein inkorrektes Ergebnis entsteht. Ein Unterschreiten der korrekten Distanz ist hingegen für die Genauigkeit unproblematisch, jedoch werden mehr Punkte abgetastet als nötig. Für einen Vergleich verschiedener Distanz-Transformationen sei hier auf Borgefors [3] oder Zuiderveld [64] verwiesen.

4.3 Integer-Operationen

Die ausgewählten Verfahren wurden auf einer SUN SPARCstation10 mit 194 MB Hauptspeicher implementiert. Für diesen Rechner zeigte sich, daß eine Verlagerung aller zeitkritischen Berechnungen vom Bereich der reellen Zahlen (*floating point operations*) in den Bereich der ganzen Zahlen (*integer operations*) Geschwindigkeitserhöhungen um einen Faktor 2 bis 5 brachten. Es sei ausdrücklich darauf hingewiesen, daß diese Geschwindigkeitssteigerung nicht für alle Rechner erreicht werden wird, da moderne Rechner häufig über ebenso leistungsfähige Rechenwerke für Floating-Point-Operationen wie für Integer-Operationen besitzen. Eine Umwandlung in Integer-Operationen wäre dann nicht nötig, da die Floating-Point-Operationen ebenso schnell ausgeführt werden. Auf dem zur Verfügung stehenden Computer war jedoch eine deutliche Verkürzung der Rechenzeiten zu beobachten. Dies kann u. U. auch daran liegen, daß die Integer-Operationen komplett im Registersatz ausgeführt werden konnten, während bei den Floating-Point-Operationen rechenintensivere Speicherzugriffe notwendig waren.

Kapitel 5

Implementierung

Zur Einbindung der umgesetzten Verfahren in den Prozeß der 2D/3D-Registrierung konnte auf die bestehende Software zur 2D/3D-Registrierung zurückgegriffen werden. Diese Software wurde an der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, unter Nutzung der Bildverarbeitungssoftware SCILImage (entwickelt an der Universität Amsterdam [49]) entwickelt und beinhaltet neben der Bildvorverarbeitung und der Optimierung der Registrierungsparameter einen einfachen Ray Caster zur Projektionsberechnung. Diese Umsetzung des Registrierungsalgorithmus diente als Referenz für die implementierten Verfahren.

Zur Berechnung des Projektionsbildes der perspektivischen Projektion bei der 2D/3D-Registrierung muß für jeden Bildpixel das Integral für die Berechnung des Lichttransfers im Medium entlang des Strahls von der Röntgenquelle (gleich dem Augpunkt der Projektion) durch den Pixel bestimmt werden. Als Medium wird bei den Direct-Volume-Rendering-Verfahren gewöhnlich ein semi-transparentes Gel betrachtet. Dieses Gel schwächt das durchdringende Licht entsprechend der Absorption des getroffenen Materials ab, daher die Bezeichnung semi-transparent. Das betrachtete Datenvolumen ist ein Teil des vom Medium ausgefüllten Raumes.

Aus praktischen Gründen unterbleibt beim Direct Volume Rendering i. allg.

die Berücksichtigung von Effekten der Eigenstrahlung, der Lichtbeugung, der Lichtbrechung und der Reflexion des Lichtes der Datenpunkte untereinander. Vielmehr erfolgt nur eine Berücksichtigung der Materialien entlang der Strahlen und der durch das Material bestimmten Abschwächungen des Lichtes. Dabei werden die Materialien und ihre Eigenschaften durch die Datenwerte an den Datenpunkten beschrieben. Bei der Visualisierung der Datenwerte werden diese auf bestimmte visuelle Parameter, wie z. B. Farbe und Transparenz, abgebildet, die dann bei der Berechnung des Wertes des Projektionsbildpixels mittels des Lichtintegrals berücksichtigt werden (vgl. Abschnitt 3.1).

Das Lichtintegral entlang eines jeden Strahls kann unter diesen Voraussetzungen unabhängig von den anderen Strahlen berechnet werden und hat die Form:

$$I = \int_{-\infty}^{\infty} I(s) e^{-\int_{-\infty}^s \sigma(t) dt} ds. \quad (5.1)$$

Dabei beschreibt s die zurückgelegte Strecke entlang des Strahls, $I(s)$ den Intensitätswert an der Stelle s und $\sigma(t)$ die Abschwächung des Lichtes. Die Unabhängigkeit der Berechnungen für die Strahlen untereinander eröffnet die Möglichkeit, die Integrale mehrerer Strahlen parallel zu berechnen. Für die vorliegende Arbeit stand jedoch nur ein Ein-Prozessor-Rechner zur Verfügung, so daß alle Strahlen sequentiell abgearbeitet werden. Unter der Voraussetzung, daß nur die Werte des Datenvolumens zum Projektionsbild beitragen sollen und daß die das Datenvolumen umgebenden Bereiche keinen Einfluß auf das Endbild haben, kann die Formel für das Lichtintegral durch Begrenzung auf ein kleines Intervall des Strahls vereinfacht werden:

$$I = \int_0^S I(s) e^{-\int_0^s \sigma(t) dt} ds. \quad (5.2)$$

Hierbei beschreibt S die Länge des Strahls zwischen Eintritts- und Austrittspunkt im Datenvolumen.

Bei der 2D/3D-Registrierung werden, wie in Kapitel 2 beschrieben, digital

rekonstruierte Röntgenbilder benötigt. Bei der Berechnung dieser Pseudo-Röntgenbilder spielen die Abschwächungswerte (Transparenzwerte) keine Rolle, so daß sich die Formel zur Bestimmung des Lichtintegrals weiter vereinfacht:

$$I = \int_0^s I(s) ds. \quad (5.3)$$

Dieses Integral kann entweder analytisch berechnet werden, indem die Summe der Intensitätswerte der getroffenen Volumenelemente gebildet wird, wobei die Intensitätswerte mit der Länge des Strahlabschnitts im Volumenelement normiert werden, oder das Integral wird mittels numerischer Integration bestimmt.

Das vorstehende Lichtintegral ist die Grundlage der im folgenden Abschnitt beschriebenen Umsetzung der beiden ausgewählten Verfahren des Direct Volume Rendering. Abschnitt 5.2 beschreibt die Implementierung der ausgewählten Optimierungen für diese Verfahren.

5.1 Die Direct-Volume-Rendering-Verfahren

5.1.1 Der optimierte Ray Caster

Ausgehend vom einfachen Ray Caster der Ausgangsumsetzung des Algorithmus zur 2D/3D-Registrierung wurden verschiedene Optimierungen vorgenommen, um die Projektionsberechnung bei gleichbleibend guter Qualität zu beschleunigen. Aus verschiedenen Gründen wurde es vorgezogen, keine der zahlreich existierenden Ray-Casting-Umsetzungen einzusetzen, sondern eine eigene Implementierung zu nutzen. Zum einen setzen viele Ray Caster eine Parallelprojektion voraus, für die 2D/3D-Registrierung wird jedoch eine perspektivische Projektion benötigt. Zum anderen muß der Ray Caster kompatibel zum gewählten Bildformat der Bildverarbeitungssoftware SCIL_Image sein. Des weiteren sind die Chancen einer an die Anwendung angepaßten „engen“ Programmierung auf Verkürzung der Rechenzeit größer als bei der Verwendung eines allgemeinen Ray Casters.

```

Summe = 0;
Transformiere Augpunkt und Projektionsebene in Datenraum;
Projiziere Bounding Box auf Projektionsebene;
Ermittle von Projektion betroffene Pixel;
FOR jeden betroffenen Pixel(i, j)
{
    Berechne Strahl Augpunkt – Pixel;
    Bestimme Eintrittspunkt  $P(Ein)$  und Austrittspunkt  $P(Aus)$ ;
    Strahllänge =  $P(Aus) - P(Ein)$ ;
    Anzahl Schritte  $s = \text{Strahllänge} / \text{Voxelgröße}$ ;
    FOR  $k = 0$  TO  $s$  DO  $k++$ 
    {
        Summe + = Intensität / Strahllänge pro Schicht;
        Position + = Vektorinkrement;
    }
}

```

Abbildung 5.1: Pseudo-Programmcode für den Ray Caster

Der Ray Caster bestimmt das Lichtintegral analytisch, d. h. die Intensitätswerte der getroffenen Volumenelemente entlang des Strahls werden mit der Länge des Strahlabschnitts im Volumenelement normiert und danach aufsummiert. Es sei an dieser Stelle noch einmal daran erinnert, daß die Volumenelemente im Algorithmus zur 2D/3D-Registrierung als Voxel betrachtet werden. Die analytische Berechnung des Integrals läßt sich wie folgt in einer Formel beschreiben:

$$I = \sum_{0 \leq s < n} \frac{I(s)}{len(s)} \quad (5.4)$$

wobei s die Anzahl der getroffenen Voxel und $len(s)$ die Länge des Strahlabschnitts im Voxel bezeichnen.

Der Ray Caster durchläuft folgende Schritte, die in Abbildung 5.1 in Form von Pseudo-Programmcode zusammengefaßt sind. In einem Vorverarbeitungsschritt vor jeder Berechnung einer Projektion müssen das Datenvolumen und der Augpunkt sowie die Projektionsebene in einen gemeinsamen Koordinatenraum gebracht werden. Hierzu wird der Augpunkt in das Koordinatensystem des segmentierten Wirbels transformiert. Alle weiteren Berechnungen erfolgen in diesem

Koordinatensystem. Aus der Position des Augpunktes, der Blickrichtung und der Höhe des Augpunktes über der Projektionsebene ergibt sich die Lage der Projektionsebene.

Weiterhin wird im Vorverarbeitungsschritt die Bounding Box, die das Datenvolumen des segmentierten Wirbels umschließt, auf die Projektionsebene projiziert. Dabei ist zu beachten, daß das Datenvolumen zwischen Augpunkt und Projektionsebene liegt. Bildlich ausgedrückt, liegt das Volumen, vom Auge aus gesehen, „vor“ der Bildebene und nicht wie sonst in der Computergraphik gewöhnlich „hinter“ der Bildebene. Mit dieser Projektion der Bounding Box werden diejenigen Pixel des Projektionsbildes bestimmt, die von der Projektion des Datenvolumens betroffen sein werden. Pixel außerhalb der projizierten Bounding Box werden in keinem Fall von der Projektion des Wirbels berührt. Ihnen kann somit von vornherein der Hintergrundwert zugewiesen werden und sie brauchen bei der Projektionsberechnung nicht berücksichtigt werden. Auf diese Weise kann die Anzahl der zu schießenden Strahlen je nach Größe des projizierten Wirbels verringert werden. Die Größe des projizierten Wirbels ist abhängig von der Entfernung des Wirbels vom Augpunkt. Je näher der Wirbel am Augpunkt liegt, desto größer ist die perspektivische Projektion des Wirbels und desto mehr Strahlen müssen in das Datenvolumen geschossen werden.

Prinzipiell wird für alle so bestimmten Pixel ein Strahl vom Augpunkt durch das Datenvolumen zum Pixel geschossen. Alle Strahlen werden sequentiell abgearbeitet. Zunächst wird die prinzipielle Blickrichtung des Strahls bestimmt. Dabei handelt es sich um die größte Komponente des Vektors, der die Strahlrichtung beschreibt. Anschließend werden der Ein- und Austrittspunkt des Strahls im Datenvolumen und daraus die Länge des Strahls im Datenvolumen bestimmt. Die Länge des Strahls wird mit der Voxelgröße normiert. Damit erhält man die Anzahl der vom Strahl getroffenen Voxel in jeder der drei Richtungen des Volumens.

Die Anzahl entlang der prinzipiellen Blickrichtung entspricht der Anzahl der getroffenen Schichten des Volumens, d. h. pro Schicht wird genau ein Voxel

mit seinem Datenwert berücksichtigt. Diese Vorgehensweise stellt eine Approximation dar, da ein Strahl pro Schicht ebenso zwei Voxel treffen könnte. Wird nur ein Voxel getroffen, so arbeitet das Verfahren analytisch genau. Mehr als zwei Voxel pro Schicht können nicht getroffen werden, da ab einem Winkel von größer als 45 Grad zur Schichtnormalen die prinzipielle Blickrichtung gewechselt wird und somit andere Schichten betrachtet werden. Der bei dieser Approximation entstehende Fehler ist gering, solange die Datenwerte der beiden getroffenen Voxel annähernd gleich groß sind. Fehler entstehen, wenn sich die Datenwerte an Kontouren deutlich unterscheiden. Bisherige Untersuchungen zeigen jedoch nur einen geringen Einfluß auf die Genauigkeit, so daß der Fehler vernachlässigt wird.

Der Intensitätswert des getroffenen Voxel wird mit der Länge des Strahlabschnitts in jeder Schicht normiert, um Intensitätsschwankungen innerhalb des Projektionsbildes auf Grund unterschiedlicher Strahllängen zu verhindern. Der Weg eines senkrecht durch die Schicht laufenden Strahls ist kürzer als der Weg eines schräge durch die Schicht laufenden Strahls. Haben die getroffenen Voxel in beiden Fällen ein und denselben Datenwert, so würde die obige Vorgehensweise für den schräg durch die Schicht laufenden Strahl einen geringeren Intensitätswert berechnen als für den senkrechten Strahl. Die berechneten Grauwerte im Projektionsbild wären inkorrekt, was zu einer deutlichen Ungenauigkeit der Registrierung führen kann, da das Ähnlichkeitsmaß an einer anderen Stelle sein Maximum annimmt. Visuell kann dieser Fehler durchaus nicht wahrnehmbar sein. Die berechneten Werte werden entlang des Strahls aufsummiert und dem Pixel im Projektionsbild zugewiesen.

Innerhalb der innersten Schleife, die die Traversierung des Datenvolumens entlang eines Strahls durchführt, wurden sämtliche Befehle in Integer-Operationen umgewandelt. Zur Beschleunigung des Ray Casters ist es sinnvoll, die innerste Schleife, d.h. die Strahlverfolgung, zu optimieren, da sie die am häufigsten auszuführenden Befehle enthält. Auf dem zur Verfügung stehenden Rechner wurden Integer-Operationen deutlich schneller als Floating-Point-

Operationen ausgeführt (vgl. Abschnitt 4.3). Dies betraf insbesondere die Integer-Additionen. Um die Integer-Operationen nutzen zu können, müssen alle benötigten Werte in entsprechend skalierte ganzzahlige Werte umgewandelt werden. Diese Vorgehensweise entspricht der Zerlegung eines Vektors in seine Komponenten. Geht man entlang des Strahls und führt in jedem Schritt einen Schritt in die prinzipielle Strahlrichtung aus, so ist immer dann ein zusätzlicher Schritt in die anderen beiden Richtungen erforderlich, wenn sich deren Vektorkomponenten soweit aufaddiert haben, daß sie größer sind als die Auflösung in der entsprechenden Richtung. Im Anschluß an einen derartigen Schritt wird die aufsummierte Vektorkomponente um die Größe eines Elementes in der entsprechenden Richtung verkleinert.

Die Berechnung der Position des nächsten, vom Strahl getroffenen Voxel in der nächsten Schicht erfolgt über die Addition von Vektorinkrementen zur bisherigen Position analog dem gerade beschriebenen Prinzip. Da sowohl die Positionskomponenten als auch die Vektorinkrementkomponenten als Integerwerte geführt werden, ist bei der Addition darauf zu achten, daß es zu keinem Overflow kommt. Erreicht ein Wert die erforderliche Größe, so wird ein zusätzlicher Schritt in die entsprechende Richtung getan. Der bisherige Ray Caster verglich in jedem Schritt für alle drei Richtungen die aufsummierten Inkremente mit den erforderlichen Werten für einen zusätzlichen Schritt. Als weitere Verbesserung zum bisherigen Ray Caster werden die Vektorinkremente daher so normiert, daß in der prinzipiellen Strahlrichtung kein Vergleich mehr notwendig ist, da in jedem Schritt entlang des Strahls in dieser Richtung ein Schritt vorgenommen wird. Damit kann die innerste Schleife des Ray Casters, d. h. die Strahlverfolgung und Aufsummierung der Datenwerte entlang des Strahls, mit nur noch 5 bis 7 Integer-Additionen und somit sehr schnell durchgeführt werden.

5.1.2 Das Shear-Warp-Verfahren

In diesem Abschnitt wird die Implementierung des hybriden Verfahrens zum schnellen Volume Rendering unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation (Lacroute und Levoy [24]) für die 2D/3D-Registrierung beschrieben. Das Verfahren wird im Folgenden kurz Shear-Warp-Verfahren genannt. Das Verfahren vereint die Vorteile der Bildraum- und Objektraumverfahren zu einem neuen Verfahren (vgl. Abschnitt 3.4.3). Für die bestmögliche Nutzung des Shear-Warp-Verfahrens zur Projektionsberechnung bei der 2D/3D-Registrierung sind verschiedene Modifikationen des Originalverfahrens von Lacroute und Levoy vorgenommen worden, die ebenfalls im Folgenden beschrieben werden.

Das Verfahren beruht auf der Faktorisierung der Viewing-Matrix M_{view} in eine Scherungsmatrix M_{shear} und eine Verzerrungsmatrix M_{warp} :

$$M_{view} = M_{warp} \cdot M_{shear}. \quad (5.5)$$

Die Scherungsmatrix M_{shear} vereint die notwendigen Schritte zur Erzeugung des Zwischenbildes, aus dem dann die Verzerrungsmatrix M_{warp} das korrekte Endbild berechnet.

Zur Berechnung des Zwischenbildes ist zunächst die prinzipielle Blickrichtung zu ermitteln. Dabei handelt es sich um diejenige Achse des Volumens, bei der das Skalarprodukt aus dem momentanen Blickrichtungsvektor und dem Vektor, der die Lage der Achse im Raum beschreibt, am größten ist. Bildlich gesprochen ist es diejenige Achse des Volumens, die am „meisten parallel“ zum Blickrichtungsvektor verläuft. Die prinzipielle Blickrichtung definiert, welche Volumenelemente zu einer Schicht zusammengefaßt werden können. Diese Definition der Schichten garantiert, daß der Vektor der prinzipiellen Blickrichtung grundsätzlich senkrecht auf den Schichtebenen steht, was eine wichtige Voraussetzung für die nun folgende schnelle und korrekte Berechnung des Zwischenbildes darstellt.

Nach der Bestimmung der prinzipiellen Blickrichtung ist die Scherung der Schichten durchzuführen (Abb. 5.2 und 5.3). Bei der Parallelprojektion reicht diese Scherung bereits aus, die Sichtstrahlen im Zwischenraum parallel auszurichten. Da die Sichtstrahlen bei der für die 2D/3D-Registrierung benötigten perspektivischen Projektion jedoch divergieren, ist zusätzlich eine Skalierung der Schichten des Volumens in Abhängigkeit von der Entfernung der Schicht vom Blickpunkt erforderlich. Als Entfernungsmaß wurde von uns die Länge des Lotes vom Blickpunkt auf die Ebene im Raum, die die Schicht enthält, gewählt, d. h. der senkrechte Abstand des Blickpunktes von der Schichtebene. Die dem Blickpunkt räumlich am nächsten liegende Schicht wird dabei grundsätzlich mit dem Wert 1 skaliert, alle weiter entfernt liegenden Schichten werden entsprechend des Skalierungsfaktors verkleinert. Der von uns verwendete Skalierungsfaktor für eine beliebige Schicht k läßt sich mit folgender Formel beschreiben:

$$f(k) = \frac{\text{dist}(\text{Front})}{\text{dist}(\text{Front}) + k * \text{Schichtdicke}} = \frac{1}{1 + \frac{k * \text{Schichtdicke}}{\text{dist}(\text{Front})}}. \quad (5.6)$$

Hierbei bezeichnet $\text{dist}(\text{Front})$ den senkrechten Abstand der ersten Schicht vom Blickpunkt. Die Schichtdicke ist aus dem Resampling des CT-Volumens während der Bildvorverarbeitung (Abschnitt 2.2) bekannt.

Im Anschluß an die Scherung und Skalierung der Schichten erfolgt die Komposition der Beiträge der Voxel in den Schichten zu den Pixeln des Zwischenbildes. Die Skalierung der gescherten Schichten hat bewirkt, daß die Erzeugung des Zwischenbildes einer Parallelprojektion des Volumens mit achsenparallelen Sichtstrahlen auf die Zwischenbildebene entspricht. Sie ist damit analog zu einem Ray-Casting-Verfahren zur Parallelprojektion. Die Zeilen des Zwischenbildes liegen parallel zu den Zeilen in den Schichten des Volumens, so daß die Projektion Schicht für Schicht und Zeile für Zeile erfolgen kann, was das Verfahren einfach und damit schnell werden läßt.

Das Zwischenbild liegt räumlich in derselben Ebene, wie die mit dem Wert 1 skalierte „vorderste“ Schicht des Volumens. Es hat mindestens die Größe die-

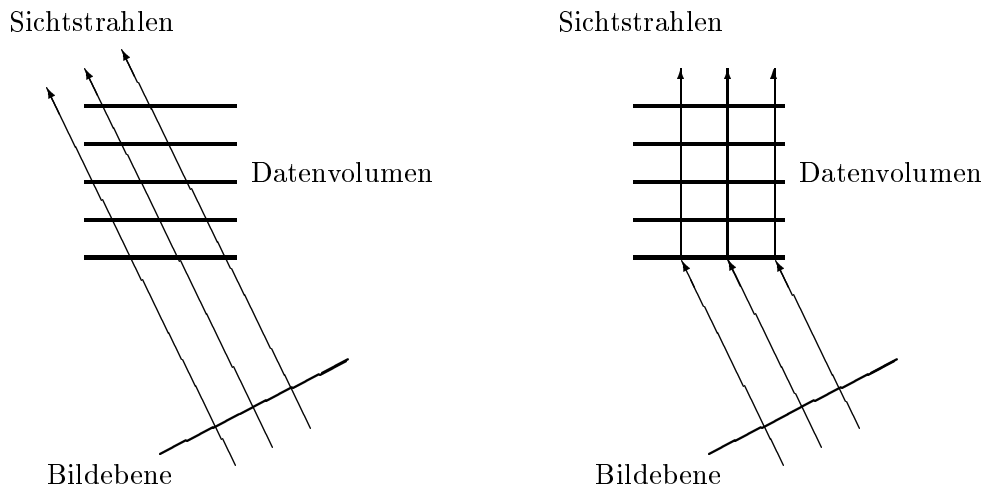


Abbildung 5.2: Die Transformation der Volumenschichten vom Objektraum (links) in den gescherten Objektraum (rechts) bei der Parallelprojektion.

ser räumlich nächsten Schicht. Werden alle weiter entfernten Schichten von der Frontschicht verdeckt, so hat das Zwischenbild genau dieselbe Größe wie die Frontschicht. Ist die Scherung so groß, daß weiter entfernt liegende Schichten zumindest teilweise sichtbar sind, so vergrößert sich das Zwischenbild so weit, daß die senkrechte Projektion aller Voxel auf die Zwischenbildebene berücksichtigt wird. Abbildung 5.4 gibt Aufschluß über die verschiedenen Fälle.

Im Gegensatz zum Originalverfahren erfolgt die Komposition der Pixelbeiträge durch einfache Addition im Zwischenbild, d. h. ohne den Operator von Porter und Duff [45]. Die Grundlage für diese Vereinfachung des Verfahrens liegt in der gewünschten Erzeugung von Pseudo-Röntgenbildern, bei der die Transparenzwerte unberücksichtigt bleiben. Für jede Schicht des Volumens wird das Zwischenbild erneut durchlaufen und die Voxelbeiträge der Schicht zum bisherigen Bild hinzuaddiert. Mit Hilfe einer Interpolation wird jedem Pixel des Zwischenbildes ein Datenwert zugeordnet, sofern ein Voxel der Schicht auf den Pixel abbildet. Ebenso wie beim Ray Casting müssen die unterschiedlichen Längen des Strahlabschnitts in einer Schicht, hervorgerufen durch die perspektivische Verzer-

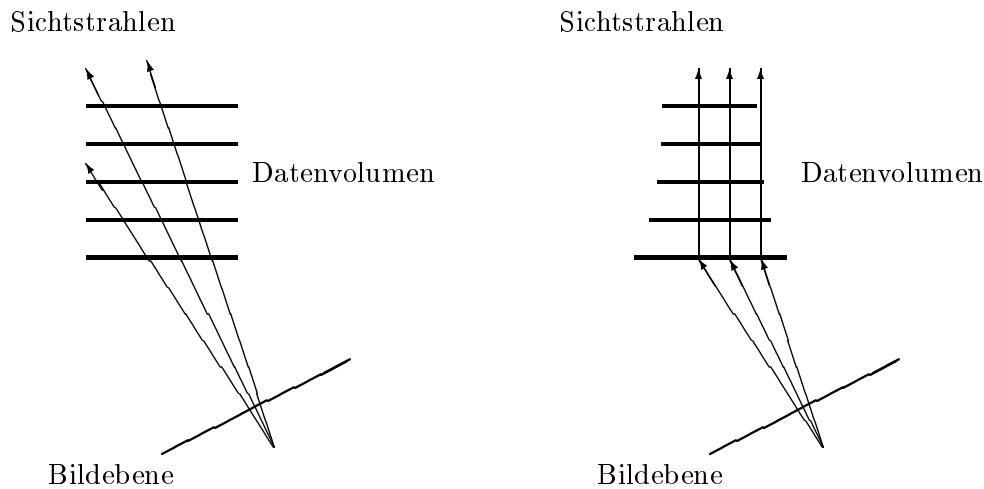


Abbildung 5.3: Die Transformation der Volumenschichten vom Objektraum (links) in den gescherten Objektraum (rechts) bei der perspektivischen Projektion.

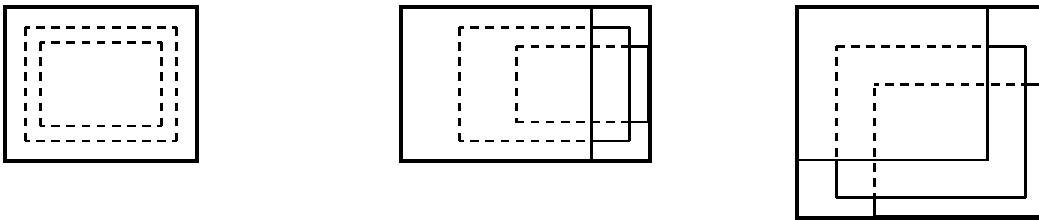


Abbildung 5.4: Die Bestimmung der Größe des Zwischenbildes (dicke Linien). Im ersten Fall werden alle weiter entfernten Schichten (dünne Linien, gestrichelt) von der Frontschicht verdeckt. Im zweiten Fall und dritten Fall ist die Scherung so groß, daß die Frontschicht die entfernteren Schichten nur noch teilweise verdeckt.

rung, beachtet werden, damit es nicht zu Intensitätsschwankungen innerhalb des Bildes kommt. Aus Effektivitätsgründen wird hierfür eine Lookup-Tabelle mit vorberechneten Werten genutzt.

Die Auflösung des Zwischenbildes orientiert sich an der Auflösung des zu projizierenden CT-Volumens. Bei einer Parallelprojektion entspräche die Größe eines Pixels des Zwischenbildes der Größe eines Voxels des Datenvolumens. Durch die Skalierung der Schichten gilt dies bei der perspektivischen Projektion nur für die Frontschicht. Für die weiter entfernt liegenden Schichten gilt, daß mehr als ein Voxel auf einen Pixel abbildet. Das Originalverfahren verwendet zur Berücksich-

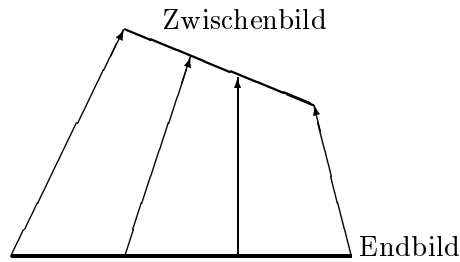


Abbildung 5.5: Eine Seitenansicht des Warping des Zwischenbildes in das Endbild.

tigung dieses Effekts eine bilineare Interpolation aus den vier nächsten Voxeln. Auf Grund der hohen Zeitanforderungen an die 2D/3D-Registrierung haben wir uns entschlossen, nur eine Nächster-Nachbar-Interpolation einzusetzen. Die Ergebnisse zeigen eine hinreichende Genauigkeit auf Grund der hohen Auflösung des CT-Volumens nach dem Resampling der Bildvorverarbeitung.

Die Schritte der Zwischenbilderzeugung sind in der Scherungsmatrix M_{shear} zusammengefaßt:

$$M_{shear} = M_{skal} \cdot S \cdot P \quad (5.7)$$

wobei M_{skal} den Skalierungsfaktor beinhaltet, S die Scherung bewirkt und die Permutationsmatrix P die prinzipielle Blickrichtung festlegt.

Nach der Zwischenbilderzeugung wird mit Hilfe einer Verzerrungsoperation (*warping*) das Endbild erzeugt. Die Verzerrung bewirkt die Abbildung des Zwischenbildes in der Zwischenbildebene auf die Projektionsebene. Abbildung 5.5 verdeutlicht diesen Vorgang. Um Ungenauigkeiten zu vermeiden, wird die inverse Abbildung betrachtet, d. h. man bildet jeden Pixel des Endbildes in die Zwischenbildebene ab und ermittelt über Interpolation im Zwischenbild den Pixelwert. Als Interpolationsverfahren wird eine bilineare Interpolation aus den vier nächsten Zwischenbildpixeln genutzt.

War die Zwischenbilderzeugung grundsätzlich nichts anderes als eine Transformation der Projektionsebene in eine Ebene parallel zu den Schichten des Datenvolumens, so handelt es sich bei der Verzerrung um die inverse Transfor-

mation, bei der das Zwischenbild in der Zwischenbildebene auf die Projektionsebene abgebildet wird. Die inverse Transformation ist folglich die Abbildung einer Fläche im Raum auf eine andere Fläche im Raum. Da sich das Zwischenbild in derselben Ebene wie die Frontschicht befindet, kann die Verzerrung als eine zweidimensionale Abbildung betrachtet werden. Die Form der Verzerrung ist abhängig von der Lage des Zwischenbildes im Raum. Eine zweidimensionale Abbildung kann im Vergleich zu einer dreidimensionalen Abbildung weitaus schneller durchgeführt werden, was sich positiv auf die benötigte Zeit zur Projektionsberechnung bei der 2D/3D-Registrierung auswirkt.

Zur weiteren Beschleunigung der Verzerrung betrachten wir nur die Pixel des Endbildes, auf die tatsächlich ein Datenwert abgebildet werden kann. Dazu benutzen wir die aus dem Ray Casting bekannte Projektion der Bounding Box um den segmentierten Wirbel auf die Projektionsebene. Nur die Pixel innerhalb des Projektionsbildes sind von der Projektion der Datenwerte betroffen. Außerhalb liegende Endbildpixel erhalten unter keinen Umständen einen Beitrag von den Datenwerten und brauchen daher nicht berücksichtigt werden. Sie erhalten den Hintergrundwert zugewiesen.

Die Schritte des von uns modifizierten Shear-Warp-Verfahrens sind in Abbildung 5.6 in Form von Pseudo-Programmcode zusammengefaßt. (Auf Grund der großen Anzahl an Abbildungen befinden sich die weiteren Abbildungen am Ende dieses Kapitels.) Die Funktion **Projektion** dient als Schnittstelle zum 2D/3D-Algorithmus und übergibt das berechnete Projektionsbild. In der Funktion **Komposition** erfolgt die Berechnung des Zwischenbildes nach dem beschriebenen Verfahren. Abschließend ermittelt die Funktion **Warping** das Endbild.

5.2 Die Optimierungen

5.2.1 Die euklidische Distanz-Transformation

Die Berechnung der euklidischen Distanz-Transformation erfolgt in einem Mehrschrittalgorithmus (*multi-pass algorithm*). Der von uns ausgewählte Algorithmus verläuft analog zum Algorithmus von Mullikin [42]. Zur Erzeugung des Distanzvolumens werden sogenannte Masken verwendet, die die Werte aus bestimmten Nachbarvoxeln, den 6 räumlich nächsten Voxeln, bei der Berechnung des Abstandswertes des momentan betrachteten Voxels berücksichtigen. Diese Masken werden in mehreren Schritten durch das Datenvolumen bewegt. Bei den Schritten handelt es sich um Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen entlang der Zeilen des Volumens. Dabei werden für jeden Voxel zunächst drei Werte gespeichert, die die Anzahl von Schritten in den drei Raumrichtungen zum räumlich nächsten Voxel von Interesse enthalten. Für die Berechnung dieser drei Werte konnte im Rahmen dieser Arbeit auf eine vorhandene Softwareimplementation zurückgegriffen werden. Abschließend werden aus den gespeicherten Schrittzahlen in den drei Dimensionen des Volumens die benötigten euklidischen Distanzen berechnet, indem die quadratische Wurzel aus der Summe der Quadrate gezogen wird.

Die Verfahren zur Berechnung der euklidischen Distanz sind die aufwendigsten unter den gängigen Verfahren zur Abstandsberechnung, da sie das Volumen mehrmals durchlaufen, mehrere Werte zwischenspeichern und die Distanz über ein rechentechnisch teures Wurzelziehen berechnet wird. Dafür liefern derartige Verfahren genauere Resultate als die anderen Verfahren, wie z. B. die Chamfer-Verfahren. Die Berechnung des Distanzvolumens kann jedoch bereits in einem Vorverarbeitungsschritt erfolgen, womit sie für die genannten Anwendungen im klinischen Alltag in den nichtzeitkritischen Bereich fällt. Für den in Kapitel 6 beschriebenen Testdatensatz dauerte die Berechnung auf dem ebenfalls dort beschriebenen Rechner ca. 45 Sekunden und liegt damit im akzeptablen Bereich

für die Anwendung. Abbildung 5.7 zeigt zwei Schichten des Distanzvolumens mit den schwarz gekennzeichneten Bildpunkten für den Abstandswert 0 (zum Wirbel gehörende Voxel) und den Bildpunkten mit zufallsmäßig zugeordneten Grauwerten für die Abstandswerte ungleich Null.

Bei der oben beschriebenen Vorgehensweise erhalten fast alle Voxel die korrekte euklidische Distanz zum räumlich nächsten Voxel von Interesse zugewiesen. Ausnahmefälle sind pathologische Fälle, in denen ein Voxel räumlich gleich weit entfernt von zwei oder mehr Voxeln von Interesse liegt. Bei der Berechnung der Abstandswerte für die nächsten Voxel kann es dann zu einer Fortpflanzung eines Abstandswertes kommen, der nicht mehr der kürzesten Distanz zum räumlich nächsten Voxel von Interesse entspricht. Doch auch in diesen seltenen Fällen sind die Fehler zum korrekten Abstandswert sehr gering und zeigen i. allg. keine erkennbaren Auswirkungen auf das Verfahren.

Wie erste Untersuchungen mit dieser Optimierung des Ray-Casting-Verfahrens ergaben, ist der Aufwand für die Berechnung der Vektorinkremente höher als der Gewinn an Rechenzeit, da die Vielfachen der Vektorinkremente für die verschiedenen Schrittgrößen für jeden Strahl auf Grund der perspektivischen Projektion neu berechnet werden müssen. Wir haben uns daher zu einer Modifikation des Verfahrens entschlossen. Dabei wird nur noch für eine größere Schrittweite ein vergrößertes Vektorinkrement berechnet. Bei kleineren Abstandswerten wird ein normaler Einzelschritt durchgeführt; ist der Distanzwert gleich groß oder größer als der Wert für einen großen Schritt, so erfolgt ein derartiger Schritt. Die größere Schrittweite sollte so gewählt werden, daß einerseits ein möglichst großes Gebiet mit einem Schritt übersprungen werden kann, andererseits darf der Schritt nicht zu groß sein, da dann nur wenige große Schritte, aber viele kleine Schritte erforderlich wären. Das Ziel muß sein, die Gesamtanzahl der durchzuführenden Schritte zu minimieren. Als große Schrittweite wurde von uns eine Weite äquivalent zu 5 Einzelschritten ausgewählt. Abbildung 5.8 zeigt den Pseudo-Programmcode für den modifizierten Ray Caster. Die Kombination von Vektorinkrementen und

Distanz-Transformationen ist ähnlich zur schablonenbasierten (*template-based*) Strahlverfolgung [61, 62].

5.2.2 Die Lauflängenkodierung

Die Datenstruktur für das kodierte Datenvolumen besteht für jede Zeile aus drei Feldern (Abb. 5.9): einem Feld für die Lauflängen, einem Feld für die nichttransparenten und folglich nicht lauflängenkodierten Voxel und einem Feld aus Zeigern auf die ersten beiden Felder. Im Lauflängensfeld steht bei transparenten Voxelintervallen die Länge des Intervalls und damit die Anzahl der zu überspringenden Voxel. Für nichttransparente Voxelintervalle enthält das Feld die Anzahl der zu berücksichtigenden Voxel. Diese Voxel sind hintereinander im zweiten Feld abgespeichert, wobei jeweils 16 Bit pro Datenwert reserviert sind (CT-Datensätze enthalten gewöhnlich 10–12 Bit pro Wert). Jede Lauflänge wurde als 8-Bit-Integerwert gespeichert, um Speicherplatzanforderungen so gering wie möglich zu halten. Es kommt bei den heute gängigen Bildgrößen in der medizinischen Bildverarbeitung, z. B. $512 \times 512 \times 100$ Voxel, selten vor, daß ein Intervall länger ist als 255 Voxel. Tritt dieser Fall doch ein, so wird das Intervall in zwei oder mehr Intervalle mit maximal 255 Voxeln aufgespalten. Die Einsparung an Speicherplatz durch die Verwendung eines 8-Bit-Wertes ist weitaus größer als der eventuell zusätzliche Aufwand für die Aufspaltung eines Intervalls.

Durch die Speicherung nur der nichttransparenten Voxel ergibt sich eine deutliche Einsparung an Speicherplatz, da medizinische Datensätze typischerweise 50 - 80% uninteressante Volumenbereiche enthalten (vgl. [32, 52, 64]). Es besteht keine Notwendigkeit, transparente Voxel zu speichern, da sie nicht zum Endbild beitragen. Über das Lauflängensfeld läßt sich bestimmen, an welchen Stellen transparente Voxel vorhanden und zu überspringen sind. Die Lauflängen und die nichttransparenten Voxel sind in zwei getrennten Feldern gespeichert, um Probleme der Byte-Ausrichtung zu verhindern. Auf einigen Rechnern müssen be-

stimmte Datentypen an bestimmten Bytegrenzen beginnen. Würden die 1-Byte-Lauflängen von 2-Byte-Datenwerten unterbrochen, so könnte es zur Einfügung zusätzlicher Bytes kommen, um die korrekte Ausrichtung zu erreichen. Dieses kann mit einer Trennung der Felder verhindert werden.

Ein allgemeines Problem bei Lauflängenkodierungen ist, daß der wahlfreie Zugriff auf die Datenwerte nicht mehr gegeben ist. Die gespeicherten Daten müßten jeweils vom Beginn der Datenstruktur aus dekodiert werden. Abhilfe schafft hier das dritte Feld in unserer Datenstruktur. Jeder Eintrag enthält für jede Zeile einen Zeiger auf den Anfang der Lauflängen für diese Zeile und einen weiteren Zeiger auf den ersten nichttransparenten Datenwert im Voxelfeld. Damit kann der beim Shear-Warp-Verfahren benötigte Zugriff auf die Daten Schicht für Schicht und Zeile für Zeile realisiert werden, da die Daten im Vorverarbeitungsschritt bei der Erzeugung des kodierten Volumens ebenso Schicht für Schicht und Zeile für Zeile kodiert wurden.

Ein weiteres Problem besteht darin, daß das kodierte Volumen nur in der Reihenfolge durchlaufen und dekodiert werden kann, in der es gespeichert wurde. Generell gibt es genau drei Möglichkeiten, Schichten so durch das Volumen zu legen, daß immer zwei definierende Achsen des Volumens eine Ebene parallel zur Schichtebene aufspannen. Anders ausgedrückt gibt es genau drei Möglichkeiten, Schichten senkrecht zu jeweils einer der definierenden Achsen des Volumens zu definieren. Die das Volumen definierenden Achsen werden oft auch als prinzipielle Blickrichtungen bezeichnet. Um beim späteren Rendering einen gleichschnellen Zugriff in alle drei prinzipiellen Blickrichtungen zu ermöglichen, müssen im Vorverarbeitungsschritt drei kodierte Volumen berechnet werden.

Während des Rendering wird immer auf eines dieser lauflängenkodierten Volumen zugegriffen. Dabei handelt es sich um dasjenige Volumen, dessen z-Achse (Tiefenachse) mit der bestimmten prinzipiellen Blickrichtung übereinstimmt (vgl. Abschnitt 3.4.3). Laufen die Strahlen in einem Winkel größer als 45 Grad in einer der drei prinzipiellen Blickrichtungen durch das Volumen, so wird auf das

entsprechende Volumen umgeschaltet. Damit ist sichergestellt, daß immer die bestmögliche Bildqualität erreicht wird. Ab einem Winkel von größer als 45 Grad sind die horizontalen Abstände zwischen den Voxeln größer als die vertikalen Abstände (eine uniforme Verteilung der Voxel im Raum vorausgesetzt), was zu einer Verschlechterung der Bildqualität führen würde. Außerdem führen Winkel größer als 45 Grad zu einem unnötig großen Zwischenbild und somit zu einem vergrößerten Rechenaufwand, der sich in einer längeren Rechenzeit niederschlägt.

Durch den eingesparten Speicherplatz bei der Lauflängenkodierung bewegt sich der benötigte Speicherplatz für die drei Kopien des Volumens in derselben Größenordnung wie für das unkodierte Volumen, so daß Speicherplatzprobleme bei typischen medizinischen Datensätzen nicht auftreten sollten. Häufig belegen die drei Kopien zusammen sogar weniger Speicherplatz als das unkodierte Volumen zuvor.

Das Shear-Warp-Verfahren arbeitet wie zuvor beschrieben (Abschnitt 5.1.2). Mit Hilfe der momentanen Blickrichtung wird die prinzipielle Blickrichtung und damit das kodierte Volumen bestimmt. Der Algorithmus durchläuft die Daten Schicht für Schicht und Zeile für Zeile, wobei immer eine Zeile aus dem kodierten Volumen bearbeitet wird. Die Angaben für transparente Voxel bestimmen die Anzahl der nicht zu berücksichtigenden Voxel und damit die Anzahl der zu überspringenden Pixel im Zwischenbild. Der Warming-Schritt bleibt von der Lauflängenkodierung unberührt. Abbildung 5.10 zeigt die veränderte Funktion **Komposition**.

```

ProjBild Projektion(CT-Volumen, Viewing-Geometrie)
{
    Faktorisiere Viewing-Matrix;
    Berechne Zwischenbildgröße aus Scherung und Skalierung;
    Lösche Zwischenbild;

    Zwischenbild = Komposition(CT-Volumen,  $M_{shear}$ );
    ProjBild = Warping(Zwischenbild,  $M_{warp}$ );
}

TmpBild Komposition(CT-Volumen,  $M_{shear}$ )
{
    Bestimme prinzipielle Blickrichtung;
    FOR Schicht  $k = 0$  TO  $K_{max} - 1$  DO  $k + +$ 
    {
        Schere und skaliere Schicht  $k$ ;
        Zeiger  $p = 1$ . Voxel( $i,j$ ) in Schicht  $k$ ;
        Berechne Volumenschrittweiten  $x_{step}$  und  $y_{step}$ ,
        die einem Schritt im Zwischenbild entsprechen;
        FOR  $y = 0$  TO  $Y_{max}$  DO  $y + +$ 
        {
            FOR  $x = 0$  TO  $X_{max}$  DO  $x + +$ 
            {
                Skaliere Voxelwert  $*p$  entsprechend Strahllänge;
                TmpBild( $x,y$ )  $+= *p$ ;  $p += x_{step}$ ;
            }
             $p += y_{step}$ ;
        }
    }
}

ProjBild Warping(TmpBild,  $M_{warp}$ )
{
    Bestimme betroffene Endbildpixel durch Projektion der Bounding Box;
    FOR jeden betroffenen Pixel( $i,j$ )
    {
        Transformiere Pixel in Zwischenbildebene;
        IF TransProjBild( $i,j$ ) innerhalb Zwischenbild
            ProjBild( $i,j$ ) = Interpoliere TransProjBild( $i,j$ ) aus 4 nächsten
                Zwischenbildpixeln;
    }
}

```

Abbildung 5.6: Pseudo-Programmcode für das Shear-Warp-Verfahren

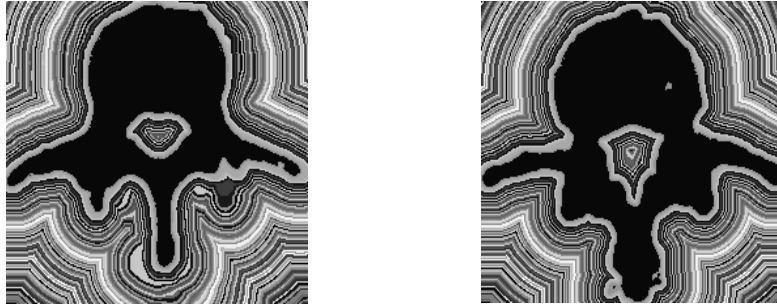


Abbildung 5.7: Zwei Schichten des Distanzvolumens für das CT-Volumen des Testdatensatzes (links Schicht 32, rechts Schicht 59). Zum Wirbel gehörende Voxel wurden schwarz dargestellt. Den anderen Voxeln wurde ein zufällig ausgewählter Grauwert zugewiesen.

```

...
Berechne Vektorinkrement für einzelnen und großen Schritt;
FOR  $k = 0$  TO  $s$  DO  $k++$ 
{
    Summe += Intensität / Strahllänge pro Schicht;
    IF (Distanzwert  $\geq$  Wert für großen Schritt)
    {
        Position += Vektorinkrement für großen Schritt;
         $k +=$  großer Schritt;
    }
    else
        Position += Vektorinkrement für Einzelschritt;
}

```

Abbildung 5.8: Pseudo-Programmcode für die veränderte innerste Schleife des Ray Casters. Je nach Distanzwert wird ein großer oder ein kleiner (normaler) Schritt durchgeführt.

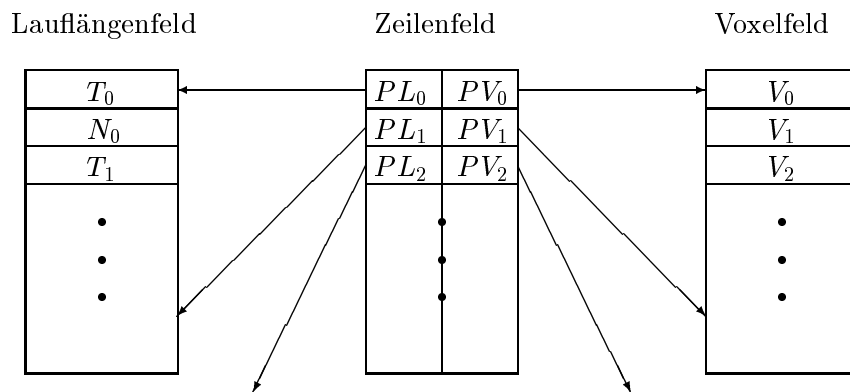


Abbildung 5.9: Die Datenstruktur der Lauflängenkodierung. Das Lauflängensfeld enthält die Längen homogener Intervalle einer Datenzeile, wobei nur zwischen transparenten und nichttransparenten Voxeln unterschieden wird. Im Voxelfeld sind nur die nichttransparenten Voxel gespeichert. Das Zeilenfeld umfaßt die Zeiger in die ersten beiden Felder.

```

TmpBild Komposition(CT-Volumen,  $M_{shear}$ )
{
  Bestimme prinzipielle Blickrichtung;
  Bestimme damit, auf welches kodierte Volumen zurückgegriffen wird.
  Zeiger  $z$  = Anfang 1. Zeile des kodierten Volumens;
  FOR Schicht  $k = 0$  TO  $K_{max} - 1$  DO  $k++$ 
  {
    Schere und skaliere Schicht  $k$ ;
    Zeiger  $p = 1$ . nichttransparenter Voxel in Schicht  $k$ ;
    Berechne Schrittweiten  $x_{step}$  und  $y_{step}$ , die einem Schritt im Zwischenbild
    entsprechen;
    FOR  $y = 0$  TO  $Y_{max}$  DO  $y++$ 
    {
      WHILE  $x < X_{max}$ 
      {
        IF * $z$  transparenter Voxel
           $x +=$  umgerechnete Lauflänge(* $z$ ) in Zwischenbildpixeln;
        ELSE
          FOR  $l = 0$  TO Lauflänge( $z$ ) DO  $l += x_{step}$ 
          {
            Skaliere Voxelwert * $p$  in Abhängigkeit von Strahllänge;
            TmpBild( $x,y$ ) = * $p$ ;
             $p += x_{step}; x++$ ;
          }
           $z =$  nächstes Volumenintervall;
        }
         $z =$  Anfang nächste Zeile des kodierten Volumens entsprechend  $y_{step}$ ;
         $p = 1$ . nichttransparenter Voxel in Zeile  $z$ ;
      }
       $z =$  Anfang 1. Zeile nächste Schicht;
    }
  }
}

```

Abbildung 5.10: Pseudo-Programmcode für die veränderte Zwischenbilderzeugung bei Verwendung einer Lauflängenkodierung des Datenvolumens

Kapitel 6

Eignung der Verfahren für die 2D/3D-Registrierung

6.1 Der Testdatensatz

Als Testdatensatz standen ein vor der Operation aufgenommenes dreidimensionales CT-Bild und ein während des Eingriffs aufgenommenes Röntgen-Fluoroskopiebild der Bauchregion zur Verfügung. Als Beispiel für die 2D/3D-Registrierung wurde die Registrierung eines in den Bildern dargestellten Lendenwirbels ausgewählt.

Das CT-Bild besitzt vor der Vorverarbeitung, d. h. vor der Glättung und dem Supersampling, eine Auflösung von $512 \times 512 \times 123$ Voxeln. Die Voxelgröße beträgt $0.488\text{mm} \times 0.488\text{mm} \times 2.0\text{mm}$. Nach dem Vorverarbeitungsschritt beträgt die Größe des CT-Volumens $512 \times 512 \times 492$ Voxel und die Voxelgröße $0.488\text{mm} \times 0.488\text{mm} \times 0.5\text{mm}$. Die Bounding Box um den segmentierten Wirbel (aus dem bearbeiteten CT-Bild) besitzt eine Größe von $231 \times 213 \times 76$ Voxeln. Damit belegt sie gerade einmal knapp 2,9% des gesamten CT-Volumens. Der Wirbel selber nimmt wiederum nur einen Teil der Bounding Box ein, da die quaderförmige Bounding Box nur eine grobe Approximation der Wirbelform darstellt. Diese

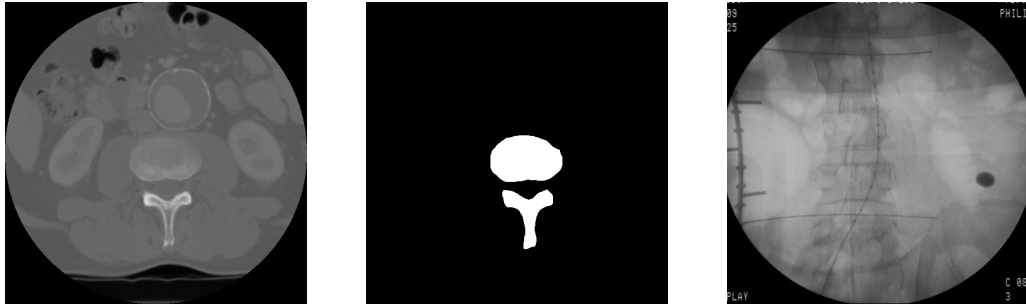


Abbildung 6.1: Links eine Schicht des CT-Bildes mit dem zu registrierenden Wirbel im Zentrum. In der Mitte die segmentierte Schicht, rechts das Röntgen-Fluoroskopiebild vor der Registrierung.

Dimension macht deutlich, welche Zeitersparnis allein die Beschränkung auf die Berechnung einer Projektion aus den in der Bounding Box enthaltenen Voxeln statt der Voxel des gesamten CT-Bildes bringt. Die Röntgen-Fluoroskopie ist vor dem Preprocessing 512×512 Pixel groß. Danach besitzt sie eine Größe von 128×128 Pixel mit einer Pixelgröße von $2.38\text{mm} \times 2.38\text{mm}$. Abbildung 6.1 zeigt eine Schicht des Wirbels im CT-Bild nach dem Resampling der Bildvorverarbeitung und die dazugehörige Segmentierung sowie das Röntgen-Fluoroskopiebild.

Alle Experimente wurden auf einer SUN SPARCstation10 mit 194 MB Hauptspeicher ausgeführt. Die folgenden Abschnitte beschreiben die Ergebnisse für die durchgeführten Experimente und werten diese hinsichtlich der gestellten Anforderungen an die Rechenzeit und Genauigkeit aus. Als Referenz diente der einfache Ray Caster, der vor dieser Arbeit im Softwarepaket für die 2D/3D-Registrierung genutzt wurde. Die erzielten Rechenzeiten sind einfach zu vergleichen. Schwieriger gestaltet sich der Vergleich der Genauigkeit bezüglich der berechneten Registrierungsparameter und insbesondere der Grauwertgenauigkeit. Für erstere wurde die maximale Differenz der berechneten Werte zu den Referenzwerten ausgewertet. Es stellte sich heraus, daß alle Parameter außer der Höhe t_z nur sehr wenig (maximal 1–2%) um die Referenzwerte schwanken, während der Höhenparameter t_z deutlich größere Schwankungen zeigte (bis zu 5%). Der Grund hierfür ist in der Projektionsgeometrie zu suchen, die dafür verantwortlich ist, daß

die Pattern Intensity bei der Höhe t_z ein vergleichsweise flaches Minimum hat, während sie bei den anderen Translations- und Rotationsparametern ein spitzes Maximum hat [55]. Eine Veränderung der Höhe zieht nur eine geringe Veränderung des Projektionsbildes nach sich, so daß es schwierig ist, den Höhenparameter korrekt zu bestimmen. Bei den Ergebnissen werden daher die Fehler für den Parameter t_z und für die restlichen Parameter getrennt angegeben.

Für die Grauwertgenauigkeit wird das Ähnlichkeitsmaß *Pattern Intensity* betrachtet. Eine weitere Möglichkeit der Begutachtung der Qualität ist das Auslösen der Wirbelstrukturen im Röntgen-Fluoroskopiebild. War die Registrierung erfolgreich, so werden die Wirbelstrukturen komplett ausgelöscht. Der visuelle Eindruck der Güte der Registrierung kann jedoch täuschen und kann keinesfalls die anderen Genauigkeitsmaße ersetzen. Die Referenzwerte sind:

Translation t_x	=	-18.44mm
Translation t_y	=	-15.09mm
Translation t_z	=	300.20mm
Rotation ω_x	=	1.56rad
Rotation ω_y	=	0.07rad
Rotation ω_z	=	0.10rad
Pattern Intensity	=	1968.32
Rechenzeit Projektion	=	0.288s
Rechenzeit Registrierung	=	37.596s

Die Rechenzeit für die Bildvorverarbeitung (vgl. Abschnitt 2.2) beträgt für das Referenzverfahren 10 Sekunden, wurde jedoch nicht in den Vergleich mit einbezogen, da die Berechnung in den für die klinische Anwendung zeitlich unkritischen Bereich der Eingriffsvorbereitung fällt. Zu dieser Zeit addiert sich die Rechenzeit, die für die Bereitstellung der Bilddaten benötigt wird. Diese Zeit ist abhängig von der Größe der Datensätze und von den vorhandenen Bus- bzw.

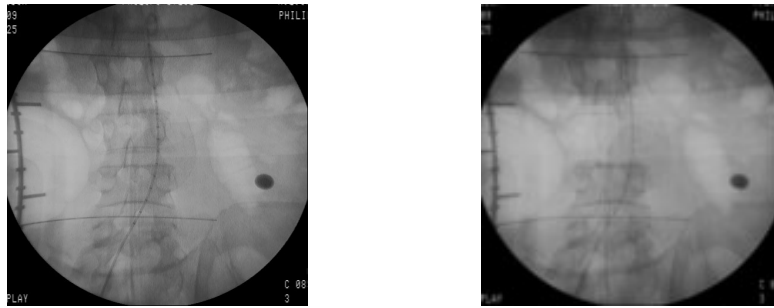


Abbildung 6.2: Links das Röntgen-Fluoroskopiebild vor der Registrierung, rechts die Aufnahme nach der Registrierung. Die Wirbelstrukturen wurden deutlich sichtbar ausgelöscht.

Netzwerkkapazitäten. Alle Werte sind Mittelwerte von jeweils 10 Experimenten, um verwertbare statistische Ergebnisse zu erhalten. Die Abbildung 6.2 zeigt die intraoperative Röntgenaufnahme vor und nach der Registrierung. Die Wirbelstrukturen wurden ausgelöscht, während die Strukturen des umliegenden Gewebes sowie der Katheter sichtbar bleiben.

Untersuchungen am Referenzverfahren haben ergeben, daß rund 80% der Rechenzeit bei der 2D/3D-Registrierung für die Projektionsberechnung benötigt werden. Es ist daher berechtigt, schnellere Verfahren zur Berechnung einer perspektivischen Projektion zu suchen, um die Gesamtrechenzeit zu senken.

Der Abschnitt 6.2 behandelt die Ergebnisse für die ausgewählten Verfahren des Direct Volume Rendering ohne Optimierungen. Der Abschnitt 6.3 widmet sich dann den optimierten Verfahren.

6.2 Ergebnisse für die Direct-Volume-Rendering-Verfahren

In den im Folgenden beschriebenen Tabellen bezeichnet A das ursprüngliche Ray-Casting-Verfahren, B das Ray-Casting-Verfahren mit vereinfachten Vektorinkrementen und C das Shear-Warp-Verfahren.

Die Tabelle 6.1 zeigt die Ergebnisse für die Berechnung einer perspektivi-

Verfahren	Zeit in s	Pattern Intensity	proz. Fehler für		Faktor
			t_z	Rest	
A	0.288	1968.32	-	-	-
B	0.266	1972.45	1.4	0.9	1.08
C	0.334	1956.79	3.2	1.7	0.86

Tabelle 6.1: Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion durch die ausgewählten Direct-Volume-Rendering-Verfahren ohne zusätzliche Optimierungen. A bezeichnet den ursprünglichen Ray Caster, B den Ray Caster mit vereinfachten Vektorinkrementen, C das Shear-Warp-Verfahren.

Verfahren	Zeit in s	Faktor
A	37.596	-
B	33.048	1.13
C	55.474	0.67

Tabelle 6.2: Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.

schen Projektion aus den Volumendaten. In der Tabelle sind neben den absoluten Zeiten, den Werten des Ähnlichkeitsmaßes und den prozentualen Fehlerwerten auch die erreichten Faktoren bezüglich der Rechenzeiten angegeben.

In der Tabelle 6.2 werden die Ergebnisse für die drei Verfahren bei der gesamten 2D/3D-Registrierung dargestellt. Wie die Ergebnisse aus beiden Tabellen zeigen, brachten die vereinfachten Vektorinkremente beim Ray Casting eine Einsparung an Rechenzeit von ca. 10%. Die Gesamtzeit für die 2D/3D-Registrierung liegt jedoch immer noch über 30 Sekunden und ist damit deutlich von den gewünschten Zeiten von weniger als 15 Sekunden entfernt.

Für das Shear-Warp-Verfahren zeigte sich sogar eine deutliche Verschlechterung. Der Grund hierfür ist einfach zu erkennen: das CT-Volumen und damit das Zwischenbild, das sich an der Auflösung des CT-Volumens orientiert, haben eine deutlich höhere Auflösung als das Endbild in der Projektionsebene. Wie der Referenzwert für die Höhe des Wirbels (genauer gesagt, des Zentrums der Bounding

Box um den Wirbel) über der Projektionsebene anzeigt, liegt die typische Höhe bei einem Wert um 300mm. Projiziert man einen Pixel des Projektionsbildes auf die Zwischenbildebene in dieser Höhe, so hat ein derartiger Endbildpixel dort eine Größe von ca. $1.66\text{mm} \times 1.66\text{mm}$, wenn die Zwischenbildebene parallel zur Projektionsebene liegt. Bei einer Pixelgröße im Zwischenbild von rund $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ kann die Auflösung im Zwischenbild gefahrlos ohne Auswirkungen auf die Genauigkeit des Endbildes um einen Faktor 3 verringert werden.

Die Größe der projizierten Pixel ist abhängig von der Lage und Orientierung des CT-Volumens und damit der Zwischenbildebene bezüglich dem Koordinatensystem der Strahlenquelle. Je kleiner der Abstand des CT-Volumens von der Projektionsebene, desto geringer fällt der Faktor aus. Außerdem verändert die Neigung der Zwischenbildebene zur Projektionsebene die Größe der Projektion des Pixels in der Zwischenbildebene. Die hier als Beispielrechnung angeführten Werte geben jedoch eine Schätzung für die Größenordnungen, bei denen keine Auswirkungen auf die Genauigkeit zu erwarten sind.

Des weiteren zeigten Untersuchungen des Shear-Warp-Verfahrens ohne Reduktion, daß ca. 80% der Rechenzeit zur Berechnung einer Projektion für die Berechnung des Zwischenbildes benötigt werden. Die Verzerrung ist auf Grund ihres zweidimensionalen Charakters vergleichsweise schnell durchzuführen. Es ist daher berechtigt, insbesondere nach Möglichkeiten der Beschleunigung der Zwischenbilderzeugung zu suchen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden daher Experimente mit den Auflösungs-faktoren 2 und 3 durchgeführt. Die Tabelle 6.3 zeigt die Ergebnisse für eine Projektionsberechnung, die Tabelle 6.4 für die gesamte 2D/3D-Registrierung. Die reduzierte Auflösung im Zwischenbild bewirkt, daß ebenfalls entsprechend weniger Voxel in den einzelnen Schichten des Volumens bearbeitet werden müssen. Dabei bleibt das Datenvolumen in unveränderter Form gespeichert, während sich die Schrittweite bei der Traversierung durch das Volumen entsprechend dem Auflösungs-faktor ändert.

Verfahren	Zeit in s	Pattern Intensity	proz. Fehler für		Faktor
			t_z	Rest	
A	0.288	1968.32	-	-	-
B	0.334	1956.79	3.2	1.7	0.86
C	0.142	1937.20	3.4	1.7	2.03
D	0.088	1902.88	3.1	1.9	3.27

Tabelle 6.3: Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion unter Ausnutzung einer reduzierten Auflösung des Zwischenbildes. A bezeichnet den ursprünglichen Ray Caster, B, C und D das Shear-Warp-Verfahren mit den Faktor 1, 2 bzw. 3.

Verfahren	Zeit in s	Faktor
A	37.596	-
B	55.474	0.67
C	27.408	1.37
D	18.838	2.00

Tabelle 6.4: Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.

Das Shear-Warp-Verfahren mit einem Auflösungsfaktor 2 ist bei der Berechnung der Projektion doppelt so schnell wie das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. Es benötigt nur noch die Hälfte der Rechenzeit für die gesamte Registrierung im Vergleich zu dem Verfahren mit einem Faktor von 1 und ist ebenfalls rund ein Drittel schneller als das Referenzverfahren. Bei dem Shear-Warp-Verfahren mit einem Faktor 3 zur Reduktion der Auflösung ist die Projektionsberechnung mehr als dreimal so schnell wie das Referenzverfahren. Für die gesamte 2D/3D-Registrierung ergibt sich ein Beschleunigungsfaktor von 2. Damit konnte die Rechenzeit für die Registrierung deutlich unter die 20-Sekundenmarke gedrückt werden und kommt somit der gewünschten Maximalrechenzeit von 15 Sekunden schon recht nahe. Das Verhältnis der Anteile von Zwischenbilderzeugung und Warping an der Projektionsberechnung hat sich dabei von 80:20 auf 70:30 verbes-

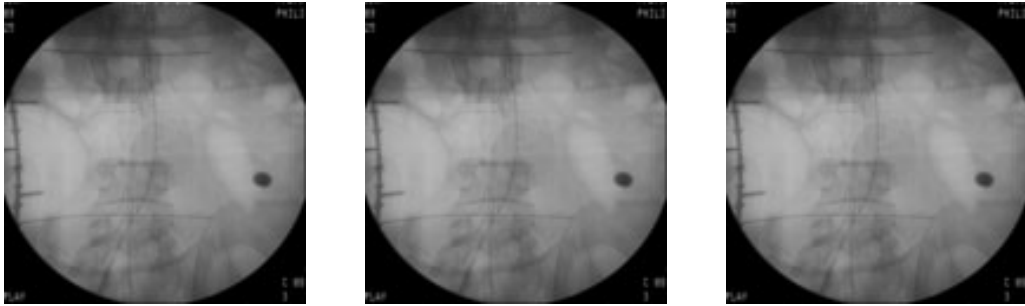


Abbildung 6.3: Das Ergebnis der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Ray Casting mit vereinfachten Vektorinkrementen. Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit Auflösungsfaktor 3.

Verfahren	Zeit in s	Pattern Intensity	proz. Fehler für		Faktor
			t_z	Rest	
A	0.288	1968.32	-	-	-
B	0.334	1956.79	3.2	1.7	0.86
C	0.102	1912.96	4.1	1.6	2.82
D	0.056	1882.12	4.9	2.1	5.14

Tabelle 6.5: Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion unter Ausnutzung einer reduzierten Auflösung des Zwischenbildes. A der ursprüngliche Ray Caster, B das Shear-Warp-Verfahren ohne jegliche Reduktion, C und D die Shear-Warp-Verfahren mit den Faktoren 2 bzw. 3 in allen Dimensionen des Volumens.

sert. Die Bilder in der Abbildung 6.3 zeigen die Röntgen-Fluoroskopieaufnahmen nach der Registrierung und Subtraktion der projizierten Wirbelstrukturen für das Ray-Casting-Verfahren mit vereinfachten Vektorinkrementen und Integer-Arithmetik sowie das Shear-Warp-Verfahren mit einer um den Faktor 3 reduzierten Auflösung des Zwischenbildes im Vergleich mit dem Ergebnis des Referenzverfahrens.

Neben der Reduktion der Auflösung innerhalb des Zwischenbildes kann ebenso die Auflösung in der Tiefe reduziert werden. Das bedeutet, es wird nur noch jede zweite oder dritte Schicht berücksichtigt. Diese Reduktion in der Tiefe birgt allerdings die prinzipielle Gefahr einer verschlechterten Genauigkeit, da das Ähnlichkeitsmaß Pattern Intensity stark auf Strukturen im Bild reagiert, die bei

Verfahren	Zeit in s	Faktor
A	37.596	-
B	55.474	0.67
C	23.429	1.60
D	15.396	2.44

Tabelle 6.6: Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.

einer Reduktion der Datenmenge in der Tiefe möglicherweise fehlen und somit zu fehlerhaften Maximalwerten und in deren Folge zu Mißregistrierungen führen können.

Die Ergebnisse für die Projektion finden sich in der Tabelle 6.5 und für die gesamte 2D/3D-Registrierung in der Tabelle 6.6. Eine Reduktion der Auflösung in der Tiefe bewirkt eine deutliche Geschwindigkeitssteigerung. So benötigt das Shear-Warp-Verfahren mit Faktor 3 in allen Dimensionen nur noch ein Fünftel der Rechenzeit des Referenzverfahrens zur Berechnung einer perspektivischen Projektion und ebenfalls die Rechenzeit für die gesamte Registrierung sinkt auf einen Wert von annähernd 15 Sekunden. Das Verhältnis der Rechenzeiten für die Zwischenbilderzeugung und das Warping hat sich dabei auf 60:40 geändert. Es mag auf den ersten Blick verwundern, daß die Reduktion der zugrundeliegenden Datenmenge insgesamt keine höheren Beschleunigungen der Projektionsberechnung und der Registrierung bewirkt. Hierbei muß jedoch bedacht werden, daß sich eine Reduktion nur auf die Zwischenbilderzeugung positiv auswirkt, die anderen Programmfunktionen, wie z. B. die Verzerrung oder die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes, unverändert bleiben.

Es wird mit zunehmender Datenreduktion deutlich, daß die Genauigkeit der Registrierung unter der Reduktion leidet. Insbesondere wird dies an den verkleinerten Werten der Pattern Intensity deutlich. Die prozentualen Fehler der Registrierungsparameter steigen bis auf 5% für den Höhenparameter t_z und bis

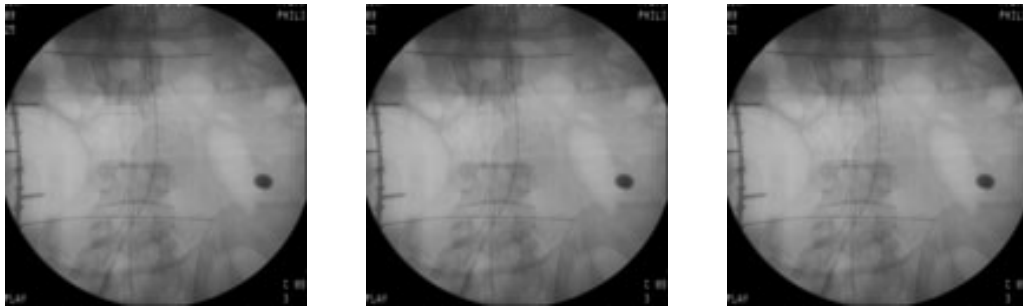


Abbildung 6.4: Die Ergebnisse der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Shear-Warp-Verfahren mit reduzierter Auflösung (Faktor 2). Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit reduzierter Auflösung (Faktor 3). Die Datenreduktion erfolgte in allen drei Dimensionen.

auf 2% für die übrigen Parameter. 5% Differenz in der Höhe entsprechen rund 15mm. Dies ist eine deutliche Zunahme der Schwankungsbreite gegenüber den 8–10mm beim Referenzverfahren. Trotz dieser erhöhten Schwankungsbreiten macht das Registrierungsbild, d. h. die Röntgen-Fluoroskopieaufnahme mit dem subtrahierten Projektionsbild des Wirbels, einen visuell guten Eindruck, da die Wirbelstrukturen des segmentierten Wirbels nicht mehr erkennbar sind. Dies ist ein Beleg dafür, daß der visuelle Eindruck allein über die vorhandene Ungenauigkeit hinwegtäuschen kann und daher nicht ausreicht, die Genauigkeit der Registrierung zu beschreiben. In der Abbildung 6.4 sind die Röntgenaufnahmen nach Registrierung für die Shear-Warp-Verfahren mit Faktoren 2 bzw. 3 im Vergleich mit dem Ergebnis des Referenzverfahrens dargestellt.

6.3 Ergebnisse für die Optimierungen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse für die Kombination der ausgewählten Direct-Volume-Rendering-Verfahren mit den ausgewählten Optimierungen präsentiert. Dabei handelt es sich um die Optimierung des Ray-Casting-Verfahrens durch eine dreidimensionale euklidische Distanz-Transformation und die Nutzung einer Lauflängenkodierung des CT-Volumens beim Shear-Warp-Verfahren.

Verfahren	Zeit in s	Pattern Intensity	proz. Fehler für		Faktor
			t_z	Rest	
A	0.288	1968.32	-	-	-
B	0.266	1972.45	1.4	0.9	1.08
C	0.300	1963.15	1.4	1.0	0.96
D	0.056	1882.12	4.9	2.1	5.14
E	0.048	1878.89	4.6	1.9	6.00

Tabelle 6.7: Ergebnisse bei der Projektionsberechnung. A der Referenz-Ray-Caster, B der Ray Caster mit vereinfachten Vektorinkrementen, C der Ray Caster mit Distanz-Transformationen, D das Shear-Warp-Verfahren mit dem Faktor 3 und E das Shear-Warp-Verfahren mit dem Faktor 3 und der Lauflängenkodierung.

Verfahren	Zeit in s	Faktor
A	37.596	-
B	33.048	1.13
C	40.162	0.94
D	15.396	2.44
E	11.070	3.40

Tabelle 6.8: Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.

Die für die Erzeugung des Distanzvolumens, das die euklidischen Abstände zum jeweils räumlich nächsten Voxel von Interesse enthält, benötigte Zeit beträgt für das CT-Volumen des Testdatensatzes ca. 45 Sekunden. Die Berechnung und Kodierung der drei lauflängenkodierten Volumen dauert ungefähr 6 Sekunden. In beiden Fällen handelt es sich um Vorverarbeitungsschritte, die in den zeitlich unkritischen Teil der Operationsvorbereitung bei einem klinischen Eingriff fallen.

In den Tabellen 6.7 und 6.8 sind die Ergebnisse dargestellt. Als Vergleich neben dem Referenzverfahren wurde für den Ray Caster mit Distanz-Transformation der Ray Caster mit vereinfachten Vektorinkrementen ausgewählt. Für das Shear-Warp-Verfahren wurde ein Faktor von 3 zur Reduktion der

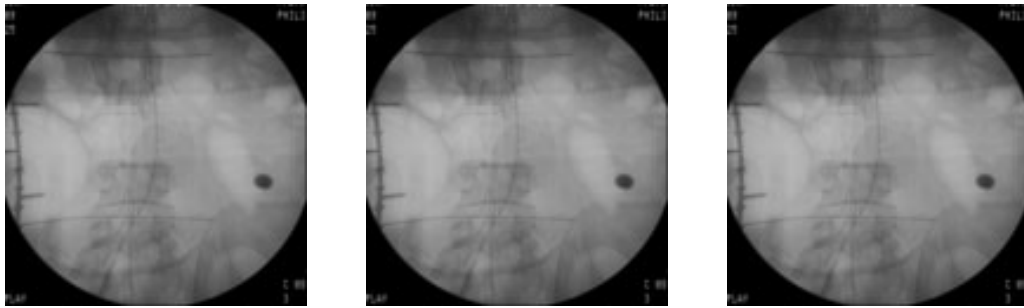


Abbildung 6.5: Das Ergebnis der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Ray-Casting-Verfahren mit 3D-Distanz-Transformation. Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit Lauflängenkodierung.

Auflösung gewählt, sowohl für das Verfahren mit Nutzung der Lauflängenkodierung als auch für das Verfahren ohne spezielle Datenstrukturen. Die Abbildung 6.5 zeigt das Röntgen-Fluoroskopiebild nach der Registrierung, d. h. nach Subtraktion der projizierten Wirbelstrukturen, für die Verfahren mit Optimierungen im Vergleich mit dem Referenzverfahren.

Die euklidische 3D-Distanz-Transformation zum schnellen Überspringen größerer homogener Bereiche im Volumen brachte keine Verbesserung, im Gegenteil sogar eine Verschlechterung. Wir führen das auf die Implementierung zurück. Der Ray Caster mit den vereinfachten Vektorinkrementen benötigte nur noch maximal 7 Integer-Additionen innerhalb der innersten Schleife zur Strahlverfolgung. Es ist schwierig, in diesen engkodierten Programmabschnitt eine Nutzung der berechneten Distanzwerte einzubringen, die eine zusätzliche Beschleunigung der Berechnungen bewirkt. Eine Möglichkeit wäre, die Schrittweite eines großen Schrittes, die momentan bei 5 normalen Einzelschritten liegt, zu erhöhen. Eine derartige Erhöhung hat jedoch zur Folge, daß weniger große Schritte ausgeführt werden können, da weniger Distanzwerte den Mindestwert für einen großen Schritt aufweisen. Mehr Einzelschritte bedeuten wieder mehr Rechenzeit. Weitere Untersuchungen mit unterschiedlichen Schrittweiten und einer verbesserten Implementierung sind notwendig. Diese Untersuchungen sprengten jedoch den Rahmen dieser Arbeit.

Die Lauflängenkodierung des CT-Datenvolumens bewirkte eine nochmalige Beschleunigung der Zwischenbildberechnung um ca. 35%. Dies hatte wiederum eine Beschleunigung der gesamten Projektion und der kompletten 2D/3D-Registrierung zur Folge. Die Projektion ist nun sechsmal schneller als im Referenzverfahren, die Registrierung konnte um mehr als einen Faktor 3 beschleunigt werden. Weiterhin konnte die Gesamtrechenzeit für die 2D/3D-Registrierung auf 11 Sekunden verringert werden und liegt somit deutlich unter der geforderten Maximalrechenzeit von 15 Sekunden. Das Verhältnis der Rechenzeit für die Zwischenbilderzeugung und die Verzerrung beträgt nun 50:50. Ebenso beträgt das Verhältnis zwischen Projektionsberechnung und anderen Teilen des Registrierungsalgorithmus 50:50, so daß in weiterführenden Untersuchungen die Beschleunigung dieser Programmteile, wie z.B. die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes und die Optimierung der Registrierungsparameter, angeraten scheint.

Ein Problem bleibt die verringerte Genauigkeit der Registrierung durch die Reduktion der Auflösung im Zwischenbild und in der Tiefe des Datenvolumens. Wir führen das auf den Umstand zurück, daß insbesondere bei der Reduktion in der Tiefe wichtige Informationen über Strukturen verlorengehen, die für das Ähnlichkeitsmaß Pattern Intensity von Bedeutung sind. Die Pattern Intensity ist ein Maß, das auf die Strukturiertheit eines Bildes reagiert. Weitere Untersuchungen zu dieser Problematik erscheinen erforderlich, gehen allerdings über den Rahmen dieser Arbeit hinaus. Eine mögliche Lösung des Problems könnten unterschiedliche Auflösungs-faktoren im Zwischenbild und in der Tiefe sein.

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden schnelle Verfahren der Volumenvisualisierung auf ihre Eignung für die Berechnung perspektivischer Projektionen für die 2D/3D-Registrierung untersucht. Als geeignet stellten sich verschiedene Verfahren des Direct Volume Rendering heraus. Das Direct Volume Rendering ist eine Klasse von Verfahren der Volumenvisualisierung, die eine visuelle Repräsentation direkt aus den Daten ohne vorherige Erzeugung einer geometrischen Repräsentation berechnen. Mit Hilfe dieser Verfahren ist es möglich, den Prozeß der Röntgenbilderzeugung nachzubilden und aus einem dreidimensionalen CT-Datensatz ein zweidimensionales Pseudo-Röntgenbild zu berechnen. Dieses Bild kann dann in einem 2D/3D-Registrierungsalgorithmus genutzt werden, um den präoperativen CT-Datensatz während eines klinischen Eingriffs mit Hilfe einer intraoperativen zweidimensionalen Röntgen-Fluoroskopieaufnahme mit dem Patienten zu registrieren.

Als besonders geeignet für die betrachtete 2D/3D-Registrierung eines Wirbels erschienen ein Ray-Casting-Verfahren und ein Verfahren, daß eine Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation vornimmt. Beide Verfahren wurden implementiert und verschiedene Modifikationen an den ursprünglichen Verfahren vorgenommen, um sie an die Anforderungen im 2D/3D-Algorithmus

anzupassen. Es galt, die Genauigkeit bei der Registrierung verglichen mit dem bestehenden Verfahren zur Projektionsberechnung zu erhalten, während die Rechenzeit möglichst verringert werden sollte. Das Ray-Casting-Verfahren wurde mit vereinfachten Vektorinkrementen ausgestattet und die Strahlverfolgung komplett mit Integer-Arithmetik durchgeführt. Die innerste Schleife zur Strahlverfolgung benötigt nur noch maximal 7 Integer-Additionen zur Bestimmung und Aufsummierung eines Datenwertes. Diese enge Kodierung brachte indes nur eine Geschwindigkeitssteigerung von rund 10%. Andererseits zeigte insbesondere das Shear-Warp-Verfahren bei vergleichbarer Auflösung eine Beschleunigung der Projektionsberechnung gegenüber dem Ray-Casting-Verfahren um einen Faktor 3. Die Gesamtrechenzeit für die 2D/3D-Registrierung konnte halbiert werden.

Weiterhin wurde gezeigt, daß beim Shear-Warp-Verfahren eine weitere Rechenzeitverkürzung über eine Reduktion der Auflösung in der Tiefe erreicht werden kann. Bei zunehmender Datenreduktion erhöht sich allerdings die Ungenauigkeit der Projektionsberechnung. Hierbei spielt besonders die zunehmende Ungenauigkeit in den Grauwerten eine entscheidende Rolle, da feine Strukturen verlorengehen können, die für die korrekte Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes (Pattern Intensity) von Bedeutung sind.

Auf die ausgewählten Verfahren wurden verschiedene Optimierungen angewandt. Das Ray-Casting-Verfahren erhielt eine euklidische 3D-Distanz-Transformation, um homogene Volumenbereiche, die nicht zum Projektionsbild beitragen, möglichst schnell zu überwinden. In der praktischen Anwendung konnte mit dieser Optimierung jedoch keine Verringerung der Rechenzeit erreicht werden. Es erwies sich als schwierig, die Ergebnisse der Distanz-Transformation innerhalb der engkodierten Programmschleife zur Strahlverfolgung so zu nutzen, daß eine Verbesserung des Verfahrens erreicht werden konnte. Zukünftige Untersuchungen sollten zeigen, bei welchen Distanzwerten für die schnell zu überspringenden Gebiete die größten Verbesserungen erreicht werden können. Hierbei muß ein Kompromiß zwischen möglichst großen Schrittweiten zur schnellen Überwindung

derartiger homogener Volumenbereiche entlang des Strahls und der Gesamtanzahl der durchzuführenden Schritte entlang des Strahls gefunden werden.

Auf Grund der Schwierigkeiten bei der Nutzung der Distanzwerte aus der euklidischen 3D-Distanz-Transformation sind wir der Meinung, daß die Kodierung der räumlichen Kohärenzen in einem Octree zwar eine Speicherplatzersparnis bringt, jedoch ebenfalls kaum eine Verbesserung der Rechenzeit zur Folge haben wird. Grund für diese Annahme ist zum einen die notwendige Berechnung der Länge des Strahlabschnitts innerhalb eines Octree-Volumenelements, die auf Grund der perspektivischen Verzerrung von der Lage des Volumenbereichs zum Blickpunkt abhängig ist. Zum anderen ist es noch schwieriger als bei den Distanz-Transformationen, die Schrittweite entlang des Strahls für die Volumenbereiche auf den einzelnen Hierarchiestufen des Octrees vorauszuberechnen. Eine Berechnung während der Projektionsberechnung ist auf jeden Fall zu langsam.

Als Optimierung für das Shear-Warp-Verfahren wurde eine spezielle Datenstruktur gewählt, die die homogenen, nicht zum Wirbel gehörenden Volumenbereiche innerhalb der Bounding Box um den Wirbel zusammenfaßt. Dabei handelt es sich um eine Lauflängenkodierung der Voxelzeilen innerhalb der Schichten des Datenvolumens. Diese Kodierung räumlicher Kohärenzen im CT-Datensatz stellte sich aus zwei Gründen als sehr gut geeignet heraus. Zum einen läßt sie sich einfach in den Shear-Warp-Algorithmus einbinden, da in dem Algorithmus die Erzeugung des Zwischenbildes ebenfalls zeilenweise erfolgt. Mit anderen Datenstrukturen, wie z. B. den hierarchisch aufgebauten Octrees, wäre die Abarbeitung einer Voxelzeile wesentlich erschwert. Zum anderen können große Volumenbereiche zusammengefaßt werden, da in unserem Beispiel ca. 75% des Volumens innerhalb der Bounding Box um den Wirbel nicht zu den Wirbelstrukturen gehören.

Das Shear-Warp-Verfahren mit einer Lauflängenkodierung des Datenvolumens und einer Reduktion der Auflösung erreichte eine weitere Beschleunigung der Berechnung des Zwischenbildes um rund ein Drittel der dafür notwendigen Rechenzeit. Damit ergaben sich für die Projektionsberechnung gegenüber dem

Referenz-Ray-Casting-Verfahren ein Faktor 6 für die Verkürzung der Rechenzeit und für die gesamte 2D/3D-Registrierung eine Verringerung der Rechenzeit um einen Faktor 3. Die Gesamtrechenzeit für die 2D/3D-Registrierung betrug im Ergebnis dessen nur noch 11 Sekunden und lag damit im (für den klinischen Alltag) akzeptablen Bereich unter 15 Sekunden.

Betrug das Verhältnis von Rechenzeit für die Projektionsberechnung zur Rechenzeit für die restlichen Teile des Registrierungsalgorithmus (Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes, Optimierung der Registrierungsparameter) beim Referenzverfahren 80:20, so änderte sich dieses Verhältnis mit den in dieser Arbeit vorgestellten schnellen Verfahren zur Projektionsberechnung durch die Verringerung der Rechenzeit für die Berechnung einer Projektion auf 50:50. Hieraus schlußfolgern wir, daß für weitere Verkürzungen der Gesamtrechenzeit in Zukunft Optimierungen bei der Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes und der Optimierung der Registrierungsparameter untersucht werden sollten. Eine Idee hierzu ist, bei der Zwischenbilderzeugung im Shear-Warp-Verfahren auf das zuvor berechnete Zwischenbild zurückzugreifen und das neue Zwischenbild durch Interpolation aus dem alten Zwischenbild zu erhalten. Diese Vorgehensweise kann bei drei der sechs Registrierungsparameter angewandt werden.

Neben der hier beschriebenen Anwendung der 2D/3D-Registrierung für die Registrierung eines Wirbels läßt sich die 2D/3D-Registrierung für die Registrierung von Gefäßsystemen einsetzen. Dabei befinden sich die Volumenbereiche von Interesse nicht mehr relativ kompakt im Zentrum des Datensatzes, sondern sind über das gesamte Volumen verteilt, so daß andere Optimierungen für die beschriebenen Verfahren bessere Ergebnisse liefern können. Unserer Einschätzung nach sollte das Shear-Warp-Verfahren mit einer Lauflängenkodierung aber ebenso für diese Anwendung eine gute Alternative zum Ray-Casting-Verfahren darstellen.

Literaturverzeichnis

- [1] Abramowski, S. ; Müller, H. : Searching Connected Components in Very Large Grid Graphs. In *Proceedings of the International Workshop on Graph-Theoretic Concepts in Computer Science*, Lecture Notes in Computer Science 246, Springer, Berlin, 1991, S. 118–130
- [2] Betting, F. ; Feldmar, J. : 3D-2D Projective Registration of Anatomical Surfaces with their Projections. In *Information Processing in Medical Imaging (IPMI 95)*. Y. Bizais, C. Barillot und R. di Paola (Editoren), Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 1995, S. 275–286
- [3] Borgefors, G. : Distance Transformations in Arbitrary Dimensions. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 27, 1984, S. 321–345
- [4] Bronstein, I.N. ; Semendjajew, K. A. : Taschenbuch der Mathematik. Moskau, 25.Auflage, 1991
- [5] Brown, L. M. G. ; Boult, T. E. : Registration of Planar Film Radiographs with Computed Tomography. In *Proceedings of the IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis (MMBIA '96)*, San Francisco, 1996, S. 42–51
- [6] Burrman, J. ; Gerritsen, F.A. : European Applications in Surgical Interventions. In *Computer Assisted Radiology'96*, H. U. Lemke, M. W. Vannier,

- K.Inamura und A.G.Farman (Editoren), Elsevier, Amsterdam, 1996, S.677–681
- [7] Buzug, T. M. ; Weese, J. ; Fassnacht, C. ; Lorenz, C. : Using an Entropy Similarity Measure to Enhance the Quality of DSA Images with an Algorithm based on Template Matching. In *Visualization in Biomedical Computing (VBC'96)*, Lecture Notes in Computer Science 1131, K.H.Höhne und R.Kikinis (Editoren), Springer, Berlin, 1996, S. 235–240
- [8] Buzug, T. M. ; Weese, J. ; Fassnacht, C. ; Lorenz, C. : Image Registration: Convex Weighting Function for Histogram-based Similarity Measures. In *CVRMed-MRCAS'97*, Lecture Notes in Computer Science 1205, J.Troccaz, E.Grimson und R.Mösger (Editoren), Springer, Berlin, 1997, S. 203–212
- [9] Cameron, G. G. ; Undrill, P. E. : Rendering Volumetric Medical Image Data on a SIMD-Architecture Computer. In *Proceedings of the Third Eurographics Workshop on Rendering*, Bristol, Mai 1992, S. 135–145
- [10] Catmull, E. ; Smith, A. R. : 3-D Transformations of Images in Scanline Order. *Computer Graphics* 14, 1980, S. 279–285
- [11] Cline, H. E. ; Dumoulin, C. L. ; Hart, H. R. ; Lorensen, W. W. ; Ludke, S. : 3D Reconstruction of the Brain from Magnetic Resonance Images using a Connectivity Algorithm. *Magnetic Resonance Imaging* 5, 1987, S. 345–352
- [12] Collignon, A. ; Maes, F. ; Delaere, D. ; Vandermeulen, D. ; Suetens, P. ; Marchal, G. : Automated Multi-Modality Image Registration based on Information Theory. In *Information Processing in Medical Imaging (IPMI'95)*, Y.Bizais, C.Barillot und R.Di Paola (Editoren), Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 1995, S. 263–274
- [13] Danskin, J. ; Hanrahan, P. : Fast Algorithms for Volume Ray Tracing. In *1992 Workshop on Volume Visualization*, Boston, Oktober 1992, S. 91–98

- [14] Foley, J. D. ; van Dam, A. ; Feiner, S. K. ; Hughes, J. F. : Computer Graphics - Principles and Practice, 2. Auflage, Addison-Wesley, 1995
- [15] Foley, T. A. ; Lane, D. A. ; Nielson, G. M. : Towards Animating Ray-Traced Volume Visualization. *Visualization and Computer Animation* 1, 1990, S. 2–8
- [16] Fuchs, H. ; Kedem, Z. M. ; Uselton, S. P. : Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours. *Communications of the ACM* 20, 1977, S. 693–702
- [17] Haaker, P. ; Klotz, E. ; Koppe, R. ; Linde, R. : Real-Time Distortion Correction of Digital X-ray II/TV-Systems: An Application Example for DFTS. *International Journal of Cardiological Imaging* 6, 1990/91, S. 38–45
- [18] Hamann, B. ; Nielson, G. M. ; Foley, T. A. ; Lane, D. : Visualizing and modeling scattered multivariate data. *IEEE Computer Graphics and Applications* 11, 1991, S. 47–55
- [19] Hanrahan, P. : Three-Pass Affine Transforms for Volume Rendering. *Computer Graphics* 24, 1990, S. 71–77
- [20] Herman, G. T. ; Liu, H. K. : Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 9, 1979, S. 1–21
- [21] Ihm, I. ; Lee, R. K. : On Enhancing the Speed of Splatting with Indexing. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 1995, S. 69–75
- [22] Jones, M. W. : A new Approach to the Construction of Surfaces from Contour Data. *Eurographics'94, Computer Graphics Forum* 13, 1994, S. 75–84
- [23] Kajiya, J. T. ; Von Herzen, B. P. : Ray Tracing Volume Densities. *Computer Graphics* 18, 1984, S. 165–174

- [24] Lacroute, P. ; Levoy, M. : Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation. In *Proceedings of SIGGRAPH'94*, Orlando, Juli 1994
- [25] Laur, D. ; Hanrahan, P. : Hierarchical Splatting: A Progressive Refinement Algorithm for Volume Rendering. *Proceedings of SIGGRAPH'91, Computer Graphics* 25, Juli 1991, S. 285–288
- [26] Lavallee, S. ; Szeliski, R. : Recovering the Position and Orientation of Free-Form Objects from Image Contours using 3D Distance Maps. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence* 17, 1995, S. 378–390
- [27] Lavallee, S. ; Sautot, P. ; Troccaz, J. ; Cinquin, P. ; Meloz, P. : Computer Assisted Spine Surgery: A Technique for Accurate Transpedicular Screw Fixation using CT Data and a 3D Optical Localizer. *Journal of Image Guided Surgery* 1, 1995, S. 65–73
- [28] Lavallee, S. ; Troccaz, J. ; Sautot, P. ; Mazier, B. ; Cinquin, P. ; Chirossel, J.-P. : Computer Assisted Spinal Surgery Using Anatomy-based Registration. In *Computer-Integrated Surgery*, R. H. Taylor, S. Lavallee, G. C. Burdea und R. Mösges (Editoren), MIT Press, Cambridge, 1996, S. 425-449
- [29] Lemieux, L. ; Jagoe, R. ; Fish, D. R. ; Kitchen, N. D. ; Thomas, D. G. T. : A Patient-To-Computed-Tomography Image Registration Method based on Digitally Reconstructed Radiographs. *Journal of Medical Physics* 21, 1994, S. 1749–1760
- [30] Levoy, M. : Display of Surfaces from Volume Data. *IEEE Computer Graphics & Applications* 8, Mai 1988, S. 29–37
- [31] Levoy, M. : A Taxonomy of Volume Visualization Algorithms. University of North Carolina, Chapel Hill, Mai 1990

- [32] Levoy, M.: Efficient Ray Tracing of Volume Data. *ACM Transactions on Graphics* 9, Juli 1990, S. 245–261
- [33] Levoy, M.: A Hybrid Ray Tracer for Rendering Polygon and Volume Data. *IEEE Computer Graphics & Applications* 10, 1990, S. 33–40
- [34] Levoy, M.: Volume Rendering by Adaptive Refinement. *The Visual Computer* 6, 1990, S. 2–7
- [35] Levoy, M.: Volume Rendering using the Fourier Projection-Slice Theorem. Stanford, 1993
- [36] Lorensen, W.E.; Cline, H.E.: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH '87)* 21, 1987, S. 163–169
- [37] Lorenz, C.; Buzug, T.M.; Fassnacht, C.; Weese, J.: Automated Detection and Segmentation of Lumbar Vertebrae in CT and CTA Images based on a Grey-Value Profile Parser. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR '97)*, H.U. Lemke, M.W. Vannier und K. Inamura (Editoren), Elsevier, Amsterdam, 1997, S. 209–214
- [38] Lowes, M.; Paulik, A.: Programmieren mit C - ANSI-Standard. 3. Auflage, Teubner, Stuttgart, 1995
- [39] Malzbender, T.: Fourier Volume Rendering. *ACM Transactions on Graphics* 12, 1993, S. 233–250
- [40] Marschner, S.R.; Lobb, R.J.: An Evaluation of Reconstruction Filters for Volume Rendering. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 1994, S. 100–107
- [41] Meagher, D.: Geometric Modeling Using Octree Encoding. *Computer Graphics and Image Processing* 19, 1982, S. 129–147

- [42] Mullikin, J. C. : The Vector Distance Transform in Two and Three Dimensions. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing* 54, 1992, S. 526–535
- [43] Ning, P. ; Hesselink, L. : Fast Volume Rendering of Compressed Data. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 1993, S. 11–18
- [44] Penney, G. P. ; Weese, J. ; Little, J. A. ; Desmedt, P. ; Hill, D. L. G. ; Hawkes, D. J. : A Comparison of Similarity Measures for Use in 2D-3D Medical Image Registration. eingereicht bei *Transactions on Medical Imaging*
- [45] Porter, T. ; Duff, T. : Compositing Digital Images. *Proceedings of SIGGRAPH'84, Computer Graphics* 18, Juli 1984, S. 253–259
- [46] Pratt, W. K. : Correlation Techniques of Image Registration. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems* 10, 1974, S. 353–358
- [47] Sakas, G. ; Gerth, M. : Sampling and Anti-Aliasing of Discrete 3D Volume Density Textures. *Eurographics'91*, Wien, September 1991, S. 87–102
- [48] Schröder, P. ; Stoll, G. : Data Parallel Volume Rendering as Line Drawing. In *Proceedings of the 1992 Workshop on Volume Visualization*, Boston, 1992, S. 25–32
- [49] SCIL_Image Version 1.2 Reference Manual, 1993
- [50] Srinivasan, R. ; Fang, S. ; Huang, S. : Volume Rendering by Template-Based Octree Projection. *8. Eurographics Workshop on ViSC*, Boulogne sur Mer, April 1997, S. 155–163
- [51] Studholme, C. ; Hill, D. L. G. ; Hawkes, D. J. : Automated 3D Registration of MR and CT Images of the Head. *Medical Image Analysis* 1, 1996, S. 163–175
- [52] Subramanian, K. R. ; Fussell, D. S. : Applying Space Subdivision Techniques to Volume Rendering. In *Proceedings of Visualization'90*, San Francisco, Oktober 1990, S. 150–159

- [53] Toffoli, T.; Quick, J.: Three-Dimensional Rotations by Three Shears. *Graphical Models and Image Processing* 59, 1997, S. 89–95
- [54] Upson, C.; Keeler, M.: V-BUFFER: Visible Volume Rendering. *Computer Graphics* 22, August 1988, S. 59–64
- [55] Weese, J.; Penney, G. P.; Desmedt, P.; Buzug, T. M.; Hill, D. L. G.; Hawkes, D. J.: Voxel-based 2D/3D Registration for Image Guided Surgery. eingereicht für *IEEE Transactions*, 1997
- [56] Westover, L.: Footprint Evaluation for Volume Rendering. *Proceedings of SIGGRAPH'90, Computer Graphics* 24, August 1990, S. 367–376
- [57] Wilhelms, J.: Visualizing Sampled Volume Data. *Scientific Visualization and Graphics Simulation*, Wiley, 1990
- [58] Wilhelms, J.; Van Gelder, A.: Octrees for Faster Isosurface Generation. *Computer Graphics* 24, November 1990, S. 57–62
- [59] Wilhelms, J.; Van Gelder, A.: A Coherent Projection Approach for Direct Volume Rendering. *ACM Transactions on Computer Graphics* 25, 1991, S. 275–283
- [60] Wilhelms, J.; Van Gelder, A.: Octrees for Faster Isosurface Generation. *ACM Transactions on Graphics* 11, 1991, S. 201–227
- [61] Yagel, R.; Kaufman, A.: Template-based Volume Viewing. In *Eurographics 92*, Cambridge, September 1992, S. C-153–167
- [62] Ylä-Jääski, J.; Klein, F.; Kübler, O.: Fast Direct Display of Volume Data for Medical Diagnosis. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing* 53, 1991, S. 7–18

- [63] Zuiderveld, K. J. ; Koning, A. H. J. ; Viergever, M. A. : Acceleration of Ray-Casting using 3D Distance Transforms. In *Proceedings of Visualization in Biomedical Computing 1992*, Chapel Hill, Oktober 1992, S.324–335
- [64] Zuiderveld, K. J. : Visualization of Multimodality Medical Volume Data using Object-Oriented Methods. Universiteit Utrecht, 1995
- [65] Zylka, W. ; Sabczynski, J. ; Schmitz, G. : The Geometrical Accuracy of Volumetric CT Images. *Proceedings of the CAOS/USA '97*, Pittsburgh, 1997, S. 249–250
- [66] Zylka, W. ; Wischmann, H.-A. : On Geometric Distortions in CT Images. In *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Amsterdam, 1996

Abbildungsverzeichnis

2.1	Die Geometrie bei der 2D/3D-Registrierung.	17
3.1	Die Rendering-Pipeline bei der Volumenvisualisierung.	30
3.2	Die Geometrie und Funktionsweise von Bildraumverfahren. Links für Parallelprojektionen, rechts für perspektivische Projektionen. D bezeichnet das Datenvolumen, S die Strahlen, P die Projektionsebene und C das Projektionszentrum bei perspektivischer Projektion.	37
3.3	Pseudo-Programmcode eines einfachen Ray Casters.	37
3.4	Die Geometrie und Funktionsweise von Objektraumverfahren. Links für Parallelprojektionen, rechts für perspektivische Projektionen. D bezeichnet das Datenvolumen, S die Strahlen und P die Projektionsebene.	41
3.5	Pseudo-Programmcode eines Objektraumverfahrens.	41
3.6	Die Lage des Zwischenbildes in der Geometrie zur 2D/3D-Registrierung.	47
3.7	Pseudo-Programmcode des Shear-Warp-Verfahrens.	48
4.1	Drei Hierarchiestufen der hierarchischen räumlichen Aufzählung. Mit 1 kodierte Elemente sind nichttransparent, mit 0 kodierte Elemente sind transparent. (Die Kodierungen wurden nur auf der Vorderfront eingetragen, um die Übersichtlichkeit zu gewährleisten.)	59

4.2	Der komprimierte Octree für das in Abbildung 4.1 gegebene Beispiel. Die Kodierungen 0 bzw. 1 stehen transparente bzw. nichttransparente Blattknoten, T kennzeichnet einen teilweise transparenten Volumenbereich, der weiter zu unterteilen ist.	60
5.1	Pseudo-Programmcode für den Ray Caster	68
5.2	Die Transformation der Volumenschichten vom Objektraum (links) in den gescherten Objektraum (rechts) bei der Parallelprojektion.	74
5.3	Die Transformation der Volumenschichten vom Objektraum (links) in den gescherten Objektraum (rechts) bei der perspektivischen Projektion.	75
5.4	Die Bestimmung der Größe des Zwischenbildes (dicke Linien). Im ersten Fall werden alle weiter entfernten Schichten (dünne Linien, gestrichelt) von der Frontschicht verdeckt. Im zweiten Fall und dritten Fall ist die Scherung so groß, daß die Frontschicht die entfernteren Schichten nur noch teilweise verdeckt.	75
5.5	Eine Seitenansicht des Warping des Zwischenbildes in das Endbild.	76
5.6	Pseudo-Programmcode für das Shear-Warp-Verfahren	83
5.7	Zwei Schichten des Distanzvolumens für das CT-Volumen des Testdatensatzes (links Schicht 32, rechts Schicht 59). Zum Wirbel gehörende Voxel wurden schwarz dargestellt. Den anderen Voxeln wurde ein zufällig ausgewählter Grauwert zugewiesen.	84
5.8	Pseudo-Programmcode für die veränderte innerste Schleife des Ray Casters. Je nach Distanzwert wird ein großer oder ein kleiner (normaler) Schritt durchgeführt.	84
5.9	Die Datenstruktur der Lauflängenkodierung. Das Lauflängenfeld enthält die Längen homogener Intervalle einer Datenzeile, wobei nur zwischen transparenten und nichttransparenten Voxeln unterschieden wird. Im Voxelfeld sind nur die nichttransparenten Voxel gespeichert. Das Zeilenfeld umfaßt die Zeiger in die ersten beiden Felder.	85

5.10	Pseudo-Programmcode für die veränderte Zwischenbilderzeugung bei Verwendung einer Lauflängenkodierung des Datenvolumens	86
6.1	Links eine Schicht des CT-Bildes mit dem zu registrierenden Wirbel im Zentrum. In der Mitte die segmentierte Schicht, rechts das Röntgen-Fluoroskopiebild vor der Registrierung.	88
6.2	Links das Röntgen-Fluoroskopiebild vor der Registrierung, rechts die Aufnahme nach der Registrierung. Die Wirbelstrukturen wurden deutlich sichtbar ausgelöscht.	90
6.3	Das Ergebnis der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Ray Casting mit vereinfachten Vektorinkrementen. Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit Auflösungsfaktor 3.	94
6.4	Die Ergebnisse der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Shear-Warp-Verfahren mit reduzierter Auflösung (Faktor 2). Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit reduzierter Auflösung (Faktor 3). Die Datenreduktion erfolgte in allen drei Dimensionen.	96
6.5	Das Ergebnis der Registrierung. Links das Referenz-Ray-Casting-Verfahren. In der Mitte das Ray-Casting-Verfahren mit 3D-Distanz-Transformation. Rechts das Shear-Warp-Verfahren mit Lauflängenkodierung.	98

Tabellenverzeichnis

6.1	Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion durch die ausgewählten Direct-Volume-Rendering-Verfahren ohne zusätzliche Optimierungen. A bezeichnet den ursprünglichen Ray Caster, B den Ray Caster mit vereinfachten Vektorinkrementen, C das Shear-Warp-Verfahren.	91
6.2	Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.	91
6.3	Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion unter Ausnutzung einer reduzierten Auflösung des Zwischenbildes. A bezeichnet den ursprünglichen Ray Caster, B, C und D das Shear-Warp-Verfahren mit den Faktor 1, 2 bzw. 3.	93
6.4	Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.	93
6.5	Ergebnisse bei der Berechnung einer perspektivischen Projektion unter Ausnutzung einer reduzierten Auflösung des Zwischenbildes. A der ursprüngliche Ray Caster, B das Shear-Warp-Verfahren ohne jegliche Reduktion, C und D die Shear-Warp-Verfahren mit den Faktoren 2 bzw. 3 in allen Dimensionen des Volumens.	94
6.6	Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.	95

6.7	Ergebnisse bei der Projektionsberechnung. A der Referenz-Ray-Caster, B der Ray Caster mit vereinfachten Vektorinkrementen, C der Ray Caster mit Distanz-Transformationen, D das Shear-Warp-Verfahren mit dem Faktor 3 und E das Shear-Warp-Verfahren mit dem Faktor 3 und der Lauflängenkodierung.	97
6.8	Ergebnisse für die gesamte 2D/3D-Registrierung.	97

Erklärung

Ich erkläre, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur unter Vorlage der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Rostock, 23.12.1997

Roland Göcke

Danksagung

Mein Dank geht an Frau Prof. Dr. Schumann für die große Unterstützung nicht nur im Verlauf dieser Diplomarbeit, sondern im gesamten Studium. Weiterhin möchte ich mich sehr bei Herrn Dr. Jürgen Weese von der Philips Forschungslaboratorien GmbH, Hamburg, bedanken. Die zahlreichen und fruchtbaren Diskussionen haben einen großen Anteil an der Entstehung dieser Arbeit. Nicht zuletzt gilt mein besonderer Dank meiner Familie, die mich immer unterstützt hat.

Thesen

Die vorliegende Arbeit untersucht schnelle Verfahren der Volumenvisualisierung auf ihre Eignung für die Berechnung perspektivischer Projektionen bei der 2D/3D-Registrierung von präoperativen 3D-CT-Bildern mit intraoperativen 2D-Röntgenfluoroskopiebildern. Dabei bestehen hohe Zeitanforderungen, um die Registrierung im klinischen Alltag nutzen zu können. Die Untersuchungen wurden am Beispiel der Registrierung eines Wirbels durchgeführt.

- Ein geeignetes Verfahren ist das Ray Casting.
- Ein weiteres Verfahren, daß besonders geeignet scheint, ist das Verfahren unter Ausnutzung einer Shear-Warp-Faktorisierung der Viewing-Transformation.
- Spezielle Datenstrukturen beschleunigen die Projektionsberechnung, insbesondere beim Shear-Warp-Verfahren. Diese Optimierung ist jedoch datenabhängig.
- Es konnte eine Beschleunigung der Projektionsberechnung um einen Faktor 5 erreicht werden.
- Die Gesamtrechenzeit für die 2D/3D-Registrierung konnte damit auf weniger als 15 Sekunden gebracht werden. Dabei handelt es sich um einen in der Praxis anwendbaren Zeitwert.