

Matching von Angiographiebildern mit tomographischen Volumendaten

Diplomarbeit

zur Erlangung des Grades einer Diplom-Informatikerin
im Studiengang Computervisualistik

vorgelegt von

Christina Lacalli

Erstgutachter: Prof. Dr.-Ing. Stefan Müller
(Institut für Computervisualistik, AG Computergraphik)

Zweitgutachter: Dipl.-Phys. Stefan Wesarg
(Fraunhofer IGD, A7 - Cognitive Computing & Medical Imaging)
Dipl.-Inf. Matthias Biedermann
(Institut für Computervisualistik, AG Computergraphik)

Koblenz, im Dezember 2006



Aufgabenstellung für die Diplomarbeit
von Christina Lacalli
(Matr.-Nr. 200210193)

Thema: Matching von Angiographiebildern mit tomographischen Volumendaten

Die Herzkranzgefäße sind verantwortlich für die Blutversorgung des Herzmuskels. Eine Störung des Blutflusses durch Verengungen oder gar Verstopfungen dieser Gefäße kann Herzerkrankungen bis hin zum Herzinfarkt auslösen. Eine Analyse dieser Strukturen ist damit von vitalem Interesse für die Diagnostik solcher Erkrankungen als auch die Planung einer möglichen Therapie.

Im Rahmen der Diplomarbeit soll ein Verfahren entwickelt und implementiert werden, das es ermöglicht, einzelne Projektionsbilder aus der Angiographie mit tomographischen Volumendaten (CT, MR) in Deckung zu bringen, d.h. zu matchen. Die Fragestellung dahinter ist die nach der Korrelation der aus den Volumendaten gewonnenen Informationen über die Herzkranzgefäße mit dem gegenwärtigen „Gold-Standard“ - der Angiographie.

Dazu notwendig ist die Entwicklung eines Ansatzes zur Generierung von, den Angiographiebildern entsprechenden, künstlichen Projektionsbildern aus den (bereits segmentierten) Volumendaten. Die Festlegung der Projektionsparameter sowie das Matching selbst sollen automatisch erfolgen.

Die inhaltlichen Schwerpunkte der Arbeit sind somit:

1. Generierung von Projektionsbildern („Digitally Reconstructed Radiographs“) aus 3D CT/MR-Daten des Thorax
2. Registrierung der generierten Projektionsbilder mit 2D-Angiographieaufnahmen
3. Automatische Optimierung der Projektionsparameter für ein bestmögliches Matching der 2D-Bilder
4. Fusionierte Darstellung der beiden Bildmodalitäten

Koblenz, den 15.04.2006

Betreuer: Dipl.-Phys Stefan Wesarg (Fraunhofer, IGD Darmstadt)
Dipl.-Inf. Matthias Biedermann

Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Ja Nein

Mit der Einstellung der Arbeit in die Bibliothek bin ich einverstanden.

Der Veröffentlichung dieser Arbeit im Internet stimme ich zu.

.....
(Ort, Datum)

.....
(Unterschrift)

Danksagung

An dieser Stelle richtet sich mein Dank an all diejenigen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Stefan Wesarg für die hervorragende Betreuung und ständige Hilfsbereitschaft beim Erstellen dieser Arbeit. Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Stefan Müller sowie Herrn Matthias Biedermann, die diese externe Arbeit ermöglicht haben.

Ein ganz besonderer Dank geht an meinen Freund Christian, der mich in dieser nicht immer leichten Zeit unterstützt hat wo es nur ging und immer aufmunternde und tröstende Worte gefunden hat. Herzlich danken möchte ich meinen Eltern, die mir dieses Studium nicht nur ermöglicht haben sondern mich auch während allen Höhen und Tiefen in jeder Hinsicht unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
	Zielsetzung	2
2	Medizinische und technische Grundlagen	3
2.1	Das Herz	3
2.1.1	Anatomie	3
2.1.2	Koronare Herzkrankheit	6
2.2	Bildgebende Verfahren der Röntgendiagnostik	8
2.2.1	Koronarangiographie	9
2.2.2	Computertomographie	11
2.3	Bildspeicherung	14
2.3.1	Digital Imaging and Communications in Medicine – DICOM	15
2.3.2	Meta Image	16
3	Bildverarbeitung	18
3.1	Punktoperatoren	18
3.1.1	Grauwerttransformationen	18
3.1.2	Algebraische Operatoren	20
3.2	Filteroperatoren	21
3.2.1	Glättungsfiler	21
3.2.2	Morphologische Operatoren	22
3.2.3	Gradientenfilter	23
3.3	Segmentierung	24
	Pixelbasierte Verfahren	24
3.4	Registrierung	26
	Klassifizierung von Registrierungsmethoden	27
4	Konzept	30
4.1	Generierung künstlicher Projektionsbilder	31
4.1.1	Projektionsmodell	31
4.1.2	Strahlenverfolgung (<i>Ray Casting</i>)	33
4.1.3	Schwierigkeiten bei der Generierung der DRRs	34
4.2	Generierung einer binären Herzmaske	35

4.3	Datenselektion und Bestimmung der Projektionsparameter	39
4.4	2D/2D Registrierung von DRR und Angiogramm	40
	Fusion	41
5	Implementierung	42
5.1	Medical Imaging Platform (MIP)	42
5.2	Generierung der binären Herzmaske	43
5.3	Einlesen der Koronarangiogramme und automatische Bestimmung der Projektionsparameter	48
5.4	Generierung künstlicher Projektionsbilder	49
5.5	2D/2D Registrierung von DRR und Angiogramm	52
5.6	Einbettung der Verfahren in die MIP	55
6	Ergebnisse	58
6.1	Ergebnisse der Generierung der binären Herzmaske	58
6.2	Ergebnisse der DRR Generierung	61
6.3	Ergebnisse der Registrierung	67
7	Diskussion	69
	Zusammenfassung	71
	Abbildungsverzeichnis	76
	Literaturverzeichnis	79

Kapitel 1

Einleitung

Die Koronararterien sind für die Versorgung des Herzmuskels mit Sauerstoff und Nährstoffen verantwortlich. Verengungen oder Verstopfungen dieser Arterien führen zu einer Unterversorgung des Herzmuskels mit Sauerstoff und können Herzerkrankungen bis hin zum Herzinfarkt auslösen. Herz-Kreislauf-Erkrankungen zählen heute zu den häufigsten Todesursachen in den westlichen Industrienationen. Allein in Deutschland starben 2004 rund 370.000 Menschen an den Folgen dieser Erkrankungen [Deu]. Die Analyse des Koronararteriensystems ist damit für die Diagnostik dieser Erkrankungen als auch für die Planung einer möglichen Therapie von vitalem Interesse.

Den *Goldstandard* zur Beurteilung und Detektion von Verengungen des Koronararteriensystems stellt bis heute noch die *Koronarangiographie* dar. Das Verfahren bietet neben einer präzisen Darstellung der Koronararterien den Vorteil, in einem einzigen Untersuchungsvorgang eine interventionelle Therapie, wie beispielsweise eine Ballondilatation (PTCA) oder eine Stentimplantation anzuschließen. Allerdings ist die Koronarangiographie durch die Herzkatheruntersuchung ein *invasives* Verfahren und daher mit Risiken verbunden. Die Tatsache, dass eine Vielzahl der in der Vergangenheit durchgeführten Herzkatheteruntersuchungen nur zu diagnostischen Zwecken dienten, ohne anschließende therapeutische Maßnahmen einzuleiten, [GML], ließ seit längerem die Frage aufkommen, ob zur Primärdiagnostik ein nicht-invasives Verfahren, das nur mit einem minimalen Risiko verbunden ist, eingesetzt werden kann. Mit Einführung der *Mehrschicht-Spiral-Computertomographie* (MSCT) im Jahre 1998 ist eine solche *nicht-invasive* Untersuchung des Koronararteriensystems möglich geworden. Das Verfahren zeichnet sich im Vergleich zur Einzelschicht-Spiral-CT durch eine sehr hohe räumliche und zeitliche Auflösung aus und ermöglichte es erstmals, das Herz in einer einzigen Atemanhaltephase zu untersuchen. Seit Einführung dieses Verfahrens ist die Fragestellung nach der Korrelation der durch die Koronarangiographie gewonnenen Angiogramme mit den aus der Computertomographie erzeugten Datensätze aufgekommen. Aktuelle Studien haben gezeigt, dass mittels der durch die MSCT gewonnenen Informationen über das Koronararteriensystem identische Diagnosen

gestellt werden können [GHL04],[HBT⁺05], [HSBOa], [HSBOb]. Trotz dieser positiven Ergebnisse hat sich die MSCT in der klinischen Praxis gegenüber der konventionellen Koronarangiographie noch nicht vollständig durchgesetzt.

Bisher wird in der klinischen Praxis bei Vorliegen von beiden Datensätzen ein Vergleich zwischen Angiogramm und entsprechendem CT-Datensatz durch den Radiologen vorgenommen. Dabei muss der Radiologe in der Regel manuell vorgehen, was einen erhöhten Zeitaufwand erfordert.

Zielsetzung

Das Ziel dieser Diplomarbeit ist es, ein *automatisches* Matchingverfahren zu entwickeln und zu implementieren, dass es ermöglicht, einzelne Angiogramme mit den entsprechenden CT-Datensätzen des Thorax in Deckung zu bringen. Damit soll dem Arzt gezeigt werden, dass mit beiden Bildmodalitäten identische Diagnosen möglich sind und so das Vertrauen des Arztes in die neue Technik gestärkt werden. Dazu soll ein Ansatz entwickelt werden, der entsprechend der Angiogramme künstliche Projektionsbilder, sogenannte *Digitally Reconstructed Radiographs* (DRRs), aus den CT-Datensätzen generiert. Auf Basis dieser generierten DRRs soll eine anschließende Registrierung durchgeführt werden. Das Ergebnis des Matchingverfahrens soll durch eine fusionierte Darstellung visualisiert werden.

Kapitel 2

Medizinische und technische Grundlagen

2.1 Das Herz

2.1.1 Anatomie

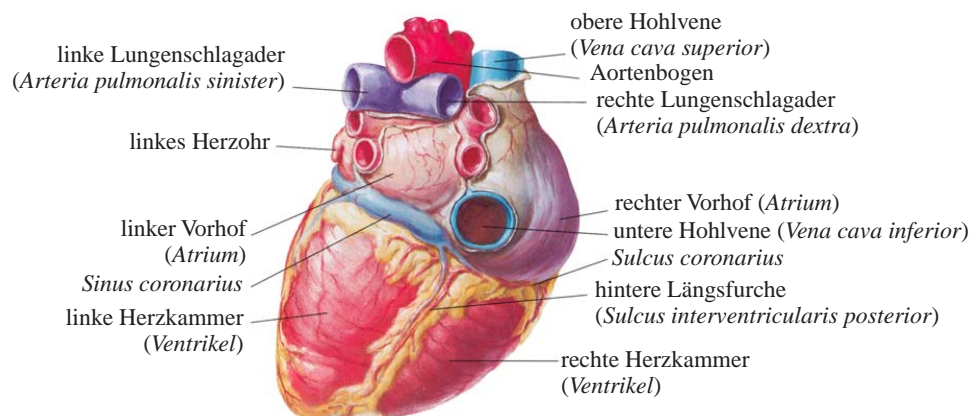
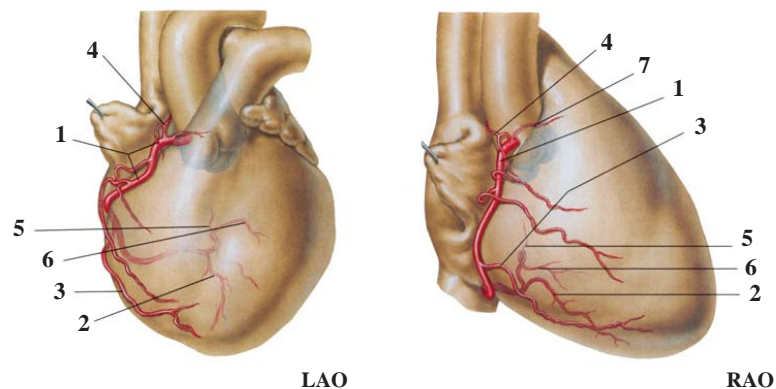


Abbildung 2.1: Das Herz. Ansicht von dorsal-caudal. Quelle: [Net00], Tafel 202

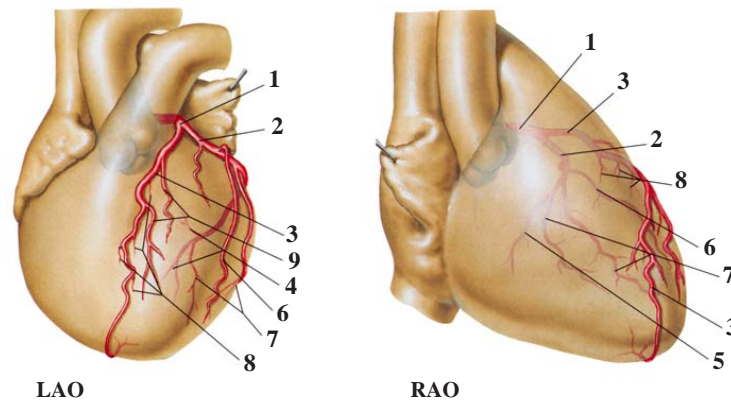
Das Herz liegt im vorderen unteren Teil des Brustkorbs (*Thorax*) und wird seitlich durch die beiden Lungenflügel begrenzt. Die untere Begrenzung bildet das Zwerchfell, dem das Herz teilweise aufliegt. Vorne berührt das Herz das Brustbein (*Sternum*) und an der Hinterseite wird es durch Speiseröhre und Hauptschlagader (*Aorta*) begrenzt. Die Form des Herzens entspricht der eines abgestumpften Kegels in der Größenordnung einer Faust. Es erstreckt sich von der sogenannten *Herzbasis*, die unmittelbar hinter dem Brustbein liegt, zu der nach links unten gerichteten Herzspitze (*Apex*). Die *anatomische Herzachse*, die die Mitte der Herzbasis mit der



- | | | | |
|---|---|---|--------------------------------------|
| 1 | Hauptstamm der
<i>Arteria coronaria dextra</i> | 4 | <i>Ramus nodi sinu-atrialis</i> |
| 2 | <i>Ramus interventricularis posterior</i> | 5 | <i>Ramus nodi atrioventricularis</i> |
| 3 | <i>Ramus marginalis dexter</i> | 6 | <i>Ramus posterolateralis dexter</i> |
| | | 7 | <i>Ramus conii arteriosi</i> |

Abbildung 2.2: Die rechte Koronararterie (*Arteria coronaria dextra*). Ansichten von schräg vorne links (LAO = Left anterior oblique) und schräg vorne rechts (RAO = Right anterior oblique). Quelle: [Net00], Tafel 206.

Herzspitze verbindet, verläuft dabei diagonal von rechts oben hinten nach links unten vorne. Zusätzlich ist das Herz um diese Achse gedreht, so dass die rechte Herzhälfte vorne und die linke Herzhälfte hinten zu liegen kommt. Der größte Teil des Herzens wird vom Herzbeutel (*Perikard*) umschlossen. Die Herzwand besteht aus drei Schichten, einer glatten Innenschicht (*Endokard*), an die sich nach außen die arbeitende Muskelschicht (*Myokard*) anschließt, und einer äußeren Schicht, dem *Epikard*. Da das Myokard die eigentliche Herzarbeit verrichtet, stellt es die dickste Schicht der Herzwandung dar. Das Herz ist durch die Herzscheidewand (*Septum*) in *rechtes* und *linkes Herz* unterteilt. Rechtes und linkes Herz bestehen jeweils aus einem Vorhof (*Atrium*) und einer Herzkammer (*Ventrikel*). In den rechten Vorhof münden die obere und untere Hohlvene (*Vena cava superior* und *Vena cava inferior*), sowie der *Sinus coronarius*, die dem Herzen sauerstoffarmes Blut zuführen. In den linken Vorhof münden hingegen die vier Lungenvenen, die sauerstoffreiches Blut aus dem Lungenkreislauf abgeben. Die rechte Herzkammer nimmt das Blut aus dem rechten Atrium auf und pumpt es über die Lungenschlagader (*Truncus pulmonalis*) in den Lungenkreislauf. Dem linken Ventrikel fließt das Blut aus dem linken Vorhof zu. Über die Aorta wird es in den Körperkreislauf abgegeben. Die Vorhöfe sind von den beiden Herzkammern durch eine äußere Furche (*Sulcus coronarius*) abgegrenzt, die auf der Vorderseite durch den Ursprung von Aorta und Lungenschlagader unterbrochen wird. Die Grenze zwischen rechtem und linkem Ventrikel ist von außen an je einer vorderen und hinteren Längsfurche (*Sulcus interventricularis anterior* bzw. *Sulcus interventricularis posterior*) erkennbar,



- | | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | Hauptstamm der
<i>Arteria coronaria sinistra</i> | 5 | <i>Ramus atrioventricularis</i> |
| 2 | <i>Ramus circumflexus</i> | 6 | <i>Ramus marginalis sinister</i> |
| 3 | <i>Ramus interventricularis anterior</i> | 7 | <i>Rami posteriores ventriculi sinistri</i> |
| 4 | <i>Rami atrioventriculares</i> | 8 | <i>Ramus interventriculares septales</i> |
| | | 9 | <i>Rami laterales</i> |

Abbildung 2.3: Die linke Koronararterie (*Arteria coronaria sinistra*). Ansichten von schräg vorne links (LAO = Left anterior oblique) und schräg vorne rechts (RAO = Right anterior oblique). Quelle: [Net00], Tafel 207.

siehe Abbildung 2.1. Zwischen linkem Vorhof und linker Herzkammer, sowie zwischen rechtem Vorhof und rechter Herzkammer und an den Ausströmungsöffnungen des rechten und linken Ventrikels, befinden sich insgesamt vier Herzklappen, die *Bikuspidal-*, die *Trikuspidal-*, die *Pulmonal-* und die *Aortenklappe*. Die Herzklappen haben Ventilfunktion und verhindern einen Rückfluss des Blutes gegen die Strömungsrichtung.

Koronararterien. Das Herz wird über zwei *Koronararterien* mit sauerstoffreichem Blut und Nährstoffen versorgt. Die beiden Hauptäste der Koronararterien verzweigen sich nach ihrem Abgang aus der Aorta zu einem Netz aus immer kleineren Arterien, bis sie schließlich in feinste Kapillare übergehen. Direkt an ihrem Ursprung haben sie einen Durchmesser von etwa 3 – 4 mm. Die rechte Koronararterie, *Arteria coronaria dextra*, entspringt unter dem rechten Herzohr und verläuft zunächst innerhalb der Herzkranzfurche, siehe Abbildung 2.2 (1). An der hinteren Herzfläche gibt sie den *Ramus interventricularis posterior* ab, der in der hinteren Längsfurche in Richtung Apex zieht, siehe Abbildung 2.2 (2). Die linke Koronararterie, *Arteria coronaria sinistra*, verläuft zunächst zwischen linkem Herzohr und Lungenschlagader und teilt sich nach ca. 1 cm in ihre beiden Hauptäste, den *Ramus circumflexus* und den *Ramus interventricularis anterior*, siehe Abbildung 2.3 (2) und (3). Der *Ramus circumflexus* verläuft in der Herzkranzfurche zur Hinter-

fläche des Herzens, während der Ramus interventricularis anterior in der vorderen Längsfurche abwärts zieht, um die Herzspitze herum und in der hinteren Längsfurche ausläuft.

Die rechte Koronararterie versorgt beim *Normalversorgungstyp* den rechten Vorhof und die rechte Herzkammer, sowie die rechte Hinterwand. Die linke Koronararterie ist für die Versorgung der Vorderwand, der linken Hinterwand, sowie des Septums verantwortlich [Sch02]. Häufig treten individuelle Abweichungen der Blutversorgung auf, die je nach Dominanz als *Rechts-* oder *Linksversorgungstyp* bezeichnet werden. Hinsichtlich ihres Feinbaues ist die Innenwand gesunder Koronararterien von einer dünnen Haut, dem *Epithel*, homogen ausgekleidet. Gemeinsam mit einer angrenzenden dünnen Bindegewebsschicht bildet das Epithel die innere Schicht der Gefäßwand, die sogenannte *Intima*. An diese schließt sich eine Lage glatter Muskelfasern an, welche vorwiegend ringförmig angeordnet sind und die sogenannte *Media* bilden. Nach außen schließt sich an diese Muskelschicht lockeres Bindegewebe (*Adventitia*) an.

Neben den lateinischen Bezeichnungen der Koronararterien werden in der Literatur häufig englische Bezeichnungen verwendet. Tabelle 2.1 gibt eine Übersicht über die gängigen klinischen Bezeichnungen der Koronararterien.

lateinische Bezeichnung	englische Bezeichnung
rechte Koronararterie	
ACD, Arteria coronaria dextra	RCA, Right coronary artery
RIVP, Ramus interventricularis posterior	RPD, Right posterior descending coronary artery
linke Koronararterie	
ACS, Arteria coronaria sinistra	LCA, LMCA, Left coronary artery, Left main coronary artery
RIVA, Ramus interventricularis anterior	LAD, Left anterior descending coronary artery
RCX, Ramus circumflexus	LCx, Left circumflex coronary artery

Tabelle 2.1: Gängige klinische Bezeichnungen der Koronararterien.

2.1.2 Koronare Herzkrankheit

Unter der *Koronaren Herzkrankheit* (KHK) werden Erkrankungen verstanden, bei denen sich auf Grund von Veränderungen des Koronararteriensystems ein Missverhältnis zwischen Sauerstoffangebot und -verbrauch des Herzmuskels entwickelt [PP01]. Die KHK äußert sich klinisch, insbesondere unter körperlicher oder psychischer Belastung, durch starke Schmerzen im Brustbereich (*Angina pectoris*), sie kann aber auch völlig ohne Krankheitszeichen verlaufen – man spricht dann von ei-

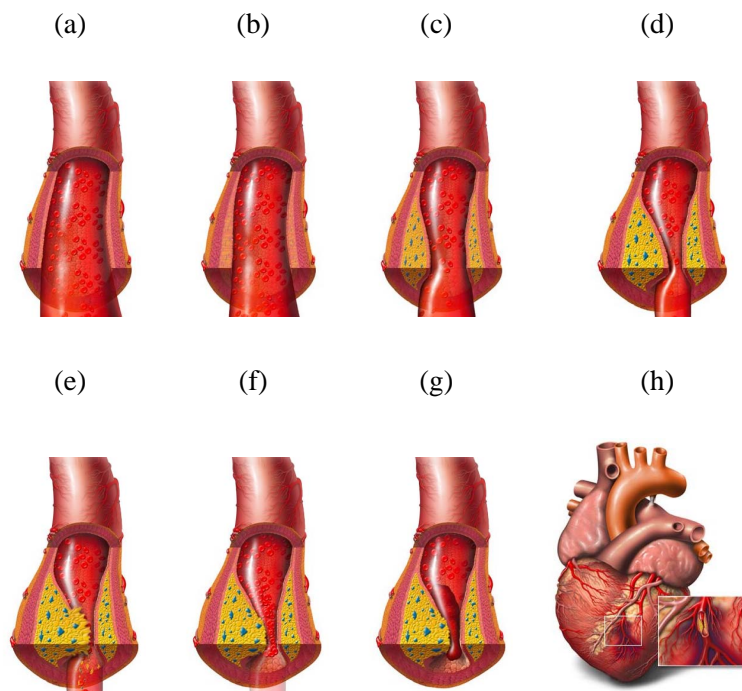


Abbildung 2.4: Verlauf der Atherosklerose im Zusammenhang mit der Koronaren Herzkrankheit. Quelle: [HEX].

ner *latenten* KHK oder *stummen Ischämie*. Herzrhythmusstörungen und chronische Herzschwäche sind ebenfalls häufig Ausdruck einer KHK. Die schwerste Form der koronaren Herzkrankheit ist der Herzinfarkt bzw. der plötzliche Herztod.

Atherosklerose. Die Hauptursache der KHK ist in der Regel eine *Atherosklerose* der Hauptäste der Koronararterien, die in diesem Zusammenhang auch als *Koronaratherosklerose* bezeichnet wird. Die Atherosklerose ist ein chronischer Prozess und beginnt bereits im Kindes- und Jugendalter. Im Verlauf der Erkrankung kommt es durch Ablagerungen von Lipiden, Blut und Blutbestandteilen, sowie Bindegewebe und Kalk zu krankhaften Veränderungen der Intima dieser Gefäße. Es bilden sich sogenannte *atherosklerotische Plaques*, die die Gefäßwände verdicken und zu einer zunehmenden Verengung (*Stenose*) der betroffenen Koronararterien führen, siehe Abbildung 2.4 (b) – (d). Bis zu einem Stenosegrad von 40% verläuft die KHK in der Regel asymptomatisch. Ein mittlerer Stenosegrad von 40-70% löst unter starker Belastung, ein Stenosegrad > 70% bereits in Ruhe, eine Angina pectoris aus.

Grundsätzlich werden zwei Arten atherosklerotischer Plaques unterschieden, lipidhaltige, sogenannte *weiche* Plaques und verkalkte, sogenannte *harte* Plaques. Die Gefahr eines Herzinfarkts geht dabei insbesondere von weichen Plaques aus,

die nur durch eine sehr dünne fibrotische Kappe vom Gefäßinneren abgegrenzt sind. Kommt es zu einer Schädigung dieser Kappe (*Plaqueruptur*), lagern sich sofort Blutplättchen entlang des Plaques an und bilden die Grundlage für ein Blutgerinnsel (*Thrombus*), siehe Abbildung 2.4 (e) und (f). Der Verschluss einer Koronararterie durch einen solchen Thrombus führt dazu, dass das hinter dem Verschluss liegende Gewebe plötzlich nicht mehr mit Sauerstoff versorgt wird und aufgrund des akuten Sauerstoffmangels abstirbt. Es kommt zum Herzinfarkt bzw. unter Umständen zum plötzlichen Herztod, siehe Abbildung 2.4 (g).

Diagnostik der KHK. Zu den diagnostischen Verfahren zählen in erster Linie die Befragung des Patienten nach dessen Krankengeschichte und Lebensgewohnheiten und eine körperliche Untersuchung, die u.a. eine Blutdruck- und Pulsmessung, sowie ein Abhören von Lunge und Herz umfasst. Eine weitere Routineuntersuchung ist das (Belastungs-) Elektrokardiogramm (EKG), bei dem typische Abweichungen vom EKG eines Gesunden auf eine mögliche Erkrankung hinweisen. Um das Ausmaß der Koronaratherosklerose bei bereits diagnostizierter KHK feststellen zu können, werden bildgebende Verfahren wie beispielsweise die Koronarangiographie oder Computertomographie eingesetzt, die im nächsten Abschnitt näher beschrieben werden.

2.2 Bildgebende Verfahren der Röntgendiagnostik

Bildgebende Verfahren in der Medizin dienen der Unterstützung der Diagnostik und Therapieplanung. Die Koronarangiographie und die Computertomographie, auf die im folgenden Abschnitt näher eingegangen wird, sind röntgenologische Verfahren und basieren auf der 1895 von W. C. RÖNTGEN entdeckten Röntgenstrahlung.¹

Physikalisches Prinzip der Bildgebung. Das physikalische Prinzip der Bildgebung basiert bei röntgenologischen Verfahren darauf, dass die von einer Röntgenröhre ausgesandten Röntgenstrahlen den Körper durchdringen und in Abhängigkeit von der Dichte, der Dicke sowie der Ordnungszahl Z des durchstrahlten Gewebes mehr oder weniger stark geschwächt, d.h. *absorbiert*, werden. Gewebe wie Fett, Muskeln und Haut absorbieren wenig Strahlung, während Knochen durch ein hohes Absorptionsvermögen charakterisiert sind. Die Intensität I eines Röntgenstrahls mit der Ausgangsintensität I_0 , der ein *homogenes* Medium der Dicke d mit dem Abschwächungskoeffizienten μ durchdringt, lässt sich durch das Lambert-Beersche-Gesetz bestimmen,

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}. \quad (2.1)$$

Führt der Strahlengang durch ein *inhomogenes* Medium wie den menschlichen Körper, siehe Abbildung 2.5, ergibt sich die transmittierte Röntgenintensität I aus

¹Dieser Abschnitt orientiert sich an [Mor95], [Sol06], [Psc02] und [LOPR97]

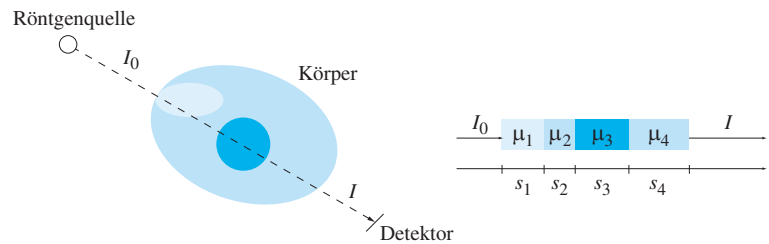


Abbildung 2.5: Abschwächung eines einzelnen Röntgenstrahls s , der ein *inhomogenes* Medium durchdringt.

dem Verlauf der Abschwächungskoeffizienten μ_i entlang des Strahls,

$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(s) ds} \quad (2.2)$$

$$I \approx I_0 \cdot e^{-\sum \mu_i s_i}. \quad (2.3)$$

Die transmittierten Röntgenintensitäten werden von sogenannten *Detektoren* registriert, die die gemessenen Werte in ein sichtbares Bild umsetzen.

Röntgenkontrastmittel. Da die Abschwächungskoeffizienten μ_i bestimmter Gewebestrukturen zum Teil sehr ähnlich sind, werden in der klinischen Praxis *Röntgenkontrastmittel* eingesetzt, die eine differenziertere Darstellung einzelner Gewebereiche ermöglichen. Grundsätzlich werden *positive* und *negative* Kontrastmittel unterschieden. Positive Kontrastmittel sind Stoffe mit einer hohen Ordnungszahl, die die Röntgenstrahlen stärker absorbieren und deshalb einen hohen Kontrast liefern. In der Röntgendiagnostik werden insbesondere Jod oder Barium eingesetzt.

2.2.1 Koronarangiographie

Die *Koronarangiographie* ist ein spezielles *invasives* Verfahren der klassischen Röntgentechnik und stellt bis heute den *Gold-Standard* innerhalb der radiologischen Diagnostik der KHK dar. Das Verfahren ermöglicht durch simultane Röntgenkontrastmittelgabe und Durchleuchtung des Körpers eine präzise Darstellung der Koronararterien und wird neben der Detektion und Beurteilung von Stenosen zur Entscheidung für chirurgische Eingriffe, wie beispielsweise die Ballonaufdehnung (PTCA) oder Bypass-Operation, herangezogen.

Linksherzkatheteruntersuchung. Die Darstellung und Beurteilung der Koronararterien erfolgt über eine *Linksherzkatheteruntersuchung*, die an speziell für die Kardiologie entwickelten Angiographieanlagen durchgeführt wird. Dabei wird unter Röntgenkontrolle ein dünner, biegsamer *Katheter* über die Leistenarterie entgegen dem Blutstrom bis zum Abgang der Koronararterien aus der Aorta geführt. Über diesen Katheter wird dann das jodhaltige Röntgenkontrastmittel direkt in die

jeweilige Koronararterie appliziert. Durch das Röntgenkontrastmittel wird das Binnenlumen der Koronararterien sichtbar gemacht. Um eine möglichst genaue Beurteilung des Koronararteriensystems vornehmen zu können, werden zur Darstellung unterschiedliche Projektionsrichtungen gewählt.

Röntgendurchleuchtung. Eine *monoplane* Angiographieanlage besteht aus einer Röntgenröhre, die die Röntgenstrahlung erzeugt und aus einem Röntgenbildverstärker. Röntgenröhre und Röntgenbildverstärker sind dabei an entgegengesetzten Seiten eines frei beweglichen C-Bogens montiert. Durch den Röntgenbildverstärker ist es möglich, dynamische Vorgänge wie das schlagende Herz über einen längeren Zeitraum zu beobachten. Diese Technik wird im Gegensatz zur statischen Röntgenaufnahme als *Röntgendurchleuchtung* bezeichnet [LOPR97]. Die von der Röntgenröhre ausgesandten Röntgenstrahlen treffen auf den fluoreszierenden Eingangsschirm des Bildverstärkers und setzen bei ihrem Auftreffen auf der Photokathode, die sich direkt hinter dem Eingangsschirm befindet, Photoelektronen frei. Die Photoelektronen werden durch eine im Bildverstärker angelegte Hochspannung beschleunigt. Auf einem kleineren Ausgangsbildschirm löst jedes beschleunigte Elektron etwa 1.000 Lichtquanten aus, die über ein optisches System durch eine Fernseh- oder CCD-Kamera abgetastet werden und auf den Untersuchungsmonitor übertragen werden. Im Gegensatz zu einer statischen Röntgenaufnahme, sind die resultierenden Röntgensequenzserien helligkeitsinvertiert [LOPR97]. Zur Speicherung der Bilder werden die analogen Daten digitalisiert und an ein digitales Bildverarbeitungssystem (PACS) zur Dokumentation übertragen.

Durch den beweglichen C-Bogen wird eine Durchleuchtung aus unterschiedlichen Richtungen möglich. Die Position des Bildverstärkers bezüglich des Patienten wird dabei durch zwei Rotationswinkel beschrieben. Der Rotationswinkel um die *Längsachse* des Patienten wird als *Rotation* oder auch als *Primary Angle* bezeichnet, siehe Abbildung 2.6 (a). Die Rotation wird in der klinischen Praxis durch die englischen Bezeichnungen RAO (= *Right Anterior Oblique*) oder LAO (= *Left Anterior Oblique*) gefolgt von einer absoluten Winkelangabe in Grad angegeben. RAO 30° besagt beispielsweise, dass sich der Bildverstärker während der Aufnahme 30° rechts vom Patienten befand. Der Rotationswinkel um die *Transversalachse* des Patienten wird als *Angulation* oder *Secondary Angle* bezeichnet und wird durch die Bezeichnung CRAN (*cranial = kopfwärts*) oder CAUD (*caudal = fußwärts*) gefolgt von der absoluten Winkelangabe in Grad angegeben, siehe Abbildung 2.6 (b). Die Standardprojektionen sind für die linke Koronararterie RAO 30°, AP View (RAO/LAO 0°) und LAO 45° und für die rechte Koronararterie RAO 30°, RAO/LAO 0° und LAO 30° [PP01].

Da das Risiko für den Patienten mit der Dauer der Untersuchung zunimmt, sollte eine invasive Untersuchung des Herzens so zeitsparend wie möglich durchgeführt werden. Moderne, *biplanare* Angiographieanlagen bestehen daher aus zwei isozentrischen C-Bögen, die simultan bewegt werden können. Dies verringert zum einen den Kontrastmittelbedarf, da mit einer einzigen Injektion gleich zwei Projektionsrichtungen erfasst werden können, zum anderen wird dem Arzt die Orientie-

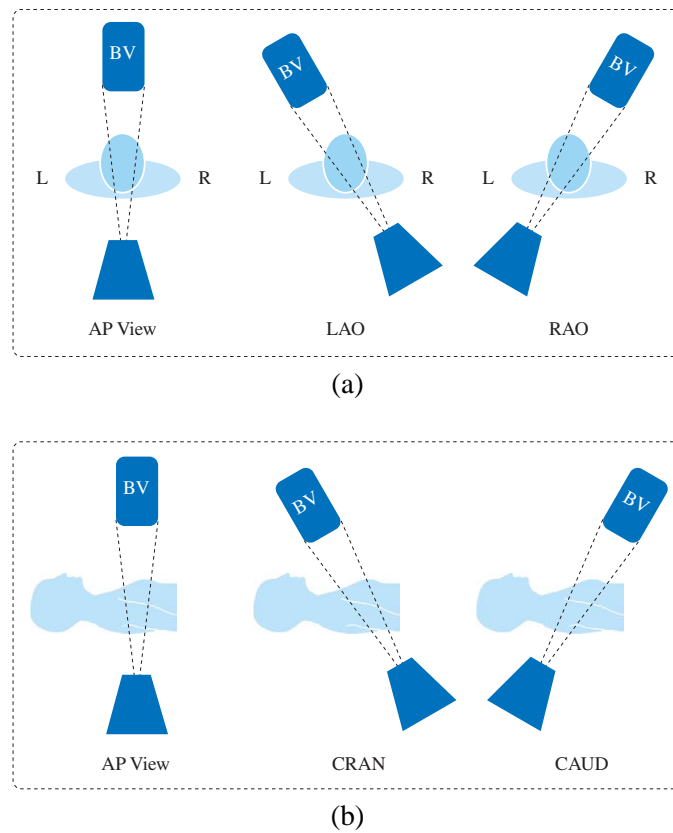


Abbildung 2.6: Die Position des Bildverstärkers (BV) des C-Bogens bezüglich des Patienten wird durch zwei Rotationswinkel beschrieben. (a) Rotation um die Längsachse des Patienten (RAO/LAO). (b) Rotation um die Transversalachse des Patienten (CRAN/CAUD).

rung bei der Positionierung des Katheters erleichtert.

Bilddaten. Die durch die Koronarangiographie erzeugten Daten bilden pro gewählter Projektionsrichtung die einzelnen Äste des Koronararteriensystem über einen längeren Zeitraum ab, siehe Abbildung 2.7. Die erzeugten Sequenzen werden auch als Koronarangiogramm bezeichnet. Die einzelnen Bilder des Koronarangiogramms haben eine Auflösung von 512×512 Pixeln und werden mit 8 Bit digitalisiert. Damit liegen die Grauwerte der einzelnen Pixel im Bereich von 0 bis $2^8 = 256$.

2.2.2 Computertomographie

Die *Computertomographie* (CT) ist ein bildgebendes Verfahren, das die *überlagerungsfreie* Darstellung einzelner Körperschichten ermöglicht. Das Verfahren ist im

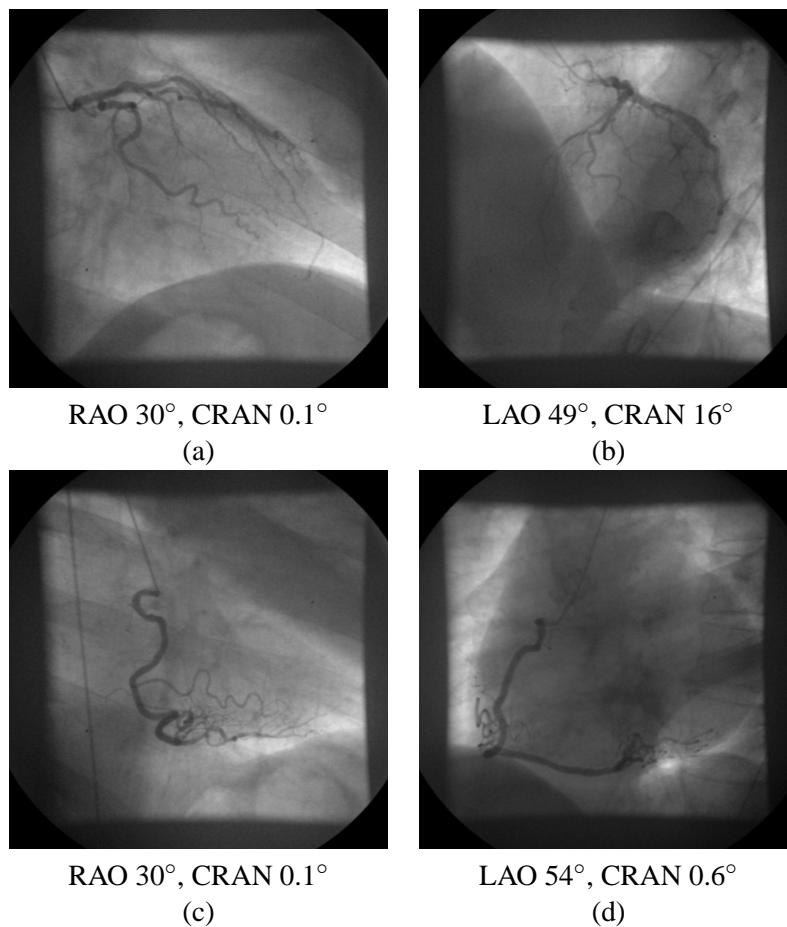


Abbildung 2.7: Koronarangiogramme aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen. (a)–(b) linke Koronararterie, (c)–(d) rechte Koronararterie.

Prinzip eine Weiterentwicklung der klassischen Röntgentechnik, das insbesondere durch den amerikanischen Physiker A.M. CORMACK und den britischen Ingenieur G.N. HOUNSFIELD vorangetrieben wurde. Für ihre Leistung erhielten die beiden Forscher 1979 als Väter der CT den Nobelpreis für Medizin [Han00].

Ein Computertomograph besteht im wesentlichen aus einer Aufnahmeeinheit, der sogenannten *Gantry* und einem Patiententisch. Innerhalb der ringförmigen *Gantry* sind die Röntgenröhre und das Detektorsystem an jeweils gegenüberliegenden Positionen untergebracht. Die von der Röntgenröhre erzeugte Röntgenstrahlung wird durch sogenannte *Kollimatoren* fächerförmig eingeblendet. Die Röntgenstrahlen durchdringen den Körper und werden in Abhängigkeit von der Dichte, der Dicke sowie der Ordnungszahl Z des durchstrahlten Gewebes mehr oder weniger stark geschwächt, vgl. Abschnitt 2.2. Die Detektoren auf der gegenüberliegenden Seite bestehen jeweils aus einem Szintillationskristall und einer dahinter liegen-

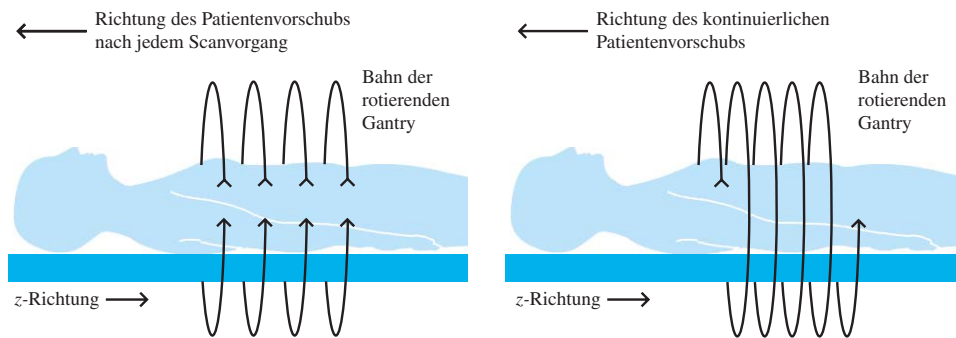


Abbildung 2.8: Sequentielle CT (links) und Spiral-CT (rechts). Quelle: Modifiziert nach [Sol06].

den Photodiode und wandeln die gemessenen transmittierten Röntgenintensitäten in elektrische Signale um.

Sequentielle CT. Bei der *sequentiellen* CT wird die zu untersuchende Körperregion Schicht für Schicht gescannt, siehe Abbildung 2.8 (links). Die Gantry rotiert dabei um den Patienten, während die Position des Patienten konstant bleibt. Die unter einem bestimmten Winkel gemessenen Werte werden auch als *Projektion* oder *Schwächungsprofil* bezeichnet. Ist der Scanvorgang einer Schicht abgeschlossen, wird aus den gemessenen Projektionen durch mathematische Verfahren, wie beispielsweise die gefilterte Rückprojektion, das entsprechende zweidimensionale Schichtbild rekonstruiert. Aus den einzelnen axialen transversalen Schichtbildern kann anschließend ein dreidimensionales Volumen berechnet werden.

Spiral-CT. Eine Weiterentwicklung der sequentiellen CT ist die *Spiral-CT*, die 1989 erstmals vorgestellt wurde. Die Gantry beschreibt bei dieser Technik eine Dauerrotation, während der Patient auf der Patientenliege kontinuierlich durch das Messfeld bewegt wird, siehe Abbildung 2.8 (rechts). Auf diese Weise wird der Körper spiralförmig abgetastet und es entsteht ein dreidimensionales Messdatenvolumen. Durch den kontinuierlichen Vorschub des Patienten entlang der Körperlängsachse entstehen zunächst inkonsistente Datensätze, da nicht für jede Schicht Messdaten vorliegen. Durch Interpolationsverfahren wird für jede Tischposition ein planarer Datensatz berechnet. Aus diesen können dann mit den bereits erwähnten Rekonstruktionsverfahren artefaktfreie Schichtbilder mit beliebigen Überlappungen rekonstruiert werden.

Mehrschicht-Spiral CT. Die Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) ist eine Weiterentwicklung der Spiral-CT und wurde erstmals 1998 vorgestellt. Dabei können pro Umdrehung der Gantry mehrere Schichten gleichzeitig erfasst werden. MSCT-Scanner der neuesten Generation bilden bis zu 64 Schichten gleichzeitig ab. Durch die hohe räumliche und zeitliche Auflösung der MSCT ist es erstmals möglich

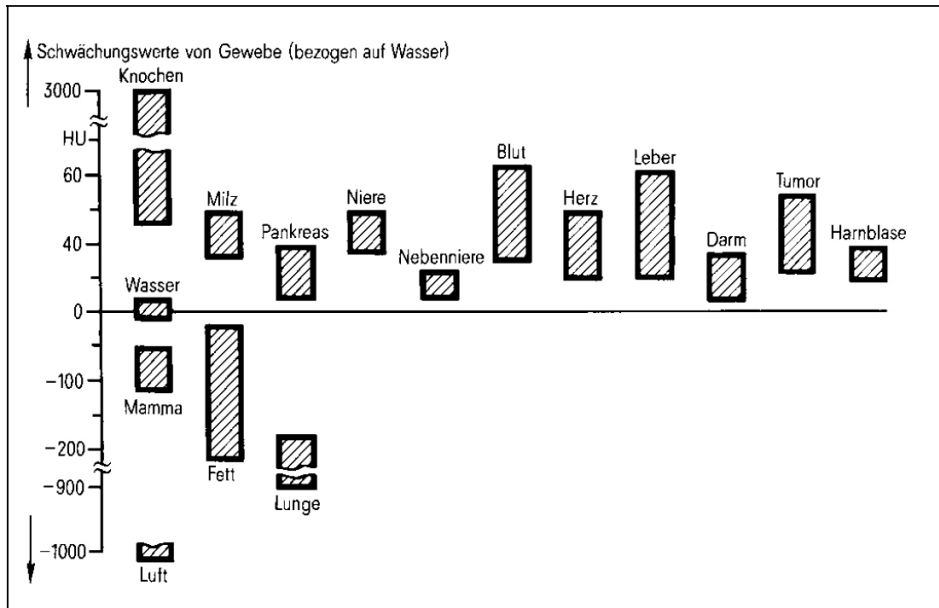


Abbildung 2.9: Relative Abschwächungskoeffizienten verschiedener Gewebestrukturen in Hounsfield-Einheiten (HE). Quelle: [LOPR97], Seite 50.

geworden, das Herz in einer einzigen Atemanhaltephase zu untersuchen und die Koronararterien präzise darzustellen.

Bilddaten. Die Grauwerte des CT-Datensatzes stellen eine lineare Transformation der gemessenen Abschwächungskoeffizienten dar. Für eine bessere Vergleichbarkeit werden die rekonstruierten Abschwächungskoeffizienten μ_{obj} nach einem Vorschlag von HOUNSFIELD auf das Referenzmaterial Wasser ($\mu_{\text{rel}} = 0$) normiert,

$$\mu_{\text{rel}} = \frac{\mu_{\text{obj}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \cdot 1000 \text{ [HE]} \quad (2.4)$$

Computertomographen arbeiten üblicherweise in einem Bereich von -1024 HE bis +3071 HE, was 4096 verschiedenen Grauwerten in den CT-Datensätzen entspricht. Die relativen Abschwächungskoeffizienten organischer Gewebe sind in [Abbildung 2.9](#) dargestellt.

2.3 Bildspeicherung

Mit dem Einzug digitaler bildgebender Verfahren in die Medizin und spätestens mit dem Aufkommen der Idee einer digitalen Archivierung medizinischer Bilddaten (PACS – *Picture Archiving and Communication Systems*), sind Formate für den Austausch digitaler Bilder und der zugehörigen Informationen notwendig gewor-

Gruppe	Element	
(0010, 0010)	Patient's Name	
(0010, 0020)	Patient ID	
(0010, 0030)	Patient's Birth Date	
(0008, 0060)	Modality	
(0028, 0008)	Number of Frames	
(0028, 0010)	Rows	
(0028, 0011)	Columns	
(0018, 1510)	Primary Angle	
(0018, 1511)	Secondary Angle	
(0002, 0010)	Transfer Syntax UID	

		Transfer Syntax UID
1.2.840.10008.1.2.4. xxx	JPEG-komprimiert	
xxx = 50-64	lossy JPEG	
xxx = 65-70	lossless JPEG	
1.2.840.10008.1.2.5	lossless RLE	

Abbildung 2.10: Einige beispielhafte DICOM-Tags. Die *Transfer Syntax UID* gibt Auskunft über das verwendete Kompressionsverfahren.

den. In den letzten Jahren haben sich verschiedene Standards etabliert.

2.3.1 Digital Imaging and Communications in Medicine – DICOM

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) ist ein offener Standard für den Austausch und die Speicherung medizinischer Bilddaten und wurde erstmals 1993 vom *American College of Radiology (ACR)* und der *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* veröffentlicht.

Die aktuelle Version des Standards *PS 3-2006* [Ass] besteht aus mehreren Dokumenten, in denen neben dem Format für medizinische Bilder und bildbezogene Daten auch Kommandos und Protokolle spezifiziert werden. Diese ermöglichen unter anderem die Kommunikation und den Austausch medizinischer Bilddaten zwischen bildgebenden Modalitäten unterschiedlicher Hersteller auf der Basis von standardisierten Netzwerkprotokollen wie beispielsweise TCP/IP [Han00].

Die Hersteller DICOM-konformer Geräte und Software müssen in sogenannten *Conformance Statements* beschreiben, inwieweit die innerhalb des DICOM-Standards definierten Kommandos, Protokolle und Formate unterstützt werden. Form, Struktur und Inhalt dieser Beschreibungen sind ebenfalls Teil des DICOM-Standards. Theoretisch ist es somit möglich, anhand des Vergleichs zweier Conformance Statements festzustellen, ob zwei DICOM-fähige Geräte miteinander kommunizieren können.

Das im zehnten Teil *Part 10: Media Storage and File Format* des Standards spezifizierte Bildfformat legt neben dem Format der eigentlichen Bilddaten auch die Struktur der zu jedem Bild gespeicherten Zusatzinformationen fest. Diese sogenannten *Metadaten* werden nach Gruppen sortiert im Header gespeichert. Ein einzelner Eintrag (*Tag*) wird durch Angabe der Gruppe (*gggg*) und der Bezeichnung

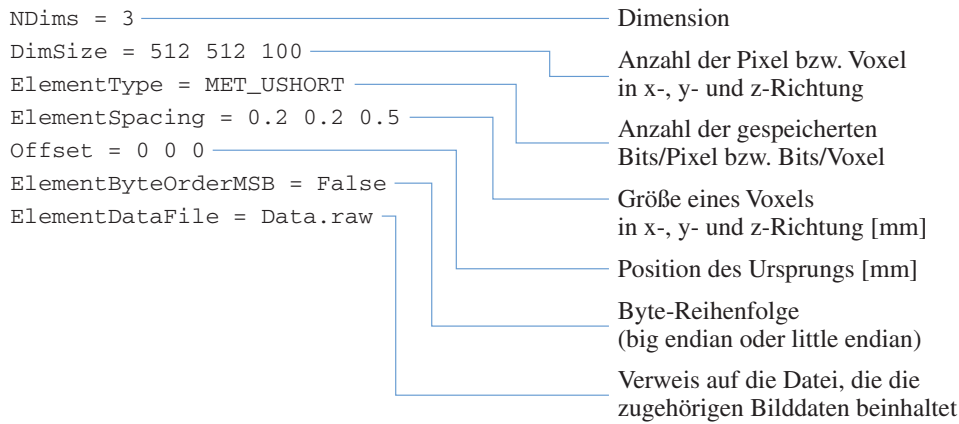


Abbildung 2.11: Beispiel einer *MetaImage* Headerdatei.

des Gruppenelements (`eeee`) adressiert, wodurch ein standardisierter Zugriff ermöglicht wird. Die Metadaten sind sowohl für die Diagnose durch den behandelten Arzt als auch für die computergestützte Analyse der medizinischen Bilddaten von Bedeutung, da durch sie Informationen zum untersuchten Patienten (z.B. Name, Geburtsdatum), zur Art der Bildakquisition (z.B. XA, CT) und aufnahmespezifische Eigenschaften der Bilddaten (z.B. Pixelgröße, Auflösung, Bittiefe) dokumentiert werden [Han00]. In [Abbildung 2.10](#) sind einige beispielhafte DICOM-Tags dargestellt.

Der DICOM-Standard unterstützt sowohl die verlustfreie (*lossless*) als auch die verlustbehaftete (*lossy*) JPEG-Kompression, sowie die verlustfreie Laufängenkodierung (*Run Length Encoding*, RLE) der Daten. Anhand der *Transfer Syntax UID* lässt sich erkennen, ob die Daten in komprimierter Form vorliegen, siehe [Abbildung 2.10](#).

DICOM unterstützt neben *Singleframe*-Bildern auch *Multiframe*-Bilder. Ein *Multiframe*-Bild enthält Einzelbilder (*Frames*), die als Bildstapel in einer *Multiframe*-Datei abgespeichert sind. Die Bilder einer *Multiframe*-Datei haben *einen* gemeinsamen DICOM-Header. Das Tag *Number Of Frames* gibt Auskunft über die Anzahl der innerhalb einer *Multiframe*-Datei gespeicherten Einzelbilder. Die in dieser Arbeit verwendeten Koronarangiogramme liegen als *Multiframe*-Datei vor.

2.3.2 Meta Image

Meta Image wurde vom Labor für computergestützte Diagnose und Visualisierung (CADDLab – *Computer Aided Diagnosis and Display Lab*) der Universität North Carolina entwickelt und definiert ein relativ einfaches Format für die Spei-

derung medizinischer Bilddaten [DL]. Das Datenformat besteht aus einer Headerdatei (.mhd) und einer Datei, in der die eigentlichen Bilddaten abgelegt sind (.raw). In der Headerdatei werden über Metadaten bildspezifische Informationen gespeichert, die der Interpretation der Rohdaten dienen, siehe Abbildung 2.11. Im Gegensatz zum DICOM-Standard werden hier keine patienten- oder aufnahmespezifischen Daten dokumentiert.

Kapitel 3

Bildverarbeitung

Die elementaren Werkzeuge der Bildverarbeitung sind *Transformationen (Operatoren)*, die allgemein betrachtet, ein *Eingangsbild* f auf ein *Ausgangsbild* g abbilden,

$$g(x, y) = T(f(x, y)). \quad (3.1)$$

Im folgenden sind sowohl das Eingangs- als auch das Ausgangsbild *Ortsbereichsfunktionen*, d.h. ein Bild f wird als Funktion mit den zwei örtlichen Variablen x und y verstanden. Der Funktionswert $f(x, y)$ entspricht dem Grauwert an der Position (x, y) im Bild.¹

Eine *diskrete* Bildfunktion f wird durch eine $M \times N$ Matrix repräsentiert, $f : M \times N \rightarrow G$, wobei M die Anzahl der Zeilen und N die Anzahl der Spalten angibt. Der Wertebereich $G = \{0, \dots, G-1\}$ ist die Menge der darstellbaren Grauwerte. Ein CT-Datensatz, der beispielsweise mit 12 Bit digitalisiert wurde, enthält maximal $G = 2^{12} = 4096$ unterschiedliche Grauwerte. Der maximal verfügbare Grauwertbereich ist in diesem Fall durch die Menge $G = \{0, \dots, 4095\}$ gegeben. Die Transformationen und Operatoren, die im folgenden beschrieben werden, werden auch als *Selbsttransformationen des Ortsraums* bezeichnet [LOPR97].

3.1 Punktoperatoren

Punktoperatoren modifizieren den Grauwert eines Pixels in Abhängigkeit vom Grauwert selbst und in Abhängigkeit von der Position des Pixels. Die Berechnung des neuen Grauwerts oder der neuen Position des Pixels erfolgt unabhängig von der *lokalen* Nachbarschaft des Pixels.

3.1.1 Grauwerttransformationen

Ein *homogener* Punktoperator ist zusätzlich durch seine Unabhängigkeit von der Position des Pixels gekennzeichnet. Er bildet Grauwerte auf sich selbst ab und

¹Der folgende Abschnitt bezieht sich auf zweidimensionale Bilder. Die beschriebenen Filter und Operatoren lassen sich jedoch auch auf dreidimensionale Bilder $f(x, y, z)$ übertragen.

wird daher auch als *Grauwerttransformation* bezeichnet. Die Grauwerte $g \in G$ des Eingangsbildes werden auf Grauwerte $g' \in G$ des Ausgangsbildes abgebildet,

$$g' = T(g) \text{ mit } T : G \rightarrow G. \quad (3.2)$$

Grauwerttransformationen können allgemein über eine *Transformationskennlinie* beschrieben werden. Im diskreten Fall werden Grauwerttransformationen durch eine *Look-Up* Tabelle realisiert. Für jeden Grauwert $g \in G$ wird die Transformationsfunktion einmal ausgewertet und das Ergebnis $g' = T(g)$ in einer Tabelle abgelegt. Dabei dient der ursprüngliche Grauwert g als Index. Für jedes Pixel wird dann der Grauwert g ausgelesen und in der Tabelle der zugehörige Wert g' nachgeschlagen. Dies hat den Vorteil, dass im Falle komplizierter Berechnungen, diese nicht für alle Pixel durchgeführt werden müssen.

Negativtransformation. Die Invertierung der Grauwerte g eines Eingangsbildes lässt sich durch folgende lineare Grauwerttransformation beschreiben,

$$T_{\text{negative}}(g) = (G - 1) - g \quad (3.3)$$

Die zugehörige Transformationskennlinie ist in Abbildung 3.1 (a) dargestellt. Da das menschliche Auge Grauwertabstufungen in dunkleren Bereichen stärker wahrnimmt als in helleren Bereichen, kann die Invertierung der Grauwerte zu einer besseren Wahrnehmung feiner Strukturen führen.

Grauwertspreizung. In der Praxis kann es vorkommen, dass der zur Verfügung stehende Grauwertbereich nicht vollständig ausgenutzt wird. Das Bild kann dadurch zu hell, zu dunkel oder zu kontrastarm wirken. Die Grauwertspreizung ist eine Grauwerttransformation, die anhand des Histogramms des Eingangsbildes eine Spreizung des Grauwertbereichs auf den maximal zur Verfügung stehenden Grauwertbereich vollzieht. Die Spreizung der Grauwerte erfolgt durch eine stückweise lineare Transformation,

$$T_{\text{stretch}}(g) = (G - 1) \cdot \frac{g - g_{\min}}{g_{\max} - g_{\min}}. \quad (3.4)$$

Die zugehörige Transformationskennlinie ist in Abbildung 3.1 (b) dargestellt.

Schwellwertverfahren. Die Anwendung eines Schwellwertoperators (*Thresholding*) führt zu einer *Binarisierung* des Eingangsbildes. Der Grauwert $g \in G = \{0, 1, \dots, G - 1\}$ des Eingangsbildes wird dabei anhand eines Schwellwertes t mit $0 \leq t \leq G - 1$ auf den Wert $g' \in G = \{0, 1\}$ bzw. auf den Wert $g' \in G = \{0, G - 1\}$ abgebildet, falls die Bittiefe des Eingangsbildes erhalten bleiben soll,

$$T_{\text{threshold}}(g) = \begin{cases} 0 & \text{falls } g < t \\ 1 \text{ bzw. } G - 1 & \text{falls } g \geq t. \end{cases} \quad (3.5)$$

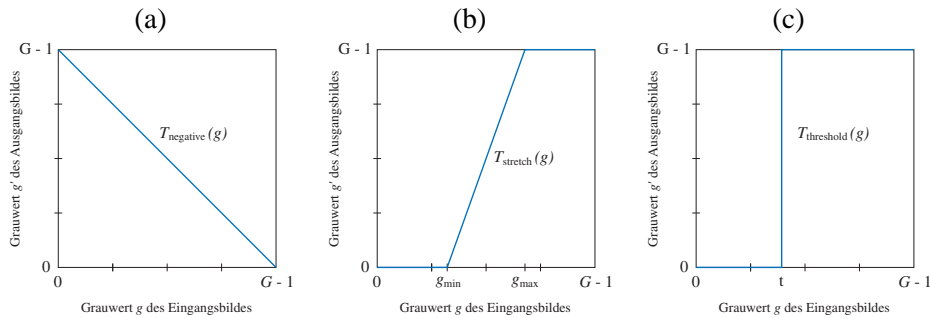


Abbildung 3.1: Verschiedene Transformationskennlinien. (a) Negativtransformation, (b) Grauwertspreizung, (c) Thresholding.

Die zugehörige Transformationskennlinie ist in [Abbildung 3.1 \(c\)](#) dargestellt. Auf die Wahl eines geeigneten Schwellwerts wird in [Abschnitt 3.3](#) im Rahmen der Bildsegmentierung näher eingegangen.

3.1.2 Algebraische Operatoren

Algebraische Operatoren zählen ebenfalls zu den Punktoperatoren, da sie das Ausgangsbild *pixelweise* aus zwei oder mehr Eingangsbildern berechnen.

Subtraktion. Das Differenzbild d zweier Bilder wird berechnet, indem der Grauwert des Pixels an der Stelle (x, y) im zweiten Bild vom Grauwert des Pixels an der Stelle (x, y) im ersten Bild subtrahiert und dem Differenzbild an der Stelle (x, y) zugewiesen wird,

$$d(x, y) = f(x, y) - s(x, y). \tag{3.6}$$

Die Subtraktion eines Bildes kommt beispielsweise bei der *Digitalen Subtraktionsangiographie* (DSA) zum Einsatz.

Multiplikation. Durch die pixelweise Multiplikation des Eingangsbildes f mit einem Binärbild b können bestimmte Bereiche des Eingangsbildes ausmaskiert werden. Im Binärbild stehen dafür an den Stellen (x, y) , die im Eingangsbild ausgeblendet werden sollen, der Wert 0, ansonsten der Wert 1. Der Grauwert $g(x, y)$ des Ausgangsbildes berechnet sich dann wie folgt,

$$g(x, y) = \begin{cases} f(x, y) & \text{falls } b(x, y) = 1 \\ 0 & \text{falls } b(x, y) = 0. \end{cases} \tag{3.7}$$

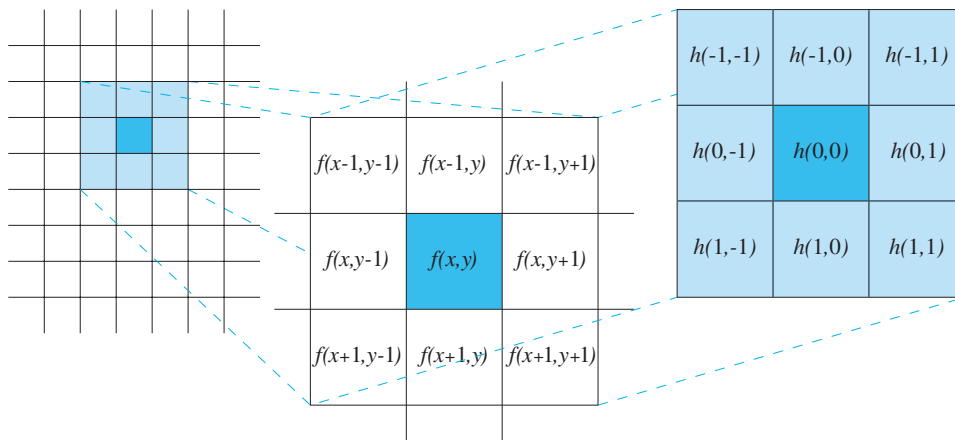


Abbildung 3.2: Das Prinzip der Filterung am Beispiel einer 3×3 Filtermaske h .

3.2 Filteroperatoren

Filteroperatoren modifizieren den Grauwert eines Pixels in Abhängigkeit von den Grauwerten in seiner lokalen Nachbarschaft. Der grundlegende Ansatz zur Definition einer Nachbarschaft ist die Nutzung einer $(m \times n)$ -*Filtermaske*, die mit ihrem *Bezugspunkt* $(0, 0)$ auf das Pixel (x, y) zentriert und dann pixelweise verschoben wird. In der Regel ist die Filtermaske h quadratisch und durch eine ungerade Anzahl von Zeilen und Spalten charakterisiert, so dass der Bezugspunkt genau in der Mitte der Maske liegt, siehe [Abbildung 3.2](#).

Im Falle einer *linearen* Filteroperation wird jedem Element der Filtermaske ein Gewichtungsfaktor zugeordnet. Der neue Grauwert an der Stelle (x, y) berechnet sich dann durch die gewichtete Summe der Grauwerte in der von der Filtermaske überdeckten Nachbarschaft,

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b h(s, t) \cdot f(x - s, y - t) \quad (3.8)$$

wobei $a = (n - 1)/2$ und $b = (m - 1)/2$.

Neben den *linearen* Filteroperationen, die sich durch die in [Gleichung 3.8](#) definierte *Faltungsoperation* beschreiben lassen, existieren auch *nichtlineare* Filter, die die von der Filtermaske überdeckten Grauwerte sortieren und den neuen Grauwert anhand einer Vergleichs- und Selektionsoperation bestimmen [[Jae02](#)].

3.2.1 Glättungsfiler

Glättungsfiler werden insbesondere zur Unterdrückung von Rauschen eingesetzt. Dazu zählen beispielsweise der *Rechteckfilter* oder der *Medianfilter*.

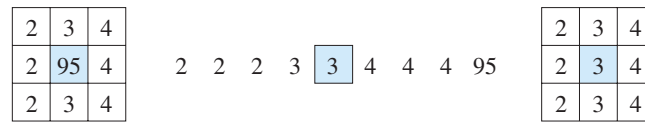


Abbildung 3.3: Beispiel eines Medianfilters. Ausreißer im Eingangsbild (links) werden eliminiert, während die Objektkanten erhalten bleiben.

Der lineare Rechteckfilter weist jedem betrachteten Pixel den Mittelwert aus den Grauwerten der durch die Filtermaske überdeckten Nachbarschaft zu. Der Rechteckfilter unterdrückt durch Rauschen hervorgerufene Bildstörungen, bewirkt aber gleichzeitig eine Verschmierung des Eingangsbildes.

Der Medianfilter ist ein nichtlinearer Filter und zählt wie die morphologischen Operatoren zu den *Rangordnungsoperatoren*. Der Medianfilter bestimmt den Wert an der Stelle (x, y) , indem die Grauwerte der durch die Filtermaske überdeckten Nachbarschaft aufsteigend sortiert werden. Der Wert, der sich an der mittleren Stelle befindet, wird selektiert und dem Pixel an der Stelle (x, y) zugewiesen, siehe [Abbildung 3.3](#). Durch den Medianfilter werden Ausreißer, die beispielsweise durch einen Übertragungsfehler entstanden sind, eliminiert, während die Objektkanten im Bild weitestgehend erhalten bleiben. Eine detaillierte Beschreibung dieser sowie weiterer Glättungsfilter ist in [\[Jae02\]](#) und [\[LOPR97\]](#) zu finden.

3.2.2 Morphologische Operatoren

Morphologische Operatoren sind nichtlineare Filter und arbeiten in der Regel auf Binärbildern. Mit Hilfe der Operatoren kann die Form von Objekten durch Hinzufügen oder Entfernen von Objektpunkten verändert werden. Die Filtermasken, die dabei verwendet werden, werden auch als *Strukturelement* bezeichnet. Im folgenden wird vereinfachend angenommen, dass alle Koeffizienten des Strukturelements h auf den Wert 1 gesetzt sind.

Die bekanntesten morphologischen Operatoren sind die *Dilatation* und *Erosion*. Die Dilatation eines Eingangsbildes f mit dem Strukturelement h wird mathematisch durch das Symbol \oplus beschrieben, $f \oplus h$. Der Wert des Bezugspunkts wird dabei auf den Wert 1 gesetzt, wenn sich in der vom Strukturelement überdeckten Nachbarschaft wenigstens ein Pixel mit dem Wert 1 befindet. Die Dilatation erweitert also den Rand von Objekten und füllt kleinere Löcher.

Die Erosion, $f \ominus h$, hat den gegenteiligen Effekt. Das Ergebnis der Operation ist nur dann 1, wenn alle Pixel in der vom Strukturelement überdeckten Nachbarschaft den Wert 1 haben, d.h. wenn das Strukturelement vollständig im Objekt enthalten ist. Die Erosion verkleinert den Objektrand und vergrößert Lücken innerhalb eines Objekts. Objekte, die nur durch eine schmale Kante verbunden sind, werden getrennt. In [Abbildung 3.4](#) ist die Anwendung einer Erosions- und Dilatationsoperation auf ein Beispielbild f mit dem Strukturelement h dargestellt.

Opening- und *Closing-*Operatoren sind zwei weitere morphologische Operato-

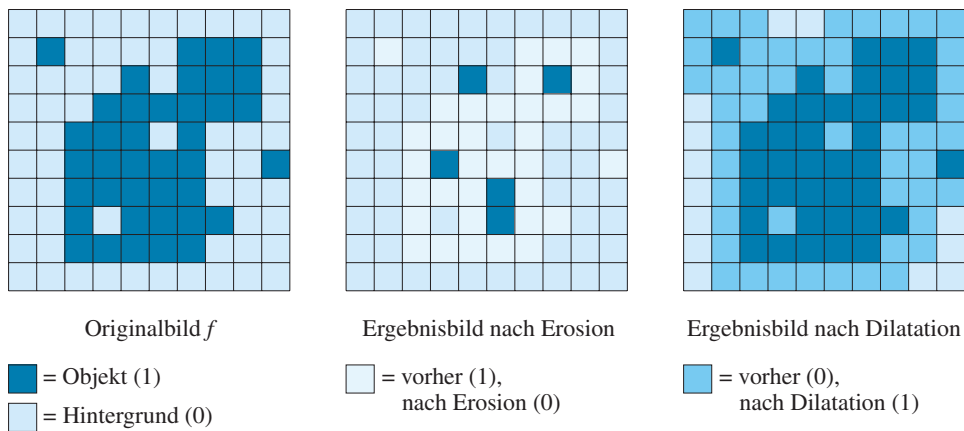


Abbildung 3.4: Beispiel einer Erosion, $f \ominus h$, und Dilatation, $f \oplus h$, mit einem (3×3) -Strukturelement h .

ren, die als Kombination von Erosion und Dilatation definiert sind. Bei der Opening-Operation wird eine Erosion gefolgt von einer Dilatation angewandt, $f \circ h = (f \ominus h) \oplus h$. Die Erosion hat den Nachteil, dass alle im Bild verbleibenden Objekte verkleinert werden. Durch eine anschließende Dilatation des Bildes mit dem gleichen Strukturelement lässt sich dies vermeiden.

Die Closing-Operation ist eine Hintereinanderschaltung von Dilatation und Erosion, $f \bullet h = (f \oplus h) \ominus h$. Die generelle Vergrößerung der Objekte durch die Dilatation wird dabei durch die nachfolgende Erosion ausgeglichen.

3.2.3 Gradientenfilter

Der Gradient $\nabla f(x, y)$ einer kontinuierlichen Bildfunktion f ist ein Vektor, der in Richtung des steilsten Anstiegs zeigt. Er wird durch die partiellen Ableitungen in x - und y -Richtung berechnet,

$$\nabla f(x, y) = \begin{pmatrix} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \end{pmatrix}. \tag{3.9}$$

Der Betrag des Gradienten gibt Auskunft über das Maß der Grauwertänderung im jeweiligen Punkt (x, y) ,

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial y}\right)^2}. \tag{3.10}$$

Der Gradient $f'(x, y)$ einer diskreten Bildfunktion f kann über zentrale Differenzen angenähert werden,

$$f'_x(x, y) = \frac{1}{2} \cdot (f(x + 1, y) - f(x - 1, y)) \tag{3.11}$$

$$f'_y(x, y) = \frac{1}{2} \cdot (f(x, y + 1) - f(x, y - 1)) \tag{3.12}$$

$$h_x = 1/2 \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline -1 & 0 & 1 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline \end{array} \quad h_y = 1/2 \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 1 & 0 \\ \hline \end{array}$$

Abbildung 3.5: Differenzoperator zur Berechnung des Gradienten in x - und y -Richtung.

Die Approximation der partiellen Ableitungen entspricht einer Faltung mit den Filtermasken h_x und h_y , die in [Abbildung 3.5](#) dargestellt sind. Der Betrag des Gradienten $|f'(x, y)|$ wird durch folgende Gleichung berechnet,

$$|f'(x, y)| = \sqrt{(f'_x(x, y))^2 + (f'_y(x, y))^2}. \quad (3.13)$$

3.3 Segmentierung

Die Erzeugung inhaltlich zusammenhängender Bildregionen durch Zusammenfassung benachbarter Bildpunkte, die einem bestimmten Homogenitätskriterium genügen, wird als *Segmentierung* bezeichnet [[LOPR97](#)]. Ziel der Segmentierung als Teilgebiet der *Bildanalyse* ist es, durch die Bereitstellung zusammengehöriger Regionen eine nachfolgende Interpretation zu ermöglichen, die den segmentierten Strukturen eine Bedeutung wie beispielsweise „Knochen“, „Luft“, etc. zuordnet.

Die unterschiedlichen Verfahren lassen sich in *pixel*-, *kanten*- und *regionenbasierte* Segmentierungsverfahren einteilen. Im folgenden werden lediglich die pixelbasierten Verfahren näher betrachtet. Eine detaillierte Darstellung kanten- und regionenorientierter Segmentierungsverfahren ist beispielsweise in [[LOPR97](#)] zu finden.

Pixelbasierte Verfahren

Die verbreitetsten pixelbasierten Verfahren sind die *Schwellwertverfahren*, die anhand einer Schwellwertoperation eine Einteilung des Bildes in Regionen vornehmen. Das verwendete Homogenitätskriterium ist in diesem Fall der Grauwert der Pixel. Eine einfache Schwellwertoperation $T_{\text{threshold}}$, die die Pixel anhand ihrer Grauwerte in zwei Regionen, Objekt und Hintergrund, einteilt, wurde bereits in [Abschnitt 3.1.1](#) vorgestellt.

Die Wahl eines geeigneten Schwellwerts erfolgt häufig über eine Analyse des *Histogramms* des Eingangsbildes. Das Histogramm h eines Bildes mit den Grauwerten $g \in G = \{0, 1, \dots, G - 1\}$ ist eine diskrete Funktion $h : G \rightarrow \mathbb{N}$, die für jeden Grauwert g die Häufigkeit seines Vorkommens $h(g)$ im Bild angibt. Im Idealfall liegt ein *bimodales* Histogramm vor, das durch zwei lokale, deutlich voneinander getrennte Maxima charakterisiert ist. Dies ist beispielsweise der Fall, wenn das Eingangsbild aus Objekten besteht, die sich deutlich vom Hintergrund

abheben und sich in ihrem Grauwert nur gering unterscheiden. Ein geeigneter Schwellwert t ist dann beispielsweise das zwischen den beiden Maxima gelegene Minimum.

Weist das Histogramm k lokale Maxima auf, so können auch mehrere Schwellwerte t_1, t_2, \dots, t_k definiert werden, die die Pixel des Eingangsbildes anhand ihres Grauwerts in $k + 1$ Klassen einteilen. Diese Mehr-Schwellwertoperation lässt sich durch folgende Grauwerttransformation beschreiben,

$$T_{\text{threshold}_k}(g) = \begin{cases} 0 & \text{falls } g < t_1 \\ 1 & \text{falls } t_1 \leq g < t_2 \\ 2 & \text{falls } t_2 \leq g < t_3 \\ \vdots & \vdots \\ k-1 & \text{falls } t_{k-1} \leq g < t_k \\ k & \text{falls } g \geq t_k \end{cases} \quad (3.14)$$

Neben diesen *globalen* Schwellwertverfahren, werden häufig auch *lokale* oder *dynamische* Schwellwertverfahren eingesetzt, die entweder das Eingangsbild vorab in mehrere Regionen unterteilen und für jede Region einen separaten Schwellwert festlegen, oder auf der Basis einer Nachbarschaft für jedes Pixel einen eigenen Schwellwert berechnen. Während die Bestimmung eines geeigneten Schwellwerts bei einem einfachen globalen Verfahren noch manuell erfolgen kann, ist dies bei den meisten lokalen und insbesondere bei den dynamischen Verfahren nicht mehr möglich.

Das Otsu-Verfahren. Das wohl bekannteste *automatische* Verfahren zur Bestimmung eines Schwellwerts ist das Otsu-Verfahren [Ots79]. Das Verfahren berechnet auf der Grundlage eines *normierten* Histogramms den optimalen Schwellwert zur Trennung von Hintergrund und Objekt. Der optimale Schwellwert wird dabei mit Hilfe eines *Diskriminanzkriteriums* automatisch bestimmt. Das Prinzip soll im folgenden kurz erläutert werden.

Es seien $p(g) = p(0), p(1), \dots, p(G-1)$ die relativen Häufigkeiten der Grauwerte g , die als deren Auftretswahrscheinlichkeit interpretiert werden. Durch die Wahl eines beliebigen Schwellwerts t wird der Grauwertbereich des Bildes in zwei Klassen, C_0 (Hintergrund) und C_1 (Objekt), unterteilt. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Pixel in der Klasse C_0 bzw. C_1 liegt, ist gegeben durch

$$P_0(t) = \sum_{g=0}^t p(g) \quad \text{bzw.} \quad P_1(t) = \sum_{g=t+1}^{G-1} p(g) = 1 - P_0(t). \quad (3.15)$$

Sei weiterhin $\mu_0(t)$ der mittlere Grauwert der Klasse C_0 und $\mu_1(t)$ der mittlere Grauwert der Klasse C_1 . Der mittlere Grauwert μ des gesamten Bildes berechnet sich dann aus der Summe der Wahrscheinlichkeiten, dass ein Pixel in einer der Klassen liegt, multipliziert mit dem mittleren Grauwert der jeweiligen Klasse.

Die *Varianz* ist allgemein als die mittlere quadratische Abweichung vom Mittelwert definiert und ein Maß für die Streuung der Grauwerte. Das Otsu-Verfahren berechnet sowohl die *Intra-* als auch die *Interklassenvarianz*. Die *Intraklassenvarianz* $\sigma_{\text{intra}}^2(t)$ beschreibt die Streuung der Pixel innerhalb einer Klasse, wohingegen die *Interklassenvarianz* $\sigma_{\text{inter}}^2(t)$ ein Maß für die Streuung zwischen den Klassen ist. Der Schwellwert t^* , der eine optimale Trennung der Klassen vornimmt, ist nun derjenige, bei dem die *Intraklassenvarianz* möglichst klein, die *Interklassenvarianz* gleichzeitig aber dagegen möglichst groß ist.

Das Otsu-Verfahren bestimmt den optimalen Schwellwert t^* , indem folgendes normiertes Diskriminanzkriterium maximiert wird,

$$\eta(t) = \frac{\sigma_{\text{inter}}^2(t)}{\sigma^2}. \quad (3.16)$$

Da die Varianz σ^2 des gesamten Bildes unabhängig von der Wahl des Schwellwerts ist, reicht es aus, den Schwellwert t^* zu finden, der die *Interklassenvarianz* maximiert,

$$\sigma_{\text{inter}}^2(t^*) = \max_{0 \leq t \leq G-1} \sigma_{\text{inter}}^2(t). \quad (3.17)$$

Durch das *Multilevel-Otsu-Verfahren* können die Pixel des Eingangsbildes in mehr als zwei Klassen eingeteilt werden. Bei einer Vorgabe von k Schwellwerten wird das Bild dann in $k + 1$ Grauwertregionen unterteilt. Das Multilevel-Otsu-Verfahren arbeitet nach dem gleichen Prinzip wie das einfache Otsu-Verfahren und berechnet die k optimalen Schwellwerte t_1^*, \dots, t_k^* , die die *Interklassenvarianz* maximieren,

$$\sigma_{\text{inter}}^2(t_1^*, \dots, t_k^*) = \max_{0 \leq t \leq G-1} \sigma_{\text{inter}}^2(t_1, \dots, t_k). \quad (3.18)$$

Ein Vorteil pixelbasierter Segmentierungsverfahren ist die relativ einfache und schnelle Berechnung. Eine Hauptschwäche besteht aber darin, dass aufgrund des betrachteten Homogenitätskriteriums globale Zusammenhänge oder räumliche Konzepte vernachlässigt werden [LOPR97]. Pixelbasierte Segmentierungsverfahren erzeugen daher noch keine räumlich zusammenhängenden Regionen.

3.4 Registrierung

Zur Diagnose und Therapieplanung werden in der klinischen Praxis oftmals mehrere Datensätze eines Patienten gemeinsam dargestellt, um diese im direkten Vergleich analysieren zu können. Dazu ist ein *Matching* (engl. Ausrichten) der unterschiedlichen Bilddaten und ihre Darstellung in einem gemeinsamen Koordinatensystem notwendig. Den Prozess des Bestimmens geeigneter Transformationsparameter, mittels derer ein Datensatz zu einem zweiten ausgerichtet werden kann, wird als *Registrierung* bezeichnet.

Klassifizierung von Registrierungsmethoden

In den letzten Jahren wurden aufgrund des Einsatzes unterschiedlicher bildgebender Verfahren und der unterschiedlichen medizinischen Anforderungen eine Vielzahl von Registrierungsmethoden entwickelt, die nach MAINTZ und VIERGEVER [MV98] anhand neun Komponenten klassifiziert werden können. Das vollständige Klassifizierungsschema ist in Abbildung 3.6 dargestellt. Die blau markierten Komponenten beschreiben dabei die Problemstellung der Registrierung, die von den zu registrierenden Datensätzen und der medizinischen Fragestellung abhängig ist. Im folgenden werden die wichtigsten Komponenten des Klassifizierungsschemas beschrieben.

Transformationsklasse. In einem Registrierungsprozess wird einer der beiden zu registrierenden Datensätze als *Referenzdatensatz* $f(\boldsymbol{x})$ betrachtet, während der zweite Datensatz $m(\boldsymbol{x})$ durch die Bestimmung einer geeigneten Transformation in das Koordinatensystem des Referenzdatensatzes transformiert wird,

$$f(\boldsymbol{x}) = \boldsymbol{T} \cdot m(\boldsymbol{x}). \quad (3.19)$$

Eine wesentliche Charakterisierung der Registrierungsmethoden kann anhand der verwendeten Transformationsklasse vorgenommen werden. Bei einer *rigiden* Transformation dürfen lediglich Translationen und Rotationen angewandt werden. *Affine* Transformationen erlauben neben der Translation und Rotation auch eine Skalierung und Scherung der Daten. Parallele Linien werden dabei auf parallele Linien abgebildet. Bei der *projektiven* Transformation wird lediglich garantiert, dass Linien auf Linien abgebildet werden. Nicht-Lineare Transformationen, die Linien auf Kurven abbilden, werden als *elastisch* bezeichnet. Die *Transformationsdomäne* beschreibt den Abbildungsbereich der verwendeten Transformation. *Globale* Transformationen liegen vor, wenn die Transformation auf den gesamten Bildinhalt angewandt wird.

Registrierungsbasis. Grundsätzlich kann die Berechnung der Transformationsparameter *bildbasiert* anhand von *extrinsischen* oder *intrinsischen* Merkmalen erfolgen, oder sie werden durch *nicht-bildbasierte* Methoden berechnet. Die extrinsischen Registrierungsverfahren beruhen auf künstlichen Markern, die vor der Bildaufnahme am Patienten angebracht werden. Registrierungsverfahren, die auf intrinsischen Merkmalen beruhen, können in drei Klassen unterteilt werden, in *landmarken-*, *segmentierungs-* und *voxelbasierte* bzw. *intensitätsbasierte* Registrierungsverfahren.

Landmarkenbasierte Registrierung. Bei der landmarkenbasierten Registrierung werden die Transformationsparameter anhand ausgewählter Landmarken berechnet. Landmarken sind anatomische Punkte, die in den Bilddaten eindeutig identifizierbar sind und interaktiv durch den Benutzer gesetzt werden. Landmarkenbasierte Registrierungsverfahren zeichnen sich dadurch

aus, dass die Transformationsparameter schnell berechnet werden können, da nur wenige Merkmale zueinander ausgerichtet werden müssen. Ein Nachteil ist allerdings die Interaktion des Benutzers, da diese zu weniger konsistenten und reproduzierbaren Ergebnissen führt.

Segmentierungsbasierte Registrierung. Segmentierungsbasierte Registrierungsmethoden versuchen, binäre Strukturen, wie beispielsweise Kurven, Oberflächen oder Volumina, die durch eine vorherige Segmentierung der Daten selektiert wurden, zueinander auszurichten. Aufgrund der Reduktion der Information sind segmentierungsbasierte Methoden im allgemeinen schneller als Methoden, die den gesamten Bildinhalt verwenden. Die Genauigkeit der Registrierung hängt hier aber stark von der Qualität der Segmentierungsergebnisse ab.

Voxelbasierte Registrierung. Voxel- bzw. intensitätsbasierte Verfahren arbeiten direkt auf den Pixel- bzw. Voxelintensitätswerten und gehen davon aus, dass gleiche Strukturen jeweils ähnliche Intensitätswerte aufweisen. Es wird zwischen Methoden, die während des Prozesses auf die gesamten originären Bildinhalte zurückgreifen und solchen, die auf einem reduzierten Bildinhalt arbeiten, unterschieden. Voxelbasierte Registrierungsverfahren sind in sofern von besonderer Bedeutung, da sie automatisch und ohne vorangehende Vorverarbeitungsschritte angewandt werden können.

Optimierung. Der Registrierungsprozess kann allgemein als Optimierungsproblem formuliert werden. Ausgehend von einer initialen Parameterabschätzung werden die Transformationsparameter iterativ durch ein Optimierungsverfahren so bestimmt, dass die zu registrierenden Datensätze bezüglich eines Gütekriteriums (Metrik) optimal zueinander ausgerichtet sind. Zur beschleunigten Berechnung werden Optimierungsverfahren wie das Gradientenabstiegsverfahren eingesetzt, die den Suchraum für die Bestimmung der optimalen Transformationsparameter begrenzen². Das Gütekriterium ist abhängig von der gewählten Registrierungsbasis und den zu registrierenden Datensätzen. Landmarken- oder segmentierungsbasierte Registrierungsmethoden verwenden als Gütekriterium ein zu minimierendes Abstandsmaß zwischen korrespondierenden Punkten innerhalb der Datensätze. Intensitätsbasierte Registrierungsmethoden verwenden Ähnlichkeitsmaße, die direkt auf den Intensitätswerten der Pixel bzw. Voxel berechnet werden.

Benutzerinteraktion. Grundsätzlich werden drei Level der Benutzerinteraktion unterschieden. Die Transformationsparameter können *automatisch*, *interaktiv* oder *semi-automatisch* berechnet werden. Bei interaktiven Registrierungsverfahren führt der Benutzer eine rechnergestützte manuelle Registrierung unter eventueller Verwendung einer automatischen Initialisierung durch. Bei semi-automatischen Systemen ist eine Initialisierung und/oder Korrektur der Registrierung durch den

²Für ausführliche Informationen siehe [PTVF92] und [Yoo04]

Benutzer notwendig. Automatische Systeme bieten keine Schnittstelle zur Benutzerinteraktion.

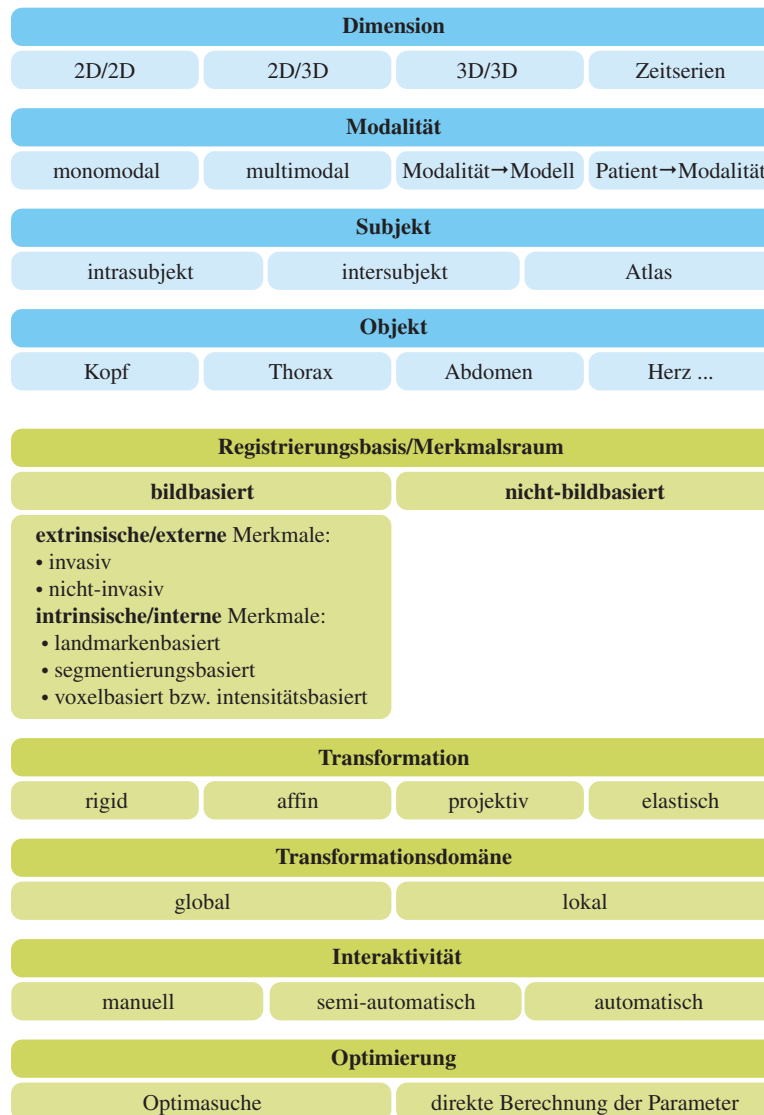


Abbildung 3.6: Klassifikationsschema der Registrierungsverfahren nach [MV98].

Kapitel 4

Konzept

In dieser Arbeit soll ein Matchingverfahren entwickelt werden, das eine fusionierte Darstellung einzelner zweidimensionaler Angiogramme mit den entsprechenden dreidimensionalen CT-Datensätzen des Thorax ermöglicht. Allgemein betrachtet liegt hier ein 2D/3D Registrierungsproblem vor. Das Konzept dieses Verfahrens ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Die einzelnen Teilbereiche werden im folgenden näher betrachtet.

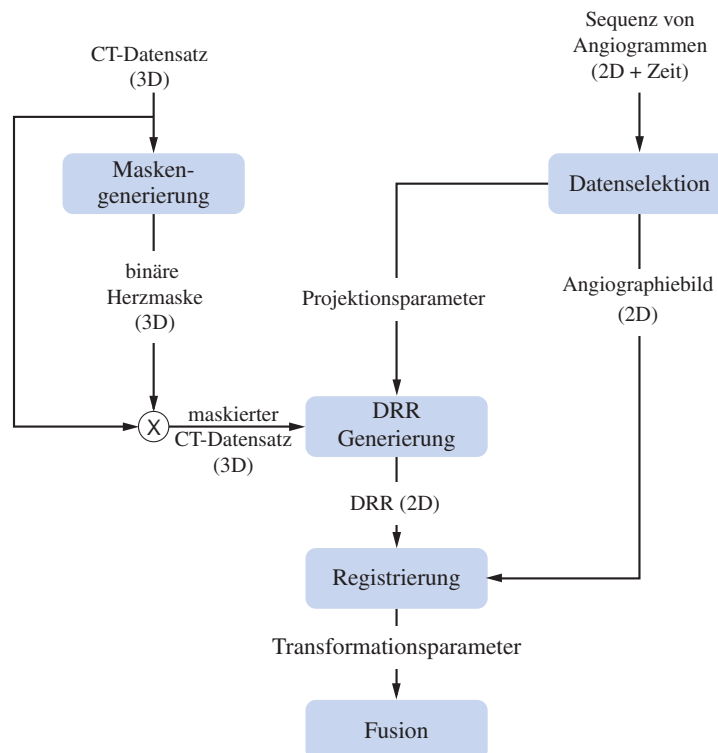


Abbildung 4.1: Konzept für das zu entwickelnde Matchingverfahren.

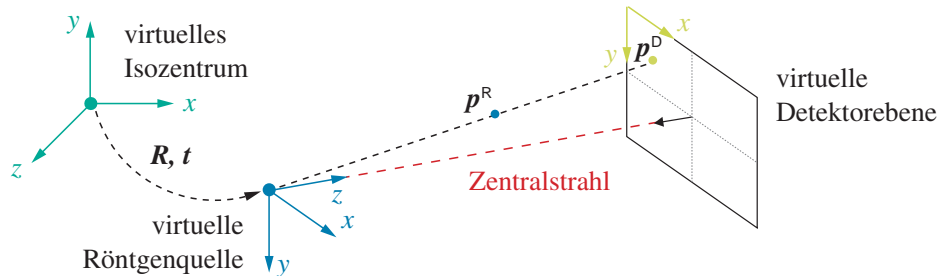


Abbildung 4.2: Projektionsmodell des virtuellen Röntgensystems.

4.1 Generierung künstlicher Projektionsbilder

Im folgenden wird das Konzept des in dieser Arbeit entwickelten Verfahrens zur Generierung von – den Angiographiebildern entsprechenden – Projektionsbildern aus den CT-Datensätzen beschrieben. Die Erzeugung der Projektionsbilder reduziert das vorliegende 2D/3D Registrierungsproblem auf ein 2D/2D Registrierungsproblem. Die Generierung der Projektionsbilder erfolgt durch ein virtuelles Röntgensystem, das unter Berücksichtigung der realen Gegebenheiten sogenannte *Digitally Reconstructed Radiographs* (DRRs) berechnet.

4.1.1 Projektionsmodell

Die projektiven Eigenschaften eines bildgebenden Systems lassen sich mathematisch durch ein sogenanntes *Projektionsmodell* beschreiben. Das *perspektivische Projektionsmodell*¹ ist das in der Computergraphik und dem Bereich des Rechnersiehens dominierende Verfahren zur Modellierung projektiver Eigenschaften eines bildgebenden Systems. Aufgrund der geradlinigen Ausbreitung der Röntgenstrahlen lässt sich dieses Modell auf ein virtuelles Röntgensystem übertragen [Jae02].

Die virtuellen Röntgenstrahlen werden, ausgehend vom Brennfleck (engl. *focal point*) der virtuellen Röntgenröhre, in Richtung Detektorebene emittiert, siehe Abbildung 4.2. Der Röntgenstrahl, der ausgehend von diesem Punkt senkrecht durch den Mittelpunkt der Detektorebene verläuft, wird auch als *Zentralstrahl* bezeichnet. Die *extrinsischen* Parameter des Modells beschreiben die Position und Orientierung der Röntgenquelle bezüglich des Isozentrums des virtuellen Rönt-

¹Das *perspektivische* Projektionsmodell wird in der Literatur auch als *Loch-Kamera-Modell* bezeichnet [Jae02], [TV98].

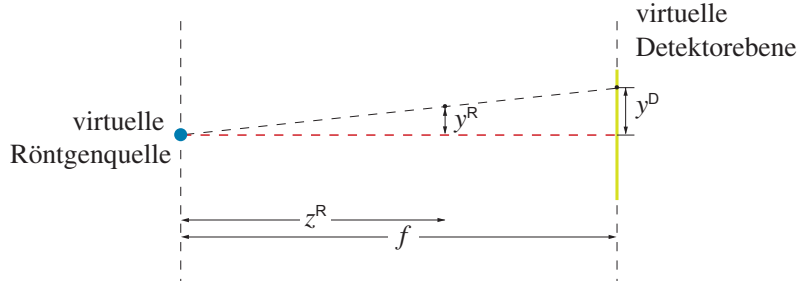


Abbildung 4.3: Die perspektivische Projektion.

gensystems². Die extrinsischen Parameter werden durch einen Translationsvektor $\mathbf{t} = (t_x, t_y, t_z)^\top$ und eine Rotationsmatrix $\mathbf{R} = \mathbf{R}_x \cdot \mathbf{R}_y \cdot \mathbf{R}_z$ angegeben. Dabei beschreiben \mathbf{R}_x , \mathbf{R}_y und \mathbf{R}_z die Rotation um den Winkel ϕ um die jeweilige Koordinatenachse des Isozentrums,

$$\mathbf{R}_x = \begin{pmatrix} \cos \phi_x & \sin \phi_x & 0 \\ -\sin \phi_x & \cos \phi_x & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \mathbf{R}_y = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi_y & \sin \phi_y \\ 0 & -\sin \phi_y & \cos \phi_y \end{pmatrix} \quad \mathbf{R}_z = \begin{pmatrix} \cos \phi_z & \sin \phi_z & 0 \\ -\sin \phi_z & \cos \phi_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Ein Punkt $\mathbf{p}^{\text{ISO}} = (x^{\text{ISO}}, y^{\text{ISO}}, z^{\text{ISO}})$, der in Koordinaten des Isozentrums gegeben ist, wird durch folgende Transformation in das Koordinatensystem der Röntgenquelle transformiert,

$$\mathbf{p}^{\text{R}} = \mathbf{R}^\top \cdot (\mathbf{p}^{\text{ISO}} - \mathbf{t}). \quad (4.1)$$

Die *intrinsischen* Parameter des Projektionsmodells beschreiben den Abstand f zwischen der virtuellen Röntgenquelle und der Detektorebene, der auch als *Brennweite* (engl. *focal length*) bezeichnet wird. Die *perspektivische* Projektion, siehe Abbildung 4.3, eines Punktes $\mathbf{p}^{\text{R}} = (x^{\text{R}}, y^{\text{R}}, z^{\text{R}})$ auf den Punkt $\mathbf{p}^{\text{D}} = (x^{\text{D}}, y^{\text{D}})$ der virtuellen Detektorebene lässt sich durch Anwendung des Strahlensatzes durch folgende *nichtlineare* Gleichungen beschreiben,

$$x^{\text{D}} = \frac{f \cdot x^{\text{R}}}{z^{\text{R}}} \quad \text{und} \quad y^{\text{D}} = \frac{f \cdot y^{\text{R}}}{z^{\text{R}}} \quad (4.2)$$

Durch Einführen von *homogenen* Koordinaten kann die Gleichung 4.2 durch eine Matrixmultiplikation mit der perspektivischen Projektionsmatrix $\mathbf{P}_{\text{perspective}}$ be-

²Das Isozentrum stellt das Basissystem der modellierten Szene dar und entspricht dem in der Literatur oft als *Weltkoordinatensystem* bezeichneten Koordinatensystem.

geschrieben werden,

$$\mathbf{p}^D = \mathbf{P}_{\text{perspective}} \cdot \mathbf{p}^R \quad (4.3)$$

$$\begin{pmatrix} x^D \\ y^D \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f \cdot x^R \\ f \cdot y^R \\ z^R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x^R \\ y^R \\ z^R \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

Die endgültigen Koordinaten des Punktes \mathbf{p}^D berechnen sich dann durch Division durch die homogene Koordinate z^R .

Zu den intrinsischen Parametern des Modells zählen weiterhin die Koordinaten des Schnittpunkts des Zentralstrahles mit der Detektorebene, sowie die Anzahl und Größe der Pixel der virtuellen Detektorebene in x - und y -Richtung. Anhand dieser Parameter kann der Ursprung des Detektorkoordinatensystem bezüglich des Isozentrums bestimmt werden.

4.1.2 Strahlenverfolgung (*Ray Casting*)

Das im letzten Abschnitt beschriebene perspektivische Projektionsmodell dient als *geometrische* Basis für die Generierung künstlicher Projektionsbilder. Die Berechnung der Intensitätswerte der generierten DRRs geschieht durch die Betrachtung der Abschwächung von virtuellen Röntgenstrahlen bei ihrem Weg durch das vom CT-Datensatz erfasste Volumen, gemäß der in Gleichung 2.3 beschriebenen physikalischen Gesetze. Zwischen den Grauwerten der Voxel des CT-Datensatzes und den relativen Abschwächungskoeffizienten besteht ein linearer Zusammenhang, siehe Abschnitt 2.2.2. 1 HE entspricht dabei einer Grauwertstufe im CT-Datensatz. Die Grauwerte der Voxel des CT-Datensatzes entsprechen dabei den jeweiligen Abschwächungskoeffizienten μ_i .

Aus Gleichung 2.3 ergibt sich für einen Röntgenstrahl, $\mathbf{s} = \mathbf{p} + \lambda \mathbf{d}$, der ausgehend von der virtuellen Röntgenquelle an der Position \mathbf{c} in Richtung \mathbf{d} verläuft,

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_s^t \mu(\mathbf{p} + \lambda \mathbf{d}) d\lambda} \quad (4.5)$$

s und t entsprechen dabei dem Wert von λ bei Ein- und Austritt des Strahls in bzw. aus dem CT-Datensatz. Für die virtuelle Auswertung des Strahls und einen gegebenen CT-Datensatz wird die Gleichung 4.5 diskretisiert, indem das Integral durch eine endliche Summe ersetzt wird,

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_{\lambda_i \in [s,t]} \delta\lambda \cdot \mu(\mathbf{p} + \lambda_i \mathbf{d})} \quad (4.6)$$

$\delta\lambda$ ist dabei die Schrittweite und λ_i die Auswertungsstelle entlang des Strahls.

Ray Casting. Um die Gleichung 4.6 für jedes Pixel der virtuellen Detektorebene auszuwerten, wurde ein direkter Volumenvisualisierungsansatz gewählt, das Ray-Casting Verfahren [EaSK97], [FvDFH97], [SML02]. Das Ray-Casting Verfahren ist ein direktes bildraum-orientiertes Verfahren und sendet für jedes Pixel

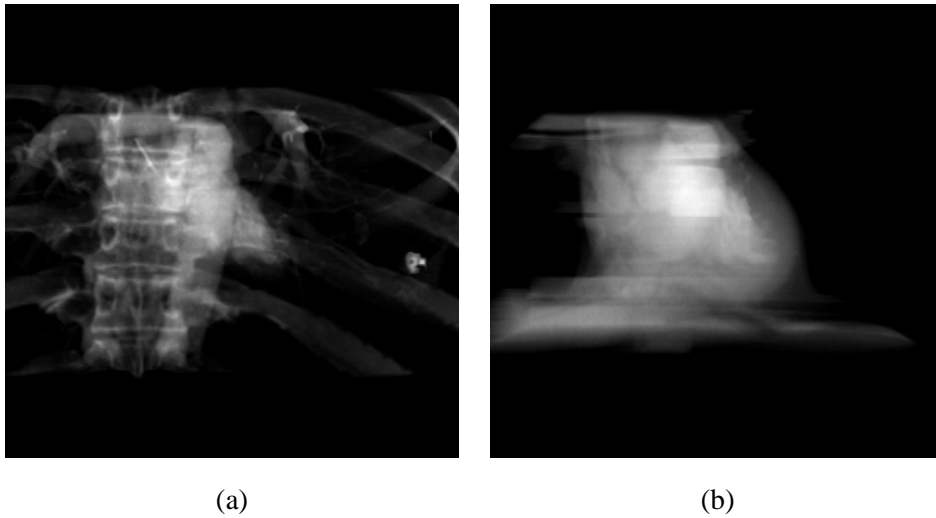


Abbildung 4.4: Künstlich erzeugte Projektionsbilder aus einem CT-Datensatz des Thorax. (a) Das Herz wird von der Wirbelsäule und den Rippen verdeckt und ist nur schemenhaft zu erkennen. (b) Die Form des Herzens ist nach Maskierung des CT-Datensatzes erkennbar, die Koronararterien sind aber nicht sichtbar.

einen Strahl ausgehend von der virtuellen Röntgenquelle in Richtung des CT-Datensatzes. Für jeden ausgesandten Strahl wird zunächst überprüft, ob ein Schnittpunkt mit einer der sechs Seitenflächen des CT-Datensatzes existiert. Existiert ein Schnittpunkt, werden die Schnittpunkte für den Ein- und Austrittspunkt des Röntgenstrahles in bzw. aus dem Volumen bestimmt. Damit wird der Strahl in das lokale Koordinatensystem des CT-Datensatzes transformiert. Der virtuelle Röntgenstrahl wird dann durch das Volumen verfolgt. Die Intensitätswerte werden an den Auswertungsstellen λ_i bilinear über eine 4er Nachbarschaft interpoliert und entlang des Strahles aufsummiert. Damit wird die rechte Seite der Gleichung 4.6 direkt ausgewertet.

4.1.3 Schwierigkeiten bei der Generierung der DRRs

Im folgenden werden zwei grundlegende Probleme beschrieben, die bei der Umsetzung und Anwendung des beschriebenen Verfahrens auf CT-Datensätze des Thorax auftraten.

Die generierten künstlichen Röntgenprojektionen stellen wie auch reale Röntgenaufnahmen ein *Summationsbild* der Abschwächungskoeffizienten der einzelnen Gewebestrukturen entlang der virtuellen Röntgenstrahlen dar. Knochenstrukturen, wie beispielsweise die Wirbelsäule, die Rippen oder das Brustbein, die entlang eines Röntgenstrahls vor oder hinter dem Herzen liegen, verdecken in den generierten DRRs das Herz, siehe Abbildung 4.4 (a).

Die Koronarangiographie und die Computertomographie verwenden Röntgen-

kontrastmittel, um die Koronararterien differenziert darzustellen, siehe Abschnitt 2.2. Während bei der Koronarangiographie durch einen invasiven Eingriff das Kontrastmittel über einen Katheter *direkt* in die jeweilige Koronararterie appliziert wird, wird das Kontrastmittel bei der computertomographischen Untersuchung intravenös injiziert und gelangt erst über den Blutkreislauf in das Koronararteriensystem. In den resultierenden CT-Datensätzen sind somit nicht nur die Koronararterien, sondern auch die blutgefüllten Strukturen des Herzens, wie das rechte und linke Ventrikel, die Aorta und das rechte und linke Atrium, kontrastmittelverstärkt dargestellt. In den generierten DRRs überdecken diese Strukturen aufgrund des sehr ähnlichen Abschwächungskoeffizienten die Koronararterien, siehe Abbildung 4.4 (b). Andere Verfahren lösen dieses Problem durch eine zeitaufwendige Segmentierung des gesamten Koronararteriensystems [Sys06]. Das Konzept dieser Arbeit sieht einen neuen Ansatz zur Lösung dieser Schwierigkeiten vor. Dieser basiert auf einer automatischen Generierung und Anwendung einer binären Herzmaske, mittels derer die das Herz umgebenden Strukturen, als auch die kontrastmittelverstärkten Herzstrukturen, ausmaskiert werden und somit keine Segmentierung erforderlich ist.

4.2 Generierung einer binären Herzmaske

Das Konzept der Generierung einer binären Herzmaske basiert auf dem von M. JÄHNE entwickelten Verfahren zur automatischen Extraktion des Herzens aus kontrastverstärkten Schichtaufnahmen des Thorax [Jäh], das im folgenden kurz beschrieben wird. Es gliedert sich im wesentlichen in drei Teilbereiche:

Vorverarbeitung. In diesem Schritt werden die Grauwerte des CT-Datensatzes durch Vorgabe von $k = 5$ Schwellwerten in $k + 1 = 6$ Grauwertklassen eingeteilt. Für die automatische Berechnung der Schwellwerte wird dabei das in Abschnitt 3.3 beschriebene Multilevel-Otsu-Verfahren eingesetzt. Der vorsegmentierte CT-Datensatz enthält dann nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, \dots, 5\}$, die den anatomischen Strukturen Knochen, Muskeln, Fett, kontrastmittelverstärktes Herz, Luft und Lungenbläschen zugeordnet werden können, siehe Abbildung 4.5 (b). Zusätzlich wird der Schwerpunkt über die zwei höchsten Grauwerte berechnet, da dieser als Ausgangspunkt für die modellbasierte Segmentierung benötigt wird.

Segmentierung. Die Segmentierung des Herzens erfolgt über ein modellbasiertes Segmentierungsverfahren. Ausgehend von dem zuvor berechneten Schwerpunkt werden radiale Suchstrahlen ausgesendet, die in jeder axialen Schicht des vorsegmentierten CT-Datensatzes die Begrenzung zwischen Herz und umliegendem Gewebe finden. Da das umliegende Gewebe im Vergleich zu den Herzstrukturen einen niedrigeren Grauwert hat (0 oder 1), kann bei einem Übergang zu diesem Wert die Suche abgebrochen werden. Lediglich an der Aorta und am Brustbein müssen Korrekturen vorgenommen werden, da diese Strukturen in der gleichen

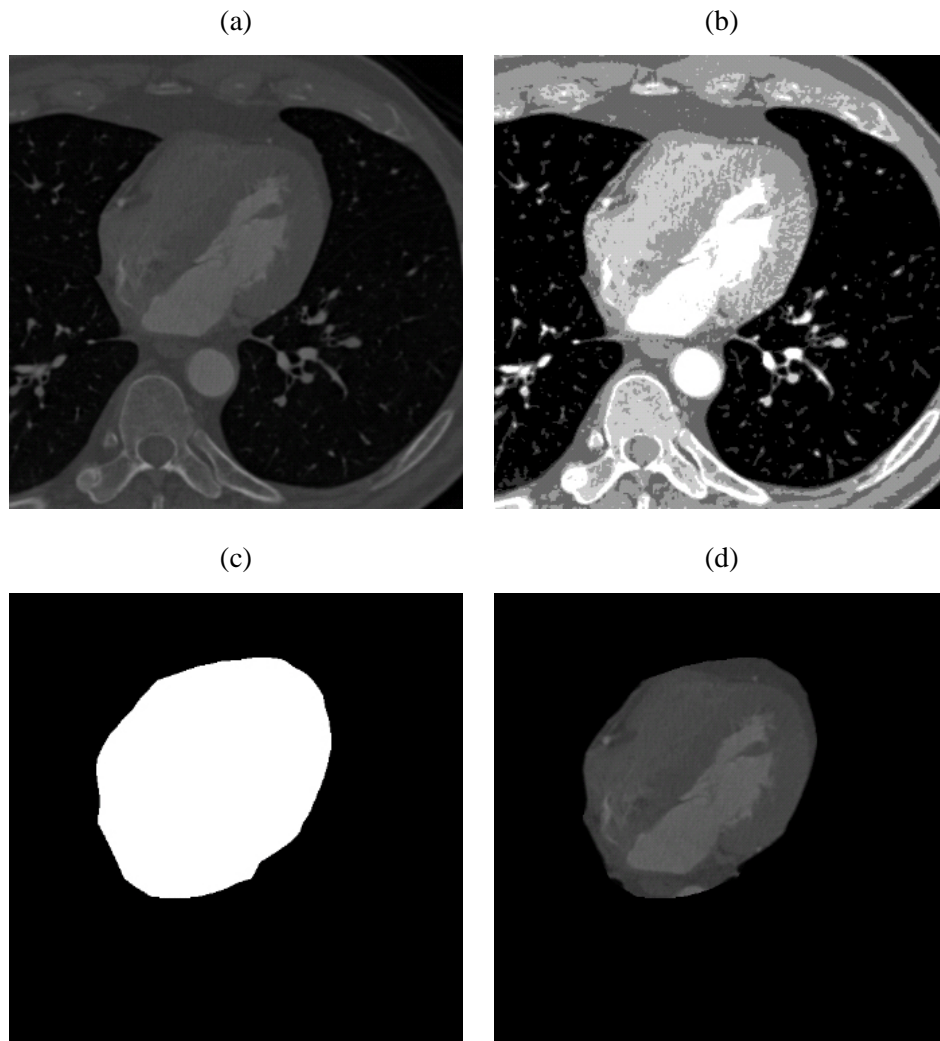


Abbildung 4.5: Automatische Extraktion des Herzens aus den axialen Schichten eines CT-Datensatzes. (a) Original CT-Datensatz. (b) Vorsegmentierter CT-Datensatz, der nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ enthält. (c) Binäre Herzmaske. (d) Multiplikation des CT-Datensatzes aus (a) mit der binären Herzmaske aus (c).

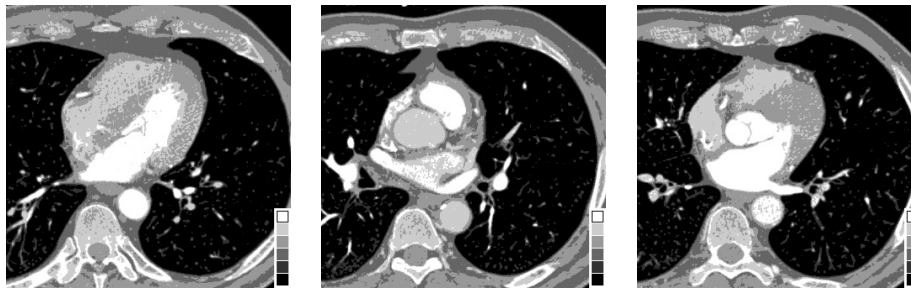


Abbildung 4.6: Axiale Schichten des vorsegmentierten CT-Datensatzes, der nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ enthält. Die beiden höchsten Label 4 und 5 können den kontrastmittelgefüllten Herzstrukturen, sowie den umliegenden Knochen zugeordnet werden.

Grauwertklasse liegen wie das Herz. Anhand der Endpunkte der Suchstrahlen wird die Kontur des Herzens in jeder axialen Schicht berechnet.

Maskengenerierung. In diesem Schritt wird anhand der berechneten Konturpunkte eine binäre Maske generiert, die die innerhalb der Kontur liegenden Voxel auf 1 setzt und die außerhalb liegenden Voxel auf 0, siehe Abbildung 4.5 (c). Durch Multiplikation der binären Maske mit dem Original CT-Datensatz werden die umliegenden Strukturen ausmaskiert, siehe Abbildung 4.5 (d).

Im folgenden wird eine Erweiterung des bestehenden Verfahrens beschrieben, die insbesondere eine zusätzliche Maskierung der kontrastmittelgefüllten Herzstrukturen ermöglicht.

Der CT-Datensatz enthält nach dem oben beschriebenen Vorverarbeitungsschritt nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, \dots, 5\}$, die auch als *Label* bezeichnet werden. Dabei können die beiden höchsten Grauwerte den umliegenden Knochen und dem kontrastmittelgefüllten, hellen Herzstrukturen zugeordnet werden, siehe Abbildung 4.6. Durch ein einfaches *Thresholding*, siehe Abschnitt 3.1.1, werden die beiden höchsten Grauwerte des vorsegmentierten Datensatzes auf den Wert 1 gesetzt und die restlichen vier Grauwerte auf den Wert 0. Damit wird eine Klassifizierung des vorsegmentierten Datensatzes in helle kontrastmittelverstärkte Regionen und dunklere Regionen vorgenommen.

Die Koronararterien sind in den einzelnen Schichten des erzeugten binären Datensatzes als kleine weiße Strukturen identifizierbar, siehe Abbildung 4.7 (blaue Pfeile). Der entwickelte Ansatz basiert darauf, dass durch Anwendung von morphologischen Operatoren und einem Nachbarschaftsfilter, der zusammengehörige Pixelgruppen findet, die von den Koronararterien gebildeten Löcher wieder geschlossen werden können. Das Verfahren gliedert sich in folgende Teilschritte:

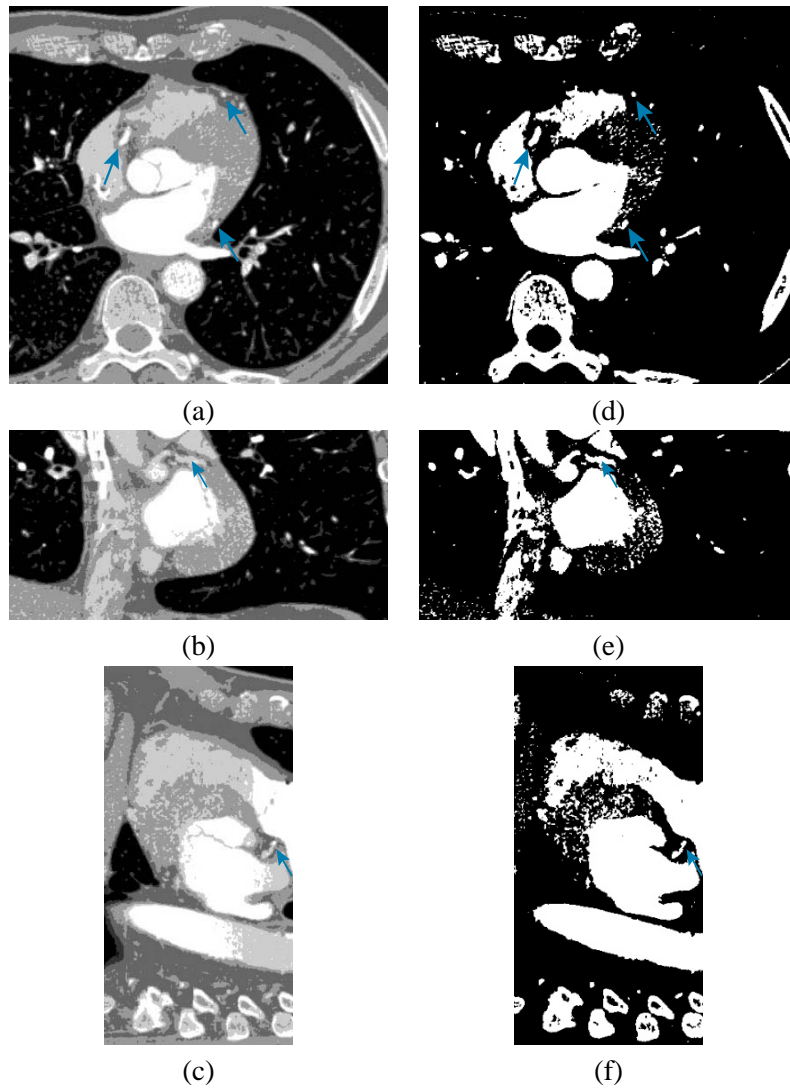


Abbildung 4.7: Axiale (a), sagittale (b) und coronale (c) Schichten des vorsegmentierten CT-Datensatzes. (d) - (f) zeigen die entsprechenden Schichten nach Anwendung des Thresholdings. Die Koronararterien sind in den einzelnen Schichten als kleine Strukturen identifizierbar (blaue Pfeile).

Erosionsoperation. Die Koronararterien liegen in den einzelnen Schichten des binären Datensatzes teilweise sehr nahe an den Grenzen der Ventrikel und Vorhöfe. Durch eine Erosionsoperation werden die Ränder der Objekte verkleinert, und schmale Übergänge werden weitestgehend eliminiert.

Nachbarschaftsfilter. Der Nachbarschaftsfilter basiert auf der Annahme, dass relevante Objekte eine bestimmte Mindestgröße haben und kleinere Objekte auf Rauschen oder Artefakte zurückzuführen sind. Die Operation findet in jeder Schicht zusammengehörende Pixelgruppen mit dem Wert 1, deren Pixelanzahl kleiner als ein vorgegebener Schwellwert ist und setzt die Werte der entsprechenden Pixel auf den Wert 0. Damit werden die Koronararterien aus der zu generierenden Maske ausgeschlossen. Es werden allerdings nur solche Pixelgruppen gefunden, die nicht mit einem relevanten Objekt verbunden sind. Dies erklärt, weshalb die oben beschriebene Erosionsoperation notwendig ist.

Dilatationsoperation. Durch eine abschließende Dilationsoperation werden die Ränder der Objekte wieder vergrößert und kleinere Löcher innerhalb der Objekte werden geschlossen. Dies ist notwendig da sich insbesondere die hellen Ränder negativ in den Projektionsbildern des maskierten CT-Datensatzes hervorheben.

Erzeugen der erweiterten binären Herzmaske. Der binäre Datensatz aus dem letzten Schritt wird mit der *negierten* binären Herzmaske, die durch das Verfahren von M. JAEHNE erzeugt wurde, multipliziert. Durch eine weitere Multiplikation dieser Maske mit dem Original CT-Datensatz werden sowohl die das Herz umgebenden Strukturen, als auch die hellen Herzstrukturen, *exclusive* der Koronararterien, ausmaskiert.

4.3 Datenselektion und Bestimmung der Projektionsparameter

Die während der Koronarangiographie innerhalb eines Untersuchungsvorgangs erzeugten Angiogramme sind zeitlich aufgelöste Daten und liegen als Multiframe-Datei im DICOM-Format vor. Um eine fusionierte Darstellung einzelner Angiogramme mit den generierten DRRs zu ermöglichen, müssen die Koronararterien in den beiden Datensätzen zum gleichen Zeitpunkt des Herzzyklus dargestellt sein. Die Rekonstruktion der CT-Datensätze, aus denen die DRRs generiert wurden, erfolgt in der Regel laut einem Radiologen des Universitätsklinikums Frankfurt am Main bei einer hohen Herzfrequenz bei 65 % des Herzzyklus und bei einer niedrigen Herzfrequenz bei 25 % des Herzzyklus. Der entsprechende Zeitpunkt soll aus den Angiogrammen anhand der Metadaten des DICOM-Headers bestimmt werden.

Um eine dem Angiogramm entsprechende Ansicht aus dem CT-Datensatz zu erzeugen, müssen die extrinsischen und intrinsischen Parameter der realen Angiographieanlage bekannt sein. Die Projektionsparameter sollen anhand der im

DICOM-Header gespeicherten Metadaten, die sowohl bild- als auch aufnahme-spezifische Eigenschaften der Bilddaten dokumentieren, bestimmt werden. An dieser Stelle sei bereits darauf hingewiesen, dass bei der Umsetzung dieses Ansatzes Probleme auftraten, die an entsprechender Stelle im Implementierungsteil dieser Arbeit erläutert werden.

4.4 2D/2D Registrierung von DRR und Angiogramm

Zur fusionierten Darstellung der erzeugten DRRs mit den entsprechenden Angiogrammen müssen die Koordinatensysteme der beiden Datensätze zueinander ausgerichtet werden und die entsprechenden Transformationsparameter über ein geeignetes Registrierungsverfahren bestimmt werden. Das generierte DRR und das entsprechende Angiogramm sind zweidimensionale Datensätze eines Patienten und wurden durch unterschiedliche Verfahren erzeugt, so dass hier ein *multimodales* 2D/2D Registrierungsproblem vorliegt. Das Registrierungsparadigma lässt sich in einem ersten Ansatz wie folgt bestimmen:

Registrierungsbasis und Benutzerinteraktion. Es liegen keine extrinsischen Merkmale vor, anhand derer die Registrierung durchgeführt werden kann. Daher wird die Registrierung auf Basis von intrinsischen Merkmalen erfolgen. Die Bestimmung der Transformationsparameter muss aufgrund der Anforderung an das zu entwickelnde Matchingverfahren automatisch erfolgen. Damit scheidet sowohl eine landmarkenbasierte als auch eine segmentierungsbasierte Registrierung aus. Für die Berechnung der Transformationsparameter soll daher ein voxel- bzw. intensitätsbasierter Registrierungsansatz gewählt werden.

Transformation. Ausgehend von der Annahme, dass beide Datensätze die Koronararterien zum gleichen Zeitpunkt des Herzzyklus darstellen und die Projektionsparameter entsprechend vorliegen, kann davon ausgegangen werden, dass ein *rigide* Transformation ausreicht, um die Registrierung durchzuführen.

Optimierung. Da die Registrierung intensitätsbasiert erfolgen soll, muss eine Metrik bestimmt werden, bezüglich derer das Optimierungsverfahren die Transformationsparameter so berechnet, dass die Datensätze optimal zueinander ausgerichtet werden. Für ein multimodales Registrierungsproblem wird in der Literatur [Vio], [Yoo04], [Han00], eine *Mutual Information* Metrik vorgeschlagen. Diese Metrik erfordert kein Vorwissen über die Abhängigkeiten der Intensitätswerte in den zu registrierenden Datensätzen. Die Mutual Information ist ein informationstheoretisches Maß, in das die Entropien³ der Intensitätsverteilungen in den Datensätzen, sowie die Entropie ihrer gemeinsamen Verteilung eingehen, [Han00]. Die Mutual Information I der Intensitätsverteilung des Referenzdatensatzes $f(x)$ und des

³Die Entropie kann als ein Maß für die Unordnung eines Systems verstanden werden.

transformierten Datensatzes $m(\mathbf{x})$ ist gegeben durch folgende Gleichung,

$$I_{f(\mathbf{x}),m(\mathbf{x})} = H_{f(\mathbf{x})} + H_{m(\mathbf{x})} - H_{f(\mathbf{x}),m(\mathbf{x})} \quad (4.7)$$

wobei $H_{f(\mathbf{x})}$ und $H_{m(\mathbf{x})}$ die Entropien der Intensitätsverteilung des Referenzdatensatzes bzw. des transformierten Datensatzes sind, und $H_{f(\mathbf{x}),m(\mathbf{x})}$ die Entropie der gemeinsamen Verteilung ist. Die Verwendung der Mutual Information als Ähnlichkeitsmaß innerhalb eines Registrierungsprozesses wird dadurch motiviert, dass die Entropie der gemeinsamen Intensitätsverteilung reduziert wird, falls durch die Transformation vermehrt homogene Bildstrukturen in beiden Datensätzen zueinander korrespondieren und sich zunehmend Histogrammberge im zweidimensionalen Histogramm ausbilden [Han00]. Die Mutual Information wird *maximal*, wenn die zu registrierenden Datensätze optimal überlagert sind.

Fusion

Das Registrierungsergebnis soll dem Mediziner visuell präsentiert werden. Durch eine sogenannte Checkerboard-Ansicht [Yoo04], in der jeweils die registrierten Datensätze schachbrettartig angeordnet sind, soll er die Qualität der Registrierung beurteilen können. Die fusionierte Darstellung der Datensätze soll durch Überblendung dieser erfolgen und dem Kardiologen die Möglichkeit geben, direkte Vergleiche zwischen den beiden Bildmodalitäten ziehen zu können.

Kapitel 5

Implementierung

Im folgenden Teil dieser Arbeit wird die Implementierung des im vorangegangenen Abschnitt vorgestellten Konzepts beschrieben.

5.1 Medical Imaging Platform (MIP)

Die in dieser Arbeit entwickelten Algorithmen wurden in die *Medical Imaging Platform* (MIP), einem in der Abteilung *Cognitive Computing and Medical Imaging* am Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung in Darmstadt entwickelten Framework für die Verarbeitung, Analyse und Visualisierung medizinischer Bilddaten, integriert [Sei]. Die Medical Imaging Platform ist in C++ implementiert und verwendet die open-source Bibliotheken *Insight Segmentation and Registration Toolkit* (ITK)¹, das eine Reihe von Basisalgorithmen zur Unterstützung von Segmentierungs- und Registrierungsproblemen innerhalb der medizinischen Bildverarbeitung zur Verfügung stellt [ISN⁺05], sowie das *Visualization Toolkit* (VTK)² für die Visualisierung der Bilddaten [SML02]. Die graphische Benutzeroberfläche der MIP wird mit *wxWidgets*³ erstellt [SHC05].

Die Medical Imaging Platform arbeitet nach dem Prinzip des Datenflusses. Algorithmen werden als Filterkette realisiert, innerhalb derer verschiedene Filter nacheinander ausgeführt werden. Am Anfang dieser Filterkette steht immer ein Datenobjekt, das durch die verschiedenen Filter verändert wird und letztlich wieder in einem Datenobjekt resultiert,

```
Filter1->SetInput( InputImage );  
Filter2->SetInput( Filter1->GetOutput( ) );  
Filter3->SetInput( Filter2->GetOutput( ) );  
Filter3->Update( );
```

```
OutputImage = Filter3->GetOutput( );
```

¹<http://www.itk.org>

²<http://www.vtk.org>

³<http://www.wxwidgets.org>

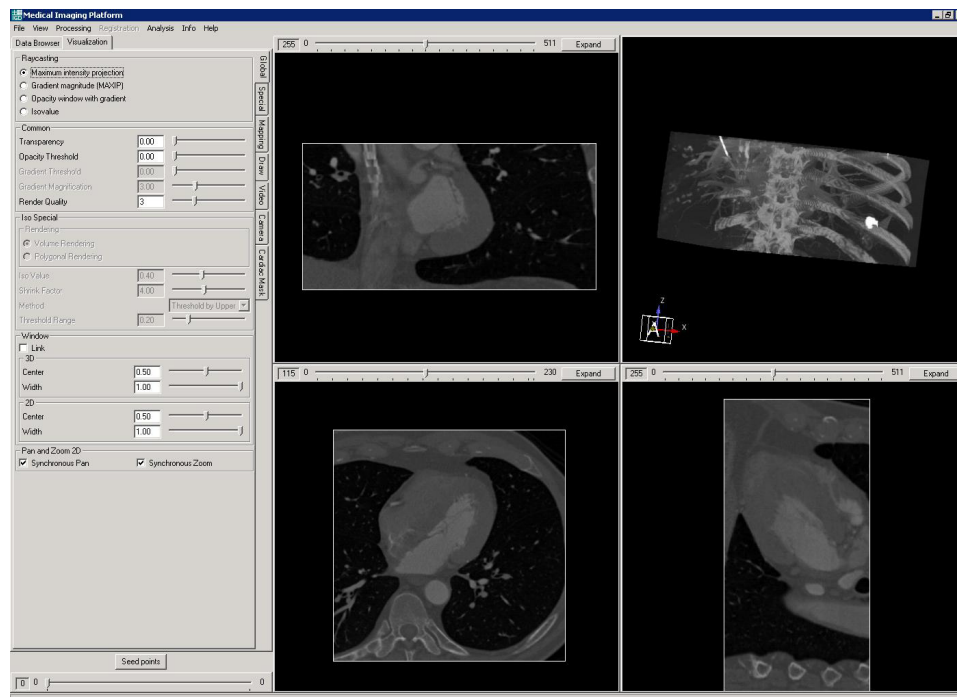


Abbildung 5.1: Die graphische Benutzeroberfläche der *Medical Imaging Platform* mit den drei Standardansichten *axial* (unten links), *sagittal* (unten rechts) und *coronal* (oben links), sowie einer 3D-Ansicht (oben rechts).

Der Aufruf `update()` auf dem letzten Filter der Filterkette bewirkt dabei ein rekursives Update aller vorangegangenen Filter.

Die graphische Benutzeroberfläche der *Medical Imaging Platform* ist in [Abbildung 5.1](#) zu sehen.

5.2 Generierung der binären Herzmaske

Die Klasse `MIPDRRCardiacMask3D` berechnet die dreidimensionale binäre Herzmaske, mittels derer es möglich ist, die kontrastmittelgefüllten Herzstrukturen auszumaskieren. Die in dieser Klasse implementierte Filterkette setzt sich aus mehreren Filtern zusammen, die im folgenden beschrieben werden.

Der `itkRegionOfInterestImageFilter` erhält als Input den Original CT-Datensatz und bestimmt die *Region of Interest* (ROI), auf der die automatische Berechnung der Schwellwerte ausgeführt wird. Ausgehend von der mittleren axialen Schicht werden 1/10 der in negativer z -Richtung liegenden axialen Schichten ausgewählt.

Der `itkOtsuMultipleThresholdImageFilter` berechnet die $k = 5$ optimalen Schwellwerte, die den CT-Datensatz in $k + 1 = 6$ Grauwertbereiche unterteilen. Die berechneten Schwellwerte werden an den `itkThresholdLabelImageFilter` übergeben.

Der `itkThresholdLabelerImageFilter` nimmt eine Einteilung der Grauwerte des Original CT-Datensatzes anhand der übergebenen k Schwellwerte vor. Der Output des Filters enthält die Grauwerte $G = \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$, die auch als *Label* bezeichnet werden.

Der `itkBinaryThresholdImageFilter` erhält als Input den Output des `itkThresholdLabelerImageFilters` und führt eine einfache Schwellwertoperation durch,

```
m_BinaryThresholdFilter->
    SetUpperThreshold(m_iUpperThreshold);
m_BinaryThresholdFilter->
    SetLowerThreshold(m_iLowerThreshold);
m_BinaryThresholdFilter->SetInsideValue(1.0);
```

mit den default-Werten `m_iUpperThreshold = 5` und `m_iLowerThreshold = 4`. Das Ergebnis ist ein binärer Datensatz, in dem die ursprünglichen Label 4 und 5 den Wert 1 haben und die Label < 4 auf den Wert 0 gesetzt sind.

Da die im folgenden verwendeten Filter VTK-Filter sind, wird der Output des `itkBinaryThresholdImageFilters` nach VTK konvertiert.

Der `vtkImageContinuousErode3D` Filter erhält als Input den konvertierten Datensatz und führt eine Erosionsoperation auf den binären Daten durch. Die Größe des elliptischen Strukturelements wird über die Methode

```
m_ErodeFilter->SetKernelSize(m_iRadiusErode,
                             m_iRadiusErode,
                             m_iRadiusErode);
```

gesetzt. Der default-Wert liegt bei `m_iRadiusErode = 3`. Durch die Erosionsoperation werden die Ränder der Objekte verkleinert und schmale Übergänge werden getrennt, siehe Abbildung 5.2 (blaue Pfeile).

Der `vtkImageIslandRemoval2D` Filter ist der in Abschnitt 4.2 beschriebene Nachbarschaftsfilter. Er erhält als Input den Output des `vtkImageContinuousErode3D` Filters und findet innerhalb einer zweidimensionalen Schicht des CT-Datensatzes zusammenhängende Pixelgruppen, deren Pixel den Wert 0 haben und deren Pixelanzahl kleiner als ein vorgegebener Schwell-

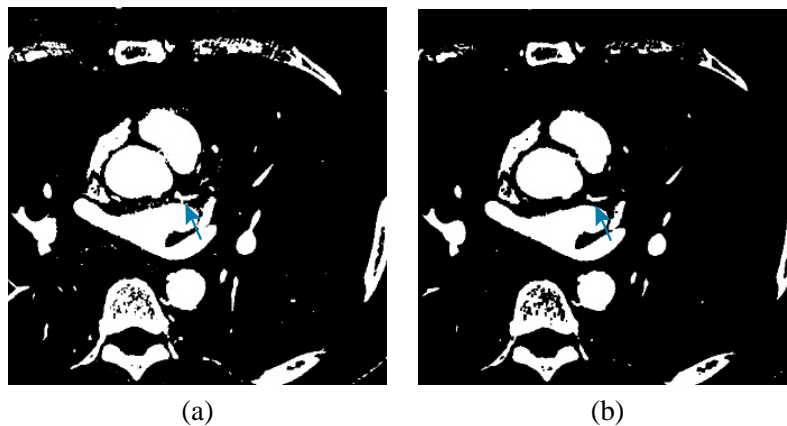


Abbildung 5.2: Axiale Schicht des binären Datensatzes vor (a) und nach (b) Erosion.

wert ist,

```
m_IslandRemovalFilter->SetIslandValue(0);
m_IslandRemovalFilter->SetReplaceValue(1);
m_IslandRemovalFilter->
    SetAreaThreshold(m_iAreaThreshold);
```

Verläuft eine Koronararterie in einer axialen Schicht parallel zur x - oder y -Achse, ist sie durch ein langgestrecktes Objekt identifizierbar, siehe Abbildung 5.3 (a). Die zu identifizierende Pixelgruppe ist damit erheblich größer, als wenn die Koronararterie parallel zur z -Achse verläuft. Der Schwellwert muss in diesem Fall auf einen sehr hohen Wert gesetzt werden. Dies führt allerdings dazu, dass auch kleinere Objekte, die den kontrastmittelverstärkten Strukturen des Herzens zuzuordnen sind, aus der Maskierung ausgeschlossen werden und sich störend bei der anschließenden DRR-Generierung auswirken. Ein weiteres Problem stellt der Übergang zwischen den Koronararterien und der Aorta dar. Die Erosionsoperation eliminiert zwar kleinere Übergänge, in den meisten Fällen bleibt der breite Übergang zwischen Aorta und Koronararterien aber erhalten. Wie bereits in Abschnitt 4.2 beschrieben, findet der `vtkImageIslandRemoval2D` Filter nur solche zusammenhängenden Pixelgruppen, die nicht mit einem größeren Objekt verbunden sind, so dass im obigen Fall die Koronararterien nicht identifiziert werden können. Eine Anwendung des `vtkImageIslandRemoval2D` Filters sowohl in axialer, coronaler als auch sagittaler Schichtrichtung versucht die obigen Probleme zu lösen. Die Überlegungen zu diesem Ansatz sind, dass die innerhalb einer Schicht parallel zu einer Schichtachse verlaufenden Koronararterien in mindestens einer der anderen Schichtrichtungen als zusammenhängende kleine Pixelgruppe identifiziert werden können, siehe Abbildung 5.3 (b) – (c).

Der `vtkImageIslandRemoval2D` Filter wird nacheinander zuerst in sagitta-

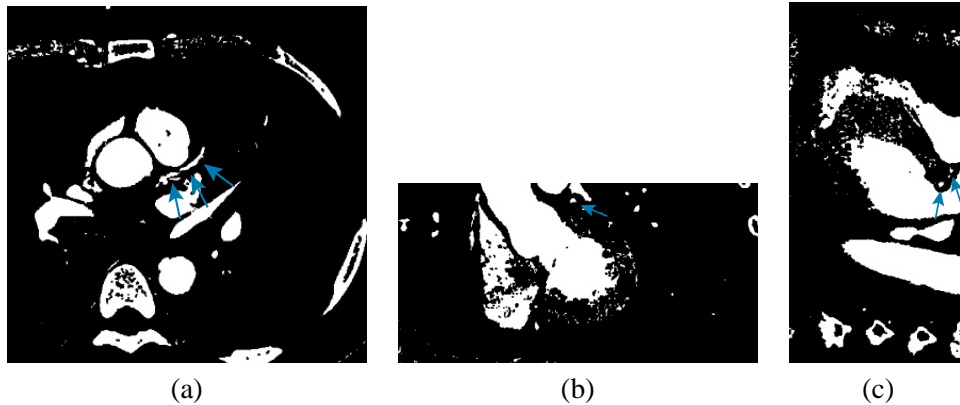


Abbildung 5.3: Axiale (a), coronale (b) und sagittale (c) Schicht des binären Datensatzes nach Erosion. Die linke Koronararterie (blaue Pfeile) ist in (a) durch ein langgestrecktes Objekt identifizierbar, während sie in (b) und (c) einem kreisförmigen Objekt zugeordnet werden kann.

ler, dann in coronaler und abschließend in axialer Schichtrichtung angewandt.

Der Output des axialen `vtkImageIslandRemoval2D` Filters wird dem `vtkImageContinuousDilate3D` Filter übergeben. Dieser Filter führt eine abschließende Dilationsoperation durch, um die Ränder der Objekte auszuweiten und kleinere Löcher innerhalb der Objekte zu schließen. Der default-Wert des Strukturelements liegt bei `m_iRadiusDilate = 3`.

Die Generierung der binären Herzmaske innerhalb der Klasse `MIPDRRCardiacMask3D` ist damit abgeschlossen. Der binäre VTK-Datensatz wird der Klasse `MIP3DView` übergeben. Innerhalb dieser Klasse wird dieser zunächst mit dem *negierten* binären Output der Klasse `MIPCardiacMask3D` multipliziert und das Ergebnis dieser Multiplikation mit dem Original CT-Datensatz multipliziert. Der so maskierte Datensatz wird abschließend in der 3D-Ansicht der Medical Imaging Platform visualisiert.

Das von M.JÄHNE entwickelte Verfahren zur Extraktion des Herzens wird in der Medical Imaging Platform über den Reiter *Cardiac Mask* des *Visualization Panels* auf der linken Seite der graphischen Benutzeroberfläche ausgewählt und über den Button *Mask* gestartet. Das oben beschriebene Verfahren zur Generierung der erweiterten Herzmaske wird ebenfalls in diesem Unterpanel durch Setzen einer Checkbox ausgewählt und über den Button *Mask* gestartet, siehe [Abbildung 5.4](#).

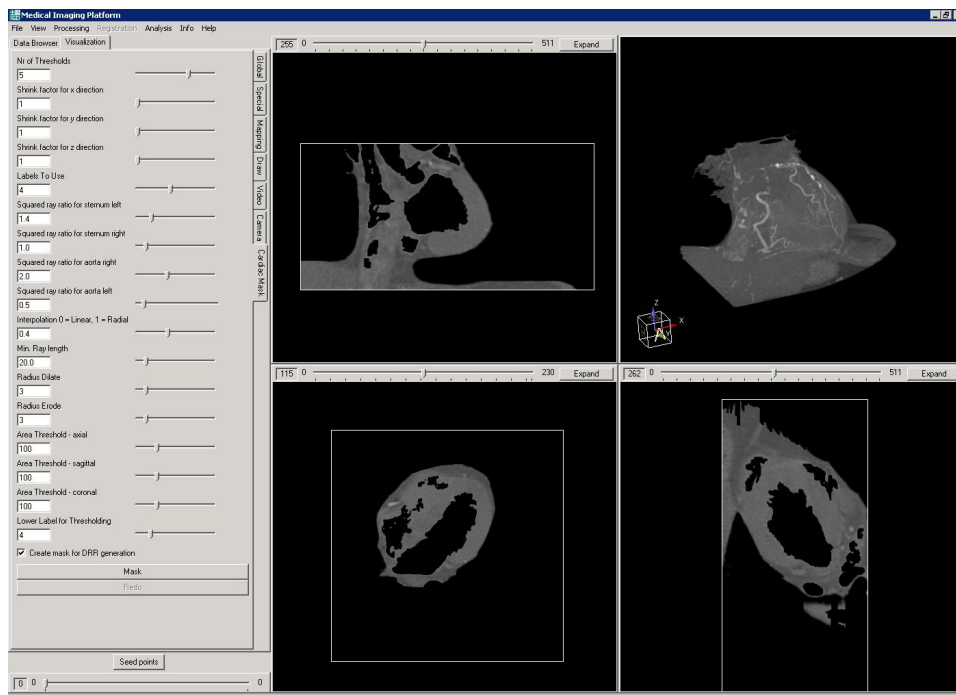


Abbildung 5.4: Die Generierung der in dieser Arbeit entwickelten binären Maske wird durch Setzen der Checkbox *Create mask for DRR generation* über den Button *Mask* im *Cardiac Mask* Panel der MIP gestartet.

5.3 Einlesen der Koronarangiogramme und automatische Bestimmung der Projektionsparameter

Das Konzept zur Generierung virtueller Röntgenbilder aus dem maskierten CT-Datensatz ist in der Klasse `itkDRRGeneratorFilter` implementiert. Bevor diese Klasse näher beschrieben wird, soll im folgenden zunächst auf die Auswahl eines Koronarangiogramms und die automatische Bestimmung der extrinsischen und intrinsischen Projektionsparameter eingegangen werden, die für eine Generierung einer der Angiogramme entsprechenden Projektionsansicht benötigt werden und der Klasse `itkDRRGeneratorFilter` als Input übergeben werden.

Die verwendeten Koronarangiogramme liegen, wie bereits erwähnt, jpeg-komprimiert als Multiframe-Datei im DICOM-Format vor. Das Einlesen der Koronarangiogramme und die Konvertierung in ein `itkImage` erfolgt unter Verwendung von GDCM (*Grass roots DiCoM*)⁴, einer in ITK integrierten C++ Bibliothek, die das Parsen und Speichern von DICOM-Dateien ermöglicht. Insbesondere wird dadurch ein direkter Zugriff auf die im DICOM-Header gespeicherten Metadaten möglich.

Problematisch an den zur Verfügung stehenden Koronarangiogrammen erwies sich die Tatsache, dass der exakte Zeitpunkt des Herzzyklus nicht den jeweiligen zeitlichen Aufnahmen zugeordnet werden konnte, da diesbezüglich keine Informationen im DICOM-Header vorhanden waren. Daher muss der Benutzer eine manuelle Auswahl eines passenden Frames aus den Angiogrammen vornehmen.

Als ein weiteres Problem erwies sich die Tatsache, dass keine Angaben über das *Pixelspacing*, d.h. über die Größe eines Pixels in x - und y -Richtung des Angiogramms dokumentiert sind. Beim Einlesen der Koronarangiogramme wird das *Pixelspacing* daher auf den default-Wert 1 gesetzt. Dieser Wert entspricht allerdings nicht den realen Gegebenheiten während der Aufnahme und muss korrigiert werden. Die reale Größe eines Pixels in x - und y -Richtung wird über folgende Gleichung approximiert,

$$\text{Größe eines Pixels in } x\text{-Richtung [mm]} \approx \frac{\text{Radius des Bildverstärkers [mm]}}{\text{Anzahl der Pixel in } x\text{-Richtung}}$$

$$\text{Größe eines Pixels in } y\text{-Richtung [mm]} \approx \frac{\text{Radius des Bildverstärkers [mm]}}{\text{Anzahl der Pixel in } y\text{-Richtung}}$$

Der Wert für den Radius des Bildverstärkers ist an der Adresse (0018,1162) im DICOM-Header abgelegt und wird, wie auch die Anzahl der Pixel in x - und y -Richtung, direkt ausgelesen und gespeichert. Um den Fall abzufangen, dass auch der Wert für den Radius des Bildverstärkers nicht dokumentiert ist, wurde ein default-Wert von 170 mm gewählt. Diese Größe wird laut einem Mitarbeiter der Firma Philips standardmäßig für die Untersuchung des Koronararteriensystems eingesetzt.

⁴<http://www.creatis.insa-lyon.fr/Public/Gdcm/Main.html>

Die Größe des Koronarangiogramms sowie die approximierten Werte für das Pixelspacing in x - und y -Richtung stellen den ersten Teil der Projektionsparameter dar, die für die automatische Generierung der DRRs benötigt werden.

Die Position des Bildverstärkers der Angiographieanlage bezüglich des Patienten wird über zwei Rotationswinkel, Secondary Angle und Primary Angle, beschrieben, siehe Abschnitt 2.2.1. Die entsprechenden Werte sind im DICOM-Header an der Adresse (0018,1510) und (0018,1511) abgelegt und werden direkt ausgelesen und gespeichert. Secondary Angle und Primary Angle sind zwei weitere Parameter, die der Klasse `itkDRRGeneratorFilter` zur Berechnung der DRRs übergeben werden.

Der Wert für die Brennweite ist teilweise in den DICOM-Headern der Koronarangiogramme dokumentiert und liegt bei durchschnittlich 1000 mm. Damit wird aber lediglich definiert, wie weit die Röntgenquelle vom Bildverstärker während der Aufnahme entfernt war. Auf die genaue Position des Patienten zwischen der Röntgenquelle und dem Bildverstärker kann durch diese Angabe nicht rückgeschlossen werden. In dieser Arbeit wurde ein initialer Wert von 600 mm für den Abstand der Röntgenquelle und dem Objekt, sowie ein Wert von 300 mm für den Abstand zwischen Objekt und Detektorebene definiert. Das Verfahren zur Generierung der DRRs liefert mit diesen Werten positive Ergebnisse. Die Größenunterschiede müssen dann im anschließenden Registrierungsschritt durch die Wahl einer geeigneten Transformationsklasse, die eine Skalierung der Daten erlaubt, ausgeglichen werden.

5.4 Generierung künstlicher Projektionsbilder

Das Konzept zur Generierung virtueller Röntgenbilder aus dem maskierten CT-Datensatz ist in der itk-konformen Klasse `itkDRRGeneratorFilter` implementiert.

Die Filterkette dieser Klasse besteht aus einem einzigen Filter, dem `itkResampleImageFilter`, der als Input den maskierten CT-Datensatz, eine `itkCenteredEuler3DTransform` und die itk-konforme `itkRayCastingImageFunction` erhält. Letztere stellt eine modifizierte Version der `itkRayCastInterpolateImageFunction` dar und wurde lediglich um eine Funktion erweitert.

Das Isozentrum des virtuellen Röntgensystems liegt im Mittelpunkt des CT-Datensatzes. Die Koordinaten des Isozentrums bezüglich des globalen Koordinatensystems, werden dann wie folgt berechnet,

```
imageCenter[0] = imageOrigin[0] + imageSpacing[0]
                *(double)(imageSize[0])/2.0;
imageCenter[1] = imageOrigin[1] + imageSpacing[1]
```

```

        *(double)(imageSize[1])/2.0;
    imageCenter[2] = imageOrigin[2] + imageSpacing[2]
        *(double)(imageSize[2])/2.0;

```

Die *initiale* Position von virtueller Detektorebene und Röntgenquelle wird unter der Annahme bestimmt, dass der Zentralstrahl ausgehend von der Röntgenquelle durch den Ursprung des Isozentrums und den Mittelpunkt der Detektorebene verläuft,

```

    focalPoint[0] = imageCenter[0];
    focalPoint[1] = imageCenter[1];
    focalPoint[2] = imageCenter[2]-m_dSourceObjectDist;

    outputOrigin[0] = imageCenter[0]-outputSpacing[0]
        *(double)(outputSize[0])/2.0;
    outputOrigin[1] = imageCenter[1]-outputSpacing[1]
        *(double)(outputSize[1])/2.0;
    outputOrigin[2] = imageCenter[2]+m_dObjectImageDist;

```

`m_dSourceObjectDist` und `m_dObjectImageDist` geben den Abstand zwischen Röntgenquelle und Isozentrum bzw. zwischen Isozentrum und virtueller Detektorebene an. Die Position der virtuellen Röntgenquelle wird der `itkRayCastingImageFunction` übergeben, die ausgehend von diesem Punkt und dem betrachteten Pixel die Richtung des Strahls berechnet, der dann wie in Abschnitt 4.1.2 beschrieben, durch den CT-Datensatz verfolgt wird.

Die `itkCenteredEuler3DTransform` erhält als Input die Rotationsparameter sowie die Position des Rotationszentrums. Das Rotationszentrum liegt für das virtuelle Röntgensystem im Isozentrum und damit im Mittelpunkt des CT-Datensatzes,

```

    rotationCenter[0]= imageCenter[0];
    rotationCenter[1]= imageCenter[1];
    rotationCenter[2]= imageCenter[2];

```

Die Rotationswinkel um die jeweilige Koordinatenachse des Isozentrums werden anhand der übergebenen Werte für den Primary Angle und Secondary Angle bestimmt. Da die virtuelle Röntgenquelle initial entlang der z-Achse positioniert wurde, muss eine Rotation um -90.0° um die x-Achse erfolgen, damit sie senkrecht über dem virtuellen Patienten steht,

```

    dRotationX = -90.0 + m_dSecondaryAngle;
    dRotationY = 0.0;
    dRotationZ = - (m_dPrimaryAngle);

```

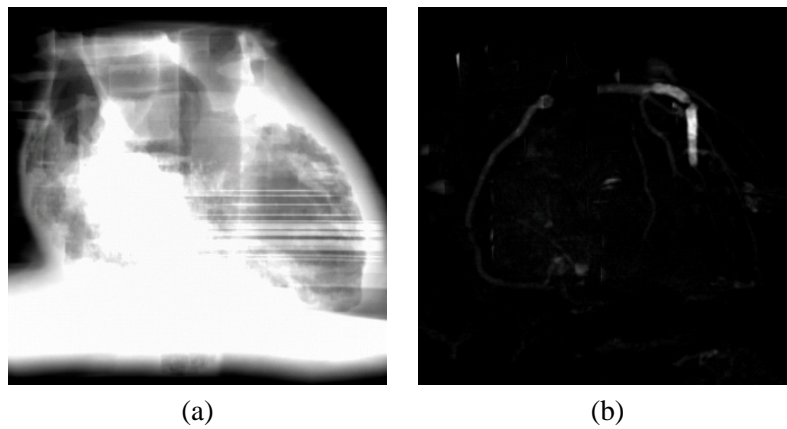



Abbildung 5.5: Generierte DRRs. (a) Schwellwert = 0. (b) Schwellwert = 1200.

Die Negation des Primary Angles ist notwendig, da das Isozentrum des virtuellen Röntgensystems aufgrund des Koordinatensystems des CT-Datensatzes linkshändig orientiert ist. Die `itkCenteredEuler3DTransform` wird sowohl dem `itkResampleImageFilter` als auch der `itkRayCastingImageFunction` übergeben. Der `itkResampleImageFilter` wendet die Transformation für jedes Pixel an, während die `itkRayCastingImageFunction` die virtuelle Röntgenquelle transformiert. Damit wird die Drehung eines realen C-Bogens bestehend aus Röntgenquelle und gegenüberliegendem Detektorsystem simuliert.

Die `itkRayCastInterpolatingImageFunction` berechnet für jedes Pixel des DRRs den Intensitätswert, indem an den Auswertungsstellen die Grauwerte der Voxel des CT-Datensatzes über eine 4er Nachbarschaft bilinear interpoliert und entlang des Strahles aufsummiert werden. Durch Setzen eines Schwellwertes ist es möglich, nur bestimmte Intensitätswerte entlang des Strahls in die Berechnung der Intensitätswerte der einzelnen Pixel des DRRs einzubeziehen. Die Koronararterien haben in der Regel einen Grauwert von etwa 1300. Da nur diese Strukturen des Herzens in den zu generierenden DRRs abgebildet werden sollen, liegt der default-Wert des Schwellwertes bei 1200. [Abbildung 5.5](#) zeigt das Ergebnis der DRR-Generierung ohne Setzen eines Schwellwertes im Vergleich zu einem DRR, das mit einem Schwellwert von 1200 generiert wurde.

Die `itkRayCastInterpolateImageFunction` wurde um eine zusätzliche Funktionalität erweitert, die es ermöglicht, die Berechnung der Intensitätswerte entlang des Strahles abzubrechen, sobald die bereits berechnete Summe größer als ein maximaler Schwellwert ist. Damit wird erreicht, dass die Koronararterien in den DRRs deutlicher sichtbar werden.

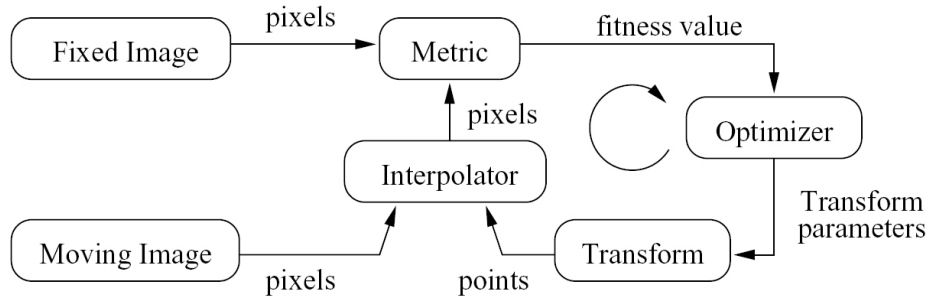


Abbildung 5.6: Basiskomponenten des ITK-Registrierungsframeworks. Quelle: [ISN⁺05], Seite 316.

5.5 2D/2D Registrierung von DRR und Angiogramm

ITK stellt ein umfangreiches Framework für die Lösung verschiedenster Registrierungsprobleme zur Verfügung. Das Registrierungsframework besteht aus vier Basiskomponenten, die in Abbildung 5.6 dargestellt sind. Die verschiedenen Komponenten lassen sich beliebig kombinieren und an die spezifische Problemstellung anpassen. Der Datensatz, der als Referenzdatensatz fungieren soll, wird dabei als *FixedImage* und der Datensatz, der transformiert werden soll, als *MovingImage* bezeichnet. Ziel des Registrierungsprozesses ist es, die Transformation zu bestimmen, die das *MovingImage* in das Koordinatensystem des *FixedImage* transformiert, so dass die beiden Datensätze übereinander liegen. Da die Registrierung bezüglich eines globalen kontinuierlichen Koordinatensystems durchgeführt wird, ist eine Interpolation der Intensitätswerte der Pixel des *MovingImages* notwendig. Nachdem die Transformationsparameter bestimmt wurden, wird eine Metrik ausgewertet. Der Wert dieser Metrik geht in das Optimierungsverfahren ein, das die neuen Transformationsparameter berechnet. Dieser Prozess wird solange fortgesetzt, bis eine festgesetzte Anzahl von Iterationen erreicht wurde, oder der Wert der Metrik kleiner als ein Schwellwert ist [ISN⁺05].

Der in Abschnitt 4.4 beschriebene Registrierungsansatz wurde durch diese Basiskomponenten unter Verwendung folgender Klassen realisiert,

```

itkMutualInformationImageToImageMetric,
itkRegularStepGradientDescentOptimizer,
itkLinearInterpolateImageFunction,
itkCenteredSimilarity2DTransform.

```

Die *CenteredSimilarity2DTransform* ist dabei eine *rigide* Transformationsklasse, die zusätzlich eine Skalierungskomponente beinhaltet.

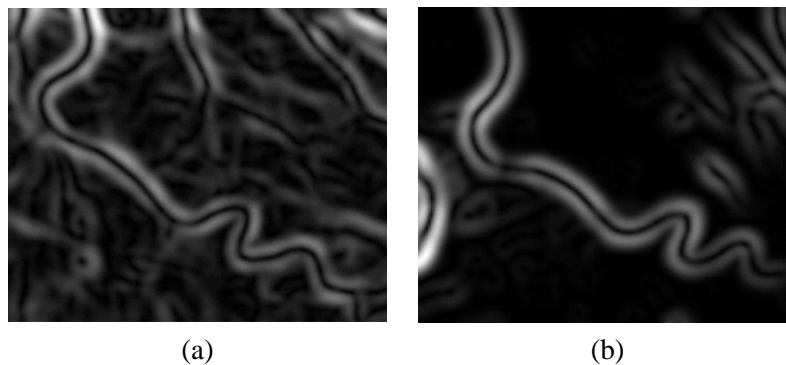


Abbildung 5.7: Gradientenbetragsbilder. (a) Angiogramm. (b) DRR.

Die Verwendung dieser Transformationsklasse erwies sich als notwendig, da, wie in Abschnitt 5.3 beschrieben, der Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektorebene nur annäherungsweise bestimmt werden konnte, und somit die möglichen Größenunterschiede durch eine Skalierung der Daten angeglichen werden muss. Die Resultate zeigten für die oben beschriebene Komponentenwahl kein zufriedenstellendes Ergebnis. Auch die Änderung verschiedenster Parameter, wie beispielsweise die Änderung der Schrittweite für das Optimierungsverfahren, führten zu keinem positiven Ergebnis. DRR und entsprechendes Angiogramm lagen nicht ansatzweise übereinander. Weiterhin wurden verschiedene Versionen dieser Metrik, als auch weitere Metriken mit verschiedenen Optimierern kombiniert, die jeweils auch auf kleineren Bildausschnitte getestet wurden. Auch dies führte zu keinen brauchbaren Ergebnissen. Das Problem scheint darin zu liegen, dass neben den relevanten Strukturen zuviele Strukturen in den Datensätzen vorhanden sind, die die Berechnung der Metrik negativ beeinflussen. Insbesondere das Angiogramm zeigt neben den Koronararterien zusätzlich Hintergrundinformationen, die den Strukturen im DRR nicht ausreichend zugeordnet werden können.

Aus diesen Gründen wurde in einem zweiten Ansatz sowohl für das Angiogramm als auch für das generierte DRR zunächst der Gradient berechnet. Wie in Abschnitt 3.2.3 beschrieben, ist der Gradient ein Vektor, der in Richtung des steilsten Grauwertanstiegs zeigt, und dessen Betrag Auskunft über die Grauwertänderung im jeweiligen Punkt gibt. Dadurch werden Kanten in den beiden Datensätzen hervorgehoben, die den Rändern der Koronararterien zugeordnet werden können. Da im Angiogramm im Gegensatz zum DRR nicht nur die Hauptäste der Koronararterien dargestellt werden, sondern auch kleinere Verästelungen, deren Ränder ebenfalls als Kante identifizierbar sind, wird dieser Ansatz jeweils auf einem kleinerem Bildausschnitt, in dem jeweils nur ein Koronararterienast abgebildet wird, angewendet, siehe Abbildung 5.7. Die Größe der Region of Interest für das DRR und das entsprechende Angiogramm wird vom Benutzer über ein `wxBoxWidget` gesetzt.

Die Filterkette der 2D/2D Registrierung von DRR und Angiogramm besteht

aus verschiedenen Filtern, die im folgenden näher beschrieben werden.

Der `itkRegionOfInterestImageFilter` erhält als Input das generierte DRR bzw. das entsprechende Angiogramm sowie die Koordinaten der vom Benutzer über das `wxBoxWidget` ausgewählten ROI, auf der die Registrierung durchgeführt werden soll.

Der `itkResampleImageFilter` erhält jeweils als Input den Output des `itkRegionOfInterestImageFilter`s sowie eine `itkTranslationTransform` und die `itkLinearInterpolatorImageFunction`. Die Transformationsparameter werden so bestimmt, dass der Ursprung des entsprechenden Ausschnittes nach Anwendung der Transformation im Ursprung des globalen Koordinatensystems (0.0, 0.0) liegt.

Der jeweilige Output des `itkResampleImageFilter`s wird an den `itkGradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter` übergeben, der die Berechnung der jeweiligen Gradientenbilder vornimmt.

Der eigentliche Registrierungsprozess erfolgt unter Verwendung der `itkImageRegistrationMethod`, die in ITK die Basisklasse einer Registrierungsmethode darstellt. Dieser Klasse werden als Input die zu registrierenden Datensätze, sowie eine `itkCenteredTransform2D`, der `itkRegularStepGradientDescentOptimizer`, sowie die `itkLinearInterpolatorImageFunction` und der `itkMeanSquaresImageToImageMetric` übergeben. Die `itkMeanSquaresImageToImageMetric` unterliegt der Annahme, dass korrespondierende Punkte in den zu registrierenden Datensätzen ähnliche Intensitätswerte aufweisen [Yoo04]. Da dies in diesem Fall durch die Ränder der Koronararterien in den jeweiligen Gradientenbildern gegeben ist, wurde diese Metrik verwendet. Wie bereits oben beschrieben dient innerhalb des Registrierungsprozesses einer der beiden Datensätze als Referenzdatensatz, während der andere transformiert wird. In diesem Fall stellt das Gradientenausschnittsbild des Angiogramms das `FixedImage` und das entsprechende Gradientenausschnittsbild des DRRs das `MovingImage` dar.

Die Transformation wird durch die `itkCenteredTransformInitializer` initialisiert. Dabei werden die Datensätze bezüglich ihres Mittelpunktes zueinander ausgerichtet.

Ist der Registrierungsprozess abgeschlossen, wird ein `itkResampleImageFilter` verwendet, um die abschließende Transformation des `MovingImage`s in das Koordinatensystem des `FixedImage`s zu transformieren. Der `itkResampleImageFilter` erhält als Input die Transformation, die die berechneten Transformationsparameter beinhaltet, sowie eine lineare Interpolation und den zu transformierenden Datensatz, in diesem Fall das Gradientenausschnittsbild des DRRs.

Um die Transformation auf das gesamte DRR anzuwenden, wird ebenfalls ein `itkResampleImageFilter` benötigt, der das originäre DRR transformiert. Da die Gradientenausschnittsbilder vorher in den Ursprung des globalen Koordinatensystems verschoben wurden, und die ermittelten Transformationsparameter bezüglich eines Zentrums innerhalb dieses Ausschnitts berechnet wurden, muss dies hier beim Setzen des Rotationszentrums und der Translationsparameter berücksichtigt werden.

Das Gradientenausschnittsbild des Angiogramms und das transformierte Gradientenausschnittsbild des DRRs, sowie das Original Angiogramm und das im letzten Schritt transformierte DRR, werden dem `itkCheckerBoardImageFilter` übergeben, der eine Checkerboard-Ansicht generiert. Die fusionierte Darstellung wird auf VTK-Seite durch den Filter `vtkImageBlend` realisiert.

5.6 Einbettung der Verfahren in die MIP

Das Einlesen der Angiogramme und die Generierung der DRRs aus dem bereits maskierten CT-Datensatz, sowie die fusionierte Darstellung der beiden Datensätze wird innerhalb des `MIPVesselNeighborhoodWindows` in einem extra Notebookpanel durchgeführt. Das Fenster wird über den Menüpunkt *Analysis* → *Vessel Analysis* aufgerufen. Auf der linken Seite des Panels befindet sich das `RenderWindow`, in dem das generierte DRR angezeigt wird. Rechts davon ist das `RenderWindow` für die Angiogramme und die fusionierte Darstellung der beiden Datensätze nach deren Registrierung untergebracht. Der Benutzer muss zunächst ein Koronarangiogramm über den Button *Load* auf der rechten Seite des Panels laden. Dieses wird im rechten `RenderWindow` angezeigt. Über den Slider *Selected Frame* kann durch die einzelnen Frames navigiert und eine passende Ansicht ausgewählt werden. Durch den Button *Generate DRR* wird die Generierung des DRRs gestartet und das Ergebnis im linken `RenderWindow` angezeigt, siehe Abbildung 5.8.

Unterhalb dieses `RenderWindows` befindet sich ein Feld, in dem die klinischen Bezeichnungen der Projektionsrichtung für das generierte DRR angezeigt werden. Die Wahl der jeweiligen Region of Interest für die Registrierung der beiden Datensätze wird durch das Setzen der Checkbox *Region of Interest (DRR)* bzw. *Region of Interest (Angio)* aktiviert, siehe Abbildung 5.9. Nachdem die ROI ausgewählt wurde, wird die Registrierung über den Button *Register* gestartet. Ist die Berechnung der Transformationsparameter abgeschlossen, kann das Ergebnis der Registrierung visuell betrachtet werden, siehe Abbildung 5.10 und 5.11. Der Benutzer hat die Möglichkeit, über die Radiobuttons unterhalb des rechten `RenderWindows` zwischen verschiedenen Ansichten auszuwählen. Ist die fusionierte Ansicht ausgewählt, kann der Benutzer durch den Slider die Einstellungen für den Opazitätswert der beiden Datensätze einstellen.

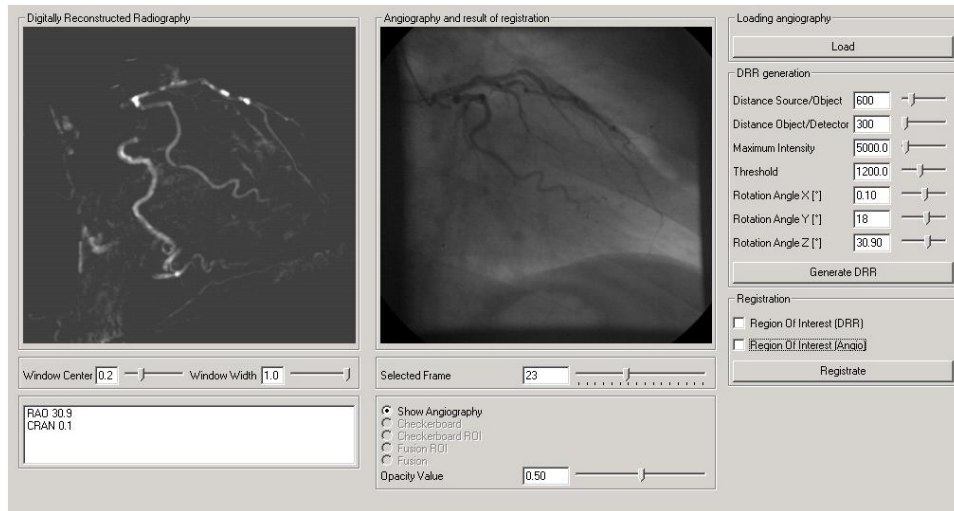


Abbildung 5.8: Panel zur Generierung der DRRs und zur fusionierten Darstellung dieser mit den entsprechenden Angiogrammen.

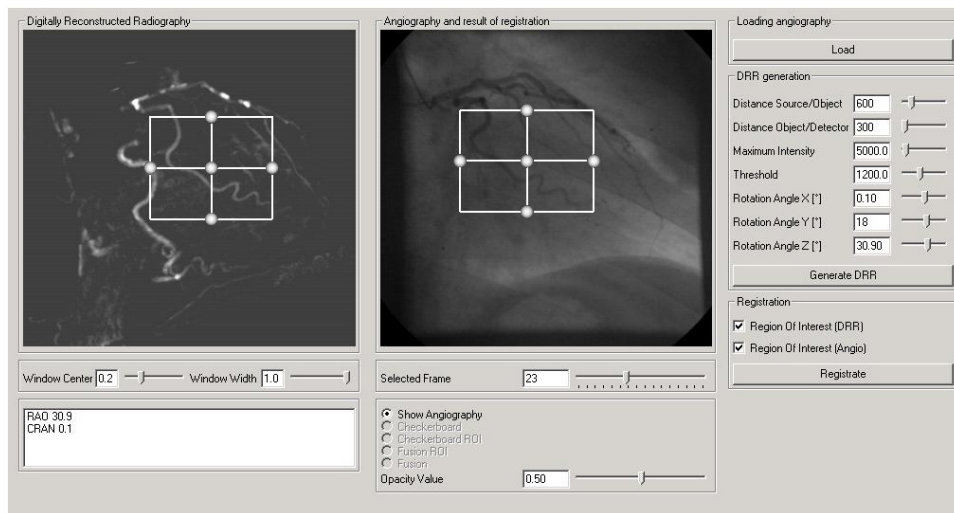


Abbildung 5.9: Die für die Registrierung erforderlichen ROIs werden vom Benutzer selektiert.

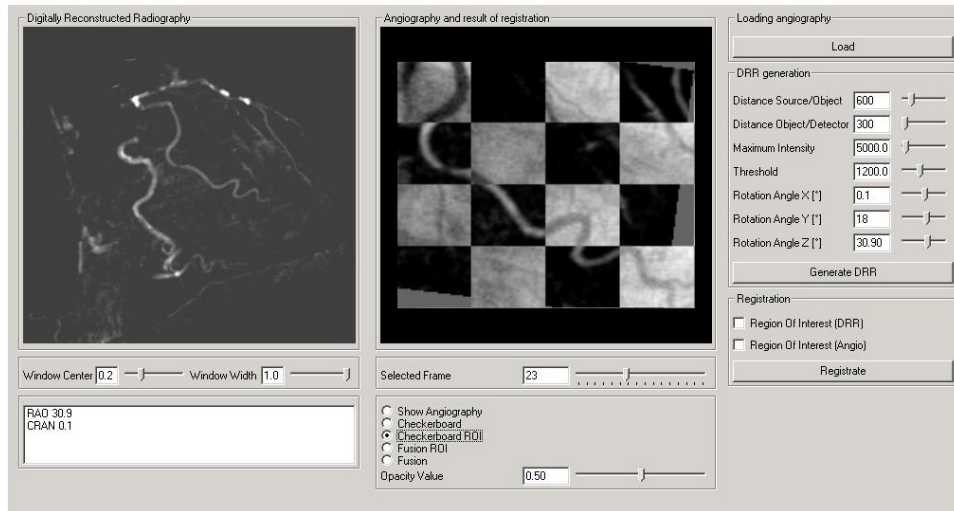


Abbildung 5.10: Der Benutzer hat durch eine Checkerboard-Ansicht die Möglichkeit, die Qualität der Registrierung visuell zu überprüfen.

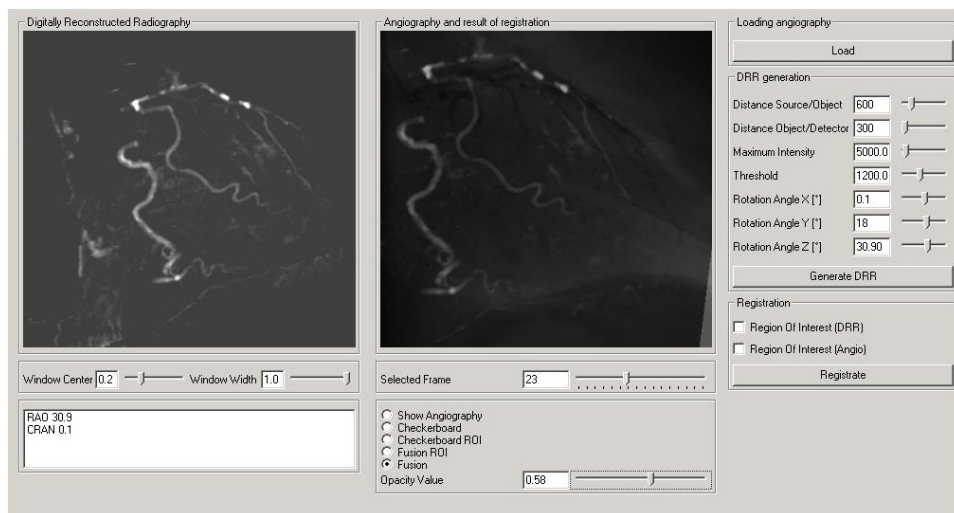


Abbildung 5.11: Die fusionierte Darstellung der Datensätze nach Anwendung der Transformationsparameter auf den gesamten Datensatz. Der Opazitätsfaktor gibt den Grad der Überblendung an und kann vom Benutzer frei gewählt werden.

Kapitel 6

Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die in den einzelnen Verfahren erzielten Ergebnisse vorgestellt. Für die Anwendung des Verfahrens standen 8 CT-Datensätze des Thorax, die mit 16- und 64-zeiligen Computertomographen der Firma Siemens gescannt wurden, zur Verfügung. Für 5 CT-Datensätze lagen entsprechende Koronarangiogramme vor, die mit Geräten der Firma Siemens ¹ und der Firma Philips ² aufgenommen wurden. Die Angiogramme haben alle eine Auflösung von 512×512 Pixel und wurden mit 8 Bit digitalisiert. Die Tabelle 6.1 gibt eine Übersicht über die verwendeten Datensätze.

Bezeichnung	Auflösung[Pixel]	Spacing [mm]	Koronarangiogramme
CT1.mhd	$512 \times 512 \times 231$	$0.45 \times 0.45 \times 0.5$	ja
CT2.mhd	$512 \times 512 \times 230$	$0.32 \times 0.32 \times 0.5$	nein
CT3.mhd	$375 \times 395 \times 295$	$0.43 \times 0.43 \times 0.5$	nein
CT4.mhd	$512 \times 512 \times 258$	$0.41 \times 0.41 \times 0.5$	ja
CT5.mhd	$512 \times 512 \times 207$	$0.39 \times 0.39 \times 0.5$	ja
CT6.mhd	$512 \times 512 \times 319$	$0.40 \times 0.40 \times 0.5$	ja
CT7.mhd	$512 \times 512 \times 265$	$0.54 \times 0.54 \times 0.5$	nein
CT8.mhd	$512 \times 512 \times 352$	$0.49 \times 0.49 \times 0.4$	ja

Tabelle 6.1: Verwendete Datensätze.

6.1 Ergebnisse der Generierung der binären Herzmaske

Das Ergebnis des Verfahrens für den CT-Datensatz CT1.mhd des Thorax ist in den Abbildungen 6.1 bis 6.3 zu sehen. Die Abbildungen zeigen axiale, coronale und sagittale Schichtbilder vor und nach Anwendung der binären Herzmaske. Es ist zu

¹HICOR/ACOM-TOP

²Philips Integris H

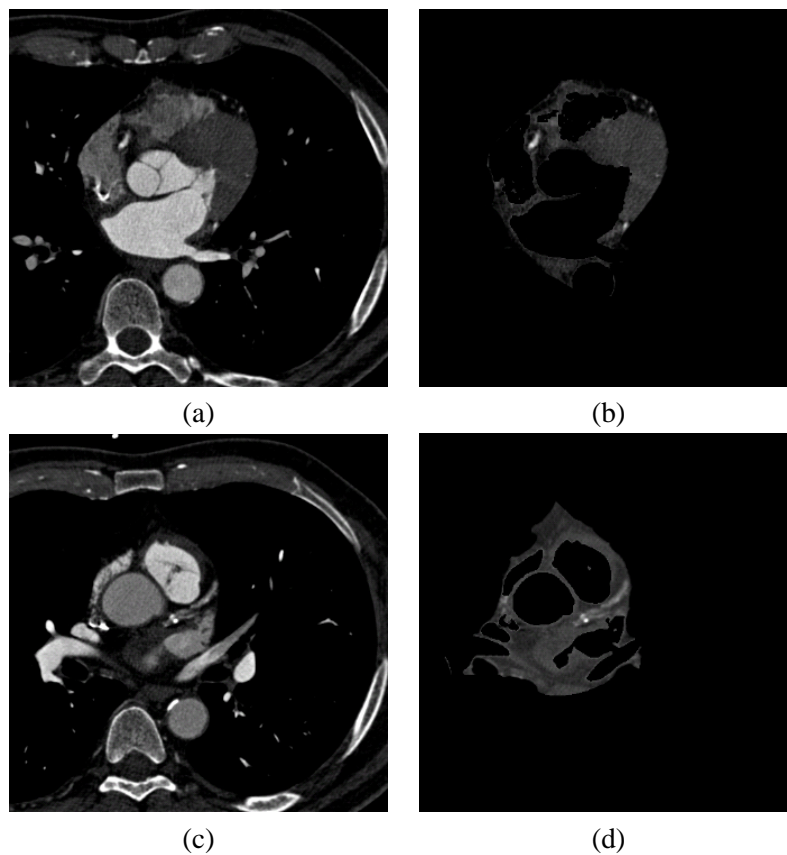


Abbildung 6.1: Zwei repräsentative axiale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.

sehen, dass die Koronararterien trotz sehr ähnlicher Grauwerte im Vergleich zu den kontrastmittelverstärkten Strukturen, wie der Aorta, nach Anwendung der binären Maske sichtbar bleiben.

In Abbildung 6.4 und 6.5 sind 3D-Ansichten der CT-Datensätze CT1.mhd und CT2.mhd nach Anwendung der binären Herzkonturmaske, die nach dem Verfahren von M. JÄHNE erzeugt wurde, und nach Anwendung der binären Herzmaske gegenübergestellt. Es wird deutlich, dass die in dieser Arbeit erzeugte binäre Maske eine uneingeschränkte Sicht aus beliebigen Blickwinkeln auf die Koronararterienäste ermöglicht, während die Koronararterien nach Anwendung der Herzkonturmaske nur abschnittsweise sichtbar sind, da insbesondere die Aorta und das linke Ventrikel diese verdecken. Außerdem zeigt das Beispiel in Abbildung 6.5, dass nach Anwendung der binären Herzmaske auf den CT-Datensatz CT2.mhd, der Stentimplantate aufweist, sowohl die Stents als auch die Koronararterien sichtbar

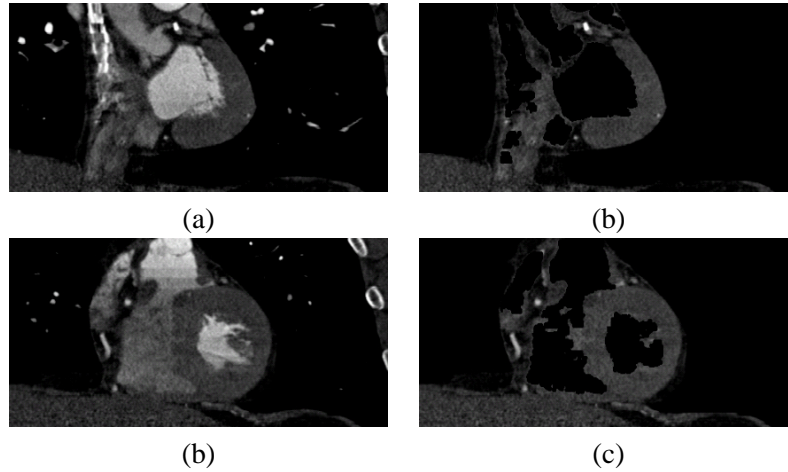


Abbildung 6.2: Zwei repräsentative coronale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.

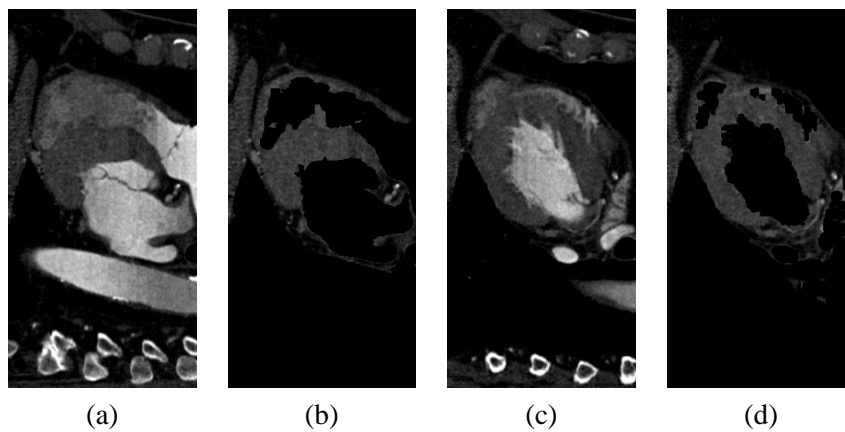


Abbildung 6.3: Zwei repräsentative sagittale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.

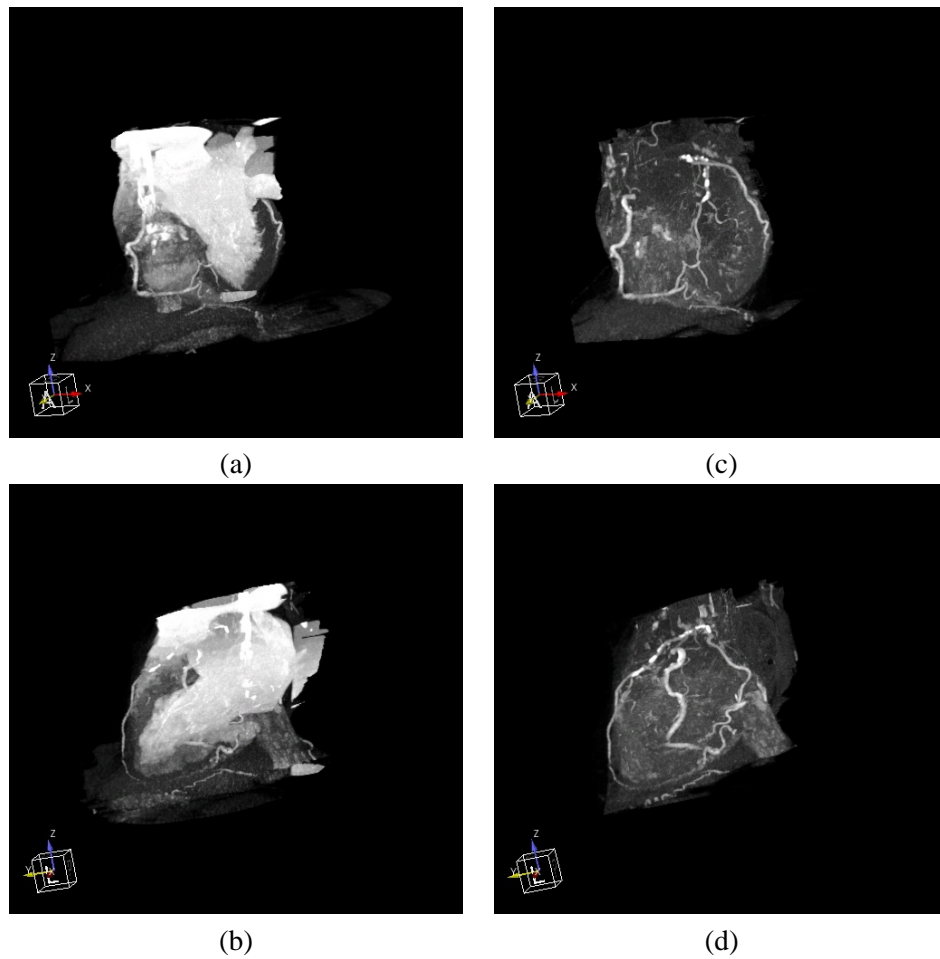


Abbildung 6.4: 3D-Ansichten in *Maximum Intensity*-Projektion des CT-Datensatz CT1.mhd. (a) – (b) Anwendung der Herzmaske nach dem Verfahren von [Jäh]. (c) – (d) Anwendung der in dieser Arbeit erweiterten Herzmaske.

sind.

Die binäre Herzmaske wurde auf alle 8 CT-Datensätze angewandt. In 5 von 8 Fällen war nach der Ausmaskierung der Verlauf der Koronararterien gut sichtbar. In 3 Fällen konnten keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielt werden.

6.2 Ergebnisse der DRR Generierung

Die Generierung der DRRs erfolgt auf Basis der maskierten CT-Datensätze. Repräsentative Ergebnisse der Generierung künstlicher Projektionsbilder aus dem Datensatz CT2.mhd sind in Abbildung 6.6 für verschiedene Projektionsrichtungen AP View (RAO/LAO 0°) und CRAN/CAUD 0°, RAO -55°/CRAN 0°, LAO

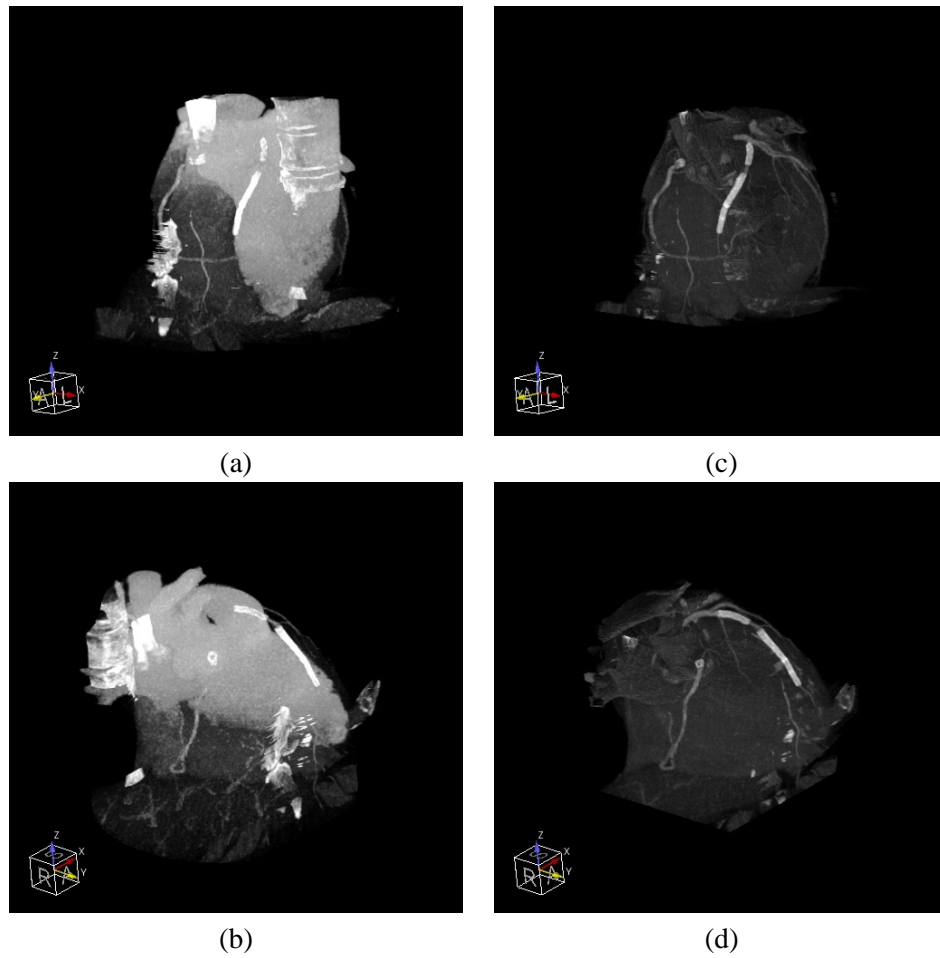


Abbildung 6.5: 3D-Ansichten in *Maximum Intensity*-Projektion des CT-Datensatz CT2.mhd (a) – (b) Anwendung der Herzmaske nach dem Verfahren von [Jäh]. (c) – (d) Anwendung der in dieser Arbeit erweiterten Herzmaske.

45°/CRAN 30°, sowie RAO 60°/CAUD 20° dargestellt.

In den Abbildungen 6.7(d) – (f) sind Koronarangiogramme eines Patienten und die aus dem CT-Datensatz CT1.mhd generierten DRRs zu sehen (a) – (c). In den DRRs sind durch die vorherige Maskierung des CT-Datensatzes mit der erweiterten binären Herzmaske die Koronararterien deutlich zu erkennen. Weiterhin lassen sich kalzifizierte Plaques in den einzelnen Ästen der Koronararterien durch hohe Intensitätswerte identifizieren, und es lassen sich einzelne Stenosen erkennen, die mit denen im Koronarangiogramm korrelieren, siehe Abbildung 6.8 (blaue Pfeile). Die in den einzelnen Abbildungen sichtbaren Ergebnisse zeigen weiterhin, dass der Verlauf der Koronararterien durch die automatische Wahl der Projektionsparameter annähernd dem Verlauf der Koronararterien im zugehörigen Angiogramm entspricht. Allerdings wird auch deutlich, dass noch eine Koordinatentransformation vorgenommen werden muss, um die beiden Datensätze fusioniert darstellen zu können. Da die Generierung der DRRs aus dem vollständigen CT-Datensatz erfolgte, sind zusätzlich die rechte bzw. linke Koronararterie abgebildet. Die Generierung der DRRs war für solche CT-Datensätze erfolgreich, die bereits bei der Anwendung der binären Herzmaske gute Ergebnisse geliefert haben.

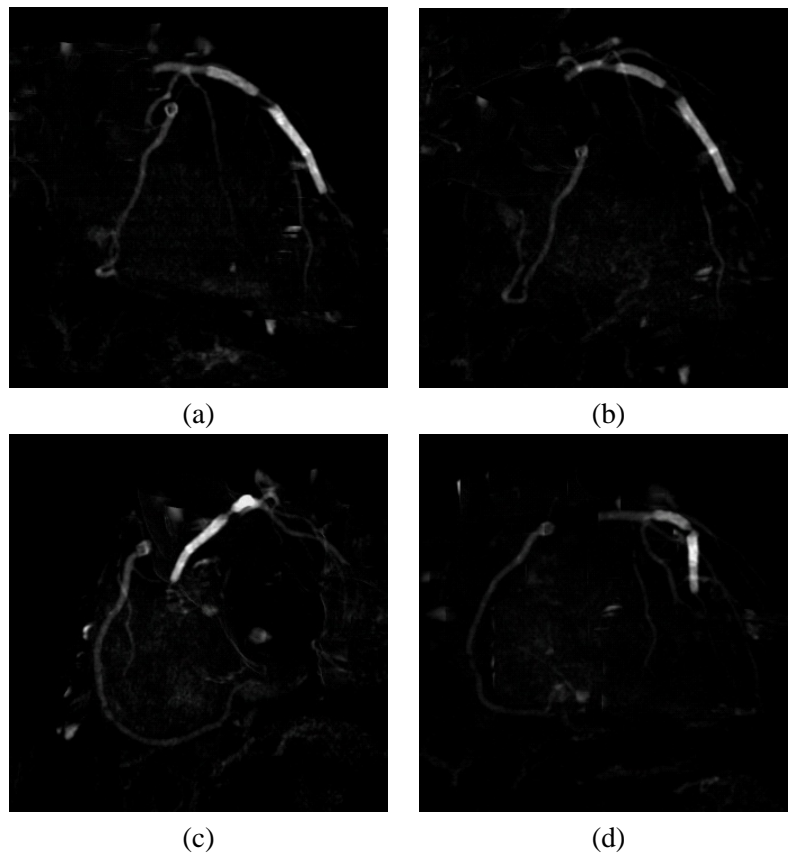


Abbildung 6.6: Generierte DRRs aus dem CT-Datensatz CT2.mhd. (a) RAO -55° /CRAN 0° . (b) LAO 45° /CRAN 30° (c) RAO 60° /CAUD 20° . (d) AP View (RAO/LAO 0°).

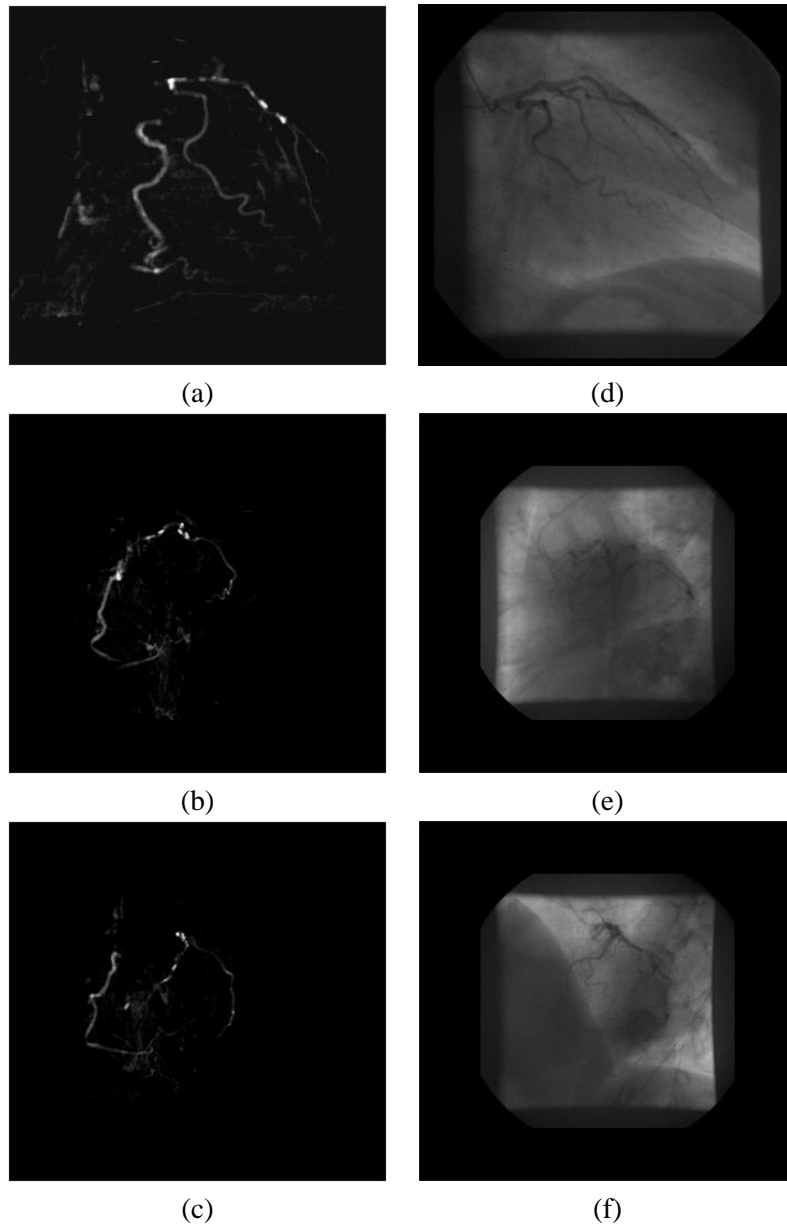


Abbildung 6.7: Automatische Erzeugung der DRRs aus dem CT-Datensatz CT1.mhd (a) – (c) generierte DRRs (d) – (f) entsprechend Angiogramme anhand deren die Projektionsparameter bestimmt wurden.

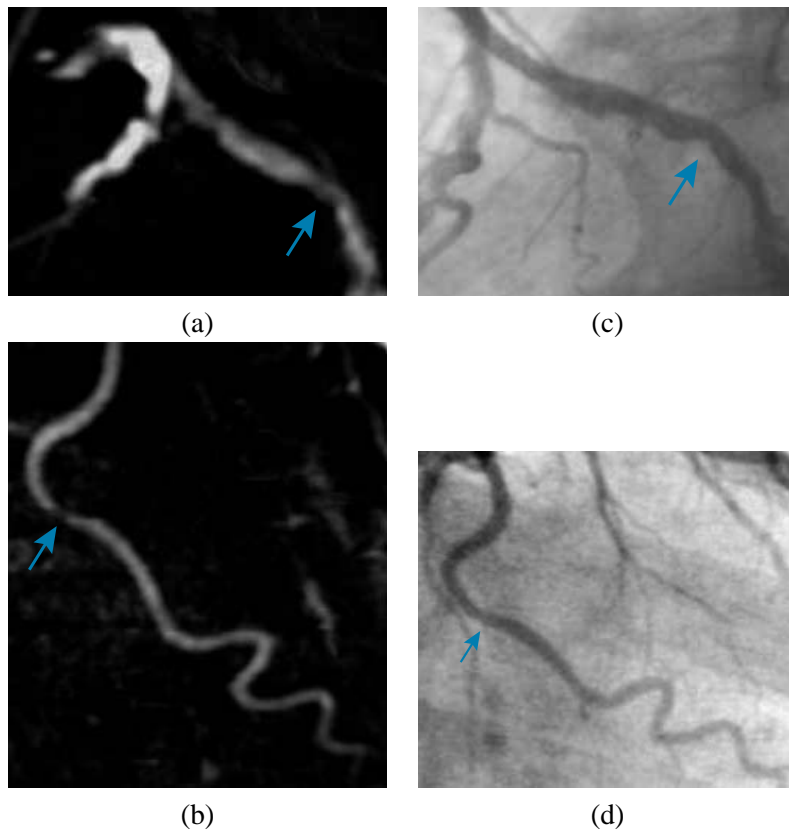


Abbildung 6.8: Vergleich von generiertem DRR ((a) – (b)) und Angiogramm ((c) – (d)).

6.3 Ergebnisse der Registrierung

Das Ergebnis der Registrierung des DRRs mit dem entsprechenden Angiogramm (SCND001F, Frame 23) aus Abbildung 6.7 ist in Abbildung 6.9 zu sehen. Dabei stellen die oberen beiden Abbildungen die ROI dar, anhand derer die Transformationsparameter berechnet wurden. Die Checkerboard-Ansicht zeigt, dass die Registrierung für die gewählte ROI ein positives Ergebnis liefert. Nach Anwendung der ermittelten Transformation auf den gesamten Bildbereich wird deutlich, dass die Koronararterien in dem Bereich übereinanderliegen, für den die Berechnung der Transformationsparameter erfolgte, in den übrigen Bereichen ist jedoch keine Überlagerung erkennbar. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Registrierung ausführlich für den CT-Datensatz CT1.mhd und 6 Angiogramme, die jeweils die rechte oder linke Koronararterie abbilden und aus durchschnittlich 50 Einzelrahmen bestehen, implementiert und getestet. Aufgrund der im Implementierungsteil dieser Arbeit beschriebenen Problematik war es zeitlich nicht mehr möglich, ausführliche Tests mit den übrigen Datensätzen durchzuführen. Erste Tests für die übrigen Datensätze führten nur bedingt zu brauchbaren Ergebnissen. Hierauf wird im Diskussionsteil dieser Arbeit näher eingegangen.

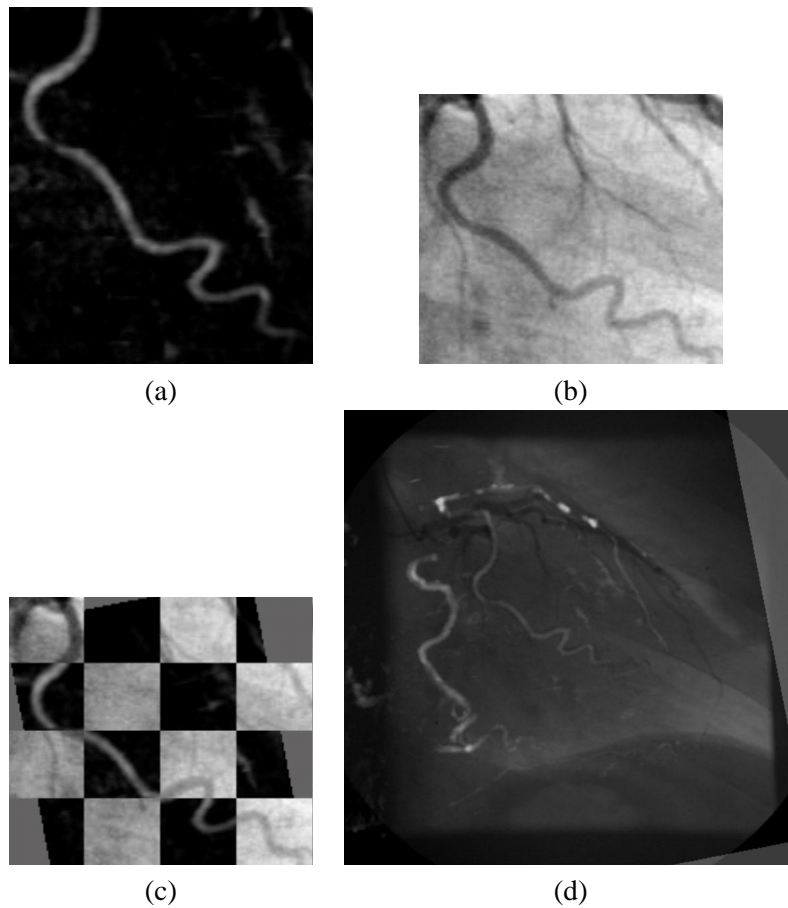


Abbildung 6.9: Registrierung von generiertem DRR mit entsprechendem Angiogramm. (a) ROI des DRRs. (b) ROI des Angiogramms (c) Checkerboard-Ansicht des Registrierungsergebnisses. (d) fusionierte Darstellung von DRR und entsprechendem Angio nach Transformation des DRRs.

Kapitel 7

Diskussion

In dieser Diplomarbeit wurde ein automatisiertes Verfahren entwickelt, das ein Matching von CT-Datensätzen des Thorax und den entsprechenden Angiogrammen ermöglicht. Das Matchingverfahren basiert auf einer künstlichen Erzeugung von Projektionsbildern aus den CT-Datensätzen, die anhand der automatisch bestimmten Projektionsparametern generiert werden, welche aus den entsprechenden Angiogrammen abgeleitet wurden, und einer anschließenden Registrierung dieser beiden Datensätze.

Bisher werden Vergleiche von Angiogrammen und CT-Daten vorgenommen, indem die dreidimensionalen Ansichten der CT-Datensätze manuell gecroppt und so gedreht werden, bis die Ansicht dem des Angiogramms entspricht [HSBOb]. Bei dieser Vorgehensweise ist es nicht möglich, den gesamten Koronararterienbaum darzustellen, da die kontrastverstärkten Herzstrukturen die Sicht auf diesen nicht aus allen Blickwinkeln zulassen. Eine Möglichkeit, diesen Nachteil zu beseitigen, ist die Segmentierung des Koronararterienbaums, vgl. [Sys06], die allerdings in der Regel eine Benutzerinteraktion erforderlich macht und zudem sehr rechenintensiv ist.

Mit dem hier entwickelten Verfahren ist es dem Kardiologen erstmals möglich, mit geringem Zeitaufwand und mit minimaler Interaktion die aus beiden Bildmodalitäten erhaltenen Informationen über das Koronararteriensystem im Ganzen zu vergleichen. Hierbei wurde das Problem der nicht sichtbaren Koronararterien dadurch gelöst, indem eine binäre Herzmaske generiert wurde, mittels derer die inneren kontrastverstärkten Herzstrukturen als auch das das Herz umgebenden Gewebe vor der Erstellung der Projektionsbilder ausmaskiert werden. Diese neue Vorgehensweise ermöglicht es, ohne aufwendige Segmentierung, auf Basis von einfachen morphologischen Operatoren und Nachbarschaftsfiltern, auszukommen.

Die Ergebnisse der einzelnen Verfahrensschritte werden im folgenden kritisch betrachtet.

Nach Anwendung der binären Herzmaske lässt sich das gesamte Koronararteriensystem bereits in der dreidimensionalen Ansicht gut erkennen. Ein kritischer Punkt bei der Generierung dieser binären Herzmaske ist es, dass binäre Strukturen, die den Koronararterien zugeordnet sind, nicht ausmaskiert werden. Dies kann unter Umständen zu Fehldiagnosen führen. Die Anwendung der Herzmaske auf die vorliegenden Datensätze lieferte mit den default-Parametern in 3 von 5 Fällen positive Ergebnisse. In 2 von 5 Fällen konnte durch Ändern der default-Parameter ebenfalls positive Resultate erzielt werden. Bei den übrigen 3 Fällen konnte zwar eine Verbesserung durch Anpassung der Parameter, aber dennoch kein ausreichendes Ergebnis erzielt werden. Die Qualität der Herzmaske und damit auch die der nachfolgend generierten DRRs ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Einen wesentlichen Einfluss hat die Bildqualität des Original CT-Datensatzes. Ist zum Beispiel das Kontrastmittel nicht gleichmäßig verteilt, oder erfolgte die Rekonstruktion des Datensatzes nicht zu einem optimalen Zeitpunkt der Kontrastmittelgabe, sind in den durch das Otsu-Verfahren vorsegmentierten Datensätzen die Koronararterien und kontrastmittelgefüllten Herzstrukturen nicht eindeutig den zwei höchsten Label zuzuordnen.

Die Generierung der DRRs stellt den zweiten Schritt des Verfahrens dar. Die Ergebnisse zeigen, dass der Verlauf der Koronararterien durch die automatische Wahl der Projektionsparameter annähernd dem Verlauf der Koronararterien im zugehörigen Angiogramm entspricht. Gründe für vorhandene Ungenauigkeiten sind zum einen, dass keine Informationen darüber vorliegen, zu welchem Zeitpunkt des Herzzyklus die Koronarangiogramme aufgenommen wurden. Deshalb ist es möglich, dass die Aufnahmen der Koronararterien nicht während der gleichen Kontraktionsphase des Herzens erfolgten, und somit die Koronararterien in den Datensätzen einen unterschiedlichen Verlauf aufweisen. Es ist daher notwendig zu überprüfen, ob die Kenntnis der genauen Herzphase eine verbesserte Darstellung ermöglicht. Ein weiterer Grund könnte sein, dass der Patient während den Aufnahmen nicht genau im Isozentrum lag; um solche Ungenauigkeiten zu korrigieren, ist es dem Benutzer möglich, die Projektionswinkel sowie den Abstand zwischen virtueller Detektorebene und Isozentrum und ebenso zwischen virtuellem Isozentrum und Röntgenquelle anzupassen.

Besondere Probleme traten bei der Registrierung von DRR und Angiogramm auf. Die Wahl der Metrik spielt bei der Registrierung eine entscheidende Rolle. Durch die Verwendung einer Mutual Information Metrik konnte überhaupt keine Überlagerung von DRR und Angiogrammen erreicht werden. Erst nach Anwendung eines Gradientenfilters auf einen kleineren Bildausschnitt, wodurch in beiden Datensätzen Kanten hervorgehoben werden, und damit die Ränder der Koronararterien ähnliche Grauwerte erhalten, konnte die Registrierung erst erfolgreich durchgeführt werden. Da weiter das Registrierungsergebnis von der richtigen Wahl der Region of Interest abhängt, ist es unter Umständen sinnvoll darüber nachzuden-

ken, eine Möglichkeit zu integrieren, die eine manuelle Anpassung der Registrierung ermöglicht. Alternativ könnte eine Vorsegmentierung der Koronararterien in den Angiogrammen verbesserte Ergebnisse liefern. Dies würde allerdings den Anforderungen an ein automatisiertes Verfahren widersprechen.

Trotz dieser noch vorhandenen Ungenauigkeiten bei der Registrierung, bietet dieses Verfahren dem Kardiologen bereits eine Möglichkeit, durch die Paralleldarstellung von DRR und Angiogramm über die graphische Benutzeroberfläche einen direkten Vergleich der beiden Bildmodalitäten vorzunehmen. Beispielsweise können korrelierende Anomalien wie Verkalkungen und Stenosen vergleichend betrachtet werden. Somit kann das Vertrauen des Kardiologen in die Computertomographie als Diagnoseverfahren gestärkt werden. Ein weiterer Vorteil ist dadurch gegeben, dass nach Generierung der DRRs beide Äste der Koronararterien gleichzeitig dargestellt werden, wohingegen die Koronarangiographie während eines Untersuchungsvorgangs nur die Darstellung der rechten oder linken Koronararterie ermöglicht.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden verschiedene Ansätze verfolgt, um die Registrierung der DRRs mit den Angiogrammen automatisch zu berechnen. Da die genannten Ungenauigkeiten sich durch die Verwendung von Näherungswerten in den einzelnen Verfahrensschritten fortsetzen können, wäre es gut zu testen, inwieweit die Ergebnisse verbessert werden können, wenn die Projektionsparameter gegeben sind, sowie Datensätze vorliegen, die dem gleichen Herzzyklus zugeordnet werden können. Erst damit ist eine abschließende Bewertung des hier entwickelten Verfahrens möglich.

Zusammenfassung

Herz-Kreislauf-Erkrankungen zählen zu den häufigsten Todesursachen in den westlichen Industrienationen. Die Untersuchung des Koronararteriensystems ist deshalb besonders wichtig, um mögliche Erkrankungen rechtzeitig zu diagnostizieren. Gegenwärtig stellt das invasive Verfahren der Koronarangiographie den Goldstandard als Untersuchungsverfahren dar. Bei der Mehrschicht-Spiral-Computertomographie handelt es sich um ein nicht invasives Verfahren, das die präzise Darstellung des gesamten Koronararterienbaums erlaubt. Obwohl durch aktuelle Studien gezeigt werden konnte, dass diese Methode im Vergleich zur Koronarangiographie identische Informationen über mögliche Anomalien (Stenosen, Plaques) des Koronararteriensystems liefert, hat sich dieses Verfahren noch nicht vollständig durchgesetzt.

Um das Vertrauen in die Computertomographie als Untersuchungsmethode für das Koronararteriensystem zu erhöhen, soll es dem Mediziner mit dem in dieser Arbeit entwickelten Matchingverfahren ermöglicht werden, mit geringem Zeitaufwand die Informationen über das Koronararteriensystems aus beiden bildgebenden

Verfahren vergleichen zu können.

Das Verfahren basiert auf einer künstlichen Erzeugung von Projektionsbildern aus CT-Datensätzen des Thorax und einer anschließenden Registrierung dieser mit den entsprechenden Koronarangiogrammen. Im Rahmen dieses Verfahrens wurde als neuer Ansatz zur Eliminierung störender Strukturen eine automatische Maskierung der inneren Herzstrukturen vorgenommen. Dieser Schritt bildete eine wesentliche Grundlage, um ein Matching der beiden Bildmodalitäten überhaupt durchführen zu können. Durch die Automatisierung der einzelnen Prozesse erfordert dieses Verfahren nur eine minimale Interaktion des Mediziners. Zur Visualisierung der Ergebnisse steht dem Arzt eine komfortable graphische Benutzeroberfläche zur Betrachtung und Auswertung der Ergebnisse zur Verfügung.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Das Herz. Ansicht von dorsal-caudal. Quelle: [Net00], Tafel 202 .	3
2.2	Die rechte Koronararterie (<i>Arteria coronaria dextra</i>). Ansichten von schräg vorne links (LAO = Left anterior oblique) und schräg vorne rechts (RAO = Right anterior oblique). Quelle: [Net00], Tafel 206.	4
2.3	Die linke Koronararterie (<i>Arteria coronaria sinistra</i>). Ansichten von schräg vorne links (LAO = Left anterior oblique) und schräg vorne rechts (RAO = Right anterior oblique). Quelle: [Net00], Tafel 207.	5
2.4	Verlauf der Atherosklerose im Zusammenhang mit der Koronaren Herzkrankheit. Quelle: [HEX].	7
2.5	Abschwächung eines einzelnen Röntgenstrahls s , der ein <i>inhomogenes</i> Medium durchdringt.	9
2.6	Die Position des Bildverstärkers (BV) des C-Bogens bezüglich des Patienten wird durch zwei Rotationswinkel beschrieben. (a) Rotation um die Längsachse des Patienten (RAO/LAO). (b) Rotation um die Transversalachse des Patienten (CRAN/CAUD).	11
2.7	Koronarangiogramme aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen. (a)–(b) linke Koronararterie, (c)–(d) rechte Koronararterie.	12
2.8	Sequentielle CT (links) und Spiral-CT (rechts). Quelle: Modifiziert nach [Sol06].	13
2.9	Relative Abschwächungskoeffizienten verschiedener Gewebestrukturen in Hounsfield-Einheiten (HE). Quelle: [LOPR97], Seite 50. .	14
2.10	Einige beispielhafte DICOM-Tags. Die <i>Transfer Syntax UID</i> gibt Auskunft über das verwendete Kompressionsverfahren.	15
2.11	Beispiel einer <i>MetaImage</i> Headerdatei.	16
3.1	Verschiedene Transformationskennlinien. (a) Negativtransformation, (b) Grauwertspreizung, (c) Thresholding.	20
3.2	Das Prinzip der Filterung am Beispiel einer 3×3 Filtermaske h . .	21
3.3	Beispiel eines Medianfilters. Ausreißer im Eingangsbild (links) werden eliminiert, während die Objektkanten erhalten bleiben.	22

3.4	Beispiel einer Erosion, $f \ominus h$, und Dilatation, $f \oplus h$, mit einem (3×3) -Strukturelement h	23
3.5	Differenzoperator zur Berechnung des Gradienten in x - und y -Richtung.	24
3.6	Klassifikationsschema der Registrierungsverfahren nach [MV98].	29
4.1	Konzept für das zu entwickelnde Matchingverfahren.	30
4.2	Projektionsmodell des virtuellen Röntgensystems.	31
4.3	Die perspektivische Projektion.	32
4.4	Künstlich erzeugte Projektionsbilder aus einem CT-Datensatz des Thorax.(a) Das Herz wird von der Wirbelsäule und den Rippen verdeckt und ist nur schemenhaft zu erkennen. (b) Die Form des Herzens ist nach Maskierung des CT-Datensatzes erkennbar, die Koronararterien sind aber nicht sichtbar.	34
4.5	Automatische Extraktion des Herzens aus den axialen Schichten eines CT-Datensatzes. (a) Original CT-Datensatz. (b) Vorsegmentierter CT-Datensatz, der nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ enthält. (c) Binäre Herzmaske. (d) Multiplikation des CT-Datensatzes aus (a) mit der binären Herzmaske aus (c).	36
4.6	Axiale Schichten des vorsegmentierten CT-Datensatzes, der nur noch die Grauwerte $G = \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ enthält. Die beiden höchsten Label 4 und 5 können den kontrastmittelgefüllten Herzstrukturen, sowie den umliegenden Knochen zugeordnet werden.	37
4.7	Axiale (a), sagittale (b) und coronale (c) Schichten des vorsegmentierten CT-Datensatzes. (d) - (f) zeigen die entsprechenden Schichten nach Anwendung des Thresholdings. Die Koronararterien sind in den einzelnen Schichten als kleine Strukturen identifizierbar (blaue Pfeile).	38
5.1	Die graphische Benutzeroberfläche der <i>Medical Imaging Platform</i> mit den drei Standardansichten <i>axial</i> (unten links), <i>sagittal</i> (unten rechts) und <i>coronal</i> (oben links), sowie einer 3D-Ansicht (oben rechts).	43
5.2	Axiale Schicht des binären Datensatzes vor (a) und nach (b) Erosion.	45
5.3	Axiale (a), coronale(b) und sagittale (c) Schicht des binären Datensatzes nach Erosion. Die linke Koronararterie (blaue Pfeile) ist in (a) durch eine langgestrecktes Objekt identifizierbar, während sie in (b) und (c) einem kreisförmigen Objekt zugeordnet werden kann.	46
5.4	Die Generierung der in dieser Arbeit entwickelten binären Maske wird durch Setzen der Checkbox <i>Create mask for DRR generation</i> über den Button <i>Mask</i> im <i>Cardiac Mask</i> Panel der MIP gestartet.	47
5.5	Generierte DRRs. (a) Schwellwert = 0. (b) Schwellwert = 1200.	51
5.6	Basiskomponeten des ITK-Registrierungsframeworks. Quelle: [ISN+05], Seite 316.	52

5.7	Gradientenbetragsbilder. (a) Angiogramm. (b) DRR.	53
5.8	Panel zur Generierung der DRRs und zur fusionierten Darstellung dieser mit den entsprechenden Angiogrammen.	56
5.9	Die für die Registrierung erforderlichen ROIs werden vom Benutzer selektiert.	56
5.10	Der Benutzer hat durch eine Checkerboard-Ansicht die Möglichkeit, die Qualität der Registrierung visuell zu überprüfen.	57
5.11	Die fusionierte Darstellung der Datensätze nach Anwendung der Transformationsparameter auf den gesamten Datensatz. Der Opazitätsfaktor gibt den Grad der Überblendung an und kann vom Benutzer frei gewählt werden.	57
6.1	Zwei repräsentative axiale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.	59
6.2	Zwei repräsentative coronale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.	60
6.3	Zwei repräsentative sagittale Schichten des CT-Datensatzes CT1.mhd vor ((a) und (b)) und nach Anwendung der binären Herzmaske ((b) und (d)). Die Koronararterien sind im Vergleich zu den übrigen kontrastverstärkten Herzstrukturen nicht ausmaskiert. Um den Verlauf der Koronararterien besser erkennen zu können, wurde für beide Ansichten ein kleineres Grauwertfenster gewählt.	60
6.4	3D-Ansichten in <i>Maximum Intensity</i> -Projektion des CT-Datensatz CT1.mhd. (a) – (b) Anwendung der Herzmaske nach dem Verfahren von [Jäh]. (c) – (d) Anwendung der in dieser Arbeit erweiterten Herzmaske.	61
6.5	3D-Ansichten in <i>Maximum Intensity</i> -Projektion des CT-Datensatz CT2.mhd (a) – (b) Anwendung der Herzmaske nach dem Verfahren von [Jäh]. (c) – (d) Anwendung der in dieser Arbeit erweiterten Herzmaske.	62
6.6	Generierte DRRs aus dem CT-Datensatz CT2.mhd. (a) RAO -55°/CRAN 0°. (b) LAO 45°/CRAN 30° (c) RAO 60°/CAUD 20°. (d) AP View (RAO/LAO 0°).	64
6.7	Automatische Erzeugung der DRRs aus dem CT-Datensatz CT1.mhd (a) – (c) generierte DRRs (d) – (f) entsprechend Angiogramme anhand deren die Projektionsparameter bestimmt wurden.	65

6.8	Vergleich von generiertem DRR ((a) – (b)) und Angiogramm ((c) – (d)).	66
6.9	Registrierung von generiertem DRR mit entsprechendem Angiogramm.(a) ROI des DRRs. (b) ROI des Angiogramms (c) Checkerboard-Ansicht des Registrierungsergebnisses. (d) fusionierte Darstellung von DRR und entsprechendem Angio nach Transformation des DRRs.	68

Literaturverzeichnis

- [Ass] National Electrical Manufacturers Association. DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine. URL: <http://medical.nema.org/dicom/2006/>. RecherchedatumVersion vom 03.11.2006.
- [Deu] Statistisches Bundesamt Deutschland. Todesursachen 2004. URL: <http://www.destatis.de/presse/deutsch/pm2005/p4600092.htm>. Recherchedatum vom 03.11.2006.
- [DL] CADDLab Computer Aided Diagnosis and Display Lab. MetaIO – Medical Image I/O Made Simple. URL: <http://caddlab.rad.unc.edu/software/MetaIO/MetaIO-Introduction.htm>.
- [EaSK97] J. Encarnação, W. Straßer, and R. Klein. *Graphische Datenverarbeitung 2*. R. Oldenbourg, 4th edition, 1997.
- [FvDFH97] J.D. Foley, A. van Dam, S.K. Feiner, and J.F. Hughes. *Computer Graphics - Principles and Praticce*. Addison-Weseley, 2nd edition, 1997.
- [GHL04] M. Garcia, M. Hoffmann, and J. Lessick. Catscan (coronary assessment by ct scanning and catheter angiography): Protocol of a multi-center trial. *MEDICAMUNDI*, 48/3:30–35, 2004.
- [GML] U. Gleichmann, H. Mannebach, and P. Lichtlen. Bericht über Struktur und Leistungszahlen der Herzkatheterlabors in der Bundesrepublik Deutschland. URL: <http://www.dgk.org/leitlinien/Bericht13.htm>. Recherchedatum vom 08.12.2006.
- [Han00] H. Handels. *Medizinische Bildverarbeitung*, pages 7 – 33. Teubner, 2000.
- [HBT⁺05] R. Haberl, E. Böhme, J. Tittus, B. Richartz, A. Czernik, J. Buck, and P. Steinbigler. The role of multislice spiral CT in clinical cardiology. *MEDICAMUNDI*, 48/1:14–19, 2005.

- [HEX] HEXAL – Herz und Kreislauf. Koronare Herzkrankheit. URL: http://www.herz.hexal.de/erkrankungen/koronare_herzkrankheit/ursachen.php.
- [HSBOa] L.G. Haw, Schroeder S., C. Becker, and B. Ohnesorge. Coronary CTA & conventional angiography standard projections – corresponding views. *Siemens SOMATOM SESSIONS - Case reports from HEARTView CT*, Special Issue III:5–7.
- [HSBOb] L.G. Haw, Schroeder S., C. Becker, and B. Ohnesorge. Coronary CTA & conventional angiography standard projections – corresponding views. *Siemens SOMATOM SESSIONS - Case reports from HEARTView CT*, Special Issue III:5–7.
- [ISN⁺05] L. Ibáñez, W. Schroeder, L. Ng, J. Cates, and the Insight Software Consortium. *The ITK Software Guide*. 2nd edition, 2005.
- [Jae02] B. Jaehne. *Digitale Bildverarbeitung*. Springer, 2002.
- [Jäh] M. Jähne. Automatische Extraktion des Herzens aus kontrastverstärkten Schichtaufnahmen des Thorax. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Mathematik, November 2005.
- [LOPR97] T. Lehmann, W. Oberschelp, E. Pelikan, and R. Repges. *Bildverarbeitung für die Medizin*. Springer, 1997.
- [Mor95] H. Morneburg, editor. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Publicis Corporate Publishing, 3rd edition, 1995.
- [MV98] J.B.A. Maintz and M. A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2:1–37, 1998.
- [Net00] F. H. Netter. *Atlas der Anatomie des Menschen*. Thieme, 2000.
- [Ots79] N. Otsu. A threshold selection method from gray level histograms. *IEEE Trans. Systems, Man and Cybernetics*, 9:62–66, 1979.
- [PP01] A. R. Parsi and E. Parsi. *Kardiologie – Angiologie*. Urban & Fischer, 2001.
- [Psc02] W. Pschyrembel. *Pschyrembel. Klinisches Wörterbuch*. Walter de Gruyter, 259. edition, 2002.
- [PTVF92] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, and B. Flannery. *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, 2nd edition, 1992.
- [Sch02] J. S. Schwegler. *Der Mensch. Anatomie und Physiologie*, chapter 3, pages 123 – 141. Thieme, 2002.

- [Sei] M. Seitel. Segmentierung von 3D-MRI Volumendatensätzen. Diplomarbeit. Fachhochschule Furtwangen, Fachbereich Informatik, August 2003.
- [SHC05] J. Smart, K. Hock, and S. Csomor. *Cross-Platform GUI Programming with wxWidgets*. Prentice Hall, 2005.
- [SML02] S. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen. *The Visualization Toolkit. An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*. Kitware, Inc., 3rd edition, 2002.
- [Sol06] SIEMENS Medical Solutions. Computertomographie. geschichte und technologie. URL: http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rg_marcom_FBAs/files/Patienteninformationen/CT_Geschichte_Technologie.pdf, 2006.
- [Sys06] TOSHIBA Medical Systems. Clinical advancements in volumetric CT. URL: <http://medical.toshiba.com/clinical/cardiology/aquilioncfxseries-716-716-460.htm>, 2006.
- [TV98] E. Trucco and A. Verri. *Introductory Techniques for 3-D Computer Vision*. Prentice Hall, 1998.
- [Vio] P. A. Viola. Alignment by Maximization of Mutual Information. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, Artificial Intelligence Laboratory, 1995.
- [Yoo04] T.S. Yoo. *Insight into Images - Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis*. AK Peters, 2004.