



Fachbereich 4: Informatik



Fraunhofer

Institut
Graphische
Datenverarbeitung

Abteilung A7: Cognitive Computing &
Medical Imaging

Quantifizierung und Visualisierung von Narbenbereichen des Myokards

Diplomarbeit

zur Erlangung des Grades einer Diplom-Informatikerin
im Studiengang Computervisualistik

vorgelegt von

Diana Wald

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

Zweitgutachter: Stefan Wesarg (FHG, Institut für Graphische Datenverarbeitung, A7)

Koblenz, im August 2006

Institut für Computervisualistik
AG Computergrafik
Prof. Dr. Stefan Müller
Postfach 20 16 02
56 016 Koblenz
Tel.: 0261-287-2727
Fax: 0261-287-2735
E-Mail: stefanm@uni-koblenz.de



U N I V E R S I T Ä T
K O B L E N Z · L A N D A U

Fachbereich 4: Informatik

Aufgabenstellung für die Diplomarbeit
von Diana Wald
(Matr.-Nr. 200210535)

Thema: Quantifizierung und Visualisierung von Narbenbereichen des Myokards

Nach einem Herzinfarkt (chronische Ischämie) oder aufgrund anderer Ursachen wie Myokarditis entstehen linksventrikuläre regionale Wandbewegungsstörungen. Diese können entweder durch Narbengewebe, d.h. nekrotischem (avitales) Myokard oder durch vitales, jedoch nicht kontrahierendes Myokard verursacht sein.

Für die Beurteilung der Ausdehnung und für die spätere Behandlung ist es daher von Bedeutung, dieses Narbengewebe dreidimensional darzustellen. Durch diese Darstellung wird ermöglicht, die genaue Größe, Lage und den Transmuralitätsgrad (= Anteil des avitalen zum vitalen Myokard) der Erkrankung abzuschätzen. Wobei nicht nur Messungen des subendokardialen Nekrosevolumens sondern auch zum komplementären subepikardialen intakten Myokard von wissenschaftlichem Interesse ist.

Da die Late-Enhancement-Bilddatensätze in 3D-Technik aufgenommen werden, wird eine räumliche Darstellung von Narbengröße und Lokalisation angestrebt. Hierbei soll eine automatische Narbenkonturerkennung entwickelt und in 3D visualisiert werden. Durch anatomische Integration von Multi-Slice-CINE mit 3D Late-Enhancement-Bilddatensätzen sollen diese animiert im 4D visualisierten Kontraktionsablauf des linken Ventrikels dargestellt werden.

Die inhaltlichen Schwerpunkte der Arbeit sind somit:

1. Extraktion der Narbenbereiche aus den Late-Enhancement-Daten unter Zuhilfenahme der Multi-Slice-CINE-Daten
2. Automatische Quantifizierung von Myokardnekrosen (Größe und Transmuralitätsgrad)
3. Visualisierung der Analyseergebnisse und automatische 3D-Darstellung von Myokardnekrosen
4. Image-Merging von Infarkt volumen und CINE-Datensätzen zur Darstellung von Infarktgewebe im Kontraktionsablauf des Herzens

Koblenz, den 01.03.2006

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)

Übersicht

Die vorliegende Diplomarbeit thematisiert die quantitative Analyse und die Visualisierung von Infarktgewebe des linken Herzmuskels. Im Mittelpunkt der Untersuchung steht das Ausmaß der Narbe und deren Deformation über den Herzzyklus. Für die Narbenausdehnung stehen so genannte Late-Enhancement-Daten zur Verfügung, die das avitale Gewebe durch ein Kontrastmittel hervorheben. Anhand von automatisierten Verfahren wird die Narbe aus den Bilddaten extrahiert und auf ihre Größe, Lokalisation und Transmuralität quantifiziert. Die Transmuralität gibt dabei das lokale Verhältnis zwischen der Herzwand- und der Narbenbreite an. Des Weiteren wird die Narbe für die Beurteilung der Beschaffenheit dreidimensional in dem Analysefenster dargestellt. Der Mediziner kann durch das entwickelte Verfahren innerhalb kürzester Zeit Aussagen über das Ausmaß und den Ursprung des Herzinfarktes treffen und zudem die Ergebnisse durch verschiedene visuelle Darstellungen kontrollieren. Die Deformation des Narbengewebes über den Herzzyklus und deren Integration mit den dynamischen Cine-Daten wurde bereits in einer vorangegangenen Diplomarbeit umgesetzt. Im Rahmen dieser Arbeit wird eine visuelle Verbesserung der Deformationsergebnisse angestrebt, die das Narbengewebe aus den Volumendaten extrahiert. Das avitale Gewebe wird durch das Eliminieren von uninteressanten Bildinformationen hervorgehoben und verbessert somit die visuelle Analyse der Narbendeformation über den Herzzyklus. Beide Verfahren liefern eine detaillierte und eindeutige Analyse des Infarktgewebes, die die manuelle Untersuchung in der klinischen Praxis ergänzen kann.

Abstract

This work represents a quantitative analysis and visualisation of scar tissue of the left ventricular myocardium. The scar information is shown in the late enhancement data, that highlights the avital tissue with the help of a contrast agent. Through automatic methods, the scar is extracted from the image data and quantifies the size, location and transmuralität. The transmuralität shows a local measurement between the heart wall and the width of the scar. The developed methods help the cardiologist to analyse the measurement, the reason and the degree of the heart failure in a short time period. He can further control the results by several visual presentations. The deformation of the scar tissue over the heart cycle is implemented in another scientific work. A visual improvement of the deformation result which extracts the scar out of the data is aspired. The avital tissue is shown in a more comfortable way by eliminating the unnecessary image information and therefore improves the visual analysis of the pumping heart. Both methods show a detailed analysis of the scar tissue. This supports the clinic practical throughout the manual analysis.

Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle meinen Betreuern danken.

Besonderer Dank gilt Stefan Wesarg für seine stets kompetenten Antworten auf alle meine Fragen und seine hilfsbereite Unterstützung während der Arbeit.

Ich danke meinem Prüfer Prof. Stefan Müller und meinem zweiten Betreuer Matthias Biedermann für die vielen Anregungen und Ratschläge.

Für eine intensive Einführung in die Kardiologie und die Beantwortung medizinischer Fragen, möchte ich mich bei Dr. med. Degen vom St. Nikolaus Stiftshospital in Andernach bedanken.

Ein Dankeschön für das Korrekturlesen geht an Verena Krott, Stefan Wesarg und Juliane Wald.

Ein weiterer Dank geht an Verena Würbel für die schöne Studienzeit und die produktiven Lernphasen. An Frank Lukas für seine lieben und motivierenden Worte in den nicht immer leichten Zeiten.

Als letztes möchte ich mich herzlich bei meinen Eltern bedanken, die mir das Studium finanziell ermöglichten und mich darüber hinaus in schwierigen Phasen unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Überblick	2
2	Medizinische und technische Grundlagen	5
2.1	Bildakquisition: Magnetresonanztomograph (MRT)	5
2.1.1	Die Bildentstehung	6
2.1.2	Das Kardio-MRT	7
2.1.3	MRT Untersuchung	7
2.1.4	MRT Bildaufnahmetechnik	10
2.2	Das Herz	14
2.2.1	Anatomie des Herzens	14
2.2.2	Koronare Herzkrankheit (KHK)	15
2.3	Die Narbendiagnostik	18
2.3.1	Narbenentstehung und -eigenschaften	18
2.3.2	Diagnostik und die Bildaufnahmetechnik (LE)	20
2.4	Bildspeicherung	22
2.4.1	DICOM	23
2.4.2	Meta Image	23
2.5	Bildverarbeitung	24

2.5.1	Filteroperatoren	24
2.5.2	Segmentierung	26
2.5.3	Registrierung	29
2.6	Visualisierung	30
2.6.1	Visualisierungs Pipeline	31
2.6.2	Marching Cubes	31
3	Stand der Wissenschaft der Narbendiagnostik	35
3.1	Praxisanwendung	35
3.2	Theoretische Ansätze	37
3.2.1	View Forum 4.1 Cardiac MR Analysis Software (Philips)	37
3.2.2	HeAt - Heart Analysis Tool	39
3.2.3	Argus Software (Version 2002B) - Siemens	40
3.2.4	Unterschiedliche Schwellwertverfahren für eine optimale Narbensegmentierung aus den LE-Daten	41
4	Konzept	43
4.1	Anforderungsanalyse	43
4.2	Quantifizierung und Deformation des Narbengewebes	44
4.2.1	Quantifizierung des Narbengewebes	45
4.2.2	Deformation der Narbe über den Herzzyklus	57
5	Implementierung und Design	59
5.1	Medical Imaging Platform (MIP)	59
5.2	Integration in das Framework	61
5.3	Implementierung der Narbenquantifizierung	64
5.3.1	Registrierung	65
5.3.2	Maskengenerierung	65

5.3.3	Maskierung	68
5.3.4	Segmentierung	69
5.3.5	Quantifizierung	71
5.3.6	Darstellung der Quantifizierungsergebnisse	77
5.3.7	Korrektur der Analyseergebnisse	79
5.4	Implementierung der visuellen Verbesserung der Narbendeformation	81
5.5	Design des Analysefensters	81
6	Auswertung und Diskussion	85
6.1	Verwendetes Datenmaterial	85
6.2	Ergebnisse der Narbenquantifizierung	86
6.2.1	Auswertung der bestehenden Registrierung	87
6.2.2	Auswertung der Maskengenerierung und Maskierung	90
6.2.3	Auswertung der Narbensegmentierung	92
6.2.4	Auswertung der Analysekorrektur	93
6.2.5	Auswertung der Narbenquantifizierung	95
6.2.6	Auswertung des Rechenaufwandes	100
6.2.7	Vergleich zu anderen Verfahren	101
6.2.8	Zusammenfassung	102
6.3	Ergebnis der visuellen Verbesserung der Narbendeformation	105
7	Zusammenfassung und Ausblick	109
7.1	Zusammenfassung	109
7.2	Ausblick	111
A	Analyseergebnisse der Narbenquantifizierung	I

Kapitel 1

Einleitung

Der Herzinfarkt gehört zu den häufigsten Todesursachen der westlichen Welt. Durch den Verschluss oder die Verengung eines Herzkranzgefäßes wird das Herzmuskelgewebe mit Sauerstoff unterversorgt und die Herzmuskelzellen sterben ab. Dieser nekrotische Bereich wird als Infarktgewebe bezeichnet und kann nicht mehr aktiv an der Pumpleistung des Herzens teilnehmen. Für die Beurteilung der Herz-Kreislauf-Erkrankungen benötigt der Kardiologe Bildmaterialien des schlagenden Herzens. Ein nicht-invasives Untersuchungsverfahren ist das Akquirieren von dynamischen Magnetresonanztomographiedaten über den Herzzyklus. Durch diese so genannten Cine-Daten können verschiedene Herzfunktionen wie Herzwanddickenveränderung, -bewegungsstörung und Volumen analysiert werden. Das Infarktgewebe wird durch ein Kontrastmittel visuell in einem statischen Datensatz hervorgehoben und erlaubt die Quantifizierung und Lokalisierung des avitalen Bereiches. Diese Daten werden als Late-Enhancement bezeichnet und gehören zum Standard der Untersuchung von Herzinfarkt-Patienten.

In der klinischen Praxis wird das Infarktgewebe überwiegend manuell quantifiziert und analysiert. Zum klinischen Alltag eines Mediziners gehören heutzutage neben den computergestützten bildgebenden Verfahren auch semi- oder voll-automatische Bildanalyse-Software-Verfahren. In den vergangenen Jahren wurde versucht ein Verfahren zu entwickeln, welches die Infarktnarbe aus den Bilddaten extrahiert und im Anschluss quantifiziert. Der Erfolg eines automatisierten Verfahrens blieb allerdings aus. Die meisten Entwicklungen basieren auf manuellen Kontureinzeichnungen oder erfordern aufwendige Korrekturen durch den Mediziner. Das Ziel dieser Diplomarbeit besteht

daher in der Entwicklung eines automatisierten Verfahrens zur Quantifizierung des Narbengewebes. Da die Late-Enhancement-Daten in 3D-Technik aufgenommen wurden, wird eine räumliche Darstellung von Narbengröße, Transmuralitätsgrad und Lokalisation angestrebt. Neben den Analyseergebnissen soll eine automatische dreidimensionale Darstellung der Myokardnekrose eindeutig visualisiert werden. Durch anatomische Integration des Infarkt Volumens und der Cine-Daten soll das avitale Gewebe im Kontraktionsablauf des Herzens dargestellt werden, um Verformungen der Narbe während des Zyklus analysieren zu können.

Der Algorithmus soll in einer am Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung entwickelte Bildverarbeitungsplattform in C++ umgesetzt werden.

1.1 Überblick

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über die Inhalte der einzelnen Kapitel und bildet somit eine Orientierungshilfe für den Leser.

In Kapitel 2 werden zunächst die medizinischen und technischen Grundlagen geschaffen, die für diese Arbeit relevant sind. Die Grundlagen der Medizin sind im einzelnen die Beschreibungen der Bildakquisition des Magnetresonanztomographen, der Aufbau des Herzens und die Diagnostik der Infarkt narbe. Die technischen Grundlagen bilden die Informatikbereiche der Bildverarbeitung und der Visualisierung, die beide aufgrund ihrer Komplexität grob beschrieben werden.

Kapitel 3 beinhaltet den wissenschaftlichen Stand der Narbendiagnostik. Hier wird zwischen der praktischen Anwendung und den theoretischen Ansätzen unterschieden. Die Ansätze unterteilen sich in Methoden aus der Forschung und existierende Softwareprodukte der Narbenanalyse. Dort werden bereits einige Verfahren für den Vergleich zu dem im Rahmen der Diplomarbeit entwickelten Programm ausgeschlossen.

Die Konzepte der Quantifizierung und Deformation des Narbengewebes werden in Kapitel 4 getrennt voneinander vorgestellt. Die Narbenquantifizierung baut auf die bereits existierende Funktionsanalyse und Registrierung auf. Die Ergebnisse dieser Verfahren werden für die Maskierung der Narbenbilder verwendet, um den folgenden Segmentierungsschritt des Infarktgewebes zu vereinfachen. Die Narbenextrahierung erfolgt durch ein automatisches Schwellwertverfahren und wird im Anschluss auf ihre Eigenschaften hin quantifiziert. Die Analyseergebnisse werden dem Anwender in einem separaten Fenster dargestellt. Die Deformation des Narbengewebes wurde bereits in der Diplomarbeit von S. Nowak [1] berechnet, implementiert und bewertet. In dieser Arbeit wird eine visuelle Verbesserung der Deformationsergebnisse durch die exakte Maskierung der Narbenbilder

angestrebt.

In Kapitel 5 wird die praktische Umsetzung der Narbenquantifizierung und der visuellen Verbesserung der Deformationsergebnisse beschrieben. Weiterhin wird die Integration der Arbeit in die Medical Imaging Platform (MIP) erläutert, die ein plattformunabhängiges Software-Toolkit für den medizinischen Bereich ist. Die Implementierung der eigenen Arbeit erfolgt in C++ und unter Verwendung der in die MIP eingebundenen Open Source Bibliotheken ITK, VTK, wxWidgets, boost und Doxygen.

Die Analyseergebnisse und die Ergebnisse der visuellen Verbesserung der Narbendeformation werden in Kapitel 6 vorgestellt und diskutiert. Abschließend fasst Kapitel 7 die gesamten Erkenntnisse und Ergebnisse dieser Arbeit zusammen und zeigt im Ausblick mögliche Weiterentwicklungen von ungelösten Problemen.

Kapitel 2

Medizinische und technische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die medizinischen und technischen Grundlagen geschaffen werden, um die erarbeiteten Verfahren und Probleme in den nächsten Kapiteln besser verstehen zu können. Da in dieser Diplomarbeit ausschließlich mit Bildern des Herzens vom Kardio-MRT gearbeitet wird, erläutert der folgende Abschnitt den Magnetresonanztomographen und dessen Bildentstehung. Anschließend folgen die medizinischen Grundlagen des Herzens, der koronaren Herzerkrankungen, sowie eine Erläuterung der Narbenbildung und deren Diagnosetechniken. Zusätzlich beinhaltet dieses Kapitel eine Einführung in die digitale Bildverarbeitung sowie in die Visualisierung von Bilddaten.

2.1 Bildakquisition: Magnetresonanztomograph (MRT)

In der Diagnostik der koronaren Herzkrankheiten verfügt die Kardiologie in der heutigen Zeit über eine breite Palette von nicht invasiven Verfahren. Beispielsweise sei hier das Ruhe- / Belastungs-EKG und das Ruhe- / Stress- Echokardiographie zu nennen. Der zum Teil kombinierte Einsatz der verschiedenen Methoden ermöglicht in der Regel eine exakte Diagnose, womit die weitere Vorgehensweise bzw. die Behandlung fest gelegt werden kann. Für diese Art der Diagnostik sind jedoch oft aufeinander folgende Untersuchungsabläufe erforderlich, die nicht nur kostspielig und zeitaufwendig sind, sondern ein schnelles, nicht selten lebenswichtiges Handeln erschweren. Dank

weiterer Entwicklungen und ultraschneller Messtechniken ist es in den letzten Jahren möglich geworden, das schlagende Herz mittels MRT, dem so genannten Kardio-MRT, zu untersuchen. Dabei handelt es sich bei der Magnetresonanztomographie (MRT) um eine diagnostische Technik zur Darstellung der inneren Organe und Gewebe mit Hilfe von Magnetfeldern und Radiowellen. Zudem erlaubt die MRT, im Gegensatz zu den anderen Techniken, in einem einzigen Untersuchungsdurchgang umfassende Informationen zur Morphologie, Funktion, Durchblutung (Perfusion) und Vitalität des Herzens zu gewinnen. Zusammenfassend liefert dieses Verfahren aussagekräftige Ergebnisse innerhalb einer Untersuchung und weist dazu geringe Nebenwirkungen auf. [2][3]

Der hinter dem Prinzip des Magnetresonanztomographen stehende Kernspin wurde 1946 von Bloch und Purcell unabhängig voneinander entdeckt und kurz darauf in der Physik und Chemie angewandt. Die Weiterentwicklung zu einer Technik in der Medizin, mit Hilfe derer Schnittbilder erzeugt werden können, wurde im wesentlichen durch Lauterbur und Mansfield im Jahr 1973 vorangetrieben. Ende der siebziger Jahre wurde das MRT erstmals am Patienten angewandt. Mit der Entwicklung immer leistungsfähigerer Geräte sowie optimierter Sequenzen gehört die Magnetresonanztomographie mittlerweile zum festen Bestandteil der medizinischen Diagnostik.

2.1.1 Die Bildentstehung

Die Bildentstehung beruht auf der Wechselwirkung zwischen einem starken Magnetfeld und eingestrahlten Radiowellen und kann wie folgt und ohne komplizierte physikalische Grundprinzipien beschrieben werden: Der menschliche Körper besteht aus Atomen, vor allem aus ungeordneten Wasserstoffatomen, die einen Kernspin haben. Durch ein sehr starkes Magnetfeld, welches sich im MRT befindet, werden die Spins in eine bestimmte Richtung gezwungen und stehen fortan unter einer gewissen Spannung. Mit Hilfe von Radiowellen können die Spins aus ihrer aufgezungenen Position ausgelenkt werden. Werden die Radiowellen wieder ausgeschaltet, so relaxieren die Spins in die Richtung zurück, die ihnen von dem Magnetfeld vorgegeben wird. Währenddessen senden die Atome Signale aus, die durch hochempfindliche Antennen gemessen werden. Ein Computer berechnet aus diesen Signalen mit Hilfe von mathematischen Verfahren ein Schnittbild. Im Gegensatz zur Computer-Tomographie (CT), bei der ebenfalls Schnittbilder erzeugt werden, hat die MRT den Vorteil, dass neben horizontalen auch andere Schnittebenen dargestellt werden können, ohne die Lage des Patienten zu verändern. Für den unterschiedlichen Bildkontrast und damit für die Differenzierung verschiedener Gewebestrukturen ist die Relaxationszeit von großer Bedeutung.

Die Relaxation misst die Zeit, die die Atomkerne nach der Störung durch das Radiowellenimpuls benötigen, um wieder in ihren Ausgangszustand zurückzukehren. Gewebestrukturen mit einer kürzeren Relaxationszeit erzeugen hierbei ein stärkeres Signal als Gewebe mit einer längeren Relaxationszeit. Detaillierte Informationen zur Theorie des MRT und deren Bildgebung können in [4] nachgelesen werden.

2.1.2 Das Kardio-MRT

Die Kardio-MRT ist ein spezielles Verfahren, mit dem das Herz aufgenommen und diagnostiziert werden kann. Vor der Einführung des Kardio-MRT, gab es hohe Anforderungen an die Gerätetechnik, insbesondere an die Feldstärke, das Gradientensystem, die Spulenkonfiguration und das Zusatzequipment für EKG-Triggerung und Patientenüberwachung. Ein beträchtliches Problem bei der Bilderzeugung in der Kardiologie stellt die unvermeidbare Eigenbewegung des Herzens und die schnelle Volumenverschiebung im Blutstrom dar. Um diagnostisch aussagekräftige Bilder gewinnen zu können, waren daher besonders kurze Aufnahmezeiten und eine hohe Detailauflösung erforderlich, wobei diese Faktoren von dem Gradientensystem abhängig sind. Dabei gilt: Je stärker das Gradientensystem, desto höher ist die mögliche Ortsauflösung und je schneller das Gradientensystem geschaltet werden kann, desto kürzer werden die Scanzeiten [5]. Nur die modernsten Kernspintomographen werden diesen Anforderungen gerecht und erlauben einen diagnostischen detailgenauen Einblick in das schlagende Herz. Die alternativen Untersuchungsmethoden können diesen Einblick nicht gewährleisten. Die MRT kann prinzipiell für die Darstellung der Anatomie, der Funktion, der Perfusion, den Nachweisen der Myokardvitalität und zur nicht invasiven Koronarangiographie inklusive Koronargefäßwandimaging verwendet werden. Die Kardio-MRT-Bildgebung ist mittlerweile der Goldstandard in der medizinischen Diagnostik.

Ein MRT Gerät der Firma GE (General Electric), das im St. Nikolaus St. Nikolaus Stiftshospital, Andernach in der Kardiologie verwendet wird, ist im Bild 2.1 a) dargestellt.

2.1.3 MRT Untersuchung

Die MRT Untersuchung ist für die optimale Bildqualität und somit für die Richtigkeit der medizinischen Diagnose verantwortlich. Sie lässt sich in 4 Schritte unterteilen: Aufklärung, Vorbereitung im Scanraum, Durchführung der Messungen und Auswertung der Daten.

Der erste Schritt beinhaltet die sorgfältige Aufklärung des Patienten über den Ablauf und das Ziel



(a)



(b)

Bild 2.1: MRT-Signa EXCITE 1,5T der Firma GE (General Electric). a) Magnetresonanztomograph, b) Kontrollraum für die Bildaufnahme, -bearbeitung und Patientenüberwachung.

der kernspintomographischen Untersuchung und ist zwingend notwendig. Dem Patienten kann die Angst genommen werden, und dies führt zu einer guten Mitarbeit, welches eine bessere Bildqualität und kürzere Untersuchungsdauer zur Folge hat. Als Basis zur Aufklärung eignen sich standardisierte Fragebögen, die vom Patienten selbstständig ausgefüllt werden. Danach erfolgt ein Gespräch zwischen Patient und Kardiologe, in dem die Besonderheit der Untersuchungsmethode erklärt und auf die möglichen Risiken (Gefährdungen der Methode sowie Nebenwirkungen von Medikamenten) hingewiesen werden. Diese Informationen werden für den Patienten auf einem Formular zusammengefasst und muss für die schriftliche Einwilligung der Untersuchung unterschrieben werden. Anschließend folgt die Vorbereitung im Scanraum, wobei dieser magnetisch abgeschirmt ist. Für eine optimale Bildqualität ist eine korrekte und bequeme Lage des Patienten auf dem Untersuchungstisch vorauszusetzen. Für die Untersuchung des Herzens wird in der Regel die Rückenlage gewählt. Als Lagerhilfen eignen sich besonders Kissen, Kniekeile aus Schaumstoff oder Sandkissen, um eventuelle Liegebeschwerden zu verhindern. Nachdem der Patient in

eine für ihn angenehme Lage gebracht wurde, wird das Zusatzequipment angeschlossen. Dieses besteht unter anderem aus einem Elektrogramm (EKG), welches für die Synchronisation der Messungen mit dem Herzzyklus verantwortlich ist. Die Methode der Synchronisation wird im Übrigen Triggerung genannt und ist für die Darstellung des Herzens zu verschiedenen Zeiten des Zyklus zuständig, sowie für die Unterdrückung von Artefakten durch die Herzbewegung und den Blutfluss. Zusätzlich zum EKG gibt es noch das so genannte Atemkissen, welches mit einem elastischen Gürtel über der unteren Thoraxapertur fixiert wird. Dieses kann zum einen zur Überwachung des Patienten z.B. zur Überprüfung der Atemhalt-Dauer und zum anderen als Trigger zur Unterdrückung von Atemartefakten genutzt werden. Für die MRT-Untersuchung des Herzens muss zusätzlich eine spezielle Oberflächenspule verwendet werden. Der Vorteil dieser Spulen liegt in der Verbindung eines guten Signal-Rausch-Verhältnisses mit einem größtmöglichen Field of View. Um die beste Bildqualität zu erhalten muss die Spule auf der Brustwand direkt aufliegen und das Herz muss sich mittig im Bereich zwischen den einzelnen Spulenelementen befinden. Zusätzliche Hilfsmittel für die Patientenüberwachung sind Pulsoximetrie, Blutdruckmessung, Temperaturmessung, visuelle Überwachung via Videokamera oder durch die gläserne Trennscheibe zwischen Kontroll- und Messraum (s. Abbildung 2.1(b)) und eine Gegensprechanlage mit der der Patient Kontakt mit dem Arzt aufnehmen kann. Weiterhin kann der Patient dem Untersucher während der Messung durch einen Alarmball anzeigen, dass ein akutes Problem vorliegt. Sobald das Zusatzequipment angeschlossen ist, folgt die richtige Positionierung des Patienten im MRT. Dies wird mit Hilfe eines schwachen Lasers gewährleistet, der die optimale Position des Patienten im Scanner ermittelt. Vor Beginn der Messungen werden Untersuchungsnummer und Patientendaten aus dem standardisierten Fragebogen (Name, Geburtsdatum, Geschlecht und Körpergewicht) auf der Messoberfläche eingegeben (für Speicherung der DICOM Datei s. Abschnitt 2.4.1). Anschließend kann mit der Messung begonnen werden. Nach Durchführung der Übersichtsmessungen über die anatomischen Verhältnisse im gesamten Thorax und den Mehrphasenaufnahmen in Lang- und Querschnittsrichtungen zur Funktionsbestimmung werden dann je nach Fragestellung weitere Untersuchungsmodule gewählt. Unter anderem kann eine Perfusionsuntersuchung, Vitalitätsprüfung, Stress-MRT, Flussmessung sowie Herzklappenuntersuchungen und eine anatomische Bilddarstellung an dem Patienten durchgeführt werden. Für eine genauere Beschreibung der einzelnen Untersuchungsmodule kann in [2], [3] sowie [7] nachgelesen werden. Weiterhin erfolgt im Kapitel 2.1.4 eine detaillierte Beschreibung der Bildaufnahmetechnik. Während den Messungen kann bereits eine erste visuelle Bewertung der rekonstruierten Bilder mit Hilfe von Nachbearbeitungs-Software, die z.B. Kontrast- und Helligkeits-Anpassungen sowie Vergrößerung mittels einer Zoomfunktion ermöglichen, auf dem Untersuchungsmonitor erfolgen. Mit dieser Möglichkeit kann der Kardiologe

die Untersuchungen durch zusätzliche Messungen interaktiv planen. Nachdem alle Untersuchungen abgeschlossen sind, kann der Patient aus dem Scanner gefahren und alle Kabelverbindungen vom Körper entfernt werden. Die endgültige Auswertung und weitere Nachbearbeitungen erfolgen meist an einem zusätzlichen Arbeitsplatz mit entsprechender Auswertungs-Software. Ein sorgfältiger und ausführlicher Befund bildet den Abschluss dieser Untersuchung. In diesem werden unter anderem Messergebnisse (z.B. Wanddicke, Ventrikeldurchmesser etc.), volumetrische Parameter (z.B. enddiastolisches und endsystolisches Volumen, Schlagvolumen, Herzzeitvolumen sowie Herzindex für den rechten und linken Ventrikel), Daten der Flussmessungen sowie Ergebnisse bzw. Diagnosen der unterschiedlichen Untersuchungsmodulen angegeben. Für weitere Informationen bezüglich der MRT-Untersuchung kann in [7] nach gelesen werden.

2.1.4 MRT Bildaufnahmetechnik

Bei der Bildaufnahmetechnik handelt es sich um die unterschiedlichen Sequenzen und Schnittebenen die während einer MRT-Untersuchung vom Kardiologen gewählt werden können, um ein optimales Ergebnis und somit eine möglichst fehlerfreie Diagnose zu erstellen.

In der Magnetresonanztomographie können im Gegensatz zur Computertomographie, Schnittbilder in jeder beliebigen Ebene und in einer Schichtdicke zwischen wenigen Millimetern und einem Zentimeter erzeugt werden. Die Schnitte in den Hauptebenen transversal (axial), frontal (koronal) und sagittal werden als Standardebenen bzw. Suchschnitte bezeichnet und liefern eine Übersichtsdarstellung über die anatomischen Verhältnisse im gesamten Thorax (Abb. 2.2). Für die quantitative Aussage über Wanddicke, Dimension und die Funktion einzelner Herzabschnitte werden Schnittebenen entlang der anatomischen Achsen des Herzens und nicht des Gesamtkörpers benötigt. Infolgedessen wird mit Hilfe der Standardebenen einfach oder mehrfach gewinkelte schräge Schnitte angefertigt, wobei die einfach gewinkelten von der Standardebene und die mehrfach gewinkelten von bereits abgewinkelten Scans ausgehen. In den Abbildungen 2.3 bis 2.6 wird anhand von einigen Beispielen und unterschiedlichen Untersuchungsabsichten die Planung solcher Schnitte bildlich dargestellt und beschrieben. Das Bildmaterial und die Beschreibung wurde aus [8] entnommen. Neben der Besonderheit beliebiger Scanebenen kann die MRT ebenfalls verschiedene Sequenzen verwenden womit Gewebedifferenzierungen bis zu einem gewissen Grad möglich sind. Zum einen kann durch die zeitliche Abfolge, mit der die Hochfrequenzimpulse des Magneten in den Körper geschickt werden, und die Wahl des Zeitpunktes zu dem das zurückkehrende Signal gemessen wird, verschiedene Bildkontraste und unterschiedliche Strukturen erzeugen: T1- bzw. T2-gewichtete Aufnahmen. Zum anderen gibt es in der Kardio-MRT Sequenzen mit denen direk-

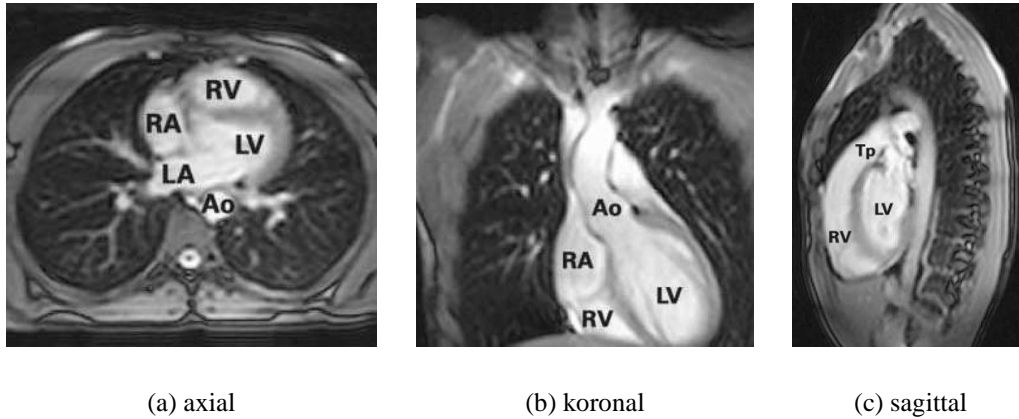


Bild 2.2: Suchschnitte in den Hauptebenen. Ao: Aorta; LA: Linkes Atrium; LV: Linker Ventrikel; RA: Rechttes Atrium; RV: Rechter Ventrikel; Tp: Truncus pulmonalis

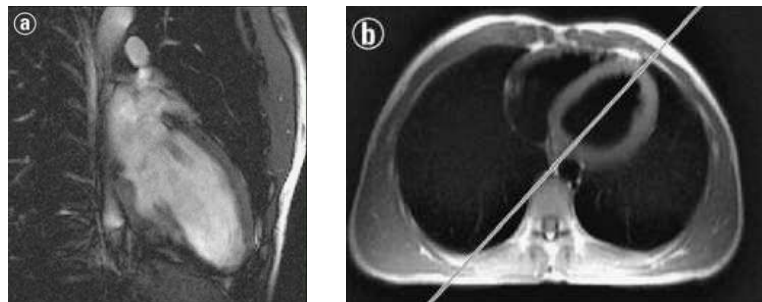


Bild 2.3: Zweikammerblick des linken Ventrikels. b) Planung erfolgt auf einem transversalen Bild aus den Standardebenen (einfach gewinkelt). Dargestellt wird der linke Vorhof, die Mitralklappe und der linke Ventrikel in seiner Längsachse. Diese Ebene eignet sich zur Beurteilung der regionalen und globalen Linksventrikelfunktionen, zur Berechnung des linksventrikulären Volumens und der Auswurf fraktion sowie zur Darstellung von Mitralklappenfehlern.

te Gefäße und Blutflüsse dargestellt werden können. Diese lassen sich in 4 Kategorien einteilen: Sequenzen für die morphologische Bildgebung, funktionelle Bildgebung, MR-Angiographien und Sequenzen zur Darstellung der Myokardperfusion. Das Blut wird bei den morphologischen Aufnahmen (Spinecho-Sequenzen) schwarz dargestellt (Black-Blood-Technik). Auf den dynamischen bzw. funktionellen Aufnahmen (Gradientenecho-Sequenzen) erscheint das Blut abhängig von der Flussgeschwindigkeit mehr oder weniger hell. Das Bewegungsmuster des Herzens sowie der direk-

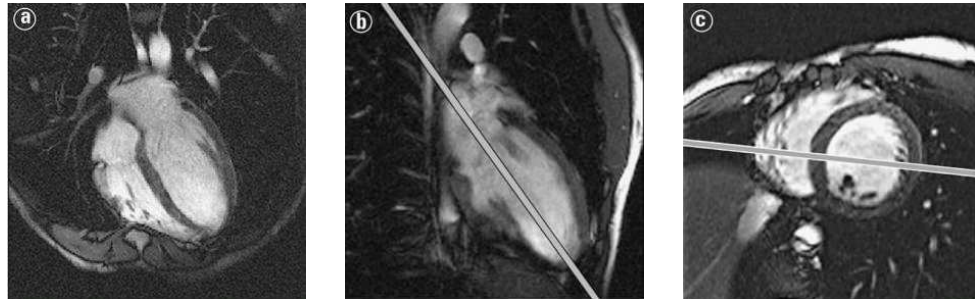


Bild 2.4: Vierkammerblick in der alle vier Herzhöhlen sowie die Segelklappen zur Darstellung kommen. b) Planung erfolgt auf einem bereits einfach gewinkelten Zweikammerblick (zweifach gewinkelt). c) Alternativ kann dieser auch auf der kurzen Achse des Herzens geplant werden. Diese Ebene eignet sich zur Beurteilung der regionalen und globalen Links- und Rechtsventrikelfunktionen, der Mitral- und Trikuspidalklappe und kann Septumdefekte darstellen.

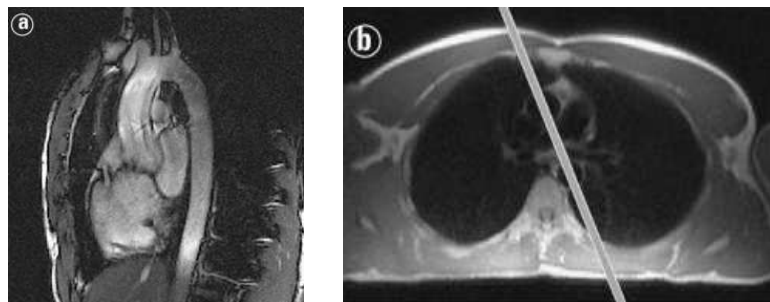


Bild 2.5: Die LAO-Aortenebene. b) Planung erfolgt anhand transversaler Standardebene vom Aortenbogen nach kaudal bis in Höhe des Hiatus aorticus (einfach gewinkelt). Diese Ebene eignet sich zur Beurteilung von Aortenaneurysma oder Aortenisthmusstenose da die gesamte Aorta thoracalis dargestellt wird.

te Blutfluss werden dargestellt. Dieser Bilddatensatz entstehen dadurch, dass die einzelne Herzphasen aufgenommen werden, wobei diese die Kontraktion des Herzens widerspiegeln wenn z.B. die einzelnen Volumina wie ein Film hintereinander abgespielt werden (**Cine-Aufnahmen**). Durch die ständige Bewegung des Herzens ist jedoch eine EKG-Triggerung für diese Art der Aufnahmen notwendig, damit die Bilder scharf und aussagekräftig bleiben. Zudem werden die Aufnahmen meist mit Atemanhalte-technik durchgeführt, da durch die Atemexkursionen des Zwerchfells die Lage des Herzens verändert wird. Für den Nachweis von Anomalitäten im Herzen, wie z.B. der Infarkt- narbe

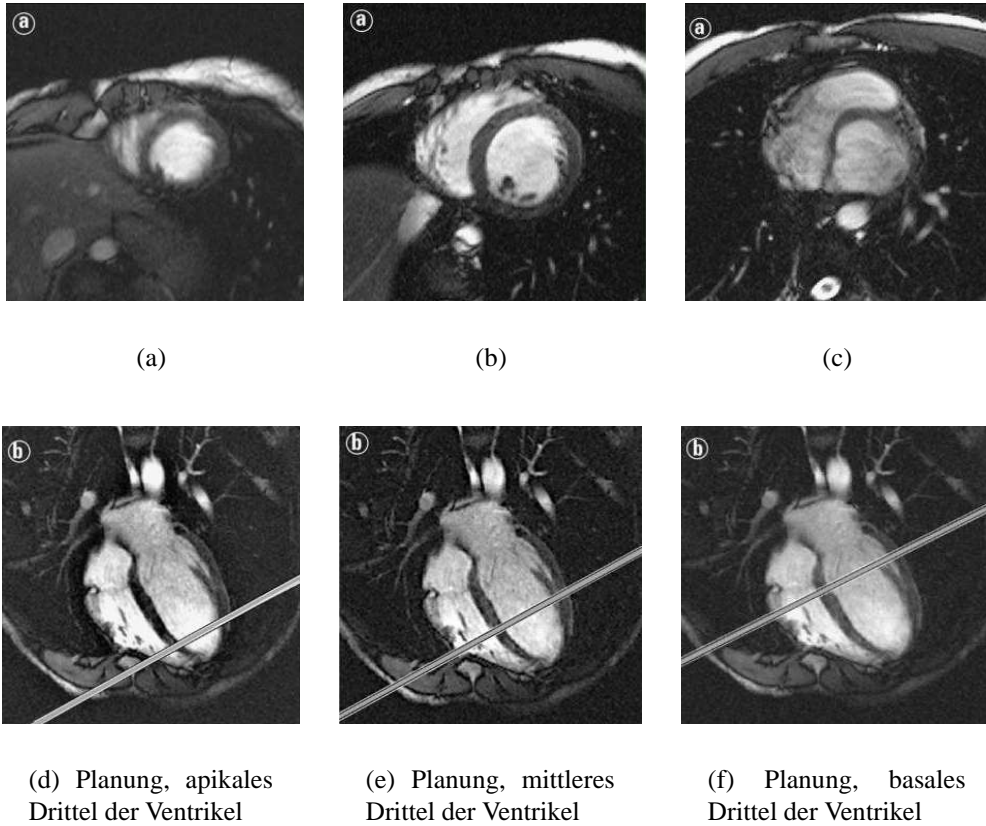


Bild 2.6: Die Schnittebene der *kurzen Herzachse* (Abb. a, b, c). Planung erfolgt unter Zuhilfenahme des Vierkammer- oder linksventrikulären Zweikammerblicks senkrecht auf den Ventrikel- oder das Vorhofseptum (mehrfach gewinkelt). Diese Ebene eignet sich zur Quantifizierung der rechts- und linksventrikulären Funktion sowie der Muskelmasse.

bei der Vitalitätsprüfung, wird ein Kontrastmittel (Gadolinium) intravenös verabreicht, wodurch weitere Informationen für den Kardiologen sichtbar werden (**Late-Enhancement**). Durch diese Variationen der Sequenzen bzw. Sequenzparameter bietet die MRT nahezu unbegrenzte Möglichkeiten, um unterschiedliche Kontraste zwischen den verschiedenen Organen und dem Gewebe zu erzeugen [5] [8].

2.2 Das Herz

Das Herz ist ein muskulärer Hohlkörper und der Motor unseres Kreislaufs. Durch rhythmische Kontraktionen versorgt es den Körper mit nährstoffreichem Blut, das zum Leben notwendig ist.

2.2.1 Anatomie des Herzens

Beim Erwachsenen liegt das Herz im vorderen, unteren Bereich des Brustkorbes (Thorax). Dabei befinden sich zwei Drittel im linken und ein Drittel im rechten Brustraum. Seitlich wird es durch den rechten und linken Lungenflügel begrenzt. Hinter dem Herzen befindet sich die Speiseröhre, vorne berührt es das Brustbein und unterhalb liegt es auf dem Zwerchfell auf. Durch den engen Kontakt zwischen Lunge und Zwerchfell verändert sich die Lage des Herzens minimal in Abhängigkeit der Atmung. Die Wand des Herzens besteht aus drei Schichten, dem Endokard, Myokard und Epikard, deren Bindegewebestrukturen ineinander übergehen. Das Endokard ist die innere Schicht des Herzens und ist etwa 0,5 bis 1 mm dick. Durch seine glatte Oberfläche wird verhindert, dass Blut an der Herzwand hängen bleibt, welches Gerinnsel zur Folge hätte. Vom Endokard gebildete Strukturen sind die 4 Herzklappen, die weiter unten im Abschnitt beschrieben werden. Das Myokard, welches das Endokard umgibt, wird auch Herzmuskel genannt. Dieser bildet den größten Teil der Herzwand und besteht aus mehreren Lagen muskulärer Zellstränge, die in Schichten in den Herzkammern angeordnet sind. Dazu besitzt das Myokard eine Verbindung zu den fibrösen Strukturen des Herzskeletts, welches die Vorhof- von der Kammermuskulatur trennt. Die Außenwand des Herzmuskels bildet das Epikard und ist identisch mit dem Organblatt des Herzbeutels (Perikard), in dem das Herz sicher aufbewahrt wird. Das Epikard besteht aus einer Schicht von Bindegewebe und Fetten, in der die größten Herzgefäße verlaufen.

Die Form des Herzens ähnelt einer eiförmigen Gestalt, dessen stumpfe Spitze (Apex) nach links unten gerichtet ist und vom linken und rechten Ventrikel gebildet wird. Diese beiden Herzhälften werden durch die Herzscheidewand (Septum) getrennt. Das rechte Ventrikel pumpt das sauerstoffarme Blut in den Lungenkreislauf, um es mit Sauerstoff anzureichern (kleiner Kreislauf). Das aufgefrischte Blut wird mit Hilfe des linken Ventrikels in den Körper zurück gepumpt und versorgt somit alle Organe mit Sauerstoff (großer Kreislauf). Jede der Herzhälften besitzt einen kleinen Vorhof, der das Blut sammelt bzw. ansaugt, und eine große Kammer, die das Blut in den jeweiligen Kreislauf presst. Damit das Blut während der Kontraktion nur den vorgeschriebenen Weg nimmt, besitzt das Herz Rücklaufventile, die so genannten Herzklappen. Es werden zwei Arten von Klap-

pen unterschieden. Einmal gibt es die häutigen Segelklappen (Trikuspidalklappe und Mitralklappe) die sich zwischen Vorhof und Kammer des jeweiligen Ventrikels befinden. Während der Anspannungsphase werden die Klappensegel durch den erhöhten Druck in der Kammer geschlossen, um den Rückfluss des Blutes in den Vorhof zu verhindern. Die sternförmigen Taschenklappen (Pulmonalklappe und Aortenklappe) sitzen dagegen am Kammerausgang und verhindern während der Entspannungsphase den Rückfluss des Blutes in das Herz. Sie öffnen sich, wenn sich die Kammermuskulatur zusammenzieht und schließen sich automatisch durch das Gewicht des rückströmenden Blutes. Die Ventrikel selbst werden in drei Teile gegliedert. Der oberste Teil ist die Herzbasis (basal), in der Mitte liegt der mittlere Abschnitt (medial) und der untere Bereich ist die Herzspitze (apikal). Dadurch, dass in den Kreisläufen ein unterschiedlicher Druck vorliegt und die Herzhälften die selbe Menge Blut pumpen müssen, besteht ein physikalischer Unterschied zwischen diesen beiden. Der Druck im Körperkreislauf (großer KL) ist siebenmal so hoch wie der im Lungenkreislauf (kleiner KL), daher muss die linke Herzhälfte stärker als die rechte pumpen. Dieser Leistungsunterschied wirkt sich auf die Herzwand aus. Die Wand des rechten Ventrikels ist durch die geringe Anforderung nur 2-4mm und die linke etwa 8-11mm dick. Der Blutfluss wird durch den ständigen Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung des Herzmuskels angetrieben. Die Anspannungsphase des Herzens wird auch Systole und die Entspannung Diastole genannt. Die Versorgung des Herzmuskels mit Blut erfolgt über die Koronararterien, die von der Aorta abgehen. Dabei sind die Koronargefäße kränzförmig um das Herz angeordnet. Es gibt eine rechte (coronaria dextra) und eine linke (coronaria sinistra) Koronararterie. Die rechte (RCA) versorgt hauptsächlich den rechten und einen kleinen hinteren Teil des linken Ventrikels. Die linke Koronararterie (LCA) teilt sich in Ramus circumflexus (RCX) und Ramus interventricularis anterior (RIVA) auf und versorgt den linken Ventrikel und den kleinen vorderen Teil des rechten Ventrikels. In Abbildung 2.7 wird der anatomische Aufbau anhand eines aufgeklappten Herzmodells dargestellt.

2.2.2 Koronare Herzkrankheit (KHK)

Als koronare Herzkrankheit (*kurz: KHK*) werden alle Erkrankungen der Herzkranzgefäße, die durch eine Mangel durchblutung des Herzmuskels hervorgerufen werden, verstanden. Durch die verminderte Durchblutung werden die Sauerstoff- und Nährstoffbedürfnisse des Herzmuskels nicht erfüllt und es kommt, meist in Zusammenhang mit körperlicher Anstrengung oder emotionalem Stress, zu einer Angina pectoris (Druckgefühl im Brustbereich), zum Herzinfarkt (Myokardinfarkt) oder im schlimmsten Fall zum plötzlichen Herztod [9].

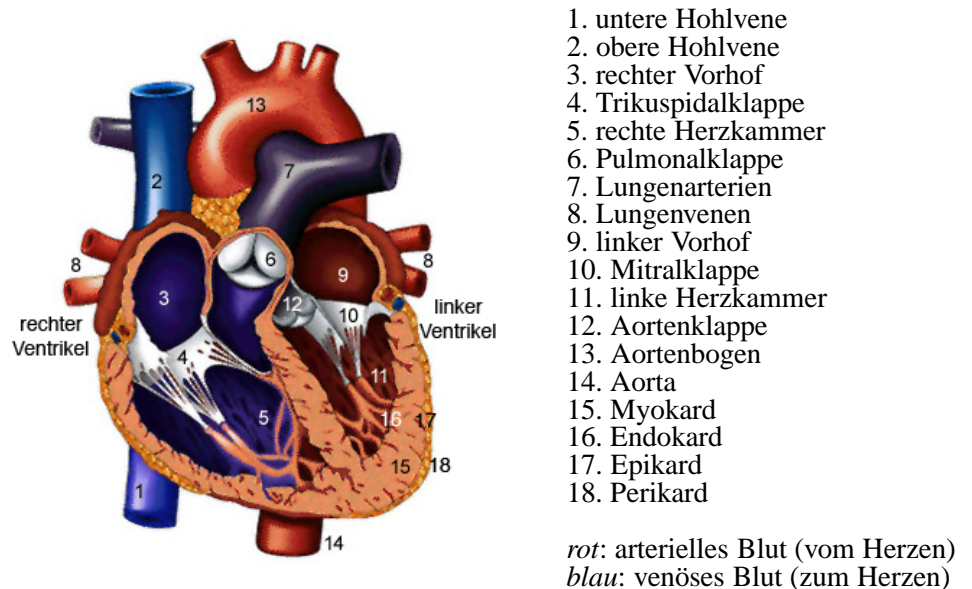


Bild 2.7: Frontalansicht des aufgeklappten Herzmodells.

Die Ursache dieser Erkrankung ist meistens eine Arteriosklerose bzw. Arterienverkalkung der großen Herzkranzgefäße. Hierbei entstehen durch Ablagerungen von Blutfetten, Cholesterin sowie Entzündungszellen, Plaques an den Gefäßwänden, die zu einer Verengung führen. Durch weitere Ablagerungen werden diese immer größer und verengen somit immer mehr das Blutgefäß. Reißt die dünne Zellschicht des Plaques (instabiler Plaque) z.B. durch einen erhöhten Blutdruck auf, so entsteht an dieser Stelle, aufgrund von Anlagerungen der Blutplättchen, ein Gerinnsel (Thrombus) welches das Gefäß komplett verschließen kann. Das Herzmuskelgewebe, das durch das verschlossene Gefäß versorgt wurde, stirbt in Folge von Sauerstoffmangels ab und es kommt zum Herzinfarkt (vgl. Abbildung 2.8). In den seltensten Fällen kann die verminderte Durchblutung des Herzmuskels aufgrund eines plötzlich auftretenden Krampf der Koronararterien bedingt sein oder durch die Erkrankung der kleinen Gefäße, die von den Herzkranzgefäßen abzweigen.

Symptome eines Herzinfarktes sind unter anderem plötzliches Auftreten eines anhaltenden und starken Schmerzens im Brustbereich, der gegebenenfalls in Schulter, Arme, Unterkiefer oder Oberbauch ausstrahlen kann. Begleiterscheinungen sind unter anderem Schweißausbrüche, Angstgefühle, Atemnot, Übelkeit, allgemeines Schwächegefühl, Blässe oder Herzstolpern. Andererseits kann ein Herzinfarkt auch völlig schmerzfrei und ohne Anzeichen verlaufen, dies wird dann als stiller Infarkt bezeichnet. Im Gegensatz zur Angina pectoris-Erkrankung führt der Herzinfarkt immer zu

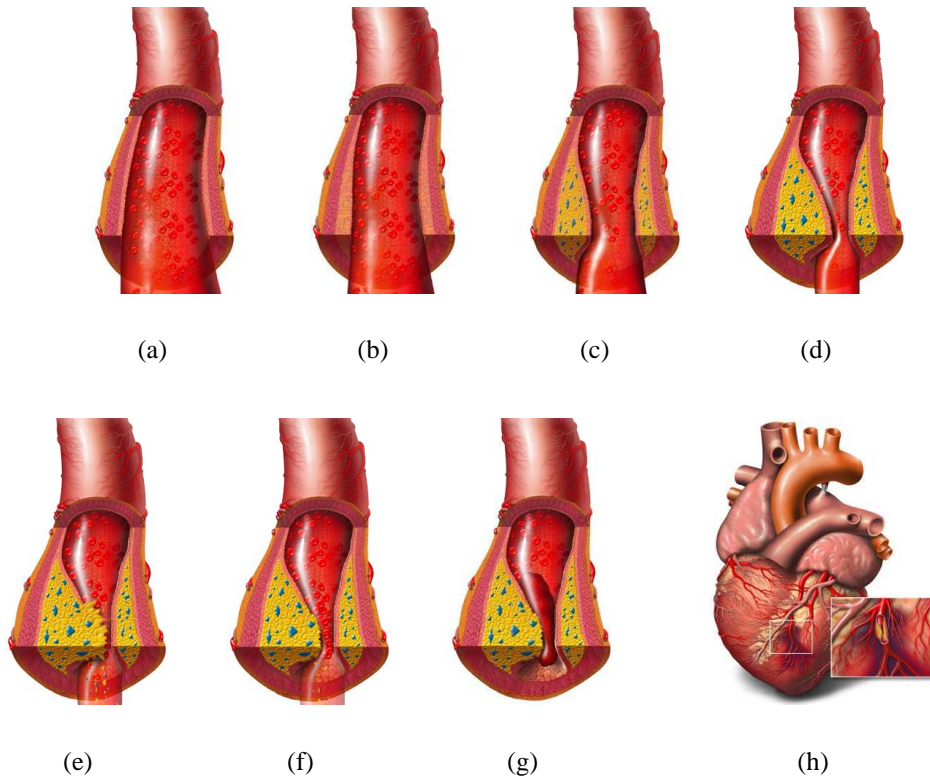


Bild 2.8: (a) Bei einem gesunden Herzkranzgefäß sind die Innenwände glatt und das Blut kann ungehindert durchfließen. (b) Durch Schädigung der Gefäßinnenhaut (Endothel) können Cholesterin und andere Blutfette sowie Entzündungszellen an den Gefäßwänden haften bleiben und bilden so genannte Plaques. (c) Die Plaques-Bildung ist ein fortlaufender Prozess, der zur Einengung der Gefäße führt. Der Blutfluss wird dadurch zunehmend eingeschränkt. (d) Die Hauptgefahr geht von instabilen Plaques aus. Bei diesen sind die gebildeten Ablagerungen nur durch eine dünne Zellschicht vom Gefäßinneren abgetrennt. (e) Reißt diese dünnen Zellschicht auf, ergießt sich das Plaqueinnere direkt in das Blutgefäß. (f) An den entstandenen Bruchstellen lagern sich sofort Blutplättchen an, verklumpen und bilden ein Blutgerinnsel (Thrombus). (g) Ist der Thrombus groß genug, wird das Herzkranzgefäß verschlossen und der Blutfluss kommt zum Erliegen. (h) Das hinter dem entstandenen Verschluss liegende Herzmuskelgewebe stirbt in Folge des Sauerstoffmangels ab und es kommt zum Herzinfarkt.

einem irreversiblen Funktionsverlust eines Herzmuskelbereiches durch Zelltod (Infarkt Narbe). Die Folgen eines Infarktes hängen vom Ausmaß des zerstörten Gewebes und der Lokalisation ab. Ist mehr als die Hälfte des Herzmuskelgewebes abgestorben, kann das Herz nicht mehr arbeiten. Das

Herz bleibt stehen und der plötzliche Herztod tritt ein. Ist das Muskelgewebe weniger betroffen, so ist der Patient in der Folgezeit anfälliger für chronische Herzrhythmusstörungen oder Herzinsuffizienz, eine Verringerung der Pumpleistung des Herzens. Die Behandlung der koronaren Herzerkrankungen ist je nach Zerstörungsgrads des Gewebes unterschiedlich. Bei manchen Fällen reicht eine normale Bettruhe aus, bei anderen sollte umgehend eine stationäre Aufnahme in ein Krankenhaus erfolgen, damit der Patient entsprechend überwacht werden kann. Meist werden dem Patienten Medikamente verabreicht, um weitere Infarkte zu vermeiden. Ein oft verschriebenes, stresshemmendes und blutverdünnendes Medikament ist zum Beispiel Beta-Blocker. Zudem können Nitroglycerin, Statine, Beruhigungsmittel, Acetylsalicylsäure, Clopidogrel und Thrombolyse weitere Herzinfarkte verhindern. Bei Erkrankungen der großen Gefäße besteht neben der medikamentösen Behandlung die Möglichkeit einer revaskularisierenden Therapie. Diese Therapien (Gerinnselauflösung = Fibrinolyse, Ausdehnung eines Kranzgefäß mittels Ballonkatheters (PTCA) oder die Durchführung einer Bypassoperation) reduzieren oder beseitigen das Risiko eines erneuten Infarktes (vgl. Abb. 2.9) [10]. Jedoch sind die Revaskularisierungs-Maßnahmen nur dann erfolgreich, wenn die Infarktgröße nicht einen bestimmten Prozentbetrag der Ausdehnung (Transmuralitätsgrad) überschreiten (vgl. [11]).

2.3 Die Narbendiagnostik

Aufgrund des Themas dieser Diplomarbeit wird in diesem Abschnitt nochmals detaillierter auf die Entstehung und auf die Eigenschaften von Myokardnarben, insbesondere auf die Infarktnarbe, eingegangen. Weiterhin werden die besonderen Aufnahmetechniken mittels MRT für die Narbendiagnostik erläutert.

2.3.1 Narbenentstehung und -eigenschaften

Wie schon in 2.2.2 beschrieben, kommt es nach wenigen Sekunden eines akuten Verschlusses einer Koronararterie, zu einer Wandbewegungsstörung, verursacht durch Sauerstoffmangel im versorgten Myokardareal (Herzmuskelgewebe). Nach ca. 40 Minuten der Ischämie wird die Zellatmung komprimiert und es folgt ein Einstrom von extrazellulären Ionen die in einem Zellödem (Zellschwellung) resultieren. Im Zusammenhang mit einer Anhäufung von toxischen Metaboliten führt es, falls keine spontane Wiedereröffnung des versorgenden Koronargefäßes erfolgt, zum Zelltod (vgl. [12]). Dieser Zelluntergang beginnt an den Stellen, die von den zuführenden Arterien am

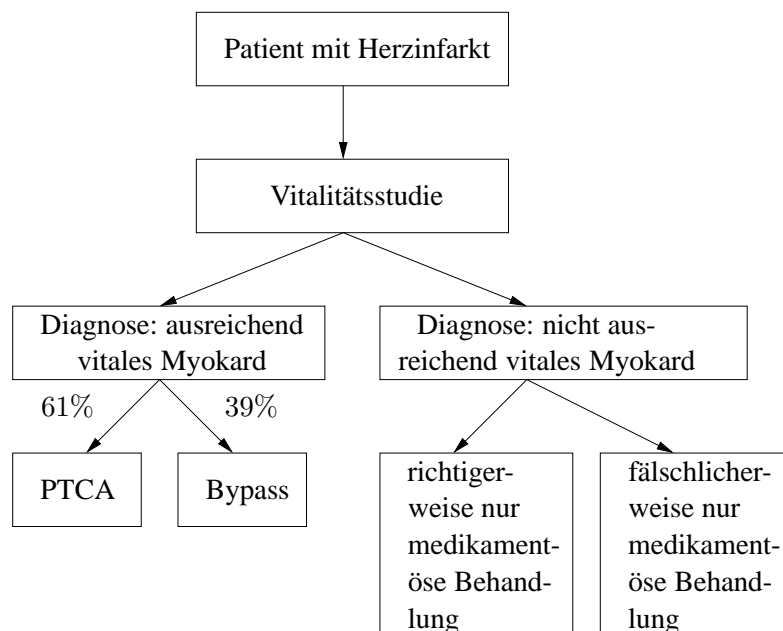


Bild 2.9: Behandlungsablauf von Herzinfarktpatienten unter Einbeziehung der Vitalitätsstudie. Dabei erhalten Patienten, die nicht mehr über ausreichend vitales Gewebe in dem vom Infarkt betroffene Myokardgebiet verfügen, eine medikamentöse Behandlung. Eine operative Revaskularisation bleibt erspart. Eine fälschlicherweise medikamentöse Behandlung tritt ein, wenn der Mediziner das Ausmaß der Narbe z.B. durch Bildstörungen nicht korrekt eingeschätzt hat.

weitesten entfernt sind d.h. am Endokardrand (Subendokard) und breiten sich von dort in Richtung Epikard aus. Die Infarktgröße erreicht nach etwa 6 Stunden ihr endgültiges Ausmaß und wird je nach Ausdehnung als transmuraler oder nichttransmuraler Myokardinfarkt bezeichnet (s. Abb. 2.10). Der Unterschied zwischen diesen beiden Infarkttypen besteht darin, dass der transmurale Infarkt ausschließlich in einem Versorgungsbereich der verschlossenen Koronararterie liegt und dass die Infarktnarbe mehr als die Hälfte der gesamten Dicke der Ventrikelwand einnimmt. Der nicht-transmurale (subendokardiale) beschränkt sich auf das Subendokard bzw. die innere Hälfte der Ventrikelwand und entsteht dadurch, dass das Kollateralfäß bei einem Koronararterienverschluss nicht genügend Perfusion bereitstellt, um die Zellatmung und Zellintegrität aufrecht zu erhalten. In den meisten Fällen eines Infarktes ist der linke Ventrikel betroffen. Nur zu 3-5% kommt es zum Infarkt im rechten Ventrikel, wofür die geringe Wandstärke, der geringe Sauerstoffverbrauch und die bessere Kollateralisierung der rechten Herzhälfte verantwortlich ist.

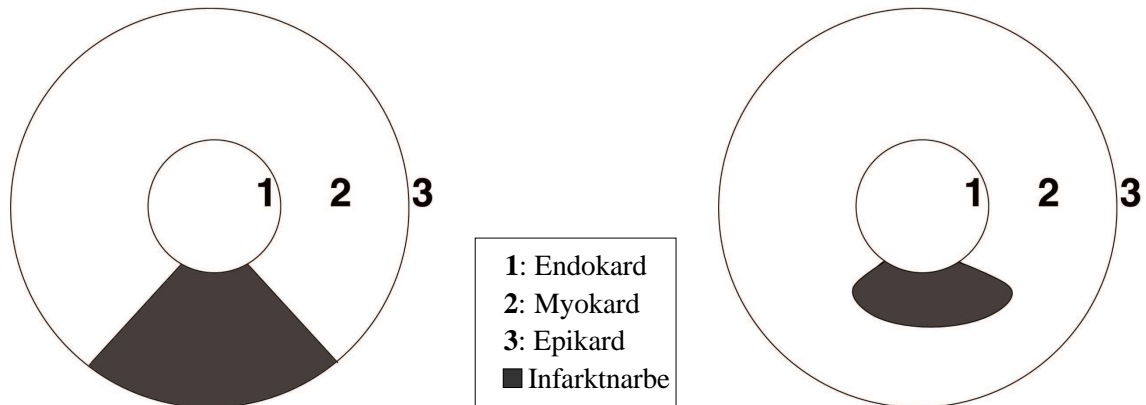


Bild 2.10: Ausdehnung des Infarkts. Unterschied zwischen einem transmuralen (links) und nicht-transmuralen (rechts) Infarkttyp, wobei das Ausmaß der transmuralen über und der nichttransmuralen unter der Hälfte der Wanddicke liegt.

Die Lokalisation und Größe des Myokardinfarktes hängen von verschiedenen Faktoren ab. Dazu gehören z.B. Lokalisation und Ausmaß der Koronarveränderungen, Größe des vom betroffenen Gefäß versorgten Myokardareals, Sauerstoffbedarf des schlecht perfundierten Myokards und Vorhandensein von Kollateralarterien. Die Prognose hängt im wesentlichen von der Lage, dem Ausmaß, dem Behandlungsbeginn und der Folgegeschehnisse ab. Bei Patienten mit einem transmuralen Myokardinfarkt liegt eine schlechtere Prognose hinsichtlich der Erholung der Wandkinetik und der Gesamtfunktion des Ventrikels vor. Zudem sind Revaskulierungs-Maßnahmen nicht mit Erfolg verbunden. Dahingehend kann sich die gestörte lokale und globale Ventrikelfunktion bei nichttransmuralen Infarkten erholen [13]. In [11] wird beschrieben, dass der Transmuralitätsgrad die Ja-Nein-Entscheidung für eine Revaskulierung darstellt.

2.3.2 Diagnostik und die Bildaufnahmetechnik (LE)

Für die Infarkt Diagnostik stehen der Kardio-MRT mehrere Methoden zur Verfügung. Zum einen können Narbenbildungen durch die visuelle Beobachtung von Wandbewegungsstörungen oder -ausdünnungen mit Hilfe von Cine-Sequenzen einer Vitalitätsprüfung bestätigt werden (Bewegungsanalyse). Die Wandbewegungsstörungen, bzw. eine Hypo- oder Akinesie entsprechender Myokardabschnitte, weisen auf einen akuten Myokardinfarkt hin. Jedoch wird hierbei meist auf die Belastungsuntersuchungen zurückgegriffen, da nur ein über 20%ig infizierte Herzwand auch unter Ru-

hebedingungen Bewegungsstörungen hervorruft. Der chronische Infarkt lässt sich je nach Ausmaß der transmuralen Beteiligung anhand von Wandverdünnungen nachweisen. Neben der Bewegungsanalyse wird zudem eine Funktionsanalyse des Ventrikels durchgeführt. Diese erfasst das Volumen, das Schlagvolumen, die Masse, die Auswurfraction und die Menge des sauerstoffangereicherten Blutes (detailliert in Kapitel 4.2.1 beschrieben).

Late-Enhancement

Ein weiterer Ansatz zur Diagnostik von Myokardinfarkten und für die Feststellung der Ausdehnung des Narbengewebes, stellt die so genannte Late-Enhancement-Analyse dar. Bei dieser Methode wird dem Patienten ein intravenöses Kontrastmittel (Gadolinium) injiziert, wobei dieses hauptsächlich in avitale Zellen eindringt (extrazelluläre Eigenschaft). Um einen optimalen Kontrast zwischen dem Narbengewebe und dem vitalen Myokard zu erzielen, wird nach der Kontrastmittelgabe 5 bis 20 Minuten gewartet. In dieser Zeit wird das Gadolinium aus dem Blut sowie aus dem gesunden Herzmuskelgewebe gewaschen und es befindet sich folglich nur noch im Narbenareal, das somit diagnostiziert werden kann [12] [11]. Für die Aufnahme wird eine EKG-Triggerung und eine Gradientenecho-Sequenz von 180° Vorpuls verwendet. Die EKG-Triggerung sorgt für die Synchronisation der Messungen mit dem Herzzyklus und ist zudem für die Unterdrückung von Artefakten durch die Herzbewegung und den Blutfluss zuständig. Das Vorpuls-Delay muss so gewählt werden, dass der Zeitpunkt des Nulldurchgangs der Relaxation vom gesunden Myokard gleich dem Vorpuls-Delay ist (s. Abb. 2.11). In den meisten Fällen liegt dieser zwischen 220 und 280 ms und ist von der Herzfrequenz abhängig. Mit diesen Einstellungen wird im Idealfall ein optimaler Kontrastunterschied zwischen dem signalfreiem Myokard und der signalreichen Narbe gewährleistet. Werden die Parameter jedoch nicht angemessen gewählt, kann sich die Narbenbildung der Diagnose entziehen. Mit dieser Technik ist es möglich geworden, vernarbtes Gewebe bis über 30 min nach Kontrastmittelgabe sichtbar zu machen. Hinzu kommt, dass die Sensitivität der MRT in der Erfassung der subendokardialer (nichttransmuraler) Infarktareale deutlich höher ist, als die zuvor übliche Methode der PET oder der Myokardszintigraphie [14]. Für die Diagnose des vernarbten Myokards, werden ergänzende Sequenzen wie z.B. die Cine-Sequenzen für die Unterscheidung herangezogen. Allerdings sollte noch erwähnt werden, dass nicht allein die Folgen eines Infarktes eine Signalverstärkung in der Late-Enhancement-Aufnahme hervorrufen. Es können weitere Myokard Erkrankungen zum Zelltod des Myokardgewebes und somit zu einer Narbenbildung führen. Beispielsweise sei hier die Myokarditis zu nennen. Diese Erkrankung ist eine Muskelentzündung die unter anderem durch Diphtherie, Scharlach, Typhus, Tuberkulose, Grippeviren oder durch

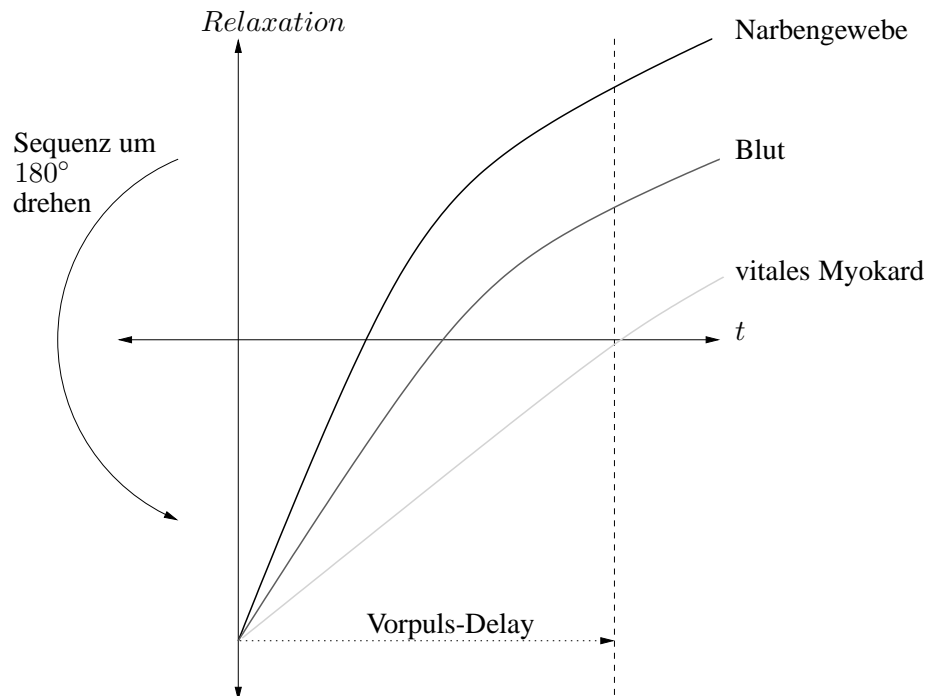


Bild 2.11: Visualisierung der unterschiedlichen Relaxationszeiten von Infarktgewebe, Blut und vitalen Myokard.

AIDS-Viren ausgelöst wird. Da die Narbenbildung unabhängig ihrer Ursache für den Menschen lebensbedrohlich sein kann, steht in erster Linie deren Diagnose im Mittelpunkt der Untersuchung. Weitere Erkenntnisse über die Zuordnung der Narbe können anhand von unterschiedlichen Eigenschaften der jeweiligen Ursachen getroffen werden. Dabei besitzt die Infarkt Narbe z.B. die Eigenschaft, dass sie sich einer Koronararterie zuordnen lässt und wie schon bereits in 2.3.1 beschrieben am Endokard beginnt [11]. Abschließend ist zu sagen, dass die Late-Enhancement-Analyse den Goldstandard zur Vitalitätsdiagnostik darstellt und in den meisten Fällen für eine genaue Diagnose ausreichend ist. [12]

2.4 Bildspeicherung

Durch den mittlerweile weit verbreiteten Gebrauch von bildgebenden Verfahren in der Medizin ist es notwendig geworden, Daten in einem Format abzuspeichern, das zusätzliche Informationen

aufnehmen kann. Mit diesen Formaten ist es möglich geworden, Bilddaten untereinander auszutauschen. Dies ist besonders für die digitale Bildverarbeitung von großer Bedeutung, denn durch die Standardisierung können Bilddaten von unterschiedlichen Akquisitionen und unabhängig von der Bedienerkonsole dargestellt und miteinander verarbeitet werden.

2.4.1 DICOM

DICOM steht für die Abkürzung *Digital Imaging and Communications in Medicine* und ist eine herstellerunabhängige Kommunikationsplattform die mittlerweile Standard für den Austausch und die Speicherung von medizinischen Bilddaten ist. Entwickelt wurde sie 1983 vom ACR (American College of Radiology) und der NEMA (National Electrical Manufacturers Association). Die DICOM-Datei enthält neben den Bilddaten zusätzliche Metainformationen, die für die bessere Übersichtlichkeit in Gruppen eingeteilt werden. Informationen können z.B. Patientendaten, Aufnahme datum, Name des behandelten Arztes, Akquisitionsgerät und Geräteparameter sein. Die Datei an sich kann als Container angesehen werden und besitzt einen Header mit den notwendigen Informationen sowie den Hauptteil, in dem das Bild abgespeichert wird. Weitere Besonderheiten der DICOM-Datei sind neben den Metainformationen auch die Unterstützung der meisten bild- oder signalgebenden Modalitäten sowie die Tiff- und JPG-Kompression der Daten. Zusätzlich verfügt es für den Datenaustausch über ein Protokoll mit den Eigenschaften von TCP/IP, womit eine fehlerfreie Übertragung gewährleistet werden kann. Ein kleiner Nachteil der DICOM-Datei ist, dass sich diese ausschließlich nur mit speziellen DICOM-Viewern öffnen lässt. [15]

2.4.2 Meta Image

Aus den DICOM-Dateien werden so genannte Meta-Images für die Weiterverarbeitung erstellt. Entwickelt wurden diese vom *Computer Aided Diagnosis and Display Lab* und definieren ebenfalls ein Dateiformat für die Speicherung von medizinischen Bilddaten. Das Meta Image besteht aus einem Header und den zugehörigen Rohdaten. Der Header besteht, wie in den DICOM-Dateien, aus Metainformationen wobei diese keine spezifischen Angaben über den Patienten, sondern lediglich Informationen über die vorhandenen Bilddaten liefern. Diese sind unter anderem Dimension, Auflösung, Voxelgröße, Type, Rotationszentrum und Ursprung des Bildes [16].

2.5 Bildverarbeitung

Die Bildverarbeitung (BV) ist ein Verfahren zur Aufbereitung und Speicherung von Bildinformationen und dient als Vorbereitung für weitere Schritte wie z.B. das Bildverstehen. In den folgenden Abschnitten werden die Grundlagen der BV und der Algorithmen, die in dieser Arbeit umgesetzt werden, beschrieben.

2.5.1 Filteroperatoren

Die Filteroperatoren lassen sich in unterschiedliche Klassen einteilen. Zum einen gibt es die Punktoperatoren, die jeden Punkt eines Bildes in Abhängigkeit vom Farbwert und ggf. der Position transformieren. Die Filteroperatoren berechnen für jeden Punkt einen neuen Farbwert auf Basis einer definierten Nachbarschaft oder einer begrenzten Region. Die so genannten Globalen Operatoren betrachten für die Transformation eines Punktes das gesamte Bild.

Im Folgenden werden einige Operatoren vorgestellt, die für die Umsetzung der Aufgabe implementiert wurden. Dabei bezieht sich das Kapitel nur auf die signifikantesten und am häufigsten angewendeten Filteroperatoren. Die nicht angesprochenen Operatoren können in [17] nachgelesen werden.

Morphologische Operatoren

Die Morphologischen Operatoren gehören zu den Filterklassen und werden oft auf Binärbilder angewendet. Das Grundprinzip besteht darin, Objektformen in einem Bild mit Hilfe von Entfernen oder Hinzufügen von Punkten zu verändern. Dabei stellen die Basis-Operatoren des Filters die Erosion und die Dilatation dar. Für die Anwendung muss zuvor eine Maske, das so genannte Strukturelement, definiert werden. Dabei wird diese pixelweise über das Bild geschoben und bestimmt somit den Einflussbereich des Operators. Bei der Erosion wird der betrachtete Punkt auf 1 gesetzt, wenn alle Elemente des Strukturelements auch im Ursprungsbild vorhanden sind. Anderenfalls erhält der aktuelle Punkt den Wert 0. Die Erosion eliminiert schmale Kanten sowie Randbereiche und vergrößert kleine Lücken im Objekt. Die Dilatation hingegen, setzt den Punkt auf 1 sobald nur ein Element des Ursprungsbildes mit einem Element des Strukturelements übereinstimmt. Die Eigenschaften der Dilatation sind somit Kantenverstärkend und Lückenfüllend. Das Opening und Closing sind ebenfalls wichtige morphologische Operationen, die als Kombination aus den zuvor

beschriebenen Basis-Operationen definiert werden. Beim Opening wird zuvor eine Erosion und anschließend eine Dilatation auf das Bild angewendet. Diese Kombination glättet äußere Kanten, öffnet dünne Kanten und eliminiert außerhalb liegende kleine Bereiche. Das Closing besteht aus einer Dilatation gefolgt von einer Erosion. Die Eigenschaften sind das Füllen von innenliegenden Lücken, Überbrückung kleiner Distanzen sowie das Glätten der inneren Kanten. In Abb. 2.12 werden die vier beschriebenen Operationen anhand eines Beispiels dargestellt.



Bild 2.12: Ergebnisbilder der Morphologischen Operatoren. Von links nach rechts: Originalbild, Erosion, Dilatation, Opening und Closing.

Glättungsfiler

Zur Reduktion von Rauschen und feinen, irrelevanten Details in den Bilddaten werden primär die Glättungsfiler, die auch Tiefpass-Filer genannt werden, verwendet. Die bekanntesten Filer dieser Art sind der Mittelwertfiler, Medianfiler und der Gaussfiler. In allen drei Fällen werden Filtermasken verwendet, um die Nachbarschaft des aktuellen Pixel in die Berechnung des neuen Pixelwertes einzubeziehen. Die Größe der Nachbarschaft wird mittels der Filtermaske bestimmt. Durch das Kriterium des Aufbaus und der Berechnung in den Masken werden die Filerarten unterschieden. Beim Mittelwertfiler wird z.B. der aktuelle Pixelwert durch den Mittelwert aller Nachbarn ersetzt. Der Medianfiler ist ein so genannter Rangordnungsfiler. Dieser ersetzt lediglich den aktuellen Pixelwert mit dem Pixel, der sich in der Mitte dieser Umgebung befindet. Das bedeutet, die Nachbarschaft wird nach der Größe ihres Grauwertes sortiert und der Wert der sich in der Mitte befindet wird für den aktuellen Punkt übernommen. Dabei werden kleine Strukturen bzw. irrelevante Details in den Bilddaten vollständig beseitigt und gleichzeitig bleiben die Kanten gut erhalten. Ein optimaler Glättungsfiler besitzt jedoch die Form einer Gausschen Glockenkurve. Dabei werden die diskreten Werte der Gauss'schen Normalverteilung durch ganzzahlige Koeffizienten angenähert und für die Konstruktion der Filtermaske verwendet. Der aktuelle Wert errechnet sich somit durch die gewichtete Summe der Intensitätswerte der Nachbarpixel. Das Ergebnis ist ein rauschfreies Bild, das den Nachteil von unschärferen Kanten zu Folge hat. Weitere Details zu diesen und anderen Filtern sind in [17] zu finden.

Kantenextraktion

Kantenfilter werden auch Hochpass-Filter genannt und verstärken die Kanten durch das hervorheben von ausgeprägten Kontrasten in den Bilddaten. Schleichende Wechsel der Grauwerte werden dahingegen vom Filter unterdrückt, wodurch das Bild in seiner Gesamtheit schärfer wirkt. Diese Art der Filterung wird oft als Vorverarbeitungsschritt der Segmentierung von Bildobjekten eingesetzt. Die Berechnung der Kantenfilter erfolgt auf Basis der diskreten Differentialrechnung. Als Beispiel für den Filtertyp der ersten Ordnung sind der Prewitt- und der Sobel-Filter zu nennen. Bei diesen wird mittels der ersten Ableitung der Anstieg einer Funktion an einem beliebigen Punkt ermittelt und entspricht im Bild eine Ausprägung einer Kante. Kantenfilter der zweiten Ordnung weisen dahingegen bei einem Nulldurchgang der Funktion auf den maximalen Anstieg einer Kurve hin. Zu diesen Filtern gehört unter anderem der Laplace-Filter, der aufgrund seiner Rauschanfälligkeit oftmals in Verbindung mit dem Gaussfilter verwendet wird.

2.5.2 Segmentierung

Die Segmentierung ist im Prozess des maschinellen Sehens (Bildverstehens) der erste Schritt der Bildanalyse. Sie fügt inhaltlich zusammenhängende Regionen durch Zusammenfassen benachbarter Pixel entsprechend eines bestimmten Segmentierungskriteriums zusammen. Dabei gilt, dass alle Pixel einer Region einem Bildinhalt angehören und in gewissen Eigenschaften homogen sind. Die Zugehörigkeit definieren typische Objekte wie zum Beispiel Linien, Linienkreuzungen, Regionen oder Attribute wie: Grau-, Farbwert, Texturmerkmale, Bewegung, Entfernung, Oberflächentyp, -normale, Form oder die Position im Bild. Diese Attribute sind Stützpunkte für die Suche nach der Parallelität, Symmetrie, Krümmung oder Kollinearität in den Datensätzen [18]. Wie in jedem Bereich der Bildverarbeitung gibt es auch hier unterschiedliche Arten von Segmentierungsmethoden, die im Folgenden kurz erläutert werden. Für eine detaillierte Beschreibung der Verfahren und des mathematischen Hintergrundes wird auf [17] und [19] verwiesen.

- *Punktorientierte Verfahren:* Diese Klassifikation richtet sich bei der Entscheidung, ob ein Pixel dem Objekt angehört oder nicht, nach der Eigenschaft des aktuellen Bildpunktes. Das kann der Grauwert, die Farbe oder eine sonstige lokale Eigenschaft sein. In einigen Verfahren wird zudem für die Zuordnung die Nachbarschaft mit einbezogen. Das meist verwendete Verfahren dieser Art ist der Schwellwert. Dieses basiert auf Histogrammen. Dabei gibt es die lokalen, globalen und dynamischen Schwellwertverfahren, die sich aufgrund ih-

rer Regionvorteilung unterscheiden. Die Anzahl der Regionen wird durch die Anzahl der Schwellwerte bestimmt.

- *Gradientenbasierte Verfahren:* Im Gegensatz zur punktbasierten Segmentierung werden die gesuchten Objekte anhand ihrer Kanten bzw. deren Konturen extrahiert. In der Bildverarbeitung wird eine Kante als Grenze zwischen zwei homogenen Flächen im Bild bezeichnet. Zwei bekannte Verfahren sind die Wasserscheidentransformation, die auf Graustufenbildern basieren und immer geschlossene Kantenzüge liefert, sowie die Kantenverfolgung, die anhand der stärksten Kantenpixel die Kontur im Bild findet. Ein Nachteil dieser Segmentierungsart ist, dass meist die Datensätze mittels Filterketten vorverarbeitet werden müssen damit die Objektkonturen im Bild überhaupt erkannt werden können. Dabei könnte eine Kette aus vier Filtern bestehen: Glättungsfilter, Kantenextraktion, Konturaufbesserung und Konturpunktverkettung.
- *Regionorientierte Verfahren:* In diesem flächenorientiertem Verfahren werden die Punktmengen als Gesamtheit d.h. in Bezug zur Nachbarschaft, gesehen. Durch das Erzeugen von Regionen, wobei alle Punkte innerhalb dieser Region die gleichen Eigenschaften aufweisen, werden zusammenhängende Objekte extrahiert und somit segmentiert. Dabei basieren die verschiedenen Methoden auf unterschiedlichen Berechnungen. Zum Beispiel startet das Region-Growing Verfahren an einem Startpunkt im Bild und fügt all seine Nachbarn, die die selben homogenen Merkmale aufweisen, zu einem gemeinsamem Objekt zusammen. Der Split and Merge Algorithmus teilt dagegen das Bild in immer kleiner werdenden Regionen auf, bis das bestmögliche Ergebnis erzielt wird.
- *Modell- / Textursegmentierung:* Dieses Segmentierungsverfahren basiert auf Vorgaben von bestimmten polygonalen Formen bzw. Oberflächenmerkmalen der zu extrahierenden Objekte. Daher muss ein gewisses Vorwissen über den Bildinhalt vorhanden sein um die gesuchten Eigenschaften zu definieren. In der Medizinischen Bildverarbeitung gibt es immer wieder das Problem, dass Gewebe gleicher Art andere Farben aufweist. Die Textursegmentierung ist hier von Vorteil, da sie Bildobjekte einheitlicher Textur miteinander verbindet, die nicht über die gleiche Farbe verfügen.

In der medizinischen Bildanalyse werden bei der Segmentierung von Bilddaten häufig die Regionen unter- oder überschätzt. Aufgrund dessen sind die Ergebnisse bei vollautomatischen Verfahren häufig nur bedingt zufrieden stellend. Es stellt sich daher die Frage, ob eine Segmentierung durch

Interaktion (z.B. durch einstellen eines Schwellwertes oder setzen eines Seedpunktes) eines Anwenders bessere und sichere Ergebnisse liefert. Ein Nachteil solcher semi-automatischen Verfahren ist jedoch, dass sie gegen Fehlanwendungen ungeschützt sind. Die folgenden Abschnitte beinhalten Segmentierungsmethoden, die in dieser Arbeit für die Extraktion des Narbengewebes relevant sind.

Otsu Threshold

Das Otsu-Verfahren gehört zu den punktbasierten und automatischen Segmentierungsmethoden und wurde 1979 von Otsu Nobuyuki publiziert [20]. Es verwendet statistische Hilfsmittel, um einen möglichst optimalen Schwellwert für die Segmentierung zu berechnen. Insbesondere wird von der Varianz Gebrauch gemacht, die ein Maß für die Streuung der Grauwerte darstellt. Im ersten Schritt wird zunächst die statistische Varianz der Grauwerte aller Punkte oberhalb und unterhalb eines frei gewählten Schwellwertes gebildet. Neben der Varianz der beiden Teilmengen, wird zudem der arithmetische Gesamtbildmittelwert berechnet. Aus diesen Werten wird nun der Schwellwert so gewählt, dass der Quotient aus der Summe der Varianzen zum Gesamtbild und der Summe der Einzelvarianzen (jeweils gewichtet mit der Größe der jeweiligen Teilmenge) möglichst groß d.h. maximal wird. Die zweite Bedingung ist, dass die Varianz der Grauwerte in den einzelnen Klassen möglichst gering gehalten wird [21]. Bei diesem Verfahren gibt es neben der zweifachen eine Multilevel-Klasseneinteilung. Diese Berechnung mit den vermehrten Klassen erfolgt auf dem gleichen Prinzip wie bei dem einfachen zwei Klassen Otsu Verfahren. Neben dem Problem der Wahl der optimalen Anzahl von Regionen, ist dieses Schwellwertverfahren gegenüber starken Helligkeitsänderungen anfällig.

Region Growing

Der Region Growing Algorithmus ist ein Regionorientiertes Segmentierungsverfahren und wird oftmals semi-automatisch implementiert. Das Wachstum einer Region erfolgt indem benachbarte Punkte eines Startpunktes, deren Unterschied im Ähnlichkeitskriterium unter einer gewählten Schwelle liegt, zu einer Kante verbunden werden. Dabei muss im ersten Schritt eine Unterteilung des Bildes in initiale Zellen ($n \times n$ Pixel/Voxel) erfolgen. Anschließend wird ein statistisches Maß der Intensität über alle Pixel dieser Zellen berechnet. Im dritten Schritt erfolgt der Vergleich der Intensitäten der aktuellen Zelle mit den benachbarten Zellen. Sind diese Einheiten ähnlich, verschmelzen die Zellen zu einem Segment, und das statische Maß wird aktualisiert. Durch den Ver-

gleich mit all seinen Nachbarn wächst dieses Segment immer weiter, bis kein Nachbar mehr hinzugenommen werden kann. Ist somit eine fertige Region gefunden, so wird mit der nächsten unbearbeiteten Zelle iterativ weiter gerechnet, bis alle Zellen bearbeitet sind. Dieser letzte Schritt kann bei der Implementierung entfallen, wenn lediglich ein Objekt, das z.B. durch einen Seed-Punkt gekennzeichnet wird, extrahiert werden soll. Die Berechnung des Region-Growing Algorithmus erweist sich als sehr einfach und schnell. Jedoch führt es häufig zu Verkettungsfehlern. Farblich unterschiedliche Regionen müssen durch eine Kette langsam ineinander übergehender Farben verbunden werden, weshalb diese Methode bei Farbbildern mit komplexen Szenen ausscheidet.

2.5.3 Registrierung

Die Registrierung ist nach der Segmentierung der zweite Schritt der Bildanalyse. Sie transformiert ein Bild so, dass es einem anderen Bild der gleichen Szene, welches evtl. aus einem anderen Winkel oder mit einem anderen Messgerät aufgenommen wurde, überlagert werden kann. Dabei gibt es mehrere Problemstellungen wie zum Beispiel das Überlagern von Aufnahmen gleicher Modalitäten, verschiedener Modalitäten, veränderte Szenen, verschiedene Dimensionen oder Datentypen die darüber hinaus auch zusammen auftreten können. Je nach Fall sind verschiedene Algorithmen besser oder schlechter geeignet. Die Problemklassifizierung lässt sich nach Freiheitsgraden aufteilen. Zum einen gibt es Registrierungen, die nur globale Änderungen zulassen, und zum anderen elastische Registrierungsarten, die zusätzlich Scherungen und lokale Verzerrungen der Bilddaten erlauben. Die globale Registrierung lässt sich in die rigide und affine Form unterteilen. Der Unterschied zwischen diesen beiden Methoden besteht darin, dass die affine Transformation neben der Translation und Rotation, die die rigide Registrierung definieren, zusätzlich eine Skalierung der Bilddaten zulässt.

Die Aufgabe einer Registrierung besteht darin, die Transformationsmatrix (vgl. (2.1)) zu bestimmen bzw. abzuschätzen, mit dem Ziel eine optimale Überlagerung der Bilddaten zu erhalten. Um dieses Ziel jedoch erreichen zu können, sind vor allen für die Punkt- und Konturbasierten Registrierungen so genannte Landmarken notwendig. Diese können entweder manuell durch den Benutzer eingegeben, oder mittels verschiedener Methoden automatisch berechnet werden. Landmarken sollten allerdings immer eindeutig und in verschiedenen Auflösungen gut sichtbar sein. Sind die Landmarken erzeugt, so wird zwischen jedem Paar eine Korrespondenz erzeugt. Die Korrespondenz gibt Aussage darüber, wie der eine Punkt transformiert werden muss, damit dieser auf die Position des anderen Punktes gelangt. Neben der Methode der Landmarken gibt es andere Verfahren die z.B. nur auf den Bilddaten arbeiten. Beim Mutual-Information-Algorithmus wird eine

Transformation gesucht, die ein gewisses Ähnlichkeitsmaß zwischen den Bilddaten maximiert. Detaillierte Informationen über die unterschiedlichsten Registrierungsarten und deren Vorgehen können in [17] nachgelesen werden.

$$\begin{pmatrix} r s_{x1} & r_{x2} & r_{x3} & t_x \\ r_{y1} & r s_{y2} & r_{y3} & t_y \\ r_{z1} & r_{z2} & r s_{z3} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

Transformationsmatrix: Das r steht für die Rotation, s für die Skalierung und t für die Translation der Punkte um die Achsen. Die Berechnung erfolgt meist auf homogenen Koordinaten, daher die vierte Zeile.

2.6 Visualisierung

Die Visualisierung in Bezug zur Medizin ist die Darstellung, Übertragung und Untersuchung klinischer Bilddaten. Zu den Aufgaben gehören die Exploration der Bilddaten, Visualisierung von Strukturen, Hervorheben von Objekten und die quantitative Analyse der Datensätzen. Grundlegende Methoden wie die Extraktion von Isoflächen aus Volumendaten und deren direkte Darstellung sind die ältesten Anwendungen der computerunterstützten Visualisierungen. Die Methode zur dreidimensional wirkenden und qualitativ hochwertigen Darstellung der Bilddaten wurde in den 80er Jahren entwickelt. Seit Mitte der 90er Jahre erfolgte der Sprung der klinischen Anwendung in der Medizin. Die Kombination von Bildanalyse und Visualisierung erwies sich als eine angemessene Form der computerunterstützten Diagnose, die zu den Zielen der Visualisierungstechniken gehörte. Diese Techniken spielen heutzutage ebenfalls während eines Eingriffes eine große Rolle. So können dem Operateur Informationen über die Lage der Instrumente in Relation zu wichtigen Strukturen virtuell und in Echtzeit übermittelt werden [22]. Im folgenden Kapitel wird der Prozess der Pipeline kurz erläutert. Im Anschluss daran wird auf ein Verfahren der Objekterzeugung eingegangen, das im Rahmen dieser Arbeit implementiert wurde.

2.6.1 Visualisierungs Pipeline

Die Pipeline ist ein verbreitetes Hilfsmittel zur methodischen Einordnung von Arbeitsschritten und -abläufen des Visualisierungsprozesses. Sie besteht aus einem dreistufigen Verfahren:

1. Selektion (Filterung)
2. Mapping (Geometrieerzeugung)
3. Rendering (Rasterisierung)

Die Selektion erfolgt auf den Rohdaten, indem durch typische Bildvorverarbeitungsschritte wie Filterung, Maskierung und Segmentierung (s. dazu Kapitel 2.5) das Bild aufbereitet wird. Das Mapping, welches die extrahierenden Daten als Input erhält, ist der eigentliche Kern des Visualisierungsprozesses. Dort werden die Daten mittels verschiedener Verfahren auf Geometrien abgebildet und/oder mittels visueller Eigenschaften wie Farbe, Transparenz und Material hervorgehoben. Als letzter Schritt erfolgt die Darstellung der Objekte auf dem Ausgabegerät, das als Rendering bezeichnet wird. Für das Rendering existiert eine eigene Pipeline, die den Weg von der vektoriel- len, mathematischen Beschreibung (Geometrien) einer 3D-Sezene zum gerasterten Bild auf dem Monitor beschreibt. Detaillierte Informationen über die Rendering Pipeline kann in [23] nach ge- lesen werden. Aufgrund der Vielzahl von Geometrie-Erzeugenden (Mapping) Verfahren, wird hier zudem auf [24] verwiesen. Im folgenden Unterabschnitt wird nur die Marching Cubes Methode beschrieben, die für die Visualisierung des Narbengewebes implementiert wurde.

2.6.2 Marching Cubes

Der Marching Cubes Algorithmus ist ein Mapping Verfahren, dass Objekte durch polygonale Ober- flächen modelliert. Das Prinzip dieser Polygon-Methoden kann wie folgt in einem Satz erläutert werden: es werden eckige Flächen, die in der Regel meist Dreiecke sind, so aneinander gesetzt, dass diese die Oberfläche des Objektes nachbilden. Aufgrund dieses einfachen Prinzips können die Modelle sehr schnell und einfach in Bilder umgesetzt werden, die zudem einen geringen Spei- cherplatz benötigen. Wegen dieser Einfachheit gegenüber Voxel-Modellen wurde der Wunsch nach einem Verfahren erfüllt, das Daten bildgebender Systeme in der Medizin schnell und aussagekräf- tig bildlich darstellt.

Die Berechnung der Isoflächen erfolgt im Marching Cubes Algorithmus durch sechs Schritte. Der

erste Schritt zerlegt das Objekt, eines gegebenen Voxelmodells, in kleine Würfel. Dies ist notwendig, um in den nächsten Schritten von einem zum anderen Quader zu gelangen und um die Schnittpunkte der Objektfläche mit den Würfeln zu bestimmen. Voxel der Volumendaten können solche Quader automatisch bilden. Liegen dahingegen Pixel vor, so werden mehrere Schichten benötigt um jeweils vier Punkte aus der k -ten und vier aus $k + 1$ -ten Schicht zu bestimmen, die den Würfel bilden. Im zweiten Schritt werden die Eckpunkte klassifiziert, dabei wird mittels eines Grenzwertes zwischen außer- und innerhalb des Objektes unterschieden. Bei einem Binärbild wäre z.B. die Klassifizierung durch 1 für innerhalb und 0 für außerhalb des Objektes. Im folgenden dritten Schritt wird der Index für jeden Würfel bestimmt. Ein achtstelliger Binärcode gibt an, wie das Objekt das Quadrat schneidet. Während eine 0 für innen- und eine 1 für außenliegende Eckpunkte steht. Wird nun diese achtstellige Zahl als Binärzahl betrachtet, so stellt sie eine Dezimalzahl und gleichzeitig den Index dar. Im vierten Schritt wird aus der entsprechende Dreiecks-Kantenliste (Triangle Lookup Tabelle (TLT)) der Dreieckswürfel gewählt, dem der soeben berechnete Index entspricht. Dabei enthält die TLT Liste nicht alle 256 Möglichkeiten, sondern aufgrund von Symmetrieeigenschaften wie z.B. durch Iteration und Rotation nur 15 Fälle (siehe dazu Abb. 2.13). Im nächsten Schritt wird für jede Dreieckskante der Schnittpunkt mit den Würfelkanten durch lineare Interpolation berechnet. Des Weiteren werden im sechsten und letzten Schritt des Verfahrens die Oberflächen-Normalen an den Eckpunkten der Dreiecke berechnet und interpoliert. Somit erstellt der Algorithmus eine Liste aller Dreiecke die benötigt werden, um das Objekt durch die Polygone anzunähern, und dazu alle Einheitsnormalen der Knotenpunkte für die Beleuchtung. Die Datenausgabe erfolgt anhand der Liste, die somit die Teilstücke der Oberfläche beinhaltet. [25]

Marching Cubes ist aufgrund seiner Eigenschaften eine universelle Methode für die Konstruktion von Isoflächen. Die Vorteile liegen eindeutig in der Schnelligkeit, da der Algorithmus nur einmal ein Datenvolumen durchläuft. Die Geometrie wird unabhängig vom Betrachter generiert, ist robust, bewältigt unter anderem konkave Bereiche und benötigt dazu geringen Speicherplatz. Bei einem hochaufgelösten Datensatz wird ebenfalls eine hohe Anzahl von Dreiecken generiert. Ein Nachteil des Verfahrens ist, dass die Modellierung der Isoflächen nicht immer eindeutig bestimmt werden kann und sich dadurch Löcher bilden können.

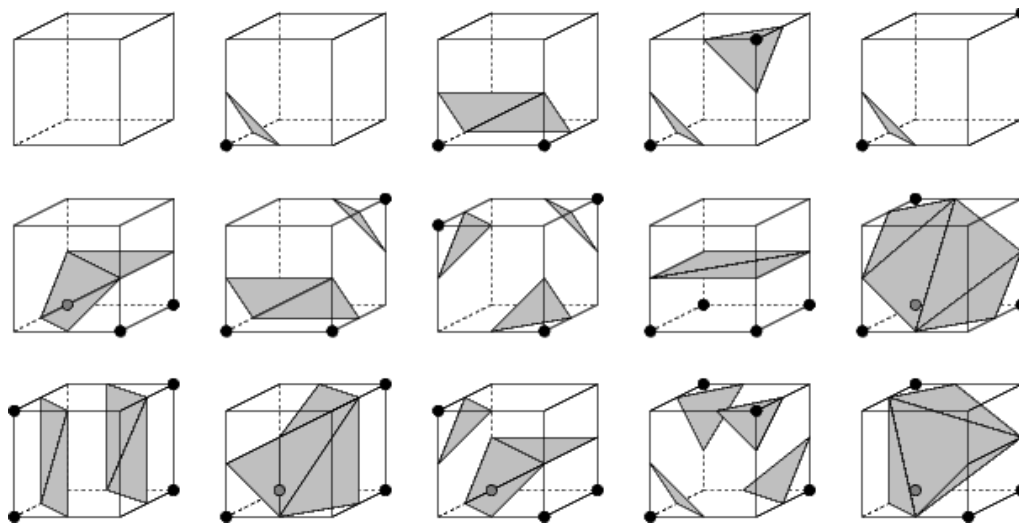


Bild 2.13: Triangle Lookup Table des Marching Cubes Algorithmus. Aufgrund der Symmetrieeigenschaften können die 256 Möglichkeiten der Dreiecksverteilung in einem Quader auf 15 Fälle reduziert werden.

Kapitel 3

Stand der Wissenschaft der Narbendiagnostik

In diesem Kapitel werden die unterschiedlichsten und bereits vorhandenen Verfahren zur Narbendiagnostik dargestellt. Dabei wird zwischen der Praxisanwendung und den theoretischen Ansätzen unterschieden. Die Diagnose in der Praxis richtet sich dabei an die Kardiologie vom St. Nikolaus Stiftshospital in Andernach. Allerdings kann diese Untersuchungsmethode auf mehrere Praxen verallgemeinert werden. Die dargestellten theoretischen Ansätze sind Ansätze und Methoden aus der Forschung sowie vorhandene Softwareprodukte.

3.1 Praxisanwendung

In der Praxis wird für die Aufnahme des Herzens ein Magnetresonanztomograph mit den entsprechenden Eigenschaften aus 2.1.2 voraus gesetzt. Zum Geräteequipment gehört die Firmensoftware, die für die Planung der Bildaufnahme und der Bildbearbeitung zuständig ist. Diese kann von Gerät zu Gerät unterschiedlich sein, wobei aber die meisten Funktionen identisch sind. Eine so genannte Standard-Funktion ist zum Beispiel die visuelle Planung der Schnittebenen, wobei die Lage und deren Eigenschaften wie die Dicke und die Anzahl der Ebenen eingestellt werden können. Weiterhin kann die Ansicht zwischen den verschiedenen Schnittebenen für eine direkte visuelle Kontrolle nach belieben gewechselt werden. Diese Eigenschaft ist vor allem für die interaktive Planung der Untersuchung von Vorteil. Für die direkte Bildbearbeitung stehen dem Kardiologen

Funktionen wie Helligkeits- und Kontrastanpassung sowie eine Zoom-Funktion zur Verfügung. Bei Cine-Aufnahmen, d.h. Aufnahmen der selben Schnittebenen zu unterschiedlichen Zyklen, kann durch die Video-Funktion die Kontraktion des Herzens visualisiert werden.

Das Endergebnis der Untersuchung wird meist an einem zweiten Arbeitsplatz in einem Nebenraum und ebenfalls mit Hilfe der Firmensoftware ermittelt. Dabei erfolgt z.B. die Bewegungsanalyse des linken Ventrikels rein visuell. Der Kardiologe kontrolliert mit Hilfe der Video-Funktion die Kontraktion des linken Ventrikels anhand eines Cine-Datensatzes der kurzen Achse. Werden Dysfunktionen festgestellt, so werden diese an die entsprechenden Stellen im Bulleye-Diagramm auf dem Untersuchungsbericht notiert. Das Bulleye-Diagramm teilt zum einen den Ventrikel in seine 3 Herzebenen (basal, medial, apikal) und zum anderen in die Versorgungsgebiete der einzelnen Koronararterien (RIVA, RCX, RCA) auf. In Abbildung 3.1 wird ein solches Bulleye-Diagramm dargestellt. Die Funktionsanalyse des Ventrikels erfolgt in den meisten Fällen semi-automatisch. Dabei unterstützt die Software den Kardiologen indem diese ein so genanntes Klick-Programm zur Verfügung stellt. Das Programm ermöglicht durch einfaches Klicken mit der Maus, notwendige Parameter wie zum Beispiel den Umfang und den Durchmesser des Ventrikels zu ermitteln. Die Parameter werden im Bildfenster angezeigt und der Kardiologe notiert sich diese in seinem Bericht. Sind alle Größen vorhanden, so werden diese per Hand in eine Excel-Datei übertragen. Anschließend berechnet die Excel-Tabelle mittels den entsprechenden Formeln die fehlenden Angaben. Das Ergebnis der Funktionsanalyse wie z.B. das Volumen oder die Masse des Ventrikels sowie das Schlagvolumen, die Auswurfraction und der kardiologische Output werden ebenfalls auf dem Untersuchungsbericht notiert. Bei der Narbendiagnostik wird ähnlich vorgegangen. Der Kardiologe kontrolliert manuell die Late-Enhancement-Aufnahmen und überträgt die signalstarken Bereiche in das Bulleye-Diagramm. Fallen diese Bereiche mit den zuvor bei

Die Funktionsanalyse des Ventrikels erfolgt in den meisten Fällen semi-automatisch. Dabei unterstützt die Software den Kardiologen indem diese ein so genanntes Klick-Programm zur Verfügung stellt. Das Programm ermöglicht durch einfaches Klicken mit der Maus, notwendige Parameter wie zum Beispiel den Umfang und den Durchmesser des Ventrikels zu ermitteln. Die Parameter werden im Bildfenster angezeigt und der Kardiologe notiert sich diese in seinem Bericht. Sind alle Größen vorhanden, so werden diese per Hand in eine Excel-Datei übertragen. Anschließend berechnet die Excel-Tabelle mittels den entsprechenden Formeln die fehlenden Angaben. Das Ergebnis der Funktionsanalyse wie z.B. das Volumen oder die Masse des Ventrikels sowie das Schlagvolumen, die Auswurfraction und der kardiologische Output

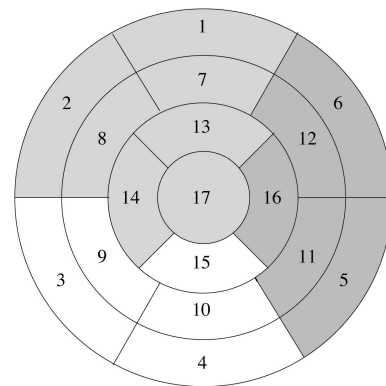


Bild 3.1: Bulleye-Ansicht mit Koronararterienzugehörigkeit. Der äußerste Ring stellt die basale-, der mittlere die mediale- und der innere die apikale-Schicht des Herzens dar. Die Mitte (Nr. 17) ist der Apex bzw. die Herzspitze. Die farblichen Unterschiede stellen die verschiedenen Versorgungsareale der Koronargefäße dar. hellgrau: RIVA, grau: RCX und weiß: RCA

werden ebenfalls auf dem Untersuchungsbericht notiert. Bei der Narbendiagnostik wird ähnlich vorgegangen. Der Kardiologe kontrolliert manuell die Late-Enhancement-Aufnahmen und überträgt die signalstarken Bereiche in das Bulleye-Diagramm. Fallen diese Bereiche mit den zuvor bei

der Bewegungsanalyse markierten Regionen zusammen, so kann ein Narbengewebe im Myokard nachgewiesen werden. Durch die visuelle Begutachtung kann der behandelnde Arzt Aussagen über die Ursache und das Ausmaß des Narbengewebes machen. Eine Quantifizierung des avitalen Myokards kann ebenfalls mit Hilfe des Klick-Programms der Firmensoftware erzielt werden. Jedoch sollte hierbei bedacht werden, dass für ein realitätsnahes Ergebnis jede einzelne Schicht betrachtet werden muss, da die Narbe sich im Myokard asymmetrisch in alle Richtungen ausdehnen kann. Das bedeutet, dass der Umfang und der Durchmesser von jeder Ebene bekannt sein muss. Hinzu kommt noch, dass die Berechnung durch die ungleichförmige Narbe keine maßgenauen Größen liefert, und somit ist das Ergebnis nur eine Annäherung der ungefähren Größe der Narbe mittels hohen Aufwand.

Abschließend kann festgehalten werden, dass trotz vorhandener Software die Ärzte hauptsächlich rein visuell und manuell ihre Ergebnisse berechnen und ihre Diagnosen stellen. Gründe für diese Nichtnutzung können unter anderem der hohe Kostenfaktor solcher diagnose-unterstützender-Software sein oder die komplizierte Anwendung der Programme, die für den Arzt eine Zeitverzögerung darstellen. Hinzu kommt obendrein, dass die meisten Anwendungen auf Nachbesserungen und Kontrolle des Arztes angewiesen sind.

3.2 Theoretische Ansätze

Die theoretischen Ansätze lassen sich in Modelle und bereits existierende Software gliedern. Die im Folgenden erläuterten Verfahren basieren auf unterschiedlichen Voraussetzungen. Die meisten arbeiten jedoch mit den ursprünglichen Bilddaten der Herzinfarktuntersuchung (Cine- und LE-Datensatz). Weiterhin unterscheiden sich die Verfahren in ihrem Ablauf (manuell, semi- oder voll-automatisch). Eins haben diese allerdings gemeinsam, alle verfolgen das gleich Ziel, der optimalen Segmentierung und Narbenquantifizierung.

In [26] wird ein Verfahren vorgestellt, das eine Narbensegmentierung und -quantifizierung mittels der Perfusionsaufnahmen und dem LE-Datensatz berechnet. Da dieser Arbeit keine Bilddaten der Perfusionsuntersuchung vorliegen, ist dieses Verfahren an dieser Stelle nicht weiter relevant.

3.2.1 View Forum 4.1 Cardiac MR Analysis Software (Philips)

In dem von M.Breeuwer publizierten Bericht [14], wird ein semi-automatisches Quantifizierungsverfahren des Narbengewebes beschrieben, das sich auf die Philips-Software *View Forum 4.1 Car-*

diac MR bezieht. Das Ziel bestand darin, ein effizientes, zuverlässiges und reproduzierbares Tool zu entwickeln, das eine Quantifizierung der relevanten Information aus den Kardio MRT Daten berechnet. Die entstandene Software unterstützt den Mediziner bei der Analyse der Funktionsparameter, von Perfusionsdaten, der Late-Enhancement-Daten, der Flussgeschwindigkeit. Des Weiteren besitzt die Software verschiedene Visualisierungsarten. Da die Narbenquantifizierung Gegenstand dieser Arbeit ist, wird im Folgenden diese und zudem die Funktionsanalyse des im Paper vorgestellten Verfahrens erläutert.

Die Funktionsanalyse beruft sich auf das *View Forum 4.1 CMR left-Ventricular(LV) und right-Ventricular(RV) short-axis(SA) functional analysis package*. Im ersten Schritt dieser Analyse werden die Myokardkonturen durch die "aktive konturbasierte Segmentations Technik" berechnet. Dabei wird der Epi- und Endokardrand für jede Ebene manuell eingezeichnet. Mittels dieser Konturen und einer automatischen Positionierung durch ein Kantenfeature werden die Myokardränder der anderen Phasen automatisch interpoliert. Weiterhin kann der Anwender bei Fehlern die Kontur manuell korrigieren. Die Funktionsanalyse des Herzens basiert auf der Silhouette des Herzmuskels und deren Mittellinie, nach den typischen Berechnungen des Schlagvolumens, der Auswurfraction, des Volumens, der Wanddicke etc.

Die Vitalitätsprüfung des unterversorgten Myokards erfolgt mit dem *View Forum 4.1 CMR Late Enhancement Analysis package*. Das Vorgehen basiert ebenfalls auf den zuvor manuell eingezeichneten Konturrändern, die das Myokard definieren. In diesem Bereich erfolgt die automatische Segmentierung des Infarktgebietes durch das Schwellwertverfahren. Der Grenzwert wird wie folgt berechnet:

$$T = \mu + C * \sigma \quad (3.1)$$

wobei μ für den Mittelwert, C für eine Konstante und σ für die Standardabweichung steht. Diese Werte werden aus dem vitalen, nicht-erhöhten Myokardbereich mittels eines manuell ausgewählten Bereiches bestimmt (s. Abb. 3.2). Dieser Schwellwert T stellt nun die Grenze zwischen dem normalen (vitalen) und dem erhöhten (avitalen) Gewebesequenzen dar. Die Narbe kann folge dieses Wertes T extrahiert werden. Die Analyse Ergebnisse werden in einem Bulleye-Plot mit einer Farbskala visualisiert (vgl. Abb. 3.3). Das Narbenvolumen und der Prozentsatz zum gesamten Myokard werden aus den Angaben des Bulleye-Plot kalkuliert.

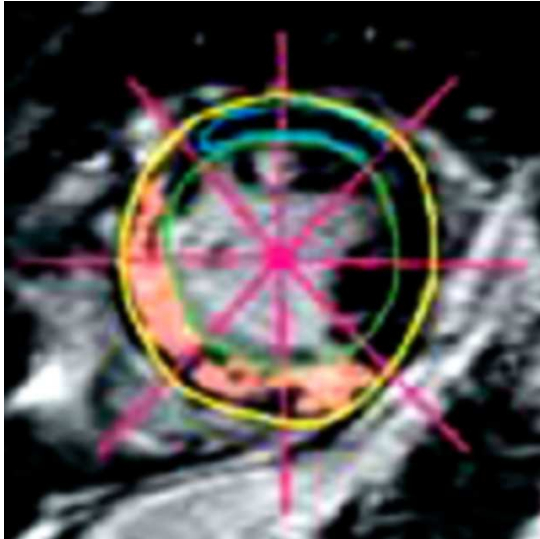


Bild 3.2: Narbensegmentierung nach [14]. Manuelles Einzeichnen des Endokard- (grün) und Epikardrandes (gelb). Die Blaue Kontur beinhaltet die Grauwertinformation für das Schwellwertverfahren.

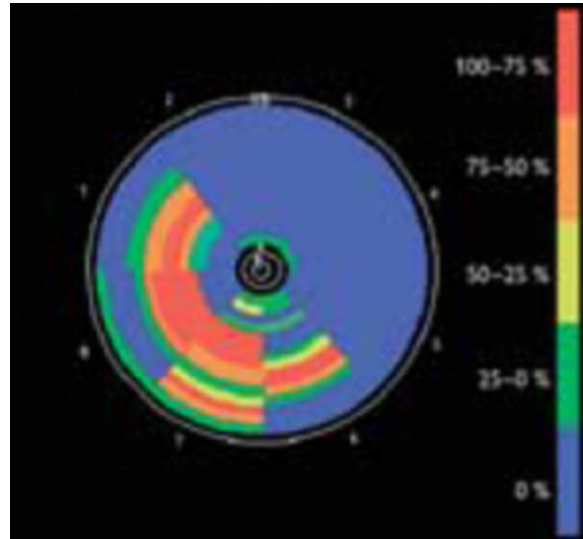


Bild 3.3: Visuelles Analyseergebnis in einem Bulleye-Diagramm

3.2.2 HeAt - Heart Analysis Tool

HeAt ist die Unterstützung des Arztes durch eine kombinierte Analyse von Wandbewegung und Infarktgröße [27]. Die Methode wurde unter Verwendung von ITK und VTK entwickelt. Ziel war es die Länge, Fläche und das Volumen des Infarktgebietes im Verhältnis zum gesunden Myokard und den lokalen Formveränderungen des avitalen Gewebes zu berechnen. Das Verfahren basiert auf der standardisierten Infarktaufnahme, der Cine- und LE-Daten. Im ersten Schritt werden Bewegungsfelder mittels eines nicht-linearen Registrierungsverfahrens zwischen den dynamischen Cine-Daten jeder Schicht erstellt. Mittels dieser Bewegungsinformation werden die statischen LE-Bilder künstlich erzeugt, so dass zu jedem Zyklus ein solcher Narbendatensatz existiert. Dies bietet die Möglichkeit, den Infarktgebiet in allen Cine-Daten zu lokalisieren. Durch manuelles Einzeichnen des avitalen Bereiches in den LE-Daten wird die Narbe segmentiert. Durch schichtweise Überlagerung der beiden Bildmodalitäten wird die Infarktkontur mit der korrespondierenden Cine-Schicht kombiniert. Für die Herzanalyse wird neben der Narbensegmentierung eine Bewegungsanalyse berechnet. Diese erzeugt durch ein interaktives Segmentierungsverfahren die Herzwandkonturen und deren Mittellinie. Für die Berechnungen wird die Mittellinie in n Segmente unterteilt und bildet

die Basis für die Kalkulation der Parameter wie z.B. die Wanddicke und -bewegung. Neben der globalen Bewegungsanalyse ist zusätzlich die Auswahl lokaler Herzwandbereiche für die Auswertung möglich. Dabei sind genau die Bereiche von medizinischer Interesse, in denen sich das avitale Gewebe befindet. Die berechneten Daten werden in Tabellen abgelegt und können graphisch angezeigt und vom Arzt analysiert werden. [28]

Aufgrund der manuellen Narbensegmentierung und der fehlenden Information der Myokardextrahierung, sowie der fehlenden Darstellung der Ergebnisse kann dieses Verfahren, mit dieser Arbeit nicht in Konkurrenz treten.

3.2.3 Argus Software (Version 2002B) - Siemens

In dem Bericht von J.B. Selvanayagam [13] wird eine weitere Software für die Funktionsanalyse und der Narbenquantifizierung vorgestellt. Die *Argus Software der Version 2002B* von Siemens ermittelt auf Basis eines hier unbekanntes Verfahrens, die globale Funktionsanalyse des Ventrikels. Aus der Veröffentlichung konnte entnommen werden, dass der linke Ventrikel in 56 Segmente aufgeteilt wird. Die ermittelten Parameter sind wie in den meisten Analyseergebnissen die bekannten Funktionsgrößen wie Volumenindex, Auswurfraction, Ventrikelmasse und Herzindex. Zudem erfolgt eine Klassifikation der Wandbewegungsstörung durch Beobachtung sowie chirurgischer Anordnung in folgenden Stufen: 0 normal, 1 mittlere bzw. gemäßigte Hypokinesie, 2 strenge Hypokinesie, 3 Akinesie und 4 Dyskinesie. Die Narbenerkennung erfolgt durch die Annahme, dass an dieser Stelle die Pixelintensität höher als zweimal die Standardabweichung über dem Mittelwert der Intensität des Myokards steht. Wie das Myokard segmentiert wird, bleibt ebenfalls offen. Die Einordnung der Narbe in Klassen erfolgt nach dem Ausmaß der Transmuralität des Narbengewebes. Dabei gilt, 0%*Sequenzhöhung(SE)* keine Narbe, 1 – 25%*SE* nichttransmurale Narbe (subendokardial), 26 – 50%*SE* nichttransmurale Narbe, 51 – 75%*SE* transmurale Narbe sowie > 76%*SE* transmurale Narbe maximaler Klasse. Informationen über die visuelle Darstellung der Analyseergebnisse sind hier nicht bekannt.

Da diese Veröffentlichung primär das Verhalten des Herzens nach einem Revaskulierungseingriff untersucht, kommen die technischen Verfahren der Berechnungen und die Ergebnisse der Segmentierung zu kurz und können somit für den Vergleich nicht herangezogen werden.

3.2.4 Unterschiedliche Schwellwertverfahren für eine optimale Narbensegmentierung aus den LE-Daten

In [29] werden sieben Segmentierungsverfahren gegenüber gestellt, die jeweils auf Schwellwertberechnungen basieren. Die einzelnen Methoden lassen sich in drei Klassen einordnen, wobei eine manuelle, drei semi-automatische und ebenfalls drei automatische Berechnungen für die optimale Narbensegmentierung herangezogen werden.

Die *manuelle Methode* basiert auf der soeben angesprochenen Argus-Software. Wie in [29] berichtet, besitzt diese Software einen interaktiven Schwellwert und ein Tool mit dem gelöscht und gezeichnet werden kann, um das avitale Gewebe zu markieren [30].

Zu den semi-automatischen Verfahren gehört der $Mean - 2SD_{BP}$, der $Mean + 2SD_{semi}$ und der $Mean + 3SD_{semi}$ Algorithmus. Aufgrund der nicht zufrieden stellenden Ergebnisse kann die Beschreibung des ersten und letzten Verfahrens entfallen. Der $Mean + 2SD_{semi}$ ist dahingegen Testsieger der gesamten Untersuchung. Im ersten Schritt dieses Algorithmus wird der myokardiale Bereich manuell eingezeichnet, wodurch automatisch eine *Region of Interest* in den Bild-daten erstellt wird. Der Grenzwert des Schwellwertverfahrens berechnet sich aus dem Mittelwert des vitalen Myokards addiert mit der doppelten Standardabweichung¹. Dabei stellt sich die Frage, wie der Algorithmus das vitale vom avitalen Myokard unterscheidet. Dies könnte entweder durch ein automatisches Verfahren oder durch manuelles Einzeichnen einer Kontur im gesunden Herzmuskel erfolgen. Für die Segmentierung des Infarktgewebes wird nun der Grenzwert T (aus Formel (3.2)) herangezogen. Dabei wird vorausgesetzt, dass alle Pixel-Intensitäten, die über diesem Wert liegen, avitales Myokard und somit Narbengewebe darstellen.

$$T_{semi} = \mu_{vitalenMyokard} + 2 * SD \quad (3.2)$$

wobei μ für den Mittelwert der Pixel-Intensitäten aus dem vitalen Myokard und SD für die Standardabweichung steht.

Die automatisierten Verfahren lassen sich in $Mean + 2SD_{Auto}$, $Mean + 3SD_{Auto}$ und *Minimum Intensity* Algorithmen unterteilen. Auch hier sind zwei der Verfahren laut Tests nicht für die Im-

¹Maß für die Streuung der Werte einer Zufallsvariable um ihren Mittelwert.

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

wobei \bar{x} für den Mittelwert, x Elemente der Gesamtheit (hier: Pixel-Intensität) und N für den Umfang der Grundgesamtheit steht.

plementierung geeignet. Deshalb wird im Folgenden nur das Verfahren des $Mean + 3SD_{Auto}$ erläutert. Hier wird automatisch eine ROI spezifiziert indem eine 7×7 -Maske um den niedrigsten Intensitäts-Pixel im Bild erzeugt wird. Der Grenzwert wird nun in einem zwei-Stufen-Prozess berechnet. Dabei wird zuvor der Mittelwert der soeben erzeugten ROI berechnet und dreimal mit der Standardabweichung addiert. Nun werden alle Pixel die unterhalb dieses Wertes liegen entfernt und die Kalkulation beginnt von Neuem.

$$T_{Auto} = \mu_{Maske} + 3 * SD \quad (3.3)$$

Ergebnis dieses Verfahren sind alle Pixelintensitäten die oberhalb der Grenzwerte liegen und somit das Narbengewebe bilden. Hier stellt sich die Frage, ob eine Vorsegmentierung des Myokards sinnvoll wäre, da im Bild weiter helle Stellen außer der Narbe vorhanden sind.

Weitere Informationen zu den nicht beschriebenen Verfahren dieser Veröffentlichung können in [29] nachgelesen werden.

Kapitel 4

Konzept

Gegenstand dieser Arbeit ist die Quantifizierung des Narbengewebes im linken Ventrikel, so dass die Größe, die Lokalisation und der Transmuralitätsgrad des avitalen Myokards in Bezug zum vitalen Myokard gesetzt werden kann. Dabei werden die Ergebnisse textuell und visuell präsentiert. Anhand der visuellen Ergebnisse wird das Ausmaß der Narbe lokal sichtbar. Zudem wird die ausmaskierte Narbe durch Deformation über den Herzzyklus simuliert und kann demzufolge visuell analysiert werden.

4.1 Anforderungsanalyse

Obwohl mittlerweile mehrere Anwendungsprogramme im medizinischen Bereich für die Unterstützung des Mediziners entwickelt wurden, werden diese in der Praxis oftmals nicht eingesetzt. Stattdessen wird weiterhin nach der manuellen und traditionellen Methode analysiert (vgl. dazu Kapitel 3.1). Diese Ablehnung lässt sich meist darauf zurückführen, dass die Programme Anwendungsschwierigkeiten, Nachbesserungen durch den Anwender und zeitintensives Einarbeiten des Arztes voraussetzen. Ziel dieser Arbeit soll ein Verfahren sein, welches im optimalen Fall vollautomatisch und ohne eine Vielzahl von einstellbaren Parametern das beste Ergebnis liefert. Zudem soll die Software auf standardgemäßen Daten angewandt werden, um keine weiteren Kosten zu verursachen. Dazu zählen z.B. bei der Herzinfarktuntersuchung der Cine-Datensatz und die Late-Enhancement-Aufnahme. Das Verfahren soll in seiner Gesamtheit für den Anwender eine Zeiterparnis darstellen. Das bedeutet, die Rechenzeit des Programms sollte gegenüber der traditionellen

Analyse deutlich schneller sein. Sind diese Ziele erreicht, so wird gewährleistet, dass die Software praxisorientiert arbeitet und Fehlbedienungen größtenteils durch den Benutzer ausschließt um somit den Grundstein für eine gute Zusammenarbeit zwischen Software und Mediziner zu setzen. An dieser Stelle soll noch einmal erwähnt werden, dass die Software den Mediziner lediglich bei der Analyse und der Entscheidung über die weiteren Maßnahmen unterstützen und ihn nicht ersetzen soll.

4.2 Quantifizierung und Deformation des Narbengewebes

Das Konzept zur Quantifizierung und der Deformation des Narbengewebes über den Herzzyklus ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Es besteht aus zwei voneinander unabhängigen Pipelines, wobei beide gemeinsam auf die Maskierung und die bereits bestehende Funktionsanalyse zugreifen.

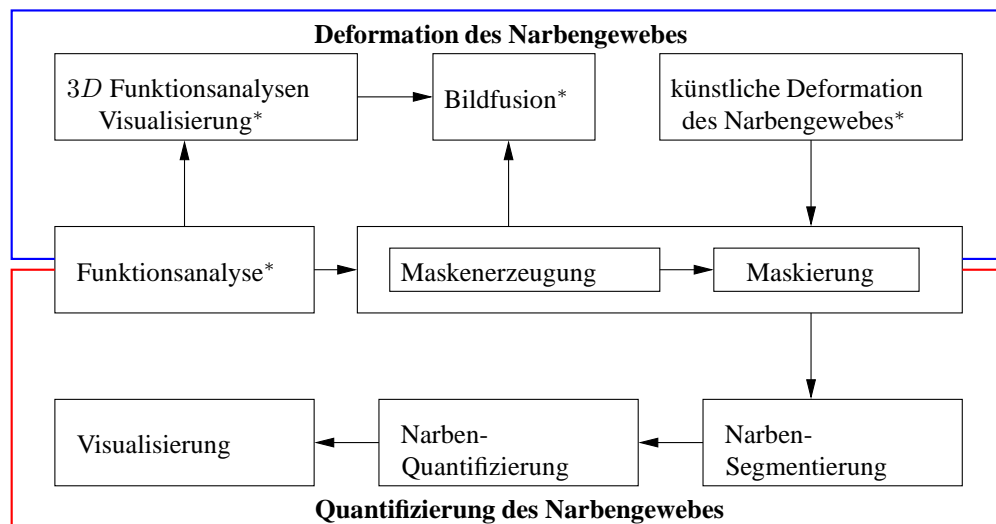


Bild 4.1: Quantifizierung und Visualisierung des Narbengewebes im linken Ventrikel. Deformation der LE-Daten mit Visualisierung unter besonderer Berücksichtigung der Narbe. (* bereits existierende Verfahren)

Die Verfahren basieren auf zwei Datensätzen eines Patienten, die in einem Untersuchungsablauf bei einer Herzinfarkt-Analyse generiert werden. Zum einen wird der Cine-Datensatz für die Funktions-

analyse benötigt, aus der gewisse Parameter berechnet werden, um diese für die Narbensegmentierung heranzuziehen. Für die Segmentierung und Quantifizierung wird die Late-Enhancement-Aufnahme benötigt, in der, wie schon in Kapitel 2.3.2 erwähnt, die Narbe aufgrund eines Kontrastmittels visuell hervorgehoben wird.

In den nächsten Kapiteln werden die Verfahren der Narbenquantifizierung und der Deformation getrennt voneinander betrachtet.

4.2.1 Quantifizierung des Narbengewebes

Das hier vorgestellte Verfahren basiert auf einer bereits bestehenden Funktionsanalyse des linken Ventrikels. Aus dieser Analyse werden Daten herangezogen, die für das Segmentieren des Myokards im Cine-Datensatz von Nöten sind. Der segmentierte Bereich wird als binäres Bild abgespeichert und kann im weiteren als Maske verwendet werden. Weiterhin basiert das Verfahren auf einer ebenfalls existierenden Registrierung zwischen den akquirierten Cine- und Late-Enhancement-Datensätzen. Ist diese Registrierung erfolgt, so kann das Myokard der registrierten Late-Enhancement-Aufnahme anhand der zuvor berechneten Maske extrahiert werden. Abschließend wird das Narbengewebe anhand der gewonnenen Resultate segmentiert, und die Quantifizierung der Narbe kann erfolgen. Am Ende werden die Analyse Ergebnisse visuell sowie textuell dargestellt. Im einzelnen besteht das Verfahren aus sieben grundlegenden Schritten (s. Abb. 4.2).

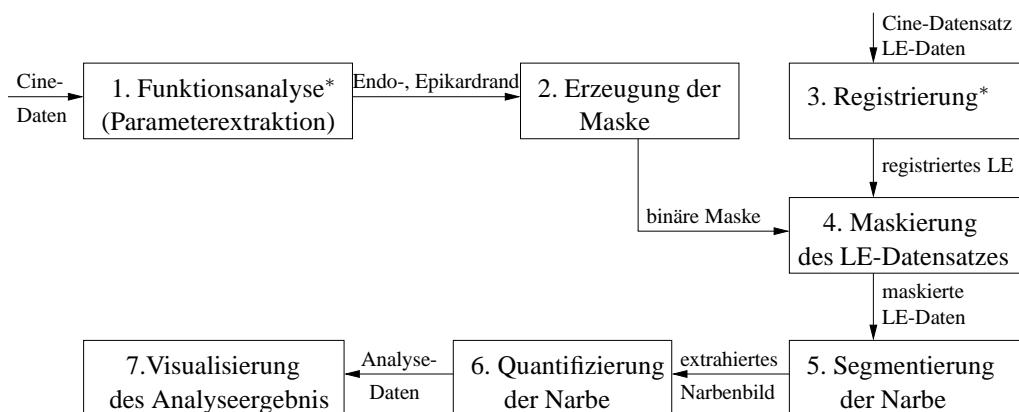


Bild 4.2: Grundlegende Schritte des Verfahrens für die Quantifizierung des Narbengewebes. (* bereits existierende Verfahren)

Dieses Verfahren unterscheidet sich von den zuvor in Kapitel 3.2 beschriebenen Ansätzen darin, dass der Ablauf des Prozesses mit geringem Aufwand erfolgt. Dies bedeutet, dass vom Anwender keine bzw. wenige Einstellungen und Eingaben benötigt werden. Zudem werden die Analyseergebnisse nach dem vorgeschlagenen Standard der American Heart Association in einem Bulleye-Diagramm dargestellt und sind weiterhin, durch den Gebrauch dieses Diagramms in der Praxis, für den Mediziner vertraut. Dies hat den natürlichen Vorteil, dass die Anwender die Ergebnisse auf Anhieb und fehlerfrei einschätzen können, ohne sich zuvor in neue Visualisierungsarten einarbeiten zu müssen.

Im Folgenden werden die Konzepte der einzelnen Schritte der Pipeline detaillierter beschrieben, wobei die bereits bestehenden Verfahren in ihrem Vorgehen beschrieben werden.

Funktionsanalyse und Parameterextraktion

Die Funktionsanalyse des linken Ventrikels ist, wie in Kapitel 2.3.2 erwähnt, für die Diagnose, Planung und Therapie von Herzkrankheiten (u. a. von Narbengewebe) von großer Bedeutung. Daher war das erste Ziel der computerunterstützten Diagnose, die Parameter der Funktionsanalyse anhand der gegebenen Bilddaten zu ermitteln. Da diese Parameter ebenfalls für die Quantifizierung des Narbengewebes benötigt werden, wird im Folgenden genauer darauf eingegangen.

Die Analyse besteht aus einer Aufbereitung der gegebenen Bilddaten, der Segmentierung des linken Ventrikels und der Parameterextraktion. Insgesamt besteht diese aus sieben Schritten und wird im Folgenden beschrieben. Für eine detailliertere Beschreibung kann in [31], [32] und in [33] nachgelesen werden.

1. Region of Interest (ROI)

Die Bilddaten werden auf ein Minimum reduziert um die Rechenzeit der nachfolgenden Schritte zu reduzieren. Der Bildausschnitt enthält im Mittelpunkt den Bloodpool des linken Ventrikels.

2. Affine Transformation

Die Transformation der Bilddaten orientiert sich an den Richtlinien der American Heart Association (AHA). Diese beziehen sich auf die tomographischen Kurzschnittaufnahmen des Herzens und teilen den Ventrikel in 17 Segmente auf. Dabei besteht der basale und der mediale Bereich aus jeweils 6 und der apikale aus nur 4 Segmenten. Der Apex bildet das 17. Segment, wobei dieser für die nachfolgenden Berechnungen ausgeschlossen wird. Die

Ausdehnung der Segmente richtet sich nach der Anzahl der Segmente pro Region, das bedeutet im basalen und medialen Bereich beträgt ein Segment 60° und im apikalen Bereich jeweils 90° Abstand um die Längsachse [34]. Für die affine Transformation bedeuten diese Richtlinien, dass der Ventrikel senkrecht zur linksventrikulären langen Achse und das Septum linksseitig ausgerichtet werden soll [33]. Für die Drehung wird ein Seed-Punkt vom Anwender gefordert. Dieser sollte im Zentrum des Myokards und in Höhe der rechten Ventrikelmitte gesetzt werden. In Abbildung 4.3 wird die Einteilung der Segmente und die Anordnung im Bulleye-Diagramm nach den AHA-Richtlinien dargestellt.

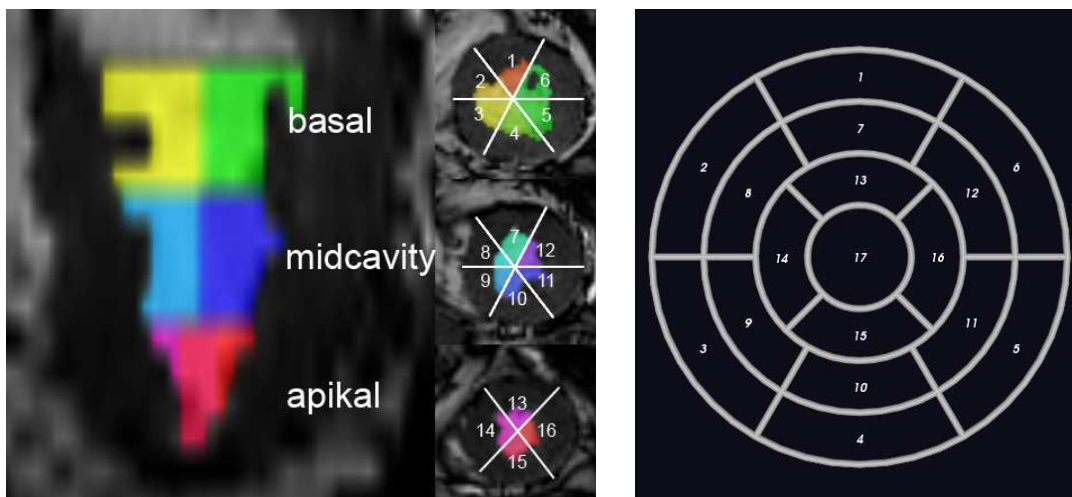


Bild 4.3: *links*: Einteilung des Ventrikels nach den Richtlinien der American Heart Association in seine Segmente. *rechts*: Segmenteinteilung im Bulleye-Diagramm. Die Segmente 1 bis 6 definieren den basalen, 7 bis 12 den medialen und 13 bis 16 den apikalen Bereich des Ventrikels.

3. Resampling

Das Resampling erhöht die Anzahl der Schichten mittels Interpolation in z-Richtung. Standardgemäß ist diese auf 1 d.h. keine Interpolation gesetzt. Je höher das Oversampling manuell in der Oberfläche eingestellt wird, desto schmaler werden die Bildschichten wodurch sich diese dementsprechend vermehren. Zum Beispiel erhöhen sich die Cine-Bilddaten von ihrer Originalgröße von 17 Schichten bei einem Z Oversampling von 2 auf 34 Schichten und bei 3 auf 51. Dies hat den Vorteil, dass die im Anschluss darauf berechnete Parameter genauere Ergebnisse zurück liefern.

4. Rauschminimierung

Mittels eines Anisotropic Diffusion Filter wird das Rauschen in den Bilddaten minimiert. Die Besonderheit an diesem Filter gegenüber anderen Rauschminimierungs-Filter besteht darin, dass die Kanten und somit die Schärfe in den Bildern erhalten bleiben.

5. Schwellwertverfahren

Dieser Schritt bildet die Segmentierung des linken Ventrikels. Als Schwellwertverfahren wird der Connected Threshold Filter verwendet. Dieser berechnet aus dem gegebenen Graustufenbild mittels des ersten und eines weiteren Seed-Punktes, der sich in der Mitte des Bloodpools befindet, ein Binärbild. Dabei steht der erste Seed-Punkt, der wie erwähnt im Myokard gesetzt wird, als Unter- und der zweite als Obergrenze für das Schwellwertverfahren [32]. Bei Bilddaten mit sehr schlechter Qualität können Fehlsegmentierungen des Ventrikels auftreten. Für dieses Problem kann der Grenzwert für den Schwellwert manuell erhöht werden. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.4 abgebildet.

6. Region of Interest

Eine weitere Bildbegrenzung erfolgt im Hintergrund. Dies beschränkt die Bilddaten auf den zu segmentierenden Bereich, wobei das ROI durch die Mitralklappe begrenzt wird. Diese Einschränkung ermöglicht ein genaueres Segmentierungsergebnis des linken Ventrikels.

7. Parameterextraktion

Die Segmenteinteilung basiert auf dem zuvor in Punkt 2 (Transformation) beschriebenen Standard der American Heart Association. Es werden jedoch nur sechzehn der siebzehn Segmente berücksichtigt, da die Herzspitze bei der Segmentierung ausgeschlossen wird. Das Ergebnis der Segmenteinteilung ist in Abbildung 4.5 dargestellt.

Neben der Segmenteinteilung werden auf Basis der Segmentierungsergebnisse zwei Grenzen des Myokards bestimmt. Zum einen das Endokard, wobei hier die Papillarmuskulatur¹ eingeschlossen wird. Zum anderen das Epikard, welches sich wie in 2.2.1 beschrieben, am äußeren Rand des Myokards befindet. Beide Ränder werden mittels einer Strahlenverfolgung erzeugt, die jeweils vom Mittelpunkt des Bloodpools ausgeht. Dabei startet der Strahl im ersten Segment in der jeweiligen Region. Die Anzahl der Punkte pro Liste und damit die Genauigkeit der Ränder wird durch die einstellbaren Resolutionwerte bestimmt. Dabei

¹Die Papillarmuskeln sind kegelförmige Muskelvorsprünge und befinden sich im linken und rechten Ventrikel. Sie sind an der Mitralklappe angewachsen und sorgen während der Systole für den straffen Verschluss der Klappen. Weitere Informationen über die Funktion und Darstellung der Papillare in MR Bilddaten können in [35] nachgelesen werden.

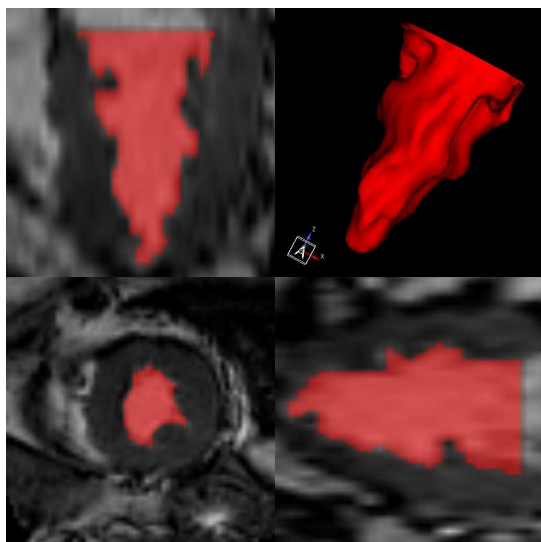


Bild 4.4: Ergebnis der Segmentierung des linken Ventrikels. *oben links*: koronale; *oben rechts*: 3D; *unten links*: axiale und *unten rechts*: saggitale Ansicht des Ventrikels.

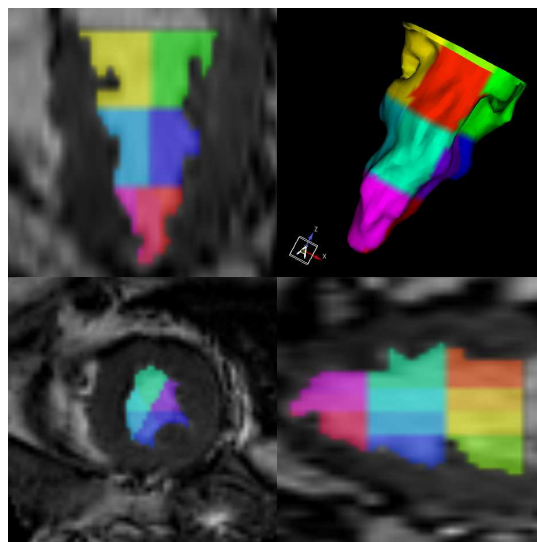


Bild 4.5: Ergebnis der Segmenteinteilung nach den AHA-Richtlinien.

steht die vertikale Resolution für die Anzahl der Punktkreise bzw. Grenzlinien pro Ventrikel-Region, und die horizontale Resolution für die Anzahl der Punkte auf einen Kreisring (angegeben pro Segment). In Abbildung 4.6 werden die Resolutiondefinitionen anhand eines Bulleye-Diagramms für das gesamte Ventrikel dargestellt und beschrieben.

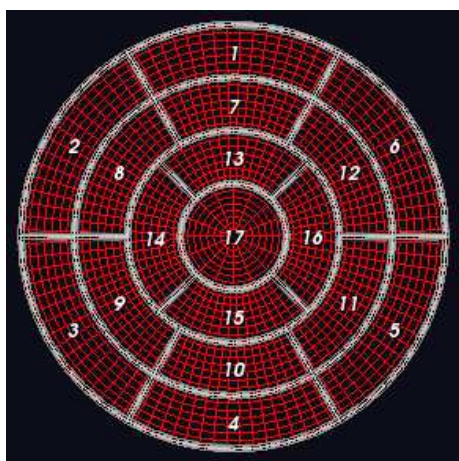


Bild 4.6: Darstellung der Resolutionwerte im Bulleye-Diagramm. Die horizontale Resolution ist in diesem Beispiel 16 und die vertikale 8.

Nachdem der linke Ventrikel segmentiert und in seine Segmente eingeteilt wurde, kann die Parameterextraktion der Funktionsanalyse erfolgen.

- *Linksventrikuläres Volumen:* Das Volumen umfasst das gesamte Fassungsvermögen des Ventrikels und ist lediglich für die weiteren Berechnungen erforderlich.
- *Schlagvolumen:* Das Schlagvolumen (SV) steht für das ausgeworfene Volumen zwischen der enddiastolischen (ED) und endsystolischen (ES) Herzphase. Es berechnet sich durch die folgende Formel und wird textuell im Analysefenster dargestellt.

$$SV = ED_{volume} - ES_{volume} \quad (4.1)$$

- *Auswurfraction:* Die Auswurfraction (EF) bildet die stärkste Aussage über die Pumpkraft des Ventrikels. Sie wird aus dem Verhältnis des Schlagvolumens zu dem enddiastolischen Volumen bestimmt.

$$EF = \frac{SV}{ED_{volume}} \times 100 \quad (4.2)$$

Bei der Analyse wird zwischen der allgemeinen und der regionalen Auswurfraction unterschieden. Dabei wird die regionale Auswurfractionen segmentweise berechnet und AHA-konform in einem Bulleye-Diagramm visualisiert. Die allgemeine Auswurfraction bezieht sich auf das gesamte Ventrikel und wird textuell dargestellt. In [36] wird beschrieben, dass $67 \pm 5\%$ Auswurfraction einen gesunden Menschen bestimmen.

- *Kardiologischer Output:* Der Kardiologische Output (CO) steht für den sauerstoffreichen Blutfluss, durch die Kontraktion des Herzens, im Körper. Er berechnet sich aus dem Schlagvolumen und der Herzschlagfrequenz und wird in Liter angegeben.

$$CO = SV \times Herzfrequenz \quad (4.3)$$

- *Wandbewegung:* Unter der Wandbewegung wird die Verschiebung des Myokards während eines Herzzyklus verstanden. Für die Berechnung wird lediglich der Endokardrand benötigt. Visualisiert wird die Wandbewegung über ein Bulleye-Diagramm welches das Verhältnis zwischen den einzelnen Zyklen darstellt. In einem x-y-Plot wird segmentweise und über den Zyklus hinweg die akkumulierte Wandbewegung dargestellt.

- *Wanddicke*: Die Wanddickenzunahme (WT) bilden den Maßstab der Funktionstüchtigkeit des Myokards bzw. des Herzens. Funktionsdefizite zeichnen sich als regionale Wandverdünnungen oder verminderte Wanddickenzunahmen aus (siehe dazu Kap. 2.3.2). Für die Berechnung werden die beiden Myokardränder benötigt. Dabei erfolgt die Berechnung jeweils für den enddiastolischen und endsystolischen Zeitpunkt und wird zueinander ins Verhältnis gesetzt.

$$WT = \left(\frac{\text{wallthickness}_{ES}}{\text{wallthickness}_{ED}} - 1 \right) \times 100 \quad (4.4)$$

Visualisiert wird die Wanddickenzunahme prozentual für jedes Segment im Bulleye-Diagramm. In einem x-y-Plot wird segmentweise die Durchschnittswanddicke pro Zeitpunkt dargestellt. In Abbildung 4.7 wird ein Beispiel der Analyse Ergebnisse der Wanddickenzunahme dargestellt und beschrieben.

Für die Quantifizierung der Narbe werden diverse Parameter vorausgesetzt. Die Maskierung benötigt zum Beispiel den zweiten Seed-Punkt, der den Mittelpunkt des Bloodpool bildet und die Endo- und Epikardgrenzen. Für die Berechnung des Transmuralitätsgrades sind die lokalen Wanddicken des Myokards erforderlich. Daher ist die Segmentierung des linken Ventrikels und die anhängende Funktionsanalyse für den weiteren Ablauf unumgänglich.

Erzeugung der Maske

Anhand der zuvor berechneten Sampling-Punkte des Endokard- und Epikardrandes in jeder Bildschicht, wird eine binäre Maske erzeugt. Diese Maske umschließt demnach das Myokard des linken Ventrikels.

Für die Maskenbildung wird ein Kurve mittels der Cox-de Boor Rekursion [37] über die vorhandenen Punkte berechnet. Dabei sind die so genannten B-Splines am geeignetsten. Sie haben den Vorteil, dass mögliche Fehlpunkte (Ausreißer) lokale Änderungen der Kurve verursachen, und nicht wie bei den Bézier-Kurven globale Änderungen [24]. Sind alle Punkte zu kreisförmigen Grenzen verbunden, so befinden sich im Idealfall auf jeder Bildschicht zwei solcher Ringe, die als Trimm-Kurven bezeichnet werden. Allerdings dürfen sich die Kurven nach der Definition nicht schneiden und müssen zudem konsistent und unterschiedlich zueinander orientiert sein. Folglich kann durch den Trimming-Test entschieden werden, welcher Voxel sich innerhalb bzw. außerhalb der beiden Kurven befindet [38]. Dabei erhalten die innen liegenden Punkte den Wert 1 und die restlichen den

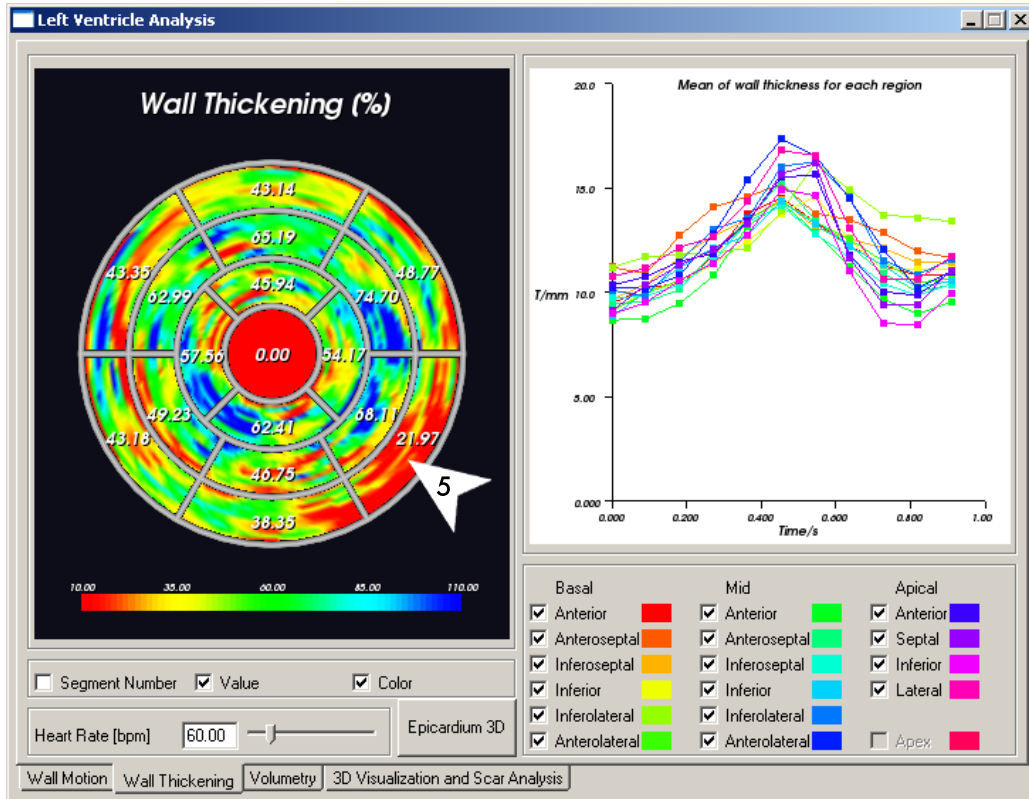


Bild 4.7: Analyse Fenster der Wanddickenzunahme. *links*: Bulleye-Diagramm welches die akkumulierten Wanddickenzunahmen über einen Herzzyklus pro Segment darstellt. Im 5. Segment ist eine größere rote Fläche zu erkennen. Diese ist ein Hinweis darauf, dass an dieser Stelle eine Wandverdünnung vorliegt. An anderen Positionen treten weitere rote Stellen auf, diese sind jeweils geringe Dysfunktionen die nicht unbedingt auf das Narbengewebe zurück zuführen sind. Da der Apex bei den Berechnungen ausgeschlossen wurde, wird dieser lediglich rot gefärbt. *rechts*: x-y-Plot der Durchschnittswanddicke pro Zeitzyklus und Segment. Dabei ist zu erkennen, dass der hellgrüne Plot von dem Verlauf der Anderen abweicht. Dies ist ein weiteres Zeichen dafür, dass im fünften Segment (Inferolateral) Narbengewebe vorliegt.

Wert 0. Dies erzeugt die binäre Maske. Die Dimension der Maske entspricht der Dimension des Late-Enhancement Datensatzes. Das binäre Ergebnisbild wird für den späteren Maskierungsschritt gespeichert. Im selben Schritt der Maskenerzeugung wird zudem das Volumen des Myokards bestimmt. Dies wird für das Analyseergebnis der Percent Scar benötigt, das das Verhältnis zwischen avitalen und vitalen Myokard widerspiegelt.

Registrierung

Der Registrierungs-Prozess lässt sich in Selektion, Aufbereitung und Ausrichtung der Daten gliedern und wird detailliert in [1] beschrieben.

Für die Registrierung werden zwei Bilddatensätze in jeweils der selben Dimension benötigt. Da der Cine-Datensatz dynamisch und somit in 4D vorliegt, muss im ersten Schritt der zum 3D Late-Enhancement passende Datensatz ermittelt werden. Der Datensatz der Enddiastole und -systole ist zu diesem Zeitpunkt durch die Funktionsanalyse bekannt. Da in der Regel die Late-Enhancement Aufnahmen auf 80% des Weges von und zur Enddiastole aufgenommen werden, können die entsprechenden Daten mit dieser Information aus dem Cinesatz extrahiert werden. Jedoch sollte in Betracht gezogen werden, dass die LE-Aufnahme nicht immer im beschriebenen Zeitzyklus erfolgt. Daher könnte ein Verfahren für das Ähnlichkeitsmaß, die Position im Cine-Datensatz korrigieren. Für die Messung der Analogie zwischen zwei Bilddaten können unterschiedliche Verfahren verwendet werden. Zum Beispiel kann dies anhand der mittleren quadratischen Differenz zwischen den Histogrammen, der Mutual Information oder der Kullback-Leibler Distanz erfolgen. Dabei sollen lediglich die Nachbarpositionen des berechneten Cinesatzes in die Berechnung eingehen um einen erhöhten Rechenaufwand zu vermeiden. Der Datensatz mit der höchsten Ähnlichkeit soll schlussendlich für die Registrierung der Narbendaten verwendet werden.

Das Aufbereiten der Daten besteht aus einem Resampling, indem die Tiefe der Bilder (in z-Richtung) angepasst wird. Zudem werden im LE-Datensatz Isovoxel erzeugt, um den Rechenaufwand der konsekutiven Berechnungen zu minimieren. Aufgrund der minderen Qualität werden die Narbenbilder in ihrer Grauwertverteilung mittels eines einfachen Normalisierungs-Filters normiert.

Abschließend erfolgt die Ausrichtung der Daten durch eine Rigide Registrierung. Hierbei werden die Bilddaten ausschließlich durch Translation und Rotation aneinander angepasst. Die Rotation wird über die Eulerwinkel definiert und mit der Translation homogener Koordinaten in einer Matrix repräsentiert (Korrelationsmatrix). Das initiale Rotationszentrum bildet ein weiterer Seed-Punkt, der in Mitte des Bloodpools im LE-Datensatz gesetzt wird. Die Position des Punktes wird ebenfalls für ein *Region of Interest* genutzt. Das Ausrichten der Daten startet damit, dass die Lage des Seed-Punktes auf die Position des mittleren Seed-Punktes des Cine-Datensatzes angepasst wird. In mehreren Iterationsschritten erfolgt die Angleichung der Datensätze anhand der Korrelationsmatrix, bis das bestmögliche Ergebnis erreicht wird. Dabei werden die Iterationsschritte auf ein Maximum begrenzt. Das registrierte Late-Enhancement Bild wird für den folgenden Schritt gespeichert.

Maskierung des LE-Datensatzes

In diesem Schritt wird das Myokard im Late-Enhancement Datensatzes segmentiert. Dabei wird die zuvor berechnete binäre Maske und das registrierte Narbenbild benötigt. Durch die Ausrichtung der Datensätze stimmen die Myokardränder des Cinesatzes mit den Late-Enhancement Daten überein. Da die Dimensionen der beiden Daten ebenfalls identisch sind, kann die Myokard-Maske mit einem einfachen Verfahren über das LE-Bild gelegt und maskiert werden. Die Maskierung erfolgt über den direkten Vergleich der Bilder. Dabei sind alle Bereiche, die mit der *NULL* im binären Bild zusammenfallen, außerhalb des Myokards und werden ausmaskiert bzw. auf *NULL* gesetzt. Dahingegen bilden die Pixel, die auf einer 1 liegen das Myokard im Narbenbild und bleiben demnach als Information im Bild erhalten.

Segmentierung der Narbe

Die Segmentierung des Narbengewebes erfolgt auf dem registrierten, maskierten LE-Datensatz. Dabei besteht das Ziel die Narbe automatisch zu erkennen, um in Anschluss daran diese zu quantifizieren. Angesichts der hohen Vielzahl an Segmentierungs-Verfahren galt es zunächst diejenigen heraus zu nehmen, die in ihrer Berechnung manuelle Eingaben des Anwenders erfordern. Zudem kann die Segmentierung auf ein Schwellwertverfahren eingeschränkt werden, da die gegebenen Daten in Grauwerten vorliegen.

Eines der bekanntesten Schwellwert Verfahren ist die Otsu Segmentierung. Diese berechnet, aufgrund der Grauwertverteilung, automatisch den optimalen Schwellwert im Bild und kann somit das Objekt vom Hintergrund trennen [20]. Die Methode teilt die Grauwerte in zwei oder mehrere (Multilevel) Klassen ein, die sich minimal überlappen. Da die Bilddaten des Narbensatzes meist in minderer Qualität vorliegen und die Narben einen kleinen Bereich im Bild ausmachen, wird das Multilevel Verfahren von Otsu bevorzugt. Damit kann verhindert werden, dass die Narben bei dem zwei-Klassen-Verfahren unentdeckt bleiben. Trotz der vermehrten Klassen bleibt das Prinzip der Berechnung (vgl. Kapitel 2.5.2) das Gleiche. Dabei soll die Varianz zwischen den Klassen maximiert und innerhalb minimiert werden. Es sollte jedoch beachtet werden, dass eine zu hohe bzw. zu niedrige Anzahl von Klassen ein negatives Segmentierungsergebnis zurück liefert. Daher muss eine optimale Anzahl der Schwellwerte gefunden werden, die in allen Narbenbildern ein zufrieden stellendes Resultat liefern.

In [29] werden 7 verschiedene Schwellwertverfahren speziell für die Narbendiagnostik vorgestellt. Wie in Kapitel 3.2.4 bereits beschrieben sind fünf der sieben Methoden für die Segmentierung

nicht geeignet, zumal einer davon rein manuell ist. Die $Mean + 2SD_{semi}$ Methode hat in den Tests am besten abgeschnitten, wobei das Myokard für die Berechnungen manuell segmentiert werden muss. Dieser manuelle Schritt wird allerdings in der Implementierung durch die Maskierung des Late-Enhancement Bildes ersetzt und kann somit in unserem Fall als automatische Methode umgesetzt werden. Das zweite Verfahren welches in [29] ebenfalls positiv getestet wurde, ist die $Mean + 3SD_{auto}$ Methode. Diese Methode basiert auf einer vollautomatischen Berechnung die ebenfalls in Kap.3.2.4 beschrieben wurde. Hierbei sind jegliche Vorsegmentierungsschritte nicht von Nutzen und deshalb kann das Segmentierungsverfahren ohne die Maskierung und deren Maskenerzeugung implementiert werden.

Die weiteren Segmentierungsverfahren aus 3.2.4 sind aufgrund der manuellen Elemente für das Ziel der automatischen Segmentierung nicht geeignet.

Quantifizierung der Narbe

Das Narbengewebe wird bei der Analyse auf verschiedene Faktoren überprüft. Daher besteht die Quantifizierung aus mehreren unterschiedlichen Elementen (s. Kapitel 2.3).

Zu Beginn wird das Volumen der Narben zum gesamten Myokard in Verhältnis gesetzt (`Percent Scar`). Dafür wird zum einen die binäre Maske und das segmentierte Narbenbild benötigt. Die Berechnung erfolgt auf den binären Daten, wobei lediglich die weißen Voxel aufgezählt und die Größe in Bezug zur Voxeldimension bestimmt wird. Die Relation der beiden Größen ergibt das `Percent Scar`. Die Volumina werden in Milliliter und das Verhältnis als Prozentsatz textuell ausgegeben. Der Transmuralitätsgrad spielt bei der Analyse die wichtigste Rolle. Mit dessen Information kann über die Ausbreitung der Narbe und über den Gefährlichkeitsgrad des Infarktes eine Aussage getroffen werden (vgl. [11]). Wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben, berechnet sich die Transmuralität aus dem Verhältnis von Narbenbreite und Herzwand. Die Informationen über die lokale Wanddicke wurde bereits in der Funktionsanalyse ermittelt und können von dort für die Kalkulation herangezogen werden. Für die Narbendicke wird das Ergebnis der Narbenextraktion benötigt. Mittels Aussenden von radialen Strahlen in gewissen Abständen kann die Narbendicke detektiert werden, in dem die Entfernung zwischen dem ersten und dem letzten Schnittpunkt der Narbe berechnet wird (vgl. Abb. 4.8). Schneidet ein Strahl mehrmals das avitale Gewebe, so werden die Distanzen aufaddiert und als Summe ausgegeben. Angesichts des Sendens von Strahlen, wird bei der Berechnung der Narbendicke ebenso die Lokalisation der Narbe definiert. Mittels der Visualisierung der Analyseergebnisse wird die Narbe in ihrer Ausdehnung lokal sichtbar.

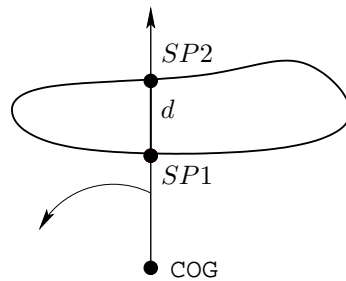


Bild 4.8: Bestimmung der Narbenbreite durch Aussenden von Suchstrahlen. COG Startpunkt der Strahlen, $SP1$ erster und $SP2$ zweiter Schnittpunkt, d Entfernung zwischen den Punkten.

Darstellung der Analyseergebnisse

Die Darstellung der Resultate spielt eine ebenso wichtige Rolle wie die Analyse. Das Ziel besteht darin, die Ergebnisse in praxisnaher Weise dem Mediziner zu repräsentieren. Für die Darstellung sind mehrere Möglichkeiten vorhanden. So gibt es neben der textuellen auch die zwei- und dreidimensionale Visualisierungsart.

Wie im vorherigen Kapitel beschrieben, wird das Ergebnis der *Percent Scar* textuell mit Angabe der Parameter und Einheiten in einer Tabelle illustriert. Die Transmuralität des Narbengewebes wird innerhalb eines 2D Bulleye-Diagramm dargestellt. Dabei wird durch die Farbkodierung das Verhältnis zwischen der Narbe und dem vitalen Myokard erkennbar. Eine Farbskala weist dabei die Farben den Prozenten der Ausdehnung zu. Neben der Darstellung der Transmuralität wird gleichzeitig die lokale Ausbreitung der Narbe erkennbar. Aufgrund der Definition des Bulleye-Diagramms aus dem vorherigen Abschnitt der Funktionsanalyse und aus [34], kann die Narbe akkurat einer Region und Segment genau im Ventrikel zugeordnet werden. Diese Illustration der Lokalisation und Transmuralität ist nach Sichten der recherchierten Literatur eine neue Visualisierungsart. Der Vorteil liegt gänzlich darin, dass diese Art der Darstellung den Mediziner bereits bei der manuellen Diagnose geläufig ist. Dies hat den natürlichen Effekt der problemlosen und schnellen Einschätzung der Narbe durch den Mediziner. Weiterhin sind die Ärzte mit keiner neuen Visualisierungsart konfrontiert, was evtl. das Abschrecken gegenüber neuen Diagnose-unterstützenden-Programmen verhindert. Zusätzlich zur *Percent Scar*, der Transmuralität und der Lokalisation wird die Narbe für die Analyse in ihrer Beschaffenheit dreidimensional visualisiert. Triangulierungen generieren eine Oberfläche aus einer gegebenen Punktmenge, indem sie die einzelnen Punkte zu mehreren Dreiecken verbinden. Diese Oberflächenerzeugung ist ein lang bewährtes Verfahren, das jegliche Formen, wie die unspezifische Struktur des Narbengewebes, optimal nachbilden kann. Die Delaunay-Triangulierung ist ein solches Dreiecks-Verfahren, deren Eigenschaft im folgenden Zitat ausgedrückt werden kann: "Die Anzahl der Triangulierungen einer endlichen Punktmenge S ist endlich, d.h. es gibt eine optimale Triangulierung, die den minimalen Winkel maximiert." [23]

Eine weitere Eigenschaft besagt, dass für jedes Dreieck kein weiterer Punkt im Umkreis des Dreiecks liegen darf. Wenn diese Merkmale eingehalten werden, so kann davon ausgegangen werden, dass eine optimale Visualisierung der Narbe vorliegt. Als Punktmenge dienen die Schnittpunkte, die bei der Analyse der Narbendicke berechnet wurden. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die polygonale Oberfläche durch das Marching Cubes Verfahren zu modellieren. Diese erzeugt mittels einer Triangle Lookup Tabelle die bestmögliche Isofläche für ein Objekt.

Für eine visuelle Kontrolle der Resultate erfolgt eine Bildfusion zwischen dem Infarktgewebe und dem Cine-Datensatz, indem das zuvor berechnete Narben-Modell mit den realen Daten vereinigt wird.

4.2.2 Deformation der Narbe über den Herzzyklus

Die Deformation und das Image-Merging vom Infarktvolume und dem Cine-Datensatz wurden bereits in der Diplomarbeit von S. Nowak implementiert und beschrieben. In Abbildung 4.9 wird das Konzept aus dieser Arbeit vorgestellt.

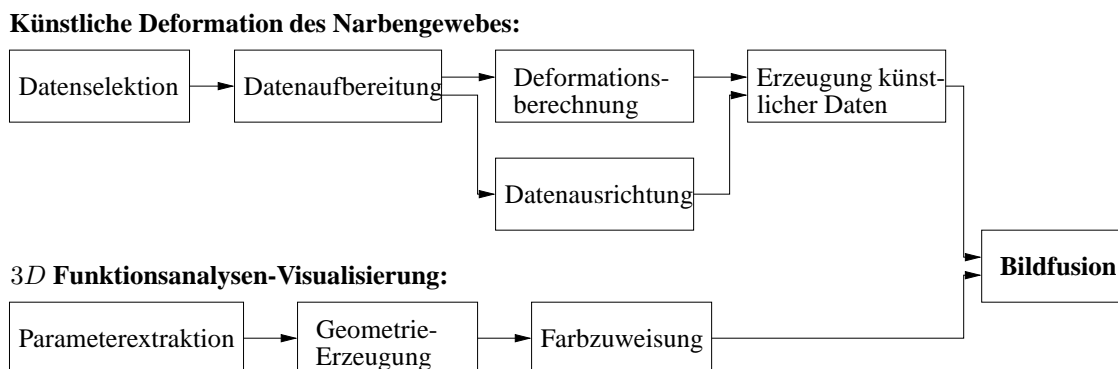


Bild 4.9: Grundlegende Schritte des Verfahrens für die Deformation des Narbengewebes und der Bildfusion mit der 3D Funktionsanalysen-Visualisierung. Entnommen aus [1].

Die Aufgabe von S. Nowak bestand darin, das Infarktgewebe während des Kontraktionsablaufes des Herzens zu simulieren, um damit die Verformungen der Narbe während des Herzschlages analysieren zu können. Für eine detaillierte Beschreibung der Deformations-Matrix und des Image-Merging wird hier auf [1] verwiesen. Für die bessere Erkennbarkeit der Narbe wird das Late-Enhancement Bild, das sich über dem aus dem Cinesatz berechneten Ventrikel-Modell be-

findet, mittels einer einfachen zylinderförmigen Maske verkleinert [1]. Da bei der Quantifizierung eine detaillierte Maske berechnet wird, die das Myokard umschließt, kann diese Maske die alte ersetzen. Dies hat zur Folge, dass die Narben aufgrund geringerer Fehlinformationen, die außerhalb des Herzmuskels liegen, für den Betrachter erkennbarer werden. Bei dem Image-Merging des statischen Narbendatensatzes wird demzufolge die Maske einmal erzeugt und angewandt. Bei den künstlich erzeugten dynamischen Narbenbildern, wird die Maske für jedes Volumen erneut berechnet, erzeugt und verwendet. Insgesamt bedeutet die detaillierte Maskierung eine erhebliche Verbesserung in der Identifizierung und Analyse der Narbe, ob statisch oder künstlich deformiert.

Kapitel 5

Implementierung und Design

Dieses Kapitel beschreibt die Implementierung des in Kapitel 4 vorgestellten Konzeptes. Zuvor werden allerdings die Rahmenbedingungen der Entwicklungsumgebung erläutert. Die existierenden Verfahren der Funktionsanalyse, der Registrierung und der Deformation werden hier nicht weiter erörtert. Für die Umsetzung und Bewertung dieser Verfahren kann die jeweiligen Literatur zur Hilfe gezogen werden.

5.1 Medical Imaging Platform (MIP)

Die Medical Imaging Platform (MIP) ist ein Bildverarbeitungs- und Visualisierungs-Toolkit, das am Fraunhofer Institut für graphische Datenverarbeitung (IGD) in der Abteilung für Visual Computing, Medizinische Bildverarbeitung und multimediale Schnittstellen entwickelt wird. Das Konzept wurde 2003 im Rahmen einer Diplomarbeit von M. Seitel [39] ausgearbeitet. Der Schwerpunkt lag darin, eine Umgebung zu schaffen, die einerseits Betriebssystemunabhängig ist und andererseits eine möglichst einfache Weiterentwicklung der einzelnen Bausteine ermöglicht. Für die Einbettung neuer Algorithmen wurde das so genannte Pipeline-Prinzip realisiert. Dieses besteht aus einer Reihe von Filterketten. Die Filter können entweder aus den verwendeten Bibliotheken ITK und VTK verwendet werden oder eigene, speziell auf die Aufgaben bezogene Berechnungen sein. Neben ITK und VTK werden die Bibliotheken `wxWidgets` für die Oberfläche, `boost` für eine verbesserte Speicherverwaltung und `Doxygen` für die Dokumentation genutzt.

Die Abbildung 5.1 zeigt die Oberfläche der Medical Imaging Platform. Die Darstellung der Daten

wird in die axiale (links unten), in die koronare (links oben), in die sagittale (rechts unten) und in die 3D Ansicht (rechts oben), hier mit Image Plane Widget, unterteilt. Die linke Interaktionsleiste ist die Navigation zwischen den Daten, der Visualisierungen im Fenster und der ausgewählten Filterketten. Der Benutzer hat mehrere Möglichkeiten mit dem Programm zu agieren. Er kann z.B. in Interaktionsleiste Einstellungen vornehmen, die von der Standardeinstellung abweichen. Zudem kann er in der visuellen Oberfläche Seed-Punkte setzen oder die Ansicht durch Veränderungen des Kontrastes, der Transparenz, der Opazität und der Renderqualität modellieren.

Die MIP ist eine sich immer weiter entwickelnde Software, für Segmentierungs-, Registrierungs- und Analyse-Verfahren, die den Mediziner in naher Zukunft bei der Diagnostik unterstützen soll.

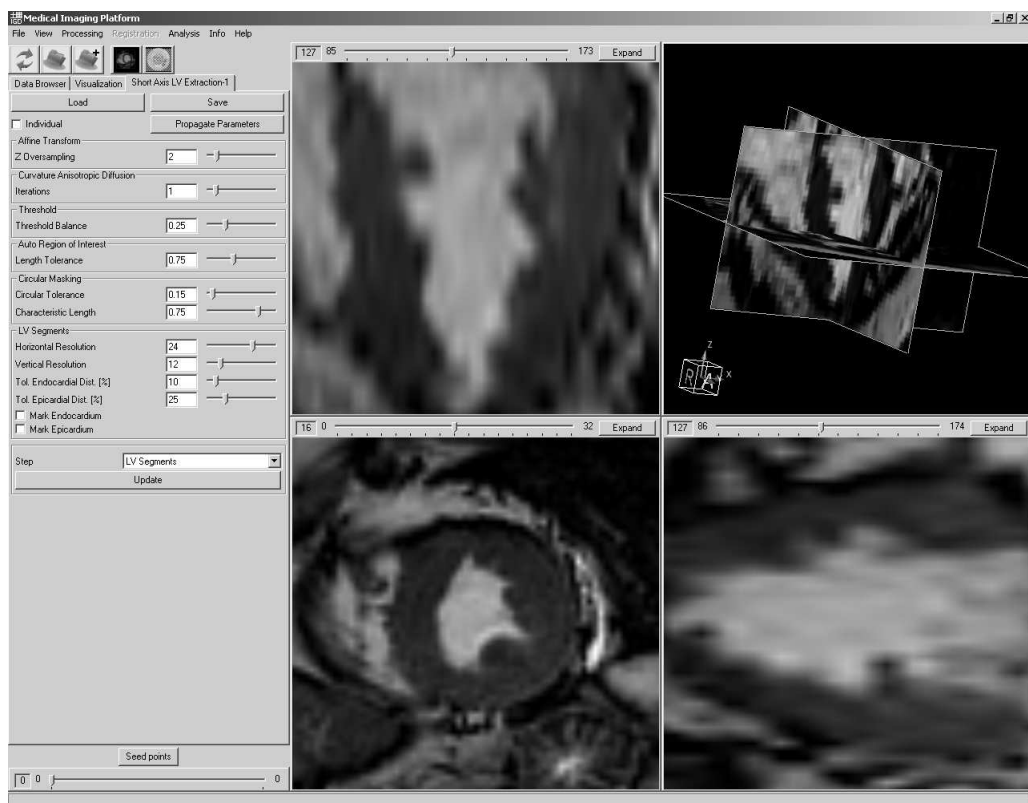


Bild 5.1: Graphische Benutzeroberfläche der Medical Imaging Platform.

5.2 Integration in das Framework

Die Einbettung des Konzeptes dieser Arbeit, in die MIP, erfolgte nach den vorgeschriebenen Rahmenbedingungen. Für die Übersichtlichkeit und die Zuordnung der Implementierungen werden die Dateien mittels des entsprechenden Präfixes in ITK- und VTK-konforme sowie in MIP spezifischen Klassen unterteilt. Wie bereits in Kapitel 4 erwähnt, setzt die Narbenquantifizierung auf die bereits vorhandene Umsetzung der Funktionsanalyse auf. Für die Darstellungen der Analyseergebnisse wird ein neues Fenster geöffnet, welches in der Datei `MIPBulleyeWindow` implementiert wurde. Auf dem Notebook-Panel `3D Visualization and Scar Analysis` wurde ein Button für den Aufruf der Narbenquantifizierung erzeugt (siehe Abb. 5.2).

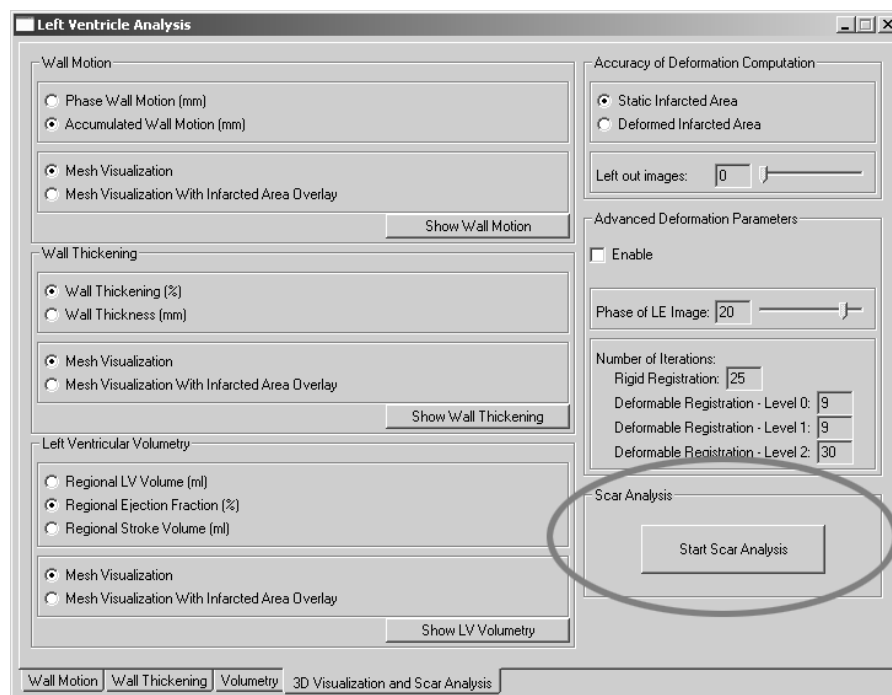


Bild 5.2: 3D Visualization and Scar Analysis Panel des `MIPBulleyeWindow`. Der markierte Button aktiviert die Narbenanalyse und öffnet im Anschluss ein neues Fenster für die Darstellung der Ergebnisse.

In der folgenden Aufzählung werden sämtliche Klassen, die für die Umsetzung dieser Arbeit entwickelt, angepasst sowie erweitert wurden, getrennt voneinander erläutert.

Angepasste und erweiterte Klassen:

`MIPDataChangeManager` ist eine Singleton Klasse und bildet eine Art Datenbank in der Informationen gespeichert und von überall her abgerufen werden können. Dies ist notwendig, wenn z.B. ein Analyseergebnis über mehrere Klassen hinweg benötigt wird.

`MIPShortAxisLVExtraction` ist eine Prozesskette für ein einzelnes Volumen des Herzens, das die Funktionsparameter des linken Ventrikels berechnet. Dabei werden die einzelnen Vorverarbeitungsschritte und die Segmentierung aufgerufen, wie in Kap. 4.2.1 beschrieben. Die Einteilung des Ventrikels in die Segmente sowie die Parameterextraktion wird in der Klasse `itkLVSegmentsImageFilter` realisiert.

Die Klasse `itkLVSegmentsImageFilter` berechnet die Funktionsparameter des linken Ventrikels. Sie liefert unter anderem die notwendigen Daten für die Narbenquantifizierung zurück: Center of Gravity (statisch und dynamisch) sowie den Endo- und Epikardrand jeder Schicht und Volumen, wobei die Sampling-Punkte jeweils in separaten Listen gespeichert werden. Die Daten werden dem `MIPDataChangeManager` für den Datenaustausch zwischen den Dateien übergeben.

Über einen Aufruf in der Benutzeroberfläche wird das Analyse Fenster `MIPBulleyeWindow` erzeugt, in dem die Ergebnisse der Parameter aus `itkLVSegmentsImageFilter` und deren Berechnung in `itkSeriesLVAnalyzer` visuell präsentiert werden. Das Fenster besteht insgesamt aus vier Panels, die die einzelnen Analyseergebnisse der Wandbewegung, Wanddickenzunahme, Volumenerfassung separat voneinander zeigen. Weiterhin erfolgt von dort aus der Aufruf der 3D Visualisierung und der Narbenanalyse. In Abbildung 4.7 wurde bereits das `MIPBulleyeWindow` für die Analyse der Wanddickenzunahme vorgestellt.

Entwickelte Klassen für die Narbenquantifizierung:

Der `itkDonutFilter2D` generiert aus den Sampling-Punkten der Endo- und Epikardränder eine binäre Maske die den Herzmuskel des linken Ventrikels einschließt. Die Dimension der Maske wird durch das Eingabebild definiert. Zudem muss dem Filter das so genannte COG (Center of Gravity) übergeben werden, wobei dies den Schwerpunkt des Endokardrandes bildet. Die binäre Maske wird für die Maskierung der Bilddaten ausgegeben.

In der Klasse `MIPScarSegmentation` erfolgt die Narbensegmentierung und Quantifizierung. Die Segmentierung berechnet durch Filterketten ein binäres Narbenbild, in dem

ausschließlich die Narbe dargestellt wird. Die Quantifizierung des Infarktgewebes erfolgt mit Hilfe verschiedener Verfahren, wobei das Volumen und das lokale Ausmaß der Narbe bestimmt werden.

`MIPScarAnalysisWindow` erzeugt ein Fenster, in dem die Ergebnisse der Narbenquantifizierung veranschaulicht werden. Dieses Fenster besteht aus zwei Seiten. Die linke Seite enthält das so genannte Bulleye-Diagramm, das die Lokalität, den Transmuralitätsgrad der Narbe, die textuelle Ausgabe der verschiedenen Größen des Myokards, der Narbe und deren Verhältnis zueinander wiedergibt. Auf der rechten Seite werden dem Anwender verschiedene Visualisierungsmöglichkeiten geboten. In einigen sind Kontrast-, Transparenz-Einstellungen, sowie Zoom- und Rotation-Funktionen möglich.

In der Klasse `MIPMapScarVolume` wird ein 3D Modell des Narbengewebes generiert. Als Eingabe wird das binäre Narbenbild aus `MIPScarSegmentation` benötigt, woraus automatisch die Oberfläche erzeugt und eingefärbt wird.

Im `itkScarAnalyzer` erfolgt die Bestimmung des lokalen Verhältnisses zwischen der Wanddicke und der Narbenbreite, anhand der erstellten Listen. In Zusammenhang der Narbenanalyse wird dieses Ergebnis als Transmuralitätsgrad bezeichnet. Die einzelnen Werte werden ebenfalls in einer Liste gespeichert und dem `MIPDataChangeManager` übergeben. Diese Berechnung wird für das Bulleye-Diagramm im `MIPScarAnalysisWindow` benötigt.

Klassen der Registrierung und Deformation (aus [1] entnommen):

Das `MIPCardiac3DVisualizationWindow` erzeugt ein Fenster in dem die Ergebnisse der Funktionsanalyse einschließlich der Möglichkeit zur Einblendung der Narbendeformation visualisiert werden. Einstellungen für die unterschiedlichen Darstellungsmöglichkeiten erfolgen auf der Notebookseite `3D Visualization and Scar Analysis` des `MIPBulleyeWindow`.

Die Singleton Klasse `MIPMaskLVVolume` führt die Maskierung auf den LE-Datenvolumen aus. Bei einer Serie von Daten, wird für jedes Volumen die Generierung der Maske aufgerufen und anschließend angewandt. Falls die Narbenquantifizierung zuvor berechnet wurde, kann auf der Oberfläche des `MIPCardiac3DVisualizationWindow` eine Auswahl zwischen der Donut Maske aus dem `itkDonutFilter2D` und der Scar-Image-Mask aus der Narbensegmentierung getroffen werden.

Der `itkHeartDeformationFilter` berechnet die gesamte Narbendeformation von der Registrierung bis zur Simulation der künstlich erzeugten Narbenbilder. Sie ist ITK-konform implementiert und wird über die Typen der Eingabe- und Ausgabebilder definiert.

5.3 Implementierung der Narbenquantifizierung

Dieser Abschnitt behandelt die Umsetzung der Narbenquantifizierung. Die bereits implementierten Klassen der Funktionsanalyse und der Registrierung werden bei dieser Beschreibung ausgelassen. Die Reihenfolge der Prozesskette hat sich gegenüber der im Kapitel 4.2.1 vorgestellten Pipeline verändert. So wurde bei der Implementierung die Registrierung des Bildes vor der Maskengenerierung aufgerufen. Dies hat den Grund, dass bei der Registrierung die LE-Daten geresampelt werden, wobei sich die Größe des Bildes ändert. Da die Maskengenerierung die Dimensionen des zu maskierenden Bildes benötigt, musste dieses Verfahren in Anschluss an die Registrierung erfolgen. In Abbildung 5.3 wird die neue Prozesskette der Narbenquantifizierung dargestellt.

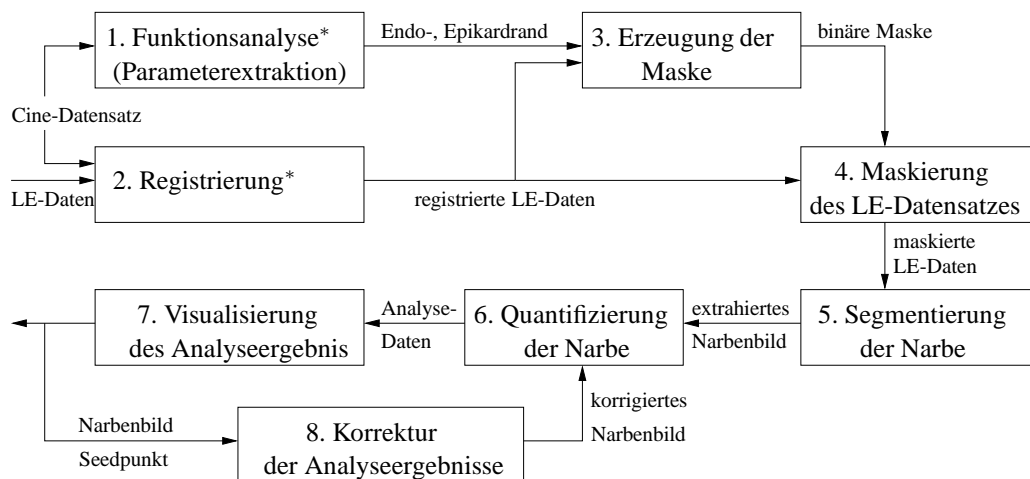


Bild 5.3: Umsetzung der Verfahrensschritte für die Quantifizierung des Narbengewebes.
(* bereits implementierte Verfahren)

5.3.1 Registrierung

Die Implementierung kann in [1] nachgelesen werden. Der Vorschlag des Ähnlichkeitsmaßes für die Auswahl des zum Late-Enhancement akquirierenden Cine-Datensatzes wurde aus Zeitgründen nicht implementiert. Die Idee kann dennoch für die Weiterentwicklung der MIP nach wie vor von Interesse sein, da die Auswahl das Analyseergebnis stark beeinflusst (siehe dazu Kapitel 6.2.1).

5.3.2 Maskengenerierung

Bei der Maskengenerierung soll eine binäre Maske erzeugt werden, die das Myokard des linken Ventrikels umschließt. Für deren Berechnung stehen folgende Parameter zur Verfügung: Endo- und Epikardrand jeder Schicht des betrachteten Volumens, Schwerpunkt (COG) des Endokards sowie die Bilddimensionen der registrierten und geresampelten Late-Enhancement-Daten für die Maskengröße.

Die Idee des Verbindens der Sampling-Punkte durch B-Splines und im Anschluss daran deren Klassifizierung der Maskenbereiche durch Trimm-Kurven wurde aufgrund ihrer Komplexität und folge dessen des erhöhten Rechenaufwandes nicht implementiert. Stattdessen wurde eine einfache Entfernungsberechnung für die Maskengenerierung umgesetzt. Bevor jedoch auf dieses Verfahren detailliert eingegangen wird, müssen zu Beginn einige Umrechnungen der Sampling-Punkte erfolgen. Angesichts der unterschiedlichen Bilddimensionen werden Punktpositionen für die Mehrverwendbarkeit in Weltkoordinaten gespeichert. Da die Maskengenerierung jedoch auf Bilddaten basiert, müssen diese in Indexkoordinaten konvertiert werden. Dies erfolgt mit der Formel aus (5.1) für jeden Punkt der Endo- und Epikardrand-Listen.

$$ic_{xyz} = (wc_{xyz} - o_{xyz})/s_{xyz} + 0.5_{xy} \quad (5.1)$$

wobei ic für Index- und wc für Weltkoordinaten der jeweiligen Achsen steht. o ist der Ursprung und s das Spacing des Eingabebildes. Die Aufrundung der Koordinaten durch 0.5 entfällt bei der z -Schicht.

Des Weiteren werden die Punktlisten der einzelnen Volumens soweit verändert, dass am Ende für jede Schicht nur eine Randbegrenzung aus den Sampling-Punkten vorhanden ist. Aufgrund der einstellbaren Parameter des z -Oversamplings und der vertikalen Resolution, die bereits in Kapitel 4.2.1 beschrieben wurden, können verschiedene Fälle eintreten. Zum einen kann die Anzahl der Punktgrenzen gleich der Anzahl der Ventrikelschichten sein, wobei dieser Fall eher selten eintritt.

Oder die Anzahl ist höher bzw. geringer als der Ventrikelbereich und muss somit reduziert bzw. erhöht werden. Beim Reduzieren werden lediglich die mehrfachen Punktringe einer Schicht aus der Liste gelöscht. Bei der Erhöhung muss zwischen zwei Schichten in z -Richtung interpoliert werden, wobei sich zwischen diesen eine oder mehrere Schichten befinden können. Dies tritt zum Beispiel auf, wenn die vertikale Resolution auf 8 gesetzt wird, was bedeutet dass acht Punktkreise pro Ventrikelregion berechnet werden. Wenn eine Region aus zehn Schichten besteht, so folgt daraus, dass auf zwei Schichten der Regionen keine Endo- und Epikardränder vorhanden sind. Diese fehlende Information muss aus den gegebenen Punkten berechnet werden um eine vollständige Maskengenerierung zu gewährleisten. Die Interpolation zwischen zwei und mehr Schichten wird wie folgt berechnet:

$$iic_{xyz} = \frac{d}{d+1} * ic2_{xyz} + \frac{(d+1) - d}{d+1} * ic1_{xyz} + 0.5_{xy} \quad (5.2)$$

wobei die Variablen für folgende Parameter stehen: *iic* interpolierte Indexkoordinate, *ic1* Indexkoordinate der ersteren Schicht, *ic2* Indexkoordinate der folgenden Schicht aus der Liste, *d* Differenz zwischen den Koordinaten der ersten und zweiten Schicht und 0.5 für das Aufrunden der x - und y Koordinate.

Aufgrund der unterschiedlichen Punktmenge zwischen dem apikalen und medialen Bereich muss eine Sonderregel eintreten, wenn zwischen dieser Grenze interpoliert werden muss. Die Grenze wird nach den AHA-Richtlinien ermittelt, d.h. diese liegt zwischen dem zweiten und dritten Drittel des Ventrikels. Für die Punktpaare gilt folgendes Prinzip: zwei Punkte aus dem apikalen Bereich bilden drei Mediale-Punkte. Weiterhin muss die Phasenverschiebung der Segmente in der Berechnung berücksichtigt werden. Sind für sämtliche Schichten die Endo- und Epikardränder vorhanden, erfolgt die Generierung der Maske. Wie bereits erwähnt, wird anstatt den B-Splines die Maske durch eine einfache Entfernungsberechnung der Punkte generiert. Um Rechenaufwand einzusparen, wird zuvor ein *Region of Interest* erstellt. Dabei wird in jeder Schicht die Entfernung der Epikard- und Endokardpunkte zum COG berechnet (vgl. Abb. 5.4). Anschließend werden alle Punkte entfernt, die unterhalb der niedrigsten- und oberhalb der höchsten Entfernung liegen. Um Fehler durch Ausreißer zu vermeiden, werden die Entfernungen zwischen einzelnen Schichten miteinander verglichen und gegebenenfalls korrigiert.

```
itkDonutFilter2D.txx:
for (int i = m_minZ; i <= m_maxZ; i++) // for each slice
{
  for ( inIt.GoToBegin(); !inIt.IsAtEnd(); ++inIt ) //over one slice
  {
    //Euclidean Distance
```

```

distanceMetric->SetOrigin(COG);
pointDistance = distanceMetric->Evaluate(PointIndex);

//Condition for Myocard-Segmentation
if (pointDistance <= MaxEpiDistance[z])
{ if(pointDistance >= MinEndoDistance[z])
  { //get point-Index
    for (int m = 0; m < 3; m++)
      index[m] = inIt.GetIndex()[m];
    //save Point in a list
    roughSegmentation.push_back(index);
  } } } }

```

Nun erfolgt die Berechnung der Maske. Für jeden Punkt innerhalb dieser ROI wird der nächstliegende Punkt des Endo- und Epikardrandes ermittelt, um anschließend die Entfernungen zu vergleichen. Ist die Entfernung des aktuellen Punktes größer als die des gewählten Endo- und kleiner als des Epikard-Punktes, dann befindet sich dieser demzufolge zwischen den Myokardgrenzen und wird als 1 abgespeichert. Punkte die diese Bedingung nicht erfüllen werden mit einer 0 markiert (s. Abb. 5.5).

```

itkDonutFilter2D.txx:
if (ImagePointDistance <= EpicardPointDistance)
{ if (ImagePointDistance >= EndocardPointDistance)
  { //get point-Index
    for (int m = 0; m < 3; m++)
      index[m] = *List.GetElement(m);
    //save Point in a list
    preciseSegmentation.push_back(index);
  } }

```

Das binäre Maskenbild wird anschließend mit dem morphologischen Closing-Filter verbessert. Dieser schließt die Löcher, die bei der Generierung aufgrund von Ausreißern entstanden sind, und glättet darüber hinaus den Rand der Maske. Das Strukturelement des Filter ist eine zweidimensionale 3×3 Maske:

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

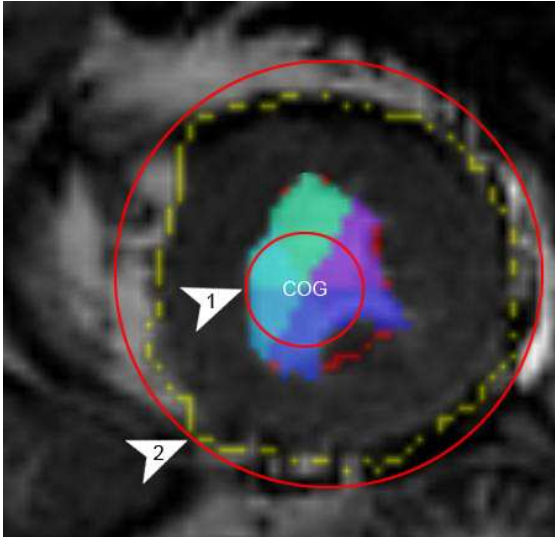


Bild 5.4: Minimierung des Rechenaufwandes der Maskengenerierung durch eine vorherige Abgrenzung des Interessensbereiches (ROI). COG bildet den Schwerpunkt des Endokardrandes und ist demnach Ursprung aller Entfernungsberechnungen. Die gelben Punkte bilden das Epikard und die roten das Endokard. Der erste Pfeil zeigt auf den Nahsten Punkt der Endokardpunkte zum COG. Der zweite ist der am weitesten Entfernteste Punkt der Epikardpunkte. Beide Entfernungen bilden den ROI.

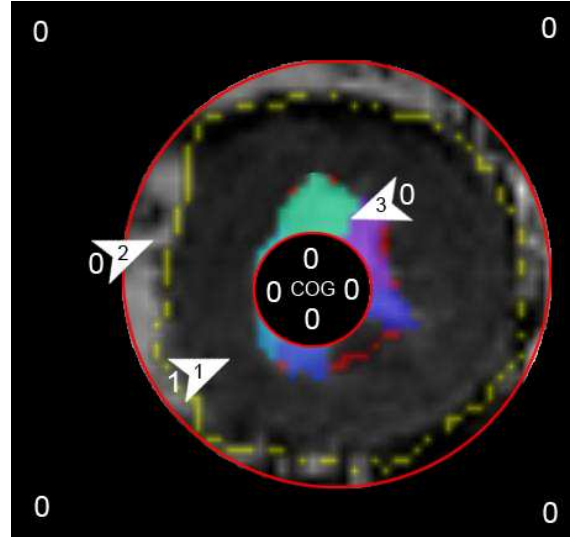


Bild 5.5: Maskengenerierung. Es wird für jeden Bildpunkt der im Interessensbereich liegt die nahsten Randpunkte des Endo- und Epikards berechnet und die Entfernungen dieser verglichen. Liegt der Punkt zwischen den Rändern, wird er mit einer 1 markiert (Pfeil-Nr. 1). Ansonsten erhält der Bildpunkt an dieser Stelle den Wert 0 (Pfeil-Nr. 2 und 3). Ergebnis der Maskierung ist demzufolge ein binäres Bild.

Weitere Informationen über das Verfahren können in Kapitel 2.5.1 oder in [17] nachgelesen werden.

5.3.3 Maskierung

Die Maskierung verfolgt das Ziel, das Myokard aus den Narbendaten anhand der Maske zu extrahieren, um die anschließenden Schritte der Narbenquantifizierung zu vereinfachen.

Das Verfahren basiert auf dem ITK konformen `MaskImageFilter`. Dieser Filter benötigt für die Berechnung der Maskierung zwei Eingabebilder, wobei eins davon das zu maskierende Bild und eins die Maske ist ([40], Seite 256-258). In diesem Fall wird der Filter auf den registrierten

Late-Enhancement-Daten und dem im Schritt zuvor generierten binären Maskenbild angewandt.

```
MIPMaskLVVolume.cpp:  
MaskFilterType::Pointer maskFilter = MaskFilterType::New();  
maskFilter->SetInput1(Registration->GetOutput());  
maskFilter->SetInput2(itkDonutFilter2d->GetOutput());  
maskFilter->UpdateLargestPossibleRegion();
```

Das Verfahren arbeitet mit dem Prinzip, dass alle *NULL*-Regionen in der Maske die Bildinformation des Originalbildes löscht. Bei einer 1 bleibt diese dagegen erhalten. Folge dessen, dass die registrierten Daten dem Cine-Datensatz angepasst und daher die Myokardgrenzen der beiden Bilder übereinander liegen, wird durch diese Maskierung das Myokard aus den Narbendaten segmentiert. Das Ergebnis der maskierten Narbenbilder wird in Abb. 5.11 auf Seite 83 dargestellt.

5.3.4 Segmentierung

Die Segmentierung des Infarktgewebes erfolgt auf den registrierten, maskierten Late-Enhancement Daten. Aufgrund des Kontrastmittels ist die Narbe gegenüber der restlichen Bildinformation charakteristisch hell, was zum Nutzen für deren Extrahierung gemacht wird (s. Abb. 5.6(a)). Für die Segmentierung wird ein einfaches Multilevel Otsu-Verfahren angewandt, welches im Abschnitt 2.5.2 beschrieben wurde. Bei dieser Art des Verfahrens können mehrere Grenzwerte automatisch erzeugt werden. Angesichts der hohen Anzahl von dunklen Bereichen in den LE-Daten, werden diese Regionen hinsichtlich der Eigenschaft des Verfahrens in detailliertere Klassen aufgeteilt. Die hellen Bildinformationen definieren dahingegen nur eine Klasse. Dies hat den Vorteil, dass das Narbengewebe im Ergebnisbild aus einer einzigen Segmentierungsfarbe besteht. Das erste Ziel war daher, die Anzahl der Regionen festzulegen die für sämtliche Narbenbilder genutzt werden kann. Nach einigen Tests erwies sich die beste Einteilung in vier Farbklassen, die ein positives Resultat in allen getesteten Bildern liefert. Mittels dieser Einstellung sind im Ergebnisbild vier Farben vorhanden, wobei die ersten drei Werte 0, 1 und 2 die dunklen- sowie die Übergangsbereiche darstellen. Die hellste Region im Bild mit dem Wert 3 wird letztendlich als Narbe definiert (s. Abb. 5.6(b)).

```
MIPScarSegmentation.cpp:  
m_pOtsuFilter = OtsuFilterType::New();  
m_pOtsuFilter->SetNumberOfThresholds(3);
```

```

m_pOtsuFilter->SetInput(maskFilter->GetOutput());
m_pOtsuFilter->SetNumberOfHistogramBins(32);
m_pOtsuFilter->SetLabelOffset(0);
m_pOtsuFilter->UpdateLargestPossibleRegion();

```

Eine zu geringe Anzahl von Klassen würde die Größe der Narbe deutlich überbewerten und eine zu kleine Wahl unterbewerten. Für das weitere Vorgehen wird die Narbe anhand ihrer Definition des hellsten Wertes aus den Daten extrahiert und gespeichert (s. Abb. 5.6(c)). Anschließend werden zwei Morphologische Operatoren für eine obligatorische Bildkorrektur der Narbenbilder angewandt. Ein Opening Filter eliminiert die minimale Fehlinformation mittels eines Kreuz-Strukturelementes. Ein Ball-Strukturelement würde dagegen zu viel Informationen entfernen, die das Ergebnis der Analyse verfälschen würden.

```

MIPScarSegmentation.cpp:
CrossStructuringElementType::SizeType rad;
rad[0] = 3;
rad[1] = 3;
rad[2] = 0;
structuringElement.SetRadius(rad);
structuringElement.CreateStructuringElement();
binaryDilate->SetKernel(structuringElement);
binaryErode->SetKernel(structuringElement);

binaryErode->SetErodeValue(1);
binaryDilate->SetDilateValue(1);

binaryErode->SetInput( m_pOtsuFilter->GetOutput() );
binaryDilate->SetInput( binaryErode->GetOutput() );
binaryDilate->UpdateLargestPossibleRegion();

```

Um geöffnete und kleine Übergänge der Narbe zu verstärken, wird ein Closing Filter verwendet. Dieser Filter sorgt ebenfalls für das Füllen von entstandenen Löchern und das Glätten der Narbenkontur.

```

MIPScarSegmentation.cpp:
BallStructuringElementType::SizeType rad;
rad[0] = 2;

```

```

rad[1] = 2;
rad[2] = 0;
structuringElement.SetRadius(rad);
structuringElement.CreateStructuringElement();
BinaryDilate->SetKernel(structuringElement);
BinaryErode->SetKernel(structuringElement);

BinaryDilate->SetDilateValue(1);
BinaryErode->SetErodeValue(1);

BinaryDilate->SetInput( binaryDilate->GetOutput() );
BinaryErode->SetInput( ClosingBinaryDilate->GetOutput() );
BinaryErode->UpdateLargestPossibleRegion();

```

Das Ergebnis dieser Segmentierungs-Filterkette ist in Abbildung 5.6(d) anhand einer Datenschicht dargestellt. In diesem Beispiel wird bereits das Problem der Registrierung und der daraus folgenden Fehlinformation im Bild sichtbar, welches in Kap.6 detailliert diskutiert wird.

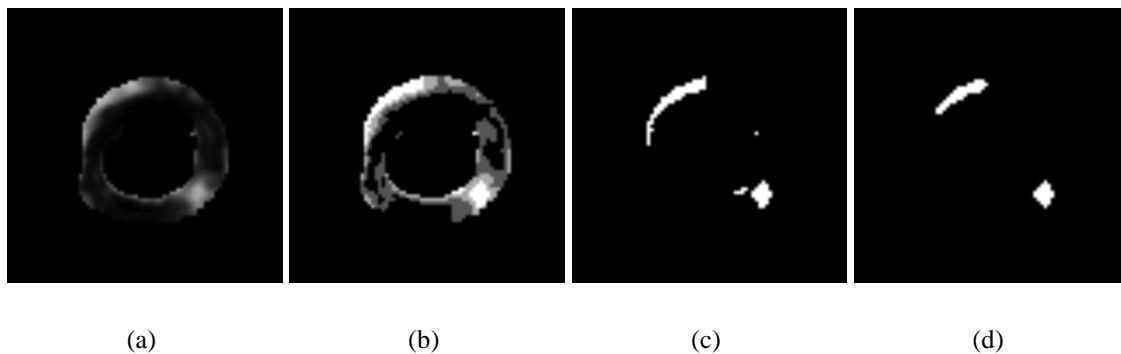


Bild 5.6: Darstellung der Segmentierung-Filterkette einer Datenschicht. Von links nach rechts: Eingabebild, Ergebnis der Multilevel-Otsu-Segmentierung, Narbenbild aus dem Segmentierungsverfahren, Bildkorrektur durch Morphologische Operatoren.

5.3.5 Quantifizierung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Narbe automatisch in ihrer Beschaffenheit und Ausdehnung zu analysieren. Wie bereits in Kapitel 4.2.1 unter dem Abschnitt *Quantifizierung der Narbe* beschrieben,

besteht die Analyse aus zwei separaten Schritten. Das `Percent Scar` spiegelt das gesamte Verhältnis zwischen dem vitalen und avitalen Myokard wieder. Der Transmuralitätsgrad beschreibt dahingegen das lokale Verhältnis zwischen der Herzwand und der Narbenbreite. Die Umsetzung dieser beiden Untersuchungen wird im Folgenden getrennt voneinander betrachtet.

Percent Scar

Für die Verhältnisberechnung der `Percent Scar` müssen die beide Volumina des linken Herzmuskels und die der Narbe bekannt sein. Die Kapazität des Herzmuskels wird anhand der binären Maske berechnet, da genau diese den Herzmuskel umschließt. In diesem Fall werden lediglich die weißen Voxel im Bild aufgezählt und anschließend mit der Voxeldimension multipliziert. Das Ergebnis ist das Volumen des linken Myokards in Milliliter.

```
itkDonutFilter2D.txx:
while ( !It.IsAtEnd() ) //run over Image
{
  if (It.Get() != 0) //count white Voxel
    heartSize++;
  ++It;
}
const float voxelSize = spacing[0] * spacing[1] * spacing[2];
heartVolumen = (heartSize * voxelSize) / 1000; // =ml
```

Die Berechnung des Narbenvolumens erfolgt auf dem gleichen Prinzip, wobei hierfür das binäre Narbenbild der Segmentierung verwendet wird. Liegen beide Volumendaten vor, so kann das `Percent Scar` anhand der Formel (5.4) kalkuliert werden.

$$PS = \frac{Vol_N}{Vol_{Hm}} * 100; \quad (5.4)$$

wobei PS für das `Percent Scar`, Vol_N für das Volumen der Narbe und Vol_{Hm} für das Herzmuskelvolumen steht.

Das Ergebnis der Berechnung besagt, um wie viel Prozent der Herzmuskel von avitalen Narbengewebe belastet ist. Wie in den Grundlagen beschrieben, kann ein gewisser Prozentsatz für den Menschen lebensbedrohlich sein. Daher unterstützt diese Angabe den Mediziner in der Diagnose, Behandlungsfortsetzung sowie für die Aufstellung bestimmter Verhaltensregeln des Patienten gegenüber herzbelastenden Aktivitäten.

Transmuralität

Für den Transmuralitätsgrad werden die Parameter Wand- und Narbenbreite vorausgesetzt. Die Herzwandbreite wurde bereits in der Funktionsanalyse berechnet und in einer Liste nach ihrer Lokalität gespeichert. Die Berechnung der Ausdehnung des Infarktgewebes erfolgt auf dem binären Narbenbild aus der Segmentierung. Für spätere Berechnungen müssen diese Listen identisch aufgebaut sein. Daher erfolgt an erster Stelle die Beschreibung der Listensortierung.

Die Liste ist Segmentweise aufgebaut und beginnt mit dem ersten und endet mit dem sechzehnten Segment. Innerhalb dieser Segmente werden die Breiten als `float`-Werte gespeichert. Pro Segment sind es vertikale mal horizontale-Resolution Punkte die Ringweise um das Ventrikel sortiert sind. Hinsichtlich dieser Sortierung werden zunächst die Ventrikelbereiche der Narbenbilder definiert, wofür die maskierten LE-Daten herangezogen werden, da in den Narbenbildern zu viele schwarze Schichten und somit keine Orientierung vorhanden ist. Die Regioneinteilung erfolgt auf den nicht-schwarzen Schichten der LE-Daten, wobei diese in drei gleich große Abschnitte aufgeteilt werden. Anschließend werden die Suchstrahlen ausgesendet, um die Narbenbreite zu definieren. Die Berechnung beginnt mit den basalen und endet mit den apikalen Schichten. Die Suchstrahlen starten im gegebenen Schwerpunkt (COG) und verlaufen radial zum Bildrand. Die Anzahl der Suchstrahlen wird durch die Anzahl der Segmente und der horizontalen Resolution bestimmt.

$$NumOfRays = SA * hR \quad (5.5)$$

wobei SA für die Anzahl der Segmente der jeweiligen Ventrikelregion und hR für die eingestellte horizontale Resolution steht.

Der erste Strahl wird je nach Ventrikelregion zum ersten Segment hin ausgesendet. Im basalen sowie medialen Bereich liegt dieser bei 30° und im apikalen bei 45° rechts zum senkrecht nach oben verlaufenden Strahl. Die Rotation der Aussendung erfolgt gegen den Uhrzeigersinn. In Abbildung 5.7 wird das Aussenden des jeweils ersten Segmentes der Ventrikelregionen apikal und medial/basal dargestellt.

Der Winkel berechnet sich aus dem Verhältnis der Strahlennummer multipliziert mit der doppelten Kreiszahl π und der gesamten Strahlenmenge.

$$\alpha = \frac{S_{Num} * 2\pi}{NumOfRays} \quad (5.6)$$



Bild 5.7: Aussenden von Suchstrahlen. Rotation der Strahlenberechnung erfolgt gegen den Uhrzeigersinn. Es wird jeweils nur ein Segment, entsprechend des Ventrikelbereiches, dargestellt. *links*: basale sowie mediale Region. *rechts*: apikale Region.

wobei α der berechnete Winkel, S_{Num} Nummer des aktuellen Strahls und $NumofRays$ die zuvor berechnete Strahlenmenge ist.

Die Schrittweite eines Strahls errechnet sich aus den beiden Komponenten $xStep$ und $yStep$. In x -Richtung wird der Strahlenwinkel mit Cosinus und in y -Richtung mit Sinus multipliziert. Für die Schrittweite wird weiterhin das `Spacing Norm (SP)` benötigt, welches von Datensatz zu Datensatz je nach Auflösung unterschiedlich sein kann. Für eine erhöhte Genauigkeit der Schrittweite wird das Ergebnis mit 0.5 multipliziert.

$$SN = \sqrt{(Spacing_x)^2 + (Spacing_y)^2} \quad (5.7)$$

$$xStep = \cos\alpha * SN * 0.5 + \beta \quad (5.8)$$

$$yStep = \sin\alpha * SN * 0.5 + \beta \quad (5.9)$$

Um den Startwinkel der Suchstrahlen festlegen zu können, wird dieser in ein Bogenmaß (β) umgewandelt und zum Ergebnis addiert. Nachdem nun alle benötigten Parameter berechnet wurden, kann das Aussenden der Strahlen beginnen. Ausgehend vom COG wird jeweils eine Schrittweite ($xStep$ und $yStep$) auf dem Strahl entlang abgetastet. Ist der Grauwert an dieser Stelle 1 d.h. wird

der Suchstrahl mit der Narbe geschnitten und die Position dieses Schnittpunktes wird gespeichert. Folgen weitere Einsen wird jeweils die aktuelle Position gespeichert bis wieder eine 0 erreicht wird. Die Berechnung der Narbendicke erfolgt durch den euklidischen Abstand zwischen dem ersten und letzten Schnittpunkt.

$$ST = \sqrt{SP_1^2 - SP_2^2} \quad (5.10)$$

wobei ST für Narbenbreite und SP für den jeweiligen Schnittpunkt steht.

Die errechnete Größe wird als float-Wert in eine Liste geschrieben. Durchquert ein Strahl mehrere Narben, so werden alle Größen addiert und gespeichert. Ist kein Schnittpunkt des Narbengewebes vorhanden, wird an dieser Stelle der Liste eine 0 für die Lokalität eingetragen.

MIPScarSegmentation.cpp:

```
for (int iRayNo = 0; iRayNo < iNumOfRays; iRayNo++) //NumOfRays
{
    CurrPoint = COG; CurrIndex = COG;
    // calc angle for ray (in rad)
    float fstartRay = RayBegin * ((atan(1.0) * 4.0) / 180.0 );
    float fRayAngle = fstartRay + (iRayNo * 2.0 * M_PI) / iNumOfRays;
    // calc steplength
    float fStepLengthX = cos(fRayAngle) * dSpacing2D * 0.5;
    float fStepLengthY = sin(fRayAngle) * dSpacing2D * 0.5;
    fScarThickness = 0.0; //for non ScarPoint

    while ('in Image') // move from center of Gravity along the ray
    {
        // one step ahead along the ray
        fStepX += fStepLengthX;
        fStepY += fStepLengthY;
        //go the step
        CurrPoint[0] = COG[0] + fStepX / spacing[0];
        CurrPoint[1] = COG[1] + fStepY / spacing[1];
        CurrIndex = CurrPoint;
        //get Value
        fGrayValue = ScarImage->GetPixel(CurrIndex);

        if(fGrayValue == 1)
        {
            if(helpVariable == 0) //first ScarPoint
                FirstPoint = CurrIndex; helpVariable = 1;
            //last ScarPoint
        }
    }
}
```

```

        LastPoint = CurrIndex;
    }
    if(fGrayValue == 0 && helpVariable == 1) //first Point out of Scar
    {
        helpVairable = 0;
        fScarThickeness += sqrt(pow(FirstPoint[0]-LastPoint[0],2)
            + pow(FirstPoint[1]-LastPoint[1],2)
            + pow(FirstPoint[2]-LastPoint[2],2));
    }
    fScarThickeness = fScarThickeness * voxelSize;
    thicknessList.push_back(fScarThickeness);
}

```

In dem letzten Schritt wird die soeben erstellte Liste sortiert und auf ihr Minimum reduziert. Da die Suchstrahlen die Narbenbreite pro Bildschicht berechnen und abspeichern, erfolgt zu aller erst deren Einteilung in die Segmente. Für die Berechnung wird die Information der Regionengrenzen des Ventrikels sowie die horizontale Resolution (Anzahl der Punkte pro Segment und Schicht) verwendet. Anschließend muss die Liste soweit reduziert werden, dass lediglich die Anzahl von horizontale mal vertikale Resolution Werte pro Segment vorhanden sind. Für die Berechnung wird das Verhältnis zwischen der Schichtenanzahl pro Region und der vertikalen Resolution benötigt.

$$step = \frac{SchichtanzahlproRegion}{vertikaleResolution} \quad (5.11)$$

Ist der Wert *step* größer als eins, so wird ein Mittelwert zwischen den Punkten interpoliert, um die Liste auf ihr Minimum zu verkürzen. Ist dahingegen der Wert gleich oder kleiner als eins, so werden die Werte in die neue Liste kopiert. Bei dem Fall der zu geringen Anzahl, werden die Werte nach dem *step*-Prinzip vervielfältigt. Das Ergebnis ist eine Liste mit dem lokalen Ausmaß der Narbe, sortiert nach Segmenten und reduziert auf die Größe der Wanddickenliste. Der Transmuralitätsgrad wird aus dem Verhältnis der einzelnen Werte aus der Narben- und Wanddickenliste berechnet und gespeichert. Das Ergebnis beinhaltet demnach die lokale Ausdehnung des Infarktgewebes und kann dem Bulleye-Diagramm als Liste übergeben werden. Die unterschiedlichen Transmuralitätswerte werden mit Hilfe einer Farbtabelle eingefärbt.






Klasse	1.	2.	3.	4.	5.
Transmuralität	0%	1 – 25%	26 – 50%	51 – 75%	76 – 100%
Farbe					

Bild 5.8: Farbklassen der Transmuralität, angelehnt an [41].

5.3.6 Darstellung der Quantifizierungsergebnisse

Die Analyseergebnisse werden durch textuelle und visuelle Darstellungen dem Anwender präsentiert. Wie bereits im vorherigen Abschnitt angesprochen, wird das Ergebnis der `Percent Scar` textuell in einer Tabelle dargestellt. Dabei werden die Volumina der beiden Parameter der Herz wand und der Narbe sowie das Verhältnis zueinander ausgegeben (vgl. Abb. 5.9(a), Seite 80). Die Lokalität und das Ausmaß der Narbe wird in einem Bulleye-Diagramm veranschaulicht. Mittels der Transmuralität, die in einer Liste gespeichert wurde, wird das Bulleye-Diagramm je nach Narbenausdehnung eingefärbt. Die Farbkodierung lehnt sich dabei an die Visualisierungsanalyse von [41], wobei fünf Farbklassen erstellt werden. Die Einteilung der Klassen erfolgt anhand des Transmuralitätsgrades und wird in Tabelle 5.8 illustriert. Die Farben grün, gelb und rot wurden so gewählt, dass grün keine und rot einen stark ausgedehnte Narbe repräsentieren. Für die Zuordnung der Farben im Bulleye-Diagramm ist eine Farbskala mit der dazu gehörigen Prozentangabe eingefügt. In der Visualisierung kann angesichts der Segmenteinteilung die Lokalität der Narbe und somit die erkrankte Koronararterie diagnostiziert werden. In Abbildung 5.9(b) wird ein solches Bulleye-Diagramm dargestellt. Die Narbe befindet sich bei diesem Patienten im 5. Segment und weist eine über 75% Ausdehnung an den meisten Stellen auf. Durch die Lokalität und der Position des rechten Ventrikels auf der linken Seite wird hier die linke Koronararterie für die Ursache des Herzinfarktes erkannt (auch wenn die Narbe bildlich rechts liegt). Darüber hinaus stehen dem Anwender für die Beurteilung der Narbenquantifizierung fünf verschiedene Visualisierungsarten zur Verfügung, die jeweils unterschiedliche Darstellungsaspekte verfolgen. Die Standardvisualisierung des Analysefensters sind die originalen Late-Enhancement-Daten (Abb. 5.9(c), Seite 80). Durch den Regelschieber am Bildende kann zwischen den einzelnen Bildschichten geblättert werden. Mittels dieser Ansicht, können die berechneten Analysedaten aus dem Bulleye-Diagramm mit den Originaldaten verglichen werden. Wurde vitales Gewebe als Narbe definiert, so kann durch einen Seed-Punkt die Korrektur des Analyseergebnisses gestartet werden (siehe dazu Kap. 5.3.7). Das dreidimensionale Modell des linken Ventrikels aus [1] repräsentiert das Größenverhältnis und die Beschaffenheit der Narbe in Abhängigkeit zum gesamten Herzmuskel. Das Infarktgewebe wird anhand seines transmuralen Ausmaßes farblich hervorgehoben (vgl. Abb. 5.9(d), Seite 80). Aus dem binären Narbenbild wird in der dritten Visualisierung ebenfalls ein Modell erzeugt, welches

die dreidimensionale Form der Narbe illustriert. Dabei wurde nicht die im Konzept angesprochene Methode der Delaunay-Triangulierung, sondern das Verfahren der Marching-Cubes implementiert. Die Funktionsweise wird in Kapitel 2.6.2 detailliert besprochen. Das Verfahren basiert auf dem VTK konformen `vtkMarchingCubes` Filter. Dieser berechnet aus dem Inputbild und den Standard-Parameter eine optimale Triangulierung ([42], Seite 154-159). In diesem Fall ist das Eingabebild das binäre Narbenbild aus der Segmentierung. Die Oberfläche wird durch den Laplacian Filter geglättet und die Kanten des Objektes verstärkt. Durch die Oberflächennormalen wird das Modell beleuchtet und rot eingefärbt. Die Signalfarbe steht für die Bedrohlichkeit der Narbe. Das Ergebnis wird in Abbildung 5.9(e) dargestellt.

`MIPMapScarVolume.cpp`:

```

vtkMarchingCubes* pMarchingCubes = vtkMarchingCubes::New();
pMarchingCubes->SetInputConnection('konvertiertes Narbenbild');
pMarchingCubes->ComputeScalarsOff();
pMarchingCubes->ComputeGradientsOff();
pMarchingCubes->ComputeNormalsOff();
pMarchingCubes->SetValue(0, 1.0);
pMarchingCubes->GetExecutive()->GetOutputInformation(0)->
    Set(vtkDemandDrivenPipeline::RELEASE_DATA(), 1);

vtkSmoothPolyDataFilter* pContourSmoother = vtkSmoothPolyDataFilter::New();
pContourSmoother->SetInputConnection(pMarchingCubes->GetOutputPort());
pContourSmoother->SetNumberOfIterations(0);
pContourSmoother->SetRelaxationFactor(0.01);
pContourSmoother->SetFeatureAngle(60.0); //60
pContourSmoother->FeatureEdgeSmoothingOff();
pContourSmoother->BoundarySmoothingOff();
pContourSmoother->SetConvergence(0.0);
pContourSmoother->GetExecutive()->GetOutputInformation(0)->
    Set(vtkDemandDrivenPipeline::RELEASE_DATA(), 1);

```

Die letzten beiden Visualisierungsarten verfolgen den Aspekt der Analysekontrolle, wobei zum einen die Abschätzung der Narbengröße und zum anderen die Ergebnisse der Registrierung und Maskengenerierung überprüft werden. In beiden Darstellungen werden die so genannte `Image Plane Widget` eingefügt. Diese ermöglichen eine Bildfusion zwischen einem dreidimensionalen Modell und einem Bilddatensatz. Das Prinzip dabei ist, dass jeweils nur eine Bildschicht in Verbindung mit dem *3D*Modell abgebildet wird. Durch das hoch und runter scrollen in *z*-Richtung

können die Bildschichten gewechselt werden. Ein direkter Vergleich der Analyseergebnisse, zwischen dem Narbenmodell und den originalen Late-Enhancement-Daten, kann hier erfolgen (Abb. 5.9(f), Seite 80). In Darstellung 5.9(g) wird das dreidimensionale Myokardmodell mit den originalen Narbendaten fusioniert. Das Modell wurde durch das binäre Bild der Maskengenerierung und dem VTK konformen Marching-Cubes-Filter erzeugt. Die Aussage dieser Visualisierung, in Bezug auf die Registrierungs- und Maskierungsprobleme, wird in Kapitel 6 diskutiert.

5.3.7 Korrektur der Analyseergebnisse

Aufgrund der immer wieder in der Literatur angesprochenen Probleme der automatisierten Verfahren, wurde für die Korrektur der Segmentierungsergebnisse eine semi-automatische Methode implementiert. Der Anwender kann durch Setzen eines Seed-Punktes im Analysefenster das Ergebnis beeinflussen und korrigieren. Das Ziel eines automatischen Verfahrens wurde dennoch erfüllt, da der erste Weg zum Ergebnis keine Eingaben des Benutzers erfordert.

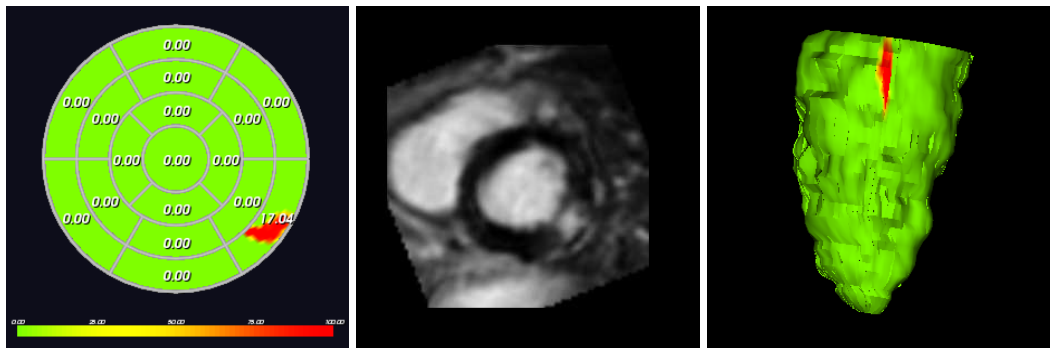
Der Seed-Punkt kann durch Drücken der Taste 's' in das Render-Fenster des originalen LE-Datensatzes gesetzt werden. Liegt dieser nicht innerhalb des Infarktgewebes, wird der Anwender aufgefordert einen erneuten Punkt zu setzen. Wird der Punkt dahingegen in das erhellte Gewebe gesetzt, erfolgt eine Abfrage ob die Berechnung neu gestartet werden soll. Beim Start der korrigierten Narbenquantifizierung wird zuvor ein `Region Growing` Filter angewandt, um das Infarktgewebe aus dem binären Narbenbild der vorherigen Segmentierung zu extrahieren. Dieser Algorithmus ist ITK konform und benötigt als Eingabe einen binären Datensatz und einen Startpunkt. Anhand des Seed-Punktes werden in alle Richtungen diejenigen Voxel zu einer Klasse definiert, die innerhalb eines Grenzwertes (hier: 1 für das Narbengewebe) liegen ([40], Seite 503-507). Folgt ein Wert unterhalb dieses Grenzwertes so endet dort die Narbenregion (vgl. 2.5.2).

```
MIPScarAnalysisWindow.cpp:  
ConnectedFilterType::Pointer connectedThreshold = ConnectedFilterType::New();  
connectedThreshold->SetInput(m_pBinaryScarImage[0]);  
connectedThreshold->SetLower(1);  
connectedThreshold->SetUpper(1);  
connectedThreshold->SetReplaceValue(1);  
connectedThreshold->SetSeed(ScarPosition);  
connectedThreshold->Update();
```

Das neue binäre Bild wird gespeichert und den Methoden der Narbenquantifizierung übergeben. Sind alle Analyseergebnisse neu berechnet, wird das Darstellungsfenster aktualisiert. Für den Fall,

Analyse Result	
Size of the Myocard:	106.83 ml
Size of the Scar:	1.13 ml
Percent Scar:	1.06 %

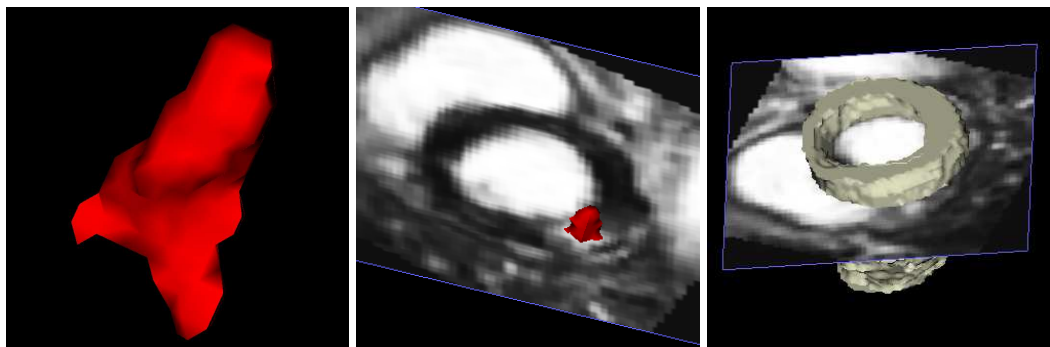
(a) Percent Scar



(b) Bulleye-Diagramm

(c) LE-Datensatz

(d) Ausmaß der Narbe



(e) Narbenmodell

(f) Narbe und LE-Daten

(g) Myokard und LE-Daten

Bild 5.9: Darstellung der Quantifizierungsergebnisse.

dass ein Patient mehrere Narben besitzt, kann durch das wiederholte Setzen eines Seed-Punktes die einzelnen Narben nach einander dem Ergebnis hinzugefügt werden.

5.4 Implementierung der visuellen Verbesserung der Narbendeformation

Die Berechnung der Narbendeformation und deren visuelle Darstellung in einem Analysefenster, wurden bereits in [1] umgesetzt. Die Idee der Bildfusion zwischen dem deformierten Narbenmodell und dem dynamischen Cine-Datensatz, wurde nicht umgesetzt, da das Ergebnis keine medizinischen Aussagen liefern würde. Dahingegen liefert die Darstellung der statischen/deformierten LE-Daten mit dem dynamischen Ventrikelmodell eine Aussage, inwieweit die Parameter der Funktionsanalyse mit dem Infarktgewebe übereinstimmen. Eine Analogie besteht, wenn die Narbe über dem rot markierten Bereich und somit über der Dysfunktion des Herzmuskels liegt. Weiterhin kann durch diese Darstellung das Verhalten der Narben während eines Herzzyklus analysiert werden. In der Diplomarbeit von S. Nowak wurden zwei Möglichkeiten der Bildfusion implementiert. Hier kann ein statisches oder künstlich deformiertes Narbenvolumen mit dem dynamischen Ventrikelmodell verbunden werden. Aufgrund der vermehrten helleren Stellen in den Narbendaten, bestand die Aufgabe darin die Erkennbarkeit der Narbe durch eine Art Myokardmaskierung zu verbessern. Dabei wurde die Maske, die bereits in Abschnitt 5.3.2 vorgestellt wurde, verwendet. Bei den statischen Overlay der Narbendaten besteht weiterhin die Möglichkeit das binäre Narbenbild, welches bei der Narbenquantifizierung berechnet wurde, als Maske anzuwenden. Die Maskierung erfolgt dabei nach dem gleichen Verfahren wie in Kapitel 5.3.3 beschrieben. Bei dieser Maskierungsart muss allerdings die Narbenquantifizierung zuvor berechnet werden.

5.5 Design des Analysefensters

Das Analysefenster ist eine selbständige Oberfläche und teilt sich in zwei Bereiche auf, wobei der linke die Quantifizierungs- und der rechte die Visualisierungsergebnisse beinhaltet. Auf der linken Seite wird das Bulleye-Diagramm für die Transmuralität und die Lokalität dargestellt. Das Bulleye-Diagramm verfügt über eine Kontrollleiste mit der Informationen wie Segmentnummer, durchschnittlicher Transmuralitätswert pro Segment und Farbe ein und ausgeschaltet werden können. Zudem verfügt es über eine Farbskala um die Farben den entsprechenden Transmuralitäten zu zuweisen. Mit der Taste 'w' können die horizontalen und vertikalen Resolutionwerte und damit die Genauigkeit der Berechnung dargestellt werden. Die Taste 's' wechselt zur Ausgangsansicht. Unter dem Bulleye-Diagramm werden die Analyseergebnisse der Percent Scar

in einer Tabelle illustriert. Die rechte Seite beinhaltet ein statisches Renderfenster in dem zwischen den unterschiedlichen Visualisierungsarten durch Radio-Buttons gewechselt werden kann. Bei dem LE-Datensatz kann mittels eines Sliders durch die einzelnen Schichten des Volumens geblättert werden. Weiterhin kann der Datensatz mit der rechten Maustaste vergrößert und mit der mittleren Taste verschoben werden. Bei den Darstellungen der dreidimensionalen Modelle kann zusätzlich das Objekt mit der linken Maustaste gedreht werden. Mit den Tasten 'w' und 's' kann zwischen dem Triangel- und dem Oberflächenmodell der Objekte gewechselt werden. In den letzten beiden Darstellungen kann darüber hinaus, die Transparenz des Objektes durch den Slider eingestellt werden. In Abbildung 5.10 wird das Analysefenster der Narbenquantifizierung dargestellt.

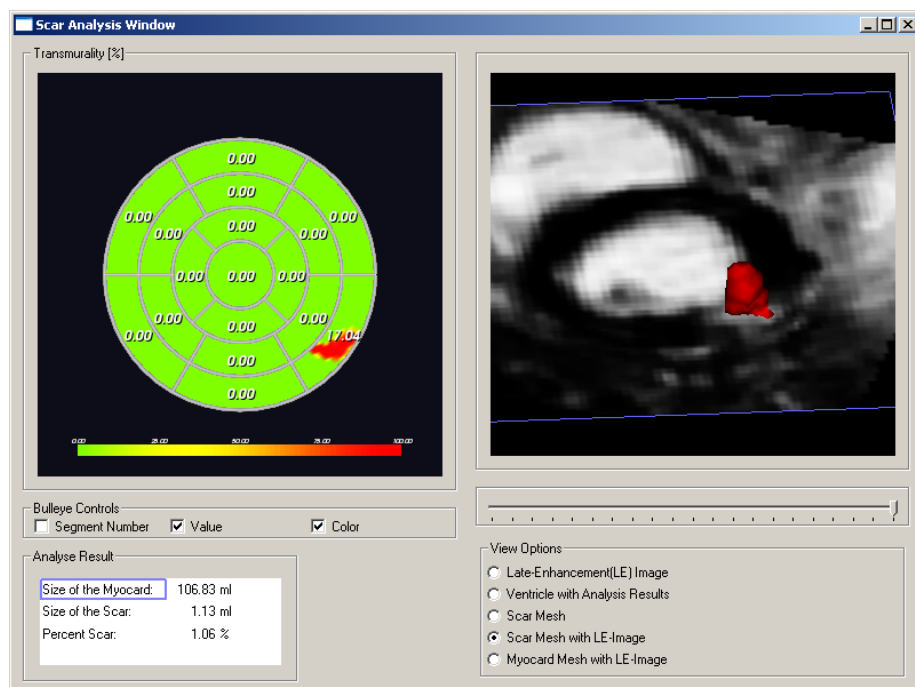


Bild 5.10: Analyse Fenster der Quantifizierungsergebnisse. Die linke Seite beinhaltet die Quantifizierungsergebnisse und die rechte die unterschiedlichen Visualisierungsarten.

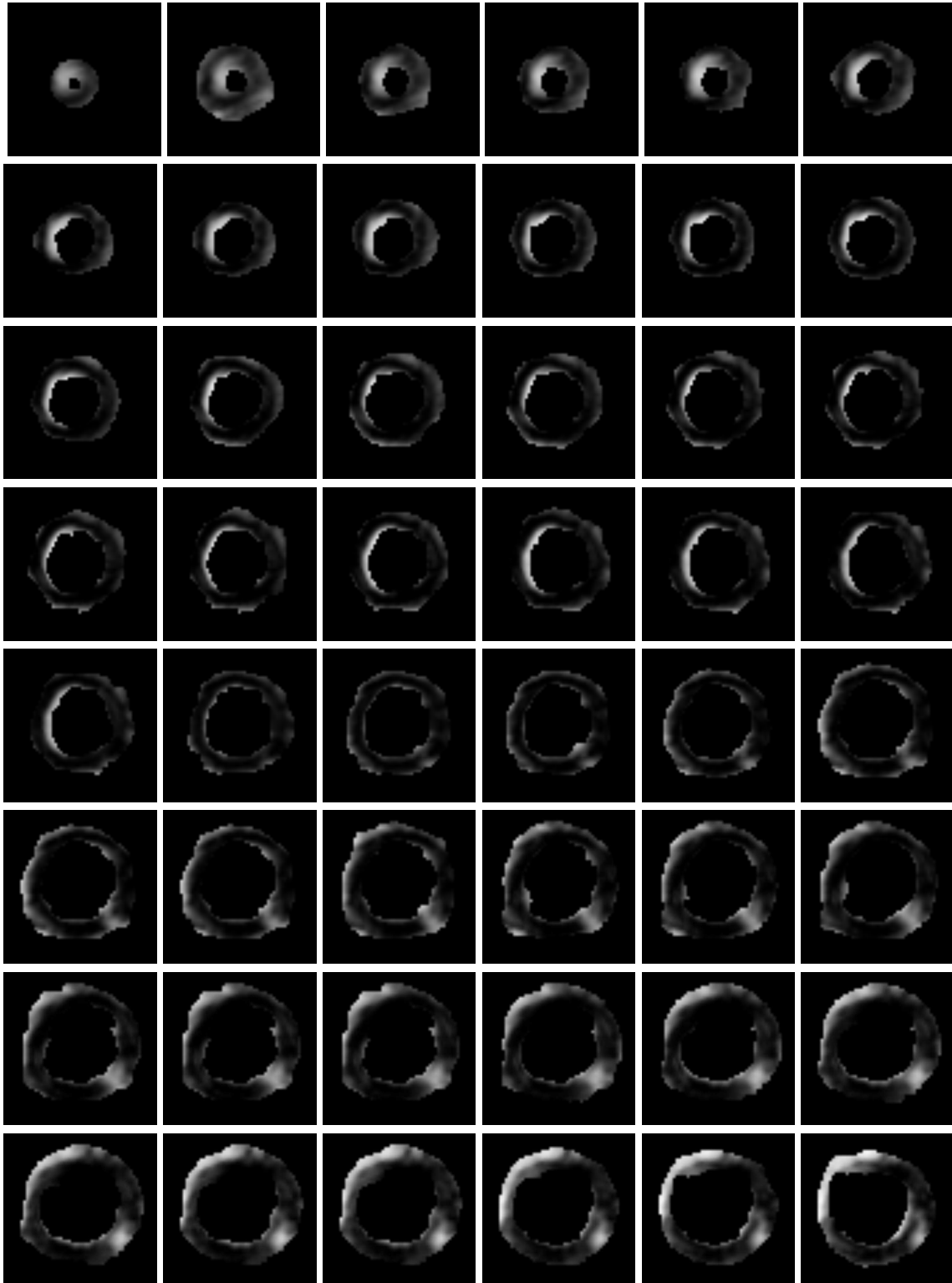


Bild 5.11: Maskierung der LE-Daten durch den ITK konformen `MaskImageFilter` und der zuvor generierten binären Maske.

Kapitel 6

Auswertung und Diskussion

In diesem Kapitel werden die zuvor beschriebenen Verfahren ausgewertet und diskutiert. Dabei werden neben den Ergebnissen, die Ursachen von Problemen und deren Lösungsmöglichkeiten vorgestellt. Um die Struktur dieser Arbeit beizubehalten, erfolgt eine Beurteilung der einzelnen Verfahren. Bei der Auswertung der Narbenquantifizierung wird das Programm zusätzlich auf den Rechenaufwand und der Abhängigkeit der Eingabe getestet und ausgewertet. Die Bewertung der Verfahren, die nicht in dieser Arbeit implementiert wurden, werden lediglich auf die Ursachen hinsichtlich der Quantifizierungsprobleme untersucht. Die Narbendeformation kann wie bereits erwähnt in [1] nachgelesen werden. Hier wird lediglich das Verfahren der visuellen Verbesserung diskutiert.

6.1 Verwendetes Datenmaterial

Für die Validierung des entwickelten Programms stehen zwölf Bilddaten von unterschiedlichen Patienten zur Verfügung, die alle unmittelbar vor der Aufnahme einen Herzinfarkt erlitten. Die Daten wurden in der Kardiologie der Universitätsklinik Heidelberg mittels eines Philips MRT-Kernspins aufgenommen. Die Magnetfeldstärke dieses Tomographen beträgt 1.5 Tesla und ist somit für die Herzuntersuchungen geeignet (vgl. Kapitel 2.1.2). Während einer Untersuchungssitzung wurde jeweils ein Cine-Datensatz für die Funktionsanalyse und ein Late-Enhancement-Datensatz für die Narbenquantifizierung aufgenommen. Beide gehören zu den Standardaufnahmen einer Herzin-

Datensatz Nr.	Cine-Daten			Late-Enhancement-Daten		
	Auflösung	Spacing	Vol.	Auflösung	Spacing	Vol.
01	256x256x17	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	2.07x2.07x5.00	1
02	256x256x17	1.48x1.48x4.99	25	256x256x22	1.72x1.72x5.00	1
03	256x256x16	1.48x1.48x5.00	25	256x256x22	1.95x1.95x5.00	1
04	256x256x16	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	1.53x1.53x5.00	1
05	256x256x16	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	1.76x1.76x4.99	1
06	256x256x16	1.48x1.48x4.99	25	256x256x16	1.64x1.64x5.00	1
07	256x256x17	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	1.48x1.48x5.00	1
08	256x256x17	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	2.07x2.07x5.00	1
09	256x256x22	1.48x1.48x4.99	25	256x256x20	2.07x2.07x4.99	1
10	256x256x20	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	1.80x1.80x5.00	1
11	256x256x24	1.48x1.48x5.00	25	256x256x20	1.80x1.80x4.99	1
12	256x256x26	1.48x1.48x4.99	25	256x256x20	1.96x1.96x4.99	1

Tabelle 6.1: Verwendetes Datenmaterial. Aufgenommen im Universitätsklinikum Heidelberg.

farktuntersuchung. Das Dateiformat der Bilddaten ist das Bildstandardformat DICOM, welches vor der Integration in die Medical Imaging Platform in ein Meta Image konvertiert wird. In Tabelle 6.1 werden die Datensätze der zwölf Patienten mit der Bildauflösung, dem Spacing und der Anzahl der Volumina aufgelistet. Dabei ist zu erkennen, dass die Cine-Daten jeweils aus 25 Volumendaten bestehen. Die Late-Enhancement-Daten bestehen dahingegen nur aus einem Volumen welches ca. auf 80% des Weges von der Enddiastole zur Enddiastole aufgenommen wurde. Die Bilddaten besitzen eine Auflösung von 256 in x - und in y -Richtung und sind somit in der zweidimensionalen Sicht quadratisch. Die Anzahl der Bildschichten in z -Richtung variiert zwischen den einzelnen Bilddaten. Das Spacing ähnelt der Auflösung. Auch hier sind die Voxelgröße in x - und y -Richtung identisch und in z -Richtung liegen diese bei etwa 5mm Tiefe.

6.2 Ergebnisse der Narbenquantifizierung

Ziel der Quantifizierung ist es, die Narbe in ihrem Ausmaß, ihrer Lokalität und Beschaffenheit zu untersuchen. Des Weiteren soll das Analyseergebnis für den Anwender eindeutig dargestellt werden, so dass dieser so wenig Einarbeitungszeit wie möglich benötigt. Eine weitere Anforderung ist es, das Programm automatisch und ohne einer Vielzahl von einstellbaren Parametern zu entwerfen.

Das in dieser Diplomarbeit entwickelte Verfahren entspricht diesen Voraussetzungen und benötigt eine wesentlich geringere Berechnungszeit als die traditionelle manuelle Methode der Narbenquantifizierung. Demnach ist das Ziel der optimalen computerunterstützten Diagnose durch das erschaffene Programm garantiert. Im Folgenden werden die einzelnen Verfahren der Prozesskette ausgewertet und diskutiert.

6.2.1 Auswertung der bestehenden Registrierung

Die Registrierung ist ein wichtiger Bestandteil der Narbenquantifizierung. Dieser Schritt richtet die Late-Enhancement- zu den akquirierenden Cine-Daten aus. Dies hat den Vorteil, dass die Myokardränder aus der Funktionsanalyse für die Maskierung des linken Herzmuskels genutzt werden können. Um Segmentierungs- und Quantifizierungsfehler zu vermeiden, muss die Registrierung bestmöglich berechnet werden. Der Registrierungsschritt des existierenden Verfahrens besteht aus der Auswahl des zum LE- akquirierende Cine-Datensatzes, sowie aus der Ausrichtung der LE-Daten. Beide werden in separaten Abschnitten diskutiert.

Automatische Auswahl der Cine-Daten

Die automatische Auswahl der zum LE- akquirierenden Cine-Daten erfolgt durch die in der Funktionsanalyse berechnete Information des enddiastolischen Zeitpunktes des Herzens. Mittels dieser Angabe und dem Wissen, dass die Aufnahme der Narbenbilder auf 80% des Weges von und zum enddiastolischen Zustand aufgenommen wurden, wird der entsprechende Cine-Datensatz für die Ausrichtung automatisch bestimmt. Wenn der Mediziner jedoch der Ansicht ist, dass die Auswahl nicht akkurat berechnet wurde, kann dieser auf dem Notebook-Panel *3D Visualization and Scar Analysis* die Auswahl des Datensatzes manuell abändern. Da das Ergebnis in Abhängigkeit der Volumenauswahl variiert, können durch falsche Auswahlentscheidungen Quantifizierungsfehler verursacht werden. In Abbildung 6.1 werden die Unterschiede der Narbenquantifizierung eines Patienten durch die automatische und manuelle Auswahl dargestellt. Im linken Bild wird das Resultat der automatischen Auswahl präsentiert. Die Berechnung ermittelte den zweiten von 25 Cine-Datensätzen als das zum LE passende Volumen. In der rechten Abbildung aus 6.1 wurde der Cine-Datensatz manuell bestimmt. Dabei wurde durch eine visuelle Kontrolle der zwanzigste Volumendatensatz gewählt. Wie zu erkennen, unterscheiden sich die Ergebnisse gravierend in ihren Analyseergebnissen. Das *Percent Scar* weist einen Unterschied von 56 Prozent auf. Die

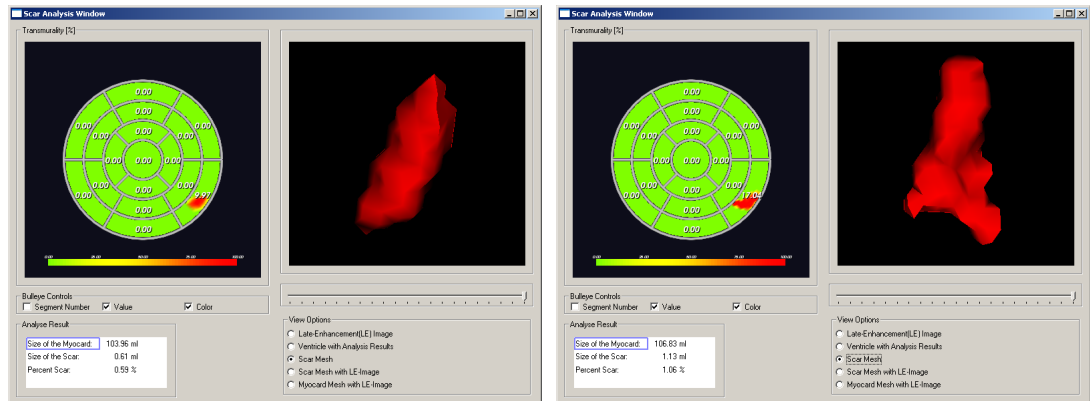


Bild 6.1: Abhängigkeit der Ergebnisse von der Auswahl des zum LE- akquirierenden Cine-Datensatzes.

durchschnittliche Transmuralität im fünften Segment unterscheidet sich um 7.07 Prozenteinheiten. Zudem ist die Beschaffenheit der Narbe bei der automatischen gegenüber der manuellen Selektion stark verkleinert. Die Lokalität der Narbe ist das einzige Ergebnis, welches in beiden Varianten identisch ist. Anhand dieses Beispiels wird deutlich, dass die automatische Auswahl des Cine-Datensatzes nicht immer das ideale Ergebnis liefert. Die Tabelle 6.2 zeigt den Vergleich zwischen der automatischen und manuellen Selektion der zur Verfügung stehenden Datensätze. Die manuelle Auswahl wurde durch den visuellen Vergleich zwischen den Datensätzen festgelegt. Das Ergebnis dieser Auflistung zeigt, dass kaum eine Übereinstimmung zwischen der automatischen und der manuellen Selektion besteht. Das beweist, dass die automatische Auswahl der Cine-Daten korrigiert werden müsste um bestmögliche Ergebnisse durch das automatisierte Verfahren zu gewährleisten. In Kapitel 4 wurde bereits ein Korrekturverfahren vorgestellt, welches mittels eines Ähnlichkeitsmaßes die Auswahl der Daten reguliert. Ausblick könnte daher ein Korrektur-Verfahren sein, was an dieser Stelle implementiert und getestet wird.

Ausrichtung der LE-Daten

Die Ausrichtung der Late-Enhancement-Daten erfolgt durch die Rigide Registrierung, die das Narbenbild lediglich durch Rotation und Translation zum Cine-Volumen justiert. Aufgrund dieser beiden Transformationen ist die rigide Form die einfachste und schnellste Art der Ausrichtung. Fraglich ist jedoch, ob diese Art der Anpassung bei Bilddaten, die die schnellen und teilweise ver-

Datensatz Nr.	Auswahl des Cine-Datensatzes	
	automatisch	manuell
01	02	20
02	02	21
03	21	22
04	23	22
05	22	22
06	20	20
07	22	00
08	00	22
09	22	23
10	22	20
11	02	21
12	21	22

Tabelle 6.2: Vergleich zwischen der automatischen und manuellen Auswahl des Cine-Datensatzes.

änderten Eigenbewegungen des Herzens beinhalten, ausreichend ist und damit jederzeit zufrieden stellende Ergebnisse liefert. Anhand der Beispiele in Abb. 6.2 wird deutlich, dass die gewählte Registrierungsart erhebliche Schwachstellen aufweist. In der linken Abbildung stimmen die Epikardränder überwiegend in beiden Daten überein. Dagegen ist das Ergebnis des Endokardrandes mangelhaft. Hier wäre zum Beispiel eine Skalierung und eine Scherung der Bilddaten von Nöten. In der mittleren Abbildung überdecken sich die Myokardränder der Daten, das bedeutet, für dieses Beispiel reicht die rigide Registrierung völlig aus. Das rechte Beispiel ist ein Beweis für die Veränderbarkeit der Herzgeometrie in jedem Herzzyklus. In diesem Fall hat sich das Endokard in seiner Ausdehnung verändert und eine Deformation der Bilddaten würde lediglich eine optimale Ausrichtung garantieren. Da das Registrierungsergebnis die Narbenquantifizierung stark beeinflusst, sollte an dieser Stelle eine stabilere Form der Ausrichtung verwendet werden. Neben der rigiden Form gibt es die affine Registrierung, die zusätzlich zu der Rotation und Translation die Skalierung der Bilddaten erlaubt. Die elastische Form der Ausrichtung unterstützt neben den drei typischen Transformationen die Scherungen und die lokale Verzerrung der Bilddaten. Die Verzerrung verursacht jedoch eine Deformation des Narbengewebes und verfälscht dadurch die originale Narbeninformation. Eine elastische Registrierung der Cine-Daten wäre hier denkbar. Diese Verfahren sollten vor der Implementierung gegenüber den erwarteten Resultaten und des Rechenaufwandes verglichen und getestet werden.

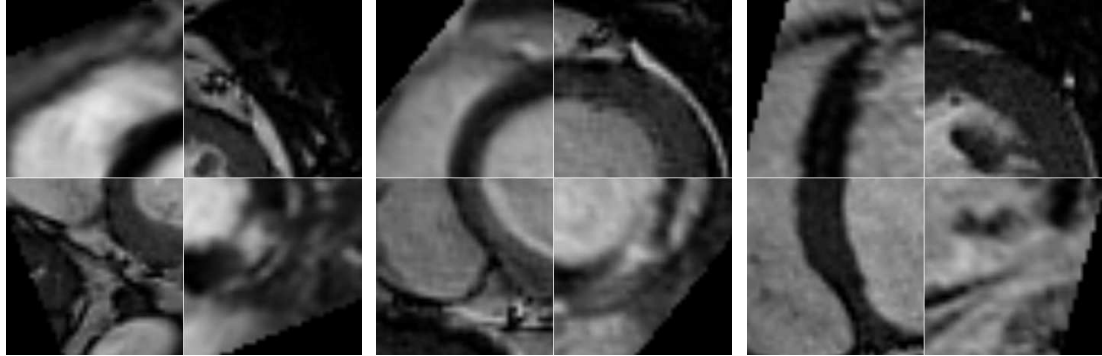


Bild 6.2: Auswertung der Rigiden Registrierung. Dabei wurden die Bilder mittels des Mosaik Prinzips miteinander verschmolzen. Die linke obere und rechte untere Ecke bilden das registrierte Narbenbild. Die anderen beiden Bildausschnitte das akquirierende Cine-Volumen.

6.2.2 Auswertung der Maskengenerierung und Maskierung

Ziel der Maskierung war es, einen Interessenbereich in den Late-Enhancement-Daten zu berechnen, der den Rechenaufwand der Narbensegmentierung vereinfacht und minimiert.

Die Generierung der Maske, durch den gegebenen Myokardrand aus der Funktionsanalyse und dem registrierten Narbenbild, erwies sich als ein schnelles und nachvollziehbares Verfahren. Aufgrund der einfachen Entfernungsberechnung kann der Anwender bereits an den Stellen, in denen die Endo- und Epikardgrenzen vom originalen Myokardrand abweichen, Fehlinformationen im Analyseergebnis vermuten. Dies stellt gegenüber komplexeren Berechnungen einen Vorteil dar, da somit dem Anwender die Ursache der entstandenen Fehlanalyse bekannt ist und er daher das Ergebnis besser bewerten kann. Ein Nachteil ist, dass das Resultat stark von der Genauigkeit der berechneten Myokardränder abhängig ist. In Abbildung 6.3 wird dies anhand eines Beispiels verdeutlicht. Der rot eingefärbte Bereich definiert die generierte Maske. Um das Problem sichtbarer zu machen, wurde die Maske nicht auf das registrierte Narbenbild sondern auf den entsprechenden Cine-Datensatz gelegt, indem auch die Myokardränder berechnet wurden. In fast allen Schichten ist links unten eine fehlerhafte Auswölbung des Epikardrandes zu erkennen. Im apikalen Bereich kann der Fehler sehr deutlich identifiziert werden. Weiterhin sind an einigen Stellen Ungenauigkeiten vorzufinden, die sich auf das Maskierungsergebnis negativ auswirken. In Verbindung mit den zuvor diskutierten Registrierungsproblemen, können weitere Maskierungsfehler eintreten. Liegen die Myokardränder durch eine mangelhafte Justierung der Daten nicht übereinander, so kann

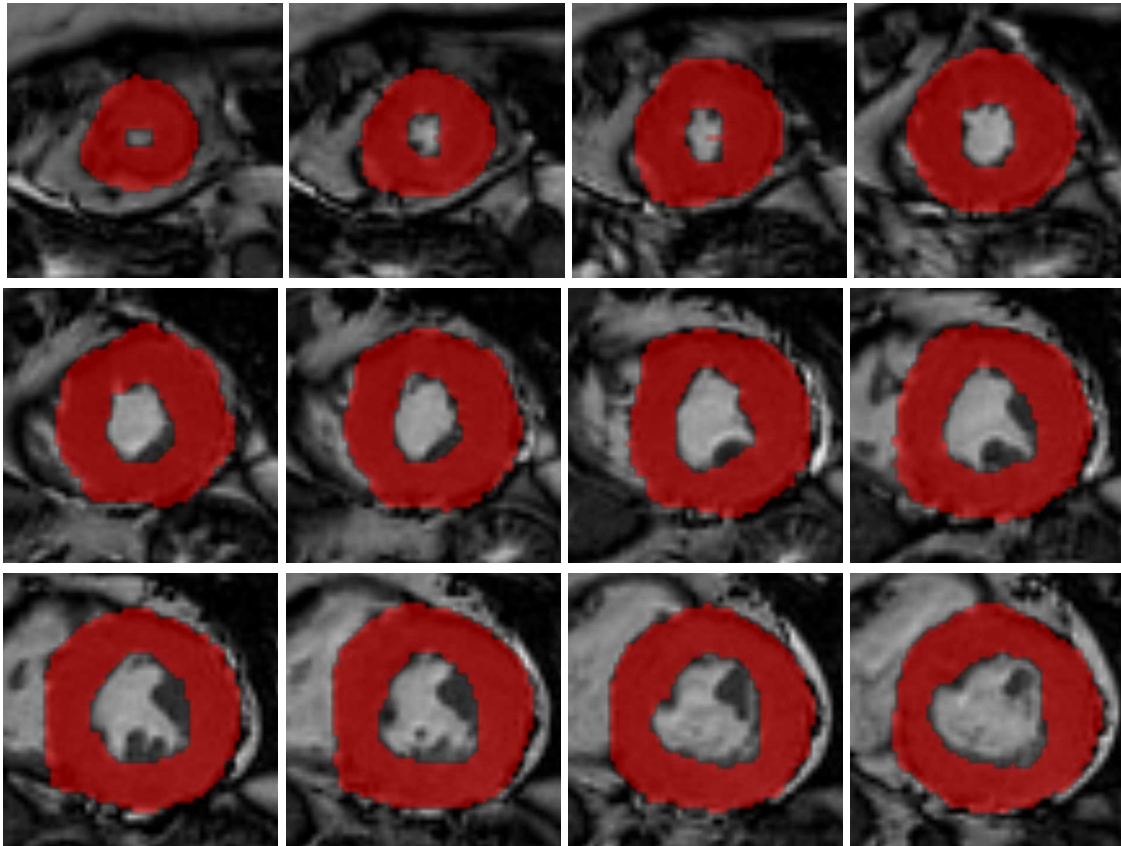


Bild 6.3: Problem der Maskengenerierung. Die binäre Maske (rot) liegt über dem Cine-Datensatz. Berechnungsprobleme lassen sich auf die Endo- und Epikardränder zurück führen.

durch eine Positionsverschiebung der Maske informative Regionen gelöscht und Fehlinformationen dem Interessenbereich hinzugefügt werden. Befinden sich darüber hinaus erhöhte Grauwerte in der Fehlinformation, wird das Quantifizierungsergebnis automatisch überbewertet. Eine Unterbewertung des Infarktgewebes erfolgt, wenn bei der Maskierung ein Teil der Narbe abgeschnitten wird. In Abbildung 5.11 auf Seite 83 wird dieses Problem der Abhängigkeit deutlich. Besonders im linken Teil sind Maskierungsprobleme am Endokardrand vorhanden. Die hellen Regionen, des eigentlichen Bloodpools, werden zum Interessenbereich hinzugefügt und verfälschen somit das Ergebnis mit einer deutlichen Überschätzung des Narbegewebes.

Das entwickelte Programm bietet dem Anwender die Möglichkeit die Maskengenerierung auf ihre Korrektheit zu überprüfen, in dem das Late-Enhancement-Bild mit dem generierten Maskenmodell

fusioniert dargestellt wird (s. Abbildung 6.4). In diesem Beispiel liegt die Maske nicht vollständig im Myokard und ein Teil des rechten Ventrikels wird in die Segmentierung mit einbezogen. Die hellen Regionen des Ventrikels verursachen die Fehlinformation die in dem linken Bereich des Bulleye-Diagramms zu erkennen ist.

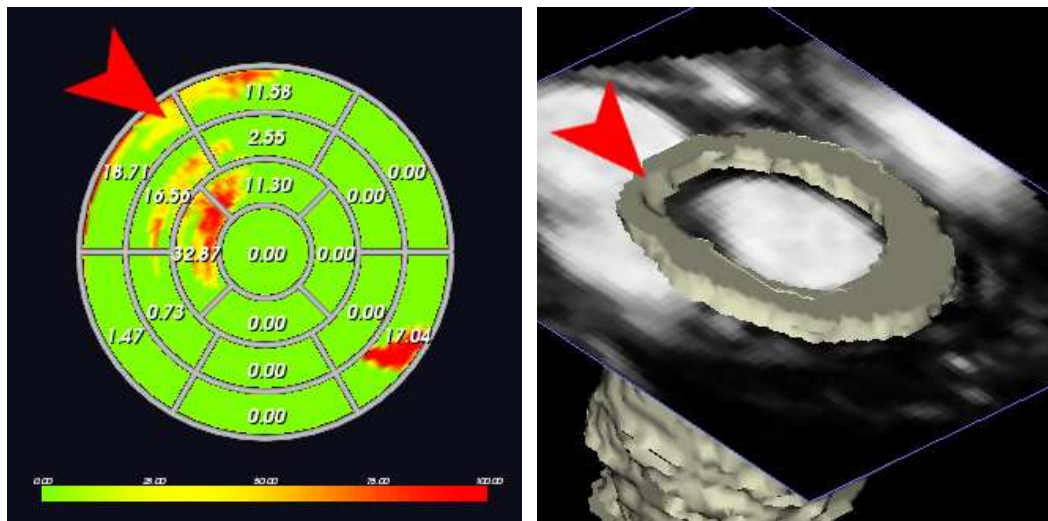


Bild 6.4: Kontrolle der Maskierung durch `PlaneWidget`. Der rote Pfeil im Bulleye-Diagramm markiert die Fehlinformation die durch eine fehlerhafte Maskierung am rechten Bloodpool entstanden ist (vgl. rechts).

Durch die angesprochene Abhängigkeit der Ergebnisse von der Registrierung und den Myokardränder der Funktionsanalyse, muss die Optimierung des Maskierungsverfahrens zuvor in diesen Prozessen erfolgen. Der Rechenaufwand des Verfahrens wird in Abschnitt 6.2.6 diskutiert.

6.2.3 Auswertung der Narbensegmentierung

Die Anforderung an ein automatisches Segmentierungsverfahren wurde durch die Otsu-Schwelwert-Methode realisiert. Diese berechnet ohne manuelle Eingaben den optimalen Schwellwert zwischen den Grauwerten der Narbe und der Herzmuskulatur. Jedoch kann diese, wie die meisten automatisierten Verfahren, nicht zwischen den hellen Grauwerten der entstandenen Fehlinformation und der Narbe unterscheiden. Auch hier zeigt sich das Problem, dass Fehler von vorherigen Prozessen, sich negativ auf die Segmentierung auswirken und somit das Quantifizierungsergebnis verfälschen.

Die Narbensegmentierung scheitert, wenn die Fehlinformationen deutlich hellere Grauwerte haben als die Narbe selbst. Durch die Automatisierung wird das Narbengewebe als Herzmuskel und die Fehlinformation als Infarktgewebe klassifiziert. Bei diesen Fällen versagt das Quantifizierungsprogramm und gibt eine fehlerhafte Analyse wieder. Da der Grund lediglich an der Fehlinformation des maskierten Bereichs liegt, wird dieses Problem gleichzeitig gelöst, wenn die vorherigen Prozesse optimiert werden. In Abbildung 6.5 wird das Problem der Fehlsegmentierung anhand eines vorliegenden Datensatzes dargestellt. Hier bilden Randartefakte die hellsten Stellen in dem maskierten Bereich und führen damit größtenteils zum Verlust der Narbe. Das Analyseergebnis ist in diesen Fällen derart von Fehlern belastet, dass es trotz Korrektur keine Unterstützung der Diagnose darstellt.

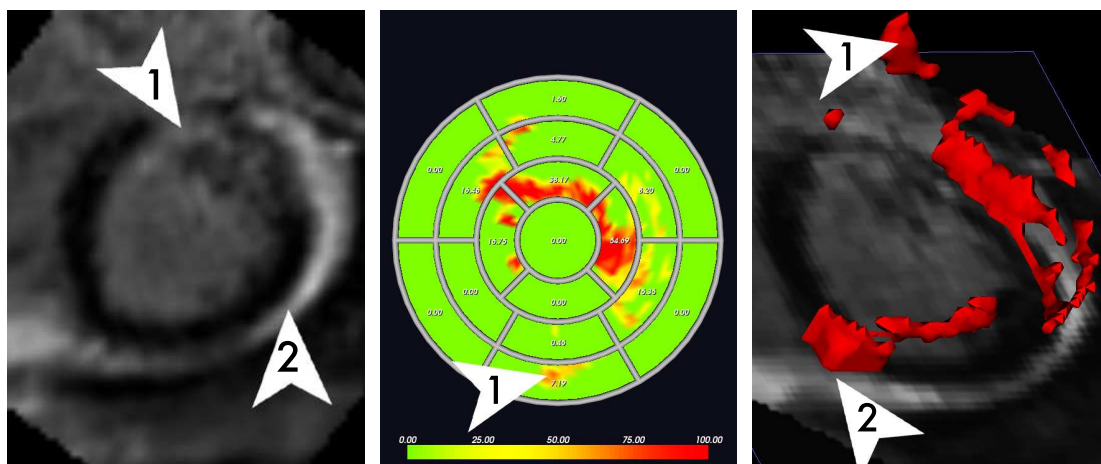


Bild 6.5: Segmentierungsproblem. Fehlinformation ist heller als der Narbenbereich. Die Markierung mit der Nummer 1 weist auf intensitätsschwaches Narbengewebe und die Nummer 2 auf helle Artefakte hin. Die Narbe wird in diesem Beispiel aufgrund der hellen Fehlinformation größtenteils nicht erkannt und führt somit zu einem Misserfolg der Quantifizierung.

6.2.4 Auswertung der Analysekorrektur

Ziel der Analysekorrektur war es, durch ein möglichst einfaches und schnelles Verfahren, die entstandenen Fehlinformationen aus den Registrierungs-, Maskierungs- sowie Segmentierungsschritten zu eliminieren. Für die Korrektur wurde ein semi-automatisches Verfahren herangezogen, da automatisierte Methoden weitere Fehler verursachen können. Würde zum Beispiel eine Methode

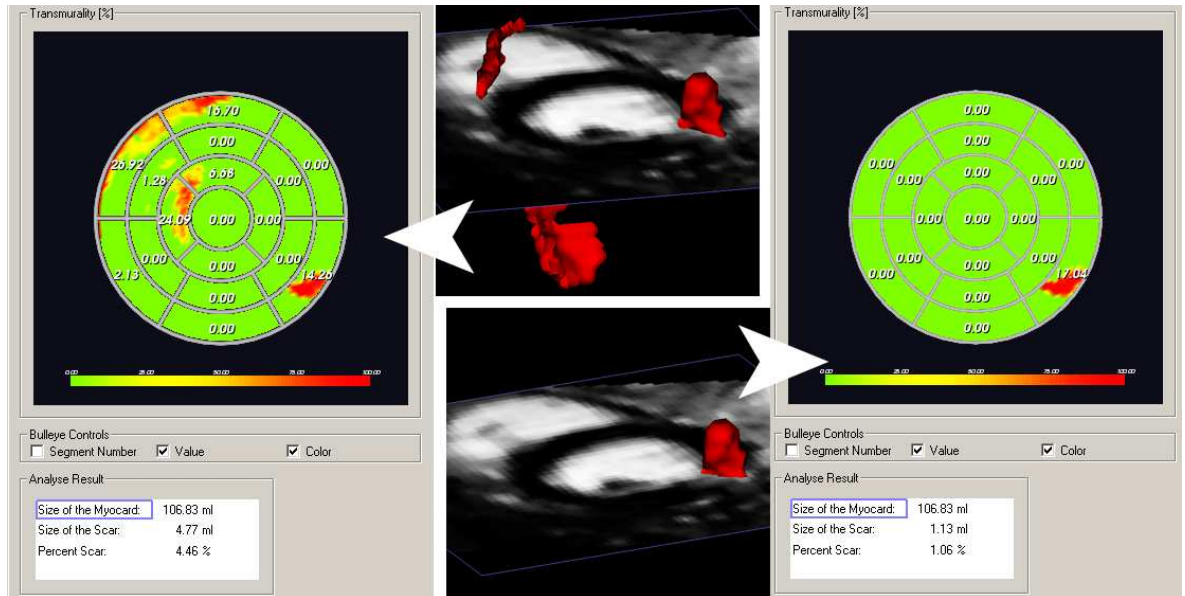


Bild 6.6: Analysekorrektur durch Setzen eines Seed-Punktes in das Narbengewebe. *links*: automatisch erzeugtes Analyseergebnis. *rechts*: Korrektur des Analyseergebnisses.

implementiert werden, die das Narbengewebe aufgrund der größten segmentierten Fläche definiert, könnte im Einzelfall die tatsächliche Narbe der Quantifizierung entgehen. Dies würde geschehen, wenn die Fehlinformation größer als das tatsächliche Infarktgewebe ist. Weiter würde das Programm bei Patienten scheitern, die mehrere Narben im Herzmuskel haben. Aufgrund dieser Probleme erwies sich eine semi-automatische Lösung durch Setzen eines Seed-Punktes als die Beste. Dem Anwender wurde die Möglichkeit geboten, durch Anklicken der Narbe im Late-Enhancement-Bild das Analyseergebnis zu korrigieren. Für den Fall, dass der Patient mehrere Narben hat, kann der Anwender diese nacheinander anklicken. Mit jedem Seed-Punkt wird das Ergebnis um eine neue Information erweitert. In Abbildung 6.6 (*links*) ist eine deutliche Fehlinformation im Bulleye-Diagramm und in der Bildfusion zwischen LE-Datensatz und Narbenmodell zu erkennen. Nach der Korrektur ist lediglich die tatsächliche Narbe im Analyseergebnis vorhanden und bewirkt somit eine Veränderung des gesamten Quantifizierungsergebnis (vgl. 6.6 (*rechts*)). In diesem Beispiel verändert sich *Percent Scar* um 3.6 Prozenteinheiten, wodurch eine erhebliche Überschätzung der Narbe durch die vorherige Fehlinformation erkennbar wird. Insgesamt kann nun der Anwender davon ausgehen, dass das bestmögliche Ergebnis der Narbenquantifizierung erreicht wurde. In Abbildung 6.7 wird ein Beispiel eines Patienten mit mehreren Narben dargestellt.

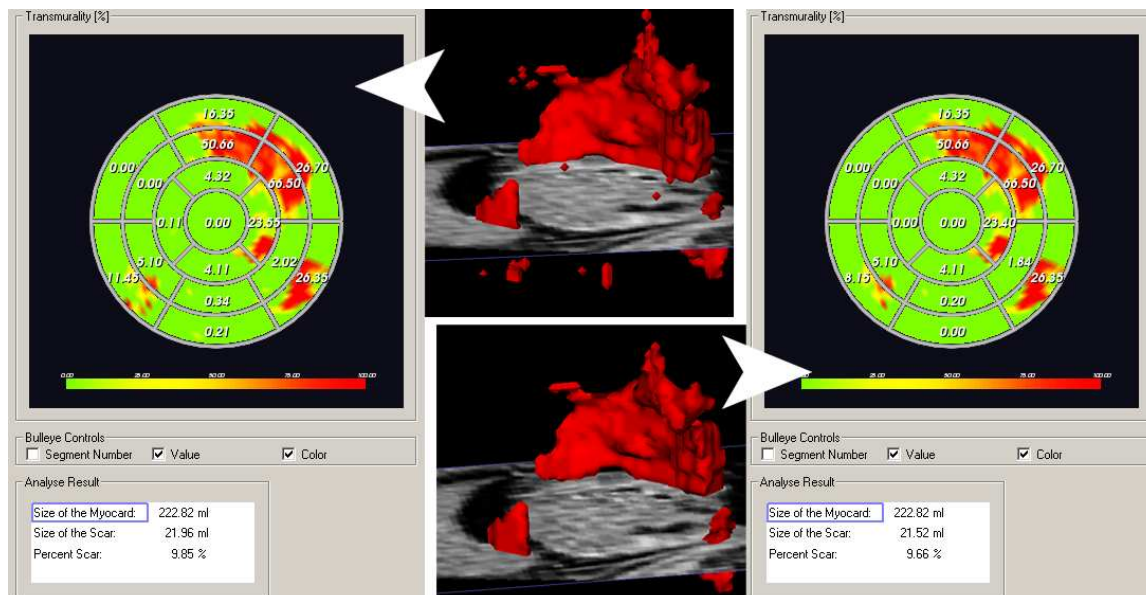


Bild 6.7: Analysekorrektur durch Setzen mehrerer Seed-Punkte. *links*: automatisch erzeugtes Analyseergebnis. *rechts*: Korrektur des Analyseergebnisses durch Setzen mehrerer Seed-Punkte. Die Fehlinformation in den Segmenten 4, 10 und 14 wird aufgehoben.

Hier kann durch Setzen mehrerer Seed-Punkte die Narben nach und nach vervollständigt werden. Interessant bei dieser Methode ist auch, dass dadurch die einzelnen Größen der Narbensegmente ermittelbar ist.

6.2.5 Auswertung der Narbenquantifizierung

Die Auswertung der Narbenquantifizierung erfolgt durch unterschiedliche Aspekte der Analysegenauigkeit und der Ergebnisdarstellung. So wird der Transmuralitätsgrad, das Ausmaß, die Lokalität, das Percent Scar und die Beschaffenheit der Narbe in unterschiedlichen Visualisierungsarten präsentiert. Das Volumen der Narbe und deren Verhältnis zum Herzmuskel werden textuell in einer Tabelle wiedergegeben und schließen aufgrund dessen Fehleinschätzungen aus. Unstimmigkeiten im Ergebnis sind nur in Abhängigkeit mit der entstandenen Fehlinformation zu erwarten. Das zweidimensionale Bullseye-Diagramm präsentiert die Narbenposition sowie deren transmurale Ausdehnung im Herzmuskel. Die Anordnung des Diagramms entspricht den *AHA*-Richtlinien und

Datensatz Nr.	Erfolg	Misserfolg		Analyse- Korrektur
		<i>Unterschätzung</i>	<i>Überschätzung</i>	
01	X			X
02	X			X
03	X			X
04	X			X
05	X			X
06	X			
07	X			X
08	X			X
09		X	X	X
10	X			X
11		X	X	X
12	X			

Tabelle 6.3: Bewertung des Quantifizierungsergebnisses.

ist bereits in der Kardiologie bekannt. Durch diese vertraute Darstellung, können die Mediziner das Ergebnis auf Anrieb deuten, wodurch das Ziel der praxisnahen Ergebnispräsentationen erfüllt wurde. Die Beschaffenheit der Narbe wird durch ein einfaches dreidimensionales Modell dargestellt und kann auf Wunsch einer genaueren Untersuchung gedreht und vergrößert werden. Das Ausmaß der Narbe wird nochmals anhand eines Ventrikelmodell illustriert. Die Farbkodierung des Modells entspricht dem Transmuralitätsgrad der Narbe. Durch diese Präsentation kann der Mediziner eine Diagnose über die lokale Ausdehnung der Narbe im Herzmuskel stellen. Weiterhin werden hier Strukturen der Narben deutlich, die vielleicht in dem Narbenmodell untergegangen sind.

Die Korrektheit der Analyseergebnisse erfolgt durch die fünfte Visualisierungsmöglichkeit, der Bildfusion zwischen dem Narbenmodell und den Late-Enhancement-Daten. Hier kann das Ergebnis überprüft werden, inwieweit das berechnete Narbengewebe mit der Information aus den Bilddaten übereinstimmt. Der Anwender kann durch Drücken der mittleren Maustaste das Late-Enhancement-Bild Schicht für Schicht durch das Narbenmodell bewegen und somit das Analyseergebnis kontrollieren. Dabei wird das Resultat auf das Ausmaß der Narbe und der Abschätzung hinsichtlich von zuviel oder zu wenig überprüft. Stellt der Arzt Differenzen zwischen dem Modell und den Originaldaten fest, kann er das Ergebnis dementsprechend bewerten. In einigen Datensätzen füllt das Narbenmodell nicht vollständig den hellen Bereich in den Bilddaten aus, wodurch ein heller Rand um das Modell entsteht. Dies bedeutet, dass die Ergebnisse um einen geringfü-

gigen Wert unterschätzt sind. Dagegen können entstandene Fehlinformationen der Registrierung oder Maskierung die Narbe deutlich überschätzt werden.

Die Klassifizierung der Quantifizierungsergebnisse der gesamten Bilddaten wird in Tabelle 6.3 aufgelistet. Dabei wird unter *Erfolg* und *Misserfolg* des Verfahrens unterschieden. In der Spalte des Misserfolges wird eine Aussage über eine Unter- bzw. Überschätzung der Narbe getroffen. Eine Analysekorrektur ist in den meisten Datensätzen notwendig. Dies ist ein weiterer Beweis dafür, dass eine Optimierung der Verfahren, die für die Fehlinformation verantwortlich sind, erfolgen muss. In Abbildung 6.8 werden Bildausschnitte der visuellen Kontrolle der einzelnen Datensätze dargestellt. Werden diese mit den Ergebnissen aus Tabelle 6.3 verglichen, so fallen die Fehlein-

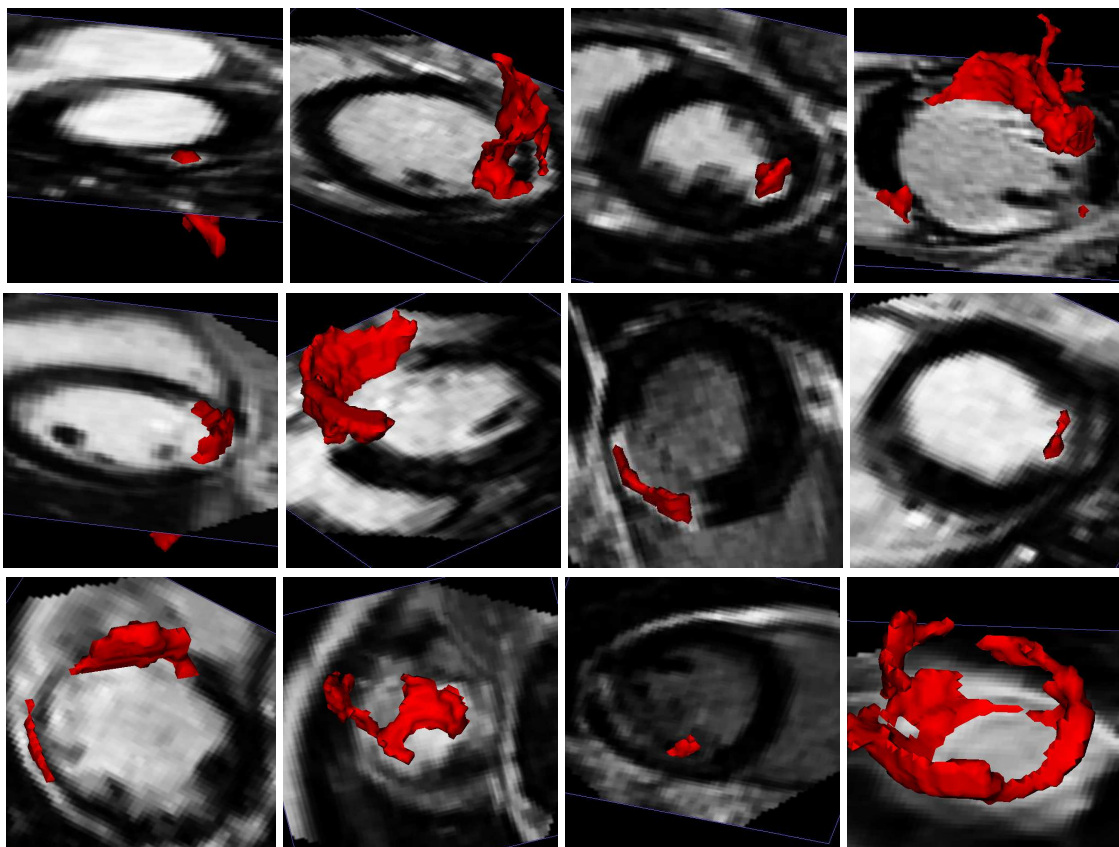


Bild 6.8: Bildausschnitte der visuellen Kontrolle der Quantifizierungsergebnisse aller vorhandenen Datensätzen. Das rote 3DModell ist das berechnete Narbenmodell. Datensatz Nr. 9 und 11 sind Beispiele für ein schlechtes Quantifizierungsergebnis.

schätzungen sofort auf. Datensatz Nummer 11 definiert fälschlicherweise außerhalb des Herzmuskel einen größeren Narbenbereich. Die Information der tatsächlichen Narbe geht dagegen größtenteils verloren. Patient Nummer 9 weist eine Fehleinschätzung im linken mittleren Bereich auf, was eine deutliche Überschätzung des Narbengewebes zur Ursache hat. Zudem kann der apikale Bereich von einem Nicht-Mediziner nicht akkurat eingeschätzt werden, da hier keine klare Trennung zwischen Endokard und Narbe zu erkennen ist. Um die Kontrolle zu erweitern, wurde eine Einstellung der Transparenz des dreidimensionalen Modells ermöglicht. Mit dieser Hilfe kann die Narbe bis hin zur Durchsichtigkeit dargestellt werden und kann somit bei schwierigen Ansichten den Vergleich zwischen Originaldaten und Narbenmodell verbessern. In Abbildung 6.9 wird eine solche Transparenzeinstellung visualisiert. Es wird deutlich, dass die Narbe mit der Beschaffenheit der hellen Kontur der Bilddaten übereinstimmt. Im oberen Bereich ist eine geringe Unterschätzung der Narbe zu erkennen, die dennoch für ein erfolgreiches Ergebnis akzeptabel ist.

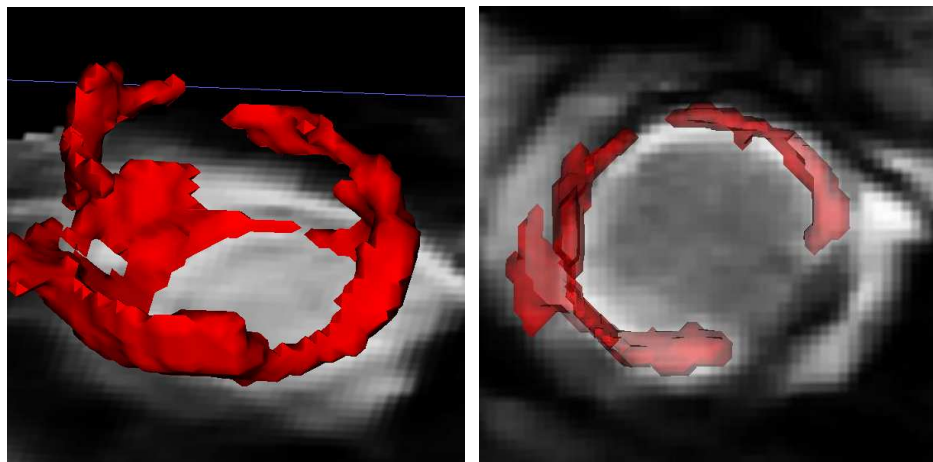


Bild 6.9: Transparenzeinstellung der visuellen Kontrolle.

Neben der Kontrolle der Analyseergebnisse durch das `Image Plane Widget` vom Narbenmodell und -bild, gibt es den weiteren Vergleich zwischen den Ergebnissen im Bulleye-Diagramm und den Originaldaten. In Abbildung 6.10 wird das Quantifizierungsergebnis des Patienten Nummer 11 dargestellt. Wie bereits aus der Tabelle bekannt, ist dieser Datensatz ein negatives Beispiel für die Quantifizierung. Das Diagramm weist dort eine Narbe auf, wo sich in Wirklichkeit keine befinden und die eigentliche Narbe wird dahingegen größtenteils nicht erkannt und somit unterbewertet. Das gesamte Analyseergebnis ist daher für den Mediziner unbrauchbar.

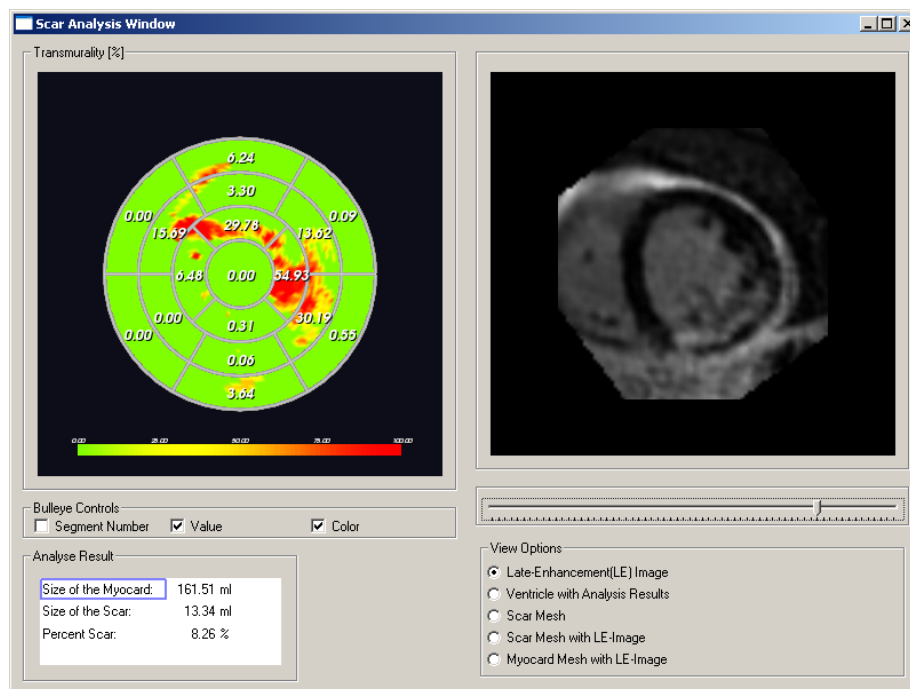


Bild 6.10: Visueller Vergleich zwischen den Originaldaten und dem Analyseergebnis. Das Narbengewebe wurde lediglich in den Segmenten 4 und 15 geringfügig erkannt. In den Originaldaten ist die Narbe jedoch in den Segmenten 4, 5, 6, 10, 11 und 15 vorzufinden. Das Analyseergebnis ist somit für den Mediziner unbrauchbar.

Insgesamt liefert das Quantifizierungsergebnis Informationen über die lokalen Größenverhältnisse und Beschaffenheiten von Narbengewebe des linken Ventrikels. Aufgrund der vorhandenen Fehlinformation kann es dennoch zu Unter- oder Überschätzungen des Narbengewebes kommen. Daher ist unbedingt eine Optimierung der Verfahren von Nöten, die diese Fehlinformation auslösen. Des Weiteren weisen mehrere Ergebnisse um die Narbe herum einen hellen Ring auf. Dort wurde die Narbe um einen geringfügigen Wert unterschätzt. Eine variierfähige Dilatation in beliebige Richtungen und mit einem einstellbaren Ausmaß könnte dieses Problem zum Beispiel semi-automatisch beheben.

Ein Vergleich zu einem manuellen Quantifizierungsergebnis aus der Praxis kann hier nicht herangezogen werden. Weiterhin kann keine Bewertung durch den Kardiologen erfolgen, da das Programm zum Zeitpunkt der Fertigstellung der Diplomarbeit nicht veröffentlicht wurde.

6.2.6 Auswertung des Rechenaufwandes

Dieser Abschnitt untersucht die in der Anforderungsanalyse festgelegte Voraussetzungen des Rechenaufwandes für das gesamte Verfahren der Narbenquantifizierung. Dort heißt es: ein Programm ist nur dann in der Praxis unterstützend, wenn die vergleichbaren Ergebnisse mit einer wesentlichen Zeitersparnis gegenüber der traditionellen, manuellen Methode berechnet werden. Da in dieser Arbeit allerdings nicht die genaue Zeiteinheiten der praktischen Methode vorliegen, werden diese im folgenden grob abgeschätzt und mit dem berechneten Aufwand der entwickelten Methode verglichen.

Wie in Abschnitt 3.1 beschrieben, markiert der Arzt auf jeder Bildschicht das Narbengewebe und berechnet anschließend mit den vorhandenen Parametern das Volumen. Diese Art der Berechnung könnte, bei einem geübten Mediziner, ca. 15 Sekunden pro Schicht andauern. Auf 20 Bildschichten wären dies knapp 5 Minuten plus 2 Minuten, um die Daten für die Narbenanalyse auszuwerten. Das Ziel war es also, ein Programm zu entwickeln welches weniger als 7 Minuten benötigt um ein vergleichbares Ergebnis zu liefern. Die nachfolgende Analyse des Rechenaufwandes bezieht sich lediglich auf die Narbenquantifizierung, d.h. sie startet mit der Registrierung und endet mit der Visualisierung der Ergebnisse. In Tabelle 6.4 wird der Rechenaufwand jedes einzelnen Verfahrens aus der Prozesskette dargestellt. Der Quantifizierungsschritt besteht aus der Analyse der Narbengröße, die örtliche Ausdehnung und aus der Berechnung der lokalen Transmuralität. Die Visualisierung beinhaltet das Erzeugen des Narbenmodells und das Öffnen des Analysefensters in dem die ermittelten Ergebnisse präsentiert werden. Der Computer, mit denen diese Daten ermittelt wurden, ist ein AMD Athlon 64 X2 Dual Core Prozessor 4600+ mit 2GB RAM und einer Nvidia 6600 Grafikkarte. Auf den ersten Blick ist in die Tabelle zu erkennen, dass die Registrierung über den höchsten Wert des Rechenaufwandes verfügt, wobei der Durchschnitt bei 13.363 Sekunden liegt. An zweiter Stelle erfolgt die Maskierung mit einer Rechenzeit von 7.234 Sekunden. Die restlichen drei Verfahren der Segmentierung, Quantifizierung und der Visualisierung benötigen jeweils weniger als eine Sekunde für ihre Berechnungen. Wird das Ergebnis der Segmentierung betrachtet, so wird an der Durchschnittszeit von nur 0.872 Sekunden deutlich, dass das Otsu-Verfahren in der Kombination mit dem Maskierungsschritt eine gute Zeitersparnis darstellt. Es kann festgehalten werden, dass die bestehende Registrierung in etwa $\frac{3}{5}$ und die eigentliche Narbenquantifizierung nur $\frac{2}{5}$ der Rechenzeit einnimmt. In Tabelle 6.5 wird die prozentuale Verteilung der detaillierten Prozessschritte dargestellt. Demnach kann abschließend gesagt werden, dass die Anforderung an den Rechenaufwand vollkommen erfüllt wurde. Es ist schließlich fast unmöglich mit einer manuellen Methode innerhalb von nur 21.606 Sekunden ein vergleichbares Ergebnis zu erhalten. Auch

Datensatz	Regi- strierung	Mask- ierung	Segment- ierung	Quanti- fizierung	Visuali- sierung	Gesamtzeit
01	14.595	06.297	00.859	00.110	00.047	21.908
02	15.407	11.907	00.890	00.125	00.047	28.376
03	11.532	04.406	00.688	00.078	00.031	16.735
04	11.828	12.642	00.859	00.109	00.047	25.485
05	11.907	04.766	00.921	00.079	00.046	17.719
06	17.454	09.219	01.218	00.094	00.063	28.048
07	11.234	05.438	00.875	00.078	00.047	17.672
08	13.094	06.016	00.797	00.078	00.031	20.016
09	10.063	05.391	00.672	00.062	00.063	16.251
10	14.907	05.672	00.906	00.078	00.063	21.626
11	18.500	07.407	01.125	00.078	00.047	27.157
12	09.829	07.641	00.656	00.094	00.047	18.267
Ø	13.363	07.234	00.872	00.089	00.048	21.606

Tabelle 6.4: Rechenaufwand der Narbenquantifizierung. Auflistung der Rechenzeiten der einzelnen Prozesse.

	Registrierung	Maskierung	Segmentierung	Quantifizierung	Visualisierung
%	61.85%	33.48%	4.04%	0.41%	0.22%

Tabelle 6.5: Prozentanteil der einzelnen Prozesse zum Gesamtverfahren.

wenn das Analyseergebnis durch Seed-Punkte korrigiert werden muss, überschreitet die gesamte Rechenzeit keine eineinhalb Minuten.

6.2.7 Vergleich zu anderen Verfahren

Für den Vergleich zwischen dem entwickelten Programm und anderen Algorithmen werden einzelne Aspekte der Verfahren herausgegriffen und gegenüber gestellt. Diese getrennte Betrachtung lässt sich damit begründen, dass bisher kein Verfahren den Umfang des in dieser Arbeit entwickelten Analyseprogramms erreicht.

Durch die Anforderung an ein voll-automatisches Verfahren sind bereits einige Algorithmen, die in Kapitel 3.2 vorgestellt wurden, für den Vergleich unbrauchbar. Dazu zählen meist die manu-

ellen Methoden, die durch Benutzerintegration das Narbengewebe aus der Bildinformation der Late-Enhancement-Daten extrahieren. Beispielsweise sei hier das *Heart Analysis Tool* aus [27] zu nennen, welches durch rein manuelles Einzeichnen das Narbengewebe aus den Daten segmentiert. Von den sieben vorgestellten Schwellwertverfahren aus [29] sind lediglich zwei Verfahren laut der Veröffentlichung für die Narbensegmentierung geeignet. Das beste Verfahren ist ein semi-automatisches Verfahren, welches trotz automatischer Myokard-Maskierung hier nicht voll-automatisch implementiert werden kann, da die Berechnung den Mittelwert des vitalen Gewebes benötigt. Eine Definition des vitalen Gewebes kann nicht automatisiert festgelegt werden, da die Narbe in allen Bereichen entstehen und sich je nach Ausmaß ausbreiten kann. Das automatische Verfahren weist ebenfalls Mängel bei der Berechnung auf. Die Fehlinformation bzw. die hellen Nicht-Narben-Regionen in den Bilddaten verfälschen die Schwellwerte und somit das Ergebnis. Eine sehr große Narbe oder ein großer Anteil von Fehlinformationen bewirkt einen erhöhten Grenzwert, welcher eine Unterbewertung des avitalen Gewebes zur Folge hätte. Aufgrund dessen wurde in dieser Arbeit ein Schwellwertverfahren benutzt, das mehrere Grenzwerte aus den unterschiedlichen Grauwerten automatisch berechnet. Die Visualisierung der Analyseergebnisse ist in den meisten Veröffentlichungen oberflächlich oder gar nicht behandelt worden. Die in [14] vorgestellte *View Forum* Software von Philips beinhaltet bereits das Bulleye-Diagramm für die Analyse der Transmuralität. Jedoch unterliegt dieses nicht den AHA-Richtlinien und ist weiterhin nicht detailliert genug aufgelöst. Das in dieser Arbeit verwendete 2D-Bulleye-Diagramm entspricht den AHA-Richtlinien und macht bereits Aussagen über die Beschaffenheit und das lokale Ausmaß des Narbengewebes. Die anderen Visualisierungsarten, wie z.B. die Fusion des Narbenmodells mit dem Narbendatensatz, wurde ebenfalls in keiner Veröffentlichung gefunden. Weiterhin wird in der Literatur keine Aussage über den Rechenaufwand der einzelnen Verfahren gemacht, daher kann auch hier kein Vergleich stattfinden. Jedoch kann davon ausgegangen werden, dass durch die manuellen Prozeduren die Rechenzeit der anderen Algorithmen um ein Vielfaches erhöht wird.

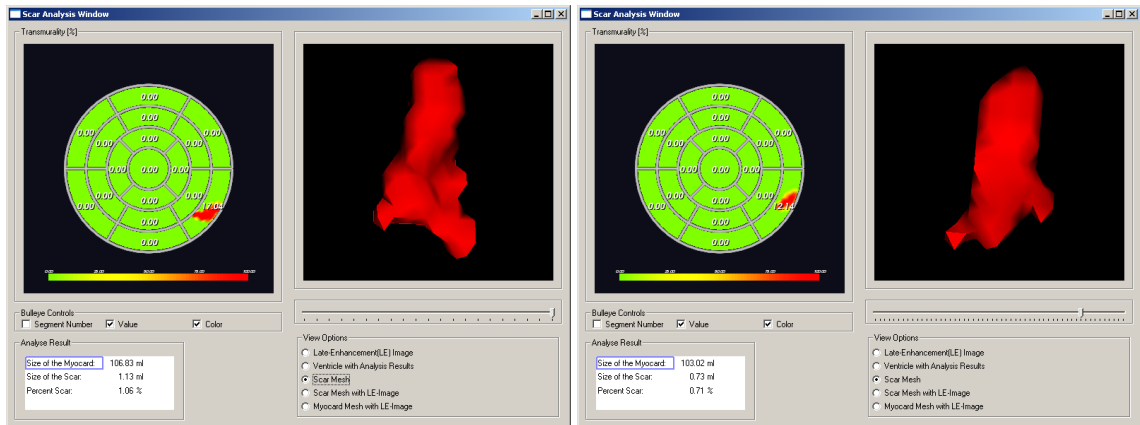
6.2.8 Zusammenfassung

Die Narbenquantifizierung ist zusammengefasst ein automatisierter Prozess, der die Narbe innerhalb von wenigen Sekunden in ihrer Beschaffenheit und dem lokalen Ausmaß quantifiziert. Die Visualisierungen der Analyseergebnisse basieren auf unterschiedlichen Aspekten der Informationspräsentation, wobei jede die Anforderung einer klaren visuellen Aussage erfüllt.

Das Analysefenster ist eindeutig aufgebaut. Auf der linken Seite werden dem Mediziner die berechneten Resultate präsentiert. Das Bulleye-Diagramm entspricht den AHA-Richtlinien und steht für

das Ausmaß und der Lokalität des Narbengewebes. Das `Percent Scar` sowie die Volumina des Herzmuskels und der Narben werden textuell dargestellt und schließen somit Fehlinterpretationen aus. Die rechte Seite des Analysefensters präsentiert die visuellen Ergebnisse, wie die Beschaffenheit der Narbe, das Ausmaß im Herzmuskel sowie die Kontrollmöglichkeiten durch den Vergleich zwischen dem originalen Late-Enhancement-Datensatz und dem Bulleye-Diagramm. Die Kontrolle der gesamten Abschätzung des Narbengewebes kann durch die Fusion des Narbenmodells mit dem Narbenbild erfolgen. Weiterhin kann der Mediziner den Ursprung sowie den Hintergrund der entstandenen Fehlinformationen durch die Vereinigung der Myokard-Maske und dem LE-Datensatz nachgehen. Insgesamt erfüllt das Verfahren der Quantifizierung jegliche Bedingungen der Anforderungsanalyse und ist demnach für die computergestützte Diagnose in der Praxis geeignet.

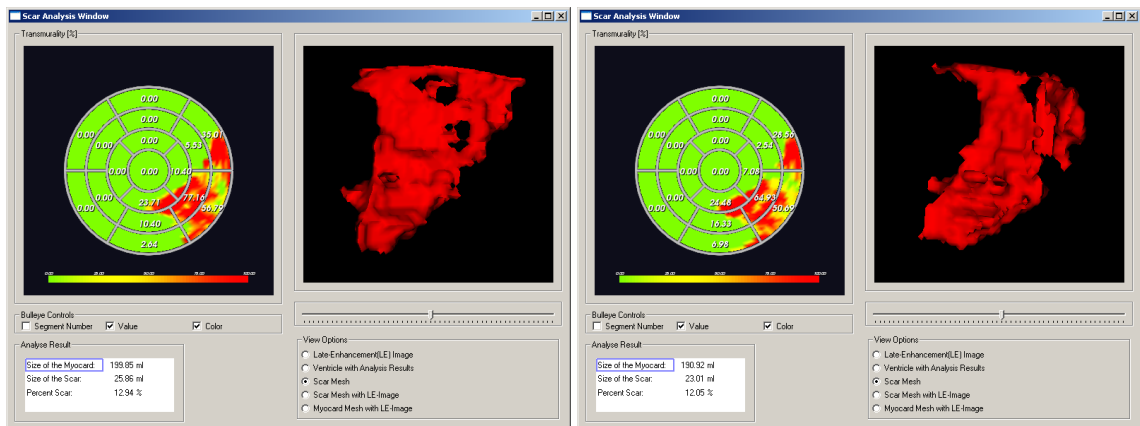
Allerdings sollte hier noch erwähnt werden, dass die Verfahren, auf die die Quantifizierung aufbauen, bisher semi-automatisch implementiert sind. Da jedoch das Analyseergebnis von den Positionen der drei Seed-Punkte abhängig ist, sollte in naher Zukunft versucht werden, auch diese Verfahren zu automatisieren um die Ergebnisse zu stabilisieren und um Fehlanwendungen des Mediziners zu vermeiden. Die Abhängigkeit lässt sich anhand der Registrierungs- und Maskierungsergebnisse beweisen. Die Seed-Punkte, die in Mitte des Bloodpools der beiden Bilddaten gesetzt werden, bilden den Startpunkt der Registrierung sowie den Rotationsursprung und beeinflussen somit das Ergebnis der Datenjustierung je nach Punktpositionen. Die Seed-Punkte der Cine-Daten wirken sich in unterschiedlichen Ergebnissen der Funktionsanalyse aus, was bedeutet dass die Myokardränder sich verändern und somit die Maske je nach Seed-Punkt beeinflussen. In den Abbildungen 6.11 bis 6.12 werden die verschiedenen Analyseergebnisse in Abhängigkeit der Seed-Punkte dargestellt. Für die Funktionsanalyse (SP_F^1 und SP_F^2) werden zwei und für die Registrierung (SP_R) ein Seed-Punkt verlangt. In Datensatz Nr.1 entsteht ein erheblicher Unterschied zwischen den Analyseergebnissen, durch das Verschieben der Seed-Punkte um jeweils einen Voxel. Es ist zu erkennen, dass sich das Ausmaß, die Beschaffenheit sowie das Volumen der Narbe in Abhängigkeit der gesetzten Punkte deutlich ändert. Die Beschaffenheit der Narbe des Patienten aus Datensatz Nr.2, wird als Donut bezeichnet. Das bedeutet, die Narbe ist nicht in sich geschlossen, sondern weist hohle Innenräume auf. Diese Struktur der Narbe wird in der linken Abbildung sehr gut deutlich. In dem rechten Analyseergebnis ist die Narbe dahingegen offen und bildet keine charakteristische Donut-Narbe. Kontrolliert der Mediziner in diesem Beispiel das Ergebnis nicht mit dem originalen Narbenbild, würde ihm diese Information der Narbenart vollkommen entgehen.



$$(a) SP_F^1 = (120, 134, 8); SP_F^2 = (130, 130, 8) \\ SP_R = (120, 112, 9)$$

$$(b) SP_F^1 = (121, 135, 8); SP_F^2 = (130, 129, 8) \\ SP_R = (121, 113, 9)$$

Bild 6.11: Analyseergebnisse in Abhängigkeit der gesetzten Seed-Punkte. Datensatz Nr.1



$$(a) SP_F^1 = (105, 115, 8); SP_F^2 = (120, 128, 8) \\ SP_R = (121, 126, 10)$$

$$(b) SP_F^1 = (106, 114, 8); SP_F^2 = (121, 129, 8) \\ SP_R = (122, 125, 10)$$

Bild 6.12: Analyseergebnisse in Abhängigkeit der gesetzten Seed-Punkte. Datensatz Nr.2

6.3 Ergebnis der visuellen Verbesserung der Narbendeformation

Das Ziel der visuellen Verbesserung der Narbendeformation, in Verbindung mit der Bildfusion des in [1] erstellten Endokardmodells bestand darin, die Narbe für den Anwender vollständig erkennbar zu machen. Durch die Bildinformation außerhalb der Narbenregion wurde in vielen Fällen die Narbe bis hin zur Unkenntlichkeit verdeckt. Mit Hilfe der Zylinder-Maske wurde der größte Teil der hier uninteressanten Informationen weg geschnitten. In Abbildung 6.14(a) ist das Ergebnis dieser Maskierung dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass trotz des erstellten Interessenbereiches weiterhin viele Informationen im Bild vorhanden sind, die die Narbe verschleiern. In einigen Datensätzen ging die Information der Narbe weiterhin völlig verloren. Aufgrund dessen wurde mit Hilfe der erstellten Maskierungsart der Narbenquantifizierung das Ergebnis der Fusion mit dem statischen sowie deformierten LE-Datensatz visuell aufgewertet.

Bei der Bildfusion zwischen dem statischen Narbendatensatzes und dem Endokardmodell kann der Anwender zwischen zwei Möglichkeiten der Maskierung wählen. Zum einen kann durch die Donut-Maske, die den Herzmuskel extrahiert, das Narbengewebe automatisch aus den Bilddaten hervorgehoben werden (vgl. Abb. 6.14(b)). Das visuelle Ergebnis ist gegenüber der Zylinder Maske erheblich verbessert. Das Narbengewebe ist einwandfrei zu erkennen. Die Grauwerte am Apex sowie auf der Hinterseite des Endokards, stellen die so genannten Fehlinformationen dar. Die Ursache dieser Bereiche wurde bereits in Abschnitt 6.2 untersucht und diskutiert. Die zweite Maskierungsmöglichkeit ist erst möglich, wenn der Anwender zuvor das Verfahren der Narbenquantifizierung aufgerufen hat. Denn in diesem wird das segmentierte Narbenbild berechnet, welches für die Maskierung herangezogen wird. In diesem Beispiel (Abb. 6.14(c)) wurde bereits das Analyseergebnis durch einen Seed-Punkt im Infarktgewebe korrigiert und ist somit frei von Fehlinformationen. Werden nun beide Ergebnisse verglichen, erscheint die Narbe gegenüber der Donut-Maskierung verkleinert. Wird allerdings der graue Schleier um die Narbe entfernt, nähern sich die Ergebnisse an. Ein weiterer Vorteil dieser Visualisierungsart ist, dass die Wurzel des Infarktgewebes durch Heranzoomen sichtbar wird (s. dazu Abb. 6.13). Mittels dieser Information kann der Mediziner Aussage über den Narbenursprung machen und in seine Diagnose einbinden. Die Maskierung der künstlich erzeugten Narbendaten erfolgt lediglich durch den `itkDonut-Filter2D`,

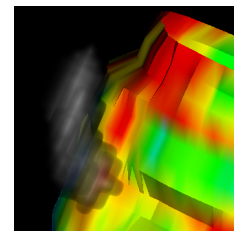


Bild 6.13: Sichtbarkeit der Narbenwurzel.

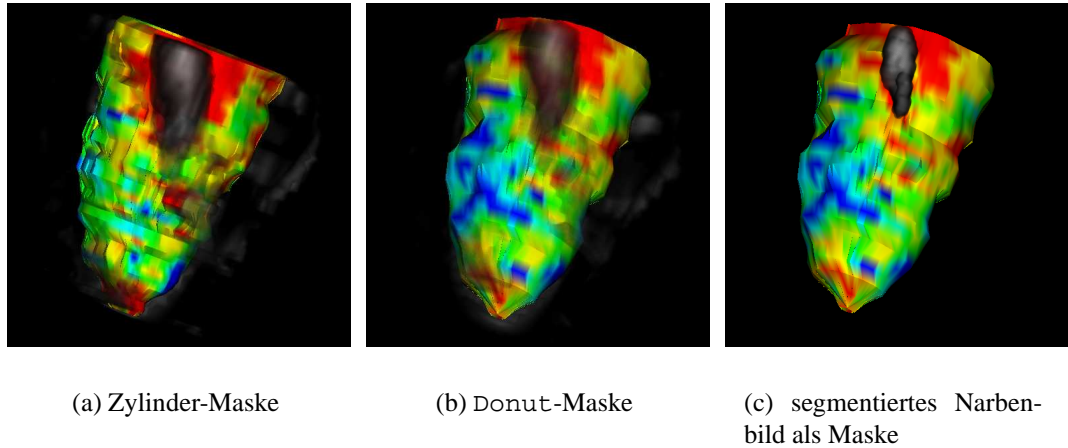


Bild 6.14: Visualisierungsverbesserung des statischen Overlays. *a)* Zylinder Maske aus [1], *b)* Maskierung des Herzmuskels durch den `itkDonutFilter2D`, *c)* Maskierung durch das Narbenbild aus den Quantifizierungsergebnissen.

wobei dieser die Zylinder-Maske ersetzt. Das maßgenaue Extrahieren des Herzmuskels und das Löschen der uninteressanten Informationen in den Daten, hebt die Narbe in jedem Zeitpunkt des Herzzyklus hervor. Dabei wird die klare Trennung zwischen dem vernarbten und dem umliegenden gesunden Gewebe gegenüber der Zylinder-Maske um ein wesentliches verbessert und unterstützt somit den Mediziner in seiner Analyse über die Narbendeformation während der Kontraktion des Herzens. In Abbildung 6.15 auf Seite 107 wurde ein Narbendatensatz aus den vorhandenen Daten künstlich erzeugt, maskiert und mit dem dazugehörenden Endokardmodell fusioniert. Das avitale Gewebe ist in den meisten Zyklen sehr gut zu erkennen. Das Ergebnis in den weniger guten Daten kann durch Einstellen der Transparenz verbessert werden. Denn für den Beweis der visuellen Optimierung durch die neue Maskierung, wurden die Daten mit den gleichen Einstellungen aufgenommen. Dies zeigt, dass der Mediziner keine großartigen Veränderungen der Visualisierung vornehmen muss, um ein gutes Ergebnis für die Analyse zu erhalten. In diesem Beispiel ist zu erkennen, dass sich das Narbengewebe in Abhängigkeit des Herzzyklus verändert. Besonders in der Narbenspitze sind Bewegungsabläufe zu erkennen. Dagegen ist der obere Bereich der Narbe starr, was darauf zurück führt, dass dort der Narbenursprung liegt. Eine Maskierung durch das segmentierte Narbenbild aus den Quantifizierungsergebnissen wäre auch hier theoretisch möglich. Um dies jedoch zu verwirklichen, müsste für jedes einzelne Datenvolumen ein solches Maskenbild vorliegen. Dies bedeutet, dass nicht nur die Late-Enhancement-Daten sondern auch das segmentierte

6.3. ERGEBNIS DER VISUELLEN VERBESSERUNG DER NARBENDEFORMATION¹⁰⁷

Narbenbild künstlich erzeugt werden müsste. Jedoch wurde diese Maskierungsart aufgrund der langen Berechnungszeit von über einer halben Stunde für das Erzeugen von zwei künstlichen Daten nicht implementiert. Das erwartete Resultat kann den Rechenaufwand gegenüber dem Ergebnis der Donut-Maskierung ebenfalls nicht rechtfertigen.

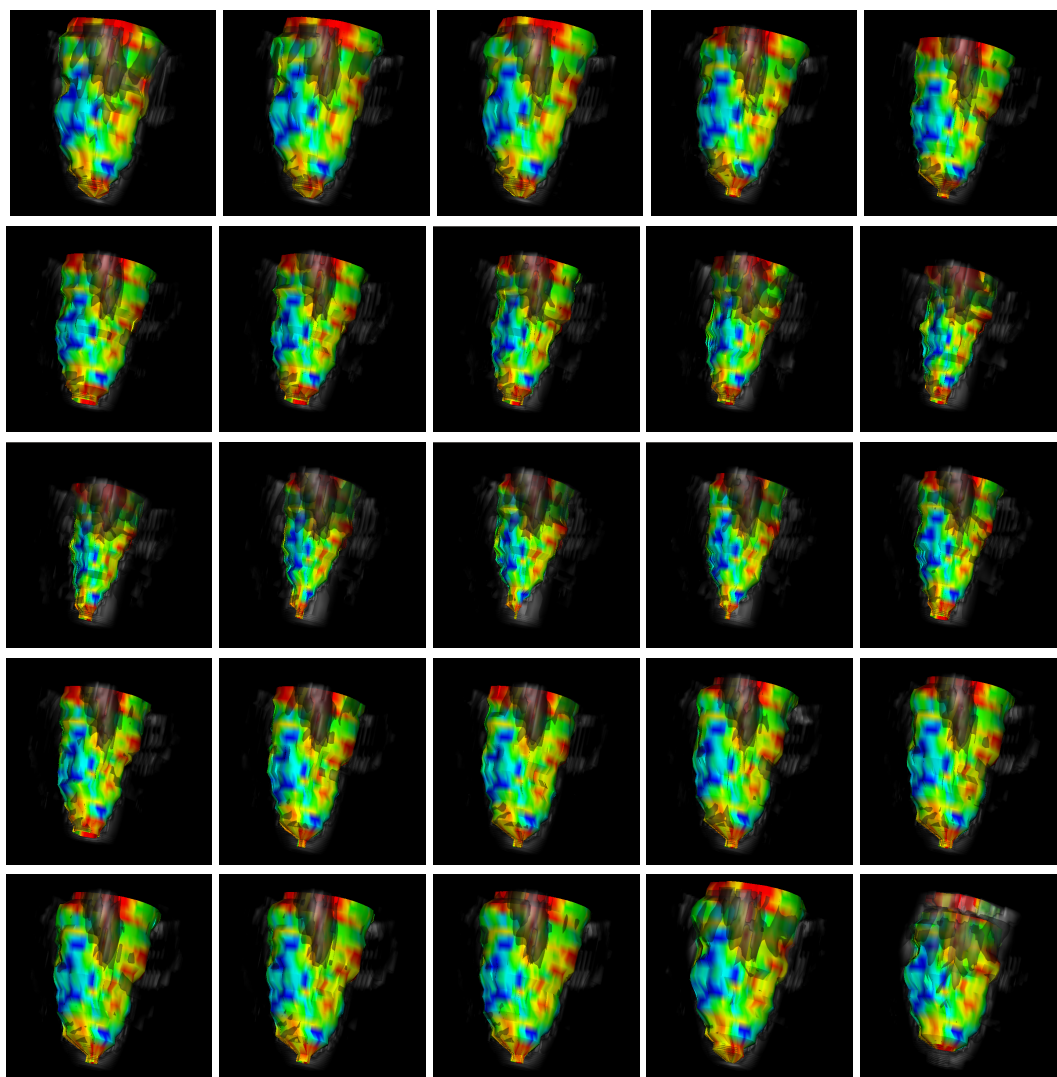


Bild 6.15: Visuelle Verbesserung der Narbendeformation. Der deformierte Narbensatz fusioniert mit dem in [1] erzeugten Ventrikelmodell. Die visuelle Korrektur erfolgte durch die Extrahierung des Herzmuskels (`itkDonutFilter2D`).

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

7.1 Zusammenfassung

Im Rahmen der Diplomarbeit wurde ein automatisches Verfahren zur Quantifizierung und Visualisierung von Infarktbereichen des linken Ventrikels entwickelt. Es wurde gezeigt, dass das Programm innerhalb kürzester Rechenzeit ein umfangreiches Analyseergebnis der Quantifizierungsparameter, der dreidimensionalen Narbendarstellung und der unterschiedlichen Kontrollmöglichkeiten der Resultate berechnet und visualisiert.

Die Segmentierung des Narbengewebes erfolgt durch das automatische Multilevel-Otsu Schwellwertverfahren. Der Rechenaufwand wurde durch eine vorherige Myokardmaskierung minimiert. Die Quantifizierung des avitalen Gewebes erfolgt auf unterschiedlichen Aspekten. Das Verhältnis zwischen dem Narben- und dem Myokardvolumen wurde anhand des segmentierten Narbengewebes und der generierten Maske berechnet und bilden das `Percent Scar`. Durch das Aussenden von Suchstrahlen wurde die lokale Ausdehnung des nekrotischen Gewebes ermittelt und mit der Herzwandbreite aus der Funktionsanalyse in Verhältnis gesetzt. Das Ergebnis ergibt die Transmuralität der Narbe, die in einem AHA-konformen Bulleye-Diagramm dargestellt wird. In dieser Darstellung wird zudem die Lokalisierung des Narbengewebes und die erkrankte Koronararterie durch das Narbengebiet definiert. Das dreidimensionale Narbenmodell wird durch ein Marching-Cubes Verfahren generiert und gibt Auskunft über die Beschaffenheit des avitalen Gewebes. Für die Kontrolle der Analyseergebnisse stehen dem Anwender drei verschiedene Visualisierungsmöglichkeiten zur Verfügung. Die originalen Late-Enhancement-Daten können für den Vergleich zwischen den

ermittelten Werten im Bulleye-Diagramm und der Bildinformation herangezogen werden. Fehlinformationen können hier erkannt und durch einen Seed-Punkt korrigiert werden. Die Bildfusion zwischen dem Narbenmodell und den Originaldaten illustrieren die Präzision der Analyseergebnisse. Hier werden Unter- und Überschätzungen des Narbengewebes deutlich. In der letzten visuellen Kontrolle wird das Myokardmodell mit den LE-Daten vereint und liefert somit Aussagen über die Ergebnisse der Registrierung und Maskengenerierung.

Die Qualität der Narbenquantifizierung wurde an den vorliegenden Datensätzen getestet und ausgewertet. In zehn von zwölf Fällen wird das Narbengewebe erfolgreich segmentiert und quantifiziert. In einem Datensatz wird die Narbe dagegen stark überschätzt und in dem anderen ging die Information aufgrund der schlechten Bildqualität und der Registrierungsprobleme größtenteils verloren. Die entstandene Fehlinformation in den Analyseergebnissen wird semi-automatisch durch Setzen eines Seed-Punktes im Analysefenster korrigiert. Mehrere Narbenbereiche im Herzmuskel können durch Setzen mehrerer Seed-Punkte nacheinander hinzugefügt werden. Die Entstehung der Fehlinformation kann auf den Registrierungs- und Maskierungsschritt zurück geführt werden, wobei die Maskengenerierung auf die Korrektheit der Myokardränder der Funktionsanalyse beruht. Um in naher Zukunft die Fehlinformation völlig zu vermeiden, kann die rigide Registrierung durch eine affine oder eine elastische Art ersetzt werden. Dabei sollte jedoch der Zeitaufwand berücksichtigt werden, da die derzeitige Registrierungsform bereits 61.85% des gesamten Rechenaufwandes ausmacht. Die Generierung der Myokardränder kann durch Kontrollmaßnahmen wie z.B. weitere Abstandsberechnungen gegen Ausreißer widerstandsfähiger gemacht werden. Eine Abhängigkeit zwischen der Analysequalität und den erforderlichen Seed-Punkte der Funktionsanalyse und der Registrierung wurde an mehreren Beispielen bewiesen. Um das Quantifizierungsverfahren zu stabilisieren sowie Fehlanwendungen des Mediziners zu vermeiden, sollten diese Punkte ebenfalls automatisch generiert werden.

Die visuelle Verbesserung der Narbendeformation erfolgte ebenfalls im Rahmen dieser Diplomarbeit. Durch die exakte Myokardmaskierung der Late-Enhancement-Daten wurden die außen liegenden Bildinformationen entfernt und das Infarktgewebe hervorgehoben. Die Struktur und der Ursprung der Narbe wurden durch die visuelle Aufbereitung der Daten definierbar. Fehlinformationen können gleichermaßen, wie bei der Quantifizierung, die Narbeninformation verfälschen oder verdecken. Die Ursachen sind die gleichen und lassen sich auf die Registrierung und Maskengenerierung zurück führen. Bei der Bildfusion zwischen dem statischen LE-Datensatz und dem Ventrikelmodell wird zusätzlich die Maskierung mit dem segmentierten, binären Narbenbild zur Verfügung gestellt. Diese ist erst anwendbar, wenn zuvor die Narbenquantifizierung berechnet wurde.

Diese Art ermöglicht eine exakte Maskierung der Daten, und die Narbe wird ohne Fehlinformation auf dem Ventrikelmodell dargestellt.

Insgesamt liefern beide Verfahren eine detaillierte und eindeutige Analyse des Infarktgewebes, die die manuelle Untersuchung in der klinischen Praxis somit ergänzen können.

7.2 Ausblick

In diesem Abschnitt werden Ansatzpunkte für weiterführende Entwicklungen für das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren aufgezeigt.

Die Beschaffenheit der Narbe kann zwischen einer geschlossenen und einer geöffneten Struktur unterschieden werden. Die Offenen werden auch als Donut-Narben bezeichnet. Das avitale Gewebe kann aufgrund des umliegenden nekrotischen Bereiches nicht zu der Pumpleistung des Herzens beitragen. Daher könnte von Interesse sein, diesen Bereich dem avitalen Gewebe hinzuzufügen, um das völlige Ausmaß der Kontraktionsdefizite einzuschätzen. Die Umsetzung könnte durch ein Hinzufügen einer Check-Box im Analysefenster erfolgen. Der Anwender erhält dadurch die Möglichkeit die Donut-Strukturen zu schließen und wieder zu öffnen. Das Auffüllen des Narbengewebes könnte durch den ITK konformen Hole Filling Filter ([40], Seite 179 – 185) berechnet werden. Eine erneute Narbenquantifizierung ermittelt die Parameter des geschlossenen Infarktgewebes und aktualisiert diese in dem Analysefenster. Das Deaktivieren der Check-Box könnte die Veränderungen für den Vergleich widerrufen.

Das Konzept der Narbenquantifizierung kann selbstverständlich auch auf die Analyse des rechten Ventrikels übertragen werden. Das hier vorgestellte Verfahren der Narbensegmentierung und der Narbenparameterberechnung kann für die Analyse vollständig übernommen werden. Die Segmentierung und die Extraktion der Funktionsanalyse, wie die Endo- und Epikardränder und das COG, müssen lediglich für die Maskengenerierung des rechten Ventrikels angepasst werden.

Eine Überlegung für eine quantitative Auswertung der Narbenbewegung über den gesamten Herzzyklus, könnte eine Analyse der künstlich deformierten Narbenbilder sein. Anstatt der Quantifizierung des einzelnen statischen Late-Enhancement Volumens, könnte die Lokalisation, die Größe, die Transmuralität und die Narbenbeschaffenheit an den künstlichen Daten für jede Herzphase bestimmt werden. Das Analyseergebnis kann so mit der Kontraktion des Herzens in Verhältnis gesetzt und gemittelt werden. Zusätzlich könnte das dreidimensionale Narbenmodell in einem Datenvolumen animiert dargestellt werden. Die Verformungen des Infarktgewebes und damit das Ausmaß der Bewegungseinschränkungen des Herzens könnten dadurch besser analysiert werden.

Anhang A

Analyseergebnisse der Narbenquantifizierung

Für die Validierung der Narbenquantifizierung wurden zwölf Bilddaten von unterschiedlichen Patienten herangezogen. Die Analyseergebnisse aller Daten werden hier dargestellt. Das Bulleye-Diagramm steht für die Transmuralität und die Lokalität der Narbe. Die Tabelle gibt das Percent Scar sowie das Volumen des avitalen und vitalen Gewebes wieder. Für das Ausmaß der Narbe im Herzmuskel wird das Ventrikelmodell mit den transmuralen Werten dargestellt. Allein durch diese Ansicht des Analysefensters, werden alle Anforderungen an die Quantifizierung erfüllt. Die Weiteren Darstellungsmöglichkeiten wie die Beschaffenheit des Narbengewebes und die Kontrolle des Analyseergebnisses wurde in Kapitel 5.3.6 anhand eines Datensatzes vorgestellt. In Abbildung A.1 wird nochmals das Bulleye-Diagramm nach den AHA-Richtlinien und der Segmenteinteilung dargestellt. Das soll dabei helfen, die nachfolgenden Bildbeschreibungen besser mit den Analyseergebnissen zu vergleichen. Da das rechte Ventrikel sich in diesem Verfahren auf der linken Seite des Bulleye-Diagramms befindet, liegen die Koronararterien dem entsprechend vertauscht vor.

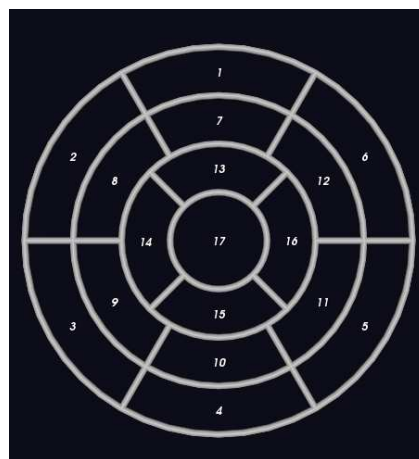


Bild A.1: Bulleye-Diagramm

II ANHANG A. ANALYSEERGEBNISSE DER NARBENQUANTIFIZIERUNG

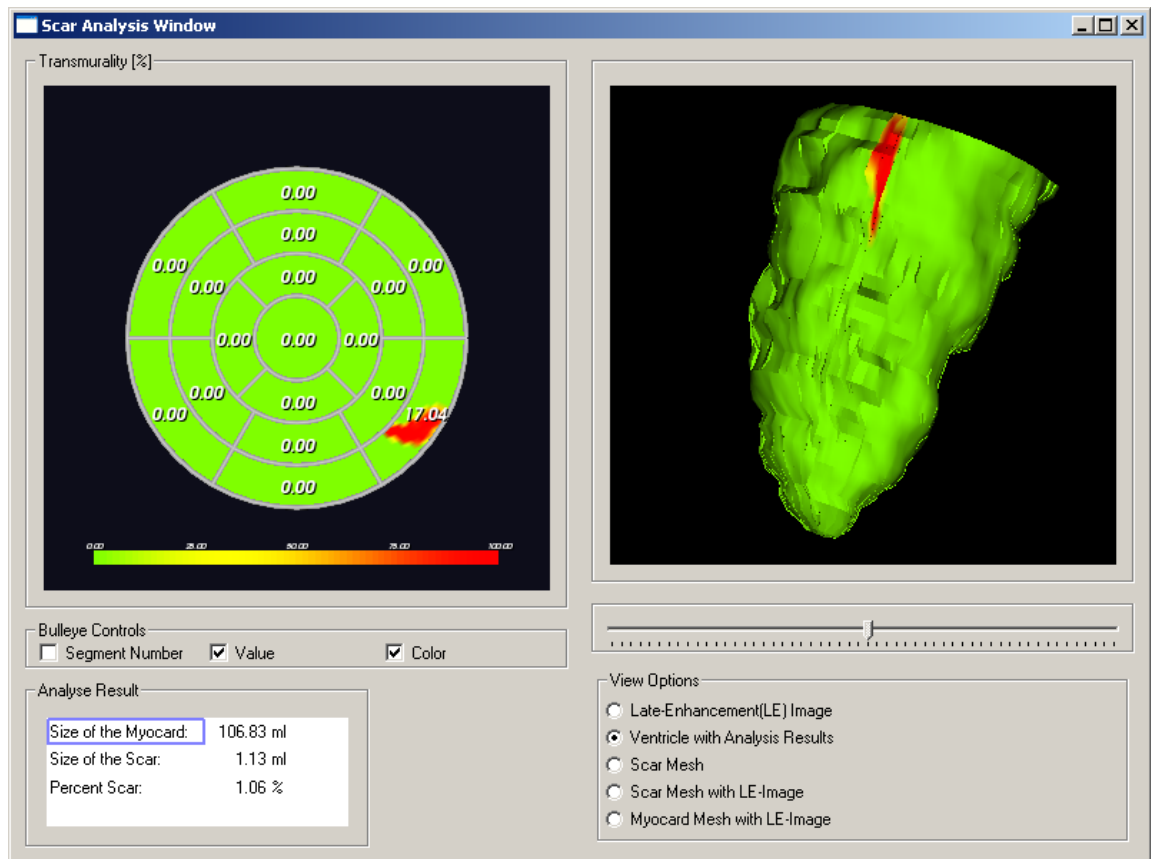


Bild A.2: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 01. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich in dem 5. Segment und beweist damit, dass die linke Koronararterie für den Herzinfarkt verantwortlich war. Das Ausmaß der Narbe ist hauptsächlich transmural und nimmt 17.04% des gesamten fünften Segmentes ein. Das Percent Scar ergibt 1.06%, wobei das avitale Gewebe 1.13ml und das vitale 106.83ml betragen.

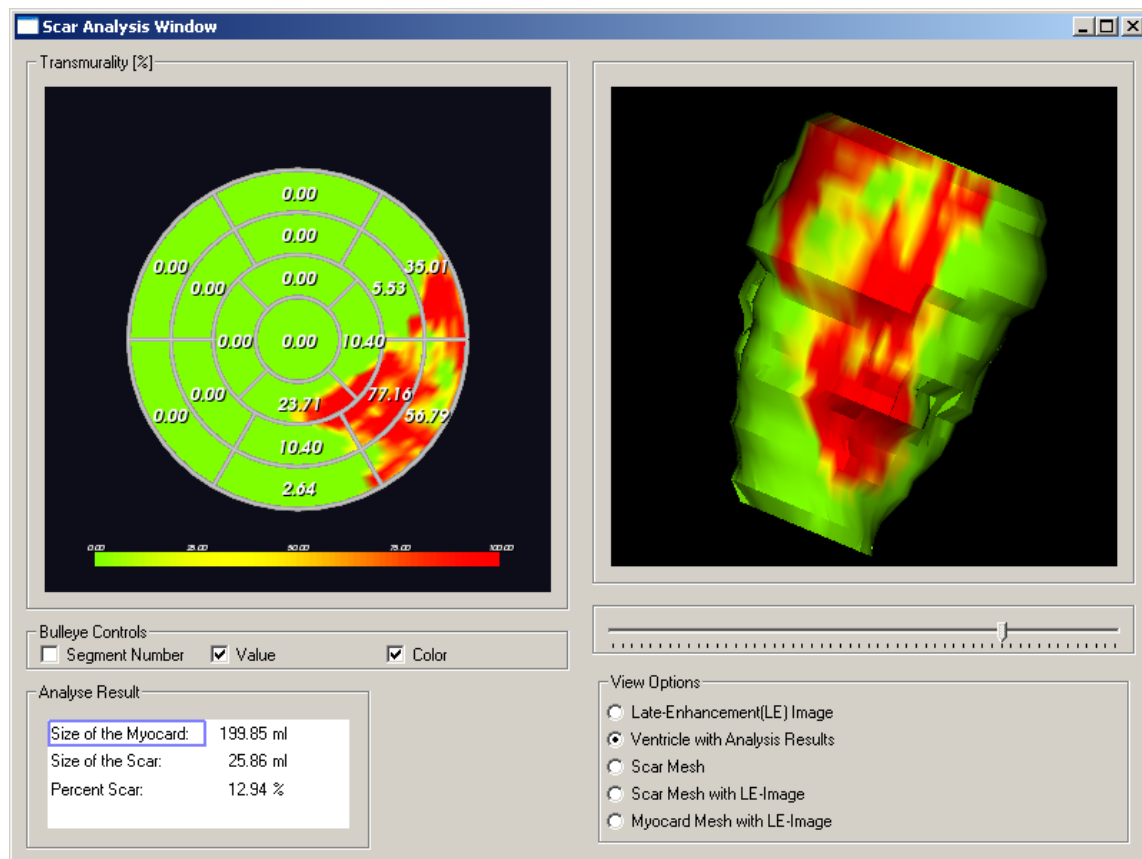


Bild A.3: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 02. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich in mehreren Segmenten auf der linken Ventrikelseite und dehnt sich auf alle drei Region aus. Die Segmente 5, 6 und 11 sind am stärksten betroffen. Der Bereich der Narbe wird von der linken Koronararterie versorgt und ist somit für den Herzinfarkt verantwortlich. Das Ausmaß der Narbe ist transmural sowie an einigen Stellen nicht-transmural. Das Percent Scar ergibt 12.94%, wobei das avitale Gewebe 25.86ml und das vitale 199.85ml betragen. Die Beschaffenheit der Narbe besagt, dass es sich bei diesem Patienten um eine Donut-Narbe handelt.

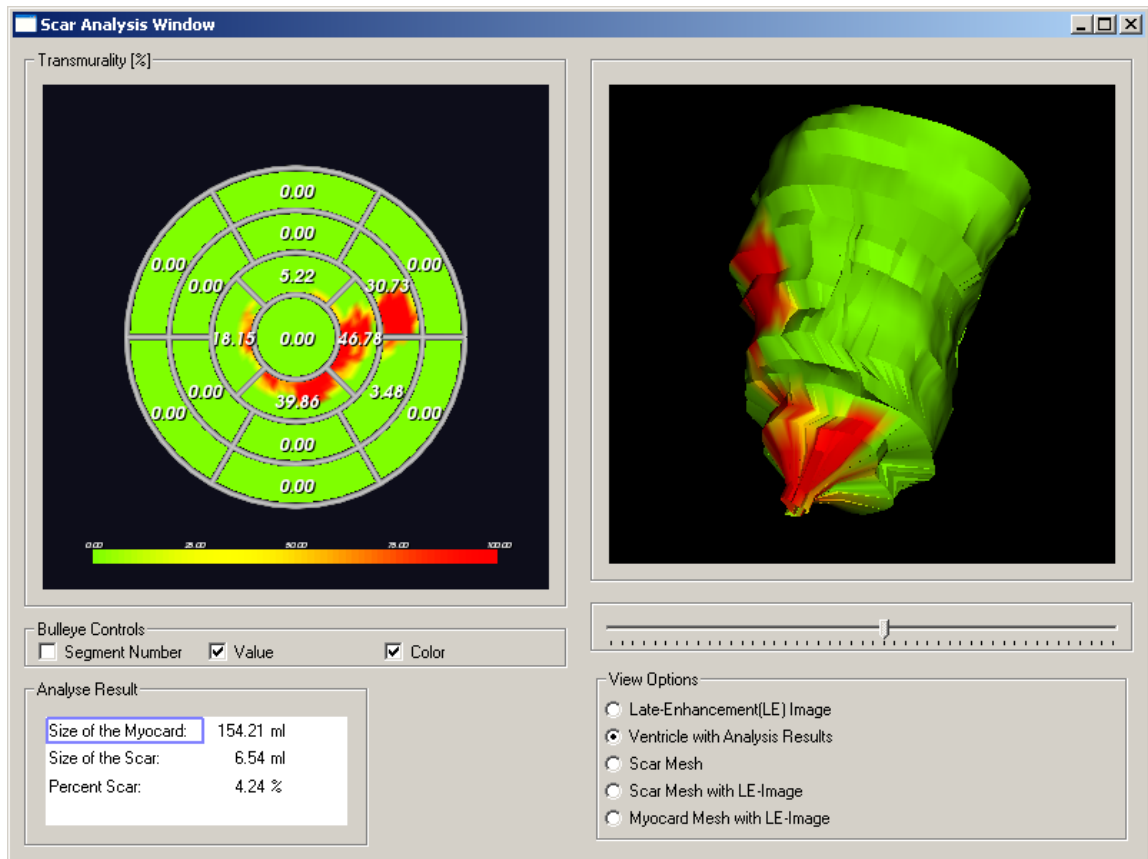


Bild A.4: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 03. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich hauptsächlich im apikalen Bereich. Aufgrund der Ausdehnung ins 12. Segment kann davon ausgegangen werden, dass sich der Narbenursprung entweder im 16. oder 12. Segment befindet. Dies beweist, dass die linke Koronararterie für den Herzinfarkt verantwortlich ist. Das Ausmaß der Narbe ist hauptsächlich transmural. Das Percent Scar ergibt 4.24%, wobei das avitale Gewebe 6.54ml und das vitale 154.21ml betragen.

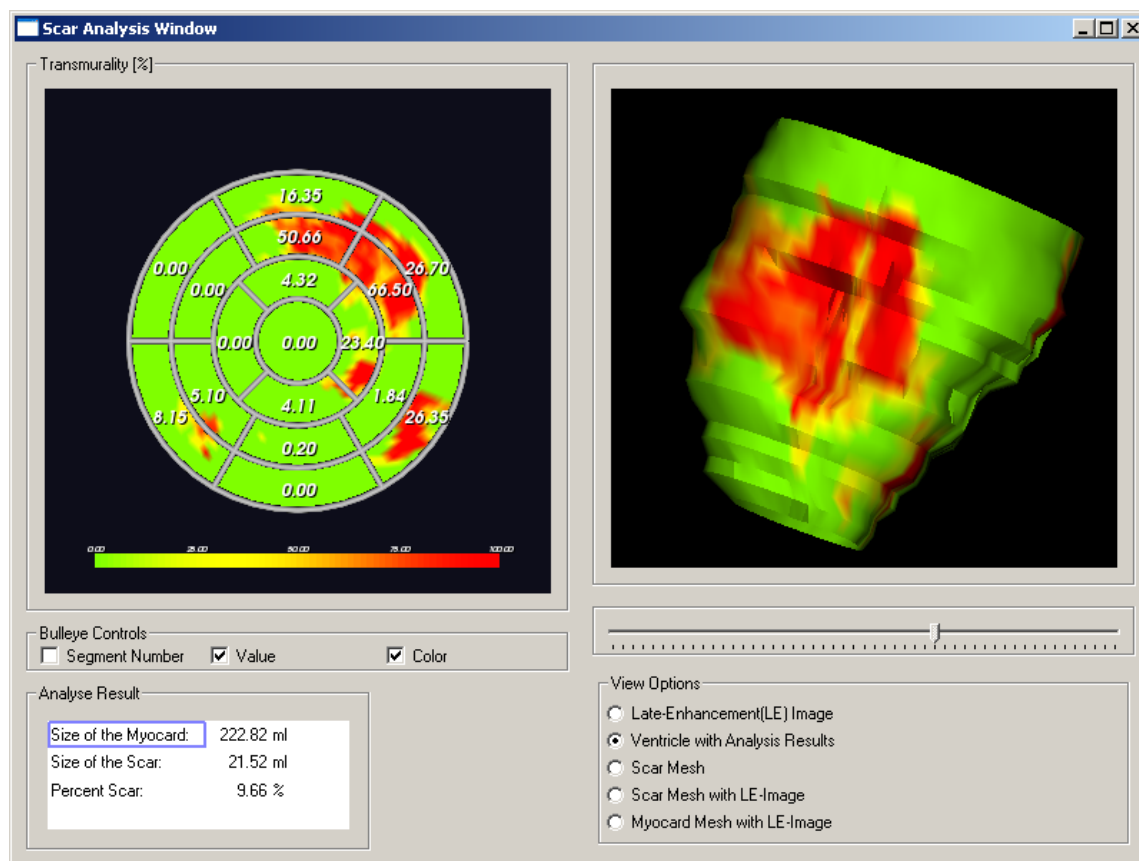


Bild A.5: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 04. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Der Patient hat mehrere Narbenbereiche im Herzmuskel. Die größte Narbe befindet sich in den Segmenten 1, 6, 7 und 12. Das Ausmaß der Narbe ist je nach Position transmural und nicht-transmural. Das Percent Scar ergibt 9.66%, wobei das avitale Gewebe 21.52ml und das vitale 222.82ml betragen.

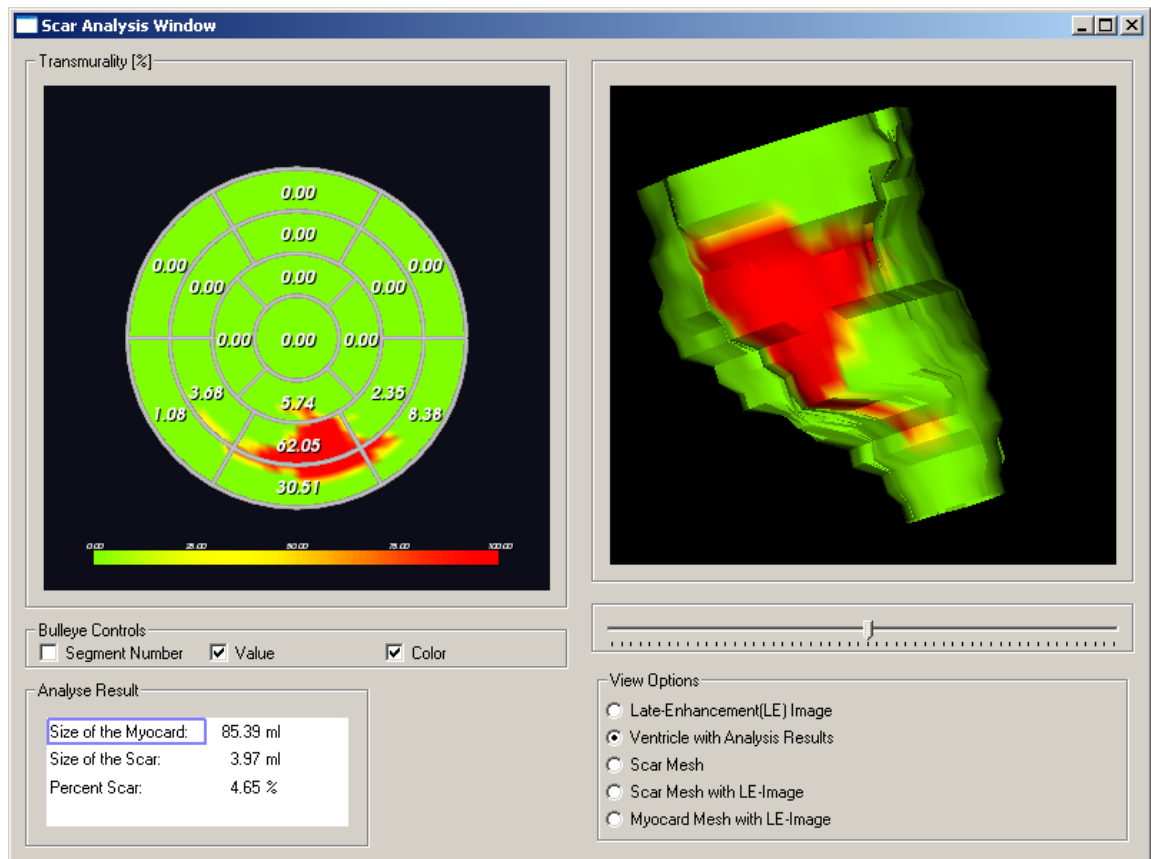


Bild A.6: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 05. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich größtenteils in dem 10. Segment, was beweist, dass die linke Koronararterie für den Herzinfarkt verantwortlich war. Das Ausmaß der Narbe ist hauptsächlich transmural und nimmt 62.05% des zehnten Segmentes ein. Das Percent Scar ergibt 4.65%, wobei das avitale Gewebe 3.97ml und das vitale 85.39ml betragen.

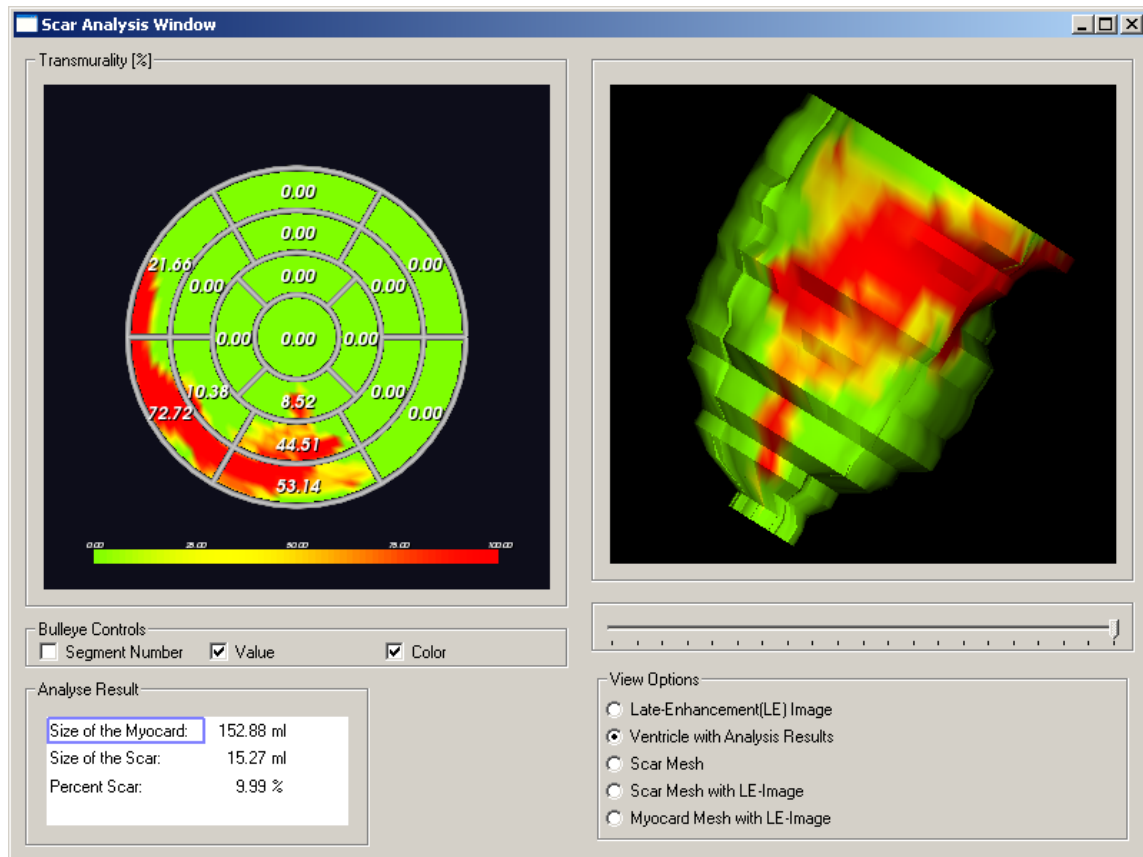


Bild A.7: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 06. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich in dem Versorgungsgebiet der rechten Koronararterie. Das Ausmaß der Narbe befindet sich überwiegend in der basalen Ventrikelregion. Das Percent Scar ergibt 9.99%, wobei das avitale Gewebe 15.27ml und das vitale 152.88ml betragen.

VIII ANHANG A. ANALYSEERGEBNISSE DER NARBENQUANTIFIZIERUNG

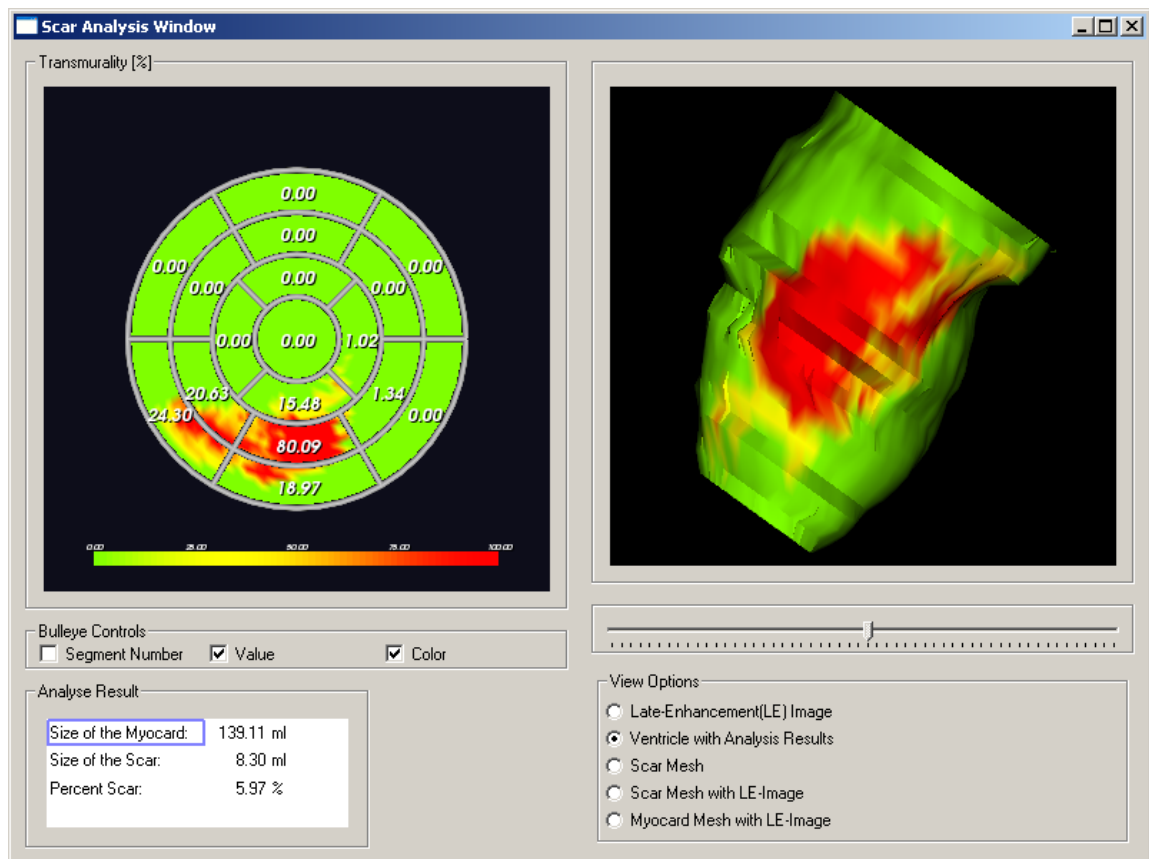


Bild A.8: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 07. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich im Versorgungsgebiet der linken Koronararterie, die für den Herzinfarkt verantwortlich war. Das Ausmaß der Narbe ist variiert zwischen nicht-transmural und tras mural. Das Percent Scar ergibt 5.97%, wobei das avitale Gewebe 8.30ml und das vitale 139.11ml betragen.

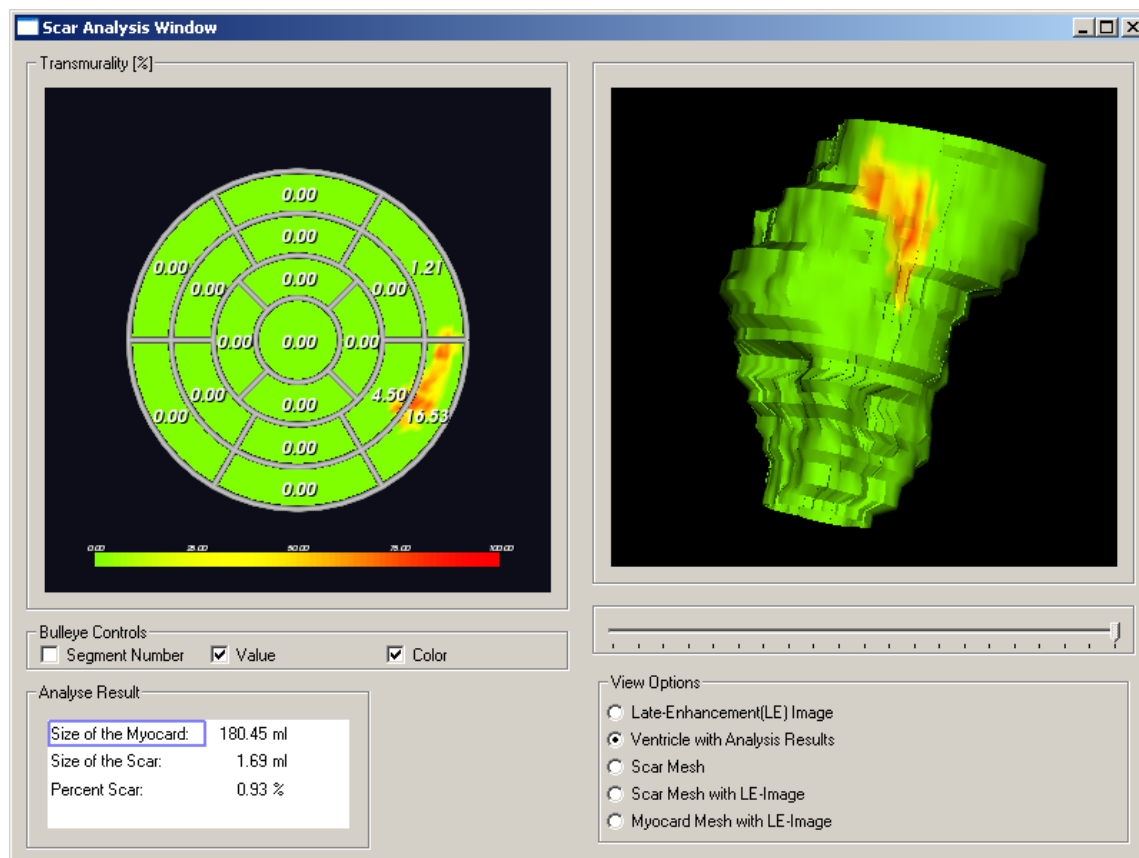


Bild A.9: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 08. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich größtenteils in dem 5. Segment und beweist somit, dass die linke Koronararterie für den Herzinfarkt verantwortlich war. Das Ausmaß der Narbe liegt je nach Bereich zwischen 25 und ca. 60%. Das Percent Scar ergibt 0.93%, wobei das avitale Gewebe 1.69ml und das vitale 180.45ml betragen.

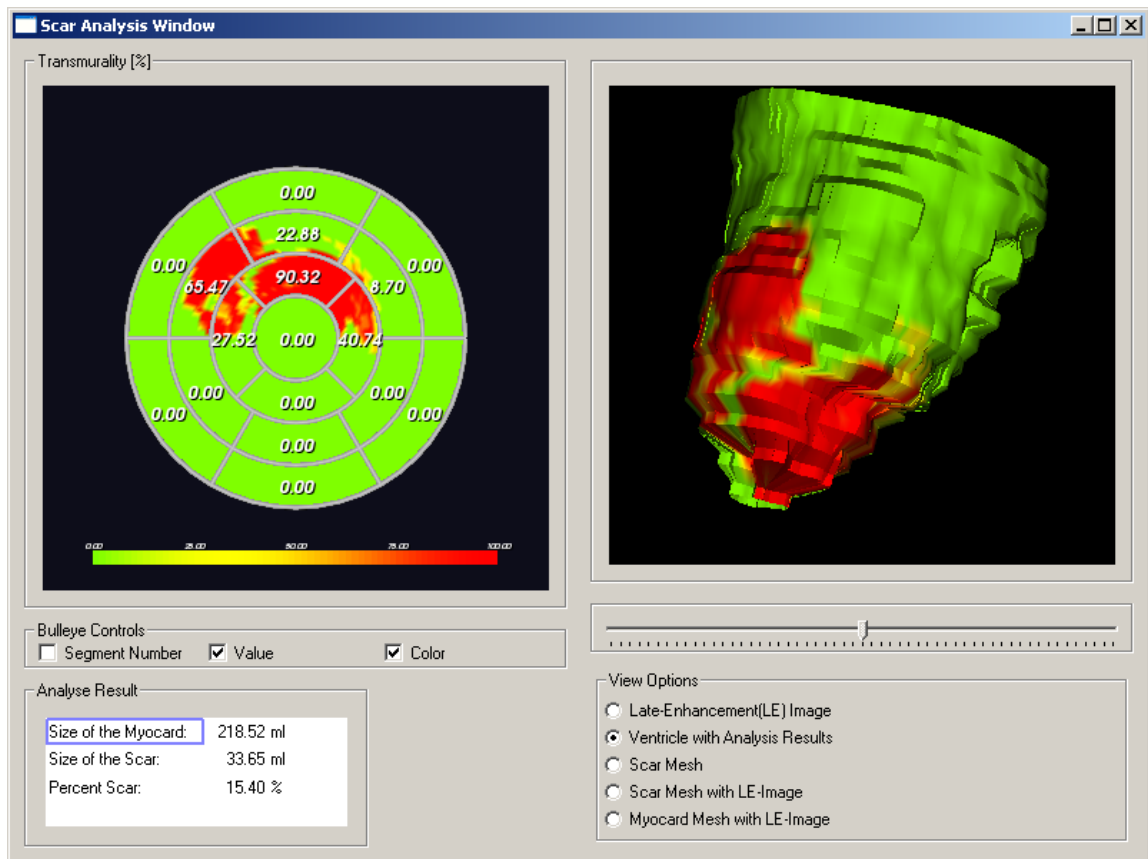


Bild A.10: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 09. Das Infarktgewebe wurde hier nicht erfolgreich segmentiert bzw. quantifiziert.

Im 8. Segment befindet sich ausschließlich Fehlinformation, das heißt hier wurde außerhalb liegendes Gewebe als Narbe definiert. Der apikale Bereich ist für einen Nicht-Mediziner schwer zu analysieren, da das Endokard nicht klar erkennbar ist. Aufgrund dessen kann in diesem Bereich keine Beurteilung der Ergebnisse erfolgen.

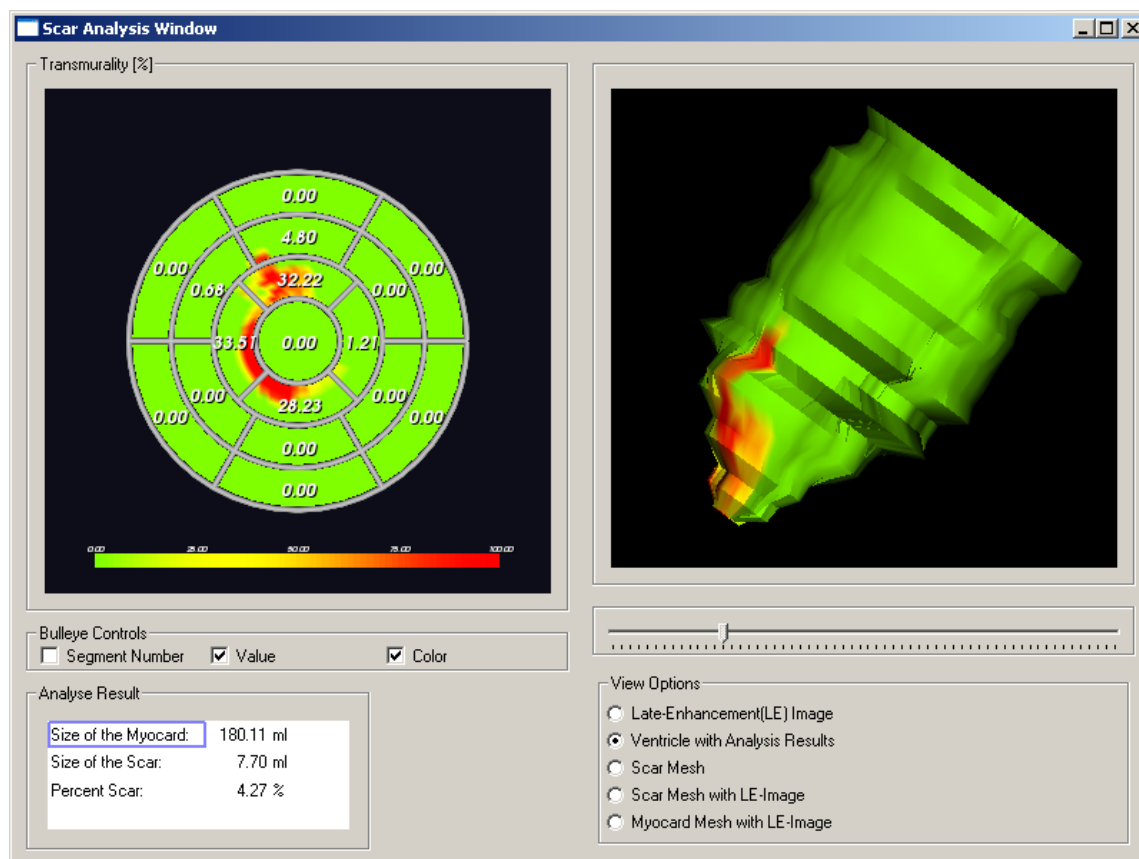


Bild A.11: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 10. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich im apikalen Bereich. Das Percent Scar ergibt 4.27%, wobei das avitale Gewebe 7.70ml und das vitale 180.11ml betragen.

XII ANHANG A. ANALYSEERGEBNISSE DER NARBENQUANTIFIZIERUNG

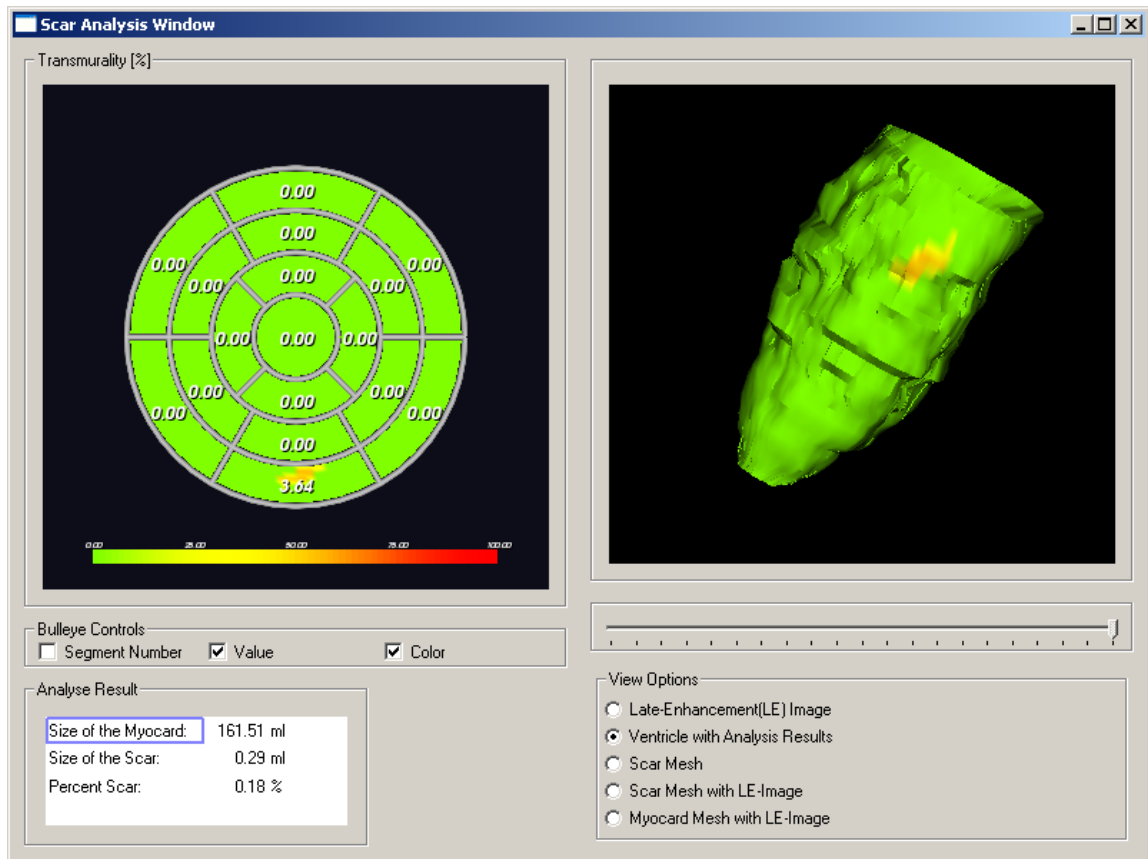


Bild A.12: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient 11. Das Infarktgewebe wurde hier nicht erfolgreich segmentiert bzw. quantifiziert. Die Narbe wurde größtenteils nicht erkannt und somit ist das Ergebnis für den Mediziner unbrauchbar.

Das hier dargestellte Ergebnis wurde bereits durch einen Seed-Punkt korrigiert. Das Original (vgl. Abb. 6.10) zeigt, dass in den Segmenten 13 und 16 starke Fehleinschätzungen vorliegen. Durch diese Informationsverschiebung kann davon ausgegangen werden, dass die Registrierung die Daten nicht akkurat übereinander ausgerichtet hat. Da in diesem Fall außerdem beide Datensätze sehr schlechte Bildqualitäten aufweisen, würde ich hier empfehlen, die Untersuchung für eine erneute Analyse zu wiederholen, oder der Mediziner kann durch das Programm nicht in seiner Diagnose unterstützt werden.

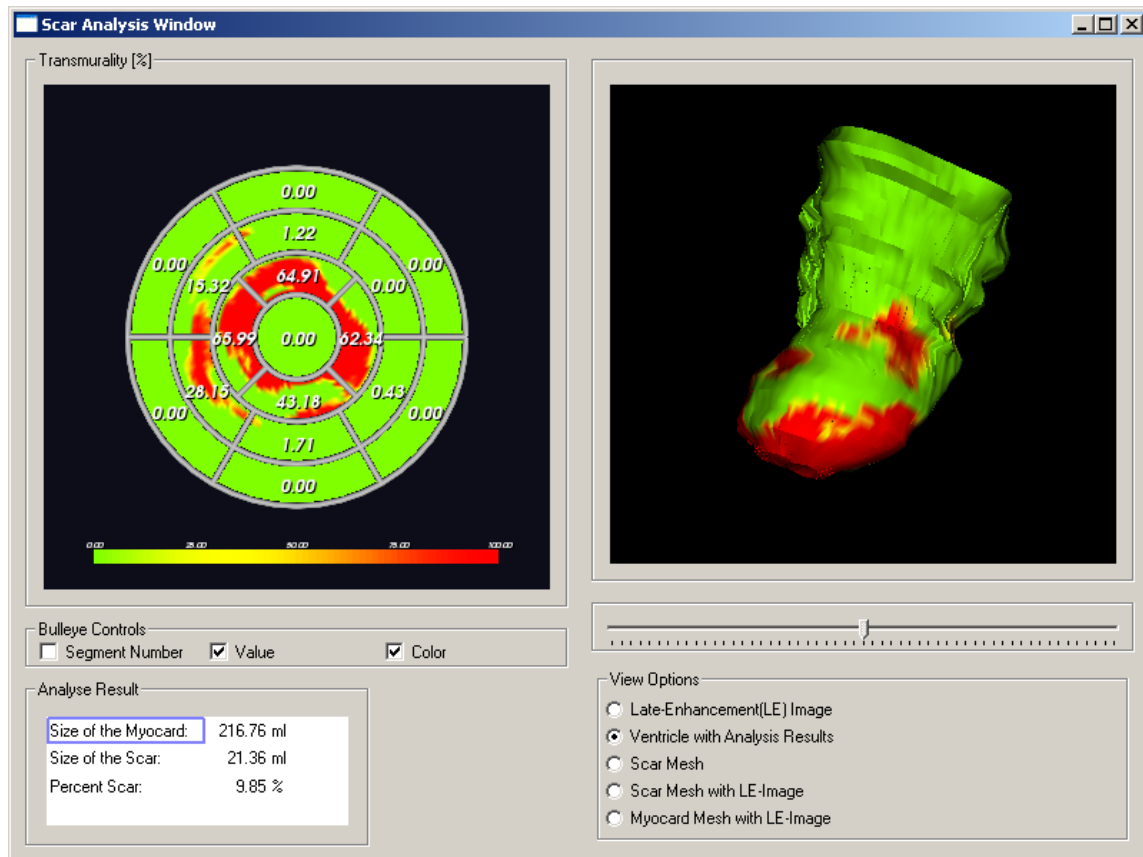


Bild A.13: Analyseergebnis der Narbenquantifizierung von Patient Nr. 12. Das Infarktgewebe wurde erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Narbe befindet sich stark ausgeprägt im apikalen Bereich sowie in den Segmenten 8 und 9. Das Ausmaß der Narbe ist transmural und nimmt im Durchschnitt 59.11% der apikalen Segmente ein. Das Percent Scar ergibt 9.85%, wobei das avitale Gewebe 21.36ml und das vitale 216.76ml betragen.

XIV ANHANG A. ANALYSEERGEBNISSE DER NARBENQUANTIFIZIERUNG

Verzeichnis der Bilder

2.1	Magnetresonanztomograph der Firma GE	8
2.2	MRT-Suchschnitte in den Hauptebenen	11
2.3	Zweikammerblick des linken Ventrikels	11
2.4	Vierkammerblick	12
2.5	Die LAO-Aortenebene	12
2.6	Schnittebene der kurzen Herzachse	13
2.7	Frontalansicht des aufgeklappten Herzmodells	16
2.8	Entstehung einer Arteriosklerose	17
2.9	Behandlungsablauf bei einem Herzinfarkt	19
2.10	Infarkttypen: transmural und nicht-transmural	20
2.11	Visualisierung der unterschiedlichen Relaxationszeiten von Infarktgewebe, Blut und vitalen Myokard	22
2.12	Morphologischen Operatoren	25
2.13	Marching Cubes: Triangle Lookup Table	33
3.1	Bulleye-Diagramm des linken Ventrikels mit Koronararterienzugehörigkeit	36
3.2	Narbensegmentierung nach [14].	39
3.3	Visuelles Analyseergebnis in einem Bulleye-Diagramm	39
4.1	Quantifizierung und Deformation des Narbengewebes	44

4.2	Quantifizierung des Narbengewebes	45
4.3	Richtlinien der American Heart Association	47
4.4	Ergebnis der Segmentierung des linken Ventrikels.	49
4.5	Ergebnis der Segmenteinteilung nach den AHA-Richtlinien.	49
4.6	Vertikale und horizontale Resolution	49
4.7	Analyse Beispiel der Wanddickenzunahme	52
4.8	Bestimmung der Narbenbreite	56
4.9	Deformation des Narbengewebes	57
5.1	Graphische Benutzeroberfläche der Medical Imaging Platform	60
5.2	3D Visualization and Scar Analysis Panel des MIPBullEyeWindow	61
5.3	Umsetzung des Konzeptes der Narbenquantifizierung	64
5.4	ROI für Maskengenerierung	68
5.5	Maskengenerierung	68
5.6	Darstellung der Segmentierung-Filterkette	71
5.7	Aussenden von Suchstrahlen	74
5.8	Farbklassen der Transmuralität	77
5.9	Darstellung der Quantifizierungsergebnisse	80
5.10	Analyse Fenster der Quantifizierungsergebnisse	82
5.11	Maskierung der LE-Daten	83
6.1	Abhängigkeit der Ergebnisse von der Auswahl des Cine-Datensatzes	88
6.2	Auswertung der Rigiden Registrierung	90
6.3	Problem der Maskengenerierung	91
6.4	Kontrolle der Maskierung durch PlaneWidget	92
6.5	Segmentierungsproblem. Fehlinformation ist heller als der Narbenbereich.	93
6.6	Analysekorrektur durch Setzen eines Seed-Punktes in das Narbengewebe	94

6.7	Analysekorrektur durch Setzen mehrerer Seed-Punkte	95
6.8	Bildausschnitte der visuellen Kontrolle der Quantifizierungsergebnisse aller vorhandenen Datensätzen	97
6.9	Transparenzeinstellung der visuellen Kontrolle	98
6.10	Visueller Vergleich zwischen Originaldaten und Analyseergebnis	99
6.11	Analyseergebnisse in Abhängigkeit der gesetzten Seed-Punkte. Datensatz Nr.1 . . .	104
6.12	Analyseergebnisse in Abhängigkeit der gesetzten Seed-Punkte. Datensatz Nr.2 . . .	104
6.13	Sichtbarkeit der Narbenwurzel	105
6.14	Visualisierungsverbesserung des statischen Overlays	106
6.15	Visuelle Verbesserung der Narbendeformation	107
A.1	Bulleye-Diagramm	I
A.2	Analyseergebnis, Patient Nr. 01	II
A.3	Analyseergebnis, Patient Nr. 02	III
A.4	Analyseergebnis, Patient Nr. 03	IV
A.5	Analyseergebnis, Patient Nr. 04	V
A.6	Analyseergebnis, Patient Nr. 05	VI
A.7	Analyseergebnis, Patient Nr. 06	VII
A.8	Analyseergebnis, Patient Nr. 07	VIII
A.9	Analyseergebnis, Patient Nr. 08	IX
A.10	Analyseergebnis, Patient Nr. 09	X
A.11	Analyseergebnis, Patient Nr. 10	XI
A.12	Analyseergebnis, Patient Nr. 11	XII
A.13	Analyseergebnis, Patient Nr. 12	XIII

Verzeichnis der Tabellen

6.1	Verwendetes Datenmaterial	86
6.2	Vergleich zwischen der automatischen und manuellen Auswahl des Cine-Datensatzes	89
6.3	Bewertung des Quantifizierungsergebnisses	96
6.4	Rechenaufwand der Narbenquantifizierung	101
6.5	Prozentanteil der einzelnen Prozesse zum Gesamtverfahren	101

Literaturverzeichnis

- [1] S. Nowak. 4d narbendarstellung des herzens visualisierung und modellierung der dynamik und funktion des linken ventrikels. Master's thesis, Universität Siegen (Fachbereich Informatik), Januar 2006. 2, 53, 57, 58, 63, 65, 77, 81, 85, 105, 106, 107
- [2] K. Bertschinger et al. kardiale ischämiediagnostik. *aktuelle medizin - hirslanden*, (19), Dezember 2003. URL: <http://www.hirslanden.ch/images/Am200303.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 6, 9
- [3] J. Buschhaus und W. Schantzen. Kardio-mrt - die kernspintomographie des herzens. Technical report, Radiologisches Netzwerk Rheinland Gbr, Leverkusen, 2005. URL: <http://www.rnr-gbr.org/pdf/kardio-mrt.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 6, 9
- [4] Bernhard Schnackenburg. *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, chapter 1. Physikalische Grundlagen der MR-Bildgebung, pages 1–15. Schattauer, Stuttgart, New York, 2005. 7
- [5] J. Lotz et al. Kardio-mrt. *Radiologie up2date*, 1(1):21–45, 2001. URL: <http://www.thieme-connect.com/ejournals/pdf/rad-u2d/doi/10.1055/s-2001-22693.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 7, 13
- [6] S. Dymarkowski and J. Bogaert. Funktionale kardiale mrt. *Medica Mundi*, (4):32–38, Oktober 2002. URL: http://www.medical.philips.com/de/assets/docs/medica_mundi/medica_mundi_04_oktober_2002.pdf#search=%22%22Funktionale2. zuletzt eingesehen am 23.08.2006.
- [7] Nico Merkle. *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, chapter 8. Praktische Durchführung der kardiologischen MRT-Untersuchung, pages 93–108. Schattauer, Stuttgart, New York, 2005. 9, 10

- [8] R. Maier et al. Kardiale magnetresonanztomographie - anatomie und planung. *Journal für Kardiologie*, pages 3–7, Oktober 2003. URL: <http://www.kup.at/kup/pdf/1342.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 10, 13
- [9] Hexal. Koronare herzkrankeheit. URL: http://www.herz.hexal.de/erkrankungen/koronare_herzkrankeheit/index.php. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 15
- [10] D.G. Fischer et al. Nichtinvasive bildgebende verfahren in der kardiologie: Ist ihr einsatz wirklich teuer? *electromedica*, (1):31–38, 2002. URL: http://www.healthcare.siemens.com/medroot/en/news/electro/issues/pdf/heft_1_02_d/06_Fischer_dt.pdf#search=%22Nichtinvasive%20bildgebende%20Verfahren%20in%20der%20Kardiologie%3A%20Ist%20ihr%20Einsatz%20wirklich%20teuer%22. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 18
- [11] R.M. Judd, A. Wagner, W.G. Rehwald, T. Albert, and R.J. Kim. Technology insight: assessment of myocardial viability by delayed-enhancement magnetic resonance imaging. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, (2):150–158, 2005. 18, 20, 21, 22, 55
- [12] Olaf Grebe. *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, chapter Myokardiale Infarkt- und Vitalitätsdiagnostik, pages 375–388. Schattauer, Stuttgart, New York, 2005. 18, 21, 22
- [13] J.B. Selvanayagam, A. Kardos, J.M. Francis, F. Wiesmann, S.E. Petersen, D.P. Taggart, and S. Neubauer. Value of delayed-enhancement cardiovascular magnetic resonance imaging in predicting myocardial viability after surgical revascularization. *American Heart Association (AHA) Journals - Circulation - Cardiovascular Surgery*, September 2004. URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/110/12/1535>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 20, 40
- [14] M.Breeuwer. Quantification of atherosclerotic heart disease with cardiac mri. *Medica Mundi*, 49(2):30–38, 2005. URL: http://www.medical.philips.com/main/news/assets/docs/medicamundi/mm_vol49_no2/MM_49-2_%2008_Breeuwer.pdf. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 21, 37, 39, 102, XV
- [15] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Digital imaging and communications in medicine: Dicom. URL: <http://medical.nema.org/dicom/2004.html>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 23

- [16] Computer-Aided Diagnosis and Display Lab. Metaio: Medical image io made simple. URL: <http://caddlab.rad.unc.edu/software/MetaIO/MetaIO-Introduction.doc>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 23
- [17] Bernd Jaehne. *Digitale Bildverarbeitung*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2005. 24, 25, 26, 30, 68
- [18] Dietrich Paulus. *Aktives Bildverstehen*. Der Andere Verlag, 2001. 26
- [19] T. Lehmann, W. Oberschelp, E. Pelikan, and R. Repges. *Bildverarbeitung für die Medizin*. Springer-Verlag, 1997. 26
- [20] N. Otsu. A threshold selection method from gray level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 9:62–66, März 1979. 28, 54
- [21] R.C. Gonzalez and R.E. Woods. *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Publishing Company, 1992. 28
- [22] Bernhard Preim and Heinz-Otto Peitgen. Medizinische visualisierung: Methoden und anwendungen in der ausbildung und therapieplanun. *it - Information Technology*, 46(3):123–128. URL: <http://www.isg.cs.uni-magdeburg.de/cv/pub/files/itTiPreimPeitgenFinal.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 30
- [23] S. Müller. *Computergraphik 2*, 2005. Vorlesungsunterlagen, Kapitel 15: Geometrie, Universität Koblenz-Landau. 31, 56
- [24] J. D. Foley et al. *Computer Graphics - principles and practice*. Addison-Wesley, 2 edition, 1997. 31, 51
- [25] W.E. Lorensen and H.E. Cline. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. In *Computer Graphics*, volume 21, pages 163–169, 1987. 32
- [26] B.L. Gerber, J. Garot, D.A. Bluemke, K.C. Wu, and J.A.C. Lima. Accuracy of contrast-enhanced magnetic resonance imaging in predicting improvement of regional myocardial function in patients after acute myocardial infarction. *American Heart Association (AHA) Journals - Circulation - Clinical Investigation and Reports*, August 2002. URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/106/9/1083>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 37

- [27] D. Säring et al., editors. *HeAT - Heart Analysis Tool*, 50. Jahrestag, Freiburg, 2005. Deutsche Gesellschaft für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie (GMDS). URL: <http://www.egms.de/en/meetings/gmds2005/05gmds407.shtml>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 39, 102
- [28] D. Säring, J. Ehrhard, and H. Handels. Analyse von 4d mr herzdaten, 2005. URL: http://www.uke.uni-hamburg.de/institute/medizinische-informatik/index_25644.php. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 40
- [29] A. Kolipaka and other. Segmentation of non-viable myocardium in delayed enhancement magnetic resonance images. In *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, volume 21, pages 303–311, April 2005. 41, 42, 54, 55, 102
- [30] R.M. Setser, D.G. Bexell, T.P. O'Donnell, and other. Quantitative assessment of myocardial scar in delayed enhancement magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 18(4):434–441, September 2003. 41
- [31] S. Wesarg and S. Nowak. An automated 4d approach for left ventricular assessment in clinical cine mr images. In GI-Edition-Lecture Notes in Informatics (LNI), editor, *Proc. of Software-assistenten 2006 – Computerunterstützung für die medizinische Diagnostik und Therapieplanung*, 2006. to be published. 46
- [32] S. Wesarg, Ch. Dold, E.A. Firle, and M. Seitel. 4d-segmentierung des linken ventrikels basierend auf region growing und einer speziellen bildaufbereitung angewendet auf ct, mr und u/s. In H.P. Meinzer and other, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2005*, pages 133–137. Gesellschaft für Informatik, 2005. 46, 48
- [33] S. Wesarg. Aha conform analysis of myocardial function using and extending the toolkits itk and vtk. In H. Lemke, editor, *International Congress Series, Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 44–49, 2005. 46, 47
- [34] S. Wesarg, Ch. Dold, T. Tadge, and M. Seitel. Analyse des linken ventrikels nach aharichtlinien unter verwendung von vtk. In H.P. Meinzer and other, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2005*, pages 16–20. Gesellschaft für Informatik, 2005. 47, 56
- [35] LJ Spreeuwiers et al. Detection of trabeculae and papillary muscles in cardiac mr images. *Computers in Cardiology*, pages 415–418, September 2005.

URL: <http://www.sas.el.utwente.nl/publications/download/171.pdf>. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 48

- [36] M. D. Cerqueira, N. J. Weissman, and V. Dilsizian et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: A statement for healthcare professionals from the cardiac imaging committee of the council on clinical cardiology of the american heart association. *Circulation*, pages 539–542, 2002. 50
- [37] S. Müller. Computergraphik 2, 2005. Vorlesungsunterlagen, Kapitel 17: B-Splines, Universität Koblenz-Landau. 51
- [38] Peter Shirley et al. *Fundamentals of Computer Graphics*. AK Peters, 2002. 51
- [39] M. Seitel. Segmentierung von 3d-mri-volumendatensätzen. Master's thesis, Fachhochschule Furtwangen, August 2003. 59
- [40] L. Ibáñez and the Insight Software Consortium. *The ITK Software Guide - Updated for ITK version 2.4, the insight segmentation and registration toolkit*. Kitware, 2 edition, November 2005. URL: www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf. zuletzt eingesehen am 23.08.2006. 68, 79, 111
- [41] J.D. Schuijf and other. Quantification of myocardial infarct size and transmural by contrast-enhanced magnetic resonance imaging in men. *The American Journal of Cardiology*, 94:284–288, August 2004. 77
- [42] Will Schröder, Ken Martin, and Bill Lorensen. *The Visualization Toolkit - An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*. Kitware, 3rd edition, 2002. 78
- [43] William J. Schröder and other. *The VTK User's Guide, overview, installation, examples, techniques, references*. Kitware, Mai 2001.