

Quantifizierung und Visualisierung von Narbenbereichen des Myokards

Diana Wald^{1,2}, Stefan Wesarg², Stefanie Nowak²

¹ Uni Koblenz, Institut für Computervisualistik, Universitätsstr. 1, D-56070 Koblenz

² Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung, Abteilung Cognitive Computing & Medical Imaging, Fraunhofer Str. 5, D-64283 Darmstadt
Email: diana.wald@uni-koblenz.de, Stefan.Wesarg@igd.fhg.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag wird ein automatisches Verfahren zur Quantifizierung von Narbenbereichen des Myokards aus MRT-Daten vorgestellt. Spezielles Augenmerk wird dabei auf die automatische Berechnung und die praxisnahe Präsentation der Analysedaten gelegt. Weiterhin werden dem Anwender verschiedene Möglichkeiten geboten, die Ergebnisse auf ihre Korrektheit zu überprüfen und wenn nötig zu korrigieren, um Fehldiagnosen zu vermeiden.

1 Einleitung

Der Herzinfarkt gehört zu den häufigsten Todesursachen in der westlichen Welt. Durch den Verschluss oder die Verengung eines Herzkranzgefäßes wird das Herzmuskelgewebe (Myokard) mit Sauerstoff unterversorgt und die Herzmuskelzellen sterben ab [1]. Dieser nekrotische Bereich wird als Infarktgewebe bezeichnet und kann nicht mehr aktiv zur Pumpleistung des Herzens beitragen. In diesem Beitrag wird ein automatisches Verfahren vorgestellt, das den Kardiologen bei der Diagnose durch eine detaillierte und eindeutige Analyse des Infarktgewebes unterstützen soll. Da das Bildmaterial in dreidimensionaler Technik aufgenommen wurde, ist es wünschenswert, eine räumliche Darstellung von Narbengröße, Transmuralitätsgrad und Lokalisation anzubieten.

In der klinischen Praxis wird das Infarktgewebe überwiegend manuell quantifiziert und analysiert. Heutzutage gehört neben den computergestützten bildgebenden Verfahren auch semi- oder vollautomatische Bildanalysesoftware zum klinischen Alltag eines Mediziners. Zur Verbesserung der Infarkt Diagnostik wäre ein Verfahren von Vorteil, das die Infarkt narbe aus den Bilddaten extrahiert und anschließend quantifiziert. Als Datensätze stehen die Standardaufnahmen der Kardio-MRT für die Analyse zur Verfügung. Diese sind die dynamischen Cine-MRT-Daten und die statischen Late-Enhancement-Daten¹. Für einen solchen Analyseprozess sind prinzipiell drei Schritte erforderlich: Im ersten Schritt werden die Bildinformationen der Narbe extrahiert; im zweiten Schritt werden

¹ Die Late-Enhancement-Daten sind Bilddaten, in denen das Narbengewebe aufgrund von Kontrastmittel hell hervorgehoben wird (vergl. [2]).

die quantitativen Parameter ermittelt; im dritten Schritt werden die Analyseergebnisse visuell präsentiert. Für die Extraktion von Informationen aus Bilddaten werden in [3], [4] und [5] spezielle Verfahren vorgestellt, die auf die Narbensegmentierung im Herzmuskel ausgerichtet sind. Diese Methoden unterscheiden sich in ihrer Anwendung. So werden in [3] und [4] Verfahren präsentiert, die auf einer manuellen Kontureinzeichnung des Anwenders basieren. In [5] werden verschiedene Schwellwertverfahren vorgestellt, die sich in ihrem Berechnungsablauf zwischen manuell, semi- und voll-automatisch unterscheiden. Die Quantifizierung des avitalen Gewebes erfolgt nach den für die Diagnose von Infarkt Narben üblichen Parametern. Der Transmuralitätsgrad gibt dabei das lokale Verhältnis zwischen Herzwand- und Narbenbreite an. Das Percent Scar ist das Volumenverhältnis zwischen Narbengewebe und dem Volumen des gesamten Herzmuskels [5]. Diese Parameter werden aus den segmentierten Bilddaten berechnet. Die Darstellungen von Analyseergebnissen des Infarktgewebes sind in der Literatur sehr unterschiedlich gehalten. In [4] wurde das Bull's-Eye-Diagramm für die Darstellung der Transmuralität verwendet. Andere Verfahren setzen Liniendiagramme für die Ergebnisdarstellung ein (vgl. dazu [3]).

In diesem Beitrag werden Verfahren vorgestellt, die die Anforderungen einer automatischen Narbenquantifizierung erfüllen und das Ziel einer optimalen computergestützten Diagnose erreichen. Die Segmentierung des Narbengewebes erfolgt auf dem in [6] vorgestellten Verfahren der Segmentierung des linken Ventrikels und einem Multilevel-Otsu-Verfahren. Die Darstellungen der Analyseergebnisse sind praxisbezogen und gewährleisten eine geringe Einarbeitungszeit für den Kardiologen. Neben der Ergebnispräsentation sind Kontroll- und Korrekturmöglichkeiten der Resultate gegeben.

2 Methoden

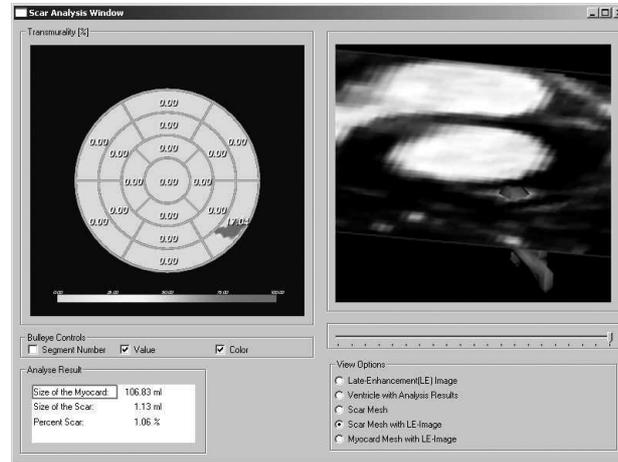
Das Verfahren der Segmentierung besteht aus vier Schritten. Zuerst erfolgt eine Ausrichtung der LE-Daten zu den Cine-MRT-Daten durch eine rigide Registrierung [7]. Die Auswahl des zum Late-Enhancement akquirierenden Cine-Datensatzes basiert auf dem Wissen der Kardiologen, dass die Narbendaten auf 80% des Weges von und zur Enddiastole aufgenommen werden. Anschließend wird der linke Ventrikel durch das in [6] vorgestellte Verfahren segmentiert. Der nächste Schritt generiert eine Maske aus den berechneten Myokardrändern (Epi- und Endokardrand) und maskiert die registrierten LE-Daten. Das Ergebnis ist das segmentierte Myokard des linken Ventrikels in den Narbendaten. Der letzte Schritt hebt das avitale Gewebe durch ein Multilevel-Otsu-Schwellwert Verfahren hervor. Bei diesem Verfahren können mehrere Grenzwerte automatisch erzeugt werden. Die Einteilung in vier Klassen ergab bei allen Daten ein positives Ergebnis, wobei die hellste Klasse das Narbengewebe definiert. Die Berechnung der Parameter erfolgt auf dem binären segmentierten Narbenbild aus dem vorherigen Verarbeitungsschritt. Für die Verhältnisberechnung der Percent Scar müssen die beiden Volumina des linken Herzmuskels und die der Narbe bekannt sein. Die Größe des Herzmuskels wird anhand der binären Myokardmaske

bestimmt, da genau diese den Herzmuskel umschließt. Die Berechnung des Narbenvolumens erfolgt auf dem binären Narbenbild der Segmentierung. In beiden Fällen werden die Objekt-Voxel in den Daten gezählt und mit der Voxeldimension multipliziert. Für die Bestimmung des Transmuralitätsgrades werden die Parameter der Wand- und Narbendicke vorausgesetzt. Die Wanddicke wurde bereits in der Funktionsanalyse aus [6] ermittelt. Die Berechnung der Narbendicke erfolgt auf dem Ergebnis der Narbensegmentierung und wird durch das Ausenden von Suchstrahlen detektiert. Die Suchstrahlen starten im Schwerpunkt des linken Ventrikels und verlaufen radial zum Bildrand. Die Berechnung der Narbendicke erfolgt durch den euklidischen Abstand zwischen dem ersten und letzten Schnittpunkt des Strahls mit der Narbe. Durchquert ein Strahl mehrere Narben, so werden alle Größen addiert. Dies ist vor allem für die Quantifizierung von "donut-signs" notwendig. Die Analyseergebnisse werden durch textuelle und visuelle Darstellungen dem Anwender präsentiert. Das Percent Scar wird textuell in einer Tabelle dargestellt. Dabei werden die Volumina der beiden Parameter Herzwand und Narbe sowie das Verhältnis zueinander ausgegeben (Abb. 1 (links unten)). Die Lokalität und das Ausmaß der Narbe wird in einem zweidimensionalen AHA²-konformen Bull's-Eye-Diagramm veranschaulicht. Anhand der berechneten Transmuralität, wird das Bull's-Eye-Diagramm je nach Narbenausdehnung eingefärbt. Die Farbkodierung lehnt sich dabei an die Visualisierungsanalyse von [8], wobei fünf Farbklassen erstellt werden. Für die Zuordnung der Farben ist eine Farbskala mit der dazu gehörigen Prozentangabe der Transmuralität eingefügt (Abb. 1 (links oben)). In dieser Visualisierung kann, durch die AHA-konforme Einteilung des Ventrikels, die Lokalität der Narbe und somit indirekt die erkrankte Koronararterie diagnostiziert werden. Darüber hinaus stehen dem Anwender für die Beurteilung der Narbe fünf verschiedene Visualisierungsarten zur Verfügung, die jeweils unterschiedliche Darstellungsaspekte verfolgen. Eine Visualisierungsart sind die Late-Enhancement-Daten, die für einen direkten Vergleich zwischen den berechneten Analysedaten des Bull's-Eye-Diagramms und den Originaldaten stehen. Hier besteht außerdem die Möglichkeit, Fehlinformationen³, durch Setzen eines oder mehrerer Seed-Punkte ins Narbengewebe, aus den Analyseergebnissen zu entfernen. Die Korrektur basiert auf einem Region-Growing Algorithmus [7]. Die zweite Visualisierungsart ist ein 3D Modell des linken Ventrikels, welches das Größenverhältnis und die Beschaffenheit der Narbe im Verhältnis zum gesamten Herzmuskel präsentiert. Das Infarktgewebe wird anhand seines transmuralen Ausmaßes farblich hervorgehoben. Weiterhin wird ein Narbenmodell durch das Marching-Cubes Verfahren [9] erzeugt, welches die Beschaffenheit und äußere Form der Narbe illustriert. 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 können. Dabei erfolgt

² American Heart Association

³ Fehlinformationen bedeuten in diesem Zusammenhang, vitales Gewebe das als Narbe definiert wurde.

Abb. 1. Analysefenster. Die linke Seite beinhaltet die Quantifizierungsergebnisse. Das AHA konforme Bull's-Eye-Diagramm (Ausmaß, Transmuralität, Lokalität), sowie die textuelle Ausgabe der Percent Scar. Die rechte Seite beinhaltet die unterschiedlichen Visualisierungsarten (hier: Bildfusion zwischen Narbenmodell und LE-Daten)

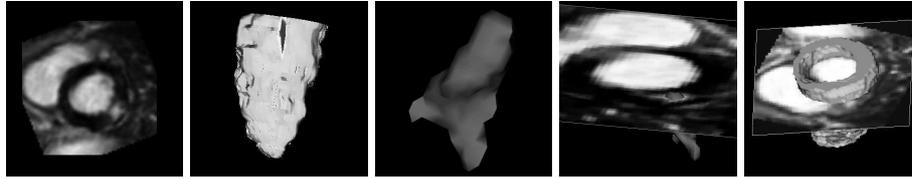


jeweils eine Bildfusion zwischen dem Narben- oder dem Myokardmodell mit den Late-Enhancement-Daten (Abb. 2).

3 Ergebnisse

Die Qualität des Verfahrens wurde an zwölf vorliegenden Datensätzen getestet und ausgewertet. In zehn von zwölf Fällen wird das Narbengewebe erfolgreich segmentiert und quantifiziert. Die Ursache für die Misserfolge lässt sich auf die Probleme der einfachen Registrierung zurück führen. Die Narbenquantifizierung ist zusammengefasst ein automatisierter Prozess, der die Narbe innerhalb von wenigen Sekunden (≈ 21.6 s) 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 in dieser Arbeit verwendete 2D-Bull's-Eye-Diagramm entspricht, im Gegensatz zu dem in [4] vorgestellten Diagramm, den AHA-Richtlinien. Diese Art der Darstellung ist bereits bei der Analyse der Myokardfunktion geläufig und hat somit den Effekt der problemlosen und schnellen Einschätzung der Narbe durch den Mediziner. Weiterhin werden die Kardiologen mit keiner für sie neuen Visualisierungsart konfrontiert, dass evtl. das Abschrecken gegenüber neuen Diagnose-unterstützenden Programmen verhindert. Durch den Vergleich zwischen dem Analyseergebnis und den Originaldaten können Fehlsegmentierungen schnell erkannt und durch Setzen eines Seed-Punktes korrigiert werden. Bei 8 von den 10 erfolgreichen Analyseergebnissen war eine Korrektur erforderlich, die im Durchschnitt 10s benötigt.

Abb. 2. Darstellung der fünf Visualisierungsarten: LE-Datensatz, Ausmaß der Narbe, Narbenmodell, Narbenmodell und LE-Daten, Myokardmodell und LE-Daten



4 Diskussion

Bei der Beschaffenheit der Narbe wird zwischen einer geschlossenen und einer in ihrer Form geöffneten Struktur unterschieden. Bei den Offenen („donut-sign“) kann das vitale Gewebe 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. Das Konzept der Narbenquantifizierung kann selbstverständlich auch auf die Analyse des rechten Ventrikel übertragen werden. Eine klinische Evaluation läuft bereits, um das Verfahren an weiteren Patientendaten zu testen.

Literaturverzeichnis

1. Grebe O. Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie. Stuttgart, New York: Schattauer; 2005. 375–388.
2. Judd RM, et al. Technology insight: assessment of myocardial viability by delayed-enhancement magnetic resonance imaging. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine* 2005;(2):150–158.
3. Säring D, et al. HeAT: A Software Assistant for the Analysis of LV Remodeling after Myocardial Infarction in 4D MR Follow-Up Studies. In: *Informatik für Menschen - Band 1*; 2006.
4. Breeuwer M. Quantification of atherosclerotic heart disease with cardiac MRI. *Medica Mundi* 2005;49(2):30–38.
5. Kolipaka A, et al. Segmentation of non-viable myocardium in delayed enhancement magnetic resonance images. In: *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. vol. 21; 2005. 303–311.
6. Wesarg S, Nowak S. An automated 4D approach for left ventricular assessment in clinical cine MR images. In: *in Informatics (LNI) LectureNotes*, editor. Proc. of Softwareassistenten 2006 – Computerunterstützung für die medizinische Diagnostik und Therapieplanung; 2006.
7. Jaehne B. *Digitale Bildverarbeitung*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2005.
8. Schuijff JD, other. Quantification of myocardial infarct size and transmuralität by contrast-enhanced magnetic resonance imaging in men. *The American Journal of Cardiology* 2004;94:284–288.
9. Lorensen WE, Cline HE. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics* 1987;21:163–169.