

Segmentierung des linken Ventrikels in 4D-MR-Bildfolgen unter Verwendung nicht-linearer Registrierung

Dennis Säring¹, Achim Barmeyer², Alexander Stork³, Heinz Handels¹

¹ Institut für Medizinische Informatik,

² Klinik für Kardiologie, Herzzentrum

³ Klinik/Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE),
Hamburg, Deutschland

Kurzfassung

Die Segmentierung des linken Ventrikels in 4D-MRT-Bildsequenzen stellt aufgrund ähnlicher Intensitätswerte benachbarter Strukturen ohne Berücksichtigung von medizinischem Wissen ein Problem dar. Das Ziel des hier präsentierten Ansatzes ist die Segmentierung der endokardialen Struktur auf Basis der vorliegenden Bildinformationen, eines mittels nicht-linearer dämone-basierter 2D-2D-Registrierung geschätzten Transformationsfeldes und der Berücksichtigung von anatomischen Informationen über Lage und Volumen des linken Ventrikels. Erste quantitative Evaluationen an einem Software Phantom ergaben eine Genauigkeit von 98,2 %. Die qualitative Beurteilung von Segmentierungsergebnissen an realen Daten durch erfahrene Radiologen und Kardiologen bestätigten die guten Resultate.

1 Einleitung und Fragestellung

Die Segmentierung des linken Ventrikels (LV) in räumlich-zeitlichen 4D-Bildsequenzen der Magnetresonanztomographie (MR) ist aufgrund der großen Datenmenge arbeitsintensiv und zeitaufwendig. Eine detaillierte Analyse der zeitlichen Blutvolumenveränderung benötigt die Segmentierung des Endokardiums in bis zu 1500 Schichtbildern. Hierzu ist die Unterstützung der Radiologen und Kardiologen durch computergestützte Verfahren notwendig.

Die ähnlichen Intensitätswerte von stellen das wesentliche Problem bei der Segmentierung der endokardialen Struktur dar (siehe **Bild 1**). Eine Vielzahl an Publikationen stellen Lösungen zur Segmentierung des linken Ventrikels vor. Diese vorgeschlagenen Verfahren lassen sich u.a. in intensitäts-, oberflächen-, kontur- und modellbasierte Ansätze unterteilen [1,2]. Da im Bereich der Segmentierung des Herzens kein „Gold-Standard“ existiert und die Konturierung in starker Abhängigkeit vom Betrachter liegt, ist i.A. eine manuelle Anpassung der Ergebnisse notwendig.

Das Ziel des hier präsentierten Ansatzes ist die Segmentierung der endokardialen Struktur auf Basis der vorliegenden Bildinformationen, eines mittels nicht-linearer dämone-basierter 2D-2D-Registrierung geschätzten Transformationsfeldes und der Berücksichtigung von anatomischen Informationen über Lage und Volumen des linken Ventrikels.

2 Material und Methoden

Das hier vorgestellte Segmentierungsverfahren wurde unter Verwendung des Insight Toolkit (ITK) und des Visualization Toolkit (VTK) entwickelt und in das am Institut für Medizinische Informatik (UKE) entwickelte Analysetool HeAT [3] integriert.

Mit Hilfe von modernen Aufnahmetechniken wurden für jeden Patienten 4D-Cine-MR-Sequenzen erzeugt. Hierbei wurde das Herz in der Kurzsicht von der Herzspitze bis zur Mitralklappe in 10mm Schichtabstand aufgenommen. Jeder Datensatz besteht aus 10-15 räumlichen Schichten, zu denen mittels EKG-Triggerung je 100 zeitlich äquidistante Aufnahmen pro Herzzyklus erstellt wurden.

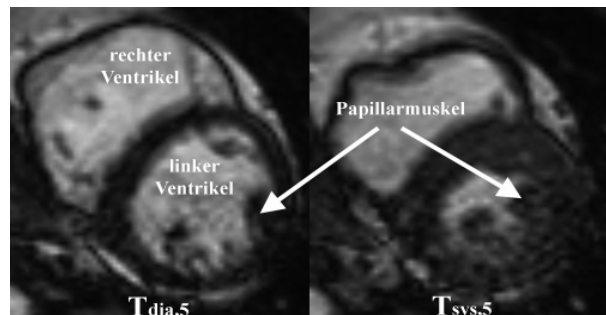


Bild 1 Midventrikuläre MR-Kurzsicht in enddiastolischer (li.) und endsystolischer Phase (re.). Das bei Kontraktion verdichtete Trabekelwerk und anliegende Papillarmuskeln sowie das Myokardium besitzen in der endsystolischen Phase ähnliche Intensitätswerte.

2.1 Pre-processing

Die Initialkonturen des Myokardiums werden durch manuelle Konturierung der epikardialen und endokardialen Strukturen in den beiden Hauptphasen, der enddiastolischen (dia) und endsystolischen (sys) Phase, definiert. Hierbei werden interaktiv Stützstellen gesetzt und diese mittels Bezier-Interpolation miteinander verbunden. Die Stützstellen können beliebig editiert werden. Die Initialkonturen $K_{dia,j}$ und $K_{sys,j}$ werden nun schichtweise unter Verwendung eines nicht-linear berechneten Transformationsfeldes auf die übrigen Zeitpunkte automatisch adaptiert.

2.2 Nicht-lineare Berechnung des Transformationsfeldes

Für jedes Bild $F_{i,j}$ (i = Phase, j = Schicht) werden unter Verwendung der dämonen-basierten 2D-2D-Registrierung die beiden Transformationsfelder $\phi_{i,j}^{dia}$ und $\phi_{i,j}^{sys}$ berechnet, wobei $F_{i,j} \approx \phi_{i,j}^{dia} \circ F_{dia,j}$ und $F_{i,j} \approx \phi_{i,j}^{sys} \circ F_{sys,j}$. Die Transformationsfelder beschreiben die Veränderung der jeweiligen Hauptphase (dia,sys) zu der aktuellen Phase i (siehe **Bild 2**).

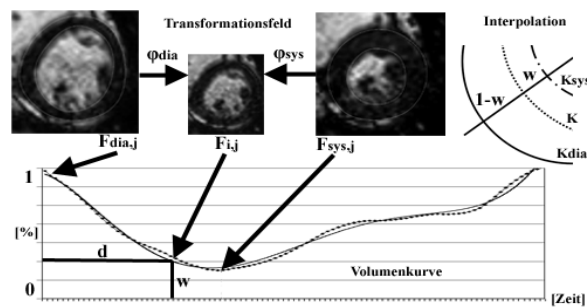


Bild 2 Schema der Registrierung und Interpolation

2.3 Adaption der Konturen

Aus den Initialkonturen werden binäre Schichtbilder $B_{dia,j}$ und $B_{sys,j}$ generiert, die mittels $\phi_{i,j}^{dia}$ und $\phi_{i,j}^{sys}$ transformiert werden. Die resultierenden binären Bilder $B_{i,j}^{dia} = \phi_{i,j}^{dia} \circ B_{dia,j}$ und $B_{i,j}^{sys} = \phi_{i,j}^{sys} \circ B_{sys,j}$ können kleinere Interpolationsartefakte am Rand aufweisen und werden daher morphologisch nachbearbeitet. Anschließend werden aus diesen bearbeiteten binären Daten zwei neue Konturen $K_{i,j}^{dia}$ und $K_{i,j}^{sys}$ extrahiert. Eine gewichtete Interpolation dieser beiden Konturen ergibt die adaptierte Kontur $K_{i,j}$. Hierbei wird die Gewichtung w über die zeitliche Distanz $d = |i-dia|$ und einer normierten Blutvolumenkurve bestimmt (s. **Bild 2**), wodurch die Information über die typische nicht-lineare LV-Volumenveränderung berücksichtigt wird.

3 Ergebnisse

Bei der Entwicklung des Segmentierungstool standen ein synthetisch erzeugtes Softwarephantom und 5 reale Datensätze von Patienten mit leichter Herzinsuffizienz zur Verfügung. Zur Evaluation erster Ergebnisse wurden zunächst die Daten des Phantoms mit unterschiedlich starker Glättung verändert, segmentiert, das Volumen berechnet und die Ergebnisse mit den bekannten Volumina verglichen.

Es wurde eine durchschnittliche Übereinstimmung von 98,2 % erreicht wobei bereits die manuellen Initialkonturen eine Abweichung von 98,4 % aufwiesen. Anschließend wurden in den realen Datensätzen in enddiastolischer und endsystolischer Phase das Myokardium konturiert und mit dem vorgestellten Verfahren die Endokardkonturen auf alle Zeitpunkte adaptiert. Die Ergebnisse wurden qualitativ durch einen erfahrenen Kardiologen visuell begutachtet und als gut bewertet. Es waren lediglich im Bereich des Apex geringe manuelle Nachkorrekturen nötig. Der Zeitaufwand für die Initialkonturierung in den beiden Hauptphasen lag bei ca. 25 – 30 Minuten. Für die anschließende vollständige Segmentierung des Endokardiums für alle 100 Zeitpunkte benötigte das Programm auf einem Standard PC im Mittel 45 min.

4 Diskussion

Das hier vorgestellte Segmentierungsverfahren berücksichtigt Wissen über die Lage (Initialkonturen) und typische Volumenveränderung (gewichtete Interpolation) des linken Ventrikels und kombiniert diese mit einer, mittels nicht-linearer dämonen-basierter Registrierung berechneten, Transformation.

Jetzt soll das Verfahren weiter quantitativ evaluiert werden wobei der Vergleich mit manuellen Konturen und mit weiteren etablierten Verfahren durchgeführt werden soll. Die Verwendung anderer Ansätze zur Berechnung des Bewegungsfeldes, sowie alternative Parameter für die Konturinterpolation sollen geprüft werden. Das Tool wird derzeit in einer Studie zur Analyse der Blutvolumenveränderung bei 120 Patienten mit Herzinsuffizienz eingesetzt.

5 Literatur

- [1] Rueckert, Daniel: Shape-based segmentation and tracking in 4D cardiac MR images: CVRMed, 1997
- [2] Spreeuwers, L.J.: Detection of left ventricular epi- and endocardial borders using coupled active contours: CARS, 2003
- [3] Säring, D.: Computer-Assisted Analysis of 4D Cardiac MR Image Sequences after MI: Methods of Information in Medicine, 4, 377-383, 2006.