

Generierung korrespondierender Schichtbilder zur verbesserten lokalen Analyse des linken Ventrikels in 4D-MRT-Bildsequenzen

D. Säring¹, K. Müllerleile², M. Groth³, H. Handels¹

¹Institut für Medizinische Informatik, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorff

²Klinik und Poliklinik für Kardiologie/Angiologie, UKE

³Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, UKE

`d.saering@uke.uni-hamburg.de`

Kurzfassung. Die genaue Erfassung lokaler Veränderungen des linken Ventrikels insbesondere bei der Verlaufskontrolle nach einem Infarkt erfordert die Extraktion lokaler Form- und Funktionsparameter. Die für den Inter- und Inpatientenvergleich notwendige räumliche Korrespondenz der MRT-Schichtbilder ist durch die manuelle Planung der Schichtpositionen beim Aufnahmeverfahren i.A. nicht gewährleistet. In dieser Arbeit wird daher ein Verfahren vorgestellt, das unter Berücksichtigung der anatomischen Grenzen des linken Ventrikels räumlich korrespondierende Positionen bestimmt, zu denen anschließend unter Verwendung der originären Daten und der strukturerhaltenden Interpolation neue Schichtbilder generiert werden. Dadurch wird eine bessere Übereinstimmung der räumlichen Position der zu vergleichenden Schichten erzielt. Das Verfahren wurde an zu Evaluationszwecken generierten Probandendatensätzen getestet. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Generierung korrespondierender Kurzachsen-MRT-Schichtbilder zu einer verbesserten Extraktion lokaler Parameter führt.

1 Einleitung

Der Herzinfarkt ist eine der häufigsten Erkrankungen und eine der Hauptursachen vorzeitiger Sterblichkeit bei Menschen in industrialisierten Ländern [1]. Von besonderer Bedeutung für die Beurteilung eines Patienten mit akutem Infarkt ist die quantitative Beschreibung der linksventrikulären Form- und Funktionsveränderungen. Dabei kommt es im Krankheitsverlauf häufig zu Veränderungen im infarzierten und im gesunden linksventrikulären Herzmuskel. So versucht beispielsweise der gesunde Herzmuskelbereich den entstandenen Leistungsverlust zu kompensieren, was zu einer lokalen kompensatorischen Hypertrophie führen kann. Um dies quantitativ zu beschreiben, müssen globale und lokale Parameter extrahiert und analysiert werden. Hierzu werden in der Klinik räumlich-zeitliche 4D-Cine-MRT-Bildsequenzen in kurzer und langer Achse sowie kontrastmittelgestützte 3D-DE-MRT-Bildsequenzen aufgenommen. Die Extraktion globaler Parameter, wie das end-diastolische Volumen (EDV) oder die linksventrikuläre

Ejektionsfraktion (LVEF), ist Gegenstand vieler veröffentlichter Forschungsarbeiten [2, 3]. Spezielle Bildgebungstechniken, wie Tagged-MRT [4], ermöglichen die nicht-invasive Schätzung lokaler Bewegungen aus der zeitlichen Veränderung eines mittels Magnetisierung künstlich erzeugten Gittermusters. Sind diese Markierungen nicht vorhanden, so werden häufig Verfahren eingesetzt, die auf Basis von Segmentierungen den linken Ventrikel in den MRT-Schichtbildern (Kurzachse) in kleinere Segmente unterteilen und für jedes Segment mittels Punktkorrespondenzen lokale Parameter extrahieren [5]. Eine Zuordnung korrespondierender Segmente zur Beurteilung der Veränderung der Parameter z.B. bei der Verlaufskontrolle, erfordert die Aufnahme der MRT-Schichtbilder an korrespondierenden Positionen, welche durch die interaktive Positionierung während der MRT-Aufnahmeprozedur häufig nicht gegeben ist [6]. Dadurch können bei der Verlaufskontrolle im Baseline- zum Follow-up-Datensatz die Anzahl der Schichten und deren Positionen im Raum unterschiedlich sein (Abb. 1).

In dieser Arbeit wird daher ein Verfahren vorgestellt, welches unter Berücksichtigung der Lage der Mitralklappe und der Herzspitze anatomisch korrespondierende Positionen bestimmt und unter Verwendung einer strukturerhaltenden Interpolation [7] auf Basis der originären MRT-Schichtbilder zu diesen Positionen neue Schichtbilder generiert. Abschließend werden die zuvor erstellten Segmentierungsergebnisse auf die neuen Schichten übertragen und lokale Parameter extrahiert [5].

2 Methoden und Evaluation

Ziel dieser Arbeit ist eine Verbesserung der lokalen Analyse des linken Ventrikels in 4D-Bildsequenzen für den Inter- und Intrapatientenvergleich. Hierzu wird ein 3D-Volumen zu einem bestimmten Zeitpunkt im 4D-Datensatz selektiert. In diesem werden dann im Gegensatz zu den bestehenden Verfahren neue Schichtbilder zu korrespondierenden räumlichen Positionen relativ zur Länge des linken Ventrikels generiert. Dadurch soll erreicht werden, dass für jedes 3D-Volumen die Anzahl und die relative räumliche Position der für die lokale Analyse verwendeten Schichten identisch ist. Diesem Ansatz liegt die Annahme zu Grunde, dass

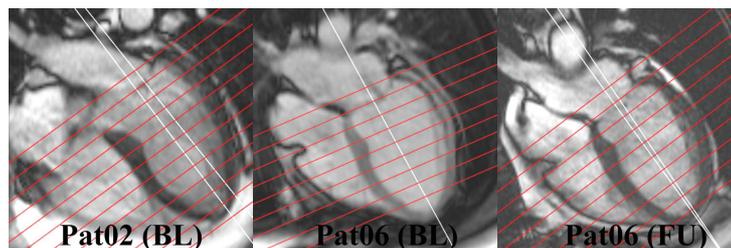


Abb. 1. Anzahl, Position und Orientierung der Kurzachsen-MRT-Schichtbilder von drei Datensätzen in Baseline (BL) und Follow-up (FU) überlagert auf der jeweiligen Langachsen-MRT (4-Kammer-Blick).

MRT-Schichtbilder aus unterschiedlichen Datensätzen an der gleichen relativen Position zwischen der Herzspitze und der Mitralklappe zueinander korrespondieren.

2.1 Methoden

In einem Vorverarbeitungsschritt werden Lang- und Kurzachsen-MRT-Schichtbilder auf Basis ihrer DICOM Informationen in ein gemeinsames 3D Koordinatensystem transformiert. Zusätzlich wird die Position der Mitralklappe und der Herzspitze manuell sowie die Segmentierung der inneren und äußeren Begrenzung des Myokards, dem so genannten Endo- bzw. Epikard, semi-automatisch bestimmt [8].

Auf Basis dieser Daten wird im Rahmen dieser Arbeit zunächst der Abstand zwischen Mitralklappe und Apex berechnet. Entlang einer virtuellen Linie von Mitralklappenmittelpunkt zur Herzspitze werden sowohl die Schnittpunkte mit den originären Kurzachsen-MRT-Schichtbildern bestimmt als auch eine Menge von n äquidistanten Punkten $P_i(x)$ mit $i = (1, \dots, n)$ und $x \in \mathbb{R}^2$ konstruiert. Die Punkte P_i definieren die relativen Positionen, an denen die neuen Schichtbilder interpoliert werden (Abb. 2). Für die Interpolation wird das Verfahren der strukturhaltenden Interpolation verwendet [7]. Dabei wird zwischen den beiden räumlich benachbarten MRT-Schichtbildern ein Bewegungsfeld geschätzt welches anschließend für die Generierung des neuen Schichtbildes verwendet wird. Dadurch werden in den neu generierten Bilddaten bestehende Strukturen wie die Objektgrenzen des Myokards erhalten. Anschließend werden die Konturen des Endo- und Epikards aus den originären MRT-Schichtbildern unter Verwendung des Bewegungsfeldes auf die neu generierte Schicht adaptiert.

Für die Extraktion der lokalen Parameter wird das Myokard, repräsentiert durch die adaptierten myokardialen Konturen, in den interpolierten Schichten in 100 Segmente unterteilt. Dann wird für jedes Segment in der Phase der maximalen Kontraktion (Endsystole) und der maximalen Relaxion (Enddiastole) die lokale Dicke des Herzmuskels und die Position des Endokards extrahiert. Auf Basis dieser Werte kann dann die myokardiale Kontraktion und die endokardiale Bewegung für jedes Segment berechnet werden.

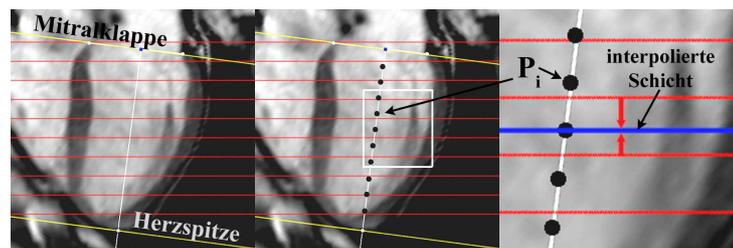


Abb. 2. Definition äquidistanter Punkte auf einer virtuellen Linie zwischen Mitralklappe und Herzspitze sowie die Generierung von n korrespondierender Schichten auf Basis der räumlich benachbarten originären Schichten.

2.2 Evaluation

Für die Evaluation des vorgestellten Verfahrens wurde ein Datensatz D_{Proband} mit 6mm Schichtabstand in zwei neue Datensätze D_1 , D_2 aufgeteilt, wobei jeweils alle ungeraden und alle geraden Schichten verwendet wurden (Abb. 3). Die resultierenden Datensätze D_1 und D_2 haben somit einen Schichtabstand von 12mm, was in etwa dem klinischen Standard von 10mm entspricht. In D_1 und D_2 wurde von erfahrenen Radiologen das Myokard segmentiert und visuell korrespondierende Schichten in D_1 und D_2 bestimmt. Anschließend wurden die oben beschriebenen lokalen Parameter aus den originären (D_1 , D_2) und den interpolierten Schichten (D_1^{ip} , D_2^{ip}) extrahiert, jeweils der erste Datensatz (D_1 bzw. D_1^{ip}) als BL und der zweite (D_2 bzw. D_2^{ip}) als FU definiert und schichtweise die mittlere Differenz über alle Segmente berechnet.

3 Ergebnisse

In Absprache mit den klinischen Kooperationspartner wurde die Anzahl der interpolierten Schichten auf $n = 10$ festgelegt, wobei die Nummerierung der Schichten vom apikalen zum basalen Bereich aufsteigend gewählt wurde. In Abbildung 4 sind schichtweise die über alle lokalen Segmente gemittelten Differenzen für die myokardiale Kontraktion (MK) dargestellt. Es wurde gemittelt über alle Schichten eine Reduktion der mittleren Differenzen von 1,3cm auf 0,3cm (MK) bzw. 1,0cm auf 0,4cm (endokardiale Bewegung) erzielt. Wobei für die Schichten 1 und 10 keine Differenzen berechnet wurden, da in den originären Bilddaten im basalen und im apikalen Bereich keine korrespondierenden Schichten definiert werden konnten.

4 Diskussion

Durch die Verwendung der Datensätzen eines Probanden sollten im optimalen Fall die mittleren Differenzen 0 sein. Somit zeigen die präsentierten Ergebnisse, dass mit dem vorgestellten Verfahren zur Generierung korrespondierender

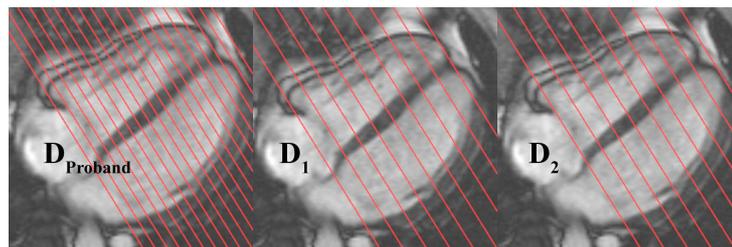
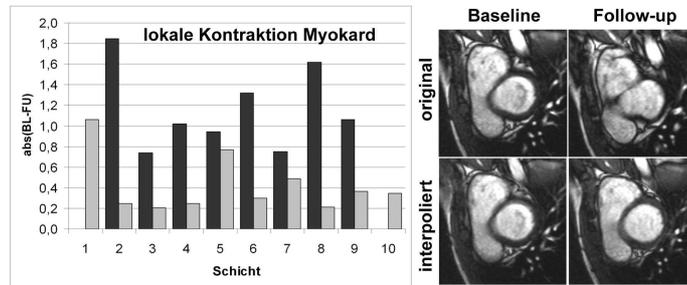


Abb. 3. Position und Orientierung der Kurzachsen-MRT-Schichtbilder eines Probanden mit einem geringem Schichtabstand von 6mm (links) und die daraus generierten Datensätze D_1 und D_2 mit einem von Schichtabstand 12mm.

Abb. 4. Schichtweise Gegenüberstellung der mittleren Differenzen auf Basis der originären (dunkel) und der interpolierten (hell) Daten. Vergleich der originären und der interpolierten MRT-Schichtbilder (BL, FU) im basalen Bereich des linken Ventrikels.



MRT-Schichtbilder die quantitative Auswertung der lokalen Parameter verbessert werden kann. Eine visuelle Beurteilung der Korrespondenz bestätigt die quantitativen Ergebnisse. Insbesondere im basalen Bereich des linken Ventrikels konnte die Ähnlichkeit der Daten erhöht werden. Abbildung 4 zeigt die als korrespondierend definierten Schichten (BL zu FU) aus den originären und die zu korrespondierenden Positionen generierten Bilddaten.

In näherer Zukunft sollen weitere MRT-Datensätze von Probanden analysiert werden, um die erzielten Ergebnisse zu verifizieren. Darüber hinaus ist geplant, die Interpolation der Schichten zu erweitern, so dass korrespondierende Schichten nicht nur parallel zu den originären MRT-Schichtbildern sondern auch parallel zur Mitralklappenebene generiert werden können. Es wird erwartet, dass dadurch die Extraktion lokaler Parameter weiter verbessert werden kann.

Literaturverzeichnis

1. Schelhase T, Weber S. Mortality statistics in Germany. Bundesgesundheitsblatt. 2007;50(7):969–976.
2. Alfakih K, et al. Normal human left and right ventricular dimensions for MRI as assessed by turbo gradient echo and steady-state free precession imaging sequences. J Magn Reson Imaging. 2003;17(3):323–329.
3. Montagnat J, et al. 4D deformable models with temporal constraints: application to 4D cardiac image segmentation. Med Image Anal. 2005;9(1):87–100.
4. Axel L, Montillo A, Kim D. Tagged magnetic resonance imaging of the heart: A survey. Med Image Anal. 2005;9(4):376–393.
5. Säring D, et al. Computer-assisted analysis of 4D cardiac MR image sequences after myocardial infarction. Methods Inf Med. 2006;45(4):377–383.
6. Lelieveldt BP, et al. Automated observer-independent acquisition of cardiac short-axis MR images: a pilot study. Radiology. 2001;221(2):537–542.
7. Ehrhardt J, Säring D, Handels H. Structure-preserving interpolation of temporal and spatial image sequences using an optical flow based method. Methods Inf Med. 2007;46(3):300–307.
8. Säring D, et al. Combination of short- and longaxis MR image sequences for 3D segmentation of the left ventricle. Procs MIE. 2008.