

Quantitative Analyse und Visualisierung der Herzfunktionen

Anne Sauer¹, Tobias Schwarz¹, Nicole Engel¹, Mathias Seitel¹,
Hannes Kenngott¹, Carsten Mohrhardt², Dirk Loßnitzer²,
Evangelos Giannitsis², Hugo A. Katus², Hans-Peter Meinzer¹

¹Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

²Abteilung für Innere Medizin III, Universitätsklinikum Heidelberg

a.sauer@dkfz-heidelberg.de

Kurzfassung. Die computergestützte bildbasierte Analyse der Herzfunktionen ist mittlerweile Standard in der Kardiologie. Die verfügbaren Produkte erfordern meist ein hohes Maß an Benutzerinteraktion und somit einen erhöhten Zeitaufwand. In dieser Arbeit wird ein Ansatz vorgestellt, der dem Kardiologen eine größtenteils automatische Analyse der Herzfunktionen mittels MRT-Bilddaten ermöglicht und damit Zeitersparnis schafft. Hierbei werden alle relevanten herzphysiologischen Parameter berechnet und mithilfe von Diagrammen und Graphen visualisiert. Diese Berechnungen werden evaluiert, indem die ermittelten Werte mit manuell vermessenen verglichen werden. Der hierbei berechnete mittlere Fehler liegt mit 2,85 mm für die Wanddicke und 1,61 mm für die Wanddickenzunahme immer noch im Bereich einer Pixelgröße der verwendeten Bilder.

1 Einleitung

Herz-Kreislauf-erkrankungen, insbesondere der Herzinfarkt, führten in Deutschland im Jahr 2007 zu über 350.000 Sterbefällen. Sie ist damit die häufigste Todesursache in Deutschland [1]. Aus diesem Grund ist die frühzeitige Diagnose von Herz-Kreislauf-erkrankungen bzw. die Ermittlung des Schweregrads von Erstinfarkten umso wichtiger, um bessere Präventionen, Nachuntersuchungen und Therapien bzw. chirurgische Eingriffe zu ermöglichen.

In der Kardiologie gibt es wichtige Kenngrößen, die aus nicht-invasiven Methoden, wie der medizinischen Bildgebung, gewonnen werden können. Diese herzphysiologischen Parameter helfen den Kardiologen bei der Diagnosefindung. Anhand von rechnergestützten Anwendungen können diese Parameter extrahiert und visualisiert werden, was zur Beschleunigung und Erhöhung der Reproduzierbarkeit der Diagnosefindung führt. Verschiedene kommerzielle Anbieter sowie verschiedene Forschungseinrichtungen haben bereits Lösungsansätze hierzu entwickelt. Dabei wurden verschiedene Schwerpunkte gesetzt, beispielsweise die Narbendetektion [2] und Analyse des rechten Ventrikels [3], sowie die myokardiale Perfusion [4].

Die genannten Lösungsansätze erfordern meist jedoch hohe Benutzerinteraktion (wie zum Beispiel die Eingabe von Parametern oder das Setzen einer Region), um eine möglichst fehlerfreie Segmentierung zu erreichen. Die hohe Benutzerinteraktion verlangt eine erhöhte Aufmerksamkeit des Benutzers über einen längeren Zeitraum. Des Weiteren kann die erhöhte Interaktion zu einer schlechteren Reproduzierbarkeit führen.

Um die geschilderte Problematik zu umgehen, werden in diesem Ansatz statistische Formmodelle (Shape Models) [5] [6] zur Segmentierung eingesetzt. Basierend auf dieser Segmentierung wird eine größtenteils automatische Auswertung erstellt. Die Benutzerinteraktion wird dadurch auf ein Minimum reduziert, wodurch die Arbeitsabläufe des Kardiologen beschleunigt werden. Zusätzlich ist es erstmals möglich longitudinale Ausmessungen des Herzventrikels automatisch zu erstellen.

2 Material und Methoden

Die Methoden wurden auf Basis der Software-Bibliotheken Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK), Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) und Visualization Toolkit (VTK) implementiert. Damit war es möglich auf bereits etablierte Algorithmen aufzubauen.

Der Workflow führt den Kardiologen in wenigen Schritten durch die Analyse des Herzens bis hin zur Ausgabe der in 2.2 beschriebenen herzphysiologischen Parameter. Um den Benutzer die Möglichkeit der Manipulation zu geben, wird momentan ein Wizardkonzept eingesetzt.

Der erste Schritt hierbei ist die Segmentierung des Endokards (Herzinnenwand) und des Epikards (äusserste Schicht der Herzwand). Dabei werden Shape Models, die auf einer grossen Anzahl von 3D+T MRT-Trainingsdaten basieren, zur automatischen Segmentierung eingesetzt. Hierbei wurden MRT-Bilddaten des Herzens mit einer räumlichen Auflösung von $1,84 \times 1,84 \times 5,0$ mm und einer zeitlichen Auflösung von 25 Zeitschritten verwendet, die einen kompletten Herzzyklus abbilden. Das Ergebnis ist eine zeitaufgelöste Oberfläche mit ihren zugehörigen Binärdaten.

Beim zweiten Schritt wird automatisch der Zeitpunkt der Endsystole und der Enddiastole aus der Oberfläche über volumetrische Unterschiede ermittelt. Diese beiden Zeitschritte sind für die meisten kardiologischen Parameter von zentraler Bedeutung, da es sich bei der Endsystole um die maximale Kontraktion und bei der Enddiastole um die maximale Entspannung des Ventrikels handelt. Daher bezieht sich die Auswertung im Normalfall auf diese beiden Zeitschritte. Es kann aber zusätzlich auch zeitlich weiter aufgelöst werden.

Der dritte Schritt beinhaltet die Ausrichtung der Herzachsen nach dem American Heart Association-Standard (AHA). Diese Ausrichtung ist wichtig für die räumliche Einteilung der Oberfläche in Segmente, wodurch die Projektion der Parameter auf eine etablierte Visualisierung (Bull's Eye 2.1) ermöglicht wird.

Der letzte Schritt ist die Auswertung. Dabei werden die in 2.2 beschriebenen herzphysiologischen Parameter berechnet und in standardisierten Diagrammen und Graphen ausgegeben.

2.1 Bull's Eye Plot

Das Bull's Eye ist ein kardiologisches Auswertungsdiagramm und wird für die Visualisierung kardiologischer Parameter eingesetzt. Die Standardeinteilung besteht aus 17 Segmenten (Abb. 1(f)). Das Ventrikel wird dabei in vier räumliche Bereiche eingeteilt: basal, mid, apical sowie den Apex [7].

Die Projektion der Oberfläche auf das Bull's Eye erfolgt anhand von Schnitten durch die Ergebnisoberfläche. Die Schnittebenen werden entlang der sagitalen Ventrikelachse ermittelt (Abb. 1(e)). Aus den einzelnen Schnitten resultieren kreisähnliche Polygone. Die Werte, die aus den Punkten der Polygone gewonnen werden, werden auf die Punkte innerhalb der Bull's Eye Segmente projiziert. Die Ausrichtung des Polygons erfolgt momentan noch durch eine Richtungsangabe des Benutzers.

2.2 Kardiologische Parameter

Bei der hier beschriebenen Analyse der Herzfunktionen gibt es folgende Standardparameter: Volumen des Ventrikels in Endsystole- und Enddiastole, Schlagvolumen (stroke volume), Auswurfraction (ejection fraction), Herzminutenvolumen (cardiac output), Wandmasse (wall mass) und Herzindex (cardiac index). Des Weiteren gibt es die Wandbewegung (Wall Motion), Wanddicke (Wall Thickness) und Wanddickenzunahme (Wall Thickening), die sowohl global als auch lokal berechnet werden [9]. Sie werden im Bull's Eye visualisiert. Da diese Arbeit auf Shape Models basiert, konnten die zuletzt genannten Parameter wie folgt berechnet werden.

- *Wandbewegung*: Die Wall Motion beschreibt die Bewegung des Herzmuskels innerhalb eines Herzzyklus. Hierbei wird ein Verschiebungsvektorfeld

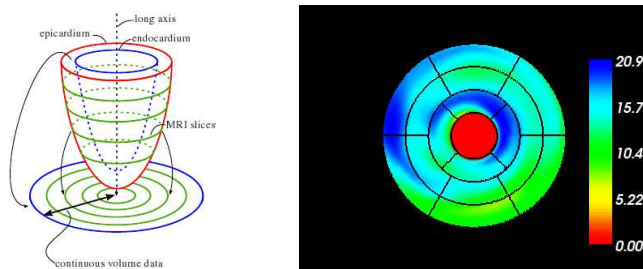


Abb. 1. Projektion der Oberfläche auf das Bull's Eye [8] (links); ein Bull's Eye der Wandbewegung (rechts)

Tabelle 1. Mittlerer Fehler der Wanddicke und Wanddickenzunahme gegenüber der Messung durch einen Experten.

	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
Wanddicke	2,85	2,68
Wanddickenzunahme	1,61	1,93

zwischen den Stützpunkten (Landmarken) der Endokardoberfläche des end-systolischen und des enddiastolischen Zeitschritts berechnet. Shape Models geben hier die Möglichkeit Landmarken-Korrespondenzen zu bilden. Dies wird erreicht durch die Verwendung eines Verfahrens zur Optimierung der Landmarken[10]. Anhand der Beträge der Vektoren kann die zurückgelegte Distanz berechnet werden.

- *Wanddicke*: Die Myokardwanddicke wird während der Enddiastole anhand des Abstands zwischen Endokardoberfläche und Epikardoberfläche bestimmt.
- *Wanddickenzunahme*: Die Wanddickenzunahme wird anhand der Differenz der Wanddicke zur Zeit der Endsystole und Enddiastole für jeden Punkt (lokal) berechnet.

Aufgrund der bereits erstellten Oberfläche können erstmals verschiedene longitudinale Ausmessungen automatisch berechnet werden, insbesondere die Ausmessung des Ventrikels vom Apex zur Mitralklappe zum Zeitpunkt der Enddiastole (mitral annular plane systolic excursion, MAPSE).

3 Ergebnisse

Zur Evaluation der Anwendung wurden verschiedene Parameter betrachtet. Zum einen von klinischem Interesse ist der benötigte Zeitaufwand für die Analyse eines kompletten Datensatzes. Der Hauptzeitaufwand entfällt hierbei auf die Segmentierung der zeitaufgelösten Daten. Diese kann je nach Bildmaterial und Anzahl der Zeitschritte bis zu vier bis fünf Minuten dauern. Da der Segmentierungsschritt automatisch abläuft, kann die Berechnung im Hintergrund geschehen. Die eigentliche Auswertung der herzphysiologischen Parameter beträgt anschließend lediglich eine Minute bei minimal benötigter Benutzerinteraktion.

Zum anderen wurde zur quantitativen Validierung der Parameterbestimmung die minimalen, maximalen und mittleren Werte der Wanddicke und Wanddickenzunahme auf fünf Datensätzen mit der Anwendung im 3D-Raum bestimmt. Diese wurden mit den von Hand vermessenen Daten eines kardiologischen Experten verglichen. Dabei bezog sich der Experte auf drei Segmente jedes Datensatzes, die er besonders gut ausmessen konnte. Die manuellen Daten wurden gemäß des Standards wie in [9] beschrieben im 2D-Raum erhoben. Die bisherigen Ergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde eine größtenteils automatische Anwendung zur Analyse von herzphysiologischen Parametern vorgestellt. Diese basiert auf einer Segmentierung mithilfe von statistischen Formmodellen, anhand derer schnell und intuitiv eine Auswertung und Visualisierung erstellt werden kann.

Die Evaluation hat gezeigt, dass zwischen den Ergebnissen einer manuellen Vermessung und der automatischen noch Differenzen bestehen. Man sieht jedoch im Vergleich der Daten, dass dieser Fehler überwiegend auf die lokal ungenaue Segmentierung zurückzuführen ist. Zu beachten ist hierbei, dass der Fehler in der Größenordnung der räumlichen Bildauflösung liegt und deshalb im Mittel nur eine Abweichung von einem Pixel darstellt.

Um eine segmentierungsunabhängige Evaluation zu erhalten, ist eine umfangreiche Studie an einem Phantom geplant. Hierbei soll die automatische und manuelle Vermessung eines adaptierten Lungenbeatmungsphantoms verglichen werden. Des Weiteren soll die Applikation als Basis für weitere kardiologische Auswertungsmöglichkeiten dienen. Beispielsweise sollen eine automatische Reporterstellung sowie erweiterte Visualisierungsmöglichkeiten hinzugefügt werden. Wir hoffen, dass unsere Ergebnisse zu einer besseren Akzeptanz computergestützter Methoden in der kardiologischen Diagnostik und einer besseren Integration in den klinischen Workflow führen.

Literaturverzeichnis

1. Bundesamt S. Gesundheitsberichterstattung des Bundes; 2008. www.gbe-bund.de.
2. Säring D, Stork A, Juchheim S, et al. HeAT: A software assistant for the analysis of LV remodeling after myocardial infarction in 4D MR follow-up studies. *LNCS*. 2006; p. 537–543.
3. Wesarg S. Automatisierte Analyse und Visualisierung der Koronararterien und grossen Kavitäten des Herzens für die klinische Anwendung. TU Darmstadt, Fachbereich Informatik; 2007.
4. Oeltze S, Kuss A, Hennemuth A, et al. Integrierte Visualisierung von Anatomie und Perfusion des Myokards zur Früherkennung der Koronaren Herzkrankheit. *BVM*. 2006.
5. Heimann T. Statistical shape models for 3D medical image segmentation. University of Heidelberg; 2008.
6. Schwarz T, Heimann T, Wolf I, et al. 3D heart segmentation and volumetry using deformable shape models. *Proc Comp Cardiol*. 2007.
7. Cerqueira MD, Weissmann NJ, Dilsizian V. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. *Circulation*. 2002; p. 5.
8. Termeer M, Bescos JO, Breeuwer M, et al. CoVICAD: Comprehensive visualization of coronary artery disease. *IEEE Trans Vis Comput Graph*. 2007;13:1632–1639.
9. Schulte B, Bolt A, Beyer D. MRT des Herzens und der Gefässe. Springer Berlin Heidelberg; 2005. 978-3-540-22209-5.
10. Heimann T, Wolf I, Williams TG, et al. 3D active shape models using gradient descent optimization of description length. *Inf Process Med Imaging*. 2005;19:566–577.