

Analyse des linken Ventrikels nach AHA-Richtlinien unter Verwendung von VTK

Stefan Wesarg ^{*}, Christian Dold ^{*}, Tonio Tadge und Mathias Seitel [†]

^{*} Fraunhofer IGD, Cognitive Computing & Medical Imaging, Darmstadt

[†] GE India Technology Centre Pvt. Ltd., Bangalore, India

Email: stefan.wesarg@igd.fraunhofer.de

Zusammenfassung. Die Analyse des linken Ventrikels basierend auf dynamischen 4D-Bilddaten (3D-Volumen + Zeit) stellt für die Kardiologie eine wichtige Methode zur Diagnose von Herzproblemen dar. Durch eine Untersuchung der Wandbewegung und der damit verbundenen Volumenänderung lassen sich ischämische Bereiche des Herzens erkennen. Zur einheitlichen Darstellung der Ergebnisse hat die American Heart Association (AHA) die Verwendung eines Bull's-Eye-Displays empfohlen. Diese Arbeit präsentiert eine vollautomatische Analyse des linken Ventrikels basierend auf dessen Segmentierung. Dabei werden die die Wandbewegung und die Volumenänderung beschreibenden Größen aus den Ergebnissen einer vorangehenden Segmentierung des Ventrikels berechnet und AHA-konform dargestellt. Zur Visualisierung wird dabei das Toolkit VTK verwendet, das um ein Bull's-Eye-Display-Widget erweitert wird.

1 Einführung

Dynamische 4D-Bildaufnahmetechniken (3D-Volumen + Zeit) wie Kernspintomographie (MRT), Computertomographie (CT) und Ultraschall (U/S) ermöglichen eine nicht-invasive Untersuchung des schlagenden Herzens. Eine Blutunterversorgung der Herzwand – eine sogenannte Ischämie – ist meist mit einer Bewegungsstörung einzelner Bereiche verbunden. Diese sind durch eine eingeschränkte Beweglichkeit (Hypokinesie), einen Stillstand während Systole und Diastole (Akinesie), eine systolische Auswärtsbewegung (Dyskinesie), einen verschobenen Bewegungsablauf (Asynchronie) oder ein Aneurysma gekennzeichnet. Eine Analyse dynamischer Herzbilddaten ermöglicht eine frühzeitige und genaue Erkennung der Lage und des Ausmaßes einer Wandstörung.

Zur Durchführung einer Herzanalyse werden herkömmlicherweise Endokard und/oder Myokard zunächst in allen 2D-Schichten segmentiert. In vielen Fällen ist dies noch immer ein manueller Prozeß. Doch es gibt in letzter Zeit einige Bestrebungen, den Segmentierungsprozeß soweit wie möglich zu automatisieren [1, 2, 3]. Die Analyse der Segmentierungsergebnisse beschränkt sich in der Literatur oft auf die Bestimmung von nur Volumen-bezogenen Größen wie Ejection Fraction [2]. Im Falle einer Myokardsegmentierung werden zusätzlich häufig noch Wanddicke und Myokardmasse berechnet [4].

Um eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Bildmodalitäten in der Kardiologie zu ermöglichen, empfiehlt sich eine Standardisierung in Bezug auf Orientierung der Bilddaten und Einteilung des linken Ventrikels in zu untersuchende Segmente. Folgerichtig hat die American Heart Association (AHA) dementsprechende Empfehlungen veröffentlicht [5]. Sie schlägt für die Bildgebung des Herzens die Aufnahme von Kurz-Achsen-Ansichten vor, und außerdem soll das Herz zur Analyse in 17 Segmente zerlegt und zur Darstellung des zugehörigen Ergebnisses ein sogenanntes “Bull’s-Eye-Display” verwendet werden.

Im folgenden wird ein Ansatz zur vollautomatischen Analyse des linken Ventrikels basierend auf einer vorhergehenden Segmentierung desselben vorgestellt. Dabei folgen wir den Empfehlungen der AHA bezüglich der Einteilung des Ventrikels in die entsprechenden Segmente, für die die beiden Größen *Wandbewegung* und die damit verbundene *Änderung des regionalen Ventrikelvolumens* berechnet werden. Zur Visualisierung der Analyseergebnisse wird VTK (The Visualization Toolkit, Kitware, Inc., www.vtk.org) um ein entsprechendes Widget zur Generierung eines Bull’s-Eye-Displays erweitert.

2 Methoden

Die von uns entwickelte Analyse geht von einer Segmentierung des linken Ventrikels (Endokard) aus [3]. In deren Ergebnis sind die Schichtbilder in AHA-konformer Weise (senkrecht zur linksventrikulären langen Achse, Septum linksseitig) ausgerichtet. Da bei einer auf das Endokard beschränkten Segmentierung die Herzspitze selbst nicht enthalten ist, verbleiben 16 Segmente für die Analyse.

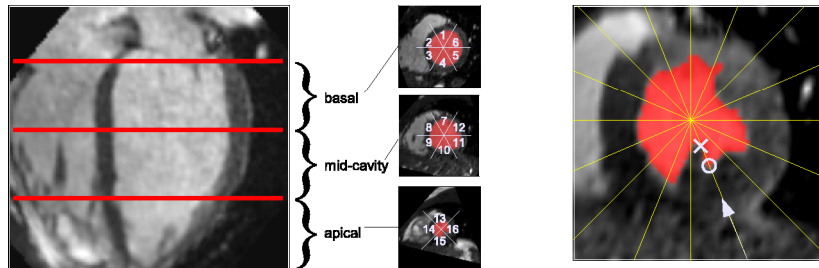
Zunächst wird der Schwerpunkt des segmentierten Gebietes in jedem Schichtbild berechnet und daraus die Lage der langen Achse bestimmt [6]. Nächster Schritt der Analyse ist die Einteilung des linken Ventrikels entlang dessen langer Achse in drei gleich große Abschnitte – basal, mid-ventrikulär und apikal. Dabei wird die Anzahl der Kurzachsen-Schichten entsprechend gleichmäßig auf die drei Bereiche verteilt. Für den basalen und den mid-ventrikulären Bereich erfolgt anschließend eine Unterteilung in sechs 60° große Winkelabschnitte beginnend bei 60° und im mathematisch positiven Sinn verlaufend. Der apikale Bereich wird entsprechend in vier 90° große Abschnitte beginnend bei 45° aufgeteilt (Abb. 1).

Die Bestimmung des linksventrikulären Volumens erfolgt ebenso wie die Berechnung der regionalen Volumina der 16 Segmente durch Auszählen der zum segmentierten Bereich gehörenden Voxel und anschließende Multiplikation mit der Voxelgröße. Die von uns berechneten Werte werden dabei in *ml* angegeben.

Für die Berechnung der Wandbewegung wird der Endokardrand von der Herzachse aus in radialer Richtung bestimmt. Die bei dem verwendeten Region-Growing-Ansatz nicht mitsegmentierte Papillarmuskulatur verursacht “ballonartige Einstülpungen” vorwiegend im mid-ventrikulären Bereich. Um die dadurch bedingten Fehler möglichst klein zu halten, wird die radiale Suche des Endokardrandes vom Bildrand aus zur langen Achse hin durchgeführt (Abb. 1).

Für die so bestimmten, zu einem Zeitpunkt im Herzzyklus gehörenden Randpunkte wird der Betrag der Wandverschiebung relativ zum vorherigen Zeitpunkt

Abb. 1. Das linke Ventrikel (LV) wird automatisch in drei Bereiche eingeteilt (links) und “Tortensteinen” zugeordnet – basal (1–6), mid-ventrikulär (7–12) und apikal (13–16) (Mitte). Der Endokardrand wird vom Bildrand aus entlang radialer Strahlen (Ursprung: lange Achse des LV) gesucht. Bei ballonartigen Einstülpungen durch die Papillarmuskulatur liegt der gefundene Rand weiter außen (Kreis) als bei einer Suche beginnend bei der langen Achse (Kreuz) (rechtes Bild).



berechnet, und anschließend werden zwei Parametersätze generiert: 1. die akkumulierte Wandverschiebung über einen kompletten Herzzyklus (zeitliche Integration) und 2. die über alle Sampling-Punkte jeweils eines der 16 Segmente gemittelte Wandverschiebung (räumlicher Durchschnitt). Entsprechend wird pro Segment der Betrag der Volumenänderung über einen Herzzyklus berechnet.

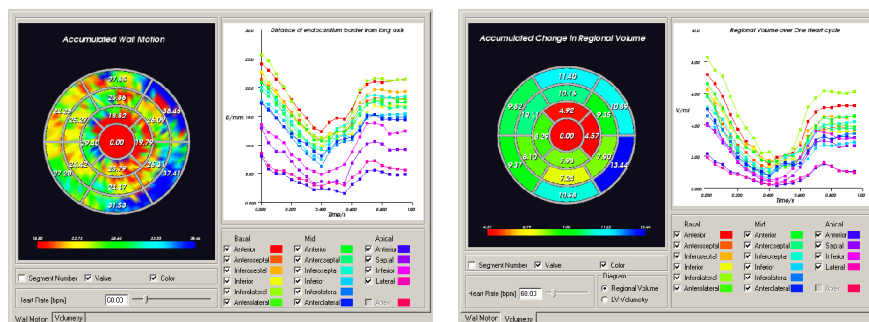
Die Darstellung der akkumulierten Parameter erfolgt AHA-konform [5] in einem Bull's-Eye-Display. Dafür wurde ein neues VTK-Widget entwickelt, das sich komfortabel handhaben lässt. Die gemittelte Wandbewegung bzw. das regionale Volumen wird in einem x-y-Plot (Verschiebung bzw. Volumen über die Zeit) angezeigt, der farbkodiert die Graphen aller 16 Segmente enthält.

Zum Test unserer Analyse verwendeten wir die Segmentierungsergebnisse [3] von MRT-Datensätzen – zwei aufgenommen als axiale Schichten (25 Herzphasen) und elf aufgenommen in Kurzachsen-Schichten (20 Herzphasen). Zusätzlich wurde die Analyse noch auf den Segmentierungen zweier U/S-Datensätze (transösophageale Echokardiographie) (24 Herzphasen) getestet.

3 Ergebnisse

Die oben genannten Datensätze wurden mit dem hier vorgestellten Ansatz analysiert. Für alle Patienten wurden die Bull's-Eye-Displays für die akkumulierte Wandbewegung und die Änderung des regionalen Ventrikelvolumens sowie die x-y-Plots für den Abstand des Endokardrandes von der langen Achse und die regionalen Volumina vollautomatisch generiert (Abb. 2). Die Kurven für die Volumina waren dabei im allgemeinen glatter als die für die Wandbewegung. Der Grund dafür liegt im stärkeren Einfluß der Änderung der Papillarmuskulatur während des Herzzyklus' auf die Variation der Wandbewegung als es für das regionale Volumen der Fall ist, wo diese Effekte eher ausgeglichen werden.

Abb. 2. LV-Analyse eines gesunden Patienten: Die Bull's-Eye-Displays und x-y-Plots zeigen keine Auffälligkeiten (MRT-Kurz-Achsen-Aufnahmen mit $1.3 \times 1.3 \times 8 \text{ mm}^3$ Auflösung). Das entwickelte User-Interface stellt die relevanten Daten kompakt dar, die Kurven für einzelne Segmente können ein- und ausgeblendet werden.



Die Qualität der Analyse und dessen klinische Nutzbarkeit wurden durch einen Vergleich der Ergebnisse mit dem einer manuellen Befundung durch Kardiologen evaluiert. Bei fünf der insgesamt 13 MRT-Datensätze lagen den klinischen Angaben zufolge hypokinetische bzw. akinetische Wandbewegungsstörungen vor. In allen diesen Fällen zeigten sich Auffälligkeiten in der Form der generierten x-y-Plots – ein “Flattern” bzw. eine Abflachung der Kurven – und in der Farbverteilung der Bull's-Eye-Displays (Abb. 3). Unsere Analyse ermöglichte hier also eine zuverlässige Detektion einer Pathologie des linken Ventrikels.

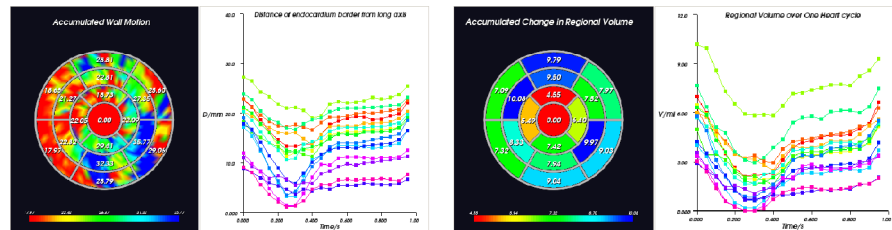
Für die anderen acht MRT-Daten wurden keine Auffälligkeiten gefunden, ebenso nicht für die zwei U/S-Datensätze – es handelte sich hier um Patienten ohne Herzmuskelprobleme. Für die Analyse spielte es dabei keine Rolle, mit welcher Bildmodalität die Daten akquiriert wurden. Selbst im Falle der U/S-Daten, wo das Segmentierungsergebnis aufgrund des starken Bildrauschens nicht optimal war, konnte eine Analyse mit einer von klinischer Seite akzeptablen Qualität durchgeführt werden.

4 Diskussion

Die Tests der von uns entwickelten automatischen Analyse der Wandbewegung des linken Ventrikels zeigen, daß mit diesem Verfahren Pathologien des Herzens in Übereinstimmung mit einer manuellen klinischen Diagnose detektiert werden können – allerdings deutlich schneller (unter 1 s). Die verwendete Datenbasis ist noch recht klein, doch konnte das Potential unserer Methode gezeigt werden. Eine geplante, klinische Evaluation mit vermehrt pathologischen Patientendaten wird eine genauere Evaluation der hier vorgestellten Analyse ermöglichen.

Herauszustellen ist, daß unsere Analyse-Methode zu den Empfehlungen der AHA konform ist und auf Grund der Unabhängigkeit von der verwendeten Bild-

Abb. 3. LV-Analyse für Patient mit Hinterwandinfarkt und daraus resultierende hypokinetische und akinetische Wandbewegungsstörungen: Die Kurven sind in der diastolischen Phase stark abgeflacht, die Wandbewegung im septalen Bereich (basal und mid-ventrikulär) ist sehr gering. (Aufnahmeparameter wie oben)



modalität eine Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Bildaufnahmetechniken ermöglicht. Das entwickelte VTK-Widget für die Darstellung der akkumulierten Wandverschiebung in einem Bull's-Eye-Display ist einfach handhabbar und kann flexibel eingesetzt werden. Es ist vorgesehen, dieses Widget der VTK-Entwicklergemeinschaft zur Verfügung zu stellen.

Literaturverzeichnis

1. Jolly MP, Duta N, Funke-Lea G. Segmentation of the Left Ventricle in Cardiac MR Images. In: 8th International Conference on Computer Vision. vol. 1 of Proc. of IEEE; 2001. p. 501–508.
2. Corsi C, Lamberti C, Battani R, et al. Computerized quantification of left ventricular volumes on cardiac magnetic resonance images by level set method. In: et al HULemke, editor. Computer Assisted Radiology and Surgery. vol. ICS 1268 of Proc. of the 18th CARS 2004. Elsevier; 2004. p. 1114–1119.
3. Dold C, Wesarg S, Firls EA, Seitel M. 4D-Segmentierung des linken Ventrikels basierend auf Region Growing und einer speziellen Bildaufbereitung angewendet auf CT, MR und U/S. In: Tolxdorff T, et al, editors. Bildverarbeitung für die Medizin 2005 - Algorithmen, Systeme, Anwendungen. Informatik Aktuell. Springer; 2005.
4. Holman ER, Buller VGM, de Roos A, et al. Detection and quantification of dysfunctional myocardium by magnetic resonance imaging: A new three-dimensional method for quantitative wall-thickening analysis. American Heart Association, Inc.; 1997. <http://www.circulationaha.org>.
5. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart. American Heart Association, Inc.; 2002. <http://www.circulationaha.org>.
6. Wesarg S, Seitel M, Firls EA, Dold C. AHA conform visualization of conventionally acquired cardiac CT data using the toolkits itk and vtk. In: Lemke HU, et al, editors. Computer Assisted Radiology and Surgery. vol. ICS 1268 of Proc. of the 18th CARS 2004. Elsevier; 2004. p. 1096–1101.