

Kontinuierliche Wanddickenbestimmung und Visualisierung des linken Herzventrikels

Lars Dornheim, Peter Hahn, Steffen Oeltze, Bernhard Preim, Klaus D. Tönnies

Institut für Simulation und Graphik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
lars@isg.cs.uni-magdeburg.de

Kurzfassung. Zur Bestimmung von Defekten in der Herzfähigkeit kann die Veränderung der Wanddicke des linken Ventrikels in zeitlichen MRT-Aufnahmesequenzen gemessen werden. Derzeit werden für diese Bestimmung im allgemeinen nur die aufwändig manuell erstellte Segmentierungen der Endsystole und Enddiastole benutzt.

Wir stellen ein bis auf die Startpunktinitialisierung automatisches Verfahren zur Bestimmung der Wanddicke des linken Ventrikels und ihrer Veränderung vor, das auf einer vollständigen Segmentierung der Herzwand in allen Zeitschritten durch ein dynamisches dreidimensionales Formmodell (Stabiles Feder-Masse-Modell) basiert. Dieses Modell nutzt bei der Segmentierung neben der Grauwertinformation eines Zeitschrittes auch die Segmentierungen der anderen Zeitschritte und ist so aufgebaut, dass die Wanddicken direkt gemessen und visualisiert werden können. Auf diese Weise werden die lokalen Wanddickenextrema über den gesamten Aufnahmezeitraum detektiert, auch wenn sie nicht in die Endsystole bzw. -diastole fallen.

Das Verfahren wurde auf sechs 4D-Kardio-MRT-Datensätzen evaluiert und stellte sich als sehr robust bzgl. der einzig nötigen Interaktion heraus.

1 Einleitung

Lokale Defekte des Herzmuskels (Myokard) in Folge koronarer Herzerkrankung verursachen Einschränkungen der Leistungsfähigkeit des Herzens. Durch Perfusionsanalyse von Kardio-MRT-Aufnahmen kann das geschädigte Gewebe sichtbar gemacht werden. Für die Beurteilung der Auswirkungen auf die verbliebene Kontraktionsfähigkeit des Myokards ist jedoch eine funktionelle Analyse notwendig. Neben der Bestimmung globaler Funktionsparameter (Schlagvolumen, Auswurffraktion) konzentriert sich ein wesentlicher Teil aktueller Forschung auf die Analyse von Bewegungs- und Deformationsparametern wie Wanddickenveränderung und Wandbewegung des Myokards.

Derzeit findet die überwiegende Zahl klinischer Untersuchungen auf der Basis manuell erzeugter Segmentierungen statt. Bedingt durch den dadurch entstehenden hohen Arbeitsaufwand, werden zur Bestimmung der Wanddickenveränderungen daher oft nur die Endsystole und -diastole betrachtet, obwohl in den zeitlichen MRT-Daten ein vollständiger Herzzyklus vorhanden ist. Das hierfür am häufigsten [1] eingesetzte Verfahren ist die Centerline-Methode [2].

Eine Reihe existierender Arbeiten setzt sich mit der funktionellen Analyse und Modellierung des Myokards auseinander. Dabei liegt der Schwerpunkt der Arbeiten auf der Modellierung und Visualisierung. Viele Arbeiten benötigen als Eingabe weiterhin eine auf manueller Abgrenzung oder einfachen bildbasierten Verfahren beruhende Segmentierung (z. B. Schwellenwertverfahren). So stellen Euseman et al. [3] die Analyse funktionaler Parameter mittels eines deformierbaren Modells vor, welches eine manuelle Segmentierung des gesamten Herzzyklus voraussetzt. Bardin et al. [4] nutzen Superquadriken, um durch Schwellenwertverfahren aus einer CT-Sequenz gewonnene Segmentierungen des Myokards zu modellieren. Montagnat et al. [5] setzen Simplex-Meshes zur 4D-Segmentierung des linken Ventrikels in MRT-Daten ein. Interessant ist, dass hier neben Raum- auch Zeitbedingungen einfließen. Die Initialisierung ist jedoch sehr aufwändig und die resultierenden Segmentierungen scheinen zu grob für eine Wanddickenbestimmung. Wesarg et al. [6] stellen ein automatisches Verfahren zur Bestimmung von Wanddickenveränderung und Wandbewegung vor, welches auf einer Kette bildbasierter Verfahren und Radialstrahlen basiert und bis auf eine Glattheitsbedingung kein weiteres Modellwissen nutzt. Kuehnel et al. [7] verwenden ein modifiziertes Region-Growing zur Segmentierung des linken Ventrikelvolumens sowie ein Active-Shape-Modell zur Segmentierung des Myokards.

2 Material und Methoden

In dieser Arbeit wird ein Stabiles Feder-Masse-Modell (SMSM) [8] des linken Herzventrikels, nach erfolgter manueller Initialisierung im ersten Zeitpunkt in jedem weiteren Zeitpunkt dynamisch und automatisch an die Bilddaten angepasst, um so die Wanddicke des linken Ventrikels zu jedem Zeitpunkt berechnen zu können.

Dieses Modell ist ein allgemeines, nicht patienten-spezifisches Modell. Es wurde aus einem durchschnittlichen, patienten-spezifischen Modell erstellt, dessen individuelle Merkmale durch deutliche Glättungen entfernt wurden. Es besteht aus zwei miteinander vernetzten Masse-Schichten, welche die innere und die äußere Grenze der Herzwand modellieren (Abb. 1). Diese Massen sind mit Daten-

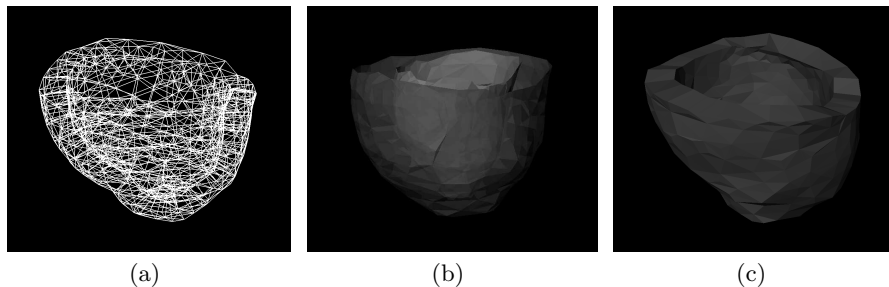


Abb. 1. (a): verwendetes Stabiles Feder-Masse-Modell. (b), (c): Farbkodierung der Wanddickenveränderung auf der äußeren bzw. der gesamten Modelloberfläche (rot: hohe / blau: geringe Wanddickenvariabilität).

Tabelle 1. Segmentierungsgüte der modellbasierten Segmentierungen im Vergleich zum Goldstandard

| Datensatz | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|--|------|------|------|------|------|------|
| mittlere Oberflächendistanz in mm (Systole) | 2.8 | 2.0 | 2.4 | 1.9 | 4.1 | 2.2 |
| Tanimoto-Koeffizient (Systole) | 0.46 | 0.61 | 0.53 | 0.66 | 0.39 | 0.63 |
| mittlere Oberflächendistanz in mm (Diastole) | 1.6 | 1.8 | 2.3 | 1.9 | 2.0 | 1.8 |
| Tanimoto-Koeffizient (Diastole) | 0.60 | 0.54 | 0.44 | 0.58 | 0.44 | 0.57 |

sensoren assoziiert, die die Masse-Schichten zu Kanten im Bilddatensatz ziehen. Dabei werden nur Kanten im Datensatz betrachtet, deren Normalenrichtung denen im Modell ähnlich sind. Weitere Massen liegen innerhalb der modellierten Herzwand und im Inneren des modellierten Ventrikels, deren assoziierte Sensoren sie zu den entsprechenden, an ihren Positionen im Modell erwarteten Intensitäten (niedrige Intensitäten innerhalb der Herzwand und hohe im Ventrikelinneren) streben lassen.

Beide Masse-Schichten bestehen aus feinen, topologisch äquivalenten Dreiecksnetzen, deren jeweils korrespondierenden Massen durch Federn direkt verbunden sind. Dadurch kann die Wanddicke für jeden Zeitpunkt direkt aus dem angepaßten Modell abgelesen werden.

Die Segmentierung erfolgt durch sukzessive Modellsimulation auf den 3D-Datensätzen aller Zeitschritte. Im ersten Zeitpunkt muss das Ventrikelmodell durch einen Mausklick grob auf dem linken Ventrikel im Datensatz platziert werden. Danach wird das Modell vollautomatisch angepasst, bis es konvergiert. Auf Grund der zeitlichen Kohärenz der Bilder kann das Modell im nächsten Zeitschritt von der Position und mit der Form starten, die es bei der Konvergenz im vorigen Zeitschritt hatte, was erneute Initialisierungen unnötig macht.

Nach der vollständigen Segmentierungen aller Zeitschritte kann aus den Längen der die beiden Masse-Schichten verbindenden Federn direkt die Dicke verschiedener Wandstellen zu jedem Zeitpunkt abgelesen werden. Die Segmentierung kann schichtweise, dreidimensional oder über die Zeit visualisiert werden. Zudem wird die Variabilität der Wanddicke w (siehe Gleichung (1)) farbkodiert auf der Ventrikelmodelloberfläche oder im Bulls-Eye-Plot der American Heart Association dargestellt (Abb. 1(b),(c)). Des Weiteren ist die dynamische Darstellung der Ventrikelbewegung möglich.

$$v = \frac{w_{max} - w_{min}}{w_{min}} \quad (1)$$

3 Ergebnisse

Das Verfahren wurde auf sechs uns zur Verfügung stehenden 4D-Kardio-MRT-Datensätzen evaluiert, die jeweils einen kompletten Herzzyklus beinhalten. Die Datensätze haben eine Auflösung von $208 \times 256 \times 10 \times 30$ Voxel bei einer Voxelgröße von $1,4 \text{ mm} \times 1,4 \text{ mm} \times 6,0 \text{ mm}$ in Zeitschritten von ca. 0.045 sec gemessen. Für

Tabelle 2. minimale, durchschnittliche und maximale Wanddickenvariabilität v der modellbasierten und manuellen Segmentierungen

| Datensatz | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-----------------------------------|------|------|------|------|------|------|
| minimal (modell-basiert) | 0.04 | 0.02 | 0.03 | 0.03 | 0.10 | 0.07 |
| durchschnittlich (modell-basiert) | 0.26 | 0.43 | 0.57 | 0.41 | 0.67 | 0.50 |
| maximal (modell-basiert) | 0.40 | 0.80 | 1.06 | 1.00 | 1.33 | 1.03 |
| minimal (manuell) | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| durchschnittlich (manuell) | 0.46 | 0.62 | 0.69 | 0.78 | 0.54 | 0.92 |
| maximal (manuell) | 1.30 | 3.30 | 2.63 | 2.94 | 1.89 | 2.91 |

die Modellanpassung wurden die Datensätze auf isotrope Voxel (Kantenlänge 1,4 mm) reformatiert und durch anisotrope Diffusion geglättet.

Die Modelle wurden jeweils durch einen Mausklick ungefähr in der Mitte des linken Ventrikels initialisiert. Die automatische Segmentierung erfolgte dann jeweils in ca. 6,5 Minuten auf einem Standard-PC (P4, 3.2 GHz, 1 GB RAM).

Als Goldstandard lagen manuelle Segmentierungen der Endsystole bzw. Enddiastole des linken Ventrikels vor, die von einem Experten angefertigt wurden. Für diese Zeitpunkte wurde die Segmentierungsgüte ermittelt. Tab. 1 zeigt die Tanimoto-Koeffizienten [9] und mittleren Oberflächendistanzen für die 6 vorhandenen Datensätze. Tab. 2 gibt einen Überblick über die gemessenen Wanddickenvariabilitäten v in den modellbasierten bzw. manuellen Segmentierungen.

Die Segmentierung des linken Ventrikels mit dem vorgestellten Stablen Feder-Masse-Modell war sehr robust gegenüber seiner Startplatzierung. Verschiedenste Startpunkte des Modells innerhalb des Ventrikellinneren führten stets zu einer immer ähnlichen und guten Segmentierung (siehe Abb. 2). Grund für dieses Verhalten sind die über das gesamte Volumen verteilten Intensitätssensoren des Modells, die schon bei einer geringen Startüberlappung das Modell zielstrebig an die richtige Position steuern, bevor die Kantenanpassung an die Zielstruktur durch die Kantensensoren erfolgt. Lediglich die Abgrenzung der äußeren Ventrikelwandbegrenzung war in einigen Fällen auf Grund der unklaren Kanteninformation einiger Bereiche problematisch.

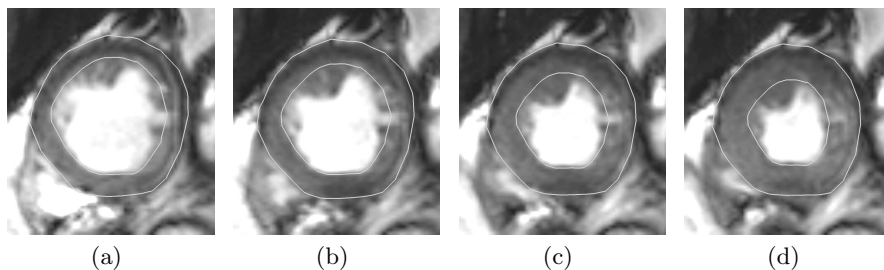


Abb. 2. erfolgreiche Segmentierung des linken Ventrikels mit einem Stablen Feder-Masse-Modell (Ausschnitte einer Zeitsequenz von der Diastole **(a)** zur Systole **(d)**)

4 Diskussion

Die Ergebnisse aus Abschnitt 3 zeigen, dass sowohl die Segmentierungen, aber auch die Wanddickenvariabilitäten im Bereich der Goldstandards liegen. Weiterhin ist in der zeitlichen Visualisierung des angepassten Ventrikelmodells deutlich die sich drehend zusammenziehende Bewegung des linken Ventrikels zu sehen. Zukünftig gilt es zu untersuchen, in wie weit die Bildwertkorrespondenz unseres Modells mit den einzelnen Organregionen auch über die Zeit erhalten bleibt (z. B. durch Nutzung getagter MRT-Aufnahmen) und somit auch eine Analyse der Drehbewegung des Myokards zulässt.

Mit Hilfe unserer Ergebnisse können pathologische Veränderungen in der Herzbewegung deutlicher als bisher (z. B. in Volume-Rendering-Sequenzen) aufgespürt werden. Zudem vermitteln die farbkodierten dreidimensionalen Modell-darstellungen einen klaren Eindruck über die geschädigten Ventrikelwandregionen, die zum Teil deutlich über die eigentliche, in der Perfusionsaufnahme zu sehende Infarktnarbe hinausgehen und so gezielter therapiert werden können.

Zusammenfassend ermöglicht die vorgestellte halbautomatische Ventrikel-Segmentierung mit einem SMSM eine sehr robuste und hinreichend genaue Möglichkeit zur Messung und Visualisierung der Wanddickenvariabilität und Ventrikelbewegung in Funktions-MRT-Bildern, die damit für den klinischen Alltag sehr geeignet ist. Zusammen mit dem Wissen über die Infarktnarbe aus Perfusionsaufnahmen, können hier nicht zuletzt geschädigte, aber therapierbare Regionen des linken Herzventrikels sehr effizient und deutlich ausgemacht werden.

Literaturverzeichnis

1. Frangi AF, Niessen WJ, Viergever MA. Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images, a review. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001;20(1):2–5.
2. Sheehan FH, Bolson EL, Dodge HT, et al. Advantages and applications of the centerline method for characterizing regional ventricular function. *Circulation*. 1986;74:293–305.
3. Eusemann CD, Ritman EL, Bellemann ME, et al. Parametric display of myocardial function. *Comput Med Imaging Graph*. 2001;25(6):483–493.
4. Bardinet E, Cohen LD, Ayache N. Tracking and Motion Analysis of the Left Ventricle with Deformable Superquadrics. *Med Image Anal*. 1996;1(12):129–149.
5. Montagnat J, Delingette H. Space and Time Shape Constrained Deformable Surfaces for 4D Medical Image Segmentation. In: *MICCAI*; 2000. .
6. Wesarg S, Nowak S. An Automated 4D Approach for Left Ventricular Assessment in Clinical Cine MR Images. In: Hochberger C, editor. *Informatik 2006. Informatik für Menschen*. vol. 1. Gesellschaft für Informatik; 2006. p. 483–490.
7. Kuehnel C, Hennemuth A, Boskamp T, et al. New software assistants for cardiovascular diagnosis. *Proc GI annual conference*. 2006; p. 491–498.
8. Dornheim L, Tönnies KD, Dornheim J. Stable Dynamic 3D Shape Models. In: *ICIP*; 2005. .
9. Heimann T, Thorn M, Kunert T, et al. Empirische Vergleichsmaße für die Evaluation von Segmentierungsergebnissen. *Proc BVM*. 2004; p. 165–169.