Automatische Objekterkennung in 3D-Echokardiographiesequenzen auf Basis aktiver Oberflächenmodelle und modellgekoppelter Merkmalsextraktion

M. Schreckenberg, G. von Dziembowski, O. Ziermann, D. Meyer-Ebrecht

Lehrstuhl für Meßtechnik
Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH), 52057 Aachen
Email: Schreckenberg@lfm.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Die in der kardiologischen Routine anfallende Menge echokardiographischer Aufnahmen kann mit manuellen Methoden nicht mehr quantitativ ausgewertet werden. Wir stellen daher einen auf aktiven Oberflächen basierenden Ansatz vor, der ein automatisches Konturieren von TEE Echokardiographiesequenzen erlaubt. Im Gegensatz zu bestehenden Ansätzen erfolgt dabei die Extraktion von lokalen Bildmerkmalen nicht in einem Vorverarbeitungsschritt, sondern iterativ mit einem an das globale Modell angekoppelten anisotropen Extraktor.

Schlüsselwörter: 3D Echokardiographie, aktive Oberflächen, Automatische Konturfindung

1 Einleitung

Für zahlreiche Fragestellungen in der Kardiologie ist die Kenntnis von Lage bzw. zeitlichem Verhalten anatomischer Oberflächen eine wesentliche Grundlage der Diagnose (Herzklappendefekte, Septumdefekte, Beurteilung des Ausflußtraktes, Analyse der regionalen Herzwandbewegung). Als Rohinformation stehen dafür überwiegend 2D- und 3D-Echokardiographiesequenzen zur Verfügung, da Ultraschallverfahren eine hervorragende zeitliche Auflösung bei moderatem apparativen Aufwand liefern.

Eine rein visuelle Begutachtung dieser Daten ermöglicht dabei vor allem qualitative Aussagen, während die Ableitung quantitativer Parameter im allgemeinen noch manuelle Konturierung/Segmentierung voraussetzt. Bei 3D-Daten wird dabei schichtweise vorgegangen, wodurch der räumliche Zusammenhang verloren geht. Zudem beeinträchtigt die hohe Variabilität bei der Handsegmentierung sowohl Objektivierbarkeit als auch Reproduzierbarkeit der gewonnenen Parameter. Die vollständige manuelle Auswertung der bei modernen Systemen verfügbaren Datenmenge (1600 - 6000 Einzelbilder pro 3D-Sequenz) ist darüber hinaus routinemäßig nicht mehr durchführbar.

In diesem Beitrag stellen wir daher einen Ansatz zur automatischen Oberflächendetektion vor. Aufgrund der spezifischen Probleme bei echographischen Aufnahmeverfahren (Speckles, Abschattung, tangentiale Anschallung, Mehrfachechos) kann man sich dabei nicht allein auf lokale Bildmerkmale stützen. Ein automatisches Ver-

fahren muß vielmehr den komplexen Erkennungsprozeß des menschlichen Betrachters zumindest ansatzweise nachvollziehen und auf eine hinreichende Modellierung von Abbildungssystem und abgebildetem Objekt aufbauen. Das hier eingesetzte Verfahren der aktiven Oberflächen auf Basis einer FEM Approximation schafft hierzu die notwendigen Voraussetzungen. Insbesondere ist bei dem von uns vorgestellten Ansatz bereits die Extraktion lokaler Bildmerkmale an das globale Objektmodell gekoppelt. Dies ermöglicht den Einsatz spezialisierter anisotroper Merkmalsextraktoren, was Qualität und Ortsauflösung der Grenzflächenerkennung erheblich verbessert.

2 Das aktive Oberflächenmodell

Bei der Erkennung anatomischer Objektoberflächen kann a-priori-Wissen sowohl über deren Verlauf und Beschaffenheit als auch über die Eigenschaften des bildgebenden Systems eingesetzt werden. Wir machen folgende Annahmen:
Die Objektoberfläche ist glatt und zusammenhängend (mind. C_1-stetig). Die Bildsignale sind durch Speckleraushen und Aufnahmefehler (lokale Signalausfälle, Abschattungen, Mehrfachechos) beeinträchtigt. Die Grauwerte können näherungsweise als Rayleigh-verteilt angenommen werden.

Daraus ergeben sich notwendige Eigenschaften des Oberflächenmodells, das Bereiche mit lokalen Störungen überbrücken und statistische Fluktuationen der Objektkante approximierend unterdrücken muß.

Das hier realisierte aktive Oberflächenmodell bildet das physikalische Verhalten einer sowohl elastischen als auch biegesteifen Schale nach, die unter Einwirkung der Bildinformation so verformt wird, daß sie die gesuchte Objektoberfläche approximiert. Derartige Ansätze sind bereits mit Erfolg auf MR und CT Daten angewendet worden [1, 2].
Die Lage des Oberflächenmodells ist über die Abbildung X vollständig definiert.

$$X:\Omega=[0,1]\times[0,1]\rightarrow\Re \qquad X(u,v)=(x(u,v),y(u,v),z(u,v)) \tag{1}$$

Physikalisch betrachtet nimmt das Oberflächenmodell den Verformungszustand an, bei dem äußere und innere Energie im Gleichgewicht stehen. Die innere Energie ergibt sich dabei aus den Materialeigenschaften und den vorherrschenden Dehnungen, Biegungen und Scherungen, die äußere Energie resultiert aus den angreifenden Kräften, die diese Verformungen verursachen.

$$E_{\text{ext}}(X)=\iint \vec{f}\,(u,v)\,du\,dv \tag{2}$$

$$E_{int}(X)=\iint \alpha_{01}\left|\frac{\partial X}{\partial u}\right|^2+\alpha_{10}\left|\frac{\partial X}{\partial v}\right|^2+\beta_{02}\left|\frac{\partial^2 X}{\partial u}\right|+\beta_{11}\left|\frac{\partial^2 X}{\partial u\partial v}\right|+\beta_{20}\left|\frac{\partial^2 X}{\partial v}\right|$$

Das Schalenmodell wurde mit der Methode der Finiten Elemente approximiert. Dabei wurden Hermite C_1 Dreieckselemente mit 3 Knoten und 6 Freiheitsgraden pro Knoten und Raumrichtung verwendet [1, 4].

3 Merkmalsextraktion

Für die Berechnung der Modellverformung ist es notwendig, die Bildinformationen in geeignete äußere Energieterme zu überführen. Bisherige Ansätze bereiten die Bilddaten dazu in einem Vorverarbeitungsschritt auf [1, 2, 3]. Die lokalen Merkmalsextraktoren müssen dabei ohne globale Kontextinformation auskommen. Gerade bei Echographieaufnahmen bereitet dies Schwierigkeiten, da die lokale Information alleine nicht hinreichend zuverlässig ist. Bei unserem Ansatz wird der Merkmalsextraktor an die Modelloberfläche angekoppelt, die eine stetig genauer werdende Approximation der gesuchten Objektoberfläche darstellt. Damit ist eine Schätzung von lokaler Position und Orientierung der gesuchten Oberfläche möglich, was wir durch Verwendung von entsprechenden anisotropen Merkmalsextraktoren ausnutzen.

3.1 Ankopplung und Realisierung

Der hier realisierte Merkmalsextraktor vergleicht die statistischen Eigenschaften in zwei benachbarten quaderförmigen Voxelgruppen A und B. Die Trennfläche zwischen den Quadern wird jeweils parallel zur Modelloberfläche ausgerichtet. Die gesamte Anordnung wird dann innerhalb eines Suchradius in Normalenrichtung bewegt (Abb.1). Die statistischen Merkmale werden für die Gruppen getrennt in Vektoren eingetragen. Wenn deren Differenz ein lokales Maximum erreicht, wird die gegenwärtige Position S_1 der Trennfläche als wahrscheinlichste Position für die gesuchte Objektfläche angenommen. Der Betrag der Vektordifferenz dient dabei als Maß für die Wahrscheinlichkeit, beziehungsweise Güte.

Durch die Ausrichtung der Trennfläche ist es möglich, auch schwach ausgeprägte Objektgrenzen in unmittelbarer Nachbarschaft starker lokaler Störungen zu detektieren.

Ausgehend von einer Rayleighverteilung werden derzeit Mittelwert und Varianz der Amplitudenverteilung als statistische Maße verwendet. Vielversprechend sind jedoch auch Ansätze mit Rangordnungsoperatoren.

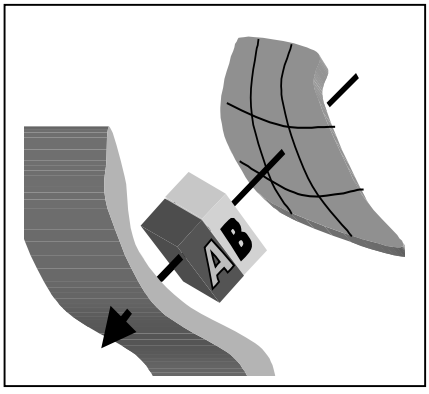

Abb.1 Ankopplung des anisotropen Merkmalsextraktors

3.2 Berechnung der äußeren Kräfte

Die Richtung der zu ermittelnden Kraftvektoren wird auf die Normalenrichtung der Modelloberfläche gesetzt (Blendenproblem). Ihre Orientierung ergibt sich jeweils aus

dem Vorzeichen der Differenz S_1-S_0, d.h. die Kräfte sind stets von Modell- zu Objektoberfläche orientiert. Die Beträge werden über ein Abstandsgesetz festgelegt, das dem Gravitationsfeld einer Masseverteilung mit Schwerpunkt S_1 nachempfunden ist.

4 Resultate

Für die Detektion der Innenfläche des linken menschlichen Ventrikels wurden zeitlich aufeinanderfolgende 2D-Einzelbilder einer 3D-TEE Sequenz hintereinander zu einem Datenvolumen angeordnet. Da die Sequenz aus technischen Gründen keinen kompletten Herzzyklus umfaßt, wurde das Ende der Sequenz mit Leerbildern aufgefüllt (Abb.2). Zur Vermeidung von Randeffekten ist es notwendig, die Sequenz in beide Richtungen der Zeitachse periodisch fortzusetzen. Das Oberflächenmodell wurde mit einem in Richtung der Zeitachse projizierten Ellipsenabschnitt initialisiert (Abb.3, Abb.5), der automatisch auf den dunklen Bereich des Cavums zentriert wird.

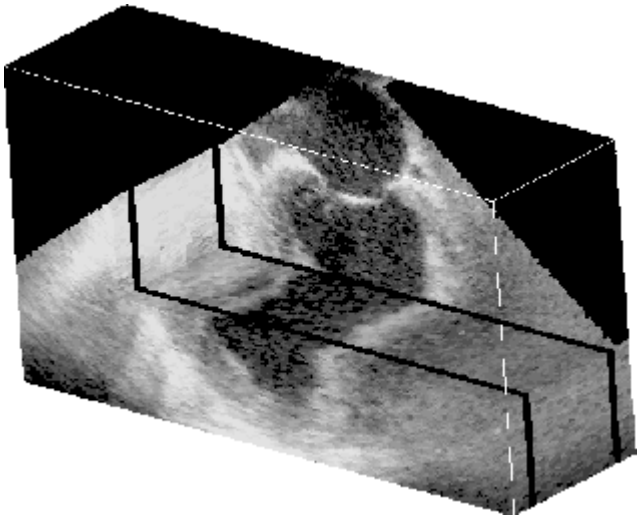

Abb.2 2D-Einzelbilder hintereinander zu einem Datenvolumen angeordnet

Abb.3 Iterative Oberflächenverformung in einer Herzphase

Abb.4 Lage der Oberfläche zu unterschiedlichen Zeitpunkten innerhalb eines Herzzyklus

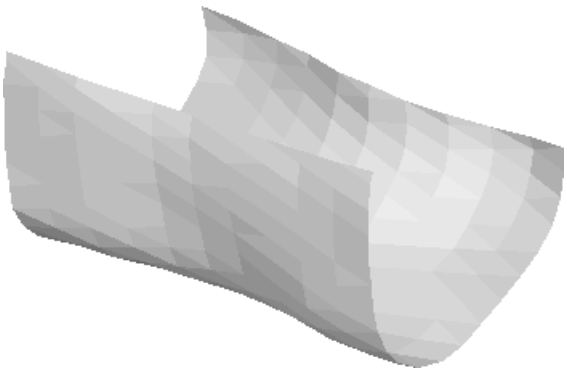

Abb.5 Angepasste FEM-Modelloberfläche für einen kompletten Herzzyklus

5 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren erlaubt eine stabile Detektion der inneren Wandfläche des linken Ventrikels in 2D-Echokardiographiesequenzen (Abb.4). Das Verfahren eignet sich - bei entsprechend geänderter Initialisierung des Oberflächenmodells - auch für die Oberflächendetektion in statischen und dynamischen 3D-Aufnahmen. Der nicht unerhebliche Rechenaufwand bei der FEM Approximation legt es allerdings nahe, bei Aufnahmen mit hoher Bildqualität die Verwendbarkeit alternativer Oberflächenmodelle, z.B. auf Basis approximierender B-Splineflächen, zu untersuchen.

6 Literatur

1. McInerney T,. Terzopoulos D: A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 19, No. 1, pp.69-83,1995
2. Cohen L, Cohen I: Finite-Elemente Methodes for Active Contour Models andBalloons for 2-D and 3-D Images, CERAMADE Centre de Recherche de Mathématiques de la Décision, No. 9124, Nov. 1991
3. Ronfard R: Region-Based Strategies for Active Contour Models, International Journal of Computer Vision,13:2, 229-251 (1994)
4. Dhatt G:Finite Elemente Methode Displayed, Wiley & Sons 1985, ISBN 047190110 5