Verfolgung von aktiven Konturen in der Ultraschalldiagnostik mit Hilfe von Bewegungsmerkmalen

Oliver Ziermann, Christoph Schmitt und Dietrich Meyer-Ebrecht

Lehrstuhl für Messtechnik und Bildverarbeitung
Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH), 52056 Aachen
Email: ziermann@lfm.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Zur automatischen Auswertung von Ultraschallsequenzen sind konturbasierte Verfahren und Verfahren zur lokalen Bewegungsbestimmung bekannt. Vorteile von konturorientierten Verfahren sind die guten Glättungseigenschaften und die kompakte Beschreibung der Bewegung. Ein Vorteil von Verfahren zur lokalen Bewegungsschätzung ist die Ausnutzung der Korrelation zeitlich aufeinanderfolgender Specklemuster. In dem vorliegenden Beitrag wird ein Verfahren zur Verfolgung aktiver Konturen mit Hilfe von Bewegungsmerkmalen vorgestellt, das die Vorteile der beiden Verfahren miteinander verbindet.

1 Einleitung

Die Echokardiographie ist ein weit verbreitetes, kostengünstiges, nicht-invasives Verfahren zur Untersuchung von Form und Dynamik des Herzens. Die klinische Auswertung erfolgt bislang noch qualitativ-visuell, was den Nachteil geringer Genauigkeit und mangelnder Reproduzierbarkeit mit sich bringt.
Die automatische Analyse basiert zur Zeit alternativ auf konturorientierten Verfahren und Verfahren zur lokalen Bewegungsschätzung. Ein verbreitetes konturorientiertes Verfahren ist das Modell der aktiven Konturen, das das elastische Verhalten einer Biegelinie im Feld von Bilderkräften simuliert. In den bislang bekannten Modellen werden diese Bilderkräfte kantenorientiert bestimmt. Diese Modelle haben gute Glättungseigenschaften, nutzen aber durch die ausschließliche Verwendung von Kantenmerkmalen nicht die gesamte Bildinformation aus.
Ein Problem des Aufnahmeverfahrens sind die Specklemuster, deren Korrelation zwischen zeitlich benachbarten Einzelbildern von Verfahren zur lokalen Bewegungsbestimmung aber auch ausgenutzt werden kann. Da die Bewegungsbestimmung rauschbehaftet ist, wird ein Modell zu ihrer Glättung benötigt. In diesem Beitrag wird gezeigt, wie man ein Modell zur Glättung eines Geschwindigkeitsvektorfeldes in Analogie zu den aktiven Konturen formulieren kann, und wie man die Kontur mit Hilfe dieses Geschwindigkeitsvektorfeldes über die Zeit verfolgen kann.

2 Aktive Konturen

Eine Möglichkeit zur Beschreibung der Herzbewegung ist die Rekonstruktion einer zeitabhängigen Kontur der Herzinnenwand, des Endokards. Zur konturbasierten Segmentierung von Einzelbildern hat Kass [1] das Modell der aktiven Konturen vorgestellt, das Segmentierung als einen Kompromiss zwischen einer durch eine innere Energie

$$E_i = 1/2 \int \alpha \vec{x}_s(s) + \beta \vec{x}_{ss}(s)\, ds \tag{1}$$

repräsentierte Glattheitsforderung und einer durch eine Datenenergie

$$E_d = \sum (\vec{x}(s_i) - \vec{x}_{di})^2 \tag{2}$$

repräsentierte Forderung der Nähe der Konturpunkte $\vec{x}(s_i)$ zu Kantenkandidaten $\vec{x}_{di}$ beschreibt. Kantenkandidaten können z.B. Maxima des Gradientenbildes sein.
Die Konturrekonstruktion wird auf das Problem der Minimierung der Gesamtenergie $E_{ges} = E_i + E_d$ aus innerer und Datenenergie abgebildet.
Zur numerischen Lösung des Problems wird die Kontur mit Finiten Elementen diskretisiert [2] und ausgehend von einer Initialkontur das Minimum der Gesamtenergie iterativ mit einem Gradienten-Abstiegs-Algorithmus gefunden.
Das Konzept kann um die Forderung nach zeitlicher Kontinuität der zeitabhängigen Kontur $\vec{x}(s,t)$ durch eine innere Energie

$$E_i = 1/2 \int \alpha \vec{x}_s(s,t) + \beta \vec{x}_{ss}(s,t) + \mu \vec{x}_t(s,t) + \gamma \vec{x}_{tt}(s,t)\, ds dt\,, \tag{3}$$

erweitert werden, die neben Dehnungs- und Biegeenergietermen geschwindigkeits- und beschleunigungsabhängige Terme enthält. Da die Herzbewegung periodisch ist, ist es sinnvoll, die Zeitabhängigkeit der Kontur durch periodische Fourier-Basisfunktionen zu beschreiben. Das Auffinden des Minimums der Gesamtenergie mit einem Gradienten-Abstiegs-Algorithmus erfolgt analog zu dem Vorgehen bei der Konturrekonstruktion aus Einzelbildern.

3 Bewegungsbestimmung

Die Konturkandidaten, die in die Berechnung der Datenenergie (2) eingehen, sind Maxima des Gradientenbildes. Ihre Bestimmung wird durch das ultraschalltypische Speckle-Rauschen gestört. Verfahren zur lokalen Bewegungsbestimmung nutzen die Korrelation der Speckle-Muster zwischen zeitlich aufeinander folgenden Aufnahmen [3].

In diesem Beitrag soll gezeigt werden, wie lokale Bewegungsschätzungen genutzt werden können, um aktive Konturen zu verfolgen.
Da auch lokale Bewegungsschätzungen von Störungen überlagert sind, benötigt man ein Modell , um aus den lokalen Bewegungsschätzungen glatte Bewegungsvektorfelder zu berechnen.
Dazu kann man dieselben Energieminimierungsprinzipien anwenden wie bei dem Modell der aktiven Konturen. Eine entsprechende innere Energie zur Beschreibung der Glattheitsforderung an das Geschwindigkeitsvektorfeld $\vec{u}(s,t) = \vec{x}_t(s,t)$ entlang der Kontur ist:

$$E_{iu} = 1/2 \int \alpha \vec{u}_s(s,t) + \beta \vec{u}_{ss}(s,t) + \mu \vec{u}_t(s,t) + \gamma \vec{u}_{tt}(s,t)\, dsdt \qquad (5)$$

Es stellt sich die Frage der Formulierung eines geschwindigkeitsabhängigen Datenenergieterms.
Dazu soll von den Eigenvektoren des Strukturtensors:

$$[J_{\vec{x}t}] = \begin{bmatrix} \langle \partial_x g\, \partial_x g \rangle & \langle \partial_x g\, \partial_y g \rangle & \langle \partial_x g\, \partial_t g \rangle \\ \langle \partial_x g\, \partial_y g \rangle & \langle \partial_y g\, \partial_y g \rangle & \langle \partial_y g\, \partial_t g \rangle \\ \langle \partial_x g\, \partial_t g \rangle & \langle \partial_y g\, \partial_t g \rangle & \langle \partial_t g\, \partial_t g \rangle \end{bmatrix} \qquad (6)$$

ausgegangen werden, die die günstige Eigenschaft haben, sich bei einer Überlagerung der Sequenz mit unkorreliertem Rauschen nicht zu verändern [4,5]. Die eckigen Klammern symbolisieren die Mittelung in einem gefensterten Ausschnitt der Sequenz.
Bei der Analyse des Strukturtensors muss man zwischen räumlicher Orientierung und verteilten räumlichen Strukturen unterscheiden. Bei verteilten räumlichen Strukturen kann man die tatsächliche Geschwindigkeit aus dem Eigenvektor zum kleinsten Eigenwert berechnen [4,5]. Bei räumlicher Orientierung kann nur die Geschwindigkeitskomponente in Richtung des Vektors der räumlichen Orientierung, die scheinbare Geschwindigkeit, aus dem Eigenvektor zum größten Eigenwert bestimmt werden [4,5]. Problematisch ist die Festlegung eines Schwellwerts für die Entscheidung, die sich nach dem mittleren Eigenwert richtet.
Die Entscheidung kann umgangen werden, wenn man in jedem Fall von den Eigenvektoren und zu den beiden kleineren Eigenwerten ausgeht. Aus ihren jeweiligen Neigung gegen die Zeitachse kann man Beträge der Geschwindigkeitskomponenten u_{1d} und u_{2d} berechnen, aus den normierten Ortskomponenten $\vec{f}_1$ und $\vec{f}_2$ ihre Richtungen. Es gilt:

$$\vec{u}\,\vec{f}_1 = u_{d1} \text{ und } \vec{u}\,\vec{f}_2 = u_{d2} \qquad (7)$$

Sortiert man die Eigenwerte λ_i in absteigender Reihenfolge und definiert man Qualitätsmaße

$$q_1 = \left(\frac{\lambda_1 - \lambda_3}{\lambda_1 + \lambda_3} \right)^2 \text{ und } q_2 = \left(\frac{\lambda_2 - \lambda_3}{\lambda_1 + \lambda_3} \right)^2, \tag{8}$$

so kann man eine geschwindigkeitsabhängige Datenenergie definieren, die kontinuierlich von einer verteilten räumlichen Struktur ($\lambda_2 \neq \lambda_3; q_2 \neq 0$) zu einer orientierten Struktur ($\lambda_2 = \lambda_3; q_2 = 0$) übergeht:

$$E_{du}(\vec{u}) = \sum q_1 (\vec{u}\, \vec{f}_1 - u_{d1})^2 + q_2 (\vec{u}\, \vec{f}_2 - u_{d2})^2 \tag{9}$$

Ein Problem des Aufnahmeverfahrens ist die Unterabtastung der Specklebewegung, das heißt ein Geschwindigkeitsfilter, das auf die auftretenden Maximalgeschwindigkeiten abgestimmt ist, glättet über die Korngröße der Speckles hinweg. Um mit diesem Problem umgehen zu können wurde zunächst eine zeitabhängiges aktives Konturmodell auf Basis von Ortsmerkmalen eingesetzt, das als zeitabhängige Initialkontur diente. Geschwindigkeitsmerkmale werden relativ zu dieser Initialkontur bestimmt. Für die Differenzgeschwindigkeiten ist das Abtasttheorem bei einer feineren Ortsauflösung noch erfüllt. Dieses Konzept der Differenzgeschwindigkeiten wurde um eine coarse-to-fine Strategie erweitert. Das Geschwindigkeitsvektorfeld passt sich während der Iteration der Finite-Elemente-Approximation zunehmend genaueren Geschwindigkeitsmerkmalen an.
Die Verfolgung der approximierten Kontur ergibt sich über die Integration der Approximation des Geschwindigkeitsvektorfeldes. Die Anpassung der aktiven Kontur an die Ortsmerkmale und die Anpassung des Geschwindigkeitsvektorfeldes an die Bewegungsmerkmale erfolgen iterativ. In dem vorgestellten Verfahren der gemeinsamen Bestimmung von Geschwindigkeitsvektorfeldern und zeitabhängiger Kontur wird so vorgegangen, dass abwechselnd die Konturapproximation in Richtung der Ortsmerkmale bewegt und das dazugehörende Geschwindigkeitsvektorfeld durch Differentiation bestimmt wird und anschließend das Bewegungsvektorfeld sich in Richtung der Bewegungsmerkmale verschiebt und der entsprechende Konturverlauf durch Integration über die Sequenz bestimmt wird.

4 Ergebnisse

Das vorgestellte Verfahren wurde in seinem Verhalten auf Modelldaten und realen Daten untersucht. Den Modelldaten war ein Muster als Modell der Specklestruktur tangential zur Kontur aufgeprägt.
Zur Rekonstruktion der Kontur und ihrer Bewegung wurde eine zeitabhängige aktive Kontur und der beschriebene Algorithmus miteinander verglichen.

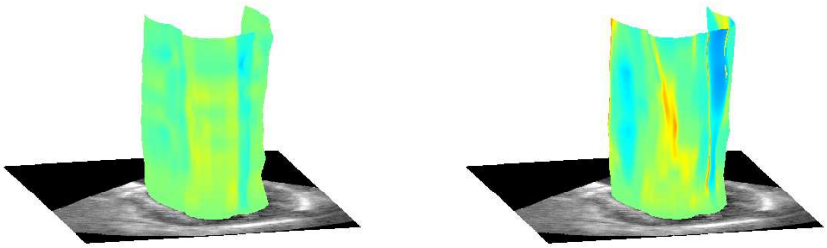

Abb. 1. Konturverlauf und lokale Kontraktion. Kontraktion ist gelb-rot, Dilatation blau dargestellt. Rechts: Ohne Berücksichtigung der lokalen Bewegungsschätzungen. Links: Verfolgung der Kontur mit Hilfe der lokalen Bewegungsschätzungen. Die Zeitachse zeigt nach oben.

Der Rekonstruktionsalgorithmus konvergierte in beiden Fällen und die rekonstruierte zeitabhängige Kontur stimmte mit der vorgegebenen Modellkante bis auf wenige Pixel überein. Bei der zeitabhängigen aktiven Kontur ohne Ankopplung der geschwindigkeitsabhängigen Energieterme wurde die Tangentialkomponente der Bewegung jedoch nicht richtig erkannt. Bei der Ankopplung der Bewegungsmerkmale nach dem beschriebenen Algorithmus stimmten die rekonstruierten Bahnkurven mit den Linien konstanten Grauwerts des Modells auch in der Tangentialkomponente der Bewegung miteinander überein. Aus dieser Tangentialkomponente der Bewegung konnte die lokale Kontraktion der Kontur über die Zeit bestimmt werden. Die Berechnung der Kontraktion aus der Tangentialkomponente war auch bei der Anwendung des Algorithmus auf reale Daten möglich (Abb. 1 rechts). Es können kontrahierende Bereiche (gelb-rot) und dilatierende Bereiche (blau) unterschieden werden. Ohne Berücksichtigung der lokalen Bewegungsschätzungen verteilt sich die Kontraktion über die gesamten Konturverlauf (Abb. 1 links).

5 Literatur

1. Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: Snakes: active contour models. International Journal of Computer Vision, 3:259-268, 1987
2. Cohen LD, Cohen I: Finite element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D Images IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 5(11): 1131-1147, 1993.
3. Giachetti A: On-line analysis of echocardiographic image sequences. Medical Image Analysis, 2(5): 261-284, 1998
4. Jähne B: Digitale Bildverarbeitung. Springer Verlag, Berlin, 1997.
5. Jähne B: Spatio-temporal image processing :theory and scientific applications. Springer Verlag, Berlin, 1993.