Integration von Oberflächenrekonstruktion und Verschiebungskorrektur in der tomographischen 4D-Echokardiographie

Oliver Ziermann und Dietrich Meyer-Ebrecht

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

Zusammenfassung. Die Untersuchung der Endokardbewegung ist für die Diagnostik vieler Herzkrankheiten von medizinischem Interesse. Die dreidimensionale tomographische Echokardiographie ist ein Bildgebungsverfahren, das Ausgangsdaten in hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung liefert. Ein Problem des Aufnahmeverfahrens sind Bewegungsartefakte, die durch die serielle tomographische Aquisition der Daten bedingt sind. In dem vorliegenden Beitrag wird gezeigt, wie die Korrektur der Bewegungsartefakte und die Rekonstruktion der Endokardoberfläche in ein pseudomechanisches Modell auf Basis aktiver Oberflächen integriert werden können.

Schlüsselwörter: Aktive Konturen, Bildregistrierung, Finite Elemente, Ultraschalldiagnostik

1 Die Bildgebungsmodalität tomographische Echokardiographie

Die Untersuchung der Endokardbewegung mittels bildgebender Verfahren ist für die klinische Diagnostik vieler Herzkrankheiten von Interesse. Die Bildgebungsmodalität Ultraschall ist nicht-invasiv, setzt den Patienten keiner Strahlenbelastung aus und erfordert einen verhältnismäßig geringen apparativen Aufwand. Technische Vorteile sind die gute räumliche und zeitliche Auflösung. Ein Verfahren zur Akquisition von Volumendaten ist die vierdimensionale tomographische Echokardiographie. Bei diesem Verfahren wird durch Rotation des Transducers ein kegelförmiges Volumen mit einer größeren Anzahl von Schnittbildebenen erfaßt. Für jede dieser Schnittbildebenen wird eine Bildsequenz jeweils eines Herzschlags aufgenommen. Durch Umsortieren der Schnittbilder erhält man für jeden Zeitpunkt des Herzzyklus einen Datensatz, aus dem abhängig von der Aufnahmegeometrie ein Datenvolumen rekonstruiert werden kann.
Die gesamte Akquisition eines 4D- Datensatzes dauert einige Minuten. Ein Problem des Aufnahmeverfahrens sind Bewegungsartefakte, die durch unwillkürliche Bewegungen des Patienten oder des Untersuchers während der langen Aufnahmezeit entstehen. Sie führen zu Verdrehungen und Verschiebungen der Aufnahmeebenen gegenüber den idealen Aufnahmepositionen.

2 Aktive Oberflächen

Die Analyse der Endokardbewegung erfordert die Rekonstruktion einer parametrisierten Endokardoberfläche $\vec{X}(u,v)$ für jeden Zeitpunkt des Herzzyklus. Das Problem der Oberflächenrekonstruktion wurde von Cohen et al. [1] und von McInerney et. al. [2] auf ein pseudomechanisches Energieminimierungsproblem abgebildet. Dazu wird eine Energiefunktion $E_{ges} = E_i + E_m$ aus einer inneren Energie zur Erzwingung einer glatten Oberfläche und einer äußeren Merkmalsenergie zur Erzwingung der Ähnlichkeit zwischen Oberfläche und Kantenmerkmalen aufgestellt und ein lokales Minimum der Gesamtenergiefunktion E_{ges} gesucht.

$$E_i = 1/2 \iint \alpha\left(\vec{X}_u\right)^2 + \alpha\left(\vec{X}_v\right)^2 + \beta\left(\vec{X}_{uv}\right)^2 + \beta\left(\vec{X}_{vv}\right)^2 + \beta\left(\vec{X}_{uu}\right)^2 du\ dv \quad (1)$$

$$E_m = 1/2 \sum_{ij} a(\vec{X}_{ij}(u,v) - \vec{X}_{m_{ij}})^2 \quad (2)$$

$\vec{X}_{m_{ij}}$ sind hier die mit *i* und *j* durchnumerierten Merkmalsorte und $\vec{X}_{ij}(u,v)$ die korrespondierenden Orte auf der rekonstruierten Oberfläche..
Das Problem wird durch eine Finite-Element-Approximation diskretisiert und die Oberfläche wird durch eine endliche Anzahl von Freiheitsgraden, den Knotenvariablen, beschrieben [3]:

$$\vec{X}(u,v) = \left\langle \vec{N}(u,v) \right\rangle \{q\} \quad (3)$$

wobei $\left\langle \vec{N}(u,v) \right\rangle$ der Zeilenvektor der Formfunktionen der Finite-Elemente-Approximation und $\{q\}$ der Spaltenvektor der Knotenvariablen ist. Wir folgen hier der Notation aus [3], in der Zeilenvektoren durch spitze Klammern, Spaltenvektoren durch geschweifte Klammern und Matrizen durch eckige Klammern bezeichnet werden. Durch die Finite-Element-Diskretisierung wird aus der Energiefunktion eine quadratische Funktion der Variablen $\{q\}$ ([3]):

$$E_i(\{q\}) = 1/2 \{q\}^T [A] \{q\} \quad (4)$$

Bei einem lokalen Minimum der Gesamtenergie verschwinden die partiellen Ableitungen der Gesamtenergie nach den Knotenvariablen:

$$\frac{\partial E_{ges}}{\partial \{q\}} = \frac{E_i(\{q\})}{\partial \{q\}} + \frac{E_m(\{q\})}{\partial \{q\}} = [A]\{q\} - \{f_q(\{q\})\} = 0, \quad (5)$$

wobei

$$\frac{\partial E_m}{\partial \{q\}} = \sum_{ij} a\langle N\rangle(\vec{X}_{ij}(u,v) - \vec{X}_{m_{ij}}) = -\{f_q\}^T \tag{6}$$

den Vektor der verallgemeinerten Kräfte zu den Knotenvariablen $\{q\}$ darstellt.

Die verallgemeinerten Kräfte sind von der durch die Knotenvariablen gegebenen Lage der Oberfläche abhängig. Bei der Suche nach dem lokalen Minimum wird eine initiale Schätzung durch manuelle Interaktion oder durch einen vorverarbeitenden Schritt vorgegeben. Die Initialkontur liefert die Anfangsbedingung einer Zeitentwicklungsgleichung für die Knotenvariablen:

$$\{\dot{q}\} = -[A]\{q\} + \{f_q(\{q\})\} \tag{7}$$

Diese Zeitentwicklungsgleichung konvergiert nach dem gewünschten lokalen Minimum der Gesamtenergie $E_{ges.}$ Die Zeitentwicklungsgleichung (7) wird im Zeitbereich mit finiten Differenzen diskretisiert und mit dem Zeitschritt τ integriert:

$$\{q\}_t = (I + \tau[A])^{-1}(\{q\}_{t-1} + \{f_q\}_{t-1}) \tag{8}$$

Die Iteration kann abgebrochen werden, wenn die Änderung $\{q\}_t - \{q\}_{t-1}$ unter eine vorgegebene Schwelle sinkt.

3 Das integrierte pseudomechanische Modell

Die Rekonstruktion der Endokardoberfläche aus den Volumendatensätzen erfordert die Korrektur der Verschiebungsartefakte. Registrierung und Rekonstruktion der Endokardoberfläche sind Probleme, die bei dem Aufnahmeverfahren eng miteinander verknüpft sind. Einerseits beeinflußt die korrigierte Lage der Aufnahmeebenen die Form einer zu rekonstruierenden Oberfläche, andererseits kann die Endokardoberfläche als Referenz bei der Bestimmung der Lageverschiebungen dienen [4].

Das Problem, das es zu lösen gilt, könnte man so formulieren:

Bestimme

- eine Oberfläche und
- einen Satz von Verschiebungsparametern der Aufnahmeebenen

so,

- dass die Oberfläche möglichst glatt ist und
- die aus den Daten extrahierten Kantenmerkmale möglichst gut approximiert.

Diese Forderungen sollen im folgenden in ein pseudo-physikalisches Modell integriert werden. Dazu sind die Verschiebungsparameter der Aufnahmeebenen, die die Verschiebungen und Verdrehungen der Transducerspitze relativ z.B. der Aufnahmeposition der ersten Aufnahmeebene beschreiben anzugeben:

Δr_i und Δz_i seien Verschiebungen entlang der Aufnahmeebenen in einem zylindrischen Koordinatensystem. Δt_i sei die Verschiebung senkrecht dazu. $\Delta \alpha_i$, $\Delta \beta_i$ und $\Delta \varphi_i$ seien Drehungen um die *r* , *z* bzw. die *t*-Achse. Diese Verschiebungsparameter einer Aufnahmeebene *i* können in einem Parametervektor $\vec{v}_i = \{\Delta r_i, \Delta z_i, \Delta t_i, \Delta \alpha_i, \Delta \beta_i, \Delta \varphi_i\}$ zusammengefaßt werden

In den Aufnahmeebenen werden Kantenmerkmale $\vec{x}_{ij} = \{r_{ij}, z_{ij}\}$ bestimmt, wobei der Laufindex *i* die Aufnahmeebene bezeichnet und *j* alle Kantenmerkmale, die in einer Aufnahmeebene bestimmt wurden. Die Merkmalsorte $\vec{X}_{m_{ij}}$ im Raum hängen von den Orten der Kantenmerkmale in den Aufnahmeebenen und den Verschiebungsparametern der Aufnahmeebenen, in denen sie bestimmt wurden, ab:

$$\vec{X}_{m_{ij}} = \vec{X}_m(\vec{x}_{ij}, \vec{v}_i) = \left[D_{\varphi_i + \Delta\varphi_i}\right]\left[D_{\Delta\alpha_i}\right]\left[D_{\Delta\beta_i}\right]\begin{pmatrix} \Delta t_i \\ r_{ij} + \Delta r_i \\ z_{ij} + \Delta z_i \end{pmatrix} \tag{9}$$

$\left[D_{\varphi_i + \Delta\varphi_i}\right]$, $\left[D_{\Delta\alpha_i}\right]$und $\left[D_{\Delta\beta_i}\right]$ bezeichnen hier Drehmatrizen. Die Bedingung, dass die rekonstruierte Oberfläche den in den Aufnahmeebenen bestimmten Kantenmerkmalen möglichst nah kommen soll, wird durch einen Ähnlichkeitsenergieterm

$$E_m(\{q\}, \{v\}) = \sum_{ij} a(\vec{X}_{ij}(\{q\}) - \vec{X}_m(\vec{x}_{ij}, \vec{v}_i))^2 \tag{10}$$

beschreiben, der gleichermaßen von den Freiheitsgraden $\{q\}$ der Oberfläche und den Freiheitsgraden $\{v\} = \{\vec{v}_1, \ldots, \vec{v}_i, \ldots, \vec{v}_n\}$ der Verschiebungsparameter der Aufnahmeebenen abhängt.

Die Aufgabe:

Bestimme

- eine Oberfläche und
- einen Satz von Verschiebungsparametern

so,

- dass die Oberfläche möglichst glatt ist und
- die aus den Daten extrahierten Kantenmerkmale möglichst gut approximiert

kann nun als Energieminimierungsproblem dargestellt werden: Bestimme ein lokales Minimum, der aus Modell- und Datentermen zusammengesetzten Gesamtenergie

$$E_{ges}(\{q\}, \{v\}) = E_d(\{q\}, \{v\}) + E_i(\{q\}) \tag{11}$$

in Abhängigkeit von den Freiheitsgraden $\{q\}$ der Oberfläche und den Freiheitsgraden $\{v\}$ der Verschiebungsparameter. In einem lokalen Minimum verschwinden die Ab-

leitungen der Gesamtenergie nach den Oberflächen- und den Verschiebungsfreiheitsgraden, wobei erstere zu Gleichungen entsprechend Gl. (6) führt und letztere zu:

$$\frac{\partial E_{ges}}{\partial \{v\}} = \frac{E_d(\{q\},\{v\})}{\partial \{v\}} = 0 \tag{12}$$

Bei einem näherungsweise um die Achse des Aufnahmekegels rotationssymetrischen Ventrikel verschwinden die Ableitungen nach $\Delta\alpha_i$, $\Delta\beta_i$ und Δt_i in erster Ordnung, so dass man sich auf die durch Δr_i, Δz_i und $\Delta\varphi_i$ gegebenen Verdrehungen und Verschiebungen entlang der Aufnahmeebenen beschränken kann. Die Gleichungen (6) und (12) werden dadurch aneinander gekoppelt, dass der Datenterm E_d sowohl von den Freiheitsgraden $\{q\}$ der Oberfläche als auch von den Freiheitsgraden $\{v\}$ der Verschiebungsparameter abhängt. Sie werden dadurch gelöst dass man bei jedem Iterationsschritt parallel zu der Gleichung (8) die Verschiebungsparameter entsprechend

$$\{v\}_t = \{v\}_{t-1} - \tau \frac{\partial E_d(\{q\}_{t-1},\{v\}_{t-1})}{\partial \{v\}} \tag{10}$$

aktualisiert. Als zusätzliches Abbruchkriterium kommt hier hinzu, dass $\{v\}_t - \{v\}_{t-1}$ unter eine bestimmte Schwelle fallen muss.

4 Zusammenfassung

Der vorliegende Beitrag zeigt, wie die Aufgaben der Oberflächenrekonstruktion und Bildregistrierung in einem integrierten Ansatz als Regularisierungsproblem formuliert werden können. Das Problem tritt immer dann auf wenn die Ausgangsdaten für ein Oberflächenrekonstruktionsproblem schichtweise akquiriert werden.

5 Literatur

1. Cohen, I.; Cohen, L.; Ayache,N.: Using Deformable Surfaces to Segment 3-D Images and Infer Differential Structures. Second European Conference on Computer Vision, 648-652, 1992
2. 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, 19(1):69-83, 1995
3. Dhatt, G.; Touzot, G.: The finite element method displayed. John Wiley and Sons, New-York. 1984
4. Schreckenberg, M., Dunkhase, K.-M., Mumm, B. Waldinger, J.: Verfahren zur Bewegungskompensation bei Ultraschallaufnahmen eines Objekts. Deutsche Patentanmeldung DE 199 03 332 .3 , 1999