

Segmentierung des linken Ventrikels in 4d-dSPECT-Daten mittels Frei-Form-Deformation von Superellipsoiden

Regina Pohle¹, Melanie Wegner², Klaus D. Tönnies¹ und Anna Celler³

¹Institut für Simulation u. Graphik, Otto-von-Guericke-Universität, 39016 Magdeburg

²BrainLAB AG, 85551 Heimstetten

³Medical Imaging Research Group, Vancouver Hospital, V6H 3Z6 Vancouver

Email: regina.pohle@isg.cs.uni-magdeburg.de

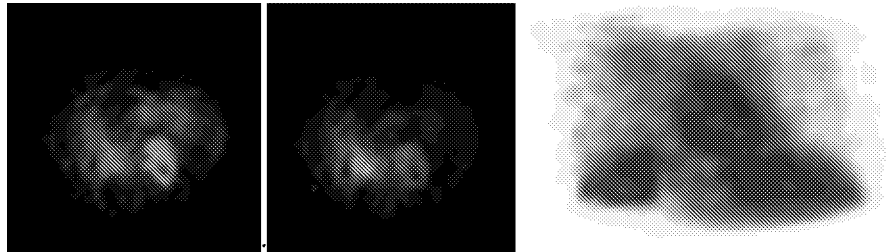
Zusammenfassung. Die 4D-dSPECT-Technik ist eine neue Möglichkeit zur Erkennung und Beurteilung von Herzerkrankungen. Die Auswertung der Daten erfolgte dabei in einem mehrstufigen Vorgang. So muss zuerst wegen der schlechten Bildqualität eine Reduktion von Rauschartefakten in den Daten vorgenommen werden. Zur eigentlichen Segmentierung des linken Ventrikels wurde eine modellbasierte Segmentierungsmethode entwickelt. Diese besteht in der Anpassung eines Gestaltmodells mittels Frei-Form-Deformation an die Daten. Zur Abschätzung der Güte dieser Segmentierung wurde ein Vergleich mit einer manuellen Segmentierung durchgeführt.

1 Einleitung

Im Gegensatz zum herkömmlichen SPECT, bei dem die Aktivitätswerte über die komplette Aufnahmezeit gemessen werden, wird hierbei ein zeitaufgelöstes Signal rekonstruiert. Dieses erlaubt detaillierte Einblicke in das Aufnahmeverhalten und den Abfluss des injizierten Radiopharmazeutikums. Diese neuartige bildgebende Technik soll zur Diagnostik von Herzerkrankungen herangezogen werden, da hiermit das Durchblutungsverhalten des linken Herzventrikels orts- und zeitaufgelöst dargestellt werden kann.

Die erzeugten Bilder weisen ein sehr niedriges Signal-Rausch-Verhältnis auf. In Abb. 1 werden zwei typische Bildbeispiele für eine mittlere Schicht zu zwei verschiedenen Zeitpunkten im Verlauf der Zeitsequenz gezeigt. In den Bildern erkennt man ganz deutlich das unterschiedliche Zeitverhalten der einzelnen Organe bei der Aufnahme des Radiopharmazeutikums. Aufgrund der großen räumlichen Nähe von Leber- und Herzregion in den Bilddaten (Abb. 1, rechts) ist eine einfache grauwert- bzw. homogenitätsbasierte Segmentierung des linken Ventrikels nicht möglich. Andere Segmentierungsmethoden, die statistische Information benutzen, wie z.B. die Active Shape Models und die Active Appearance Models sind aufgrund der geringen Anzahl bisher verfügbarer Datensätze gleichfalls nicht einsetzbar. Deshalb erfolgt in unserem Ansatz die Segmentierung des linken Herzventrikels mit einer modellbasierten Methode, nachdem wegen der schlechten Bildqualität eine Bildverbesserung durchgeführt wurde [1].

Abb. 1. Beispiele für die verwendeten dSPECT-Datensätze. Links: mittlere Schicht zu Beginn der Zeitsequenz und Mitte: gleiche Schicht 4 Minuten später. Es zeigt sich deutlich, dass im Verlauf der Zeit eine Aktivitätserhöhung in der Leberregion und ein gleichzeitiger Aktivitätsabfall im linken Ventrikel erfolgte. Rechts: 3D-Darstellung der mittleren Aktivitätswerte eines Datensatzes mittels Volumenrendering



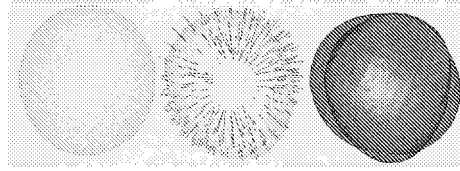
2 Segmentierung des linken Ventrikels

In den dSPECT-Daten, die ausschließlich Organfunktionen darstellen, werden nur solche Herzbereiche abgebildet, die eine intakte Durchblutung aufweisen. Zur Einschätzung der Funktionstüchtigkeit eines Herzens sind aber auch solche Areale von Interesse, die z. B. infolge eines Herzinfarktes nicht mehr intakt sind. Um also aus den dSPECT-Daten anatomische Informationen ableiten zu können, ist zur Segmentierung ein anatomisches Modell erforderlich. Durch Nutzung dieses zusätzlichen Wissens können dann die fehlenden funktionellen Informationen ergänzt werden. Die Segmentierung des linken Ventrikels soll dabei so erfolgen, dass sowohl die Position des Epikards als auch die des Endokards aus den Daten abgeleitet werden kann. Im ersten Schritt wird das Epikard als die äußere Struktur durch ein Gestaltmodell beschrieben.

2.1 Erstellung des Gestaltmodells

Dieses notwendige anatomische Gestaltmodell des linken Ventrikels wurde anhand von manuellen Segmentierungen in sechs unterschiedlichen Datensätzen gewonnen. Dazu wurde zuerst die mittlere Gestalt des linken Ventrikels berechnet, indem für jede manuell segmentierte Gestalt der Schwerpunkt und die Rotation um die z-Achse bestimmt und alle sechs ermittelten Gestalten entsprechend gleich ausgerichtet wurden. Dann wurden für 30 gleichmäßig verteilte Winkel die Konturpunkte auf den einzelnen Oberflächen erfasst und von den korrespondierenden Punkten die jeweils mittlere Position berechnet. Dieses Durchschnittsmodell wurde nachfolgend durch ein Superellipsoid approximiert. Wie in der Abb. 2 links zu sehen ist, lässt sich die Form des Epikards nur sehr grob durch das Superellipsoid annähern. Eine Verfeinerung der Modellanpassung erfolgte schließlich durch eine Free-Form-Deformation.

Abb. 2. Links: Superellipsoid nach Größenanpassung, Mitte: Gestaltmodell nach FFD mit eingezeichnetem Verschiebungsfeld, Rechts: Visualisierung der Veränderung des ursprünglichen Superellipsoids zum Initialmodell



2.2 Free-Form-Deformation (FFD)

Die Free-Form-Deformation wurde bereits von Szeliski und Lavallée [2] zum Matching von 3D-Oberflächen anatomischer Strukturen verwendet. Bei dieser Deformation wird das Superellipsoid in eine Kontrollpunktebox eingebettet. Werden nun einzelne dieser Kontrollpunkte verschoben, so beeinflusst diese Verschiebung auch die Lage der Punkte des eingebetteten Superellipsoids. Die Verbindung zwischen den Objekt- und Kontrollpunktpositionen kann ausgedrückt werden als:

$$F = BP, \quad (1)$$

wobei F eine $N_S \times 3$ -Matrix der Koordinaten des Superellipsoids ist, P eine $N_P \times 3$ -Matrix der Koordinaten der Kontrollpunkte und B eine $N_S \times N_P$ -Deformationsmatrix. N_P ist hierbei die Anzahl der Kontrollpunkte und N_S die Anzahl der Superellipsoidpunkte.

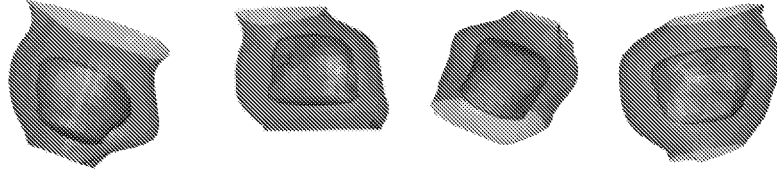
Neue Kontrollpunktpositionen, die den Abstand zwischen den Punkten des manuell erstellten Modells und den Punkten des Superellipsoids minimieren, werden berechnet, indem das Verschiebungsfeld minimiert wird. Dies kann mittels Singulärwertzerlegung der Matrix B gelöst werden. Die genaue Beschreibung dazu findet sich in [3].

Der Einfluss der einzelnen Punktepaare des mittleren Gestaltmodells auf das berechnete Deformationsfeld wurde in unserem Fall dadurch eingeschränkt, dass nur 50% der Singulärwerte, die größer als 0 waren, bei der Methode der kleinsten Quadrate verwendet wurden. Damit wurde die Glattheit des Initialmodells sichergestellt.

2.3 Segmentierung des Epikards

Zur eigentlichen Segmentierung des Epikards muss der Benutzer zuerst das erste und letzte Vorkommen des linken Ventrikels im Datensatz markieren und die maximale Ausdehnung in x - und y -Richtung eingeben. Mit Hilfe dieser sechs Punkte wird dann eine Bounding-Box für das zu erwartende Objekt definiert. Der Mittelpunkt des Initialmodells wird anschließend auf den Box-Mittelpunkt positioniert, und das Modell wird mit einem Vergrößerungsfaktor von 1.2 etwas vergrößert. Durch diese Vergrößerung wird sichergestellt, dass sich keine Bildpunkte des Epikards innerhalb des Modells befinden. Dadurch kann eine Suchrichtung nach innen angenommen werden. Weil das Modell außerdem durch diese

Abb. 3. Beispiele für erzeugte Ventrikel-Segmentierungsergebnisse in vier verschiedenen Testdatensätzen



Benutzerinteraktion schon in der Nähe der tatsächlichen Objektgrenzen positioniert wurde, braucht nur noch in der unmittelbaren Nähe nach Konturpixeln gesucht werden. Aus diesen wird wieder anhand einer FFD das Verschiebungsfeld der einzelnen Oberflächenpunkte berechnet. Als Steifheitskriterium wurden $2/3$ der kleinsten Singulärwerte eliminiert, um den Einfluss falsch identifizierter Konturpunkte abzuschwächen. Durch diese Art der Spezifikation der Steifheit der Oberfläche war es gleichfalls möglich, den Segmentierungsansatz auch für Bilddaten von Patienten zu verwenden.

2.4 Segmentierung des Endokards

Nach der Epikard-Segmentierung muss der Benutzer zur Endokard-Segmentierung wiederum die erste und letzte Schicht markieren, in der das Endokard vorkommt. Anhand dieser Eingabe werden für alle dazwischenliegenden Schichten die Koordinaten der Ventrikelmittelpunkte berechnet. Mit diesen Mittelpunkten werden dann alle Epikard-Konturpunkte der jeweiligen Schicht durch eine Linie verbunden. Auf diesen Linien erfolgt anhand des größten Gradientenbetrags die Bestimmung der Positionen der jeweiligen Endokard-Konturkandidaten. Diese Kandidaten werden anschließend für die Verformung eines neuen Initialmodells benutzt. Das neue Superellipsoid wird generiert durch Nutzung der Parameter aus dem vorher ermittelten Epikard-Modell. Das Verschiebungsfeld zwischen den Endokard-Konturkandidaten und den korrespondierenden Superellipsoidpunkten wird berechnet, wobei bei der FFD wiederum nur $1/3$ der größten Singulärwerte verwendet werden. In Abb. 3 sind einige erzeugte Ventrikel-Modelle zu sehen.

3 Ergebnisse der Segmentierung

Zur Bewertung der Ergebnisse wurden manuelle Segmentierungen von jeweils drei unterschiedlichen Experten für sechs Datensätze verwendet. Die Tests haben gezeigt, dass die Methode trotz der teilweise schlechten Datenqualität sehr gute Segmentierungsergebnisse liefert. Die ermittelte mittlere Abweichung korrespondierender Oberflächenpunkte betrug sowohl für das Epikard als auch für

das Endokard 1 Pixel im Vergleich zu dem mittleren Modell der manuellen Segmentierung. Diese Fehler lagen damit in dem selben Bereich wie die Unterschiede zwischen den einzelnen manuellen Segmentierungen.

Eine weitere Untersuchung beschäftigte sich mit dem Einfluss der Iterationszahl bei der FFD auf das Ergebnis. Es konnte festgestellt werden, dass mit steigender Iterationsanzahl der Einfluss falsch-segmentierter Konturpunkte auf das Ergebnis zunimmt. Aus diesem Grund wird die FFD nur mit einer Iteration durchgeführt.

Tests mit simulierten Bildern von einem Patientenphantom haben gleichfalls gute Ergebnisse geliefert. Dies war dadurch möglich, dass nur eine kleinere Anzahl der Singulärwerte bei der FFD genutzt wurde. Durch die Auswahl der Anzahl der verwendeten Werte ließ sich die Steifheit des Modells variieren. Dadurch wurde eine Minimierung der Untersegmentierung der nicht vom Blut durchflossenen Herzbereiche gewährleistet. Einzelheiten der Tests sind ausführlich in [4] beschrieben.

4 Diskussion und Ausblick

Anhand der Segmentierung der dSPECT-Daten konnte gezeigt werden, dass es mitunter bei unzureichenden Informationen in den Daten sinnvoll ist, die Erwartungshaltung des Benutzers in das Modellwissen zu integrieren. Dieses Modell kann dann an die Daten angepasst werden, wodurch sich das Segmentierungsproblem lösen lässt. Ein Problem besteht jedoch noch darin, ein ausgewogenes Maß zwischen den Modellannahmen und den Informationen zu finden, was in diesem Fall über die Anzahl der genutzten Singulärwerte gesteuert werden konnte.

Die Ergebnisse der Segmentierung können nun in das Rendering-System zur Visualisierung der dSPECT-Bilder integriert werden, um die Wahrnehmung und Interpretation dieser Bilddaten für den Arzt zu verbessern. Hier sind z. B. hybride Visualisierungen realer Datensätze und segmentierter Ergebnisse und die Abbildung der Durchblutungsparameter auf der segmentierten Oberfläche denkbar.

Literaturverzeichnis

1. Pohle, R., Tönnies K.D., Celler, A.: 4d-Segmentierung von dSPECT-Daten des Herzens. Bildverarbeitung für die Medizin, Erlangen, Tagungsband, Springer, S.176–180, 2003.
2. Szeliski, R., Lavallée, S.: Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines, Proc. of the IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis, Seattle, pp. 144–153, 1994.
3. Bardinet, E., Cohen, L.D., Ayache, N.: Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics. Medical Image Analysis, No. 2, pp: 129–149, 1996.
4. Wegner, M., Segmentierung von Leber und linkem Ventrikel in 4D-dSPECT-Daten. Diplomarbeit, Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg, 2003.