

Ein Softwarepaket für die modellbasierte Segmentierung anatomischer Strukturen

Thomas Lange¹, Hans Lamecker² und Martin Seebaß²

¹Robert-Rössle-Klinik, Charité, 13125 Berlin

²Zuse Institut Berlin (ZIB), 14195 Berlin

Email: lamecker@zib.de

Zusammenfassung. Segmentierungsverfahren, die auf statistischen Formmodellen basieren, sind erfolgsversprechend für automatische und robuste Segmentierung medizinischer Bilddaten. In dieser Arbeit wird ein Softwarepaket vorgestellt, in dem die Erzeugung statistischer Modelle, deren Anwendung zur Segmentierung unterschiedlicher Bildmodalitäten und Evaluationsmethoden integriert sind.

1 Einleitung

Eine dreidimensionale Modellierung individueller anatomischer Strukturen findet zunehmend Verwendung in der computergestützten Therapieplanung und -Simulation. Beispielsweise kann die Modellierung von Leberstrukturen den Chirurgen bei der Entscheidung unterstützen, ob ein Tumor operativ aus der Leber entfernt werden kann, und gegebenenfalls als Grundlage für eine Operationsplanung dienen. Ebenso ist für die Simulation der Wärmeverteilung bei der regionalen Hyperthermiebehandlung (Wärmetherapie) von Tumoren ein dreidimensionales Patientenmodell erforderlich.

Eine Voraussetzung für die dreidimensionale Modellierung ist die Segmentierung der relevanten Strukturen aus medizinischen Bilddaten. Für den Routineeinsatz in der Klinik sind robuste automatische Verfahren erforderlich. Deformierbare Modelle in 3D, die statistisches Formwissen über die zu segmentierenden Objekte berücksichtigen, wurden bereits für verschiedene anatomische Strukturen erfolgreich eingesetzt.

Die modellbasierte Segmentierung besteht aus zwei wesentlichen Teilen: Der Erstellung eines statistischen Formmodells der zu segmentierenden anatomischen Struktur und einem Verfahren zur Adaption dieses Modells an einen individuellen Patientendatensatz einer bestimmten Bildmodalität.

Zweidimensionale statistische Formmodelle wurden von Cootes et al. [1] beschrieben. Erweiterungen auf 3D existieren bisher meist für Formen mit kugelförmiger Topologie (Kelemen et al. [2], Thompson et al. [3]) und basieren teils auf sehr rechenintensiven Optimierungsverfahren (Davies et al. [4]). In der hier beschriebenen Software ist ein interaktives Verfahren zur Korrespondenzbestimmung zwischen beliebigen 3D Formen, insbesondere Nicht-Mannigfaltigkeiten mit Rand, implementiert [5].

Die Adaption des Modells erfolgt über eine Analyse der Grauwertprofile entlang der Flächennormalen. Eine häufig verwendete Methode ist die statistische Analyse der Profile in den Trainingsdaten mittels des Mahalanobis-Abstand [1]. Das hier vorgestellte System erlaubt sowohl eine Auswahl verschiedener Adaptionstrategien als auch die einfache Erweiterung des Systems um spezifische Anpassungsalgorithmen für die eigene Anwendung.

2 Methoden

Der erste Schritt bei der Erstellung des Formmodells ist die manuelle Segmentierung einer Trainingsmenge und die Erzeugung von Oberflächen aus diesen Segmentierungen. Zur Verbesserung bzw. Weiterverarbeitung der Flächen stehen verschiedene Methoden zur Verfügung: Formbasierte Interpolation, Glättung, Flächenvereinfachung.

Der zweite Schritt der Modellbildung ist die Korrespondenzbestimmung, d.h. die anatomische Zuordnung der Oberflächenpunkte der verschiedenen Trainingsflächen. Hierfür haben wir ein eigenes Verfahren entwickelt [5], das unter Zuhilfenahme einiger interaktiv gekennzeichnete anatomischer Punkte und Linien eine Referenzfläche mit minimaler Verzerrung auf eine andere Fläche abbildet. Dazu ist eine Zerlegung der Fläche in Patches (Flächenteile) nötig. Die Berechnung der Abbildung führt auf ein dünnbesetztes lineares Gleichungssystem, das effizient gelöst werden kann.

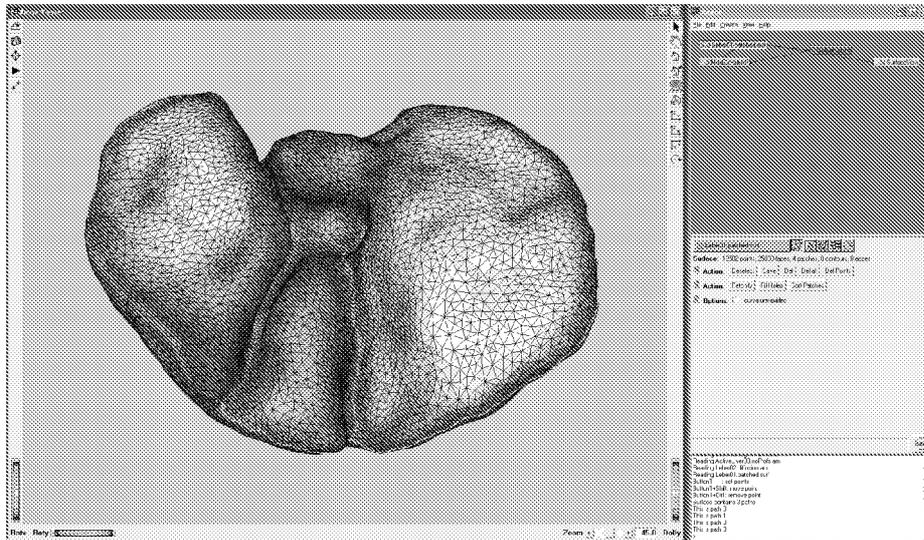
Im dritten und letzten Schritt der Modellbildung wird eine Hauptmodenanalyse der korrespondierenden Punkte der Trainingsflächen durchgeführt. Das Ergebnis ist ein lineares Modell der in der Trainingsmenge enthaltenen Formvariationen.

Die Adaption des Formmodells an die Bilddaten erfolgt durch iterative Verbesserung der Formkoeffizienten und der Lage des Modells. In jedem Iterationsschritt werden aus den Grauwertprofilen in jedem Oberflächenpunkt senkrecht zur Fläche Verschiebungsvektoren zum Rand des zu segmentierenden Objekts bestimmt. Die durch diese Verschiebungen erzeugte Fläche wird dann auf das Formmodell projiziert und es wird mit den so berechneten Gewichtungskoeffizienten der nächste Iterationsschritt durchgeführt. Zusätzlich verbessert eine Multilevel Strategie (sukzessive Erhöhung zulässiger Moden) die Robustheit der Adaption.

3 Ergebnisse und Implementation

Die beschriebenen Methoden wurden auf Basis von Amira ([6]), einer kommerziellen Visualisierung- und Modellierungssoftware, implementiert. Amira basiert auf OpenInventor und bietet durch eine objektorientierte Implementierung einfache Erweiterungsmöglichkeiten in Form eigener Datenobjekte und Berechnungsmodule. Die Software existiert für verschiedene Plattformen: Windows, Linux, HP-UX, IRIX, SUN-Solaris.

Abb. 1. Surface Path Editor.



Das Einlesen medizinischer Bilddaten erfolgt in Amira über eine DICOM Schnittstelle. Ein Segmentierungeditor verfügt über zahlreiche Werkzeuge zur intuitiven manuellen und halbautomatischen Segmentierung der Trainingsdaten (Brush, Intelligent Scissors, Region Growing, Ballon-Tool, etc.).

Die Zerlegung der Flächen, die aus den segmentierten Trainingsdaten erzeugt werden, geschieht interaktiv durch einen speziellen Editor (SurfacePath Editor). Es werden manuell Landmarken selektiert und zwischen diesen kürzeste Pfade berechnet, die die Patchgrenzen bilden. Dafür kann auch eine Metrik verwendet werden, die Pfade entlang großer Krümmung favorisiert (siehe Abb. 1). Z.B. ist es so möglich innerhalb weniger Sekunden Oberflächen von segmentierten Lebern in vier anatomisch bedeutungsvolle Patches zu zerlegen.

In einem nächsten Schritt können die Grauwertprofile senkrecht zur Modellfläche analysiert werden, z.B. um ein geeignetes Grauwertmodell zu bestimmen. Der Benutzer bestimmt mit der Maus Positionen auf der Fläche, an denen das Profil visualisiert werden soll (Abb. 2).

Für die Segmentierung wird der Bilddatensatz sowie das entsprechende statistische Formmodell geladen. Aufgrund der Erweiterbarkeit der Software ist es möglich, eigene Module für die Adaption des Modells zu implementieren, die die Verschiebungsvektoren anhand der Grauwertprofile in den Bilddaten berechnen (siehe Abb. 3). Die segmentierte Fläche kann in verschiedenen gängigen Formaten abgespeichert werden (PLY, STL, Inventor, VRML, etc.).

Abb. 2. Untersuchung der Grauwertprofile senkrecht zur Fläche.

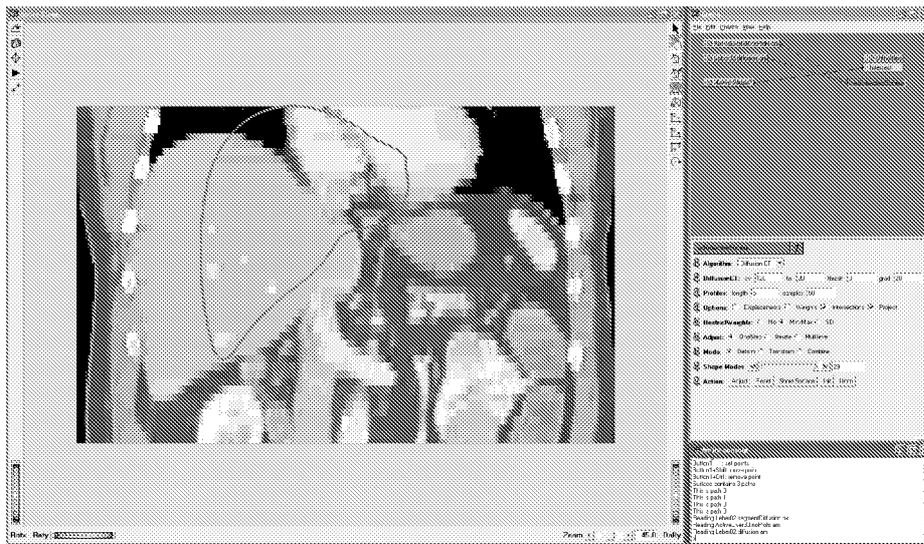
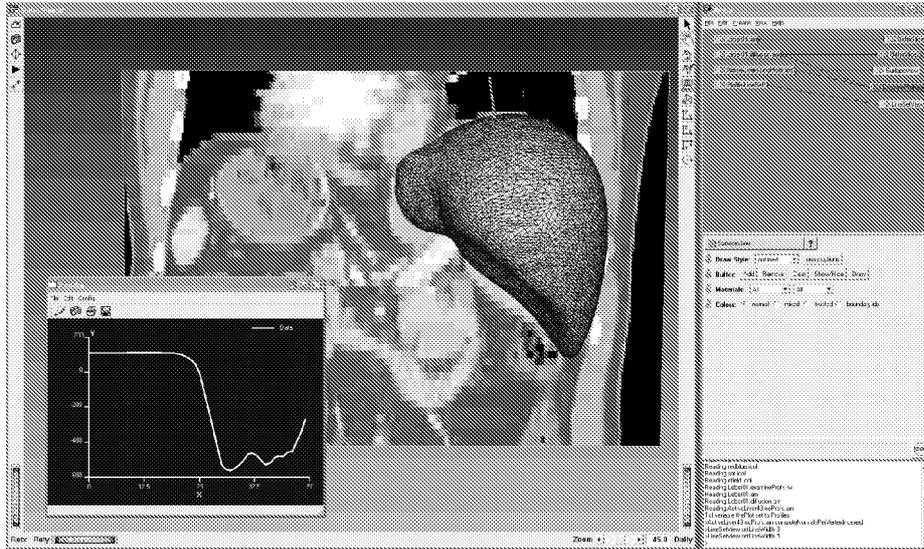


Abb. 3. Interface für den Segmentierungsprozess.

4 Diskussion

Die Auswahl der Software Amira als Plattform für die Segmentierung mit statistischen Modellen hat sich sehr bewährt. Zum einen wird ein großer Umfang an Modulen zur Visualisierung, Segmentierung und Flächengenerierung bereitgestellt. Diese gewähren ein hohes Maß an Interaktivität, die zur Entwicklung neuer Methoden für die modellbasierte 3D Segmentierung sehr hilfreich war. Zum anderen waren die von Amira zur Verfügung gestellten Datenstrukturen leicht für unsere Anwendung erweiterbar.

Die Skript-Fähigkeit von Amira ermöglicht quantitative Auswertungen großer Datenmengen. Wir haben mit diesem System zum Beispiel eine ausführliche Studie zur Segmentierung von Lebern aus CT Daten durchgeführt. Diese umfasste den Aufbau und die Analyse eines Formmodells, das aus 43 Trainingsdaten generiert wurde, und die automatische Segmentierung von mehr als 30 CT Daten. Eine ähnliche Untersuchung mit Beckenknochen aus CT Daten ließ sich durch eine Modifikation der Berechnung der Verschiebungsvektoren durchführen. Auch die Bestimmung der Korrespondenz dieser topologisch komplizierteren Flächen (Torus mit zwei Henkeln) war problemlos möglich.

Literaturverzeichnis

1. T. Cootes, A. Hill, C. Taylor, J. Haslam, „Use of Active Shape Models for Locating Structures in Medical Images“, *Image and Vision Computing*, vol. 12, pp. 355–366, 1994.
2. A. Kelemen, G. Szekely, G. Gerig, „Three-dimensional Model-based Segmentation of Brain MRI“, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 18, no. 10, pp. 828–839, 1999.
3. P. M. Thompson, A. W. Toga, „Detection, Visualization and Animation of Abnormal Anatomic Structure with a Deformable Probabilistic Brain Atlas Based on Random Vector Field Transformations“, *Medical Image Analysis*, vol. 1, no. 4, pp. 271–294, 1996.
4. R. Davies, C. Twining, T. Cootes, J. Waterton, C. Taylor, „A Minimum Description Length Approach To Statistical Shape Modelling“, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, May 2002.
5. H. Lamecker, T. Lange, M. Seebaß, „Erzeugung statistischer 3D-Formmodelle zur Segmentierung medizinischer Bilddaten“, in *BVM 2003*, 2003, to appear.
6. Amira – Visualization and Modelling System. <http://www.AmiraVis.com>