

# Segmentierung einzelner Wirbel in dreidimensionalen CT-Daten mit einem modellbasierten Level Set Ansatz

Claudia Dekomien, Susanne Winter, Institut für Neuroinformatik, Ruhr-Universität Bochum, Deutschland

## Kurzfassung

Die Segmentierung von anatomischen Strukturen aus medizinischen Bilddaten ist für viele medizintechnische Anwendungen von großem Interesse. *Level Set* Methoden weisen eine hohe Form-Flexibilität auf und erscheinen daher geeignet, komplexe Strukturen aus medizinischen Bilddaten zu extrahieren. Wir haben aus CT-Daten von 18 Patientenwirbeln ein *Shape Model* erstellt, in dem Forminformationen durch *Eigenshapes* repräsentiert werden. Mit einem modellbasierten *Level Set* Ansatz konnten Wirbel, die nicht im Modell enthalten waren, gut segmentiert werden.

## 1 Einleitung

Navigationssysteme unterstützen zunehmend die räumliche Orientierung des Chirurgen während Operationen. Viele dieser Systeme basieren auf der Registrierung präoperativer CT-Daten mit dem Koordinatensystem des Operationssaales. Der Chirurg kann sich dann seine Instrumente in die präoperativen Daten einblenden lassen. Von unserer Gruppe wurde ein kostengünstiges System entwickelt, welches intraoperative dreidimensionale Ultraschalldaten zur Registrierung präoperativer CT-Daten der Lendenwirbelsäule nutzt und ohne zusätzliche Strahlenbelastung einfach zu handhaben ist [1].

Voraussetzung für die von uns entwickelte Registrierung ist die Extraktion der Knochenoberfläche aus den CT-Daten. Da sich die einzelnen Wirbel lageungsbedingt zwischen dem Zeitpunkt der CT-Aufnahmen und der Operation relativ zueinander verschieben, muss die Registrierung separat für jeden einzelnen Wirbel erfolgen. Voraussetzung hierfür ist eine Segmentierung der einzelnen Lendenwirbel. Einfache Schwellwertverfahren oder *Region Growing* Verfahren haben hier den Nachteil, dass die Wirbel sich nicht voneinander trennen lassen. Der Einsatz modellbasierter Verfahren erscheint hingegen gut geeignet, da Vorwissen über die Form der Wirbel genutzt wird [2, 3]. Eine Art modellbasierter Ansätze sind die *Level Set* Methoden, die eine hohe Form-Flexibilität aufweisen [4].

## 2 Material und Methoden

Es wurden dreidimensionale Spiral-CT-Daten der Lendenwirbelsäule von 12 Patienten verwendet. Zusätzlich standen Spiral-CT-Daten von einem Plastikphantom zur Verfügung. Zur Modellerstellung wurden 18 Wirbel genutzt, die keine starken pathologischen Veränderungen zeigten. Die Daten wurden in eine isotrope Darstellung mit einer Voxelgröße von  $0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$  umgewandelt.

Für die Segmentierung wurde ein *Shape based Level Set* Algorithmus verwendet, der auf einer Modifikation der in [5] beschriebenen Methode basiert. Dieser Algorithmus besteht aus zwei Schritten, dem Erstellen eines Modells und dem Segmentierungs-Prozess.

### 2.1 Modellerstellung

Zur Erstellung eines Wirbel-Modells wurden die  $n$  einzelnen Wirbel manuell voneinander getrennt und halbautomatisch mit einem *Region-Growing*-Verfahren segmentiert.

Die Wirbel wurden binarisiert und miteinander registriert. Für jeden einzelnen der  $n$  Wirbel wurde dann eine *Signed Distance Map* berechnet.

Entsprechend der in [5] beschriebenen Methode werden ein *Mean Shape*  $M$  und  $n$  *Eigenshapes*  $E$  berechnet, aus denen die *Level Set* Funktion  $L$  erzeugt wird:

$$L_{w,p}(\vec{x}) = M(T_p(\vec{x})) + \sum_{i=1}^k w_i E_i(T_p(\vec{x})).$$

Dabei stellen  $w = (w_0, \dots, w_k)$  die Parameter für die Gewichtung der  $k \leq n$  *Eigenshapes* und  $p$  die Transformationsparameter einer Koordinatentransformation  $T_p$  mit Rotation, Translation und Skalierung eines Punktes  $\vec{x}$  dar.

### 2.2 Segmentierungs-Phase

Um den Kontrast zwischen Wirbeln und umgebendem Gewebe zu erhöhen, wurden die Wirbel mit einem Sigmoid-Filter vorverarbeitet. Die Startposition der Segmentierung wurde manuell gewählt.

Die *Level Set* Funktion  $L$  besteht aus zwei Bereichen, dem Bereich innerhalb und außerhalb des Objekts. Die Objektkontur wird als *Zero Level Set* bezeichnet und stellt den Umriss des Segmentierungsergebnisses dar. Die Segmentierung erfolgt indem die Transformationsparameter  $p$  sowie die Gewichtungsparameter  $w$  der *Eigenshapes* so optimiert werden, dass die Fehlerfunktion

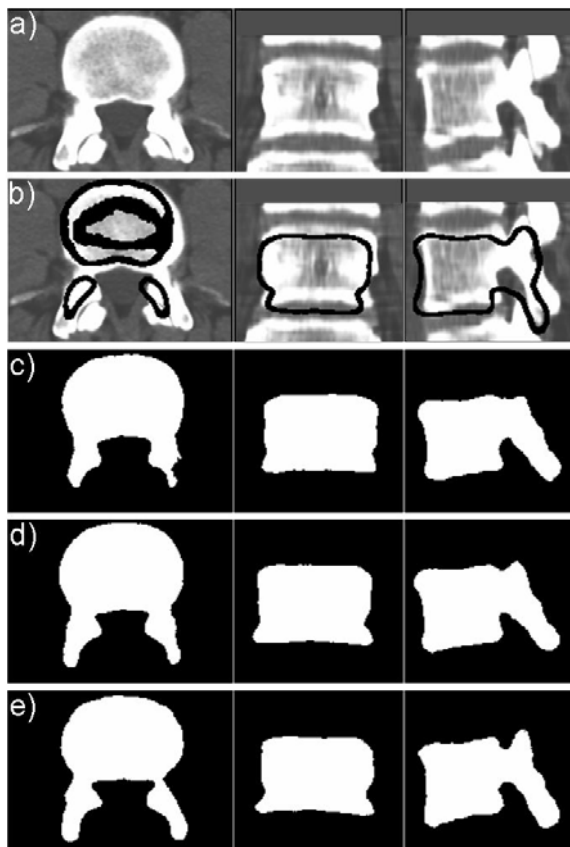
$$F = -\frac{1}{2}(\mu - v)^2$$

minimiert wird. Dabei beschreiben  $\mu$  und  $v$  die mittleren Grauwertintensitäten des zu segmentierenden Volumens innerhalb und außerhalb des aktuellen *Zero Level Sets*.

Die Optimierung wurde mit einem adaptiven evolutionären Verfahren, der CMA-Evolutionsstrategie [6], welche bei geringen Rechenzeiten eine hohe Reichweite und Präzision zeigt [7], auf verschiedenen Skalierungsstufen durchgeführt.

### 3 Ergebnisse

Es wurden drei Modelle aus 6, 10 und 18 verschiedene Wirbeln erstellt. Die Segmentierung wurde an Wirbeln getestet, die nicht zur Modellbildung verwendet wurden. Abbildung 1 zeigt CT-Daten eines Wirbels, die Startposition des *Zero Level Sets* und die Ergebnisse der Segmentierungen mit den verschiedenen Modellen. Die Startposition war bei allen Segmentierungen identisch.



**Abbildung 1** a) CT-Daten eines Wirbels (axial, coronar und sagittal), b) die Startposition des *Zero Level Sets*, c) - e) die Ergebnisse der Segmentierung mit Modellen aus 6, 10 und 18 Wirbeln.

## 4 Diskussion

Während die modellbasierte *Level Set* Methode in [5] auf relativ einfache Strukturen angewendet wurde, konnten wir zeigen, dass sich der Ansatz auch auf die komplexe Struktur menschlicher Wirbelknochen ausdehnen lässt. Aufgrund der guten Eigenschaften bezüglich Reichweite, Rechenzeit und Präzision wurde von uns zur Lösung der Optimierung ein adaptives evolutionäres Verfahren (CMA-ES) verwendet.

Mit steigender Anzahl der zur Modellerstellung verwendeten Wirbel wurde das Segmentierungsergebnis deutlich besser, wobei Formvarianten wie z.B. besonders dicke Gelenkfortsätze nicht komplett erfasst wurden, da das Modell diese Eigenschaften vermutlich nicht enthielt. Zur weiteren Verbesserung des Ansatzes ist es sicherlich notwendig, eine größere Zahl von Wirbeln für die Modellerstellung zu verwenden. Die Feinanpassung kann in einem nachfolgenden Schritt mit einem regionenbasierten Verfahren, wie z.B. einer Aktiven Kontur, erfolgen.

**Danksagung:** Diese Arbeit ist im Rahmen des OrthoMIT-Projekts entstanden und wurde vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (Az. 01EQ0424) gefördert.

## 5 Literatur

- [1] Brendel B.; Winter S. et al.: Registration of 3D CT- and ultrasound-datasets of the spine using bone structures. *Computer Aided Surgery* 7, 2002, pp. 146-155
- [2] Lorenz C.; Krahnstöver N.: 3D Statistical Shape Models for Medical Image Segmentation. *3D Digital Imaging and Modeling*, 1999, pp. 414-423
- [3] Benameur S.; Mignotte M. et al.: 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 27, 2003, pp. 321-337
- [4] Osher S.; Sethian J.: Fronts propagating with curvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton Jacobi formulations. *J Comput Phys* 79, 1988, pp. 12-49
- [5] Tsai, A.; Yezzi A. et al.: A Shape-Based Approach to the Segmentation of Medical Imagery Using Level Sets. *IEEE Transactions on Medical Images* 22, 2, 2003, pp. 137-154
- [6] Hansen N.; Ostermeier A.: Completely derandomized self-adaptation in evolution strategies. *Evol Comput* 9, 2, 2001, pp. 159-195
- [7] Winter S.; Brendel B.; Igel C.: Registration of bone structures in 3D ultrasound and CT data: Comparison of different optimization strategies. In *Proc CARS, ICS*, 1281, 2005, pp. 242-247