

# Automatische graphenbasierte Kontursuche in medizinischen Bilddaten unter Verwendung von Atlanten

Matthias Färber<sup>1</sup>, Jan Ehrhardt<sup>1</sup>, Siegfried J. Pöpl<sup>2</sup> und Heinz Handels<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Medizinische Informatik, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf,  
Martinistraße 52, 20246 Hamburg

<sup>2</sup>Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck  
Email: m.farber@uke.uni-hamburg.de

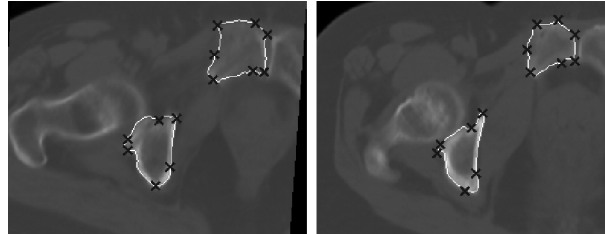
**Zusammenfassung.** Es wird ein Verfahren vorgestellt, welches unter Verwendung von Atlasinformationen die Segmentierung anatomischer Bildstrukturen weitgehend automatisch durchführt. Im Anschluss an eine Ausrichtung der Datensätze durch affine Registrierung wird die Objektkontur schichtweise vom Atlas- auf den Patientendatensatz anhand von Saatpunkten übertragen. Ein effizientes Graphsuchverfahren ermöglicht die interaktive Korrektur der ermittelten Konturen mit wenigen Mausklicks. Die Evaluation anhand von CT-Daten, in denen Strukturen der Hüfte segmentiert wurden, ergab eine Verringerung der Interaktionszeit um 51% bei gleicher Segmentierungsgüte.

## 1 Einleitung

Die Segmentierung anatomischer Strukturen bildet für viele medizinische Anwendungsbereiche (z.B. Strahlentherapie- oder Operationsplanung) ein Schlüsselproblem. Sie erfolgt häufig manuell oder semiautomatisch. Der Zeitaufwand und die Benutzerinteraktion sind dabei erheblich. Neben den Volumenwachstums- und Schwellwertverfahren werden zur Segmentierung anatomischer Strukturen häufig konturbasierte Ansätze wie Snake-Verfahren oder die Live-Wire-Segmentierung [1] verwendet.

Die Live-Wire-Segmentierung hat sich als ein robustes und benutzerfreundliches Verfahren für eine große Anzahl von Anwendungen erwiesen. Bei diesem Verfahren ist die manuelle Erstellung der Kontur in jeder Schicht notwendig. Aus diesem Grund wurde der Live-Wire-Ansatz in einigen Arbeiten zur semiautomatischen Segmentierung von Volumendaten erweitert [2, 3]. Hierbei erfolgt die Segmentierung anhand von Initialkonturen innerhalb des Patientendatensatzes. Atlasinformationen werden nicht verwendet. Das Ausnutzen von Vorwissen aus Atlanten bei der Segmentierung erfolgt vorrangig durch atlasbasierte Registrierungsverfahren, wie z.B. in [4]. Hierbei hat der Benutzer jedoch keine Möglichkeit zur interaktiven Korrektur von Segmentierungsfehlern und die Erstellung der Segmentierung ist mit einem hohen Rechenaufwand verbunden.

**Abb. 1.** Autom. Segmentierung des Sitzbeins durch Übertragung der Atlaskontur.



(a) Sitzbein im Atlas

(b) Autom. Segment.

In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, welches als Erweiterung des Live-Wire-Ansatzes unter Verwendung von Vorwissen aus einem Atlasdatensatz eine weitgehend automatische Segmentierung anatomischer Strukturen ermöglicht. Hierbei bleibt die Benutzerfreundlichkeit und Effizienz der konturbasierten Live-Wire-Segmentierung erhalten. Die automatische Segmentierung erfolgt nach einer Registrierung der Datensätze durch schichtweise Übertragung der Saatpunkte der Atlaskontur auf die Patientenschichten. Die Saatpunkte werden anschließend mit Hilfe von graphentheoretischen Optimierungsalgorithmen zur neuen Patientenkontur verbunden (siehe Abb. 1).

## 2 Methoden

Ausgangspunkt für das Verfahren ist ein segmentiertes Grauwertvolumen (Atlas), in dem die Kontur der relevanten Struktur markiert ist. Ziel des Verfahrens ist es, die Atlaskontur schichtweise auf den Patientendatensatz zu übertragen.

In einem ersten Schritt erfolgt automatisch eine grobe Ausrichtung der Datensätze durch eine affine Registrierung [5]. Als Saatpunkte im Atlas werden markante Punkte auf der Kontur für die Übertragung ermittelt. Die Punkte müssen so gewählt werden, dass sich korrespondierende Punkte im Patientendatensatz sicher finden lassen und bei der Verbindung der Punkte durch den Graphsuchalgorithmus Fehler (beispielsweise durch Abschneiden von Strukturteilen) vermieden werden. Es wurde eine Methode entwickelt, die für vom Benutzer definierte Minimal- und Maximalabstände automatisch markante Atlassaatpunkte auswählt. Hierbei wird die Konturkrümmung [6] zur Auswahl der extremalen Konturpunkte (Eckpunkte) als Saatpunkte der Atlaskontur verwendet.

Für die Atlassaatpunkte werden korrespondierende Punkte im Patientebild gesucht. Hierzu wird ein Maß verwendet, welches die Ähnlichkeit zwischen Saatpunkten  $A_i$  im Atlas und Kandidaten  $P_{i,j}$  im Patientebild, die in einer Umgebung um einen orthogonal projizierten Punkt  $P_{i,1}$  liegen, bewertet. Hierbei werden die absoluten Grauwert-, Gradientenbetrags-, Gradientenrichtungs-, und Krümmungsdistanzen, sowie die Korrelation der Grauwertumgebungen um  $A_i$  und  $P_{i,j}$  berechnet. Für diese Merkmale werden nun die Ränge aller Kandida-

ten ermittelt. Es wird derjenige Punkt ausgewählt, der die minimale Rangsumme über alle Merkmale besitzt. Eine Normierung der Distanzen ist auf diese Weise nicht notwendig.

Die Verbindung der ermittelten Patientensaatpunkte erfolgt in Anlehnung an das von Mortensen und Barrett [1] vorgestellte Live-Wire Verfahren unter Verwendung graphentheoretischer Optimierungsalgorithmen auf bildspezifischen Kostengraphen. Zu jeder Schicht im Patientendatensatz wird ein korrespondierender Kostengraph erstellt. Die Knoten entsprechen den Bildpunkten der Schicht. Sie sind genau dort durch Kanten verbunden, wo die entsprechenden Bildpunkte benachbart sind. Die Kostenfunktion wird mit Hilfe von Gradientenrichtungsmerkmalen so definiert, dass Kanten, die zu Objektkonturen korrespondieren, im Graphen niedrige Kosten erhalten. Auf diese Weise richten sich kostenoptimale Pfade im Graphen an Objektkonturen der entsprechenden Schicht aus.

Die Saatpunkte der Patientenkontur werden mit kostenoptimalen Pfaden verbunden, so dass eine geschlossene Kontur entsteht. Zur effizienten Berechnung dieser Pfade wurde der Algorithmus von Dijkstra mit einem Fibonacci-Heap zur Knotenverwaltung implementiert.

Um eine optimale Anpassung der berechneten Kontur an die Objektkontur zu erreichen, wurde die Methode des Kostentrainings [1] für die Verwendung von Atlaskonturinformationen erweitert. Hierbei werden für die Berechnung der optimalen Pfade zwischen den Saatpunkten der Patientenkontur die korrespondierenden Atlaskontursegmente für das Training des Kostengraphen herangezogen. Die Kostenfunktion wird so modifiziert, dass Kanten im Graphen, die in den Grauwert-, Gradienten-, und Krümmungsmerkmalen ähnliche Werte wie die entsprechende Atlaskontur aufweisen, niedrige Kosten erhalten.

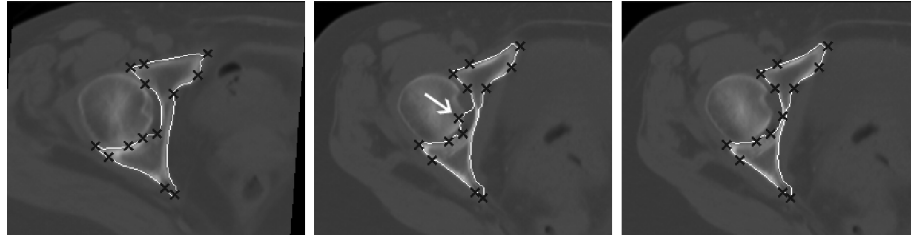
Bei der Suche nach korrespondierenden Saatpunkten kommt es teilweise zu Fehlpositionierungen und zu Vertauschungen. Diese Fehler lassen sich durch einen Vergleich der Konturkosten zwischen den Patientensaatpunkten mit den Kosten der entsprechenden Atlaskontursegmente weitgehend korrigieren.

Im Anschluss an die automatische Konturierung können eventuell fehlerhafte Konturteile vom Benutzer interaktiv mit wenigen Mausklicks korrigiert werden. Die Korrektur der Patientenkontur erfolgt durch Hinzufügen, Entfernen oder Verschieben von Saatpunkten. Um den Interaktionsaufwand zu minimieren, werden vorher automatisch redundante Saatpunkte entfernt. Aufgrund der effizienten Berechnung der neuen, kostenoptimalen Pfade zwischen den Saatpunkten durch den Dijkstra-Algorithmus kann die interaktive Anpassung in Echtzeit erfolgen. Abb. 2 zeigt die Segmentierung der Hüftpfanne in einem CT-Bild, bei der eine Korrektur durch Verschieben eines Saatpunktes vorgenommen wurde.

### 3 Ergebnisse

Das Verfahren wurde anhand der Segmentierung des Hüftbeins von drei Benutzern mit unterschiedlicher Segmentierungserfahrung evaluiert. Der CT-Datensatz bestand aus 56 Schichten, wobei in 50 Schichten eine Kontur erstellt werden

**Abb. 2.** Semiautomatische Segmentierung der Hüftpfanne (Acetabulum). Die automatisch erstellte Kontur konnte durch Verschieben eines Saatpunktes korrigiert werden.



(a) Acetabulum Atlas      (b) Autom. Segment.      (c) Manuelle Korrektur

musste. Die Schichtdicke betrug  $4\text{mm}$  und die Pixelgröße  $0.71\text{mm} * 0.71\text{mm}$ . Es wurden die manuell mit dem Live-Wire Verfahren erstellten mit den automatisch erstellten Segmentierungen ohne und mit interaktiver Korrektur verglichen.

Die Benutzer benötigten für die manuelle Segmentierung im Mittel 1713 Sekunden reine Interaktionszeit. Für die Korrektur der automatisch erstellten Kontur waren es im Mittel 841 Sekunden, also 51% weniger (Tabelle 1).

Die Güte der Segmentierungen wurde anhand des Konturabstandes und der Verhältnisse  $R^+$  und  $R^-$  beurteilt.  $R^+$  gibt hierbei das Verhältnis von korrekt segmentierten Objektpixeln zur Gesamtzahl der Objektpixel an,  $R^-$  dementsprechend das Verhältnis von korrekten Nicht-Objektpixeln zur Anzahl der Nicht-Objektpixel. Der Konturabstand zwischen den manuell erstellten Konturen betrug durchschnittlich 0.31 Pixel. Der Abstand der automatisch zur manuell erstellten Kontur betrug im Mittel 0.73 Pixel. Die manuelle Nachbearbeitung verringerte diesen Abstand auf durchschnittlich 0.31 Pixel (Tabelle 2). Der mittlere Abstand der interaktiv korrigierten Segmentierungen zu den manuell erstellten lag wie  $R^+$  und  $R^-$  im Bereich der Abweichungen zwischen den manuell erstellten Konturen.

Bei der Nachbearbeitung der Konturen mussten durchschnittlich 10% der automatisch erstellten Saatpunkte korrigiert werden, wobei redundante Saatpunkte vorher automatisch entfernt wurden. Der Interaktionsaufwand beschränkte sich hierbei auf die Korrektur von 26 der 56 Schichten.

**Tabelle 1.** Zeitersparnis durch automatische Segmentierung.  $t_{Interaktiv}$ : Interaktionszeit der drei Benutzer und Durchschnittswert,  $t_{Comp}$ : Rechenzeit für Vorverarbeitung und automatische Konturerstellung.

Verfahren	$t_{Interaktiv}$ (in sec)				$t_{Comp}$ (in sec)	$t_{Gesamt}$ (in sec)
	$B_1$	$B_2$	$B_3$	mean		
Manuell	2360	1920	859	1713	120	1950
Automatisch	0	0	0	0	614	614
Automatisch mit Korrektur	1107	840	576	841	614	1454

**Tabelle 2.** Segmentierungsfehler am Beispiel des Acetabulums.  $\mu_{dist}$ : Mittlerer Konturabstand,  $R^+$ : Verhältnis korrekter Objektpixel zur Gesamtzahl der Objektpixel,  $R^-$ : Verhältnis korrekter Nicht-Objektpixel zur Gesamtzahl der Nicht-Objektpixel.

Verfahren	$\mu_{dist}$	$R^+$	$R^-$
Inter-Observer	0.31px (0.22mm)	98.3%	99.9%
Automatisch zu Manuell	0.73px (0.52mm)	95.9%	99.9%
Korrektur zu Manuell	0.31px (0.22mm)	98.3%	99.9%

## 4 Diskussion

Es wurde ein robustes und effizientes Verfahren zur Übertragung von Atlaskonturen auf Patientendatensätze entwickelt. Das Verfahren erstellt automatisch eine Segmentierung anatomischer Strukturen und bietet durch eine interaktive Korrekturmethode die volle Flexibilität einer manuellen Konturierung. Eine Evaluation anhand von CT-Hüftdaten hat gezeigt, dass das Verfahren bei gleicher Segmentierungsgüte die Interaktionszeit um 51% verringern konnte.

Die Methode zur Konturübertragung ist auch für andere Problemstellungen anwendbar. So konnten auch Weichteilgewebe wie z.B. die Leber in CT-Daten mit weniger Interaktionsaufwand segmentiert werden. Weiterhin erfolgte eine Adaption auf die Segmentierung pathologischer Strukturen in räumlichen oder zeitlichen Schichtbildfolgen. Hierbei wird eine manuell erstellte Initialkontur iterativ auf die Nachbarschichten übertragen bis das gesamte Objekt segmentiert ist. Dieses Verfahren konnte in einer ersten Evaluation mit MR-Hirntumordaten ebenfalls die Interaktionszeit deutlich verringern.

## Literaturverzeichnis

1. Barrett W, Mortensen E. Interactive live-wire boundary extraction. *Med Image Anal* 1997;1(4):331-341.
2. Falcao A, Udupa J. A 3D generalization of user-steered live-wire segmentation. *Med Image Anal* 2000;4(4):389-402.
3. Schenk A, Prause G, Peitgen HO. Optimierte Semi-automatische Segmentierung von 3D-Objekten mit Live Wire und Shape-Based Interpolation. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*. Lübeck: Springer Verlag; 2001. p. 202-206.
4. Ehrhardt J, Handels H, Malina T, Strathmann B, Plötz W, Pöpl SJ. Atlas based Segmentation of Bone Structures to Support the Virtual Planning of Hip Operations. *Int J Med Inform* 2001;64(2-3):439-447.
5. Woods RP, Grafton ST, Holmes CJ, Cherry SR, Mazziotta JC. Automated Image Registration: I. General methods and intrasubject intramodality validation. *J Comput Assist Tomogr* 1998;22(1):139-52.
6. Tsai DM, Hou HT, Su HJ. Boundary-based corner detection using eigenvalues of covariance matrices. *Pattern Recog Lett* 1999;1(4):31-40.
7. Bornemann L. Automatisch-adaptierende 3D-Segmentierung medizinischer Bilddaten unter Verwendung graphentheoretischer Algorithmen. Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck; 2000.