

# Tracking und Segmentierung baumförmiger, tubulärer Strukturen mit einem hybriden Verfahren

Philipp Wolber<sup>1</sup>, Ingmar Wegner<sup>1</sup>, Tobias Heimann<sup>1</sup>, Michael Puderbach<sup>2</sup>,  
Ivo Wolf<sup>1</sup>, Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Abt. Medizinische und Biologische Informatik, Deutsches Krebsforschungszentrum

<sup>2</sup>Abt. Radiologie, Deutsches Krebsforschungszentrum

p.wolber@dkfz-heidelberg.de

**Kurzfassung.** Bereichswachstumsverfahren weisen bei der Segmentierung von tubulären Strukturen geringe Laufzeiten auf, bergen aber die Gefahr von Übersegmentierungen in Form von Auslaufen in benachbarte Strukturen in sich. Modellbasierte Verfahren liefern hier robustere Ergebnisse, sind jedoch deutlich rechenintensiver. Dieser Beitrag beschreibt die Entwicklung eines Verfahrens, welches die Zentralgeometrie eines Gefäßbaumes per erweitertem Bereichswachstum segmentiert und ein modellbasiertes Verfahren für die Peripherie anschließt. Die Ergebnisse zeigen eine Verbesserung der Resultate bei akzeptabler Laufzeiterhöhung gegenüber Bereichswachstumsverfahren.

## 1 Einleitung

Die Segmentierung baumförmiger tubulärer Strukturen findet in der medizinischen Bildverarbeitung bei der Extraktion von Blutgefäßen, aber auch bei der Kennzeichnung des Tracheobronchialbaums Anwendung. Speziell letztgenannte Anwendung kann für eine Segmentierung mit Bereichswachstumsverfahren problematisch sein. Das Verfahren ist zwar in der Lage, die komplexe Baumstruktur zu erfassen; der sich stetig reduzierende Kontrast zwischen Gefäß und Hintergrund in den unteren Bauebenen bereitet jedoch Schwierigkeiten. Erreicht der Wachstumsprozess die Peripherie, treten durch die Kombination von verminderter Wanddicke und Partialvolumeneffekten im Bild Löcher in der Gefäßwand auf. Dies führt dazu, dass der Wachstumsprozess in umliegende Bereiche ausläuft. Die hieraus resultierende Segmentierung entspricht nicht der gefragten Struktur und muss mit modifizierten Parametern neu erstellt werden, was die Performance des Bereichswachstumsverfahrens stark einschränkt. Das Auffinden des größtmöglichen Intervalls der Grauwerte, in dem kein Auslaufen stattfindet, stellt einen zusätzlichen Aufwand dar.

Modellbasierte Verfahren wie Modell-zu-Bild-Registrierung [1], Pattern Matching [2] oder Aktive Formmodelle [3] sind gegenüber Störungen wie Bildrauschen und Partialvolumeneffekten deutlich robuster. Ihre Performance hängt jedoch stark von der Qualität des zugrundeliegenden Modells ab. In den oberen

Bereichen der Baumstruktur weicht die Form der „Äste“ oft von idealisierten Modellen ab. Krankheitsbedingte Deformationen, beispielsweise durch Tumore, stellen eine zusätzliche Herausforderung dar. Die Erstellung der Modelle (beispielsweise aus Trainingsdatensätzen) ist mit zusätzlichem Aufwand verbunden.

Betrachtet man die Stärken und Schwächen beider Ansätze, liegt folgender Entwurf nahe: Ein hybrides Verfahren, welches mit einem Bereichswachstumsverfahren die Zentralgeometrie mit großer Geschwindigkeit segmentiert, detektiert im Anschluss die peripheren Äste mit einem modellbasierten Tracking. Die Ergebnisse der Verfolgung werden anschließend mit einem lokalen Bereichswachstumsverfahren zu einer Segmentierung erweitert.

## 2 Material und Methoden

Zur Implementierung des vorgestellten Verfahrens wurden die quelloffenen C++ Klassenbibliotheken Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) und Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) verwendet.

### 2.1 Vorsegmentierung

Ein im ITK vorhandener Filter zur Segmentierung per Bereichswachstumsverfahren (Region Growing) wurde dahingehend erweitert, dass in einem Berechnungsdurchgang Segmentierungen für ein ganzes Intervall von Schwellwerten berechnet werden, ohne dabei die Laufzeit gegenüber dem ursprünglichen Verfahren wesentlich zu verlängern. Aus diesen wird derjenige mit maximal möglicher Segmentierung ohne Auslaufen ins Lungenparenchym ausgewählt. Gegebenenfalls kann die automatische Schwellwertbestimmung interaktiv korrigiert werden, wobei eine erneute Durchführung des Verfahrens nicht notwendig ist, was die Bestimmung der optimalen Schwellwerte enorm erleichtert. Ein ähnliches Verfahren, welches auf einer Maximierung des mittleren Gradienten an der Regionengrenze beruht, wurde in [4] präsentiert.

Aus der somit erstellten Segmentierung wird über einen Skelettierungsalgorithmus eine Baumrepräsentation erstellt [5]. Anschließend werden aus dem Baum die Positionen der Blattknoten, sowie deren Orientierung und der Durchmesser der lokal vorliegenden Segmentierung ermittelt. Diese Informationen werden als Startwerte für das anschließende modellbasierte Verfahren verwendet.

### 2.2 Modellbasiertes Tracking tubulärer Strukturen

Um den weiteren Verlauf der tubulären Struktur auffinden zu können, wird an den identifizierten Endpunkten ein Verfahren gestartet, welches ein Muster (Pattern) mit benachbarten Regionen vergleicht. Das dreidimensionale Pattern kann dabei auf zwei Arten generiert werden:

- Kubusförmige Region; wird an der aktuellen Position aus den Bilddaten erzeugt

- Verwendung eines synthetischen Patterns („idealisierte Zylinder, bzw. Tubus“, siehe Abb. 1)

Bei der Erzeugung der synthetischen Patterns wird der enthaltene Zylinder / Tubus stets in die Richtung des aktuellen Translationsvektors ausgerichtet. Hierzu wird initial ein Modell-Pool mit Patterns verschiedener Größe und Orientierung angelegt. So kann zur Laufzeit je nach Bedarf das Modell aufgerufen werden, das der aktuell verwendeten Patterngröße und der aktuellen Ausrichtung entspricht [6].

Das so erstellte Pattern wird mit benachbarten Regionen gleicher Größe verglichen. Die Summe der quadrierten Differenzen über alle Voxel beider Regionen dient als Kostenfunktion. Die besten Übereinstimmungen werden als Ausgangspunkt für die nächste Iteration verwendet. Periodisch wird überprüft, ob ein Pattern anderer Größe eine bessere Übereinstimmung erzielt. Ist dies der Fall, wird diese Größe bis zur nächsten Überprüfung beibehalten.

Da bei jeder Iteration nicht nur der günstigste Vergleich weiterverfolgt wird, sondern alle, die eine bestimmte Kostenfunktion erfüllen, können sich Pfade über mehrere Iterationen hin durch beispielsweise die Bronchien entwickeln [7]. Hierdurch ist das Verfahren in der Lage, Strukturen auch über Bifurkationen hinweg zu verfolgen.

Nach jeder Iteration wird die Menge der aktiven Pfade auf eine feste Anzahl reduziert. Die Auswahl findet über gleitende Mittelwertbildung der Vergleichskosten statt. Ausgeschlossene Pfade werden als passiv gekennzeichnet und nicht mehr weiter verfolgt. Existieren keine aktiven Pfade mehr oder wurde die Anzahl der maximalen Iterationen erreicht, bricht das Verfahren ab.

### 2.3 Abschließende Segmentierung

Im vorangegangenen Schritt wurde ein Tracking der tubulären Strukturen durchgeführt, das nun zu einer Segmentierung erweitert werden muss. Für diese wird wiederum ein Bereichswachstumsverfahren angewandt, für welches die aus dem Tracking gewonnenen Koordinaten als Saatpunkte dienen. Ähnlich wie in [8] wird die jeweilige Segmentierung auf eine beschränkte Umgebung des aktuellen Saatpunktes begrenzt. Hierzu dient die Größe des an der jeweiligen Koordinate erfolgreich gematchten Patterns als Region of Interest.



**Abb. 1.** Volumenvisualisierung eines synthetischen Patterns

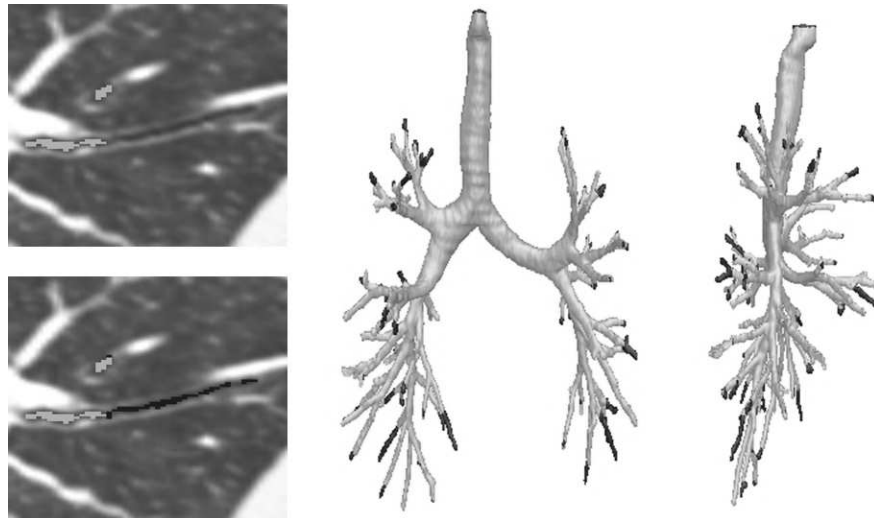
### 3 Ergebnisse

Der Algorithmus wurde erfolgreich auf mehreren CT-Datensätzen getestet, wobei die Verwendung der synthetischen Pattern robustere Ergebnisse lieferte. Der zeitliche Aufwand beträgt hierbei je nach Größe der Bilddaten zwischen 4 und 6 Minuten inklusive Benutzerinteraktion. Der Workflow sieht hierbei vor, zunächst die Segmentierung mit Bereichswachstumsverfahren durchzuführen und ggf. durch einen Schieberegler semiautomatisch anzupassen (ca. 10-30 Sek.) um anschließend das Patternmatching und die abschließende Segmentierung durchzuführen (ca. 3-4 Min.) (P4 2,4 GHz, 2GB RAM). Über die Parameter (max. Matchingkosten, max. aktive Pfade, max. Anzahl Iterationen) kann ihr Ergebnis beeinflusst werden.

Das Gesamtergebnis kann als binäres Segmentierungsbild, als (interaktiver) Baum oder als Oberfläche betrachtet und weiterverarbeitet werden. Bei der Erstellung eines interaktiven Baums können ggf. falsch positiv erkannte Äste markiert und respektiv aus der Segmentierung entfernt werden. Bei der quantitativen Evaluation an CT-Datensätzen war das neue Verfahren in der Lage, im Mittel an 65% der identifizierten Blattknoten den vorliegenden Bronchialast weiter zu verfolgen. Der Anteil falsch positiv erkannter Äste lag bei 3%.

### 4 Diskussion

Wie Tschirren et al. beschreiben [8], ist eine Evaluation der Segmentierungen von Bronchialbäumen im klassischen Sinne nicht möglich. Dies rührt daher, dass,



**Abb. 2.** Vergleich der Ergebnisse des ursprünglichen Verfahrens (hellgrau) mit hybridem Verfahren (schwarz) in 2D und 3D, Bilddaten aus hochaufgelöstem CT des Bronchialbaums

aufgrund des hohen Zeitaufwands und der, durch die hohe Komplexität der anatomischen Struktur bedingte, zu erwartenden Fehlerquote, keine manuellen Segmentierungen als Goldstandard vorhanden sind. Daher werden die Ergebnisse in diesem Bereich häufig mit Resultaten verglichen, die auf Bereichswachstumsverfahren basieren.

Bei der Analyse der Resultate zeigte sich, dass das neue Verfahren an einem Großteil der Blattknoten den Verlauf der vorliegenden Bronchien zuverlässig weiterverfolgen und segmentieren konnte (siehe Abb.2). Die Erweiterung des in Abschnitt 2.1 verwendeten Bereichswachstumsverfahrens auf nachträgliche Adaptierbarkeit der Schwellwerte stellt eine deutliche Beschleunigung und somit Verbesserung des Workflows und eine Erhöhung der Benutzerfreundlichkeit gegenüber dem ursprünglichen Verfahren dar. Durch die Verwendung des Pattern-Pools kann eine deutliche Laufzeitersparnis gegenüber einer Erzeugung der Modelle zur Laufzeit erreicht werden. Die Betrachtung mehrerer Pfade ermöglicht die Verfolgung von tubulären Strukturen über Bifurkationen hinweg. Vereinzelt können falsch positive Ergebnisse auftreten. Diese sind vor allem an Positionen im Bild zu beobachten, an denen die typische Struktur durch Bildartefakte oder ähnliche Störungen deutlich entartet ist.

Zum derzeitigen Stand des Projekts wurde aus Zeitgründen keine Anwendung auf Blutgefäße durchgeführt; hierzu wäre lediglich eine Anpassung des synthetischen Modells notwendig.

**Danksagung.** Diese Arbeit wurde von der DFG im Rahmen des Projektes „Protektive Beatmungssysteme“ (ME 833/11-1) gefördert.

## Literaturverzeichnis

1. Byl N, Wegner I, Wolf I et al . Segmentierung tubulärer Strukturen mittels Modell-zu-Bild-Registrierung. Proc BVM. 2007; p. 126–30.
2. Mayer D, Bartz D, Fischer J et al . Hybrid segmentation and virtual bronchoscopy based on CT images. Academic Radiology. 2004 May;11(5):551–65.
3. de Bruijne M, van Ginneken B, Viergever M et al . Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images. Procs IPMI. 2003;2723:136–47.
4. Hojjatoleslami S, Kittler J. Region Growing: A New Approach. Department of Electronic & Electrical Engineering, University of Surrey, Guildford, UK; 1995.
5. Schoebinger M, Thorn M, Vetter M et al . Robuste Analyse von Gefäßstrukturen auf Basis einer 3D-Skelettierung. Proc BVM. 2003; p. 76–80.
6. Heimann T, Baumhauer M, Simpfendorfer T et al . Prostate segmentation from 3D transrectal ultrasound using statistical shape models and local histogram matching. In: Proc SPIE; 2008. In print.
7. Schaap M, Schmal I, Metz C et al . Bayesian tracking of elongated structures in 3D images. Procs IPMI. 2007.
8. Tschirren J, Hoffman E A, McLennan G et al . Segmentation and quantitative analysis of intrathoracic airway trees from computed tomography images. In: The Proceedings of the American Thoracic Society. vol. 2; 2005. p. 484–7.