

# Segmentierung tubulärer Strukturen mittels Modell-zu-Bild-Registrierung

Nicolas Byl, Ingmar Wegner, Ivo Wolf und Hans-Peter Meinzer

Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik  
Deutsches Krebsforschungszentrum, 69120 Heidelberg  
Email: n.byl@dkfz-heidelberg.de

**Zusammenfassung.** Die Segmentierung tubulärer Strukturen ist für vielerart Anwendungen essentiell (Operationsplanung, Navigation, Simulation etc.). Die zugrunde liegenden Originaldaten bilden die Strukturen in unterschiedlicher Qualität ab. Am Beispiel der Segmentierung des Tracheobronchialbaums bilden CT-Aufnahmen mit hinreichend guter Auflösung die feinen Strukturen der Segmentbronchien mit hinreichender Auflösung ab. Jedoch scheitern die gängigen Segmentierungsverfahren an der feinen Wanddicke der Bronchien. In MRT-Bilddaten wird bisher lediglich die zentrale Struktur des Bronchialbaums abgebildet. Aber auch hier versagen die herkömmlichen Segmentierungsansätze. Dieser Beitrag stellt einen neuartigen Ansatz für die Segmentierung tubulärer Strukturen vor. Der Ansatz sieht eine Modell-zu-Bild-Registrierung vor und soll insbesondere in verrauschten oder unkenntlichen Bilddaten seinen Einsatz finden.

## 1 Einleitung

Im Rahmen eines Forschungsprojekts der DFG, Forschungsschwerpunkt "Protektive Beatmungssysteme", sollen die instationären Strömungsvorgänge in den oberen und unteren Atemwegen untersucht werden. Dazu ist es nötig, aus vorgegebenen Datensätzen den Bronchialbaum zu extrahieren, um somit entsprechende Strömungssimulationen durchführen zu können.

Hierzu wurde zunächst ein Anforderungskatalog erstellt, welcher alle nötigen Eigenschaften für die zu verwendeten Techniken beihaltet. Innerhalb des Projekts sollen sowohl CT- als auch MRT-Aufnahmen segmentiert werden können. Für eine weitere Analyse sollen zudem temporal aufgelöste Serien von MRT-Aufnahmen segmentiert werden. Daher wäre es hier nützlich, bereits auf einem Zeitschritt gewonnene Informationen auf andere Zeitschritte propagieren zu können, um sie dann zu verfeinern. Zudem soll das Verfahren besonders in der Peripherie der Lunge zu guten Ergebnisse führen. Dies gilt auch für Teile der Bronchien, deren Wände stellenweise nicht vollständig abgebildet worden sind, da ihre Dicke unterhalb des Auflösungsvermögens der Modalität liegt. Desweiteren sollte das Verfahren automatisiert ablaufen, um eine große Anzahl von Datensätzen segmentieren zu können.

## 2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Klassische Methoden, wie das Bereichswachstum, sind bei der Segmentierung des Bronchialbaums sehr problematisch, da sie bei feinen, nicht komplett abgebildeten Strukturen die Tendenz haben in das Lungenparenchym auszulaufen. Tschirren et al. arbeiteten daher in [1] mit dem Verfahren einer beweglichen Region zur schrittweisen Segmentierung. Auf verrauschten Bildern treten allerdings auch hier die bekannten Probleme auf.

Deschamps et al. stellen in [2] eine Methode zur Extraktion tubulärer Strukturen mittels Fast-Marching-Methoden vor, welche ebenfalls anfällig gegen Auslaufen sind. Hier wurde allerdings eine Segmentierung von kontrastierten Blutgefäßen in MRT-Aufnahmen vorgenommen.

Woerz et al. beschreiben in [3] die Segmentierung von tubulärer Strukturen mit Hilfe von Intensitätsmodellen. Diese beschreiben mathematisch den Grauwertübergang am Rande von Blutgefäßen. Der Übergang erfolgt vom Maximum innerhalb zu kleineren Werten ausserhalb, was den Bronchien im Parenchym nicht mehr gerecht wird.

Durch den in diesem Beitrag beschriebenen Algorithmus ist eine Segmentierung tubulärer Strukturen möglich. Durch die iterative Positionierung eines starren, frei wählbaren Modells an die am besten geeignete Stelle im Bild sollen Unterbrechungen in den tubulären Strukturen überwunden werden. Eine schnelle Anpassung an neue Bilder oder Modalitäten kann durch eine Generierung eines veränderten Modells erfolgen.

## 3 Methoden

Für den Algorithmus wird die Modellannahme getroffen, dass der Bronchialbaum aus einer Menge von Kreiszyklindern aufgebaut ist. Ein Modell, welches in das Bild an einer definierten Stelle registriert werden soll, besteht aus einer Vielzahl an Punkten, die zusammen mehrere Ringe bilden. Jedem Punkt eines Rings wird ein Intensitätswert zugeordnet. Dieser Wert wird innerhalb des Registrierungsalgorithmus für den Vergleich zwischen Modell und Bild herangezogen. Zusätzlich wird jedem Modell ein Start- und ein Endpunkt, an denen weitere Modelle in folgenden Registrierungsschritten angehängt werden können, zugewiesen. Das Ergebnis ist eine Zusammensetzung von Modellen, die anhand von Mittelpunkten und Durchmesser die Topologie des Bronchialbaums widerspiegeln. In einem Nachverarbeitungsschritt kann, durch diese Informationen unterstützt, die Oberfläche des Bronchialbaums segmentiert werden.

Der iterative Ablauf des Algorithmus sieht als erstes eine Detektion einer Verzweigung (Bifurkation) oder eines Endes vor. Wenn die Fortsetzung einer oder mehrerer tubulärer Strukturen erkannt wurde, wird eine Registrierung des Modells an der Stelle durchgeführt. Über das Ergebnis der Registrierung (Transformation) kann der optimale Mittelpunkt und die Dicke des Abschnitts errechnet und abgespeichert werden. Hiernach startet der Detektionsvorgang am Endpunkt des Modells erneut. Im Falle einer erkannten Bifurkation werden neue Registrierungsprozesse in den Richtungen der Teiläste angestoßen.

### 3.1 Detektion

Eine Verzweigungsdetektion erfolgt über die Erstellung und anschließende Analyse einer kugelförmigen Region. Hierzu werden mittels geeignetem Detektionsverfahren erstellte Hyperebenen, welche die Ein- und Austrittspunkte der tubulären Struktur darstellen, auf der Kugeloberfläche der Region berechnet (s. Abb. 2(a)). Unbedeutend klein erscheinende Hyperebenen werden gelöscht, so dass das Ergebnis eine Eintrittsebene und eine oder mehrere Austrittsebenen darstellen. Die Eintrittsebene wird über den Startpunkt der lokalen Segmentierung sowie vorhandene vorherige Modelle bestimmt. Alle weiteren Ebenen werden als Austrittsebenen charakterisiert. Wird keine weitere Ebene gefunden, wird das verwendete lokale Detektionsverfahren angepasst, oder es wird das Ende der tubulären Struktur angenommen. Wird eine zu große Hyperebene berechnet, erfolgt die Annahme, dass das lokale Detektionsverfahren in das Parenchym ausgelaufen ist. In diesem Fall wird die Berechnung der Hyperebenen mit einem weiteren Detektionsverfahren durchgeführt. Folgende lokale Detektionsverfahren können ihrer Laufzeit entsprechend zur Erstellung der Hyperebenen herangezogen werden:

*Bereichswachstum* Vom Startpunkt ausgehend erfolgt ein 3D-Bereichswachstum. Als Einschlusskriterium wird dabei ein oberer und unterer Grenzwert aus einer Statistik der Nachbarpixel des Betrachtungspunkts ermittelt. Nach Abschluss der Segmentierung erfolgt ein Schnitt des segmentierten Volumens mit der Kugeloberfläche der betrachteten Region um die Hyperebenen zu erzeugen. Abschließend wird der gefundene Bereich, sowie die Ein- und Austritte auf Plausibilität untersucht, um ein eventuelles Auslaufen zu vermeiden.

*Adaptives Bereichswachstum* Analog zum in [1] beschriebenen Verfahren werden bei einem Detektionsfehler die Parameter für das Bereichswachstums angepasst und ein erneuter Versuch gestartet. Die Anpassung erfolgt iterativ, bis die Detektion erfolgreich war, oder eine maximale Anzahl von Iterationen erreicht worden ist.

*Partikelsystem* Es wird mit Hilfe eines einfachen Partikelsystems der Weg der Luftmoleküle im Bronchus simuliert. Hierzu wird zunächst eine Schwellwertoperation durchgeführt und für die erzeugten Volumen jeweils Oberflächen mit Hilfe des Marching Cubes Algorithmus [4] erzeugt. Desweiteren wird ein Zielbild mit den selben Maßen wie die betrachtete Region angelegt. Dieses Zielbild wird vor dem Beginn der Partikelsimulation mit Grauwert 0 initialisiert. Vom Eintrittspunkt aus werden nun Partikel in zufälliger Richtung ausgesandt. Diese reflektieren an der zuvor berechneten Oberfläche. Wenn ein Partikel die Kugeloberfläche verläßt, wird an der Austrittsstelle der Grauwert um einen definierten Wert erhöht. Aus der Summe aller Austrittsstellen von Partikeln ergeben sich Hyperebenen, die nach Filterung über die Größe der Ebenen die Austrittsstellen der tubulären Struktur darstellen.

**Abb. 1.** Detektion des Ein- und Austritts mittels Hyperebenen (Schnitt) (links) und Segmentierungs-Ergebnisse einer Trachea incl. Lappensegmente (CT-Datum) (rechts)



### 3.2 Registrierung

Nach der Detektion von Verzweigungs- oder Endpunkten wird das Modell in die Richtung des Austrittspunktes ausgerichtet und anhand des vorhergehenden Registrierungsergebnisses in der Größe angepaßt. Anschließend erfolgt die Registrierung des Modells mit dem Bild unter Verwendung des ITK-Registrierungsframeworks [5]. Als Komponenten werden hier eine affine Transformation, die quadrierte Differenz als Distanzwert und eine lineare Interpolation verwendet. Das Ergebnis der Registrierung ist eine Transformation, die den Endpunkt des Modells an eine neue Position verschiebt. Die neue Position wird zur erneuten Detektion von Bifurkations- bzw. Endpunkt mit anschließender Registrierung verwendet. So ähnelt der gesamte Algorithmus bildlich einem lokalen Entlangklettern and der tubulären Struktur.

## 4 Ergebnisse

Unter Verwendung des Insight Toolkits (ITK)[5] wurde ein Kommandozeilenprogramm entwickelt, mit dessen Hilfe einzelne Modelle erstellt und in einem XML-Format gespeichert werden können. Ebenfalls kann hiermit der Segmentierungsvorgang initial eingestellt und gestartet werden. Ferner wurde im Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) [6] eine grafische Benutzeroberfläche zur interaktiven Definition der Ausgangsposition und Ansicht der Ergebnisse erstellt.

Der Algorithmus wurde initial an einem Ausschnitt der zentralen Geometrie des Bronchialbaums getestet (CT-Bilddatum, 512 x 512 Pixel, 376 Schichten). Dabei erwies sich der vollautomatische Algorithmus als sehr rechenaufwändig. Die zentrale Struktur des Bronchialbaums (6 Generationen) wurde erfolgreich bei einer Berechnungszeit von 8 Stunden mit einem Dual Xeon Prozessor PC mit 4 GB Hauptspeicher abgebildet. Bifurkationen wurden richtig erkannt und die anschließenden Bronchien weiter verfolgt. Der Vergleich mit einem Segmentierungsergebnis eines Bereichwachstumsverfahren wurde hier nicht erstellt, da der hier vorgestellte Algorithmus weniger die Oberfläche als die Topologie extrahiert.

Die Qualität der Segmentierung erwies sich als vielversprechend für eine weitere Entwicklung. Da eine affine Transformation verwendet wird, kann der Algorithmus nicht jede Formänderung auf die zu registrierenden Modelle abbilden. Dies gilt vor allem für die oberen Atemwege, wo Knorpelspannen für eine Verminderung der Elastizität sorgen, so dass die Geometrie hier von der kreisförmigen Röhre abweicht.

## 5 Diskussion

Es wurde ein Algorithmus erstellt, der erfolgreich tubuläre Strukturen mittels Modell-zu-Bild-Registrierung erkennen kann. Durch eine Optimierung der Registrierungsparameter und eine Spezialisierung der einzelnen Registrierungskomponenten erwarten wir eine Minderung der Berechnungszeit auf unter eine Stunde. Dies erscheint ausreichend für die automatische Segmentierung von Bronchien im nicht-klinischen Bereich. Ferner wird die Entwicklung von Mehrkernprozessoren hier eine Unterstützung bieten. Zukünftige Pläne sehen eine Implementierung eines hybriden Segmentierungsansatzes, in dem der Registrierungsansatz nur in der bisher nicht segmentierbaren Peripherie der Lunge eingesetzt wird, vor. Desweiteren soll in zeitlich aufgelösten Bilddaten untersucht werden, inwiefern die Übernahme von Registrierungsergebnissen eines Zeitschritts zum nächsten die Gesamtlaufzeit beeinflusst.

## Danksagung

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

## Literaturverzeichnis

1. Tschirren J, Hoffman EA, McLennan G, Sonka M. Airway tree segmentation using adaptive regions of interest. *Procs SPIE* 2004.
2. Deschamps T, Cohen LD. Fast extraction of tubular and tree 3D surfaces with front propagation methods. In: *Procs 16th International Conference on Pattern Recognition, ICPR'02*. Quebec, Canada: IEEE Computer Society; 2002.
3. Wörz S, Rohr K. 3D parametric intensity models for accurate segmentation and quantification of human arteries. *Procs BVM* 2004.
4. Lorensen WE, Cline HE. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Procs SIGGRAPH '87* 1987;21(4):163-169.
5. Ibanez L, Schroeder W, Ng L, Cates J. *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc.; 2005. ISBN 1-930934-15-7.
6. Wolf I, Vetter M, Wegner I, Boettger T, Nolden M, Schoebinger M, et al. The medical imaging interaction toolkit. *Med Image Anal* 2005;9(6):594-604.