

3D-Segmentierung des menschlichen Tracheobronchialbaums aus CT-Bilddaten

D. Mayer¹, S. Ley¹, B. S. Brook², S. Thust¹, C.P. Heussel¹, H.-U. Kauczor¹

¹Klinik für Radiologie, Johannes Gutenberg-Universität Mainz

²Medical Physics and Academic Radiology, University of Sheffield, UK

Email: dmayer@radiologie.klinik.uni-mainz.de

Zusammenfassung. Zur Erstellung eines mathematischen Lungenmodells zur Simulation individueller inhalativer Therapien ist die genaue Geometrie des menschlichen Tracheobronchialbaums notwendig. Diese wird durch eine intelligente 3D-Segmentierung aus CT-Datensätzen gewonnen. Der hybride Algorithmus wurde umfangreich auf unterschiedlichen Bildmaterialien manuell evaluiert.

1 Einleitung

Inhalative medikamentöse Therapien werden zunehmend für Atemwegs- und systemische Erkrankungen eingesetzt. Für neue Entwicklungen, z.B. der Verabreichung von Insulin oder Schmerzmitteln, ist eine genaue individuelle Dosierung erforderlich, um lebensbedrohliche Komplikationen zu vermeiden. Dazu wird ein Modell benötigt, das Applikation, Deposition und Aufnahme der inhalierten Medikamentenmenge individuell vorausberechnen kann. Das EU-Projekt COPHIT hat das Ziel, ein mathematisches Lungenmodell zu entwickeln, das auf CFD (Computational Fluid Dynamics) zur Simulation der Gas- und Partikelverteilung im menschlichen Atemwegsystem aufbaut. Für diese Berechnungen muss die genaue Geometrie des Tracheobronchialbaums bekannt sein, die durch Segmentierung von computertomographischen (CT) Datensätzen gewonnen wird.

Die Segmentierung der gut kontrastierten Luftwege wird im wesentlichen durch Partialvolumeneffekte und Bildrauschen erschwert, so dass vor allem die Erkennung der peripheren Bronchien anspruchsvoll wird. Es existiert bereits eine breite Anzahl von Arbeiten über die Segmentierung von Bronchialsystemen, die sich überwiegend in 4 Gruppen einteilen lassen [1]. Viele Ansätze verwenden ein schwellbasiertes Region-Growing, die jedoch nur schwer in die Peripherie vordringen können und leicht ins Lungengewebe auslaufen. Zu den wissensbasierten Lösungen zählen vor allem die Arbeiten von Sonka [2]. Evaluierungen an menschlichen Datensätzen sind jedoch nicht bekannt. Andere Segmentierungsansätze werden durch Mittelachsentransformationen unterstützt. Da auch ihre Berechnung nicht fehlerfrei ist, kann sich die Abhängigkeit beider Komplexe nachteilig auswirken. Zur letzten Gruppe gehören mathematische Bildoperationen, die morphologische Eigenschaften innerhalb einer Bildschicht erkennen. Diese werden jedoch erst in einem anschließenden Arbeitsschritt zu einem 3D Endergebnis rekonstruiert.

Der in der vorliegenden Studie verfolgte Ansatz zur Segmentierung des Bronchialbaumes beschreibt ein hybrides 3D Region-Growing, das anhand von einfachem anatomischem Wissen Fehlsegmentierungen vermeidet. Es arbeitet auf Bilddaten aus CT Routineuntersuchungen, die einerseits unterschiedliche Erkrankungen und andererseits die individuelle Anatomie enthält. Daneben wurden verschiedene geräteinterne Rekonstruktionsalgorithmen (flächen- und kantenbetont) evaluiert, um eine von der Bildrekonstruktion weitgehend unabhängige Software zu erzeugen. Die Qualität des Segmentierungsalgorithmus wurde erstmals umfangreich manuell evaluiert.

2 Material und Methode

Bilddaten der Mehrschicht CT wurden an einem Siemens Somatom Volume Zoom CT-Scanner während der Routineuntersuchung akquiriert (Schichtdicke 1,25 mm; Kollimation 1,0 mm; Inkrement 1,0 mm) und mit drei verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen (AB 30, 40, 50) nachverarbeitet.

Zur Segmentierung wurde ein hybrides Bereichswachstumsverfahren entwickelt, das mit zwei Schwellwerten arbeitet. Der Algorithmus besteht aus drei Modulen (2.1 bis 2.3) mit sich jeweils ergänzenden Fähigkeiten, die zur Erkennung unterschiedlicher Strukturen des Tracheobronchialbaums eingesetzt werden. Ihr Einsatz richtet sich nach der Verlaufsrichtung des Gefäßes im Raum, so dass die Auswirkung des Partialvolumeneffektes im besonderen Maße berücksichtigt werden kann. Ist das Verfahren einmal gestartet, interagieren alle Module solange automatisch miteinander, bis das Bereichswachstumsverfahren keine weiteren Bildpunkte mehr anlagern kann. Protokolle überprüfen durch einfaches anatomisches Wissen, ob die Segmentierungsergebnisse z.B. schlauchförmig sind und sich zur Peripherie hin verzweigen (Abb. 1).

Mit den beiden Schwellwerten wird das Bildvolumen pauschal in drei Kategorien unterteilt. Kategorie I umfasst alle Bildpunkte mit einer Röntgendichte kleiner -950 HE, die definitiv als Luftweg verstanden werden. Bereiche größer -775 HE bleiben von der Segmentierung unberücksichtigt, sie gehören als umgebendes Gewebe zur Kategorie III. Für die Bildpunkte der dazwischenliegenden Kategorie II kann aufgrund der Röntgendichte nicht global entschieden werden, ob sie noch zu den Luftwegen oder bereits zum Lungengewebe gehören. Diese teilweise durch Partialvolumeneffekte geprägte Kategorie II wird von den einzelnen Modulen durch Fuzzy Logik Systeme in Luftwege und Lungengewebe klassifiziert.

2.1 Seeding

Die Segmentierung startet nach manueller Vorgabe eines Vektors mit einem N6 Region-Growing, das nur auf der Kategorie I arbeitet. Um Bildrauschen zu unterdrücken und ein mögliches Auslaufen in das Lungengewebe zu verhindern, werden die Bildpunkte über eine kubische Texturmaske (3x3x3 Voxeln) klassifiziert. Dazu eignen sich besonders statistische Merkmale der 1. Ordnung wie die Momente. Dieses Modul arbeitet schnell und erkennt die weiten Luftwege.

2.2 Wellensegmentierung

Bei der Wellensegmentierung handelt es sich primär um ein 2D Verfahren, das die Wände der Bronchien innerhalb einer Bildschicht klassifiziert. Dazu werden von bereits segmentierten Bereichen Wellen über eine einzelne Bildschicht ausgesandt. Auf jeder Welle werden die Bronchuswände bestimmt, das eingeschlossene Wellensegment wird als Luftweg angenommen. Das neu hinzugewonnene Segment ist der Ausgangspunkt zum Übertrag auf die nächste Welle, auf der wiederum nach der Bronchuswand gesucht wird.

Zur Klassifikation von Wandelementen aus Kategorie II dient ein Fuzzy System, das als Inputvariablen die Dichte des Bildpunkts, die lokale Steigung und das Wissen über die Wandelemente der vorherigen Welle erhält. Die Wellensegmentierung wird solange fortgesetzt, bis das Ende des Bronchus erreicht ist. Ein mitlaufendes Protokoll überprüft durch Form- und Größenparameter wie authentisch die Ergebnisse sind und entfernt ggf. wieder Teile der Segmentierung. Verzweigt sich ein Bronchus innerhalb der Bildschicht, wird die Aufteilung rekursiv verfolgt. Da sich der Bronchus auch in den benachbarten Bildschichten fortsetzen kann, werden simultan zwei Wellen mitgeführt, die eine Segmentierung in den Nachbarschichten rekursiv fortsetzen.

Die Klassifikation in 2D wird gegenüber einem 3D Ansatz bevorzugt, um auch Datensätze mit höherer Schichtdicke (z.B. 3,0 mm) besser bearbeiten zu können. Die Wellensegmentierung erkennt vor allem axial, aber auch größere vertikal verlaufende Bronchien.

2.3 Template Matching

Um die im Bildmaterial nur noch fragmental erscheinenden peripheren Luftwege zu segmentieren, dient ein Template Matching Ansatz. Auch dieses Verfahren klassifiziert innerhalb einer Bildschicht, verfolgt die Bronchien aber über benachbarte Bildschichten in vertikaler Richtung. Zuerst wird durch ein temporäres 2D Seeding das Lumen als erste Näherung bestimmt. Ausgehend von der Lumengröße werden Templates generiert, mit denen der Bereich vom Lumen zur fragmentalen Bronchienwand bestmöglich geschlossen werden soll. Dazu werden die Templates an verschiedenen Positionen nahe dem bereits bestimmten Lumen platziert. Das temporäre Seeding wird wiederholt, diesmal werden auch alle Bildpunkte der Kategorie II, die von dem Template erfasst sind, hinzugefügt. Durch die verschiedenen Positionierungen der Templates entsteht eine Vielzahl an segmentierten Bereichen unterschiedlicher Form. Durch ein Fuzzy System wird geprüft, ob die ermittelten Bereiche zu einem Bronchus gehören. Inputvariablen sind der mittlere Grauwert des Bereiches und der Kontrast zur umgebenden Hülle. Das beste Resultat wird übernommen, wenn es ein Minimum an Qualität erreicht. Das Template Matching wird für die Segmentierung der kleinen, vertikal verlaufenden Bronchien eingesetzt.

3 Evaluierung und Ergebnisse

Es wurden bei 22 zufällig ausgewählten Patienten mit unterschiedlichen Erkrankungen (gesund = 8, Emphysem = 5, flächige Verschattungen = 9) alle Generationen der segmentierten Bronchien der Lunge manuell von einem erfahrenen Thoraxradiologen auf ihre Richtigkeit überprüft (insgesamt 6063 Bronchien). Für die ersten 7 Verzweigungsgenerationen des Bronchialbaums wurde festgehalten, wie viele Verzweigungen auf den CT-Aufnahmen effektiv erkennbar waren, welche vom Algorithmus erkannt wurden und wo Fehlsegmentierungen vorlagen. Dies wurde für das beschriebene Standardverfahren der Segmentierung und zwei weitere Einstellungen der Software, ein reines Schwellwert und ein manuell optimiertes Verfahren, als Vergleichsmöglichkeit durchgeführt. Da auch die drei verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen ausgewertet wurden, ergeben sich insgesamt 54567 Bronchien auf ca. 60.000 CT Schichtbildern. Die Qualität der Segmentierung wird für jede Verzweigungsgeneration durch die Sensitivität (1) und dem positiven Vorhersagewert (PV) (2) beschrieben.

$$\text{Sensitivität} = \frac{\text{gefundene Verzweigungen}}{\text{existierende Verzweigungen}} \quad (1)$$

$$PV = \frac{\text{gefundene Verzweigungen}}{\text{gefundene Verzweigungen} + \text{Fehlsegmentierungen}} \quad (2)$$

Desto höher der zur Bildrekonstruktion verwendete Kernel (damit stärker kantenbetont, aber höheres Bildrauschen), je sensitiver konnte der Bronchialbaum segmentiert werden. Da der PV bei allen Kernels vergleichbar war, erzielten die kantenbetont rekonstruierten Bilddaten (AB 50) die besten Resultate. Die Segmentierung mit der Standardeinstellung liefert im Vergleich zum Schwellwertverfahren ein erhöhtes Vordringen in die Peripherie um ca. 3 Generationen. Mit der manuell optimierten Einstellung konnte die Standardsegmentierung noch einmal verbessert werden (Tab. 1). Die Qualität der Segmentierung von gesunden und emphysematischen Patienten war nahezu gleich, während Datensätze mit flächigen Verschattungen die Sensitivität auf der 5. Generation um ca. 40 % sinken ließen. Krankheiten dieser Kategorie können die Atemwege verengen.

Generation	Schwellwert		Standard		manuell optimiert	
	Sens. (%)	PV (%)	Sens. (%)	PV (%)	Sens. (%)	PV (%)
3	97	100	96	100	96	100
4	81	100	94	100	94	98
5	53	100	85	93	86	93
6	28	99	59	91	60	89
7	9	100	28	91	30	92

Tabelle 1. Vergleich der Softwareeinstellungen Schwellwert, Standard und manuell optimiert. Sensitivität (Sens.) und positiver Vorhersagewert (PV) wurden auf Bilddaten gesunder Patienten, die mit Kernel AB50 rekonstruiert wurden, erhoben.

4 Diskussion

Mit SegMeTex steht ein einfach zu handhabendes Segmentierungstool zur Verfügung, das auf Bilddaten der Mehrschicht CT mit unterschiedlicher Qualität bei verschiedenen Erkrankungen robust arbeitet. Die Segmentierungszeit pro Tracheobronchialbaum liegt im Bereich von 60 Sekunden (Intel Pentium III, 850 MHz). Programmoptionen bieten die Möglichkeit, die Segmentierungsergebnisse zu verbessern oder an besondere Gegebenheiten anzupassen, so dass auch die Segmentierung z.B. in Schweinelungen möglich ist. Der Algorithmus ist so modular aufgebaut, dass prinzipiell auch andere Gefäßsysteme segmentiert werden können. So konnten in Pilotuntersuchungen auch bereits die Pulmonalarterien (Abb. 2) segmentiert werden.

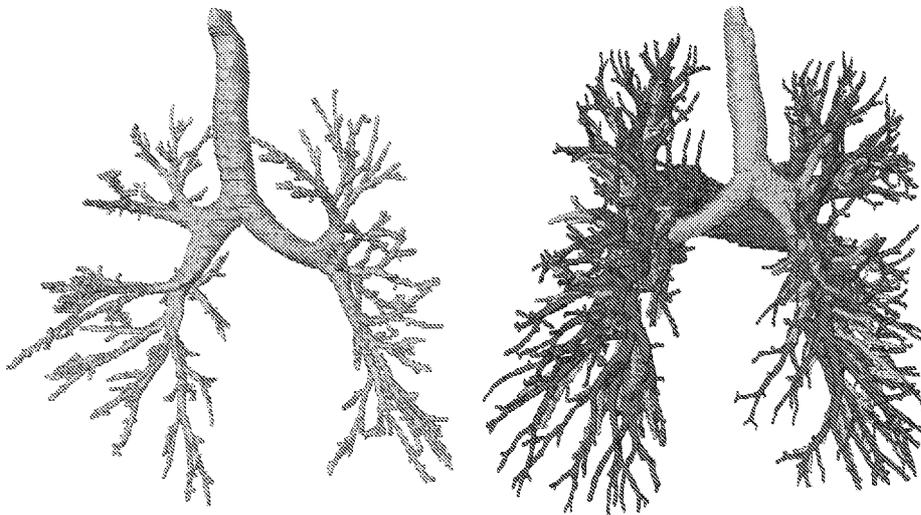


Abb. 1. 3D Darstellung der hybriden Segmentierung des Tracheobronchialbaums **Abb. 2.** Segmentierter Bronchialbaum (hell) und Pulmonalarterien (dunkel)

Unterstützt von der Europäischen Kommission (IST-1999-14004: COPHIT[™]) und DAAD / British Council

Literaturverzeichnis

1. Kiraly AP, Hoffman EA et al.: Three-dimensional Human Airway Segmentation Methods for Clinical Virtual Bronchoscopy. Acad Radiol 2002; 9:1153-1168
2. Park W, Hoffman EA, Sonka M.: Segmentation of intrathoracic airway trees: a fuzzy logic approach. IEEE Trans Med Imaging 1998, 17:489-497