

BILDVERARBEITUNG FÜR DIE MEDIZIN 2005

Algorithmen – Systeme – Anwendungen



13. – 16. März 2005, Heidelberg

dkfz.

DEUTSCHES
KREBSFORSCHUNGSZENTRUM

gmds



DAGM

BVMI

Formbasierte Segmentierung des Bronchialbaumes

Florian Jäger¹, Joachim Hornegger¹, Eckhart Georg Hahn²

¹Lehrstuhl für Mustererkennung,
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg,
{jaeger,hornegger}@informatik.uni-erlangen.de.

²Lehrstuhl für Innere Medizin I,
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg,
eckhart.hahn@med1.imed.uni-erlangen.de.

Zusammenfassung. Die Diagnose der *Chronischen Obstruktiven Lungenerkrankung* (COPD) spielt eine wichtige Rolle im derzeitigen medizinischen Alltag. Dabei beschreibt COPD morphologische Veränderungen der Atemwege, wie z.B. Bronchialwandverdickung, und/oder des Lungengewebes. Für die klinische Erprobung neu entwickelter Medikamente wird ein einfach zu verwendendes Werkzeug benötigt, mit dessen Hilfe die Atemwege zuverlässig und mit hoher Genauigkeit segmentiert werden können. Diese Arbeit befasst sich mit einem Teilbereich eines solchen Werkzeugs, der 3D Segmentierung des Bronchialbaumes aus CT Thorax Aufnahmen. Hierfür wird ein neuer Ansatz, die formbasierte Segmentierung, vorgestellt und mit Inkrementellem Regionenwachstum und einer auf Markov Zufallsfelder basierten Segmentierung verglichen.

1 Einleitung

Die Atmung ist ein lebensnotwendiger Prozess. Aus diesem Grunde stellen Krankheiten, die diese betreffen, eine große Beeinträchtigung der Lebensqualität dar. COPD ist eine weit verbreitete Lungenerkrankung und nimmt mit jährlich über 2,74 Millionen Todesfällen Rang vier unter den zehn häufigsten Todesursachen ein. Damit ist die Diagnose und Behandlung der COPD von großem medizinischen und ökonomischen Interesse. Mit der Weiterentwicklung von Mehrschicht CT Geräten (MSCT) in den letzten Jahren und der damit verbundenen Verbesserung der Zeit- und Ortsauflösung, ergibt sich die Möglichkeit kleine lokale Veränderungen innerhalb der Lunge präzise zu vermessen. Dadurch können auch die Dicke der Bronchialwand in CT Volumen quantifiziert werden, dessen zeitliche Veränderung ein Hauptmerkmal der COPD darstellt. Derzeitige Methoden zur Vermessung der Bronchialgeometrie sind auf Luftwege, deren zentralen Achsen senkrecht zu der Bildebene verlaufen, beschränkt. Damit sind Messungen nur im unteren und oberen Bereich der Lunge möglich, da die Bronchien in axialen Schichtbildern nur dort dieser Bedingung genügen. Wünschenswert wäre eine Segmentierung des Bronchialbaumes mit dessen Hilfe an einer beliebigen Position ein MPR, welches senkrecht zu der zentralen Achse des betrachteten Luftweges steht, extrahiert werden kann.

2 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Die genauere Betrachtung der Segmentierungsergebnisse von bestehenden Methoden zur Extrahierung des Bronchialbaumes aus CT Thorax Aufnahmen offenbart, dass große Bereiche des Baumes nicht segmentiert wurden, obwohl diese visuell eindeutig zu erkennen sind. Allerdings verwenden die meisten Methoden hauptsächlich Wissen, welches aus den Grauwerten einer lokalen Umgebung innerhalb des Volumens berechnet wurde und lassen *a-priori* Wissen über die Form der Luftwege größtenteils außer Acht. Beispiele für derartige Algorithmen sind Inkrementelles Regionenwachstum [1] und Markov Zufallsfelder basierte Segmentierung [2]. In dieser Arbeit wird ein Algorithmus vorgestellt mittels dessen Ergebnisse vorangegangener Segmentierungen verbessert werden können. Dazu wird *a-priori* Wissen angewendet, wie beispielsweise die Form der Luftwege senkrecht zu den zentralen Achsen und die lokal nahezu konstante Richtung der Luftwege, um die Bronchien weiter verfolgen zu können.

3 Methoden

Der in dieser Arbeit vorgestellte Algorithmus basiert auf der Analyse der Form der Bronchialwand in zu den zentralen Achsen orthogonalen MPRs. Hierbei ist die Wand in der Regel kreisförmig, in der Praxis allerdings ellipsoid. Für die Formanalyse werden Ellipsen betrachtet, welche durch im voraus detektierte Punkte der inneren Bronchialwand gelegt werden. Dazu wird einerseits die Methode der kleinsten Fehlerquadrate [3], zur Einpassung der Ellipsen, und andererseits die Methode der halben Maxima (*Half-Max*) [4], zur Bestimmung der inneren Bronchialwand, verwendet. Hierfür müssen die Ergebnisse der vorangegangenen Segmentierung zunächst skelettiert [1], und die daraus erhaltene Punktmenge in ein 3D Modell der zentralen Achsen des Bronchialbaumes kovertiert, werden [5]. In Abhängigkeit der erhaltenen Form der Ellipse wird ein einfacher Schritt entlang der zentralen Achse unternommen, eine Bifurkation behandelt oder der Algorithmus auf Grund einer potentiellen Fehldetektion abgebrochen. Der Formfaktor r , mit dessen Hilfe die drei Fälle unterschieden werden, wird von dem Verhältnis der beiden Achsen der Ellipse abgeleitet. Für den Parameter r gilt $0 \leq r \leq 1$.

Im idealen Fall ist die Form der innere Bronchialwand ein Kreis und damit das Verhältnis der beiden Achsen gleich eins. In der Realität hingegen tritt dies kaum ein. Deshalb wird angenommen, dass es sich um keine Verzweigung handelt, wenn $r > r_c$ ist, wobei r_c eine Konstante darstellt. Hierbei wird zunächst ein MPR, welches senkrecht zu der zentralen Achse des betrachteten Astes steht, berechnet. Die Richtung der Achse wird hierbei mit \mathbf{d}_{i-1} und deren Position mit \mathbf{t}_i bezeichnet. In dem MPR wird im Folgenden eine Reihe von Punkten \mathbf{x}_i der inneren Bronchialwand bestimmt. Die hierfür verwendete Methode basiert auf *Ray Casting* [4]. Zur Bestimmung der Eigenschaften der inneren Bronchialwand wird eine Ellipse durch die Punkte \mathbf{x}_i gelegt. Im weiteren werden vor allem das Zentrum \mathbf{c}_i der Ellipse und die beiden Brennpunkte \mathbf{f}_1 und \mathbf{f}_2 benötigt. Aus dem Schwerpunkt der Ellipse, welche das Zentrum der Bronchie darstellt, und

dem Vector \mathbf{t}_i kann mittels

$$\mathbf{t}_u = \mathbf{c}_i - \mathbf{t}_i \quad (1)$$

der Vector \mathbf{t}_u berechnet werden, welcher dem Fehler der Schätzung entspricht. Damit kann mit

$$\mathbf{d}_i = \mathbf{d}_{i-1} + \alpha \mathbf{t}_u, \quad (2)$$

die Richtung der zentralen Achse neu bestimmt werden. Durch α und der Annahme, dass die Richtung der Luftwege sich lokal nicht signifikant ändert, wenn eine kleine Schrittweite s verwendet wird, können potentielle Segmentierungsfehler kompensiert werden. Nach der Normierung des Richtungsvektors \mathbf{d}_i kann erneut ein MPR extrahiert, in diesem erneut eine Ellipse bestimmt und der Formparameter r berechnet werden. Abschließend wird eine Schätzung des weiteren Verlaufs der zentralen Achse des betrachteten Luftweges durch

$$\mathbf{t}_{i+1} = \mathbf{c}_i + s \mathbf{d}_i \quad (3)$$

vorgenommen und der Iterationenzähler i wird erhöht. Die einzelnen Schritte des Algorithmus sind in Abbildung 1 dargestellt.

Falls $r > r_c$ gilt, werden die soeben erklärten Schritte erneut durchgeführt. Bei $r_c \geq r > r_f$ wird angenommen, dass eine Bifurkation vorliegt. Hierbei bezeichnet das Skalar r_f die Grenze für eine Fehldetektion der inneren Bronchialwand. In diesem Fall werden die geschätzten Zentren der beiden Luftwege getrennt betrachtet. Als Zentren werden die beiden Mittelpunkte zwischen den Brennpunkten und dem Schwerpunkt der Ellipse benutzt. Diese können mittels

$$\mathbf{c}_i^1 = \mathbf{c}_i + \frac{1}{2}(\mathbf{f}_1 - \mathbf{c}_i) \quad \text{und} \quad \mathbf{c}_i^2 = \mathbf{c}_i + \frac{1}{2}(\mathbf{f}_2 - \mathbf{c}_i) \quad \text{mit} \quad (4)$$

$$\mathbf{f}_1 = \mathbf{c}_i + \sqrt{a^2 - b^2} \mathbf{h}_1 \quad \text{und} \quad \mathbf{f}_2 = \mathbf{c}_i - \sqrt{a^2 - b^2} \mathbf{h}_1 \quad (5)$$

bestimmt werden. \mathbf{h}_1 bezeichnet die große Achse der Ellipse und $2a$ und $2b$ entsprechen der Länge der beiden Achsen. Beide Zentren müssen solange getrennt betrachtet werden, bis bei beiden entweder keine Bifurkation mehr bestimmt wurde, oder eine sich als Fehldetektion erweist.

Falls der Formfaktor r kleiner gleich der Konstanten r_f ist, wird eine Fehlsegmentierung des Luftweges angenommen: die Segmentierung befindet sich nicht mehr innerhalb des Bronchialbaumes. Allerdings ist es auch möglich, dass die innere Bronchialwand falsch detektiert wurde oder die geschätzte Richtung \mathbf{d}_i von der tatsächlichen zu weit abweicht. Experimente lassen den Schluss zu, dass r als alleiniges Abbruchkriterium keine zufriedenstellende Ergebnisse liefert. Um dem entgegenzuwirken wurden als weitere Kriterien die geschätzte Veränderung der Größe der Bronchien und die Länge des Fehlervektors \mathbf{t}_u betrachtet.

4 Ergebnisse und Diskussion

Um die verschiedenen Ansätze (Inkrementelles Regionenwachstum [1], Markov Zufallsfelder [2], Formbasierte Segmentierung [5]) vergleichen zu können, muss

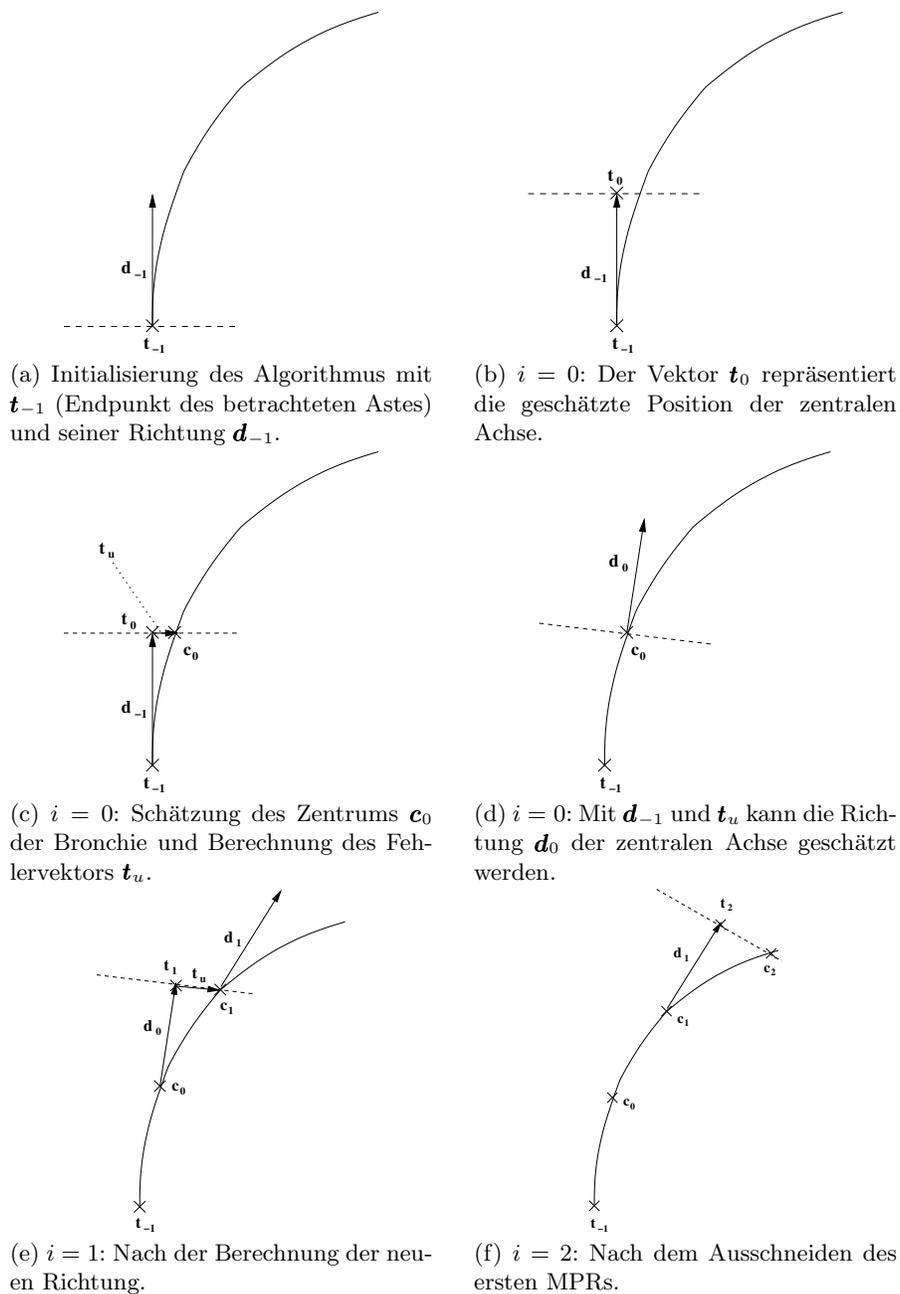


Abb. 1. In den Abbildungen (a)-(d) sind die Schritte des Algorithmus für $i = 0$, $\alpha = 1$ und $s = 1$ dargestellt. In (e) und (f) sind Zustände höherer Iterationen illustriert.

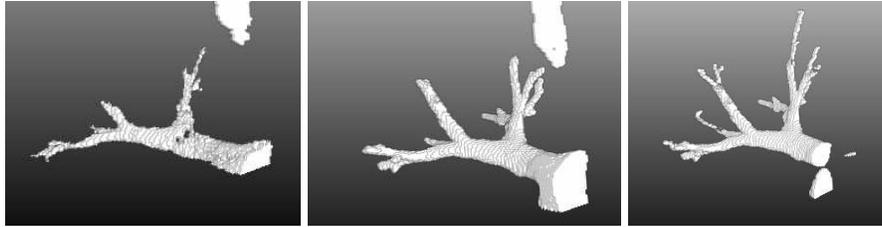


Abb. 2. Beispiel für die Segmentierung des rechten Oberlappenbronchus (*RUB*) durch Inkrementelles Regionenwachstum (links), einen Markov Zufallsfelder basierten Ansatz (mitte) und Formbasierter Segmentierung (rechts).

die Qualität aller segmentierten Äste betrachtet werden. Auf Grund der Komplexität dieser Aufgabe wurde ein Segmentbronchus (*RB3*) stellvertretend für den gesamten Baum untersucht. *RB3* eignet sich besonders, da die von ihm ausgehenden Verzweigungen in alle Richtungen verlaufen und somit den gesamten Baum gut repräsentiert. In Abbildung 2 ist das Ergebnis der Segmentierung eines Datensatzes dargestellt. Als Maß der Güte wurde den Ästen einer von vier Werten zugewiesen. Diese sind im einzelnen nicht (0), ansatzweise (1), größtenteils (2) und komplett (3) erkannt. Da die CT Volumen auf verschiedenen CT Systemen mit unterschiedlichen Aufnahmeparametern erstellt wurden, wurde nicht die absolute Güte (= Summe der Güte aller Äste), sondern die relative Verbesserung betrachtet. Im Falle der Formbasierten Segmentierung resultiert dies in einer relativen Verbesserung der Segmentierung des *RB3* um ca. 46 %, im Vergleich zu dem Markov Zufallsfelder basierten Ansatz, und 89 %, im Vergleich zu Inkrementellem Regionenwachstum. Das Ziel der Verbesserung der Segmentierung des Bronchialbaumes wurde erreicht. Allerdings treten bei dem hier vorgestellten Ansatz noch diverse Probleme, vor allem bei der Detektion und Verarbeitung von Bifurkationen auf. Diese können aber durch genauere Bestimmung der Form der Luftwege, z.B. durch aktive Konturen, zukünftig gelöst werden. Weiterhin empfiehlt sich unter Umständen eine Schrittweitenkontrolle.

Literaturverzeichnis

1. Selle, D.: Analysis of vessel structures in medical volume data for the computer-aided planning of surgical interventions. Phd thesis, Univ. Bremen (2000)
2. Fetita, C., Prêteux, F.: Quantitative 3d ct bronchography. In: Proceedings IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI'02), Washington DC. (2002)
3. Fitzgibbon, A.W., Pilu, M., Fisher, R.B.: Direct least square fitting of ellipses. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence **21** (1999) 476–480
4. D'Souza, N.D., *et al*: ASAP: Interactive quantification of 2D airway geometry. In: Proc. SPIE Conf. Medical Imaging. Volume 2709., Newport Beach, CA (1996)
5. Jäger, F.: Functional evaluation of airway thickening in the diagnostic context of chronic obstructive pulmonary disease. Masters thesis (Diplomarbeit), Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (2004)