

# Analyse von Bronchien in der Multislice-CT

Oliver Weinheimer<sup>1,2</sup>, Tobias Achenbach<sup>1</sup>, Claus Peter Heussel<sup>1</sup>,  
Manfred Thelen<sup>1</sup> und Thomas Uthmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Klinik und Poliklinik für Radiologie, Johannes Gutenberg-Universität Mainz,  
D-55101 Mainz, E-mail: mail@oliwe.com, Web: <http://www.oliwe.com>

<sup>2</sup>Inst. für Informatik, Johannes Gutenberg-Universität, D-55099 Mainz

**Zusammenfassung.** Es wird eine Methode zum objektiven Bestimmen der Wanddicke und des Gesamtdurchmessers von Bronchien in der 3-dimensionalen Computertomographie vorgestellt. Die Methode wurde erfolgreich an Phantomen evaluiert. Erste Studien sowohl an tierischen als auch an menschlichen Bronchien verliefen erfolgversprechend.

## 1 Problemstellung

Die Computertomographie (CT) ist als radiologische Methode der Wahl in der Diagnostik vieler Lungenerkrankungen etabliert. Die Einführung der Multislice-CT hat entscheidend zur Verbesserung und Verfeinerung der Abbildung des Lungenparenchyms beigetragen. Sie verbindet die Vorteile der hochauflösenden CT (HRCT) und der, das komplette Lungenparenchym erfassenden, Spiral-CT in einer Untersuchung. Bei verschiedenen Erkrankungen (Emphysem, COPD, Bronchiolitis) gehen die Veränderungen des Lungenparenchyms mit einer Verdickung der Bronchialwände einher. Unser Ziel ist die möglichst exakte Bestimmung des Lumens und der Wandstärke von Bronchien in Multislice-CT Bildern. Neben dem Messen in einer axialen Schicht soll auch das Messen innerhalb einer zum Bronchusverlauf orthogonalen Ebene möglich sein, um winkelbedingte Meßfehler zu vermeiden.

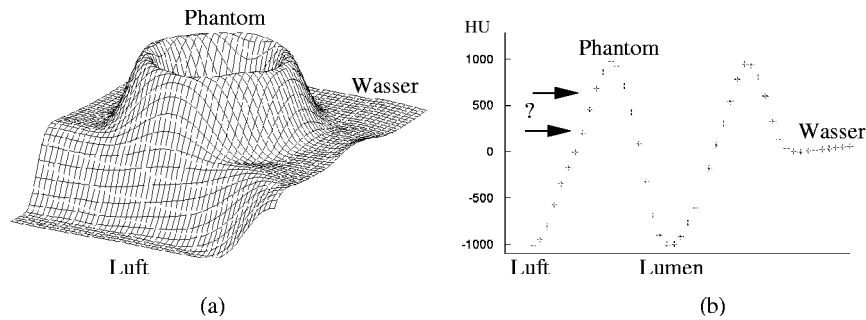
## 2 Stand der Forschung

Es wurden in der Literatur bereits verschiedene Methoden vorgestellt, um die Abbildung des Bronchialbaums in der CT zu vermessen [1,2,3,4,5].

Der in [3] verwendete Algorithmus basiert auf der *full-width-at-half-maximum*-Methode (FWHM), d.h. es wird angenommen, daß die Wand in der Hälfte zwischen dem Maximum (MAX) und dem Minimum (Min) der Röntgendichte (Hounsfield Units / HU) entlang eines virtuellen Strahls aus dem Bronchuszentrum durch die Wand beginnt.

In der von [2] verwendeten Methode wird das Lumen mit einem Seeding Algorithmus bestimmt. Um das identifizierte Lumen wird anschließend ein Kreis gezeichnet, der solange erodiert wird, bis die äußere Grenze der Bronchialwand erreicht ist. Die Methode wurde an 5 Plastik-Phantomen getestet.

**Abb. 1.** (a) Darstellung der Röntgendichte eines Phantoms als topographisches Relief. Dieses Phantom war teils von Wasser, teils von Luft umgeben. (b) Schnitt durch das Relief. Die beiden Pfeile symbolisieren das vorhandene Dilemma: *Wo ist die exakte Grenze der Phantomwand?* Die Stelle im Kurvenverlauf, an der die Wandgrenze angenommen werden müßte, damit das Phantom möglichst optimal auf den Bildern vermessen werden kann, wird als *Best-Percentage-Level* bezeichnet. Diese läßt sich manuell bestimmen.

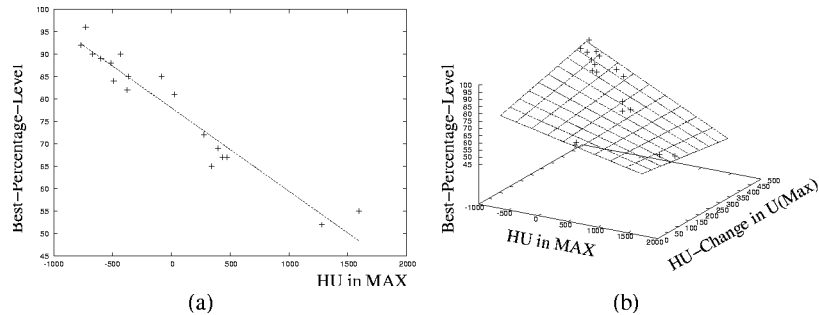


In [5] wird ein komplexerer, modellbasierter Algorithmus vorgeschlagen. Ein Bronchienmodell wird mittels einer 3D point-spread function (PSF) in ein CT-Bild überführt. Es wird versucht, den Unterschied zwischen dem künstlich erzeugten Bild und dem wahren Bild zu minimieren. Das Verfahren wurde an 5 Phantomen aus Plexiglas getestet.

### 3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Im Gegensatz zur FWHM-Methode gehen wir, motiviert durch Phantommessungen, nicht davon aus, daß die Wand im „halben“ Maximum beginnt, sondern daß die Wand „irgendwo“ zwischen dem MAX und dem Min beginnt (siehe Abb. 1). Um mehr über den exakten „Start“ der Wand zu erfahren, wurden 18 sehr unterschiedliche Phantome mit einem Siemens Volume Zoom orthogonal gescannt und mit einem *field of view* (FOV) von 10 cm und dem B46f-Kernel rekonstruiert. Die Voxelgröße betrug somit  $0,2 \times 0,2 \times 1,0 \text{ mm}^3$  bei einer 512er Bildmatrix. Die Phantome sind aus verschiedenen Materialien (-800 bis 1600 HU), mit unterschiedlichen Gesamtdurchmessern (2,6 bis 11,4 mm) und Wanddicken (0,2 bis 1,7 mm). Die Phantome wurden bezüglich dieser Parameter ähnlich den Segment- und Subsegmentbronchien des Menschen ausgewählt. Die realen Gesamtdurchmesser (D) und Wanddicken (W) der Phantome wurden mit einer Schieblehre und mit einer Federdruckuhr festgestellt. Hier ist zu beachten, daß auch beim realen Vermessen der Phantome mit diesen beiden Meßmethoden mit Fehlern von etwa  $\pm 0,1 \text{ mm}$  zu rechnen ist. Anhand der Phantommessungen konnte eine Abhängigkeit der Wandgrenzen von den MAX-Werten und den Richtungsableitungen in einer Umgebung um die MAX-Werte ( $U(\text{MAX})$ ) gezeigt werden (siehe Abb. 2).

**Abb. 2.** Die gefundenen Abhängigkeiten der Wandgrenzen. (a) Der lineare Zusammenhang zwischen dem Best-Percentage-Level und den Dichtewerten ist deutlich zu sehen. Ein Fit von  $f(x) = ax + b$  bietet sich deshalb an. (b) Fit einer Ebene  $g(x,y) = ax + by + cxy + d$ , wobei als zweiter Parameter die relative Änderung der Dichtewerte in einer Richtung einfließt. Durch die Hinzunahme dieses weiteren Parameters konnte der Fit verbessert werden.



## 4 Methoden

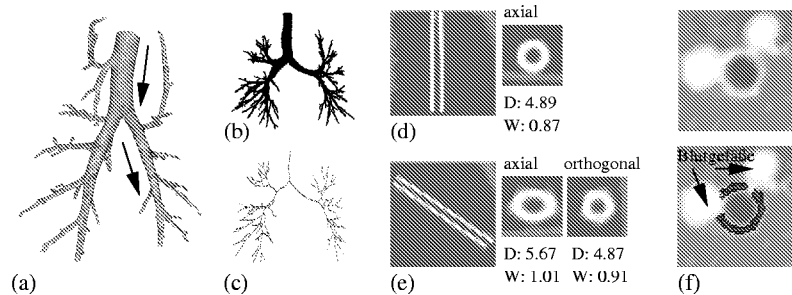
Mit Hilfe der erkannten Abhängigkeiten (siehe Abb. 2) wurde eine Methode entwickelt, die sich dynamisch an die Bildgegebenheiten angepasst und als FWXM (*full-width-at-x-percent-of-maximum*) bezeichnet werden kann. Die Bronchienanalyse in den axialen Bildern wird auf, vom Zentrum der Bronchien, radial ausgeschickten virtuellen Strahlen durchgeführt (2D-Modus).

Um das Messen auch in zu den Bronchien orthogonalen Ebenen zu ermöglichen, wird das Lumen des Tracheobronchialbaums bzw. der Phantome mit dem in [6] vorgestellten Verfahren segmentiert. Das voxelbasierte Segmentierungsergebnis wird durch einen topologieerhaltenen sequentiellen 3D-Thinningalgorithmus in Anlehnung an [7,8] in eine Skelettdarstellung überführt (siehe Abb. 3(a)(b)(c)). Auf der Grundlage der Skelettdarstellung wird ähnlich [9] ein kreisfreier Graph aufgebaut, wobei die Verzweigungspunkte der Bronchien den Knoten des Graphen entsprechen. Mit Hilfe des errechenbaren Richtungsvektors zwischen jeweils zwei Verzweigungspunkten können zu dem entsprechenden Bronchus orthogonale Ebenen durch das Volumen gelegt werden. Innerhalb dieser Ebenen wird der Bronchus mit der FWXM-Methode vermessen (3D-Modus).

Abb. 3(d) zeigt ein nahezu orthogonal gescanntes Phantom. Real gemessen erhält man in diesem Beispiel  $D = 4,8$  mm und  $W = 0,87$  mm. In den axialen Schichten erhält man mit FWXM im 2D-Modus  $D = 4,89$  mm und  $W = 0,87$  mm. Abb. 3(e) zeigt das gleiche Phantom im Winkel von  $\approx 45^\circ$  zur Scanebene gescannt. Vermißt man es nun erneut in den axialen Schichten, so erhält man, bedingt durch den Winkel,  $D = 5,67$  mm und  $W = 1,01$  mm. Im 3D-Modus werden die winkelbedingten Meßfehler verringert und man erhält  $D = 4,87$  mm und  $W = 0,91$  mm. Dieses Beispiel dokumentiert sehr gut die erfolgte Winkelkorrektur.

Um ein Bronchus überhaupt vermessen zu können, muß dieser größtenteils von Lungenparenchym umgeben sein (siehe Abb. 3(f)), damit auf den virtuellen

**Abb. 3.** (a) 3D-Visualisierung der Segmentierung eines Schweinetracheobronchialbaums. (b) Um die Richtungsvektoren der Bronchien zu bestimmen wird die Segmentierung - hier ein menschlicher Tracheobronchialbaum - als binäre Voxelmengung aufgefaßt und (c) in eine Skelettdarstellung überführt. (d) Ein im nahezu orthogonal gescanntes Phantom. (e) Phantom etwa im  $45^\circ$  Winkel gescannt. (f) Schweinebronchus, der durch die beiden angelagerten Lungenarterien nicht überall vermessen werden konnte.



Strahlen die Maxima und Minima bestimmt werden können. Probleme entstehen durch parallel verlaufende Lungenarterien (bronchovaskuläre Bündel).

## 5 Ergebnisse

Die 18 Phantome wurden mit der entwickelten FWXM-Methode in axialen Schnitten im 2D-Modus analysiert. Der durchschnittliche absolute Fehler beim berechneten Gesamtdurchmesser betrug 0,09 mm (2,4 %), bei der Wanddickenbestimmung 0,06 mm (13,9 %). Der hohe mittlere relative Fehler bei der Wanddickenbestimmung kommt durch die Phantome sehr geringer Wanddicke ( $\leq 0,3$  mm) im Vergleich zur Voxelgröße zustande.

Die Fehler im 3D-Modus waren entsprechend für den Gesamtdurchmesser 0,10 mm (2,4 %) und fuer die Wanddickenbestimmung 0,07 mm (15,4 %). Zusätzlich wurden 4 der Phantome im Winkel von  $\approx 45^\circ$  gescannt. Diese wurden ebenfalls im 3D-Modus vermessen. Die Fehler waren hier für den Gesamtdurchmesser 0,12 mm (3,1 %) und fuer die Wanddickenbestimmung 0,07 mm (22,6 %).

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu überprüfen wurde ein Schwein jeweils in kurzen Abständen zweimal gescannt. Es wurde ein Bronchus ausgewählt und in beiden Aufnahmen im 3D-Modus vermessen. Im ersten Scan wurde  $D = 7,03$  mm und  $W = 0,77$  mm, im zweiten Scan  $D = 6,96$  mm und  $W = 0,75$  mm berechnet.

Sowohl das 2D- als auch das 3D-Verfahren konnte problemlos auf menschliche Routine Thorax Multislice-CT Datensätze angewendet werden.

## 6 Diskussion

Um noch mehr über die Verlässlichkeit der Methode zu erfahren, werden weitere Reproduzierbarkeitsstudien mit Schweinelungen durchgeführt.

Wie gut arbeitet die Methode mit Bildern von Scannern anderer Hersteller, mit verschiedenen Rekonstruktionskerneln und FOVs? Lassen sich Unterschiede zwischen Bronchien von Rauchern und Nichtrauchern in menschlichen Routine Datensätzen feststellen? In prospektiven Studien sollen auch diese Fragestellungen beantwortet werden.

Unsere Anwendung repräsentiert eine neue, komfortable und effektive Methode zur Analyse der Bronchien in Multislice-CT Daten. Die vielversprechenden Testergebnisse liefern die Motivation die Methode weiter zu entwickeln.

## Literaturverzeichnis

1. F. Chabat, X.-P. Hu, D. M. Hansell, G.-Z. Yang: ERS Transform for the Automated Detection of Bronchial Abnormalities on CT of the Lungs. *IEEE Trans Medical Imaging*, 20(9), Sept. 2001.
2. Gregory G. King, N. L. Müller, K. P. Whittall, Q. Xiang, and P. D. Pare: An analysis algorithm for measuring airway lumen and wall areas from high-resolution computed tomographic data. *Am J Respir Crit Care Med*, 161: 574–580, 2000.
3. Yasutaka Nakano, et al: Computed Tomographic Measurements of Airway Dimensions and Emphysema in Smokers. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*, 162(3): 1102–1108, Sept. 2000.
4. Joseph M. Reinhardt, Neil D. D'Souza, Eric A. Hoffman: Accurate measurement of intra-thoracic airways. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 16(6): 820–827, Dec. 1997.
5. Osama Saba, Eric A. Hoffman, Joseph M. Reinhardt: Maximizing Quantitative Accuracy of Lung Airway Lumen and Wall Measures Obtained from X-ray CT Imaging. *J. Applied Physiology*, 95: 1063–1095, 2003.
6. O. Weinheimer, T. Achenbach, C. Buschsiewke, C. P. Heussel, T. Uthmann, and H.-U. Kauczor. Quantification and characterization of pulmonary emphysema in multislice-ct. In *Medical Data Analysis. Springer, ISMDA 2003*, volume 2868 of LNCS
7. D. G. Morgenthaler: Three-dimensional simple points: Serial erosion, parallel thinning and skeletonization. Technical Report TR-1005, 1981.
8. K. Palagyi, et al: A Sequential 3D Thinning Algorithm and its Medical Applications. Springer, volume 2082 of LNCS, 409–415, 2001.
9. H. Kitaoka, Y. Park, J. Tschirren, J. Reinhardt, M. Sonka, G. McLennan, E. A. Hoffmann: Automated Nomenclature Labeling of the Bronchial Tree in 3D-CT Lung Images. Springer, MICCAI 2002, volume 2489 of LNCS, 1–11