

3D-Lungenlappen-Segmentierung durch Kombination von Region Growing, Distanz- und Wasserscheiden-Transformation

Jan-Martin Kuhnigk, Horst K. Hahn, Milo Hindennach
Volker Dicken, Stefan Kraß und Heinz-Otto Peitgen

MeVis – Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung
Universitätsallee 29, 28359 Bremen
Email: kuhnigk@mevis.de

Zusammenfassung. Die Lungenlappen spielen als annähernd unabhängige anatomische Komponenten der Lunge eine wesentliche Rolle bei Diagnose und Therapie von Lungenerkrankungen. Eine Detektion der dünnen Lappengrenzen, der sogenannten *Fissuren* ist jedoch schwierig, da diese in vielen Fällen aufgrund pathologischer Veränderungen nur unvollständig im CT-Bild erscheinen. Daher bestimmt unser Ansatz die Lappengrenzen im Wesentlichen auf Basis der lappenspezifischen Gefäßsysteme und verwendet die eventuell vorhandene Repräsentation der Fissuren in den Daten lediglich als Zusatzinformation. Die Methode benötigt dabei minimale und intuitive Interaktion und erlaubt eine robuste Dekomposition der Lunge in ihre Lappen, welche vor allem zur Bestimmung lappenspezifischer CT-Parameter verwendet werden kann.

1 Einleitung

Die menschliche Lunge ist anatomisch in weitgehend eigenständige Untereinheiten, die *Lungenlappen*, einteilbar. Diese Aufteilung gilt auch in funktioneller Hinsicht, denn die Lappen besitzen eigene respiratorische und vaskuläre Subsysteme, die lediglich im Eintrittsbereich in die Lunge (*Hilus*) vereinigt sind. Der rechte Lungenflügel besteht aus *Ober-, Unter- und Mittellappen*, während der linke Flügel lediglich Ober- und Unterlappen besitzt. Die Lappen sind voneinander durch *Lappenspalten* getrennt, die sich anatomisch als ungefähr 1 mm dünne Bindegewebsstrukturen (*Fissuren*) darstellen. Die Aufteilung der rechten Lunge wird in Abbildung 2 anhand eines fertigen Segmentierungsergebnisses beispielhaft veranschaulicht.

Eine genaue Lokalisierung der Lappengrenzen stellt sogar für Experten oftmals eine nicht-triviale Aufgabe dar. Besonders bei pathologischen Fällen oder Aufnahmen mit geringerer Auflösung (z.B. Low-Dose CT) sind sie häufig nicht oder nur unvollständig in CT-Daten zu erkennen. Weiterhin sind die Lungenlappen nahe des Mediastinums aufgrund der sich vereinigenden Bronchial- und Gefäßsysteme nicht mehr auf Fissurbasis zu trennen. Eine Auswahl an CT-Schichten verschiedener Patienten, welche die Herausforderungen der Lappen-segmentierung verdeutlicht, ist in Abbildung 1 zu sehen.

Ungeachtet der erwähnten Schwierigkeiten konzentrieren sich existierende Lappensegmentierungs-Techniken hauptsächlich auf die Fissurerkennung. Eine interaktive Methode zur Detektion des großen Lappenspalts mit Hilfe von Fuzzy Logic wurde 1999 von Zhang et al. vorgestellt [1] und 2001 dahingehend erweitert, dass in unklaren Situationen Atlaswissen über die Lappenspalte herangezogen wird [2]. Unser Ansatz basiert dagegen im Wesentlichen auf dem anatomischen Wissen, dass die Blutgefäßsysteme der Lappen separat verlaufen.

2 Methoden

2.1 Lungensegmentierung

Da der vorgestellte Algorithmus eine Lungenmaske voraussetzt, muss der eigentlichen Lappendetektion eine Lungensegmentierung vorausgehen. Ein vollautomatischer Algorithmus wurde u. a. von Hu et al. [3] entwickelt. Bei uns wird eine auf Wasserscheiden-Transformation und Region Growing basierende Methode eingesetzt, die sich ebenfalls durch eine robuste automatische Lungentrennung auszeichnet.

2.2 Gefäßsegmentierung

Die Grundidee unserer Methode ist die Vermeidung einer Abhängigkeit unseres Algorithmus von einer guten Repräsentation der Fissuren in den Daten. Wir wollen stattdessen den Umstand nutzen, dass jeder Lappen weitgehend seine eigene Blutversorgung aufweist, und sich somit keine größeren Gefäße in direkter Nähe der Lappenspalten befinden oder sie sogar kreuzen. Dazu führen wir zunächst eine Segmentierung der pulmonalen Blutgefäße durch. Da sich die Gefäße aufgrund ihrer hohen Dichte stark vom umgebenden Parenchym abheben, genügt dazu ein einfaches Regionenwachstums-Verfahren. Durch Verwendung der Lungenmaske kann ein Auslaufen in andere Körperregionen verhindert werden.

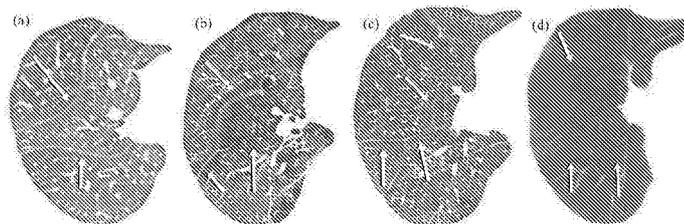
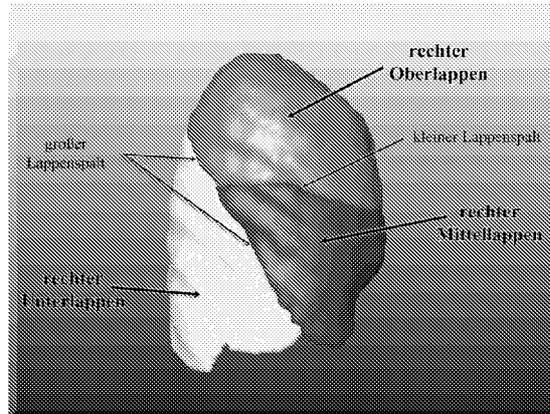


Abb. 1. Beispielschichten dreier hoch- (a-c) und eines niedrig aufgelösten Datensatzes. Ungefähre Fissurpositionen werden durch weiße Pfeile angezeigt. (b) entstammt einer emphysematischen Lunge, während (c) eine zusätzliche sowie eine partiell aufgelöste Fissur zeigt. In Bild (d) sind die Fissuren aufgrund der großen Schichtdicke (5 mm) nicht sichtbar.

Abb. 2. 3D-Oberflächendarstellung der segmentierten Lappen einer normalen rechten Lunge aus sagittaler Sicht.



2.3 Quantifizierung der Gefäßverteilung

Um die Ausdünnung von Gefäßen nahe der Lappenspalte quantitativ bemessen zu können, führen wir ausgehend von der Gefäßmaske eine *euklidische 3D-Distanztransformation* durch. Diese resultiert in einem Distanzbild, welches für jedes Voxel des Originalbildes dessen euklidische Entfernung zum nächsten Gefäß abbildet. Das resultierende Bild besitzt nun lokale Maxima in Bereichen, die im Verhältnis zu ihren Nachbarvoxeln relativ weit von den bei der Gefäßsegmentierung erfassten größeren Gefäßen entfernt sind (Abbildung 3, links). Folglich wird ein Lappenspalt im Wesentlichen als ein dreidimensional zusammenhängendes Gebilde lokaler Maxima abgebildet. Um die Distanzen effizient zu berechnen, wurde der 1994 von Saito et al. [4] vorgestellte, exakte multi-dimensionale Distanztransmutations-Algorithmus für anisotrope, digitale Bilder verwendet.

2.4 Berücksichtigung der Fissuren

Zur Verfeinerung der erwähnten lokalen Maxima in den Fissurregionen beziehen wir die Repräsentation der Fissuren, die in den heutzutage meist hochaufgelösten Originaldaten zumindest partiell sichtbar sind, in unsere Berechnungen mit ein. Da sich die Fissuren ebenfalls durch eine leicht größere Dichte vom umgebenden Parenchym abheben, bietet sich eine gewichtete Addition der Originaldaten zu dem Distanzbild an. Zu diesem Zweck wurden zwei verschiedene Gewichtungen experimentell an die Erfordernisse von hoch bzw. niedrig aufgelösten Datensätzen angepasst. Da die Sichtbarkeit der Fissuren mit steigender Schichtdicke abnimmt, bestimmt bei niedrigen Auflösungen das Distanzbild das kombinierte Resultat, während bei guten Daten das Originalbild stärker gewichtet wird. In Abbildung 3 wird die Verrechnung des Distanzbildes mit den Originaldaten anhand einer einzelnen Schicht beispielhaft dargestellt.

2.5 Lappensegmentierung durch interaktive Wasserscheiden-Transformation

Um aus dem in den vorhergehenden Schritten generierten Bild eine Segmentierung der einzelnen Lappen zu erzeugen, wird eine *interaktive Wasserscheiden-Transformation (IWT)* verwendet [5]. Der wesentliche Vorteil dieses Algorithmus besteht darin, dass die Interaktion, also das Platzieren von Markern, an das Ende der Verarbeitungskette verlagert ist. Aufgrund des hierarchischen Ansatzes kann in Echtzeit auf Änderungen reagiert werden. Die Marker können wahlweise in sagittaler, koronaler oder axialer Ansicht auf die Originaldaten platziert werden, und auch die Ergebnisse können sofort in allen drei Ansichten per Overlay angezeigt werden. Der Benutzer identifiziert zunächst jeden Lappen mit einem entsprechenden Marker, der möglichst auf ein hilusnahes Blutgefäß gesetzt werden sollte. Er bekommt nach jeder Aktion die neuen Segmentierungsergebnisse ohne merkliche Verzögerung angezeigt, kann diese kontrollieren und gegebenenfalls durch Hinzufügen oder Entfernen weiterer Marker iterativ verfeinern. In den Abbildungen 2 und 3 (rechts) wurde das Resultat einer Lappensegmentierung drei- bzw. zweidimensional visualisiert.

3 Ergebnisse

Unsere Methode wurde bereits an klinischen CT-Datensätzen von mehr als 30 Patienten getestet. Darunter befanden sich acht hochaufgelöste (Schichtdicke 1.0-1.25 mm) Datensätze mit gering ausgeprägten pathologischen Veränderungen. Für diese konnte die Segmentierung bereits mit einem Marker pro Lungenlappen durchgeführt werden. Für die meisten Low-Resolution Scans (Schichtdicke 3-5 mm) wurden zusätzliche Marker benötigt. Die Zeit für die automatische Vorverarbeitung beträgt 2-3 Minuten auf einem Standard-PC. Für die Interaktion sollten je nach Anzahl benötigter Marker 10 bis 60 Sekunden pro Lungenflügel eingerechnet werden. Anhand eines der hochaufgelösten Datensätze wurde sowohl eine Intra- als auch eine Inter-Observer-Studie durchgeführt. Dabei wurden

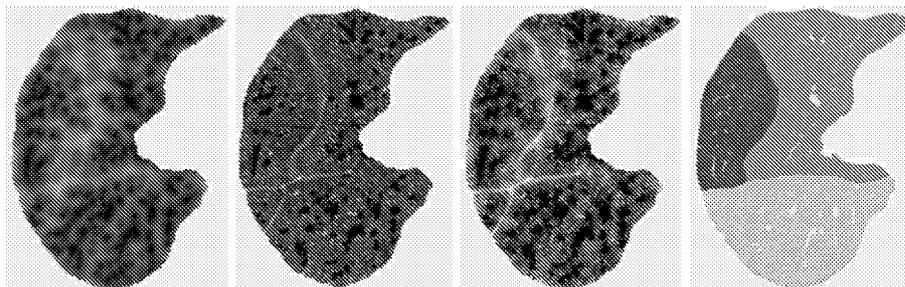


Abb. 3. Von links nach rechts: 3D-Distanzbild, Originalbild ohne segmentierte Gefäße, kombiniertes Bild, Segmentierungsergebnis.

die Lappen jeweils fünf mal segmentiert, wobei die Anzahl der zu verwendenden Marker nicht eingeschränkt wurde. Für jedes Paar von Ergebnissen lag der Anteil des übereinstimmend klassifizierten Volumens am Lungengesamtvolumen deutlich oberhalb von 99%. Eine Bewertung der Genauigkeit des Verfahrens sowie eine weiterführende Reproduzierbarkeitsstudie, die sich auf eine größere Anzahl von Datensätzen stützt, sind in Planung.

4 Diskussion

Die von uns vorgestellte Methode zur Lungenlappen-Segmentierung zeichnet sich durch Robustheit und geringen Interaktionsaufwand aus. Dabei greift der Benutzer erst am Ende der Verarbeitungskette ein und kann deswegen eine sofortige visuelle Kontrolle der Ergebnisse sowie deren interaktive Korrektur und Verfeinerung durchführen, ohne dass aufwändige Neuberechnungen fällig werden. Die durch die Lappensegmentierung erreichte strukturelle Dekomposition der Lunge kann nicht nur bei weiterführenden Bildverarbeitungs-Methoden behilflich sein, sondern erlaubt zusätzlich eine präzisere Bestimmung lappenspezifischer CT-Parameter. Letzteres ermöglicht eine genauere Prognose der postoperativen Lungenfunktion im Falle einer Lappenresektion, welche als die derzeit effektivste Form der Therapie von Lungenkrebs im frühen Stadium angesehen wird.

Diese Arbeit entstand im Rahmen des Verbundprojekts VICORA. Wir danken den Abteilungen für Radiologie der Uniklinik Mainz sowie des Zentralkrankenhauses Bremen-Ost für die zur Verfügung gestellten Datensätze.

Literaturverzeichnis

1. Zhang L, Reinhardt JM: Detection of Lung lobar fissures using fuzzy logic. SPIE Medical Imaging: Physiology and Function from Multidimensional Images 3660:188–199, 1999.
2. Zhang L, Hoffman EA, Reinhardt JM: Lung Lobe Segmentation by Graph Search with 3D Shape Constraints. SPIE Medical Imaging: Physiology and Function from Multidimensional Images 4321:204–215, 2001.
3. Hu S, Hoffman EA, Reinhardt JM: Automatic Lung Segmentation for Accurate Quantitation of Volumetric X-Ray CT Images. IEEE Trans Med Imaging 20(6):490–498, 2001.
4. Saito T, Toriwaki JI: New Algorithms for Euclidean Distance Transformation of an n-Dimensional Digitized Picture with Applications. Pattern Recognition 27(11):1551–1565, 1994.
5. Hahn HK, Peitgen HO: IWT — Interactive Watershed Transform: A Hierarchical Method for Efficient Interactive and Automated Segmentation of Multidimensional Gray-Scale Images. SPIE Medical Imaging: Image Processing 5032, to appear in August 2003.