Segmentbestimmung im Computertomogramm der Lunge

In-vitro Validierung

D. Böhm[1], S. Krass[1], A. Kriete[2], W. Rau[3], D. Selle[1], H.-H. Jend[4], H.-O. Peitgen[1]

[1] MeVis, Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung, Universitätsallee 29, 28359 Bremen
[2] Institut für Anatomie und Zellbiologie, Universitätsklinikum Gießen, Aulweg 123, 35385 Giessen
[3] Abteilung für Diagnostische Radiologie, Universitätsklinikum Gießen, Klinikstr. 36, 35392 Gießen,
[4] Zentrum für Radiologie, Zentralkrankenhaus Bremen-Ost, Züricher Str. 40, 28325 Bremen
Email: boehm@mevis.de

Zusammenfassung. Für die radiologische Diagnostik ist die Kenntnis der Lungenlappensegmente zur segmentgenauen Berechnung von CT-Funktionsparametern und zur Tumorlokalisation ein Gewinn. Nach Vorverarbeitung der computertomographischen Bilddaten der Lunge wird der Bronchialbaum mit einem speziellen Bereichswachstumsverfahren segmentiert und automatisch in seine Unterbäume zerlegt. Ein auf Wachstumsmodellen basierender Algorithmus approximiert daraus die Grenzen der Lungenlappensegmente. Die Validierung mit zwei in-vitro Präparaten der Lunge ergab für klinische HRCT-Daten eine Genauigkeit der Segmentapproximation von ca. 70%.

Schlüsselwörter: Lunge, Lungensegmente, HR-CT, Validierung

1 Einleitung

Während die Bestimmung von Organsegmenten aus computertomographischen (CT) Daten im Bereich der präoperativen Leberdiagnostik in den letzten Jahren zur Anwendungsreife geführt wurde [1-6], wurden im Bereich der Segmenteinteilung des Lungenparenchyms noch wenige Anstrengungen unternommen. Einige Arbeiten konzentrieren sich auf die Segmentierung des Bronchialbaums [7,8], die einen Teilschritt der Segmentbestimmung darstellt. Untersuchungen, inwieweit die Bestimmung der Lungensegmente auf der Basis eines segmentierten Bronchialbaums möglich ist, existieren nach Kenntnis der Autoren nicht.

Im Gegensatz zu den Hauptsepten, die auch im CT deutlich erkennbare Grenzen zwischen den Lungenlappen aufweisen, ist die Bestimmung der einzelnen Lappensegmente aus CT-Daten auf direktem Wege nicht möglich. Für die radiologische Diagnostik wäre die Kenntnis der Segmentgrenzen ein Gewinn. Dies vor allem aus zwei Gründen: Einerseits wird dadurch die Berechnung von CT-Funktionsparametern, wie mittlere Lungendichte (MLD), Emphysemindex oder Fibroseindex individuell für die einzelnen Lappensegmente möglich und dadurch die Abschätzung der postoperati-

ven Lungenfunktion vor einer Lappen- oder Segmentresektion wesentlich verbessert. Andererseits wird die Zuordnung von Lungentumoren zu den Lappensegmenten verbessert, was die Planung einer operativen Tumorresektion verbessert. Zielsetzung dieser Arbeit ist die Bestimmung der Lungenlappensegmente aus computertomographischen Patientendaten und die Validierung der Methode mit in-vitro Präparaten.

2 Methode

Die Bestimmung der Lungenlappensegmente aus CT-Daten erfordert die folgenden Bearbeitungsschritte [9]. Nach geeigneter *Vorverarbeitung* der CT-Daten durch eine kantenerhaltende und lokaladaptive Rauschfilterung (Sigma-Filter) erfolgt die *Segmentierung* des Bronchialbaumes mit einem schwellwertbasierten Bereichswachstumsverfahren. Der optimale Schwellwert wird automatisch ermittelt und kann interaktiv verändert werden. Der segmentierte Bronchialbaum wird in der anschließenden *Skelettierung* mit einem Thinning-Verfahren unter Berücksichtigung der Anisotropie der Voxel und Rauschunterdrückung auf sein Skelett reduziert und in eine Graphenrepräsentation überführt. Im nächsten Schritt wird die *Baumstruktur* des Bronchialbaumes *analysiert* und die Unterbäume der Lungenlappen und Lappensegmente automatisch identifiziert. Die Möglichkeit zur interaktiven Korrektur ist gegeben. Ausgehend von den identifizierten Unterbäumen und den ebenfalls segmentierten Parenchymgrenzen werden die Lappensegmente mit einem auf Wachstumsmodellen basierenden Algorithmus approximiert. Die hier angewandten Methoden beruhen auf früheren Arbeiten zur Segmenteinteilung des Leberparenchyms [10].

Das Verfahren wurde an zwei in-vitro Präparaten validiert. Hierzu wurden zwei linke Lungenflügel durch Formalinbedampfung fixiert und mittels eines höchstauflösenden CT mit einer Auflösung von $512 \times 512 \times 300$ Voxeln (entsprechend 0,3 mm × 0,3 mm × 1 mm pro Voxel) abgebildet. Aus den so gewonnenen Schichtdaten wurde mit der oben beschriebenen Methode der Bronchialbaum segmentiert und die Lungensegmente bestimmt. In einem weiteren Schritt wurde die Verzweigungstiefe des Bronchialbaumes in fünf Schritten künstlich reduziert. Für jede Stufe wurden die Segmentgrenzen approximiert. Als Referenz für die Validierung dienten die Segmentgrenzen, die aus dem Bronchialbaum mit maximaler Verzweigungstiefe gewonnen werden konnten. Als Maß für die Genauigkeit wurde die prozentuale Überlappung des Referenzsegmentes mit dem approximierten Segment benutzt.

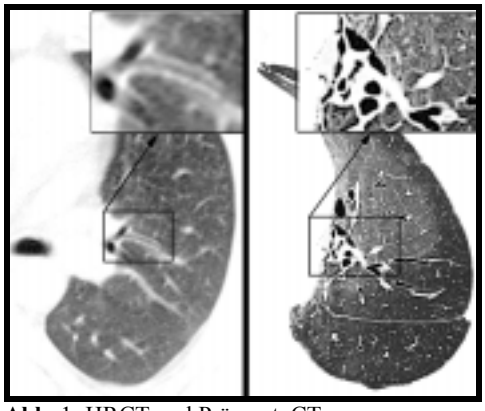

Abb. 1: HRCT und Präparat–CT

Das oben beschriebene Verfahren wurde in einem ersten Test auf zwei Patienten HRCT-Datensätze angewandt. Die Ergebnisse der Bronchialbaumsegmentierung wurden mit den in-vitro Präparaten verglichen. Abbildung 1 zeigt jeweils einen Ausschnitt aus einem klinischen CT.

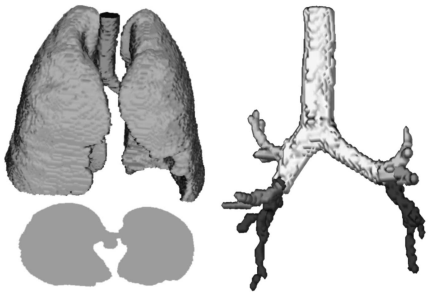

Abb. 2: Darstellung des in einem klinischen Datensatz segmentierten Lungenparenchyms und Bronchialbaums

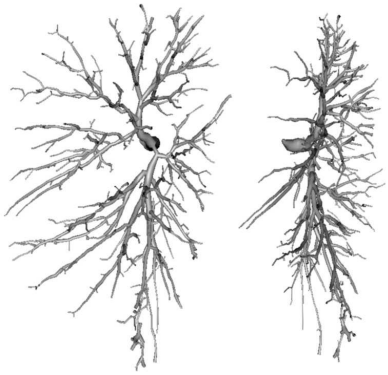

Abb. 3: Segmentierungsergebnis für den Bronchialbaum des linken Lungenflügels, Präparat 1. Darstellung in lateraler (links) und anterior-posterior (rechts) Ansicht.

3 Ergebnisse

In beiden klinischen HRCT-Datensätzen war eine Segmentierung des Bronchialbaums bis auf die Segmentebene, zum Teil auch bis in die Subsegmente, möglich. Die Segmentbronchen wurden in beiden Datensätzen automatisch erkannt. Abbildung 2 zeigt die Visualisierung des segmentierten Lungenparenchyms und Bronchialbaums eines klinischen Datensatzes.

Der Bronchialbaum der in-vitro Präparate war in beiden Fällen bis in die Peripherie segmentierbar. Die segmentierte Verzweigungstiefe geht drei bis vier Generationen über die Subsegmentebene hinaus. Abbildung 3 zeigt eine Visualisierung des segmentierten und skelettierten Bronchialbaums eines Lungenpräparates auf Basis von Oberflächenprimitiven [11].

Die Ergebnisse der Validierung der Segmentapproximation aus dem in fünf Stufen reduzierten Bronchialbaum sind in Tabelle 1 aufgeführt. Die Verringerung der Verzweigungstiefe und Länge der Äste führt zu einer geringeren Genauigkeit der Segment-Approximation. Hiervon sind die Grenzen der Segmente stärker betroffen als der Kern. Die fünfte Reduktionsstufe des Präparates entsprach der erreichten Verzweigungstiefe in den klinischen HRCT-Datensätzen. In Abbildung 4 sind verschiedenen Approximationen dargestellt.

Reduktions-stufe	Genauigkeit Präparat 1	Präparat 2
1	99.9 %	99,4 %
2	99.3 %	97,3 %
3	94,2 %	92,6 %
4	84,4 %	83,5 %
5	69.0 %	73,8 %

Tabelle 1: Ergebnisse der Segmentapproximation für den in fünf Stufen reduzierten Bronchialbaum der in-vitro Präparate

Abb. 4: Approximation der Lungensegmente für verschiedene Verzweigungstiefen des Bronchialbaumes. Links: 5. Reduktionsstufe, 69,0% Genauigkeit. Mitte: 3. Reduktionsstufe, 94,2% Genauigkeit. Rechts: Referenz, höchste Auflösung, entspricht 100% Genauigkeit.

4 Diskussion

Die Qualität der Segmentierung des Bronchialbaumes im Patienten-CT ist vergleichbar mit der fünften Reduktionsstufe des Bronchialbaumes aus dem in-vitro Präparat. Aus diesem Ergebnis lässt sich die Genauigkeit der segmentabhängigen Bestimmung von CT-Lungenfunktionsparametern abschätzen. Sie beträgt, die homogene Verteilung im Lungensegment vorausgesetzt, ca. 70 Prozent. Eine exaktere Vorhersage der postoperativen Lungenfunktion für die gesamte Lunge unter Berücksichtigung der Segmentgrenzen ist daher zu erwarten, wobei eine klinische Evaluation noch durchzuführen ist.

Für die geanue Zuordnung von peripheren Lungentumoren zu den Lungensegmenten ist die erreichte Genauigkeit nicht ausreichend, da eine Infiltration der Nachbarsegmente nicht ausgeschlossen werden kann. Für diese klinische Anwendung ist es notwendig, die peripheren Bereiche der Lungensegmente exakter zu quantifizieren.

Für eine genauere Bestimmung der Lungenlappensegmente aus computertomographischen Daten zeichnen sich zur Zeit mehrere Wege ab, die parallel beschritten werden können. Die angewandte Segmentierungsmethode beruht auf einem Bereichswachstumsverfahren, das aufgrund von Abbildungsungenauigkeiten im CT isolierte Bereiche des Bronchialsystems nicht berücksichtigt. Hier könnte die Einbeziehung wissensbasierter Ansätze [12] zu einer Verbesserung führen. Eine weitere Steigerung der Genauigkeit ist von der Einbeziehung der Pulmonalarterien, die parallel zum Bronchialsystem verlaufen, zu erwarten [13]. Gleiches gilt für die Hauptsepten. Nicht zuletzt wird die Steigerung der Bildqualität durch Einsatz neuerer Techniken, insbesondere die Einführung der Multi-Slice-Technologie [14], dazu beitragen die Segmentbestimmung zu verbessern.

Wir danken Prof. Dr. B. Wein (Klinik für radiologische Diagnostik, RWTH-Aachen) für vielfältige Beiträge im Rahmen der Segmentierung von Lungendatensätzen. Unser Dank gilt auch H. Stroh, H. Watz und A. Breithecker (Diagnostische Radiologie, Giessen) für die Herstellung der in-vitro Lungenpräparate.

Literatur

1. Zahlten C, Jürgens H, Evertsz C, Leppek R, Peitgen H, Klose K: Portal vein reconstruction based on topology. European Journal of Radiology, 19(2):96-100, 1995.
2. Evertsz CJG, Jürgens H, Peitgen HO, Selle D, Spindler W, Zahlten C, Klose K-J, Leppek R: Segmenteinteilung des Leberparenchyms. In Arnolds B, Müller H, Saupe D, Tolxdorff T (Hrsg.) Digitale Bildverarbeitung für die Medizin 1996, 16-22, Zentralstelle für Forschungsförderung und Technologietransfer, Freiburg, 1996.
3. Evertsz CJG, Jürgens H, Peitgen H-O, Selle D, Spindler W, Zahlten C, Klose KJ, Leppek R: Segmenteinteilung der Leber: Operationsplanung, Therapieüberwachung und Anatomie. In Hoffman K-H, Jäger W, Lohmann T, Schunk H (Hrsg.): MATHEMATIK - Schlüsseltechnologie für die Zukunft, 421-434, Springer-Verlag, 1997.
4. Fasel JHD, Selle D, Gailloud P, Muster M, Evertsz CJG, Terrier F, Peitgen H-O: Segmental anatomy of the liver: poor correlation with CT. Radiology, 1(206):151-156, 1998.
5. Göpfert M, Glombitza G, Demiris A, Lamadé W, Meinzer H: Trennung von Gefäßbäumen in medizinischen Schichtbildserien am Beispiel der Leber. In Lehmann T, Metzler V, Spitzer K, Tolxdorff T (Hrsg.) Bildverarbeitung für die Medizin 1998, 264-268, Springer-Verlag, Berlin, 1998.
6. Oldhafer K, Högemann D, Stamm G, Raab R, Peitgen H-O, Galanski M: Dreidimensionale Visualisierung der Leber zur Planung erweiterter Leberresektionen. Der Chirurg, 70:233-238, 1999.
7. Wood S, Hoford J, Zerhouni E, Hoffman E, Mitzner W: Quantitative 3-D reconstruction of airway and pulmonary vascular trees using HRCT. Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, 1905:316-323, 1993.
8. Sonka M, Park W, Hoffman EA: Rule-based detection of intrathoracic airway trees. IEEE Transactions on Medical Imaging, 15:314-326, 1996.
9. Selle D, Schindewolf T, Evertsz CJG, Peitgen H-O: Quantitative Analysis of CT Liver Images. In Doi K, MacMahon H, Giger M, Hoffman K (Hrsg.): Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging, 435-444, Elsevier, Amsterdam, 1999.
10. Selle D, Evertsz CJG, Peitgen H-O, Jürgens H, Klose KJ, Fasel J: Computer aided preoperative planning of segment oriented liver surgery: radiological perspectives. In European I. H. P. B. A. Congress, 253-257, Monduzzi Editore, 1997.
11. Hahn H, Selle D, Evertsz C, Peitgen H: Interaktive Visualisierung von Gefäßsystemen auf der Basis von Oberflächenprimitiven. In Simulation und Visualisierung, accepted, SCS-Verlag, Erlangen Delft, 1999.
12. Park W, Hoffman EA, Sonka M: Fuzzy logic approach to extraction of intrathoracic airway trees form three-dimensional CT images. In Loew MH, Hanson KM (Hrsg.) Medical Imaging 1996: Image Processing, 210-219, SPIE, 1996.
13. König H, Fröhlich JJ, Knaack L, Spindler W, Krass S, Peitgen H-O, Klose KJ: Quantifizierung von Lungenarterienvolumina und perivaskulären Fibrosierungen bei Patienten mit fibrosierenden Lungengerüstveränderungen. In Evers H, Glombitza G, Lehmann T, Meinzer H-P (Hrsg.) Bildverarbeitung für die Medizin 1999, 129-133, Springer-Verlag, Berlin, 1999.
14. Taguchi K, Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Medical Physics, 25(4):550-61, 1998.