Komponenten zur Unterstützung der automatischen Bildsegmentierung von CT-Aufnahmen der Leber

Peter Hassenpflug[1], Gerald Glombitza[1], Carlos Cárdenas[1],
Ivo Wolf[1], Axel Benner[2], Hans-Peter Meinzer[1]

[1]Abt. für Med. und Biol. Informatik, [2]Abt. für Biostatistik
Deutsches Krebsforschungszentrum
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg
E-mail: P.Hassenpflug@DKFZ-Heidelberg.de

Zusammenfassung. Für die computergestützte Operationsplanung in der Leberchirurgie muss zunächst die Leber segmentiert werden. Bislang werden dazu hauptsächlich interaktive 2D-Algorithmen eingesetzt. In dieser Arbeit wird ein neues 3D-Verfahren beschrieben, dass über die automatische Approximation zweier Masken für das Zwerchfell und die Brustinnenwand eine Trennung der Leber von angrenzenden Organgen auch an den Stellen ermöglicht, an denen keine oder nur geringe Grauwertunterschiede vorhanden sind.

Schlüsselwörter: Segmentierung, Zwerchfell, Brustinnenwand, Leber

1 Einleitung

Voraussetzung für die computergestützte Operationsplanung in der Leberchirurgie ist die Segmentierung von Leber und Tumor. Konventionelle dreidimensionale Ansätze zur Segmentierung [1] führen in CT-Datensätzen zu keinen befriedigenden Ergebnissen, weil die Grauwertübergänge vom Lebergewebe zu den Nachbarorganen oft fließend sind. Aus diesen Erfahrungen heraus ist bislang im LENA-System [2] eine halbautomatische, schichtweise 2D-Segmentierung der Leber realisiert. Der Benutzer steuert interaktiv den Segmentierungsprozess mittels verschiedener Werkzeuge (Region-Growing, Konturfindung, Flächenfüllung), die in eine ergonomische Benutzungsoberfläche eingebettet sind.

Ziel dieser Arbeit war der Entwurf und die Realisierung einer automatischen 3D-Methode, um diesen zeitaufwendigen Arbeitsschritt zu beschleunigen und dadurch die Akzeptanz des Gesamtsystems in der klinischen Routine zu erhöhen.

2 Methode und Vorgehensweise

Der neue Ansatz zur problematischen Separierung der Leber vom umliegenden Gewebe mit ähnlichen oder identischen Grauwerten besteht aus zwei Schritten: 1. Trennung der Leber vom Herzen durch Approximation des Zwerchfells als Trennfläche und 2. Abgrenzung der Leber vom intercostalen Bindegewebe durch Bestimmung der Brustinnenwand.

2.1 Automatische Segmentierung der Lungenflügel

Zunächst wird der Thorax aus der obersten CT-Aufnahme des Datenvolumens extrahiert. Dazu wird mit einem Schwellenwert von -500 Hounsfield-Units (HU) ein Binärbild der obersten Schicht erstellt. In diesem Binärbild werden mögliche Verbindungen zwischen Thorax und CT-Tisch durch ein morphologisches Opening getrennt. Zusammenhängende Regionen werden über ein Labeling ermittelt. Aus dem Histogramm des gelabelten Bildes wird das Label, das den Thorax repräsentiert, bestimmt. Der zugehörige Grauwert ist nach dem des Hintergrundes der zweithäufigste. Durch Selektion dieses Grauwertes und anschließender Binärisierung steht eine Maske zur Verfügung, die durch Multiplikation mit dem Originalbild den extrahierten Thorax liefert.

Für die automatische Segmentierung der Lunge mit einem dreidimensionalen Region-Growing ist die Bestimmung eines Saatpunktes für den linken und rechten Lungenflügel erforderlich. Die beiden Saatpunkte werden von einem Punkt aus gesucht, der dorsal zwischen den beiden Lungenflügeln liegt und über Verhältnisse aus der Bounding-Box des extrahierten Thorax ermittelt wird. Von diesem Startpunkt wird punktweise horizontal nach links und nach rechts iteriert, bis ein für das Lungengewebe charakteristischer Schwellenwert von -500 HU unterschritten wird. Das Region-Growing wird für jeden Saatpunkt gestartet, wobei das Ergebnis jeweils in das gleiche Ausgabevolumen geschrieben wird.

2.2 Approximation des Zwerchfells

Von den so segmentierten Lungenflügeln wird deren untere Begrenzung ermittelt, in dem sie in z-Richtung abgetastet werden. Ein Punkt mit Koordinaten (x, y) und Grauwert z des so entstandenen Höhenprofils repräsentiert die CT-Schicht, die an diesem Punkt die untere Begrenzung der Lunge beschreibt. Hierbei stellt sich das Problem, dass die so erhaltenen Voxel nicht alle zur Basis der Lunge gehören und somit nicht alle an das Zwerchfell angrenzen, so dass eine Korrektur notwendig ist. Die nicht an das Zwerchfell angrenzenden Voxel resultieren hauptsächlich aus der teilweisen Überdeckung des Herzbeutels insbesondere durch den linken Lungenflügel.

Die Diskriminierung zwischen an das Zwerchfell angrenzenden und nicht-angrenzenden Punkten wird durch eine Wasserscheidentransformation (WT) auf dem Gradienten des Höhenprofils erreicht (siehe Abb. 1). Um eine geschlossene Kontur des Gradientenbildes sicherzustellen, wird zum Betrag des analytischen Gradienten der Objektrand hinzuaddiert, bevor die WT ausgeführt wird. Die WT liefert ein gelabeltes Regionenbild, wobei die nicht an das Zwerchfell angrenzenden Punkte getrennte Regionen bilden, sofern die diskrete Approximation des analytischen Gradienten keine Nullstelle zwischen zwei benachbarten Gebieten aufweist. Da die Gradientenlinien an den nicht glatt verlaufenden „Unstetigkeitsstellen“ des Höhenprofils auftreten und der Gradient in den glatten Bereichen nur geringe Werte annimmt, bilden sich durch die WT Auffangbecken, deren Grenzen die glatt verlaufenden Gebiete des Höhenprofils umschließen. Die beiden größten Auffangbecken beschreiben die Basis des linken und rechten Lungenflügels. Die

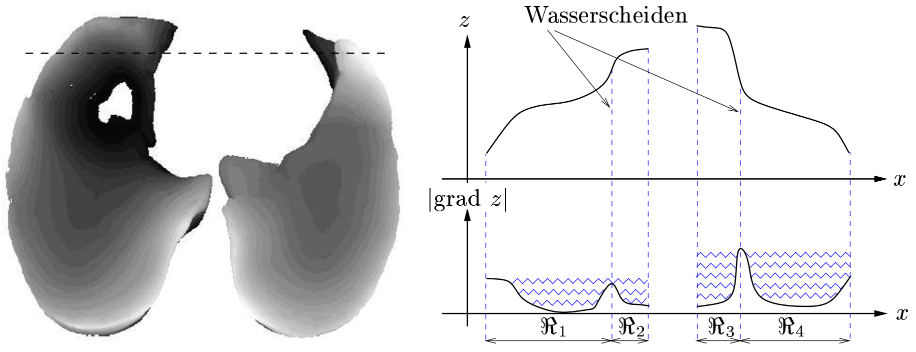

Abb. 1. *Links:* Höhenprofil der Lungenbasis. *Rechts:* Qualitative schematische Darstellungen. *Oben:* Ventraler Horizontalschnitt durch das Höhenprofil der Lungenbasis. *Darunter:* Absolutbetrag des zugehörigen Gradienten. Durch Wasserscheidentransformation auf dem Gradienten bilden sich vier Regionen $\Re_1$–$\Re_4$, von denen die beiden größten (hier $\Re_1$ und $\Re_4$) als an das Zwerchfell angrenzend angenommen werden.

diesen Regionen entsprechenenden Punkte werden im Höhenprofil ausgewählt und als Stützstellen für die Interpolation des Zwerchfells verwendet. Dazu wird eine kleinste Quadrate Anpassung der polynomialen Fläche n-ten Grades aus Gl. (1) durchgeführt.

$$f(x,y) = \sum_{i=0}^{n} \sum_{j=0}^{i} c_{i,j} x^j y^{i-j} \tag{1}$$

Als guter Kompromiss zwischen Speicherplatzbedarf und Güte der Interpolation hat sich $n = 4$ erwiesen, womit 15 Koeffizienten $c_{i,j}$ im Sinne der kleinsten Fehlerquadrate zu bestimmen sind. Dazu ist Gl. (2) zu lösen, in der $\boldsymbol{A}$ die Regressions-Matrix, $\boldsymbol{A}^T$ deren transponierte, $\boldsymbol{c}$ den Koeffizientenvektor und $\boldsymbol{z}$ den Vektor der z-Werte an den Stützstellen beschreiben.

$$\boldsymbol{A}^T \boldsymbol{A} \boldsymbol{c} = \boldsymbol{A}^T \boldsymbol{z} \tag{2}$$

Die Regressionsmatrix $\boldsymbol{A}$ muss für jede Stütztstelle (x, y) eine Zeile mit den daraus berechneten Werten $x^j y^{i-j}$ enthalten. Bei Verwendung aller bis zu 10^5 Stützstellen ergibt sich so eine Matrix von $10^5 \cdot 15$ Fließkommazahlen mit über 90 MB Speicherbedarf. Anstatt Gl. (2) direkt zu lösen, benutzten wir den Algorithmus zum Trend-Surface-Fit aus [4], der auf einer QR-Zerlegung der Matrix $\boldsymbol{A}$ durch Householder-Transformationen beruht. Dies liefert auch für schlecht konditionierte Regressionsmatrizen nummerisch stabile Schätzungen für den Koeffizientenvektor $\boldsymbol{c}$. Das Verfahren wurde auf 15 Datensätze angewendet. Es zeigte sich für $n = 4$ eine knapp über 90 %-ige Übereinstimmung der modellierten Flächen mit den korrigierten Höhenprofilen.

Das so gewonnene Modell des Zwerchfells ermöglicht eine Trennung des Lebergewebes von allen Organen, die oberhalb der berechneten Fläche liegen, auch wenn diese einen identischen Grauwert besitzen.

2.3 Automatische Segmentierung der Rippen

Ein weiteres Problem stellt die Trennung des Lebergewebes vom angrenzenden intercostalen Bindegewebe dar, weil Grauwertunterschiede häufig nicht vorhanden sind. Dazu wird die Kontur der Brustinnenwand ermittelt, d. h. die Fläche, die sich von innen am besten an die Rippen anschmiegt.

Die Rippen selbst können als knöcherne Strukturen über geeignete Schwellenwerte von größer 400 HU vom übrigen Gewebe getrennt werden. Dies gelingt aber für die Erfordernisse einer automatischen Segmentierung nicht immer ausschließlich, so dass andere Strukturen, wie kontrastmittelgefüllte Gefäße, Nierensteine etc. mit ähnlich hohen Grauwerten auch im Binärbild vorhanden sind.

Um ein Binärbild nur der Rippen und der Wirbelsäule zu erzeugen, werden diese mit einem 3D-Region-Growing segmentiert, für das geeignete Saatpunkte ermittelt werden müssen. Dazu wird schichtweise eine Ellipse aus der Bounding-Box des Thorax ermittelt und alle innerhalb gelegenen Binärobjekte werden entfernt. Die verbleibenden lateral gelegenen Binärobjekte werden durch ein 3D-Labeling identifiziert. Objekte, die zu klein für einen Rippenbogen sind, werden entfernt. Für alle übrigen Objekte wird eine Hauptachsentransformation durchgeführt, indem für ihren um die Koordinatenschwerpunkte zentrierten Trägheitstensor die Eigenvektoren und Eigenwerte bestimmt werden.

Bezeichnet man den größten und kleinsten Eigenwert mit λ_1 und λ_3, so kann nach [3] die Orientierung des Objektes durch das Kohärenzmaß c aus Gl. (3) bestimmt werden.

$$c = \left(\frac{\lambda_1 - \lambda_3}{\lambda_1 + \lambda_3}\right)^2 \quad , \quad 0 \leq c \leq 1 \tag{3}$$

Für ein kugelförmiges Objekt geht c gegen null, während es für stabförmige Objekte gegen eins geht. Mit einem Schwellenwert von 0.7 können so die zu den Rippen gehörigen Objekte erkannt werden, von denen in einer Liste jeweils ein Saatpunktkandidat gespeichert wird. Das Region-Growing wird dann für jeden Saatpunktkandidaten gestartet, für den im Ausgabevolumen noch kein Eintrag vorhanden ist. Auf diese Weise erhält man bei Grauwertgrenzen von 400 und 800 HU ausschließlich die Rippen und die Wirbelsäule als Segmentierungsergebnis.

Aus dem segmentierten Knochenvolumen werden um die Longitudinalachse gedrehte Ebenen mittels multiplanarer Rekonstruktion gewonnen. Die eigentliche Kontur der Brustinnenwand wird dann durch ein Suchstrahlverfahren [5] gefunden, das auf diese Schnittbilder angewendet wird. Dabei werden Punkte ermittelt, die den medialen Kanten der Rippenquerschnitte entstammen und diese werden nach Kriterien des Suchstrahlverfahrens zu plausiblen Linienzügen verbunden.

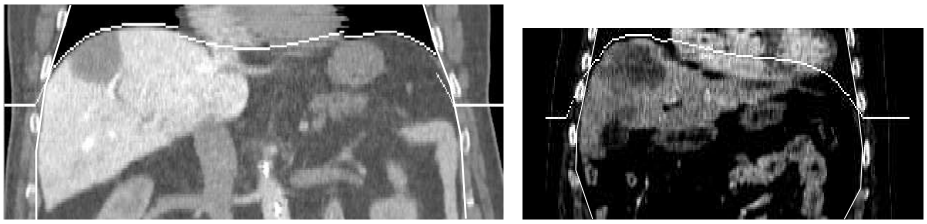

Abb. 2. Zwei Frontalschnitte durch einen CT-Datensatz mit $512^2 \cdot 89$ und $256^2 \cdot 95$ Voxeln. Die Ergebnisse aus Zwerchfell-Approximation und Modellierung der Brustinnenwand sind eingezeichnet. *Links:* gutes Ergebnis, *rechts:* schlechtes Ergebnis aus der Zwerchfell-Approximation. Aufgrund der Größe des Herzens stehen im Bereich der linken Lungenbasis zu wenige Stützstellen für die Interpolation zur Verfügung.

3 Diskussion und Ausblick

Mit den beiden so gefundenen Masken ist es in vielen Fällen möglich, das Lebergewebe vom angrenzenden Herz- und intercostalen Brustwandgewebe automatisch zu trennen, wie anhand des linken Frontalschnittes in Abb. 2 verdeutlicht wird. Allerdings müssen für eine überall zufriedenstellende Approximation des Zwerchfells genügend Stützstellen im ventralen Bereich der linken Lungenbasis vorhanden sein. Eine genaue Abschätzung über die Zahl der Patienten, bei denen es zu Fehlsegmentierungen (Abb. 2, rechts) kommt, muss in einer Studie ermittelt werden. Für eine vollständige automatische Segmentierung der Leber sind außerdem noch weitere Verfahren zur Abgrenzung von Niere und Magen erforderlich. Trotz noch ausstehender Evaluierung lässt sich absehen, dass die beiden Komponenten zu einer erhöhten Akzeptanz des Gesamtsystems in der klinischen Routine beitragen werden.

Literatur

1. Bae KT, Giger ML, Chen CT, Kahn CE: Automatic segmentation of liver structure in CT images, Radiology, 201:359–364, 1996.
2. Glombitza G, Lamadé W, Demiris AM, Göpfert MR, Mayer A, Bahner ML, Meinzer HP, Richter G, Lehner Th, Herfarth Ch: Virtual planning of liver resections: image processing, visualization and volumetric evaluation. Int. Journal of Medical Informatics 53 (2-3) pp. 225, 1999.
3. Jähne B: First-order tensor representation. In: Jähne B, Haußecker H, Geißler P (Eds). Handbook of computer vision and applications – Vol. 2 Signal processing and pattern recognition, Academic Press, San Diego, 227–238, 1999.
4. Venables WN, Ripley BD: Modern applied statistics with S-PLUS. Springer Verlag, New York, 384–388, 1994.
5. Wolf I, Glombitza G, De Simone R, Meinzer HP: Automatische Segmentierung von Herzkavitäten in mehrdimensionalen Ultraschallaufnahmen. In: Evers H, Glombitza G, Lehmann T, Meinzer HP (Hrsg.), Bildverarbeitung für die Medizin 1999, Springer Verlag, Heidelberg, 77–81, 1999.