Modellgestützte Gefäßbaumklassifikation
Am Beispiel der Segmenteinteilung der Leber

Udo Jendrysiak und Daniel Rinck*

ConVis Medizinische DV GmbH & Co KG, Anna-Stenner-Str. 66, 55129 Mainz
Email: jendrysiak@convis.de
*Klinik und Poliklinik für Radiologie, Langenbeckstr. 1, 55101 Mainz

Zusammenfassung: In der Medizin wird die Leber zur Orientierung in 8 Segmente eingeteilt, die von der Gefäßstruktur abhängen. Hier gibt es mehrere unterschiedliche Grundtypen und Varianten. Aufbauend auf klassischen Segmentierungsverfahren haben wir einen Ansatz implementiert, der den Gefäßverlauf verfolgt und ihn in Beziehung zu vorhandenem Wissen über die zu erwartende Gefäßstruktur und Ausrichtung setzt. Der Kern des Ansatzes ist die Prüfung von Richtungsvektoren von Teilen des Gefäßbaumes und eine iterative Zuordnung zu Lebersegmenten. Das Programm wurde in enger Zusammenarbeit mit Radiologen und Chirurgen entwickelt und getestet.

1 Einleitung

In der Radiologie der Unikliniken in Mainz werden jede Woche 25 Patienten vor dem Hintergrund einer Lebererkrankung untersucht. Die Behandlung besteht häufig in einer Operation, z.B. einer Teilresektion bei Leberkrebs. Hierfür benötigt die Medizin Unterstützung zur Volumetrie und Orientierung.

Die Segmenteinteilung der Leber nach der Nomenklatur des französischen Chirurgen Couinaud hat sich im klinischen Alltag durchgesetzt. Hiernach wird die Leber in 8 Segmente unterteilt, deren Grenzen durch die rechte, mittlere und linke Lebervene sowie durch den rechten und linken Hauptstamm der Pfortader markiert sind. Inzwischen gibt es immer öfter Hinweise darauf, daß die echten Segmentgrenzen nicht mit den Ebenen der Lebervenen und der Pfortader übereinstimmen [1]. Eine Forderung an die Bildverarbeitung in der Medizin ist es nun, sowohl dem Radiologen als auch dem Chirurgen ein Werkzeug an die Hand zu geben, das ihn in seiner Diagnose bzw. Operationsplanung sinnvoll unterstützt. Von mindestens zwei deutschen Arbeitsgruppen wurde gezeigt, daß eine Einteilung der Leber in Segmente durch computergestützte Methoden möglich ist [3],[4]. Wir stellen hier einen Ansatz vor, der die obigen Methoden um die Nutzung von medizinischen Wissens erweitert. Dazu wird ein Modell der Pfortader vorgestellt, das die Lage und Ausbreitungsrichtung der Gefäßäste bei einer Einteilung der Segmente berücksichtigt. Die Implementierung erfolgte auf Basis eines kommerziellen radiologischen Bildbetrachtungsprogramms.

2 Material und Methodik

Es wurden 39 Datensätze typisiert (biphasische Spiral-CT der Leber, Kontrastmittel i.v., Matrix: 512x512, 2mm Rekonstruktionsintervall, Schichtabstand 5mm).

2.1 Modellbildung

Die Leber ist von drei Gefäßsystemen (venös, arteriell, Gallengänge) durchzogen. Für die Bildgebung wird die portalvenöse Phase der Kontrastmitteldurchflutung genutzt. Chirurgen und Radiologen orientieren sich an der Einteilung der Leber in acht Segmente nach Couinaud, die die Ebenen der Lebervenen als Segmentgrenzflächen benutzt. Diese Einteilung sollte beibehalten, aber entsprechend der anatomischen Varianten korrigiert werden. Außerdem sollten die Lebervenen nicht als Grenzen, sondern Strukturen im Inneren der einzelnen Segmente aufgefaßt werden.
Die Pfortader verzweigt relativ früh innerhalb der Leber, um 3 Hauptgebiete zu erreichen: den linken Leberlappen, Segmente 1 bis 4, den rechten, vorderen Leberteil Segmente 5 und 8, Truncus anterior (TA) und den rechten, hinteren Teil der Leber Segmente 6 und 7, Truncus posterior (TP).

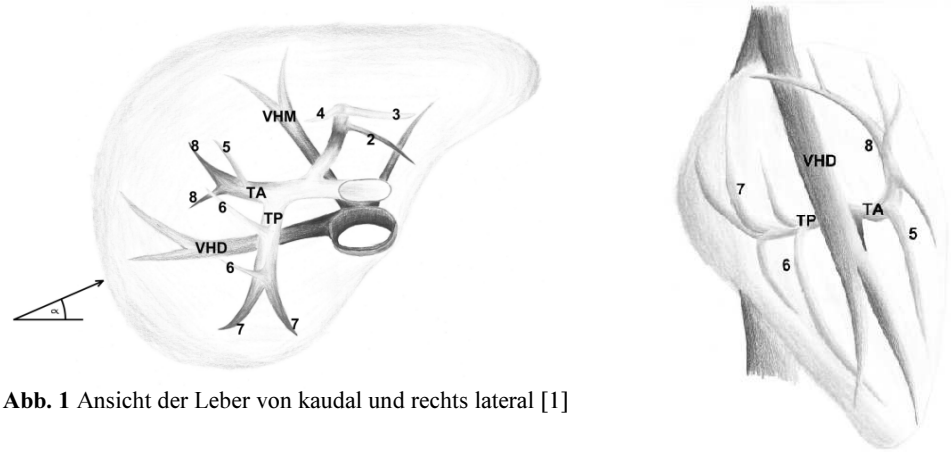

Abb. 1 Ansicht der Leber von kaudal und rechts lateral [1]

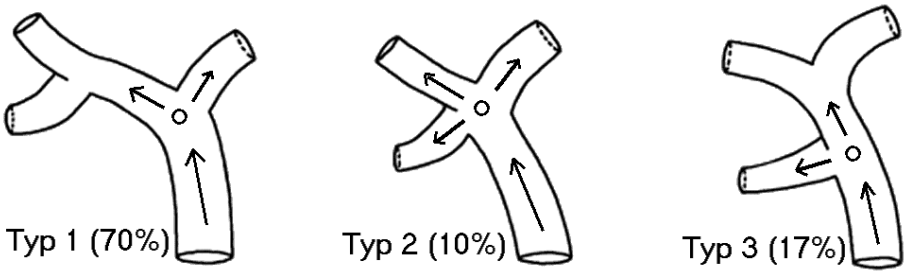

Abb. 2: Die drei häufigsten Verzweigungstypen aus 60 Datensätzen [1].

Ein praxistaugliches Modell muß die in [1] genannten Varianten der ersten Aufzweigung berücksichtigen. Wünschenswert ist auch die Berücksichtigung von Anomalien wie z.B. nach einer Teilresektion.

2.2 Methodik

Die Verarbeitung folgt grundsätzlich älteren Ansätzen wie in [3] und [4] angegeben.

- Segmentierung der Leber und evtl. von Tumoren mit Textursegmentierung ähnlich wie bereits in [5] beschrieben.
- Segmentierung und anschließende Vektorisierung der Pfortader als Folge von Stützpunkten und Verzweigungspunkten
- Klassifikation der Vektorrepräsentation:
  - Auffinden der Hauptäste, Erkennen des Verzweigungstyps.
  - Hauptversorgungsäste weiter analysieren und Äste den Segmenten zuordnen
- Volumen-Segmenteinteilung (Nearest Neighbour)

2.3 Gefäßtracing und Vektorisierung

Die Daten werden zunächst gefiltert. Anschließend wird eine grauwertbasierte Segmentierung der Pfortader mit einem einfachen Bereichswachstumsverfahren unter manueller Kontrolle durchgeführt.

In der Literatur sind mehrere Verfahren angegeben um aus einer sich verzweigenden Gefäßstruktur eine Baumstruktur zu erzeugen. Eines der ersten Verfahren, das speziell für die Pfortader entwickelt wurde, analysiert die Ausbreitung einer Voxelwelle in einem Gefäß [2]. Einen guten Überblick gibt Selle [6].

Unser Ansatz traversiert das Gefäß ausgehend von einem Startpunkt stückweise in einer Vorzugsrichtung und analysiert an den Stützstellen die Schnittflächen von Kugelhüllen mit dem Gefäß. Es werden so viele Kugelhüllen analysiert bis das Gefäß sicher umschlossen ist. Der Algorithmus wählt automatisch diejenige Kugelhülle aus, die möglichst früh den lokalen Verzweigungstyp (Verlauf, Verzweigung) beschreibt. Auf den Schnittflächen werden die neuen Startpunkte mit einer Distanztransformation bestimmt. An diesen Punkten wird der Algorithmus dann erneut gestartet und arbeitet das Gefäß in einer vorgegebenen Richtung ab. Als Ergebnis liefert der Algorithmus eine doppelt verkettete Liste von Stützstellen, die im Inneren des Gefäßes liegen (vgl. [7]). Ein ähnlicher Ansatz wird auch an anderer Stelle verfolgt [8].

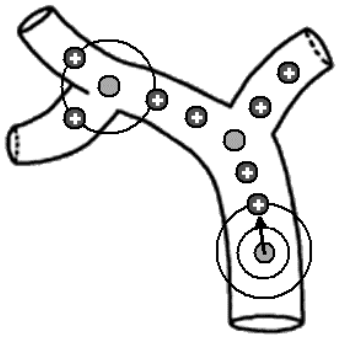

Abb. 3: Gefäßtracing

2.4 Analyse und Klassifikation

Die ermittelten Stützstellen können als eine Menge von Differenzvektoren interpretiert werden, die sich bezüglich der Ausbreitungsrichtung analysieren läßt. In einem ersten Schritt müssen die drei Hauptstämme (L, TA, TP) bestimmt werden.

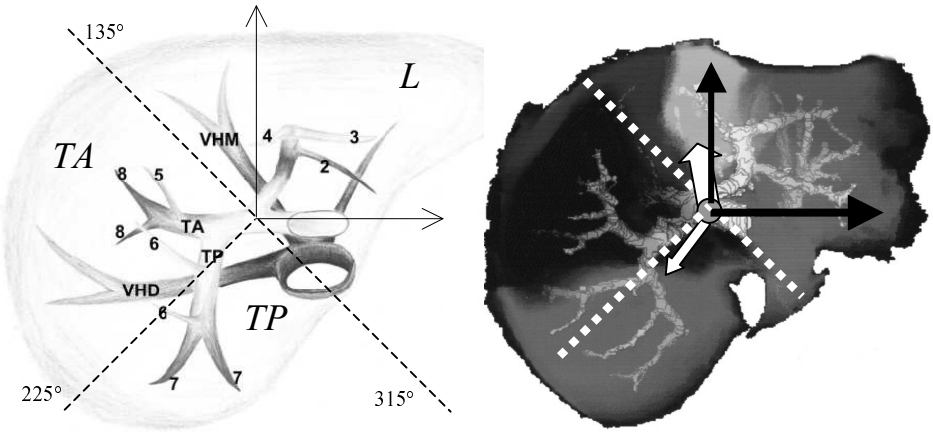

Abb. 4: Projektion des Gefäßsystems auf eine Ebene parallel zur Schichtorientierung.

Zuerst wird geprüft ob es sich um eine Bi- oder um eine Trifurkation handelt. Hierzu werden die Summenvektoren, d.h. die Summe aller ab einer Stützstelle nachfolgenden Differenzvektoren bis hin zu den Blättern berechnet. Im Falle einer Trifurkation werden die Summenvektoren der nachfolgenden Äste bestimmt. Die Winkel der ermittelten Summenvektoren mit der positiven X-Achse werden berechnet und sortiert. Der Reihe nach können in diesem einfachen Fall die drei Äste den Hauptstämmen L, TA und TP zugewiesen werden. In Abb. 3 ist rechts ein realer Fall angegeben. Hier zeigt ein sehr großer Summenvektor in das L-Gebiet und ein etwas kleinerer in das TP-Gebiet. Insgesamt werden von unserem Algorithmus im Falle einer Bifurkation drei Varianten unterschieden:

Der 1. Ast zieht nach L, der 2. Ast nach TA (und TP) → Typ 1
Der 1. Ast zieht nach TA (und L) , der 2. Ast nach TP → Typ 3
Der 1. Ast zieht nach L (und evtl. RA), der 2. Ast nach TP (und evtl. RA)

Nur in den ersten beiden Varianten ist es möglich, einen Ast (1. Variante – L, 2. Variante TP) direkt zuzuordnen. In allen anderen Fällen muß der entsprechende Unterbaum genauer analysiert werden. Dazu werden an der nächsten Aufzweigung erneut Summenvektoren gebildet und hinsichtlich ihrer Richtung analysiert. Wenn die Hauptstämme ermittelt wurden, können die Äste mit einem iterativen Verfahren den Couinaud-Segmenten zugeordnet werden. Es werden in den einzelnen Hauptstämmen

nur noch die Äste gesucht, die dort auch nach Couinaud vermutet werden. Dabei wird jeder Ast einzeln hinsichtlich seiner Richtung und seines Abgangswinkels vom Hauptstamm bewertet.
In einem letzten Schritt wird nun für jeden Voxel der segmentierten Leber geprüft welchem Segmentast er am nächsten liegt.

3 Ergebnisse und Diskussion

Aus der Studie in [1] wurden 39 Datensätze ausgewählt, in denen nach Kontrolle durch einen Radiologen 409 Segmentäste anatomisch vorhanden waren. Davon wurden 316 automatisch segmentiert. Die verbleibenden 93 Segmentäste mußten manuell als Vektorpfad editiert werden, da sich ihr Grauwert für eine automatische Segmentierung nicht signifikant vom Hintergrund unterschied. Von den 409 Segmentästen wurden 358 Äste korrekt den jeweiligen Segmenten zugeordnet. In 87,53% der Fälle war also eine vollautomatische Entscheidung möglich. Die restlichen 12,47% sind größtenteils auf weitere anatomische Varianten zurückzuführen. Eine genauere Modellierung der Pfortader scheint erfolgversprechend zu sein. Die Berücksichtigung anatomischen Wissens über die Lage der Segmente ermöglicht gegenüber einer einfachen Suche nach acht Segmenten eine Berücksichtigung von anatomischen Besonderheiten.
Die Implementierung erfolgte auf der Basis des ConVis 3D SDK. Die Entwicklung des Rekonstruktions- und Planungsteiles wurde mit Mitteln der Stiftung Rheinland Pfalz für Innovation in den Jahren 1998 bis 2000 gefördert.

4 Literatur

1. O. Rieker et.al.: Segmentanatomie der Leber in der Computertomographie: Lokalisieren wir die Läsionen richtig?, Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 147 -152
2. Zahlten, C., Jürgens, H., Peitgen, H.O.: Reconstruction of branching blood vessels from CT-data. Visualization in Scientific Computing, Springer Verlag, Wien, 41-52, 1995
3. C.J.G. Evertsz et.al.: Segmenteinteilung des Leberparenchyms, 4. Freiburger Workshop Digitale Bildverarbeitung in der Medizin 1996
4. M.R. Göpfert et.al.: Lena – Ein System zur virtuellen Operationsplanung in der Leberchirurgie, 5. Freiburger Workshop Digitale Bildverarbeitung in der Medizin 1997
5. U. Jendrysiak et. al.: Strukturspezifische Segmentierung mit NeurOPS für die Computergestützte Operationsplanung. 5. Freiburger Workshop Digitale Bildverarbeitung in der Medizin 1997. 63-68
6. D. Selle: Analyse von Gefäßstrukturen in medizinischen Schichtdatensätzen für die computergestützte Operationsplanung. Dissertation, Univ. Bremen 1999
7. D. Rinck, U. Jendrysiak: Ermittlung der Verlaufsinformationen von Gefäßen in Volumendaten. H. Evers, G. Glombitza, T. Lehmann, H.-P. Meinzer (Hrsg.): Bildverarbeitung für die Medizin 1999, Springer, 107-111
8. Haris, K. et al.: Model-Based Morphological Segmentation and Labeling of Coronary Angiograms. IEEE Trans. On Medical Imaging, Vol. 18, No. 10, October 1999, 1003-1015.