

Ein interaktives Tool für die Segmenteinteilung der Leber in der chirurgischen Operationsplanung

M.Thorn¹, S.Sonntag¹, G. Glombitza¹, W. Lamadé², H.P. Meinzer¹

¹Deutsches Krebsforschungszentrum, Abt. Medizinische und Biologische Informatik
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg

²Chirurgische Klinik der Universität Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg

Zusammenfassung: Zur Leberresektionsplanung stehen dem Chirurgen kontrastmittelverstärkte CT- und MR-Aufnahmen zur Verfügung, die jedoch eine genaue Volumenabschätzung von Leberparenchym und Tumorgewebe nicht ermöglichen. Zudem ist die dreidimensionale Struktur der Gefäßbäume innerhalb zweidimensionaler Schichtbilder nur sehr schwer zu beurteilen.

Dazu wurde ein Werkzeug entwickelt, das es ermöglicht CT- und MR-Bilder zu visualisieren, Lebersegmente mithilfe von planaren Ebenen, die auf Grundlage vordefinierter Landmarks erzeugt wurden, interaktiv einzustellen, und die somit entstandenen Lebersegmente volumetrisch zu analysieren.

Schlüsselwörter: Leberoperationsplanung, 3D-Visualisierung, Segmentierung, Volumetrie.

1 Einleitung und Motivation

Für Leber-Metastasen des Dickdarmkrebses ist die vollständige chirurgische Entfernung die einzige derzeit verfügbare potentiell heilende Therapie. Aber nicht jeder Patient kann einer Operation zugeführt werden, da die Operabilität dieser Metastasen von den folgenden Faktoren abhängig ist:

- der Lebertumor muss mit ausreichendem Sicherheitsabstand im gesunden Gewebe entfernt werden;
- das belassene Lebergewebe muss eine ausreichende Funktionsleistung erbringen, welche vom verbleibenden Lebervolumen abhängig ist;
- die durch die Operation von der Durchblutung abgetrennten Lebergewebsbereiche müssen erkannt und ebenfalls entfernt werden, wodurch sich das Restlebertvolumen und somit die Leberleistung weiter verringert [3].

Um diese Faktoren berücksichtigen zu können, hat der Chirurg drei mögliche Operationsstrategien zur Auswahl. Zum einen die Hemihepatektomie, also die komplette Entfernung einer Leberhälfte. Diese Methode garantiert, bei entsprechender Lage des tumorösen Gewebes, dass der Sicherheitsabstand eingehalten werden kann, jedoch wird dadurch ein grosser Anteil gesunden Gewebes entfernt, der bei anderer Strategie erhalten werden könnte. Die zweite Strategie ist die tumororientierte Operation, bei der ein keilförmiges Gebiet, in dem sich der Tumor befindet, aus der Leber geschnitten wird, wobei nicht auf die komplizierte Struktur der blutzuführenden und -ableitenden Gefäße geachtet wird. Dies führt zu einem erhöhten Risiko von Nachblutungen. Aus-

serdem kann nicht sichergestellt werden, dass sämtliches von der Blutversorgung abgeschnittene Lebergewebe entfernt worden ist [7]. Die dritte Strategie, auf der auch die Ansätze dieser Arbeit beruhen, ist die segmentorientierte Operation. Die Leber kann aufgrund der Struktur ihrer zuführenden Gefäße (Leberarterie und Pfortader) und ableitenden Gefäße (Lebervene, Gallenabfluss) in acht Segmente unterteilt werden, die in Bezug auf ihre Blutversorgung als funktionelle Einheiten betrachtet werden und somit innerhalb einer Operation einzeln entfernt werden können [1].

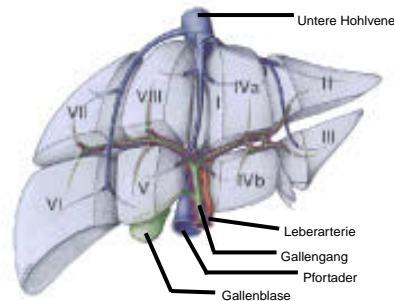


Abbildung 1: Segmenteinteilung der Leber nach Couinaud

Grundlage für dieses Verfahren ist jedoch eine exakte Operationsplanung, bei der die betroffenen Segmente mit Hilfe der Gefäßbäume extrahiert und das daraus resultierende Restlebertumens bestimmt werden können. Dem Chirurgen stehen dazu kontrastmittelverstärkte CT- und MR-Schichtaufnahmen der Leber zur Verfügung, die ihm einen Eindruck von der Ausdehnung und Lokalisierung der Metastasen geben. Die Zuordnung des tumorösen Gewebes zu den entsprechenden Segmenten sowie die Abschätzung des damit verbundenen gesunden Lebergewebes erfordern jedoch sehr viel Erfahrung des Chirurgen, so daß eine Unterstützung durch die Bildverarbeitung an diesem Punkt ansetzen kann.

Innerhalb unserer Abteilung wurde aus diesem Grund das von C. Zahlten entwickelte Verfahren [8] zur Extraktion der Gefäßbäume aus kontrastmittelverstärkten CT-Bildern verbessert [4], so dass das abhängige Lebergewebe ermittelt und volumetrisch ausgewertet werden kann. Die Ergebnisse werden mit Hilfe des Heidelberger Raytracers [6] dreidimensional visualisiert. Der Einsatz dieses Verfahrens in der Routine zeigte jedoch, daß die aufgenommenen kontrastmittelverstärkten CT-Aufnahmen bzgl. der Segmentierbarkeit der Gefäßbäume nur sehr unzufriedenstellende Ergebnisse brachte, da feine Gefäßstrukturen, die für die Analyse notwendig sind, in den Aufnahmen nicht ideal abgebildet wurden. Somit bestand der Bedarf, einerseits den bestehenden Algorithmus zu verbessern und auf MR-Schichtaufnahmen zu erweitern, andererseits ein Werkzeug zu entwickeln, das es ermöglicht die Segmenteinteilung interaktiv anhand der segmentierten Datensätze vorzunehmen, diese entsprechend zu visualisieren und volumetrisch auszuwerten.

2 Methoden

Ziel war es ein Programm zu entwickeln, innerhalb dessen die Leberhülle, die Lebergefäße, das Tumorgewebe sowie die Trennflächen der Segmente dargestellt werden. Diese Ebenen sollten interaktiv durch den Anwender manipulierbar sein, wobei man sich während der Manipulation anhand der Ausprägung der Gefäßbäume orientieren

kann. Desweiteren sollte es ermöglicht werden, segmenteingeteiltes Lebergewebe volumetrisch auszuwerten und entsprechend zu visualisieren. Bei der Umsetzung sollte vor allem auf leichte Bedienbarkeit und gute Interaktivität geachtet werden, um eine hohe Akzeptanz für die klinische Routine zu erreichen.

2.1 Visualisierung der Leber, Gefäßbäume und des Tumorgewebes

Für die graphische Darstellung des Segmentmodells, der Leberhülle, der Gefäßbäume und des Tumors werden Methoden der Graphikbibliothek OpenGL benutzt, die es auf einfache Weise ermöglichen dreidimensionale Objekte mit unterschiedlichen Transparenzwerten darzustellen. Dabei zeigt sich die Problematik, dass zum einen die Leberhülle transparent zum anderen die Gefäße jedoch solide dargestellt werden müssen, um die Schnittlinien zwischen den Segmentebenen und den Gefäßen deutlich zu zeigen, da diese der Orientierung des Chirurgen innerhalb des Volumendatensatzes dienen. Unter Ausnutzung des Polygon-Renderings unter OpenGL, werden die segmentierten CT-Schichtbilder mit Hilfe des Marching-Cube-Algorithmus [5] trianguliert. Den dadurch entstehenden Oberflächen der verschiedenen Objekte können unterschiedliche Farb- und Oberflächeneigenschaften zugewiesen werden, so daß schließlich ein dreidimensionaler Eindruck der durchsichtigen Leber mit den darinliegenden Gefäßbäumen entsteht. Dabei werden zuerst die soliden Gefäße ohne Blending sowohl in den Bildspeicher wie auch in den Tiefenspeicher geschrieben und schließlich sämtliche transparenten Objekte (Tumor, Flächen des Segmentmodells, Leberhülle) mit Hilfe des Blendings nur in den Bildspeicher geschrieben. Die Ergebnisse lassen einen guten dreidimensionalen Eindruck entstehen, so dass sich dem Anwender ein realistisches Bild von der Ausprägung der Gefäßbäume im Zusammenhang mit den Tumor und der Leberhülle ergibt.

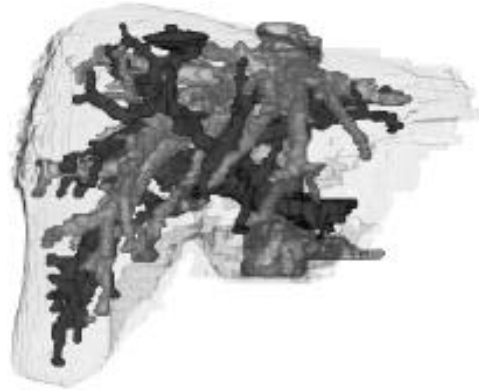


Abbildung 2: Visualisierung der transparenten Leberhülle und der soliden Gefäße

2.2 Visualisierung des Segmentmodells

Das Segmentmodell besteht aus drei vertikalen Ebenen, die sich jeweils aus vier Dreiecken zusammensetzen, und vier horizontalen Dreiecken. Diese Dreiecke können jedes einzeln in einem vorgegebenen Rahmen verschoben werden. Dies wird realisiert mit Hilfe sogenannter Manipulatoren, die sich an den Ecken der einzelnen Flächen befinden bzw. durch die Ebenen selbst, die durch direktes Anklicken im Ganzen verschoben werden können.

Es wird davon ausgegangen, dass eine segmenttrennende Ebene eine planare Fläche darstellt. Diese Annahme wird bestätigt durch die Definition der Segmentflächen von Couinaud, die er 1957 [1] aufgestellt hat. Zur Vereinfachung der Einstellungen der einzelnen Flächen kann der Chirurg, bevor er das Programm startet, innerhalb der CT-Schichtbilder zehn Landmarks (drei für die Vena Cava, drei für die vertikalen Ebenen und vier für die horizontalen Ebenen) angeben, die an signifikanten Stellen während der Segmentierungsvorgangs innerhalb des Programms VOLMES [2] definiert werden können. Somit erhält der Anwender bereits zu Beginn des Programms eine Segmentebaneneinstellung, die er für die anschließende Volumenauswertung nur noch geringfügig verbessern muss. Schließlich ist es möglich die getroffenen Einstellungen zu dem angezeigten CT-Datensatz abzuspeichern.

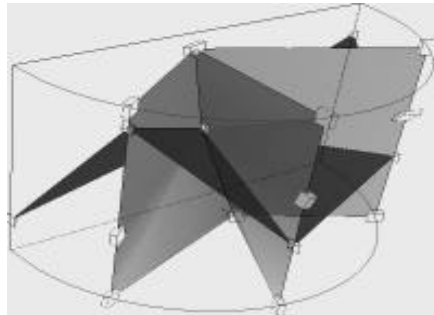


Abbildung 3: Interaktives Segmentmodell

Neben der Manipulation der Segmentflächen, hat man die Option das gesamte Modell mit der darinliegenden Leber frei im Raum zu rotieren und in das Volumen zu zoomen. Somit kann die Ansicht auf das Lebervolumen frei gewählt werden, um die optimale Einstellung der Ebenen zu finden bzw. Besonderheiten innerhalb des Lebervolumens zu betrachten.

Mit diesem Modell ist ein sehr intuitiv bedienbares Werkzeug entstanden, das dem Anwender eine neue Perspektive auf die vorhandenen CT- bzw. MR-Daten liefert.

Mit diesem Modell ist ein sehr intuitiv bedienbares Werkzeug entstanden, das dem Anwender eine neue Perspektive auf die vorhandenen CT- bzw. MR-Daten liefert.

2.3 Volumenberechnung

Anhand der getroffenen Ebeneneinstellung werden mittels eines modifizierten Line-scan-Algorithmus die Voxel des Leberdatensatzes, die von den Ebenen geschnitten werden, den entsprechenden Segmenten zugeordnet. Danach werden mit Hilfe eines 3-D Region-Growing-Algorithmus die entsprechenden Segmente klassifiziert und die Ergebnisse relativ zum Gesamtlebervolumen ausgegeben.

Die einzelnen berechneten Segmente werden als Volumendatensätze abgespeichert, so daß durch andere Programme auf diese zugegriffen werden kann, um sie weiterzuverarbeiten. Diese Datensätze dienen auch zur Visualisierung der einzelnen Segmente innerhalb des Programmes, indem sie mit Hilfe des Marching-Cube-Algorithmus in ein Oberflächenmodell umgesetzt werden.

3 Ziel

Im folgenden soll eine Studie durchgeführt werden, in der das klassische Segmentmodell, das hier vorgestellt wurde, mit dem der Gefäßbaumanalyse nach C. Zahlten [4,8] verglichen wird, um Aufschlüsse darüber zu bekommen, in wie weit die klassische Me-

thode von Couinaud eine exaktes Verfahren für die Leberoperationsplanung darstellt. Ausserdem ist es denkbar, das hier vorgestellte Programm innerhalb der Lehre einzusetzen, um dem Medizinstudenten die Möglichkeit zu bieten, CT- bzw. MR-Schichtbilder im Vergleich zur dreidimensionalen Darstellung zu betrachten und somit Schichtbilder besser interpretieren zu können.

4 Ausblick

Die intuitive Interaktion mit dem Leberdatensatz läßt eine hohe Akzeptanz innerhalb der klinischen Routine erwarten, da auch bei undifferenzierter Gefäßkontrastierung innerhalb der CT- bzw. MR-Daten eine volumetrische Segmentanalyse erfolgen kann. Desweiteren läßt sich dieses Werkzeug um weitere Funktionalitäten, wie z.B. der Gefäßbaumanalyse von MR-Aufnahmen oder der Darstellung von PET-Bildsequenzen, problemlos erweitern. Dieses Werkzeug bildet die Grundlage für die Operationsplanung am Computer, da innerhalb dieser Anwendung nicht nur das Lebervolumen auf unterschiedlichste Weise visualisiert werden kann, sondern auch Benutzerinteraktionen zugelassen werden können, die z.B. wie geplant ein Schneiden oder ähnliche Aktionen am 3D-Leberdatensatz simulieren. Desweiteren ist eine Integration dieser Anwendung als PlugIn in das Teleradiologiesystem CHILI geplant.

Literatur

1. Couinaud C: Le Foie - Etudes anatomiques et chirurgicales. Masson, Paris, 1957.
2. Demiris AM, Cárdenas CE, Meinzer HP: Eine modulare Architektur zur Vereinfachung der Entwicklung klinischer Bildverarbeitungssysteme. In: Lehmann T, Metzler V, Spitzer K, Tolxdorff T (eds). Bildverarbeitung für die Medizin 1998 - Algorithmen Systeme Anwendungen: Springer (1998) 184-188.
3. Glombitza G, Lamadé W, Göpfert MR et al: Technical Aspects of Virtual Liver Resection Planning. Proc. MedInfo '98, S.1041-1045, Seoul 1998.
4. Göpfert M, Glombitza G, Demiris AM, Lamade W, Meinzer HP. Trennung von Gefäßbäumen in medizinischen Schichtbildserien am Beispiel der Leber. In: Lehmann T, Metzler V, Spitzer K, Tolxdorff T (Eds). Informatik Aktuell - Bildverarbeitung für die Medizin 1998 - Algorithmen, Systeme, Anwendungen. Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1998), 264-268.
5. Lorensen WE, Cline HE: Marching Cubes: A high resolution 3D surface reconstruction algorithm. Computer Graphics, 21(4), S. 163-169, 1987.
6. Meinzer HP, Meetz K, Scheppelmann D: Raytracing of Medical 3D Tomographies. Proceedings 13. Annual International Conference of the IEEE EMBS, Orlando. In Nagel, J.H., Smith, W.M. (eds): New Frontiers of Biomedical Engineering 13, No. 1, 41-42 IEEE, New York 1991.
7. Strasberg SM: Terminology of Liver Anatomy and Liver resections: coming to grips with hepatic babel. Journal of the American College of Surgeons, Vol. 184, S.413-434, 1997.
8. Zahlten C, Jürgens H, Peitgen HO: Reconstruction of Branching Blood Vessels from CT-Data. In: Göbel M., Müller H., Urban B. (Hrsg.): Visualization in Scientific Computing. Springer-Verlag, Wien, S. 41-52, 1995.