Ermittlung der Verlaufsinformationen von Gefäßen in Volumendaten

Daniel Rinck und Udo Jendrysiak*

Klinik und Poliklinik für Radiologie,
Langenbeckstraße 1, 55101 Mainz
*ConVis Medizinische Datenverarbeitung GmbH & Co. KG,
Vogelsbergstraße 47, 55129 Mainz
Email: rinck@radiologie.klinik.uni-mainz.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, das es ermöglicht, in Volumendaten Gefäßstrukturen zu segmentieren und dabei automatisch Informationen über deren Verlauf zu gewinnen. Der Algorithmus betrachtet beim Verfolgen der Gefäßstruktur jeweils eine kleine, lokale Umgebung des Gefäßabschnitts. Innerhalb dieses *Subvolumens* werden automatisch Parameter datengetrieben bestimmt. Mit dem gefundenen lokalen Grauwertbereich der Struktur wird dann ein Region-Growing gestartet. Dieses segmentiert nur den Teil des Objekts innerhalb des Subvolumens. Als letzter Schritt wird nach Verzweigungen gesucht und diese in einer Baumstruktur gespeichert. Das Subvolumen wird dann nacheinander an die Verzweigungspunkte gesetzt. Der Algorithmus bricht ab, wenn keine Verzweigungen mehr gefunden werden, oder das segmentierte Objekt eine maximale Größe überschreitet. Zuerst wird der prinzipielle Ablauf des Verfahrens geschildert. Im Anschluß wird dann eine Möglichkeit zur Einteilung des Histogramms in mehrere Grauwertklassen aufgezeigt. Danach soll auf die Erkennung von Verzweigungen eingegangen werden. Am Schluß dieses Beitrages werden die Ergebnisse diskutiert.

Schlüsselwörter: Region-Growing, adaptive Schwellwertbestimmung, Verzweigungserkennung

1 Einleitung

Als Grundlage für eine Gefäßdarstellung dienen dem Radiologen Schichtbilder in denen sich die zu untersuchenden Gefäße hell abbilden (Signalreiche MR-Sequenzen, CT-Bilder mit Kontrastmittel). Um einen räumlichen Eindruck der Lage der Gefäße zu bekommen, fertigt der Radiologe meist eine Maximum-Itensity-Projektion (*MIP*) des aus den Schichtbildern zusammengesetzten Bildvolumens an. Eine andere Möglichkeit diese Information zu erhalten, stellt das *Volume-Rendering* dar. Eine Darstellung der Gefäßoberfläche kann auch mit der Methode des *Surface-Renderings* erfolgen (vgl. [1]).

Alle diese Verfahren dienen der reinen Darstellung eines Objektes. Es werden keine Informationen über den Verlauf der Struktur gewonnen. So läßt sich zwar das Gefäß mit diesen Verfahren darstellen, man bekommt jedoch vom Algorithmus keine Aussagen über die Verlaufsrichtung, den Durchmesser oder evtl. Verzweigungen.

Bei vielen Operationen ist allerdings eine genaue Strukturbeschreibung der Gefäße für eine Operationsplanung notwendig. Dies gilt speziell für Operationen im Kopfbereich (z.B. Stenosen der A. carotis Externa, minimal invasive Eingriffe am Hirn), oder innerhalb von Organen, die durch ihre Blutversorgung in Segmente aufgeteilt werden (Niere, Lunge, Leber).

2 Material

Unser Algorithmus wurde an zwei MR-Kopfdatensätzen sowie an drei CT-Datensätzen der Leber bzw. zwei CT-Datensätzen der Carotiden getestet. Die Schichtbilder haben eine Auflösung von 512 mal 512 Pixel. Die Anzahl der Schichten betrug je nach zu untersuchender Struktur zwischen 30 und 90 Schichten.

3 Methodik

Der Grundgedanke unseres Segmentierungsansatzes ist, daß die zu betrachtende Datenmenge auf den jeweils interessanten Teilbereich der Struktur reduziert wird. Dieses Subvolumen wird dann im Laufe der Segmentierung entlang der Gefäßstruktur verschoben.

3.1 Ablauf der Gefäßsegmentierung

Der Benutzer startet die Segmentierung, indem er einen Start- und einen Richtungspunkt im Bildvolumen vorgibt. Zuerst wird das Histogramm des Subvolumens ermittelt, und nach dem geeigneten Grauwertbereich untersucht. Mit diesem Parameter wird jetzt ein Keimzellenwachstum gestartet. Nachdem das Objekt innerhalb des Subvolumens segmentiert wurde, werden die das Subvolumen begrenzenden Ebenen nach Gefäßabgängen durchsucht. Die Positionen der gefundenen Gefäßabgänge werden in einer Baumstruktur gespeichert. Der Algorithmus durchläuft das sich verzweigende Objekt in einer Level-Order-Traversierung. Dabei werden immer Äste derselben Verzweigungshierarchie abgearbeitet, bevor die nächste Verzweigungsebene bearbeitet wird.

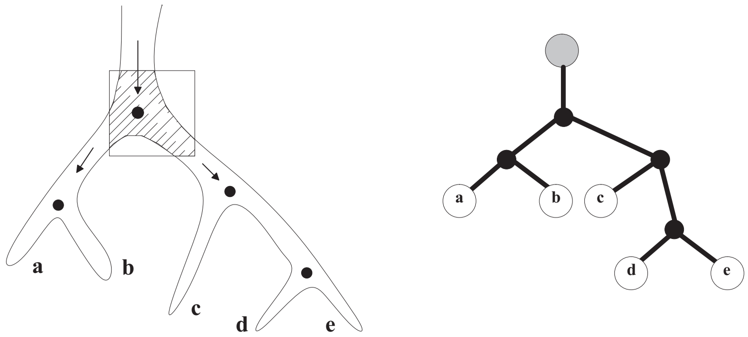

Abb. 1. 2D-Darstellung der Gefäßverfolgung

3.2 Bestimmung des lokalen Grauwertbereiches

Der Grauwertbereich des Gefäßes kann sich im Laufe der Struktur verändern. In CT-Bilddaten kann dies daran liegen, daß das Gefäß zum Aufnahmezeitpunkt nicht gleichmäßig mit Kontrastmittel gefüllt war. Bei MR-Daten kann es aufgrund von Verwirbelungen zu einem Schwanken der Signalintensitäten kommen.

Unser Algorithmus bestimmt nun für jedes Subvolumen den lokalen Grauwertbereich. Signalschwankungen im Verlauf der Struktur können dadurch kompensiert werden. Im Subvolumen liegt ein bimodales Bild vor: Objekt und Hintergrund. In [2] wird ein Verfahren nach Otsu et al. beschrieben, welches es gestattet, eine Schwelle t zu bestimmen, die das Histogramm in diese zwei Klassen unterteilt. Da sich die Gefäße hell abbilden, kann man ihnen die Klasse mit den höheren Grauwerten zuordnen.

Damit hat man aber noch nicht den Grauwertbereich des Gefäßes bestimmt. Man hat lediglich den Bereich eingeschränkt, in dem man suchen muß. Unsere Tests haben ergeben, daß der Grauwertbereich des Gefäßes oberhalb des Mittelwertes mw der oberen Klasse liegt. Als weiteres Merkmal wird der Wert $smin$ bestimmt.

$$smin = \frac{1}{g_{max} - mw} \int_{mw}^{g_{max}} p(g)\, dg \tag{1}$$

Die Schwelle sw wird nun bestimmt, indem man für jeden Wert oberhalb von $smin$ prüft, wie viele Voxel im Subvolumen größer als dieser Wert sind. Die Schwelle sw liegt dort, wo diese *Wachstumsfunktion* die größte Steigung hat.

In einer früheren Veröffentlichung unserer Arbeitsgruppe [3] haben wir die Aufteilung des Grauwertbereiches für Gefäße in drei Bereiche vorgeschlagen. Der innerste, sichere Bereich entspricht den Werten oberhalb sw. Die Voxel, die in diesem Bereich liegen, gehören sicher zum Gefäß. Die untere Schwelle kann nun verschoben werden ($smin$,mw), wobei es zu einer Übersegmentierung kommen kann. Eine Verbreiterung des Grauwertbereiches ist also sorgfältig zu prüfen.

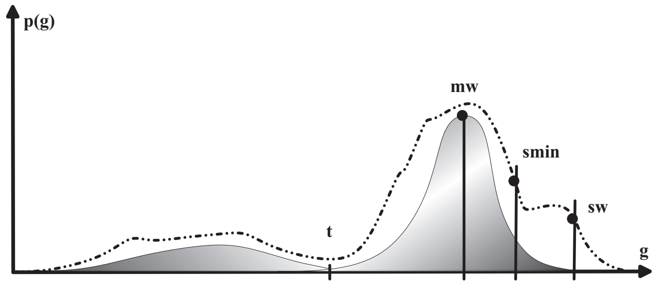

Abb. 2. Bestimmung des Grauwertbereichs

3.3 Verzweigungserkennung

In Abb. 1 wurde das Vorgehen im Zweidimensionalen (vgl. [4]) dargestellt. Dort werden die Kanten der Fläche nach Gefäßabgängen durchsucht. Wenn eine Verzweigung detektiert wurde, wird diese in die Baumstruktur eingetragen. Das Vorgehen im Dreidimensionalen ist eine Erweiterung des 2D-Falls. Ein Gefäß kann das Subvolumen über eine Kante verlassen, dann ist es von zwei Ebenen aus sichtbar. Ein Gefäßabgang über eine Ecke kann von drei Ebenen detektiert werden. Der einfachste Fall liegt vor, wenn das Gefäß das Subvolumen durch eine einzige Ebene verläßt. Abb. 3 zeigt die geometrischen Verhältnisse.

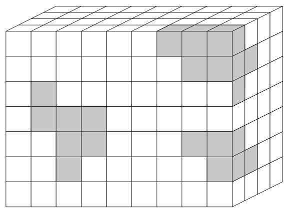

Abb. 3. Verzweigungserkennung im Subvolumen

3.4 Ergebnisse und Ausblick

Mit unserem Algorithmus ist es möglich ein Gefäß zu verfolgen und es dabei automatisch zu segmentieren. Während der Segmentierung wird automatisch eine VRML-Datei generiert (vgl. Abb. 4). Allerdings zeigte sich, daß unsere Verzweigungserkennung in einigen Fällen noch Probleme hatte. Da wir nur den sicheren Grauwertbereich für die Segmentierung zuließen, um ein Auslaufen zu vermeiden, hatte das Objekt eine *ausgefranste* Oberfläche. Dies verursachte Probleme bei der Verzweigungserkennung, da das Objekt auf den Ebenen des Subvolumens nicht mehr zusammenhängend war. Um das Region-Growing in seinem Wachstum besser kontrollieren zu können, werden in einer neuen Version der Verzweigungserkennung nur die Voxel angelagert, die auf einer Kugeloberfläche um den Mittelpunkt des Subvolumens herum liegen. So wird Radius für Radius durchlaufen und immer die Voxel angelagert, die im sicheren Bereich liegen. Bevor dann die Verzweigungen bestimmt werden, werden drei Dilatationen auf das Objekt angewandt. Hierbei werden nur Voxel angelagert, die bestimmte Grauwert-Distanz-Relationen erfüllen. Erste Tests an über 20 Verzweigungen ergaben eine sehr gute Übereinstimmung mit dem in [3] vorgeschlagenden Modell.

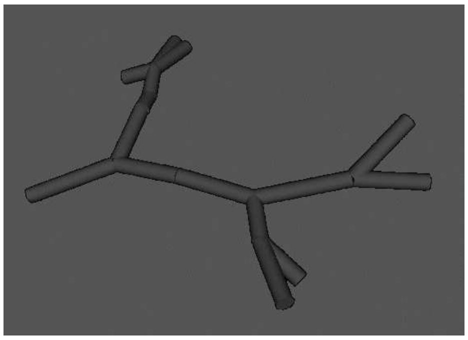

Abb. 4. VRML Darstellung eines Gefäßbaumes

Literatur

1. David G. Heath et al.: Three-dimensional Spiral CT during Arterial Portography: Comparison of Three Rendering Techniques, Imaging and Therapeutic Technologie, *RadioGraphics*, S. 1001 - 1011
2. Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, Repges R: Bildverarbeitung für die Medizin Grundlagen, Modelle, Methoden, Anwendungen Springer-Verlag, Berlin, 1. Auflage 1997, S. 364
3. Udo Jendrysiak: 3D-Segmentierung, -Rekonstruktion und -Visualisierung für die Neurochirurgische Operationsplanung, Dissertation am Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation, Johannes Gutenberg-Universität Mainz, S. 46 - 51
4. Norberto Ezquerra, Steve Capell, Larry Klein, and Pieter Duijeves: Model-Guided Labeling of Coronary Structure, IEEE Transaktion on Medical Imaging, June 1998, S. 429 - 441