

Robuste Analyse von Gefäßstrukturen auf Basis einer 3D-Skelettierung

Max Schöbinger, Matthias Thorn, Marcus Vetter, Carlos E. Cárdenas S.,
Peter Hassenpflug, Ivo Wolf und Hans-Peter Meinzer

Abteilung Medizinische und Biologische Informatik
Deutsches Krebsforschungszentrum
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg
E-Mail: m.schoebinger@dkfz-heidelberg.de

Zusammenfassung. In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, welches es erlaubt, eine symbolische Beschreibung aus segmentierten Blutgefäßen zu erzeugen. Im resultierenden Graphen ist der Verlauf der Gefäßäste, deren Durchmesser und die Lage von Verzweigungen gespeichert. Der Algorithmus wurde auf Basis eines existierenden Ansatzes entwickelt, der in Bezug auf die Rotationsinvarianz verbessert und um ein neues Grapherzeugungsverfahren erweitert wurde. Zusätzlich werden Methoden bereitgestellt, die es erlauben, die Entstehung von fehlerhaften Ästen zu vermeiden, oder sie im nachhinein ausschließlich auf Basis der Information im Gefäßgraphen zu identifizieren und zu löschen.

1 Einleitung

Bei vielen Erkrankungen ist sowohl für die präoperative Diagnostik, als auch die Planung und Durchführung von chirurgischen Eingriffen die genaue Kenntnis der Lage und des Verlaufes von Blutgefäßen im Patienten eine wichtige Information. Neben der Ortsinformation ist aber auch ein Verständnis der Verzweigungsstruktur der Äste der Gefäßbäume wichtig. Für die manuelle Befundung bzw. Planung stellt das visuelle System des Menschen dabei eine sehr effiziente Hilfe in der Erkennung solcher hierarchischer Beziehungen dar. Für die computergestützte Operationsplanung hingegen werden ebenso adäquate Methoden benötigt, die es erlauben, eine symbolische Beschreibung der untersuchten Gefäßstrukturen in Form eines Graphen zu erzeugen, die deren wesentlichen Eigenschaften widerspiegelt. Diese dient als Basis für eine Vielzahl von Anwendungen interaktiven oder automatischen Charakters, wie z.B. das Trennen von Gefäßbäumen oder die Berechnung von Versorgungsgebieten einzelner Teilbäume.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, ein möglichst robustes und allgemein verwendbares Verfahren vorzustellen, welches ohne Benutzerinteraktion aus bereits segmentierten Gefäßbäumen einen topologisch korrekten Graphen erzeugt.

2 Material und Methoden

Das vorgestellte Verfahren ist prinzipiell auf alle volumetrischen Bildgebungsverfahren anwendbar, in denen sich die Blutgefäße durch geeignete Aufnahme-

parameter mit einem zur Segmentierung ausreichend hohen Kontrast darstellen lassen (im wesentlichen sind dies CT- und MR-Angiographien).

Die segmentierten Gefäßbäume dienen als Eingabe für eine Bildverarbeitungskette, die ohne Benutzerinteraktion abläuft und mit möglichst wenig Wissen über die untersuchte Struktur auskommt, um eine große Wiederverwendbarkeit sicherzustellen. Der Ablauf unterteilt sich in die Schritte Skelettierung und Grapherzeugung, auf die im Folgenden detailliert eingegangen wird. Je nach verwendetem Bildmaterial und Art der Segmentierung können Artefakte auftreten, für deren Behandlung verschiedene Strategien vorgeschlagen werden.

2.1 3D-Skelettierung

Die aus den Volumendaten durch einfache histogrammbasierte Verfahren wie z.B. Hysterese-Thresholding [1] extrahierten Gefäße dienen als Eingabe für einen auf Thinning basierenden topologieerhaltenden Skelettierungsalgorithmus, welcher Linienskelette erzeugt. Der realisierte Ansatz basiert auf der in [2][3] beschriebenen Methode, bei der von einem Objekt unter Erhaltung der Euler-Charakteristik und der Konnektivität solange Voxel von der Oberfläche gelöscht werden, bis nur noch eine ein Voxel dünne Mittelachse (das Skelett) übrigbleibt. Dieser Ansatz wurde von Selle [4] um ein Iterationsverfahren ergänzt, welches die Verwendung von nichtisotropen Volumina erlaubt und durch Propagation von Distanzvektoren gleichzeitig eine Distanztransformation berechnet, aus welcher die Durchmesser der Gefäßäste extrahiert werden. Durch ein Verfahren zur Förderung oder Unterdrückung von Endpunkten kann die Entstehung von Ästen und damit die im Skelett repräsentierten Gefäßmerkmale in beschränktem Umfang kontrolliert werden. Da der Iterationsalgorithmus die aktuell betrachtete Randvoxelmenge jedoch immer in zwei Teilmengen zerlegt, die getrennt bearbeitet werden, sind die erzeugten Skelette nicht immer rotationsinvariant. Die Reihenfolge der Löschung der Voxel wurde durch eine Modifikation des zugrundeliegenden Sortierkriteriums derart angepasst, dass die Rotationsinvarianz verbessert wurde.

2.2 Erzeugung von Gefäßgraphen

Aus den durch Anwendung einer Mittelachsentransformation erzeugten Voxelketten und der Distanztransformation wird ein Graph erzeugt, indem zunächst gemäß der Nachbarschaftsbeziehungen der Voxel untereinander Kanten im Graphen erzeugt werden. Auch nicht zusammenhängende Gefäßabschnitte werden berücksichtigt und gespeichert. Der erzeugte Graph weist jedoch gerade im Bereich von Verzweigungen redundante Kanten auf, welche die Topologie der betrachteten Gefäßsysteme nicht korrekt widerspiegeln. Zur Korrektur werden zunächst alle Knoten im Graphen in drei Kategorien eingeteilt: (1) Endknoten, d.h. Knoten, die einen oder keinen adjazenten Knoten haben. (2) Kantenknoten, d.h. Knoten, die genau zwei adjazente Knoten haben und (3) Verzweigungsknoten, d.h. Knoten, die drei oder mehr adjazente Knoten haben. Auf Basis dieser Klassifikation können redundante Kanten im Bereich von Verzweigungen

wie folgt eliminiert werden. Es werden Subgraphen erzeugt, die jeweils alle direkt miteinander verbundenen Verzweigungsknoten enthalten. Jeder Subgraph repräsentiert eine oder mehrere Verzweigungen der realen Gefäßanatomie. Jeder Kante in den Subgraphen wird eine Priorität zugewiesen, welche sich aus der Art der Kante bzw. der Distanz zwischen den Knoten die sie verbindet, ergibt. Anschließend wird jeder Subgraph reduziert, d.h. redundante Kanten werden absteigend nach ihrer Priorität gelöscht. Eine Kante wird als redundant definiert, wenn ihre Tilgung den Subgraphen nicht in zwei oder mehr Komponenten auftrennt. Abschließend werden die Knoten des Subgraphen neu klassifiziert.

Dieses Vorgehen nutzt aus, dass beim manuellen Erzeugen eines Graphen aus einem Skelett intuitiv Kanten, die Voxel bzw. Knoten über eine Seitenfläche verbinden Vorrang gegenüber Kanten, die Voxel über Eck verbinden, gegeben wird. Aus dem so erzeugten ungerichteten Graphen können durch Anwendung verschiedener Traversierungsregeln gerichtete (a-)zyklische Graphen oder Bäume erzeugt werden, da sich je nach Problemkreis und untersuchter Fragestellung unterschiedliche Repräsentationsformen eignen.

2.3 Strategien zur Artefaktreduktion

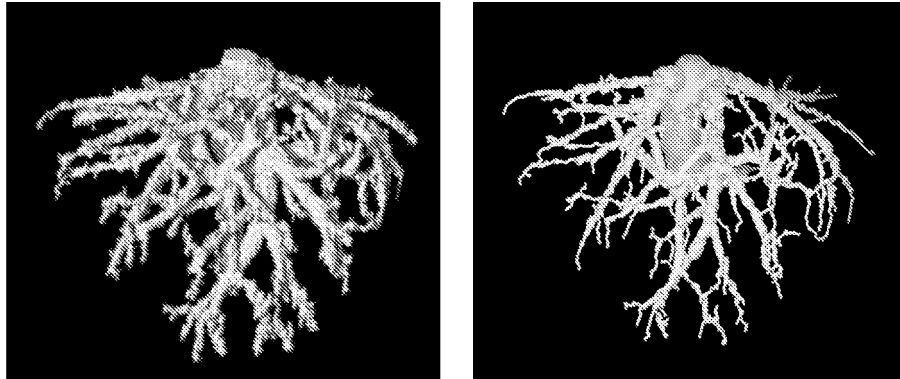
Leider sind topologieerhaltende Skelettierungsverfahren sehr sensitiv gegenüber der Komplexität der Oberfläche des segmentierten Objektes. „Zerfrante“ Oberflächen und Randrauschen aufgrund von Segmentierungsartefakten führen zur Entstehung von irrelevanten Seitenästen. Zusätzlich impliziert die Topologieerhaltung auch die Erhaltung von Löchern im Objekt, was zur Erzeugung eines Oberflächen- statt eines Linienskeletts führt. Letzteres lässt sich durch Verwendung eines dreidimensionalen Füllalgorithmus vermeiden, für erstere sind jedoch erweiterte Konzepte nötig.

Angepasste Definition der Löschbedingung. Nach Anwendung des Füllalgorithmus auf die segmentierten Gefäßbäume ist sichergestellt, dass Artefakte in Form von fehlerhaften Seitenästen höchstens an der Grenzfläche zwischen Objekt und Hintergrund entstehen. Diese wird durch das Skelettierungsverfahren typischerweise in den ersten Iterationen erfasst und verarbeitet. Auf Basis dieser Beobachtung wurde der Algorithmus derart modifiziert, dass für die ersten n Iterationen das Kriterium der Topologieerhaltung auf die Erhaltung der Konnektivität reduziert wurde. Da auch die lokale Überprüfung, ob das Löschen eines Voxels das Objekt in zwei oder mehr Komponenten auftrennt, in der 26er Nachbarschaft sensitiv gegenüber Segmentierungsartefakten ist, kann diese in einem beliebigen Radius r durchgeführt werden.

Für kleine n können so Artefakte durch ausgefrante Grenzflächen wirksam unterdrückt werden, ohne dass relevante Information verloren geht. Große Werte für n führen jedoch dazu, dass Äste verloren gehen können. Für die Praxis hat sich ein Wert von $n = 1$ und $r = 2$ bewährt.

Pruning des Gefäßgraphen. Neben der zuvor dargestellten Methode, die während der Skelettierung aktiv ist, wurde auch eine Methode entworfen, um nur auf Basis der im Graphen enthaltenen Information irrelevante Äste und

Abb. 1. (a) Volumenvisualisierung eines durch Volume-Growing segmentierten hepatischen Gefäßbaumes, (b) Oberflächenvisualisierung des rekonstruierten Gefäßbaumes.



(a)

(b)

sogar Teilbäume zu identifizieren und zu entfernen (*pruning*). Dazu wird ausgenutzt, dass sich die Oberfläche des realen Gefäßes durch Aufblasen von Kugeln um jeden Knoten im Graphen näherungsweise rekonstruieren lässt. Äste bzw. Teilbäume, die aufgrund von Segmentierungsartefakten entstanden sind haben die Eigenschaft, nur wenig aus der rekonstruierten Oberfläche des übergeordneten Gefäßastes herauszuragen. Dies erlaubt die Formulierung eines relativen Schwellwertkriteriums: Sei d der Radius an der Position \mathbf{w} des Wurzelknotens des aktuell betrachteten Teilbaumes. Der Teilbaum kann gelöscht werden, falls für alle Positionen \mathbf{p}_i der Knoten des Teilbaumes gilt:

$$1 - \frac{d}{\|\mathbf{w} - \mathbf{p}_i\|} < \theta \quad (1)$$

Ein Wert von $\theta = 0.5$ bewirkt beispielsweise, dass alle Äste bzw. Teilbäume gelöscht werden, die weniger als die Hälfte ihrer Länge ausserhalb des rekonstruierten Gefäßes liegen.

Durch die relative Formulierung der Löschbedingung kann diese unverändert sowohl auf große als auch kleine Gefäßabschnitte angewandt werden. Im Gegensatz zu der im vorigen Abschnitt vorgestellten Methode gehen hier kaum kleine Gefäße verloren.

3 Ergebnisse und Diskussion

Die präsentierten Methoden wurden anhand von realen Patientendaten qualitativ getestet. Eine quantitative Evaluation gestaltet sich schwierig, da die reale

Gefäßanatomie nicht bekannt ist und die Definition eines objektiven Fehlermaßes somit nicht möglich ist. Zur Abschätzung der Qualität der Ergebnisse wurden Volumenvisualisierungen der segmentierten Gefäßbäume mit auf Basis der symbolischen Beschreibung rekonstruierten Oberflächenvisualisierungen visuell verglichen (siehe Abb. 1). Die Rekonstruktionen entsprechen dabei gut dem erwarteten Ergebnis, wobei die Durchmesser teilweise etwas unterschätzt werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Anwendung einer Distanztransformation zur Abschätzung der Astradien einen runden Gefäßquerschnitt voraussetzt, dieser bei segmentierten Gefäßen jedoch nicht immer gegeben ist.

Die Robustheit gegenüber Segmentierungsartefakten bzw. Randrauschen steigt durch die Verwendung der Unterdrückung von Endpunkten erheblich und wird deshalb als Defaultwert aktiviert. Durch die Verwendung der in dieser Arbeit vorgeschlagenen Methoden bleibt die Robustheit auch bei stärkeren Randartefakten erhalten. In der Anwendung hat sich die nachträgliche Identifikation und Löschung von fehlerhaften Ästen auf Basis des Graphen als effektiver erwiesen, da sie im Gegensatz zur Reduktion der Topologieerhaltung auf Erhaltung der Konnektivität für die ersten n Iterationen feine Gefäßäste in peripheren Abschnitten des Gefäßsystems besser erhält. Bei der Anwendung hat sich ein Wert von $\theta = 0.3$ als ausreichend erwiesen.

Das vorgestellte Verfahren ermöglicht es, aus segmentierten Gefäßbäumen Graphen zu erzeugen, welche die relevante Information der realen Patientenanatomie widerspiegeln. Der Gefäßgraph enthält den Verlauf der Äste, ihre Durchmesser und die Lage der Verzweigungen. Die Qualität der Ergebnisse hängt jedoch stark von der Qualität der Segmentierung ab. Zukünftige Arbeiten konzentrieren sich deshalb auf die Vorverarbeitung von angiographischen Datensätzen durch geeignete Filter, eine Verbesserung der Segmentierung durch die Bereitstellung adäquater Verfahren und eine quantitative Evaluation des Gesamtansatzes.

Literaturverzeichnis

1. Gerig G, Koller T, Székely G, Brechbühler C, Kübler O.: Symbolic description of 3d structures applied to cerebral vessel tree obtained from MR angiography volume data. *Lecture Notes in Computer Science* 678:94–111, 1993
2. Lobregt S, Verbeek W, Groen FCA: Three dimensional skeletonization: Principle and algorithm. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 2(1):75–77, 1980
3. Lee TC, Kashyap RL, Chu CN: Building skeleton models via 3D medial surface/axis thinning algorithms. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, 56(6):462–478,
4. D. Selle: Analyse von Gefäßstrukturen in medizinischen Schichtdatensätzen für die computergestützte Operationsplanung, Doktorarbeit, Shaker Verlag, Aachen 2000.