

# Visualisierung von Gefäßsystemen mit Convolution Surfaces

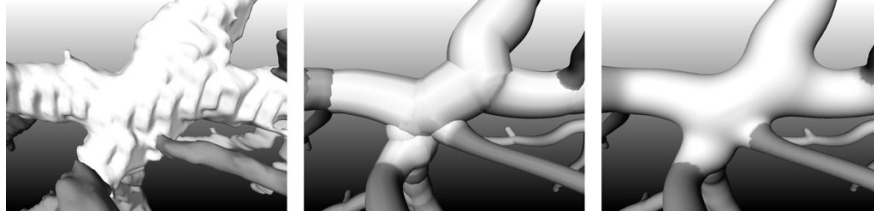
Steffen Oeltze<sup>1</sup>, Bernhard Preim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Simulation und Graphik,  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 39106 Magdeburg  
Email: {stoeltze/preim}@isg.cs.uni-magdeburg.de

**Zusammenfassung.** Wir präsentieren eine modellbasierte Methode zur Visualisierung von Gefäßbäumen. Ausgangspunkt sind segmentierte Gefäße, Gefäßmittellinien und Durchmesserinformationen. Diese Daten werden durch implizite Oberflächen visualisiert, um einen glatten Gefäßverlauf zu erreichen. Wir beschreiben, wie unerwünschte Effekte bei impliziten Oberflächen vermieden werden können und wie der Durchmesser Verlauf korrekt dargestellt werden kann.

## 1 Einleitung

Sowohl für die präoperative Eingriffsplanung als auch für die medizinische Ausbildung ist die Visualisierung von Gefäßbäumen von großem Interesse. Hierbei stehen ein Verständnis der relativen Lage zu krankhaften Veränderungen, Topologie und Morphologie der Strukturen im Vordergrund. Traditionelle Verfahren, wie Isosurface-Rendering und Maximum Intensity Projection (MIP), sind zur Erfüllung dieser Zielstellungen nicht geeignet. Aufgrund der begrenzten Auflösung medizinischer Bilddaten, erzeugen diese Verfahren eine artefaktbehaftete Darstellung. Daher sollte ein Modell der Gefäßstruktur, basierend auf den Patientendaten rekonstruiert, werden. Wir gehen dabei von Bildanalyseergebnissen aus, die einen Gefäßbaum durch das Skelett und Durchmesserinformation für jedes Voxel beschreiben [9]. Wir beschreiben eine Visualisierungsmethode, welche die Gefäßoberfläche auf der Basis dieser Information und der Modellannahme von kreisrunden Querschnitten nicht-pathologischer Gefäße [6] rekonstruiert. Dabei streben wir eine korrekte Abbildung des Durchmesser Verlaufs der Gefäße an. Des Weiteren verlangen wir eine weiche, organisch wirkende Gefäßform, besonders an Verzweigungen. Verschiedene klinische Aufgaben erfordern eine Nahansicht der interessierenden Gefäßteile. Hier sollte der Betrachter nicht durch Diskontinuitäten abgelenkt werden (Abb. 1). Weiterhin sollten die Gefäßenden geschlossen werden. Eine letzte Anforderung ist die Vermeidung der Konstruktion von Strukturen im Inneren des Gefäßbaums. Diese Ziele sind motiviert durch Lehrbuchillustrationen und Diskussionen mit Ärzten.



**Abb. 1.** Close-Up. Isosurface (links), Kegelstümpfe nach [7] (mitte) und Convolution Surface (rechts)

## 2 Verwandte Arbeiten

Wir konzentrieren uns auf Arbeiten, welche auf der Basis des Gefäßskeletts und Messungen der Gefäßdicke das Originalgefäß approximieren. Pionierarbeit leisteten hier [6], welche Gefäßabschnitte durch Zylinder mit einem aus der lokalen Gefäßbreite berechneten Radius darstellten. Abrupte Übergänge und Diskontinuitäten sind vor allem an den Verzweigungen zu beobachten. Der Einsatz von Kegelstümpfen [7] erlaubt die Abbildung eines kontinuierlichen Gefäßverlaufs ohne abrupte Übergänge zwischen einzelnen Gefäßabschnitten. Alle anderen Probleme bleiben jedoch bestehen. Die in [4] und [5] entwickelten Verfahren streben geometrische Kontinuität der Gefäßoberfläche an. Dies wird in [4] durch die Konstruktion mit Freiformflächen erreicht, während in [5] ein Basismodell mittels Subdivision Surfaces iterativ verfeinert wird. Die Untersuchung zeigt, dass die Sicherstellung geometrischer Kontinuität an den Verzweigungen das größte Problem darstellt. Dies motiviert den Einsatz von impliziten Oberflächen.

## 3 Visualisierung von Gefäßsystemen mit Impliziten Oberflächen

Implizite Oberflächen werden bei der Modellierung weicher, verformbarer Objekte eingesetzt. Sie basieren auf einer impliziten Funktion der Form [8]:

$$F(p) - Iso = 0 \quad (1)$$

$F(p)$  wird als *scalar field function* bezeichnet. Mit Hilfe des Isowertes  $Iso$  können implizite Oberflächen (*isosurfaces*) konstruiert werden, welche jeweils Punkte gleichen Skalarwertes miteinander verbinden.

### 3.1 Convolution Surfaces

Nachdem die Modellierung mit impliziten Funktionen zunächst auf Skalarfelder punktförmiger Primitive begrenzt war, erweiterten [1] das Konzept auf Primitive beliebiger Art, wie Liniensegmente oder Polygone. Dies ermöglicht die

Beschreibung eines Objektes durch das Skelett und korrespondierende Oberflächeninformation. So kann ein Gefäßbaum durch sein Skelett, approximiert durch Liniensegmente, und eine Durchmesserinformation pro Voxel [7] beschrieben werden. Die den Convolution Surfaces zugrundeliegende implizite Funktion ist:

$$F(p) = f(S, p) = \int_S \left( e^{\left( \frac{-\|s-p\|^2}{2} \right)} \right) ds \quad (2)$$

$f(S, p)$  beschreibt die Faltung eines Skeletts mit einem 3d Gaußfilter.  $S$  ist das gesamte Skelett, während  $s$  einen beliebigen Punkt auf dem Skelett kennzeichnet. Convolution Surfaces nutzen das Konzept der Faltung. Gleichung 2 kann für einen Gaußfilter mit Höhe 1 und Standardabweichung  $1/2$ , sowie unter Berücksichtigung von Gleichung 1 wie folgt umgeschrieben werden:

$$F(p) = f(S, p) = (h \otimes S)(p) = Iso \quad (3)$$

Das Skelett  $S$  entspricht dem Signal,  $h$  ist die Filterfunktion und  $\otimes$  kennzeichnet den Faltungsoperator. Eine geeignete Filterfunktion sollte nach [3] Tiefpaßcharakteristik besitzen, um glatte Flächen und Übergänge zu erzeugen.

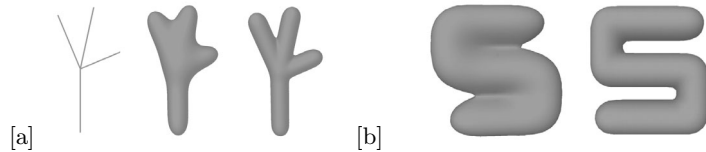
Die beiden bei der Modellierung mit Impliziten Oberflächen häufig auftretenden Probleme sind *Unwanted Blending* und *Bulging*. *Unwanted Blending* beschreibt das ungewollte Verschmelzen der Oberflächen nicht aneinander grenzender Primitive. Unter *Bulging* versteht man das Auftreten von leichten Auswölbungen an Verzweigungen. Diese könnten mit pathologischen Veränderungen des Gefäßes verwechselt werden. Das Auftreten beider Artefakte sollte minimiert werden.

## 4 Filterwahl

Wir falten das Skelett mit Hilfe eines Gaußfilters. Dessen Verwendung ermöglicht die korrekte Abbildung des Durchmesserverlauf [3]. Eine einfache Schreibweise der Filterfunktion ist:

$$h(d) = e^{-d^2\omega}, \quad d > 0 \quad (4)$$

$d$  kennzeichnet die Distanz zwischen  $p$  und dem Zentrum der Filterfunktion.  $\omega$  ist der *width coefficient* und ist äquivalent zu  $1/(2\sigma^2)$  ( $\sigma$  Standardabweichung). Mit dem initialen Filterdesign in [3] ( $Iso = 0.5$ ,  $\omega = \ln 2$ ) ergeben sich sehr weiche Übergänge an den Verzweigungen (Abb. 2(a) (Mitte)). Gespräche mit einem erfahrenen Radiologen haben gezeigt, dass dies zu einer Fehlinterpretation führen kann. Wir schlagen daher eine engere Filterfunktion vor. Ein empirisch ermittelter Wert von  $\omega = 5 * \ln 2$  resultiert in einer Convolution Surface, welche die durch das Skelett gegebene Form eindeutiger repräsentiert (Abb. 2(a) (rechts)). Für eine korrekte Abbildung des Durchmesserverlaufs wurde der Isowert neu berechnet:  $Iso = 1/32$ . Zur Validierung haben wir das *Unwanted Blending* Problem an einem S-förmigen Skelett untersucht. Das Verhältnis von Entfernung der Convolution Surfaces zur Entfernung der korrespondieren horizontalen Liniensegmente entscheidet über das Auftreten von *Unwanted Blending*. Durch unseren modifizierten Filter konnten wir das Verhältnis von 29% (Abb. 2(b) (links)) auf 9% (Abb. 2(b) (rechts)) verringern. *Bulging* wurde ebenfalls erheblich reduziert.



**Abb. 2.** [a] Blending Stärke an einer Trifurkation. Mitte: originaler Gaußfilter [3]. Rechts: engerer Gaußfilter. [b] Unwanted Blending. Beide Krümmungen der S-Form haben eine Ausdehnung von 3 mm. Der Radius der Convolution Surface, ab welchem Unwanted Blending auftritt, ist hier 1.07 mm (links). Das Problem wird beträchtlich reduziert durch Verwendung eines schmalere Filters (rechts).

## 5 Konstruktion eines geometrischen Modells

Für die Visualisierung der Gefäßstrukturen wird die Convolution Surface in ein Dreiecksnetz überführt. Hierzu verwenden wir eine objekt-orientierte Version des *Implicit Polygonizers* [2]. Für die Triangulierung muss die implizite Funktion an sehr vielen Punkten im Raum berechnet werden. Dies wird beschleunigt durch eine Datenstruktur, welche die Eingrenzung des zu betrachtenden Skelettabschnitts gestattet. In einem Vorverarbeitungsschritt ist diese Datenstruktur unter Verwendung von Bounding Volumes pro Liniensegment generiert worden. Die Triangulierung resultiert in Listen mit Koordinaten, Normalen und Indices.

## 6 Zusammenfassung

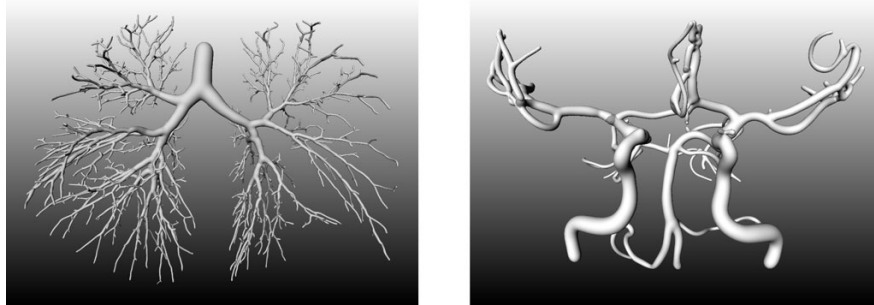
Zur Veranschaulichung der geometrischen Komplexität unserer Modelle und des Rechenaufwands, präsentieren wir die Ergebnisse für vier Gefäßbäume in Tabelle 1. Zeilen zwei und drei repräsentieren die Gefäßstrukturen aus Abb. 3 (links) und Abb. 3 (rechts). Die erste und die vierte Zeile korrespondieren zu einem Lebergefäßbaum bzw. zu dem Ausgusspräparat einer Schweineleber.

Unsere Methode ist bisher auf 15 klinischen Datensätze angewandt worden. Weder Unwanted Blending noch Bulging sind zu beobachten. Die geometrische Kontinuität der Oberfläche ist entlang des gesamten Gefäßbaums sichergestellt. Dies folgt aus den theoretischen Betrachtungen in [3] und kann durch Untersuchungen, besonders der Verzweigungen, bestätigt werden. Die Gefäßenden sind geschlossen und es sind keine Strukturen im Gefäßinneren konstruiert worden.

*Danksagung.* Wir danken dem Centrum für medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung (MeVis) für die Überlassung von ILab. Besonders danken wir Olaf Konrad-Verse, Milo Hindennach und Dr.med. Holger Bourquain für Ideen und Diskussionen über die Gefäßvisualisierung.

**Tabelle 1.** Geometrische und rechnerische Komplexität für verschiedene Gefäßbäume.  
Hardware: Pentium 4 CPU 3.06GHz, 1024MB RAM, ATI Radeon 9600.

Kanten	Liniensegmente	Dreiecke	Rechenzeit (s)	fps
136	1,652	150,668	9.8	64.0
149	2,623	263,188	12.9	42.8
1504	18,333	1,122,244	91.9	14.6
3461	23,973	2,425,612	67.5	1.8



**Abb. 3.** Bronchialbaum (links) und cerebrale Blutgefäße (rechts).

## Literaturverzeichnis

1. Bloomenthal J, Shoemake K: Convolution Surfaces, Computer Graphics 25(4):251–256, 1991.
2. Bloomenthal J: An Implicit Surface Polygonizer, In Graphics Gems IV 324–349, Academic Press 1994.
3. Bloomenthal J: Skeletal Design of Natural Forms, PhD thesis, 1995.
4. Ehrlicke HH, Donner K, Koller W, et al.: Visualization of Vasculature from Volume Data, Computers and Graphics 18(3):395–406, 1994.
5. Felkel P, Fuhrman A-L, Kanitsar A, et al.: Surface Reconstruction of the Branching Vessels for Augmented Reality Aided Surgery, Proc. of BIOSIGNAL 16:252–254, 2002.
6. Gerig G, Koller T, Szkely G, et al.: Symbolic Description of 3d structures applied to cerebral vessel tree obtained from MR angiography volume data, Proc. of Information Processing in Medical Imaging, LNCS 687:94–111, 1993.
7. Hahn H, Preim B, Selle D, et al.: Visualization and Interaction Techniques for the Exploration of Vascular Structures, Proc. of IEEE Visualization 395–402, 2001.
8. Opalach A, Maddock SC: An Overview of Implicit Surfaces, Introduction to Modelling and Animation Using Implicit Surfaces, 1.1-1.13, 1995.
9. Selle D, Preim B, Schenk A, et al.: Analysis of Vasculature for Liver Surgical Planning, IEEE Trans Med Imaging 21(11):1344–1357, 2002.