

Visualisierung von Gefäßsystemen mit MPU Implicits

No Author Given

No Institute Given

Zusammenfassung. Wir präsentieren eine Methode zur Visualisierung von Gefäßstrukturen basierend auf dem Segmentierungsergebnis aus kontrastmittelverstärkten Bilddaten. Im Gegensatz zu modellbasierten Verfahren wird die Morphologie der darzustellenden Gefäße exakt wiedergegeben. Dies ermöglicht neben einer Anwendung in der Therapieplanung und der medizinischen Ausbildung auch einen Einsatz in der Gefäßdiagnostik. Basierend auf dem Segmentierungsergebnis wird zunächst eine Punktwolke generiert. Diese wird dann mit Hilfe von Multi-level Partition of Unity Implicits (MPU Implicits) in eine Oberfläche überführt. Somit kann eine glatte, artefaktfreie Oberfläche erzeugt werden.

1 Einleitung

Eine qualitativ hochwertige Darstellung von Gefäßstrukturen ist von hohem Interesse für Diagnostik und Therapieplanung. Während bei der Therapieplanung vor allem die Topologie eines Gefäßbaumes im Vordergrund steht, erfordert die Diagnostik eine genaue Wiedergabe der Gefäßmorphologie, um auch pathologische Veränderungen korrekt repräsentieren zu können. Für beide Anwendungsgebiete ist die Erzeugung einer glatten Gefäßoberfläche ohne treppenartige Effekte wünschenswert. Eine weitere Anforderung stellt die korrekte Rekonstruktion von Verzweigungen und dünnen Strukturen dar. In dieser Arbeit werden implizite Oberflächen genutzt, um einen Kompromiss zwischen der geforderten Genauigkeit und der gewünschten qualitativ hochwertigen Darstellung zu erzielen, wobei keine Modellannahmen zugrunde gelegt werden.

2 Stand der Forschung und wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Methoden zur Gefäßvisualisierung lassen sich in modellbasierte und modellfreie Verfahren unterteilen. Modellbasierte Verfahren rekonstruieren die Gefäßoberfläche auf Grundlage des Gefäßskeletts sowie assoziierter Querschnittsinformationen. Zumeist wird hierbei die vereinfachende Annahme von kreisrunden Gefäßquerschnitten zu Grunde gelegt, welche für nicht-pathologische Gefäße oft zutrifft. Implizite Oberflächen wurden bereits eingesetzt, um eine qualitativ hochwertige Rekonstruktion zu erzeugen [1]. Während modellbasierte Verfahren

die Topologie des Gefäßbaumes veranschaulichen und somit für die Therapieplanung geeignet sind, ist eine Gefäßdiagnose durch die Annahme kreisrunder Gefäßquerschnitte nicht möglich. Modellfreie Verfahren stellen daher die Gefäße entweder direkt dar (z.B. Maximum Intensity Projection) oder rekonstruieren die Gefäßoberfläche basierend auf dem Segmentierungsergebnis aus kontrastmittelverstärkten Bilddaten. Beispielhaft hierfür ist der Marching Cubes Algorithmus. Die so erzeugten Oberflächen leiden jedoch unter starken treppenartigen Artefakten. Die Nutzung eines Low-Pass-Filters [2] sowie ähnlicher Glättungsverfahren reduziert diese zwar, führt jedoch besonders bei dünnen Gefäßen zu einem starken Volumenverlust [3]. Constrained Elastic Surface Nets [4] beschränken diesen Verlust durch eine Restriktion der Variabilität des Netzes, können das Schrumpfen besonders dünner Gefäße jedoch nicht verhindern [5]. In [6] werden MPU Implicits [7] genutzt, um aus einer auf den Bilddaten basierenden Punktwolke anatomische Strukturen zu rekonstruieren. Das Verfahren scheitert an dünnen verzweigten Strukturen, da diese durch zu wenig Punkte beschrieben werden. Die vorliegende Arbeit stellt ein ähnliches Verfahren vor, welches sich speziell der Rekonstruktion von Gefäßbäumen widmet. Entscheidende Beiträge sind der Algorithmus zur Erzeugung und adaptiven Verbesserung einer Punktwolke basierend auf dem Segmentierungsergebnis sowie die automatische Parameterbelegung für einen effizienten Einsatz der MPU Implicits.

3 Methoden

MPU Implicits approximieren eine über Punkte und assoziierte Normalenvektoren definierte Punktwolke durch eine Oberfläche. Durch den Parameter ϵ_0 kann hierbei bestimmt werden, wie genau die Oberfläche die Punkte annähert. Die Punktwolke wird auf Basis eines Octree's unterteilt. Die Punkte innerhalb einer Zelle werden lokal durch eine quadratische Funktion approximiert. Ist die Abweichung dieser Fläche von den Punkten in der Zelle größer als ϵ_0 , so wird die Zelle rekursiv weiter unterteilt, bis für jede Blattzelle des Octree's eine genügend genaue lokale Approximation ermittelt wurde. Anschließend werden die lokalen Approximationen durch Wichtungsfunktionen zu einer globalen Approximation zusammengefasst. Eine polygonale Repräsentation der Oberfläche wird mit Hilfe von Bloomenthal's Implicit Polygonizer generiert [8]. Bei Nutzung eines hohen Wertes für ϵ_0 kann das Verfahren eine treppenartige Anordnung der Punkte der Punktwolke ausgleichen. Um eine hohe Genauigkeit garantieren zu können, ist jedoch ein geringes ϵ_0 nötig. Es gilt also, eine treppenartige Anordnung der Punkte zu vermeiden. MPU Implicits können Daten mit variierender Dichte verarbeiten. Das Verfahren erzeugt jedoch kugelförmige Artefakte, wenn Details durch zu wenig Punkte beschrieben werden. Die Dichte der Punktwolke muss also hoch genug sein, um auch dünne Zweige adäquat darstellen zu können.

3.1 Punktwolkengenerierung

In [6] werden die Punkte der Punktwolke im Zentrum der Randvoxel des Segmentierungsergebnisses platziert. Ein Zweig, der nur ein Voxel stark ist, würde

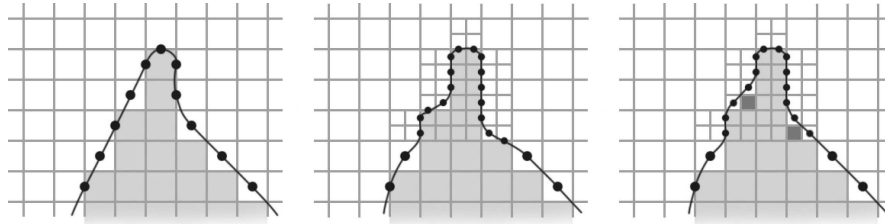


Abb. 1. Fallbasierte Platzierung der Punkte (links). Überabtastung an dünnen Strukturen (mitte). Verringerung treppenartiger Artefakte durch Hinzufügen weiterer Subvoxel (rechts).

so nur durch eine Linie statt eine Oberfläche repräsentiert werden. Statt dessen schlagen wir eine fallbasierte Platzierung der Punkte innerhalb des Volumens der äußeren Randvoxel vor. Dies sind jene Hintergrundvoxel, die zu Objektvoxeln benachbart sind. Es wird je nach Anordnung von Objektvoxeln in der Nachbarschaft eines äußeren Randvoxels entschieden, ob ein Punkt im Zentrum des Voxels oder auf einer der Grenzflächen erzeugt wird (siehe Abb. 1 links). Auf diese Weise wird eine treppenartige Anordnung der Punkte verhindert. Die Platzierung der Punkte auf Basis des Voxelgitters führt jedoch dazu, dass dünne Strukturen durch zu wenig Punkte beschrieben werden. Daher führen wir eine Überabtastung des Voxelgitters durch. Damit diese nicht in einer zu großen Menge an Punkten resultiert, wird die Überabtastung auf die äußeren Randvoxel an dünnen Strukturen beschränkt (Abb. 1 Mitte). Zur Erkennung dünner Strukturen nutzen wir ein morphologisches Opening mit einem $3 \times 3 \times 3$ -Strukturelement. Jedes äußere Randvoxel, das zu einer dünnen Struktur benachbart ist, wird in acht Subvoxel unterteilt. Die Extraktion der Punkte auf Basis dieser Subvoxel erfolgt auf die selbe Weise, wie zuvor für Voxel beschrieben. Um eine treppenartige Anordnung der Punkte bei Nutzung des überabgetasteten Voxelgitters zu verhindern, werden vor der Punktextraktion zusätzliche Subvoxel als Objeksubvoxel markiert (Abb. 1 rechts; siehe [5] für Details). Die mit den Punkten assoziierten Normalenvektoren werden mit Hilfe des Grauwertgradienten berechnet. Bevor die Punktwolke zur Erzeugung der MPU Implicits genutzt wird, wird sie in Weltkoordinaten überführt. Die erzeugte Oberfläche liegt somit ebenfalls in Weltkoordinaten vor.

3.2 Parameterbestimmung

Die Generierung und Polygonalisierung der MPU Implicits kann durch eine Vielzahl von Parametern beeinflusst werden. Eine manuelle Ermittlung geeigneter Werte für diese Parameter ist sehr zeitaufwändig und würde einen praktischen Einsatz der vorgestellten Methode erschweren. Deswegen erweitern wir das Verfahren um eine automatische Parameterbestimmung. Für einige Parameter können einmalig bestimmte Werte genutzt werden. Die Werte anderer Parameter (z.B. ϵ_0) werden individuell für jeden Datensatz abhängig von der Ausdeh-

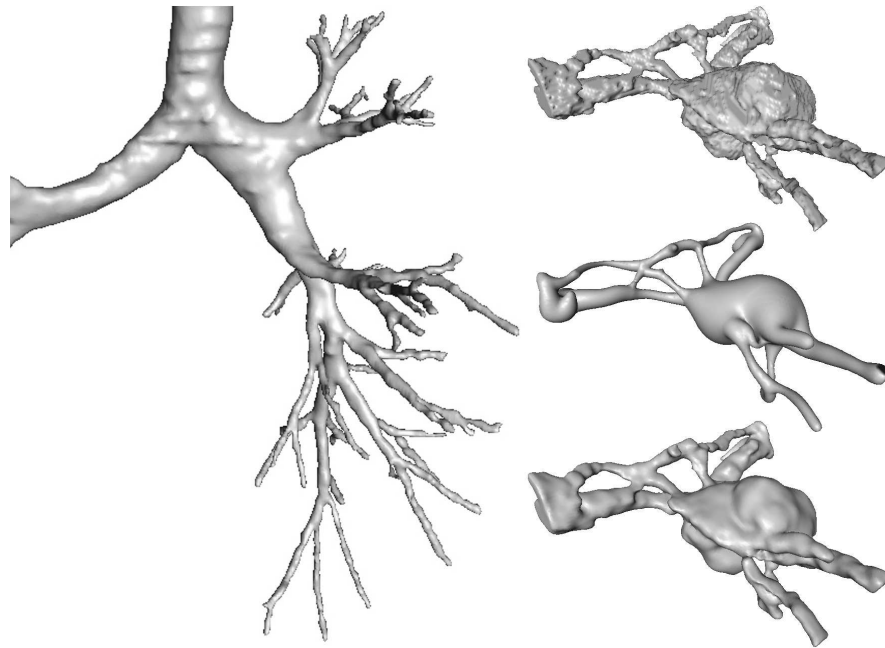


Abb. 2. Rekonstruktion eines Bronchialbaumes (links). Rekonstruktion eines Aneurysmas mit Marching Cubes (rechts oben), Convolution Surfaces (rechts mitte) und MPU Implicits (rechts unten). Höhere Genauigkeit gegenüber Convolution Surfaces und Reduktion von Artefakten gegenüber Marching Cubes sind die wesentlichen Vorteile der MPU Implicits.

nung der Punktwolke sowie der Größe der Voxel festgelegt. Eine ausführliche Erläuterung der Parameterbestimmung ist in [5] zu finden.

4 Ergebnisse

Das Verfahren wurde für verschiedene Gefäßsysteme (Lebergefäßbaum, Bronchialbaum, zerebrale Gefäße, Aneurysma) getestet. Für jeden der Datensätze konnten unter Nutzung der berechneten Parameterwerte artefaktfreie, glatt wirkende Oberflächen erzeugt werden (siehe Abb. 2). Die Berechnungszeiten für den Bronchialbaum und das Aneurysma betragen 38 bzw. 5 Sekunden, wobei ca. 30% der Zeit für die Punktwolkengenerierung benötigt werden. Dünne Zweige, Verzweigungen und pathologische Veränderungen werden korrekt rekonstruiert. Um die Abweichung vom Segmentierungsergebnis zu messen, wurden die Oberflächen von vier Datensätzen mit den entsprechenden Marching Cubes-Ergebnissen verglichen. Die Abweichung beträgt im Mittel 0,188 Voxeldiagonalen, das Maximum liegt bei 1,5 Voxeldiagonalen und ist somit äußerst gering. Bei Convolution Surfaces ist die Abweichung mit durchschnittlich 0,5 Voxeldiagonalen weitaus höher (maximale Abweichung: ca. 5 Voxeldiagonalen). Die

Glattheit der erzeugten Oberflächen wurde durch eine Analyse der Verteilung von Krümmungswerten auf der Oberfläche mit Hilfe von AMIRA untersucht. Bei einer Marching Cubes-Rekonstruktion sind hohe und niedrige Krümmungswerte gleichmäßig auf der Oberfläche verteilt. Dies resultiert aus den treppenartigen Artefakten der Rekonstruktion. Bei der MPU Implicits-basierten Rekonstruktion korrespondiert die Verteilung der Krümmungswerte hingegen mit der Verteilung der Gefäßradien. Dicke Äste weisen nur geringe Krümmungswerte auf, während dünne Äste durch hohe Krümmungswerte gekennzeichnet sind. Treppenartige Artefakte sind somit nicht vorhanden.

5 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren ist in der Lage, auf Basis des Segmentierungsergebnisses eine genaue und glatt wirkende Oberfläche eines Gefäßbaumes zu rekonstruieren. Es ist für eine Anwendung im Bereich der Therapieplanung *und* der Diagnostik geeignet. Für einen Einsatz in der Therapieplanung ist jedoch die Verbindung der Oberfläche mit einem Gefäßmodell wünschenswert. Durch die vorgeschlagene automatische Parameterberechnung entfällt die zeitaufwändige manuelle Anpassung der Parameterwerte für die Erzeugung und Polygonalisierung der MPU Implicits für verschiedene Datensätze. Die benötigte Berechnungsdauer liegt im Bereich von Sekunden. Ein Einsatz des Verfahrens im klinischen Alltag scheint daher möglich. Die Genauigkeit des Verfahrens kann weiter erhöht werden, indem für kleine Vertiefungen eine ähnliche adaptive Überabtastung angewendet wird, wie sie für dünne Zweige vorgeschlagen wurde. Die Berechnungsdauer sowie die Qualität der erzeugten polygonalen Oberflächen könnte durch Nutzung eines adaptiven Polygonalisierungsverfahrens verbessert werden.

Literaturverzeichnis

1. Oeltze, S., Preim, B.: Visualization of Vascular Structures: Method, Validation and Evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging* **24** (2005) 1–9
2. Taubin, G.: A Signal Processing Approach to Fair Surface Design. In: *Proc. of SIGGRAPH*. (1995) 351–358
3. Bade, R., Haase, J., Preim, B.: Comparison of Fundamental Mesh Smoothing Algorithms for Medical Surface Models. In: *SimVis*. (2006) 289–304
4. Gibson, S.F.F.: Constrained Elastic Surface Nets: Generating Smooth Surfaces from Binary Segmented Data. In: *Proc. of MICCAI '98*. (1998) 888–898
5. Schumann, C.: Visualisierung baumartiger anatomischer Strukturen mit MPU Implicits. Master's thesis, Universität Magdeburg, Fakultät für Informatik (2006)
6. Braude, I.: Smooth 3D Surface Reconstruction from Contours of Biological Data with MPU Implicits. Master's thesis, Drexel University (2005)
7. Ohtake, Y., Belyaev, A., Alexa, M., et al.: Multi-level Partition of Unity Implicits. *ACM Transactions on Graphics* **22** (2003) 463–470
8. Bloomenthal, J.: An Implicit Surface Polygonizer. *Graphics Gems IV* (1994) 324–349