

# Visualisierungsgestützte 3D-Segmentierung und Quantifizierung von Bauchortenaneurysmen

M. Raspe<sup>1</sup>, R. Wickenhöfer<sup>2</sup>, F. Schmitt<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Computervisualistik, Universität Koblenz-Landau (Campus Koblenz), 56070 Koblenz, Deutschland

<sup>2</sup>Bundeswehrzentral Krankenhaus Koblenz, Radiologische Abteilung, Koblenz, Deutschland

Ansprechpartner: [mraspe@uni-koblenz.de](mailto:mraspe@uni-koblenz.de)

## Abstract:

*In dieser Arbeit wird ein Verfahren zur Segmentierung und Quantifizierung von abdominellen Aortenaneurysmen zur Unterstützung der Gefäßdiagnostik entwickelt. Die dazu eingesetzten Algorithmen werden durch den Einsatz programmierbarer Grafikhardware (GPU) beschleunigt und ermöglichen zudem eine direkte, echtzeitfähige Visualisierung der Ergebnisse. Aufgrund der GPU-Architektur bietet sich darüber hinaus eine hierarchische Repräsentation der Daten an, um lokale, bildbasierte Operationen zu verbessern. Der aktuelle Stand sowie erste Ergebnisse werden im Kontext ausgewählter existierender Verfahren diskutiert und ein Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen gegeben.*

*Keywords: Segmentierung, Visualisierung, Grafikhardware, Gefäßdiagnostik, Aortenaneurysmen*

## 1. Motivation

Gefäßerkrankungen sind in modernen Gesellschaften eine häufige Todesursache. Neben der koronaren Herzkrankheit als am weitesten verbreitete Form, stellen auch krankhafte Erweiterungen der Bauchschlagader (abdominelle Aortenaneurysmen, AAA) ein hohes Risiko dar [1]. Die Diagnostik erfolgt dabei sowohl im prä- als auch postoperativen Fall meist unmittelbar auf Basis der zweidimensionalen Schnittbilder. Aufgrund der mitunter komplexen anatomischen Topologie – vor allem im postoperativen Fall – besteht eine hohe inter-individuelle Varianz durch nicht eindeutige Messungen. Zudem erfordert die Wahl der Schnittebene im dreidimensionalen Datensatz einen hohen Interaktionsaufwand.

Da die Daten jedoch bereits dreidimensional vorliegen (als Rekonstruktion aus den Schichtaufnahmen), bietet sich die Quantifizierung anhand geeigneter 3D-Parameter, wie beispielsweise dem Volumen an. Außerdem können noch weitere Informationen bestimmt werden, die beispielsweise für den chirurgischen Eingriff relevant sind (z.B. Landmarken am Patienten). Dreidimensionale Algorithmen wie kantenerhaltende Glättungsfiler sind jedoch sehr rechenaufwändig und kaum interaktiv, so dass sie sich kaum für Arbeitsabläufe in der Praxis eignen.

Um diesen beiden Unzulänglichkeiten zu begegnen, soll in dieser Arbeit der Einsatz programmierbarer Grafikhardware motiviert werden [2]. Diese mittlerweile sehr performante Hardware ist in allen modernen Arbeitsplatzrechnern verfügbar und wird bereits für Visualisierungszwecke verwendet. Vor der eigentlichen Darstellung können zudem noch weitere Berechnungen durchgeführt werden; mit dem Vorteil, dass die Vorgänge im 3D-Volumenrendering direkt visualisiert werden können.

## 2. Methoden

### 2.1. Bisherige Verfahren

Die Segmentierung und Quantifizierung von Aneurysmen wurde bereits in zahlreichen Arbeiten behandelt, von denen hier nur eine repräsentative Auswahl angesprochen werden kann; weitere Arbeiten sowie die Grundlagen zu den meisten der genannten Verfahren finden sich z.B. in Preim et al. [3].

Die im Folgenden kurz beschriebenen Ansätze lassen sich im Wesentlichen in zwei Kategorien einteilen:

- modellbasierte Verfahren (deformable objects, active shape models (ASM))
- Kombinationen aus morphologischen und intensitätsbasierten Operationen

Alle Systeme arbeiten halb-automatisch, d.h. der Benutzer wählt zumindest Start- und Endpunkt des Interessenbereiches aus; oftmals sind noch zusätzliche Parameter einzustellen.

De Bruijne et al. [4] setzen in ihren Arbeiten Algorithmen ein, die auf ASMs basieren und für das Anwendungsgebiet mit Hilfe nichtlinearer Parameter weiterentwickelt wurden. Subasic et al. [5] vergleichen zwei ASM-Verfahren hinsichtlich Benutzerinteraktion und Segmentierungsergebnisse.

Eine alternative Vorgehensweise wird in Boskamp et al [6] vorgestellt, womit die zweite Kategorie kurz beschrieben werden soll. Ausgehend von einer Reihe von Segmentierungen mittels Regionenwachstum wählt man möglichst optimale Parameter aus. Die anschließende Distanztransformation erzeugt eine Skelettierung der Region, mit deren Hilfe eine multiplanare Rekonstruktion orthogonal zum Pfad erstellt wird. Eine Wasserscheidentransformation auf diesen Schnittbildern ermöglicht schließlich die Messung des gesuchten Volumens. Bodur et al. [7] gehen ähnlich vor, berechnen jedoch direkt die Mittellinie, um daraus einen Distanzgraphen zu erstellen. Ebenfalls werden zweidimensionale Schnittbilder entlang des Pfades generiert, die dann mit Hilfe eines angepassten umfangsorientierten Algorithmus analysiert werden.

## 2.2. Beschreibung der Umgebung

Wie bei den meisten der existierenden Verfahren werden CT-Aufnahmen (prä- und postoperativ, mit Kontrastmittel, ca. 200-300 Schichten) des Abdomens mit einer Auflösung von  $512^2$  in Schnittebene untersucht; die Voxeldimensionen liegen entsprechend in der Größenordnung von  $0,38 \times 0,38 \times 2$  mm.

Da in diesem Projekt der Einsatz von Grafikhardware (GPU) im Vordergrund steht, soll kurz auf das verwendete System eingegangen werden. Das im Rahmen verschiedener Arbeiten entstandene, plattformübergreifende Framework „CASCADA“ verarbeitet (medizinische) Volumendaten auf Basis von GPU-Algorithmen. Diese werden – ähnlich dem Datenflussmodell – in Sequenzen repräsentiert, die sich wiederum aus auf der Hardware ausgeführten Programmen (sog. Shader) zusammensetzen. Die Ausführung kann dabei durch Bedingungen gesteuerte Zyklen enthalten, um so beispielsweise Verfahren wie Regionenwachstum einfach zu realisieren. Alle Algorithmen arbeiten auf der Grafikhardware und können mit Hilfe des ebenfalls hardwarebasierten Volumen-Raycastings in Echtzeit visualisiert und gesteuert werden.

In dieser Arbeit werden zudem komplexere Verfahren auf CPU-Basis entwickelt und verglichen, um auch die prinzipielle Machbarkeit einer GPU-Implementation zu untersuchen. Daher kommen zwei weitere Systeme zum Einsatz: ein Plugin-orientiertes System der Arbeitsgruppe Bilderkennen unseres Instituts, sowie „MeVisLab“ der MeVis Research GmbH.

## 3. Vorgehen und Ergebnisse

Im Folgenden soll auf den Ablauf des Verfahrens und wesentliche Punkte und Neuerungen eingegangen werden. Die Arbeit befindet sich im Rahmen eines Projektes in Entwicklung, so dass bis zum jetzigen Zeitpunkt verschiedene Varianten noch nicht ausführlich getestet werden konnten.

Zusammenfassend lässt sich das Verfahren in die Gruppe der regionenbasierten Ansätze einordnen, bezieht zudem aber noch weitere Informationen aus mehreren Auflösungsstufen in die Berechnungen ein. In Bezug auf die vorgestellten Verfahren ist unser Vorgehen dem von Boskamp et al. am ähnlichsten, wobei jedoch viele Stufen unseres Systems vollständig auf der Grafikhardware ablaufen.

Der Multilevel-Ansatz – im Folgenden auch hierarchisch genannt – wird im Wesentlichen durch zwei Aspekte motiviert. Zum einen approximieren tri-linear interpolierte Volumendaten dedizierte Glättungsfilter ausreichend, da die ursprüngliche Kanteninformation bei den gegebenen Daten nur teilweise für die Berechnungen geeignet ist. Außerdem ist diese Art der Interpolation für native Datenformate und spezielle Repräsentationen (mittels sog. reduction shader) hardwarebeschleunigt und steht selbst für große Datensätze ohne nennenswerten Zeitaufwand zur Verfügung. Zum anderen ermöglicht das Interpolieren in den Auflösungsstufen eine „umfassendere“ Sicht auf Strukturen, wie am Beispiel von Gradienten deutlich wird: die topologisch bedingte Diskretisierung der Gradientenrichtungen wird gemittelt und kann die reale Oberfläche global besser charakterisieren (siehe Abb. 1).

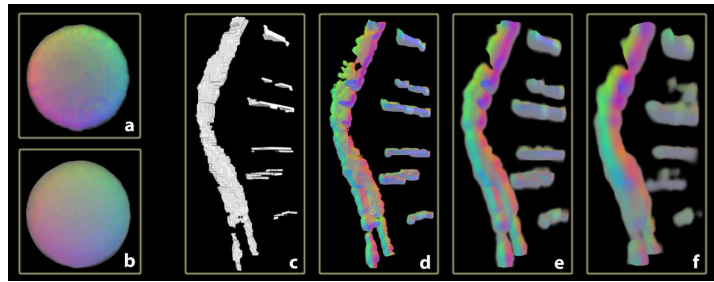


Abb. 1: Glättung der Gradientenvektoren (farbcodiert) durch Resampling in Auflösungsstufen; Kugel (a), Faktor 2 (b); segmentierte Struktur aus Testdatensatz (c), Faktor 2, 4, 8 (d-f)

Ausgehend von den CT-Schichtbildern (DICOM) werden die Bilddaten in die Applikation geladen und zu einem Volumen zusammengesetzt. Auf die Filterung von Bildartefakten durch metallische Strukturen (postoperative Aufnahmen, frühere Eingriffe o.ä.) soll nicht eingegangen werden. Der weitere Ablauf ist bisher wie folgt:

1. Auswahl einer *Interessenregion* in orthografischer Ebenendarstellung, meist ab Arteria renalis bis bifurcatio aortae, ggf. auch arteria iliaca
2. Berechnung von kleineren *Auflösungsstufen* (Faktor 2-4, trilineare Interpolation)
3. Bestimmung der *Gradienten* mittels Zentraldifferenzen, besser Sobel3D
4. a) direktes *RegionGrowing*: kontrastiertes Aortavolumen trivial, Aneurysma/Thrombusvolumen aufwändiger; Region in niedrigem Level erhöht Relevanz für weitere Level  
b) *Schwellwertverfahren* (Binär, Intervall/Multilevel), liefert grobes kontrastiertes Volumen

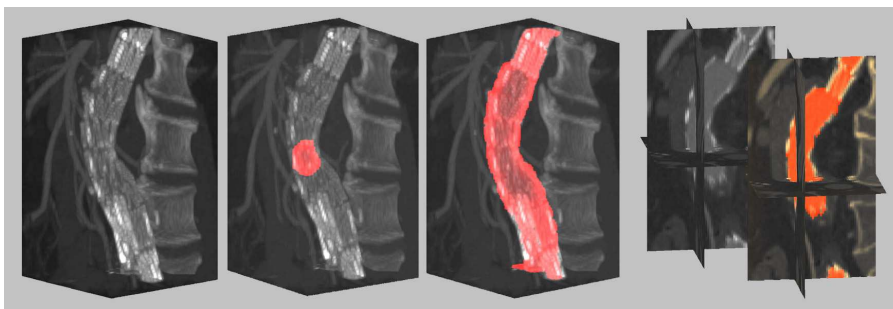


Abb. 2: Segmentierung des Aortenlumens mit RegionGrowing, gleichzeitiges direktes Volumenrendering (MIP); von links: Datensatz, nach 3 Iterationen, nach 94 Iterationen (konvergiert); Darstellung als MPR

Die guten Ergebnisse des Regionenwachstumsverfahrens (siehe Abb. 2, 3) geben dazu Anlass, diesen, für die GPU besonders geeigneten Ablauf weiter zu verfolgen. Insbesondere die Qualität der Gradienten ließe sich durch (ebenfalls hierarchische) kantenerhaltende Filterung der Daten weiter verbessern, wobei eine Implementation auf der Grafikhardware auch für größere Kernel weiterhin nahezu echtzeitfähig ist [8].

Zusätzlich wird der Ablauf, der in den in 2.1 vorgestellten Arbeiten motiviert wurde, weiter verfolgt:

5. Bestimmung der Mittellinie (centerline) mittels *Skelettierungsverfahren* per Hit-Miss-Operator oder *Distanztransformation* (siehe Cuntz et al. [9])
6. Generierung von *2D-Schichtbildern* entlang der mit Hilfe von Schritt 5 erzeugten Raumkurve, Interpolation zwischen Schichten/Nachbarschaften
7. *Erkennung und Quantifizierung* von Strukturen anhand von kreis- und ellipsenförmigen Primitiven

Der letzte Schritt beruht auf der Annahme, dass Schnitte orthogonal zum Gefäßverlauf größtenteils ellipsenförmige Strukturen beinhalten. Selbst bei durch Artefakten oder Gewebsveränderungen unterbrochenen bzw. stark abweichenden Formen beschränken sich diese auf nur einzelne Schichten und/oder

Voxel. Dem tragen sowohl der hierarchische Ansatz als auch die Robustheit von entsprechenden Bildverarbeitungsverfahren (z.B. Hough-Transformation) Rechnung

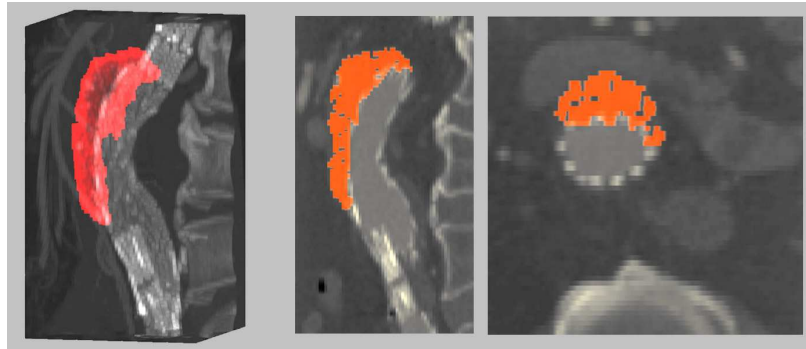


Abb. 3: RG-Segmentierung des (thrombotischen) Aneurysmalumens (konvergiert nach 73 Iterationen); von links: MIP-Rendering, Sagittal-/Axialansicht im Bereich homogener Grauwerte.

#### 4. Zusammenfassung und Ausblick

Wie in den vorangegangenen Abschnitten gezeigt wurde, bietet sich moderne Grafikhardware nicht nur zum performanten Darstellen medizinischer Daten an, sondern auch zu Verarbeitung und direkten Interaktion mit den Algorithmen. Auf Basis des Regionenwachstumsverfahrens in Kombination mit hierarchischen Informationen durch Interpolation sind am Beispiel der Analyse von abdominellen Aortenaneurysmen bereits gute Ergebnisse hinsichtlich der Trennung von umliegenden Strukturen möglich.

Im weiteren Verlauf sollen die Ergebnisse verbessert und mit etablierten Verfahren verglichen werden, die ebenfalls durch Einsatz der GPU beschleunigt werden sollen. Ebenso gilt es, die Ergebnisse mit manuellen Segmentierungen medizinischen Fachpersonals zu vergleichen und relevante Parameter abzuleiten.

Die Autoren danken Stefanie Wald und Nils Hering für die Unterstützung dieser Arbeit, sowie Guido Lorenz und den Studierenden des Praktikums „MedGPU“ für die Mitarbeit an dem Framework. Abschließend sei den Reviewern für ihre konstruktiven Hinweise für diese Veröffentlichung gedankt.

#### Literatur

- [1] Fleming, C., Whitlock, E.P., Beil T.L.; Lederle F.A.: Screening for Abdominal Aortic Aneurysm: A Best-Evidence Systematic Review for the U.S. Preventive Services Task Force, *Ann. Intern. Med.* (2005) 203–211
- [2] Owens, J.D., Luebke D., Govindaraju N., Harris, M., Krüger, J., Lefohn, A.E., Purcell, T.J.: A Survey of General-Purpose Computation on Graphics Hardware. *Computer Graphics Forum*, vol. 26, (2007) 80–113
- [3] Preim, B., Bartz, D.: *Visualization in Medicine. Theory, Algorithms, and Applications*, MKP (2007)
- [4] de Bruijne, M., van Ginneken, B., Viergever, M.A., Niessen, W.J.: Interactive segmentation of abdominal aortic aneurysms in CTA images. *Medical Image Analysis*, volume 8, (2004) 127–38
- [5] Subasic, M., Kovacevic, D., Loncaric, S., Sorantin, E.: Segmentation of Abdominal Aortic Aneurysm using Deformable Models. *Proceedings of East-West-Vision* (2002) 61–66
- [6] Boskamp, T., Rinck, D., Link, F., Kümmerlen, B., Stamm, G., Mildnerberger, P.: New vessel analysis tool for morphometric quantification and visualization of vessels in CT and MR imaging data sets. *Radiographics*, volume 24, (2004) 287–297
- [7] Bodur, O., Grady, L., Stillman, A., Setser, R., Funke-Lea, G., O'Donnell, T.: Semi-automatic aortic aneurysm analysis. *Medical Imaging 2007: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*, Proceedings of the SPIE, Volume 6511, (2007) 65111G
- [8] Langs, A., Biedermann, M.: Filtering Video Volumes Using the Graphics Hardware. *Scandinavian Conference on Image Analysis SCIA* (2007), 878–887
- [9] Cuntz, N., Kolb, A.: Fast Hierarchical 3D Distance Transforms on the GPU. *Proceedings of Eurographics* (2007), 93–96