

Volumetrische Messungen und Qualitätsassessment von anatomischen Kavitäten

Dirk Bartz¹, Jasmina Orman¹ und Özlem Gürvit²

¹ WSI/GRIS, Universität Tübingen, Sand 14, D-72076 Tübingen, Germany

² Klinik für Strahlendiagnostik, Universitätsklinikum Marburg,
Baldinger Str., D-35033 Marburg, Germany
Email: {bartz,jorman}@gris.uni-tuebingen.de

Zusammenfassung. Die volumetrische Beurteilung von Körperkavitäten ist von großer Bedeutung für eine Reihe von Anwendungen in der Medizin. Leider ist es oft nicht klar wie Volumenzellen der Randflächen der segmentierten Objekte in die Berechnung des Volumens eingehen, da diese in aller Regel nicht komplett von dem segmentierten Volumen eingenommen werden. In diesem Beitrag stellen wir eine Methode vor, die abhängig von einer Fehlerschwelle die Volumenzellen der Randflächen rekursiv unterteilt um so eine genauere Approximation des tatsächlichen Volumens zu erreichen. Darüber hinaus evaluieren wir unsere Ergebnisse mit tatsächlich gemessenen Volumina in Phantomstudien.

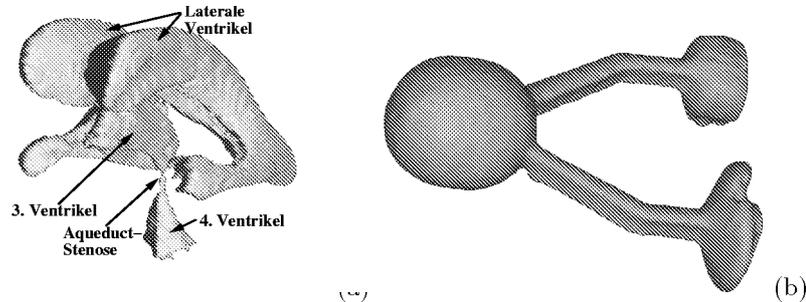
1 Problemstellung

Die volumetrische Beurteilung von Körperkavitäten ist von großer Bedeutung für eine Reihe von Anwendungen in der Medizin. Von besonderem Interesse sind hierbei vor allem die genaue Bestimmung der Größe von Stenosen in Blutgefäßen, des Halses und des Volumens von Aneurysmen, und das Volumen von kardialen und zerebralen Ventrikeln und anderer CSF-gefüllten Kavitäten des Zentralen Nervensystems. Leider beschränken sich die derzeit etablierten Methoden auf die ungefähre Schätzung dieser Messgrößen, basierend auf 2D-Bildern, z.B. auf einzelne Schichten (oder MPRs) von 3D-Scannern (CT, MRT, Rotationsangiographie, etc.), oder auf 2D-Roentgenbilder.

2 Stand der Forschung

Jüngere Methoden der Forschung benutzen die tatsächlich volumetrische Information eines kompletten 3D-Bilderstapels. Relevante Bereiche werden hierbei von nicht relevanten Bereichen durch eine Reihe von verschiedenen Segmentierungsverfahren abgegrenzt, so z.B. mit 3D-Region-Growing [1], oder der Watershed-Transformation [2]. Leider sind hierfür den Autoren keine genaueren Untersuchungen für deren tatsächliche Genauigkeit bekannt. Darüber hinaus werden die Randbereiche der Segmentierungen mit variierender Genauigkeit behandelt. In dieser Arbeit präsentieren wir eine 3D-Volumetriemethode, die auf einer üblichen Segmentierung von 3D-Scannerdatensätzen aufbaut. Sie ermöglicht

Abb. 1. (a) Zerebrales Ventrikelsystem mit Aqueduct-Steinose, (b) 6mm Phantom Datensatz.



eine voxelgenaue Bestimmung der Meßgrößen für die wir uns hier interessieren. Insbesondere verwenden wir die Segmentierungswerkzeuge, die im Rahmen von dem VIVENDI-Projekt zur virtuellen Endoskopie entwickelt wurden [1]. Darüber hinaus werden wir die Ergebnisse mit den tatsächlich gemessenen Volumen von einer Reihe von Phantommodellen von Aneurysmen, Blutgefäßen, und Herzkammern vergleichen.

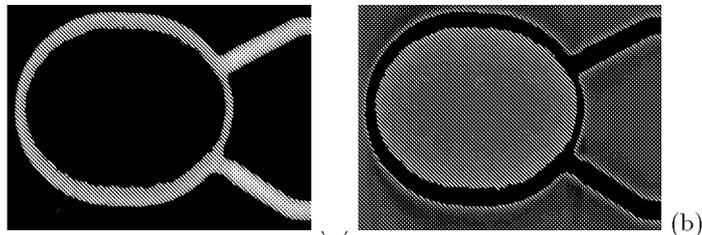
3 Methoden

Die für das Volumenassessment verwendeten Datensätze wurden mit Hilfe einer biplanaren Angiographieeinheit mit einer Rotationsoption aufgenommen (Siemens Neurostar), mit der ein hochauflösender 3D-Datensatz in der relativ kurzen Zeit von 7-14 Sekunden aufgenommen werden kann. Für die Phantommodelle wurde die Hochdosisoption und der 22cm Bildverstärker verwendet, die 128 bis 400 Einzelbilder mit unterschiedlichen Auflösungen (128×128 bis 512×512 , wobei aber nur die Datensätze mit der Auflösung von 512×512 verwendet wurden) mit einem isotropen Pixel- und Schichtabstand von bis zu 0.2mm (als untere Grenze) erzeugten. Die Phantome wurden mit einem nicht-ionischen, jodierten Hochkontrastauflosungskontrastmittel gefüllt um das Lumen des untersuchten Hohlraums zu rekonstruieren. Während unsere Berechnungen alle auf 3D-Datensätzen beruhen, die aus der Rotationsangiographie stammen, lassen sich die Methoden prinzipiell auch auf andere Modalitäten wie z.B. CT oder MRT (vgl. Abb. 1a) anwenden.

3.1 Segmentierung

Das Segmentierungswerkzeug des VIVENDI-Systems zur virtuellen Endoskopie wurde zur Identifikation der relevanten Voxel verwendet [1]. Es ist basiert auf einem halbautomatischen 3D-Regions-Growing-Ansatzes, bei dem neben dem Saatpunkt ein geeigneter (unterer) Schwellwert spezifiziert wird. Zusätzlich kann hier noch ein oberer Schwellwert spezifiziert werden, so dass die Segmentierung durch einen Voxelwertintervall (und damit einer zweiten Materialschnittstelle)

Abb. 2. Segmentierung der 15mm Phantomhohlräume: (a) Äußere Hülle mit spezifiziertem Schwellwert, (b) innerer Kern mit Signalabschwächung unterhalb des Schwellwerts.

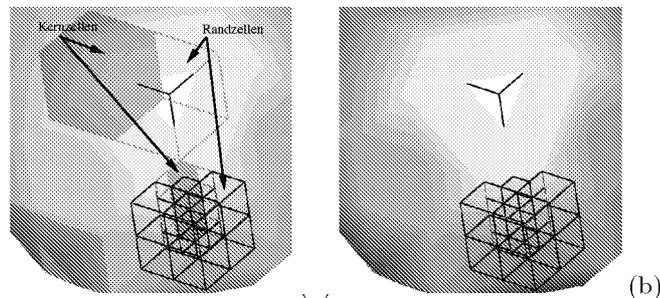


beschränkt werden kann. Diese Standardsegmentierung ist in vielen Fällen ausreichend um die relevanten Voxel einer anatomischen Struktur zu segmentieren. Dies gilt insbesondere für Scanningprotokolle, die einen guten Kontrast der Hohlräume zu den umgebenden Gewebedaten gewährleisten. Leider erfordern verschiedene Effekte eine weitere Bearbeitung. So wird z.B. durch die Injektion des Kontrastmittels keine gleichmäßige Verteilung gewährleistet; eine entsprechende Signalabschwächung in bestimmten Bereichen der Hohlräume macht dadurch eine rein Schwellwert-basierte Segmentierung unmöglich, da die betroffenen Voxel nicht mehr segmentiert werden (siehe auch Abb. 2).

Verbindungsartefakte können durch andere Scanningeffekte verursacht werden, so z.B. durch den Partialvolumeneffekt. So werden bestimmte Verbindungen zwischen anatomischen Strukturen geschaffen, die wiederum zu Segmentierungsbereichen führen, die nicht zusammen gehören. Durch einfache Clippingoperationen können die Verbindungsartefakte allerdings beseitigt werden. Hierzu verwenden wir Clipoperationen auf den orthogonalen Ebenen (axial, sagittal, coronal), und die sich auf die Verbindungen beschränken. Darüber hinaus können kleine Verbindungen durch Paintoperationen oder Cliplinien mit der Maus entfernt (oder hinzugefügt) werden. Komplexere Clipoperationen verwenden Heuristiken, z.B. Verbindungen bestehen nur aus einer sehr kleinen Voxelmeng, oder virtuelle Clips [3]. Da alle Clipoperationen bestimmte Bereiche irrtümlich clippen könnten, wurde eine Undo-Funktion für die letzten 10 Operation geschaffen. Die Qualität der Segmentierung kann mittels einfachen Standarddarstellungsoptionen visualisiert werden. Hierzu zählen ein (ggf. binäre) Cine-Modus des Bildstapels, Maximum-Intensity-Projektionen (MIP), oder die Rekonstruktion der segmentierten Hohlraumoberfläche mittels Methoden des Volumenrendering.

In Abbildung 2 zeigen wir die beiden Arbeitsschritte, die zur Segmentierung der Phantome durchgeführt werden. Nach der einfachen Segmentierung der äußeren Hülle mit Hilfe des Schwellwertintervall $[isowert, MAX]$ (Abb. 2a), wird der inner Kern im Intervall $[MIN, isowert]$ (Abb. 2b), segmentiert. Zusammen bilden beide Bereiche – die als Segmentierungsmaske vereinigt werden – den kontrastmittel-gefüllten Hohlraum des Phantoms.

Abb. 3. Volumenbestimmung in einem Teilausschnitt einer Voxelkugel: (a) Transparente Darstellung der Unterteilung der Volumenzellen in Kern- (ausgefüllt) und Randzellen (Drahtmodell), (b) Randzellen bei opaker Darstellung.



3.2 Bestimmung des Volumens

Basierend auf der Segmentierung werden Volumenzellen (Quader von $2 \times 2 \times 2$ Voxel) die komplett zum segmentierten Bereich gehören (Kernzellen), zum Volumen aufsummiert. Zellen auf dem Rand der Segmentierung (zwischen einem und sieben Voxel einer Zelle liegen im segmentierten Bereich) müssen anders behandelt werden (Abb. 3). Während die Anzahl dieser Randzellen in konvexen Strukturen relativ klein ist, können sie jedoch in komplexen Strukturen (wie z.B. dem zerebralen oder kardialen Ventrikelsystems) nicht einfach ignoriert werden. So zahlen bis zu 50% aller Zellen des zerebralen Ventrikelsystems zum Rand [4] (siehe auch Abb. 1a und Tab. 1). In unserem Beispiel in Tabelle 1 nehmen ca. 22% des Volumens des Ventrikelsystems Randzellen (40% aller Volumenzellen) ein.

In unserem Ansatz wird das Volumen solcher Randzellen abhängig von der Klassifikation und dem Intensitätswert der Voxel bestimmt. So werden die Randzellen rekursiv unterteilt, bis entweder nur ein (oder sieben) Voxel außerhalb der Segmentierung liegen, oder bis eine Fehlerschwelle erreicht ist. Im ersten Fall wird das Volumen der Subzelle entsprechend der trilinearen Interpolation ihrer Intensitätswerte gewichtet und aufsummiert.

Andere Messungen, z.B. Entfernungen, sind innerhalb der Segmentierung möglich, oder können bei komplexen Strukturen – wie z.B. Durchmesser von Aneurysmahälsen – innerhalb von VIVENDI durchgeführt werden.

4 Ergebnisse und Diskussion

Für unser Volumenassessment wurde eine Reihe von verschiedenen Volumendatensätzen einer 3D-Rotationsangiographieeinheit verwendet. Diese Datensätze sind Aufnahmen von Phantommodellen, die entsprechende Körperhöhlräume simulieren, wie z.B. Blutgefäße, Aneurysmen, oder Herzkammern. Im Gegensatz zur tägliche klinische Routine werden allerdings die Phantommodelle mit dem Kontrastmittel aufgefüllt. Für genaue Messungen kann so das Füllvolumen des

Tabelle 1. Volumetrische Messungen an verschiedenen Datensätzen mit verschiedenen Rotationszeiten. Die prozentuale Differenz zwischen dem gemessenen und dem berechneten Volumen ist u.a. abhängig von dem Schwellwert. Der Datensatzname bezeichnet den Durchmesser der Hauptkavität der Modelle (mit Ausnahme der letzten beiden Datensätze). Zum Vergleich wurde eine Volumenberechnung für ein Ventrikelsystems (MRT, vgl. Abb. 1a) beigefügt.

Modell/gemessenes Volumen		Datensatz/berechnetes Volumen			
Datensatz	Volumen	Schwellwert	Volumen	Differenz	Volumen der
Rotationszeit	[ml]	(%)	[ml]	(%)	Randzellen [ml]
6, 8s	0.25	30	0.26	4.00	0.03
8, 8s	0.32	51	0.36	12.50	0.03
10, 5s	0.80	47	0.831	3.88	0.064
10, 8s	0.80	47	0.826	3.25	0.062
15, 8s	2.78	35	2.72	-2.21	0.11
20, 5s	5.30	59	5.17	-2.45	0.17
Herz, 8s	6.48	35	6.75	4.17	0.26
Ventrikelsystem	n.a.	29	91.00	n.a.	19.99

Phantoms direkt gemessen werden. Die Art der Kontrastmittelgabe und die einfache Geometrie der Phantome machen die Volumendaten weniger empfindlich für Partialvolumeneffekte. Deshalb konnte auf vielen Kompensationstechniken [2,5] verzichtet werden. Sie bleiben allerdings notwendig für andere Modalitäten oder bei Kontrastmittelaufnahmen, die der Routine entsprechen.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über die Messungen mit Hilfe der abgefüllten Flüssigkeit und mit Hilfe des segmentierten Volumendatensatzes. Problematisch ist die starke Abhängigkeit von der Wahl des geeigneten Schwellwertes, der nicht immer offensichtlich ist. Eine Variation von 5-10% kann bereits zu entsprechenden Vergrößerung (Verkleinerung) des segmentierten Volumens führen. Dies ist jedoch eher ein Problem der Segmentierung, nicht der Volumenbestimmung.

Literaturverzeichnis

1. D. Bartz, W. Straßer, M. Skalej, D. Welte. Interactive Exploration of Extra- and Intracranial Blood Vessels. In *Proc. IEEE Visualization*, 389–392, 547, 1999.
2. H. Hahn, M. Lentschig, M. Deimling, B. Terwey, H. Peitgen. MRI Based Volumetry of Intra- and Extracerebral Liquor Spaces. In *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery*, 384–389, 2001.
3. D. Welte, U. Klose. Segmentation and Selective Imaging of Arteries and Veins from Contrast-Enhanced MRA Data. In *Proc. Europ. Congress of Radiology*, 1999.
4. A. Luft, M. Skalej, D. Welte, R. Kolb, K. Burk, J. Schulz, T. Klockgether, K. Voigt. A New Semiautomated, Three-Dimensional Technique Allowing Precise Quantification of Total and Regional Cerebellar Volume Using MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 40(1):143–151, 1998.
5. H. Hahn, W. Millar, M. Durkin, O. Klinghammer, H. Peitgen. Cerebral Ventricular Volumetry in Pediatric Neuroimaging. In *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 59–62, 2001.