Segmentierung und Volumetrie der Hirnventrikel mit MRT-Datensätzen

Thomas Schindewolf, Uwe Frese* und Joachim Meissner**

MeVis – Centrum für Medizinische Diagnosesysteme
und Visualisierung an der Universität Bremen
Universitätsallee 29, D-28359 Bremen
* ZKH St.-Jürgen-Straße, Institut für Magnet-Resonanz-Diagnostik
St.-Jürgen-Straße 1, D-29205 Bremen
** ZKH St.-Jürgen-Straße, Klinik für Neurochirurgie
St.-Jürgen-Straße 1, D-29205 Bremen
Email: schindewolf@mevis.de

Zusammenfassung. Gehirn und Rückenmark sind von einem mit Liquor gefüllten Flüssigkeitskissen umgeben, das als sogenannter externer Liquorraum mit dem Ventrikelsystem, dem inneren Liquorraum, kommuniziert. Bei unterschiedlichen Krankheiten kann es zu Veränderungen des Volumens der internen und externen Liquorräume kommen. Das intracerebrale Ventrikelvolumen ist daher ein wichtiger Faktor bei der Diagnose und Behandlung verschiedener Hirnerkrankungen. Obwohl diese komplexe Problematik schon lange bekannt ist, gibt es bis heute keine objektivierbare, systematische Bestimmung des Volumens der Liquorräume.
In diesem Beitrag werden bildanalytische Methoden zur volumetrischen Erfassung der Gehirnventrikel aus MR-Volumendaten vorgestellt. Zur Segmentierung kommen Konzepte der Wasserscheidentransformation zum Einsatz, die Volumenbestimmung berücksichtigt den Partialvolumeneffekt.
Die entwickelten Verfahren wurden auf einer Workstation mit einer graphischen Benutzerschnittstelle implementiert. Ein erster Prototyp befindet sich in der klinischen Evaluierung.

Schlüsselwörter: Bildsegmentierung, Volumetrie, Partialvolumeneffekt, Hirnventrikel, Magnetresonanz

1 Medizinische Problemstellung

Das Zentralnervensystem (Gehirn und Rückenmark) ist von einem schützenden mit Liquor cerebrospinalis gefüllten geschlossenen Membransystem umgeben. Dieses als äußerer Liquorraum bezeichnete Kompartiment kommuniziert mit einem intracerebral gelegenen Hohlraumsystem bestehend aus dem Ventrikelsystem sowie dem Zentralkanal des Rückenmarks. Das gesamte Liquorvolumen beträgt etwa 120 - 180 ml.

Aufgrund der engen räumlichen Verhältnisse innerhalb der Schädelkalotte kann es schon bei geringfügigen Änderungen des intracerebralen Liquorvolumens zur Ausbildung erheblicher Beschwerdesymptomatiken kommen, die z. B. bei Liquorabflußstörungen vom inneren in den äußeren Liquorraum lebensbedrohende Ausmaße annehmen können. Das intracranielle, insbesondere das intracerebrale Ventrikelvolumen und

dessen Schwankungen sind daher ein wichtiger Faktor bei der Diagnose und Behandlung des Hydrocephalus sowie degenerativer Hirnerkrankungen.

Geeignete Verfahren sollen es ermöglichen, eine exakte, reproduzierbare Volumenbestimmung des Ventrikelsystems weitgehend automatisch durchzuführen. Basierend auf MRT-Datensätzen, die eine deutliche Kontrastierung des Liquors gegenüber dem Hirnparenchym erzielen, wird angestrebt, zunächst eine halbautomatische Volumetrie zu entwickeln, die sich in den Routine-Untersuchungsbetrieb einfach und zeitsparend integrieren läßt.

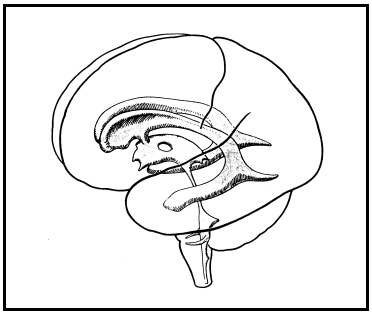

Abb. 1: Die Lage des Ventrikelsystems im Gehirn (Quelle: [1]) .

2 Material

In zahlreichen Vorversuchen wurde eine Aufnahmesequenz ermittelt, die einen guten Kompromiß darstellt zwischen den Anforderungen einer computergestützten digitalen Bildverarbeitung und den im Klinikumfeld routinemäßig realisierbaren Aufnahmeprotokollen. Von Patienten der Neurochirurgie wurden schließlich MR-Bilddaten unter Verwendung einer T2-gewichteten Gradientenecho-Sequenz aufgenommen (Abb. 3) .

Aufgrund der komplexen und teilweise filigranen Struktur des Ventrikelsystems muß für die digitale Bildverarbeitung eine minimale räumliche Auflösung gefordert werden (etwa 0.5 mm/Voxellänge). Das Beispiel in Abb. 3 wurde mit einer Auflösung von 0.45 x 0.45 x 3 mm^3 digitalisiert, was zu vertretbaren Scanzeiten in der diagnostischen Routine führt. Der primäre Bilddatensatz hat für das Beispiel eine Größe von 512 x 512 x 43 Voxel.

Um die Untersuchungsgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der verwendeten Verfahren zu bewerten, wurden mehrere realitätsnahe Phantome des Ventrikelsystems aus Paraffin hergestellt und unter verschiedenen Kontrastverhältnissen im Kernspintomographen digitalisiert (Abb. 2) . Weiterhin wurden von einer freiwilligen Versuchsperson mehrere Datensätze erstellt nach mehrfacher Umlagerung im MRT.

3 Methoden der Bildverarbeitung

Bei der Anwendung der digitalen Bildverarbeitung werden drei wichtige Verarbeitungsschritte durchlaufen, die im folgenden erläutert werden.

3.1 Grobe Vorsegmentierung

In diesem Verarbeitungsschritt wird manuell ein Bildausschnitt definiert, um das zu bearbeitende Datenvolumen zu reduzieren. Dadurch kann der Speicherplatz- und Rechenzeitbedarf für die nachfolgende Transformation des Bildes erheblich verringert werden.

Die Verhältnisse für den Datensatz in Abb. 3 sehen wie folgt aus: Durch das Bestimmen eines quaderförmigen Bildausschnittes der Größe 240 x 260 x 31 Voxel wird das zu analysierende Volumen auf 17% des primären Bilddatensatzes eingeschränkt.

Das Ventrikelsystem nimmt in diesem Quader aufgrund seiner geschwungenen Form nur einen Anteil von etwa 4.2% ein. Bei der gewählten transversalen Aufnahmerichtung sind speziell in den Bereichen um das Aquädukt nur geringe Bildanteile zu segmentieren. Durch eine grobe manuelle Vorsegmentierung kann das Datenvolumen weiter reduziert werden: Etwa 10% des quaderförmigen Bildausschnittes bleiben somit für die endgültige Segmentierung im nächsten Arbeitsschritt erhalten.

3.2 Segmentierung

Zur Segmentierung des Ventrikelsystems wurde ein Segmentierungsalgorithmus entwickelt, der einige Konzepte der klassischen Wasserscheidentransformation [2] in Kombination mit einer Regionenverschmelzung verwendet [3, 4, 5]. Dabei wird zwischen einer Verarbeitung auf Voxelebene und einer hierarchischen, graphgesteuerten Transformation unterschieden. Eine Segmentierung kann durch das Markieren weniger Punkte im Bild erfolgen. Dies ist ausreichend, um die Grenze eines Bildobjektes zu bestimmen, die bei Bedarf mit zusätzlicher Interaktion verbessert werden kann. In Abb. 2 ist die 3D-Rekonstruktion des Segmentierungsergebnisses eines Paraffinphantoms und eines klinischen Datensatzes dargestellt.

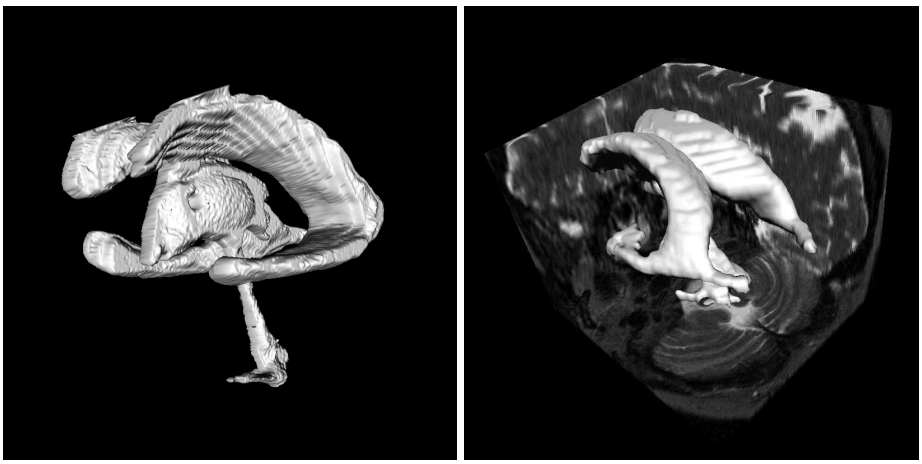

Abb. 2: 3D-Rekonstruktionen von segmentierten MR-Datensätzen: Oberflächendarstellung eines Paraffinphantoms (links) und eines realen Ventrikels (rechts).

3.3 Volumetrie

Von uns durchgeführte Versuche haben gezeigt, daß die Vermessung einer binären Bildmaske zur exakten Bestimmung des Ventrikelvolumens keinesfalls ausreichend ist. Ein Grund dafür ist die große Oberfläche des segmentierten Ventrikelsystem im Vergleich zu seinem Volumen: Etwa 50% der segmentierten binären Maske sind Randvoxel. Daher muß der Partialvolumeneffekt zur Bestimmung des Volumens mit eingerechnet werden [6].

Die Berücksichtigung des Partialvolumeneffektes erfolgt mit einem linearen Ansatz: Es werden zwei Schwellenwerte für die beiden Gewichtungsfaktoren $g_0 = 0$ und für $g_1 = 1$ festgelegt. Die Voxel der Segmentierungsmaske werden entsprechend ihrem Grauwert für die Volumenberechnung gewichtet. Durch eine Falschfarbendarstellung kann eine Plausibilitätskontrolle des berechneten Volumens vorgenommen werden.

4 Implementierung

Ein funktioneller Prototyp für eine Workstation wurde mit der Bildverarbeitungsplattform ImgLab von MeVis realisiert [7]. Aufgesetzt auf einzelnen Bildverarbeitungsmodulen wurde eine Applikation (Abb. 3) entwickelt, die einem Radiologen ein leichtes Einarbeiten in die Bedienung der Software ermöglichen soll.

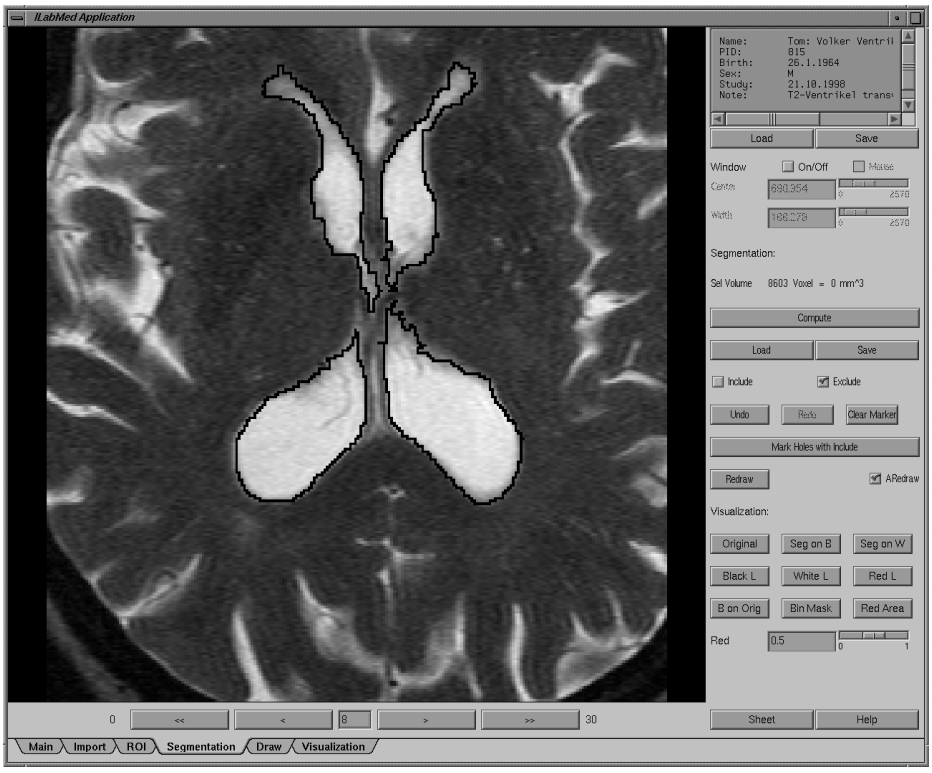

Abb. 3: Benutzerschnittstelle für die Segmentierung.

5 Ergebnisse und Ausblick

Unsere bisherigen Untersuchungen an vier Phantomdatensätzen und sechs klinischen Datensätzen zeigen, daß eine zuverlässige quantitative Messung des intracerebralen Ventrikelvolumens durchführbar ist. Das erschließt im klinischen Umfeld genauere diagnostische Informationen als mit der zur Zeit angewendeten planimetrischen Vermessung. Erste Abschätzungen an den Phantomen haben gezeigt, daß ein Volumenfehler von unter 10% erreichbar ist.

Nach Feststellung der Meßgenauigkeit werden mit den neu entwickelten Methoden als nächstes Untersuchungen sowohl bei Patienten mit krankhaft veränderten Ventrikelvolumina als auch an gesunden Probanden durchgeführt. Dies wird u. a. Antwort auf die bisher strittigen Fragen liefern, ob das Ventrikelvolumen z. B. tageszeitlichen Schwankungen unterliegt und wie groß die Unterschiede im intraindividuellen Vergleich sind (Alters- und/oder Geschlechtsabhängigkeit).

Literatur

1. Duus P: Neurologisch-topische Diagnostik. Anatomie, Physiologie, Klinik. 4. überarbeitete Auflage. Thieme.
2. Vincent L, Soille P: Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations. IEEE Trans Patt Anal Machine Intell 13: 583-598, 1991.
3. Evertsz CJG, Jürgens H, Peitgen H-O, Berghorn W, Biel M, Breitenborn J, Dachwitz S, Dorn T, Habermalz E, Haidekker M, Lang M, Netsch T, Scheil U, Schindewolf Th: Computer Assisted Problem-Solving in Radiology. Medical Imaging Technology 14: 643-651, 1996.
4. Selle D, Schindewolf Th, Evertsz CJG, Peitgen H-O: Quantitative Analysis of CT Liver Images. Proc. First International Workshop on Computer-Aided Diagnosis. Chicago, Illinois. September 20-23. 1998, im Druck.
5. Wegner S, Stalling D, Hege HC, Oswald H, Fleck E: Die 3D-Wasserscheidentransformation auf Graphebene - eine Anwendung für die Hyperthermieplanung. In: Arnolds B, Müller H, Saupe D und Tolxdorff T (Eds.). Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. 5. Workshop. Zentralstelle für Forschungsförderung und Technologietransfer, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg, 1997, pp. 31-36.
6. Luft AR, Skalej M, Welte D, Kolb R, Bürk K, Schulz JB, Klockgether T, Voigt K: A New Semiautomated, Three-Dimensional Technique Allowing Precise Quantification of Total and Regional Cerebellar Volume Using MRI. MRM 40: 143-151, 1998.
7. Netsch T, Dachwitz S, Jürgens H: ILab - Eine interaktive Programmierumgebung für die medizinische Bildverarbeitung. In: Arnolds B, Müller H, Tolxdorff T und Saupe D (Eds.). Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. Workshop. Medizin-Technische Transferstelle, Klinikum der Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg, 1995, pp. 1-7.