Segmentierung des Gehirns auf der Basis von MR-Daten

K.Hahn[1], K. Rodenacker[1], V. Aurich[2] und D.P.Auer[3]

[1] Institut für Biomathematik und Biometrie des GSF-Forschungszentrums für Umwelt und Gesundheit,Ingolstädter Landstr. 1,D-85764-Neuherberg
[2] Institut für Mathematik, Universität Düsseldorf
[3] Max Planck Institut für Psychiatrie, München
Email: hahn@gsf.de

Zusammenfassung Es wird ein Segmentierungsverfahren vorgestellt, das bei T1-gewichteten MR Aufnahmen Liquor, Cortex und weiße Materie trennt. Das Verfahren korrigiert in mehreren Schritten aufnahmetechnisch bedingte Artefakte und bestimmt die Substanzen durch 2 globale Schwellen. Das Verfahren erfordert an mehreren Stellen eine interaktive Justierung von Parametern und ist entsprechend flexibel.

Schlüsselwörter: Segmentierung, Bildkorrektur

1 Einleitung

Durch die Kernspintomographie kann das menschliche Gehirn bildlich erfasst werden, ohne den Probanden durch den Aufnahmevorgang zu schädigen. Bei Verwendung der T1-Aufnahmetechnik können 3-dimensionale Blöcke von aneinanderliegenden parallelen Schnitten erzeugt werden, welche den Kopfbereich in Voxel von z.B. $1 \times 1 \times 1$ mm^3 zerlegen. Die entsprechenden Gewebe- und Substanzkontraste sind bei dieser Technik recht scharf, jedoch sind die Bilder durch Artefakte stark beeinträchtigt. Unter der idealisierten Annahme einer störungsfreien Aufnahme lägen die Intensitäten der drei wesentlichen Bestandteile des Gehirns, nämlich Liquor (Hirnflüssigkeit), Cortex (Sitz der Neuronen) und weiße Materie (Verbindung der Neuronen) auf drei getrennten Intensitätsniveaus. Sollen diese drei Bestandteile aus den T1-Aufnahmen segmentiert werden, so scheint ein Verfahren, das auf globale Schwellen abzielt, vernünftig.

2 Segmentierung

Das vorgestellte Verfahren zur Beseitigung der Störungen verwendet ausschließlich 3-dimensionale Methoden und schreitet vom Beheben grober Artefakte zum Feineren fort. Dabei wird die weiße Materie (w.M.) durch mehrere Korrekturen auf etwa konstante Intensität gebracht. Da die Störungen im Wesentlichen gewebeunabhängig sind, werden diese Korrekturen auf die übrigen Bereiche extrapoliert [1]. Nach der Beseitigung von Rauschartefakten und der Einführung globaler Schwellen wird schließlich eine Ausdehnung des segmentierten Gebietes vorgenommen, davon ausgehend, dass sowohl Cortex als auch w.M. räumlich zusammenhängend sind.

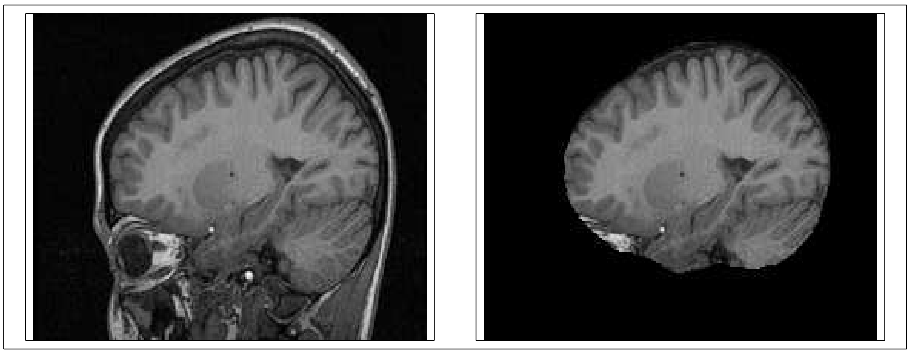

Abb. 1. Sagittaler Schnitt, links: Rohdaten, rechts: im Inneren der Kontur

2.1 Heraustrennen des Gehirns

Da die T1-Aufnahmen den ganzen Kopf abbilden wird mit Hilfe einer "active contour" Methode das Gehirn herausgetrennt. Dazu wird ein Startellipsoid definiert, das vom Cortex umschlossen wird. Nach dessen Triangularisierung [2] wird es iterativ in Richtung der Außennormalen deformiert, bis es den Cortex umschließt. Die Deformierung wird wie in [1] durchgeführt. Sei $X_k(n)$ der Vektor zum Vertex k nach der n-ten Iteration, so errechnet sich $X_k(n+1)$ aus:

$$X_k(n+1) = X_k(n) + \mathrm{Kraft}_{\mathrm{Reg}}(n) + \mathrm{Kraft}_{\mathrm{Normal}}(n) \tag{1}$$

wobei $\mathrm{Kraft}_{\mathrm{Reg}}$ die Abweichung der Kontur vom Konvexen, die Krümmung und den Unterschied der Vertexabstände minimiert, $\mathrm{Kraft}_{\mathrm{Normal}}$ vergrößert die Kontur in jedem Schritt. Das Verfahren wird beim Erreichen des Intensitätsabfalls im Liquorbereich zwischen Cortex und Schädelknochen beendet. Wegen fehlender Liquorgrenzen treten im unteren Bereich Abschneidefehler auf, welche in der Regel das Kleinhirn und den äußeren Rand des Cortex betreffen (Abb. 1). Dieser Mangel wird in Abschnitt 2.5 behandelt, er hat vernachlässigbaren Einfluss auf den Segmentiervorgang. Mit Hilfe eines "ray crossing" Algorithmus [3] wird schließlich die Menge der Voxel berechnet, welche im Inneren der Kontur liegen. Dieser Algorithmus berechnet die Anzahl der Durchstoßpunkte zufällig orientierter Strahlen mit der Kontur und klassifiziert den Ausgangspunkt des Strahles nach einer ungeraden Anzahl von Treffern als inneren Punkt und nach einer geraden Anzahl als äußeren Punkt.

2.2 Beseitigung axialer Inhomogenitäten

Die endliche Ausdehnung der Kopfspule erzeugt Magnetfeldinhomogenitäten in axialer Richtung und entsprechende Änderungen in den Intensitäten. Bei Messungen an einem Wasserphantom ist die Intensität im Bereich des Spulenzentrums maximal und fällt nach oben und unten linear-quadratisch ab. Untersucht man die geglätteten Intensitätshistogramme von je 5 benachbarten axialen

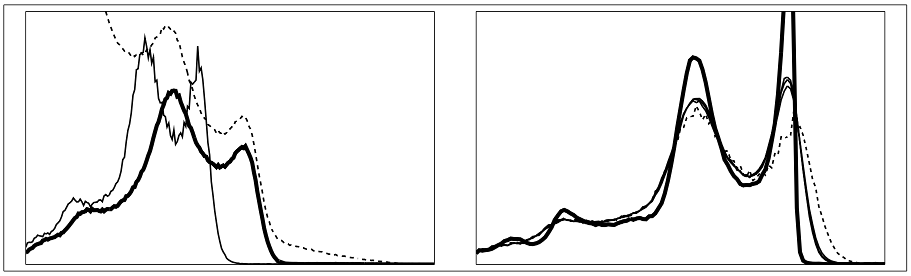

Abb. 2. globale Intensitätshistogramme, links: Rohdaten(strichliert), Inneres der Kontur(fett),zusätzlich axial korrigiert(dünn); rechts: z. axial korrigiert(strichliert), z. lokal korrigiert(4$\times$ dünn), z. geglättet(fett); der rechte peak ist jeweils w.M., links davon Cortex

Schichten des Gehirns und interpoliert die Maxima der w.M. längs der axialen Richtung, so findet man im oberen Bereich ein ähnliches Verhalten wie beim Phantom, im unteren einen stärkeren linearen Abfall. Da in diesen Bereichen die Maxima der w.M. wegen zunehmender Ausdünnung nicht mehr eindeutig ausgeprägt sind, muss dort von der Mitte her entsprechend extrapoliert werden. Ausgehend von dieser Kennlinie wird jede axiale Schicht durch einen multiplikativen Faktor so korrigiert, dass die Kennlinie der korrigierten Schichten eine Konstante bildet. Der Wert dieser Konstanten, C, ist eine beliebige Intensitätsnormierung (Abb. 2).

2.3 Beseitigung lokaler Inhomogenitäten

Inhomogenitäten der magnetischen Hochfrequenzfelder erzeugen unspezifisch orientierte lokale Schwankungen in den Intensitäten. Um an den Schwankungen der w.M. die lokalen Inhomogenitäten zu erkennen, ist eine konservative erste Segmentierung der w.M. nötig. Die Schwellen werden dem Intensitätshistogramm nahe des w.M. Maximums entnommen. Da das Volumen des Gehirns einigermaßen gleichmäßig von der w.M. durchdrungen wird, werden die lokalen Schwankungen durch einen linearen Gaussfilter berechnet, der an jedem Voxel des Gehirns den Trend aus den Voxeln der umgebenden w.M. bestimmt. Der Filter hat die Form:

$$T(x) = \sum_{\mathrm{w.M.} \in U(x)} \mathrm{e}^{-(x-w.M.)^2/2\sigma^2} \cdot \mathrm{Intensität(w.M.)/Norm} \tag{2}$$

Der so bestimmte Trend, $T(x)$, $x \in$ Gehirnvolumen, korrigiert die Intensität nach folgender Gleichung:

$$\mathrm{Intensität}_{\mathrm{korrigiert}}(x) = C \cdot \mathrm{Intensität}(x)/\mathrm{T(x)} \tag{3}$$

Das Verfahren wird iteriert, bis $T(x)$ konstant bleibt, wobei sich in jedem Schritt das Volumen der segmentierten w.M. vergrößert und ihre Intensität homogeni-

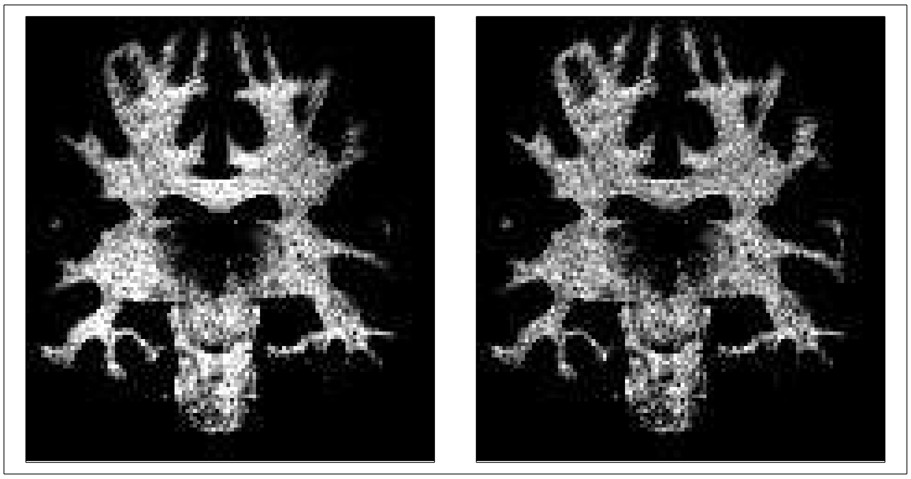

Abb. 3. Coronaler Schnitt der w.M., links: nach axialer Korrektur(horizontale Schwankungen), rechts: nach zusätzlicher lokaler Korrektur(4 Iterationen, Intensität homogen und erweitert)

siert (Abb. 2/3). Die Breite der Filterkette muss an die Skala der Feldinhomogenitäten angepasst werden; zu kleine Werte führen zur Nivellierung von Mischvoxeln zwischen Cortex und w.M., ein zu breiter Filter ignoriert Inhomogenitäten.

2.4 Reduzierung des Rauschens

Nach der Beseitigung der wichtigsten Intensitätsstörungen werden die T1-Aufnahmen geglättet. Dazu wird eine 3-dimensionale Kette nichtlinearer Gaussfilter [4] verwendet, welche kantenerhaltend ist (der Cortex ist auf der mm-Skala recht deutlich von der w.M. und vom Liquor abgesetzt) und welche die Konstanz von Intensitäten verstärkt (Abb. 2). Der Grad dieser Verstärkung kann durch die Länge der Kette gesteuert werden. Als am besten geeignet erwies sich eine Kette der Länge 2, bzgl. der Parameter vgl. [5].

2.5 Übergang zu feinerem Gitter, globale Schwellen und Region Growing

Um die Blockbildung des ursprünglichen $1 \times 1 \times 1\ \mathrm{mm}^3$ Gitters abzurunden, wurde das Datenvolumen auf ein $.5 \times .5 \times .5\ \mathrm{mm}^3$ Gitter übertragen und mit einem engen Gaussfilter geglättet. Schließlich wurden auf der Basis des globalen Histogramms und auf der Basis von anatomischem Wissen die beiden globalen Schwellen zwischen Cortex und Liquor sowie Cortex und w.M.bestimmt. Der segmentierte Cortex sowie die w.M. sollten 3-dimensional zusammenhängend sein, was sich durch einen region growing Algorithmus leicht bestätigen lässt. Darüberhinaus setzt dieser Algorithmus beide Gewebe über die in 2.1 erwähnten (falschen) Grenzen fort (Abb. 4).

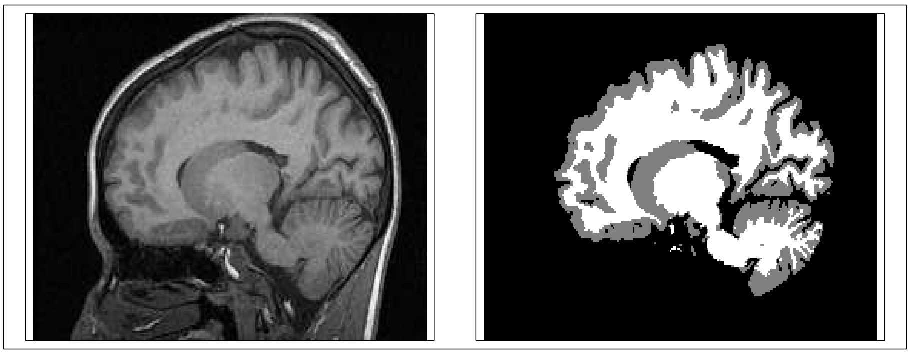

Abb. 4. Sagittaler Schnitt, links: Rohdaten, rechts: Segmentierung in Liquor, Cortex und w.M.

3 Ausblick

Das rechenintensivste Modul der Methode ist die Iteration in Abschnitt 2.3. Der dort verwendete Filter kann als Grenzfall eines neuronalen Moody-Darken RBF Netzes betrachtet werden. Ersetzt man in (2) " w.M." durch fest vorgegebene Vektoren im Volumen des Gehirns und "Intensität(w.M.)/Norm" durch optimierte Gewichte, so kann dieses RBF-Netz ebenfalls zur Trendkorrektur eingesetzt werden. Erste vergleichende Rechnungen an kleineren Testvolumina ergaben einen Rechenzeitvorteil des RBF-Netzes von etwa 1:3.

Die skizzierte Methode wird die Basis für eine morphologische Studie bilden, in welcher der Grad der Fältelung des Cortex über fraktale Dimensionen bestimmt wird. Mit solchen Konzepten, so die Hoffnung, sollte es möglich sein, eine Brücke zwischen Cortexpathologie und Cortexgeometrie zu schlagen.

Literatur

1. Dale AM, Fischl D, Sereno MI: Cortical Surface-Based Analysis, I. Segmentation and Surface Reconstruction. *NeuroImage*, 9:179-194, 1999.
2. Heckbert PS: *Graphics Gems IV.* AP Professional-Academic Press, Massachusetts, 1994.
3. Rourke JO: *Computational Geometry in C.* Cambridge University Press, Cambridge, 2. Edition, 1998.
4. Aurich V, Weule J: Non-linear Gaussian filters performing edge preserving diffusion. In: *Proceed. 17. DAGM-Symposium, Bielefeld*, 538-545, Springer, 1995.
5. Mühlhaus E: Die sprungerhaltende Glättung verrauschter, harmonischer Schwingungen. *Dissertation*, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, 1997.