Automatische Bestimmung der Cortexoberfläche aus einem T1 gewichteten MRT-Datensatz

Hartmut Mohlberg [1] und Karl Zilles [1,2]

[1] Institut für Medizin
Forschungszentrum Jülich GmbH, 52425 Jülich
[2] C. und O. Vogt Institut für Hirnforschung
Heinrich-Heine Universität, 40001 Düsseldorf
Email: {h.mohlberg,k.zilles}@fz-juelich.de

Zusammenfassung. Wir stellen eine neue weitesgehend automatische Methode vor, um eine geometrisch exakte explizite Repräsentation der Oberfläche der menschlichen Großhirnrinde aus einem T1 gewichteten invivo MRT-Datensatz zu erzeugen. Durch ein neues aktives Flächendeformationsmodell können wir insbesondere im Gegensatz zu vielen anderen Modellen trotz vorhandener Partialvolumeneffekte auch tief im Sulcusgrund liegende Flächenanteile erfassen, ohne auf eine voxelbasierende und damit stark simplifizierende Vorklassifizierung zurückgreifen zu müssen. Stattdessen verwenden wir mehrere über die gesamte Breite der Großrinde verteilte Isopotenzialflächen als eine subvoxelgenaue Repräsentation, an der eine aktive Fläche iterativ angepasst wird.

1 Einleitung

Die Magnetresonanztomografie (MRT) erlaubt die Erzeugung einer 3 dimensionalen impliziten Repräsentation von einer neuroanatomischen Struktur. Aufgrund ihrer begrenzten räumlichen Auflösung von ca. 1mm^3 treten jedoch insbesondere bei der nur wenige Millimeter dicken aus grauer Substanz bestehenden menschlichen Großhirnrinde wegen ihrer komplizierten geometrischen Eigenschaften Partialvolumeneffekte auf. Diese erschweren wesentlich eine automatische reproduzierbare Erzeugung einer geometrisch und strukturell korrekten expliziten Repräsentation ihrer äußeren Oberfläche. Da *a priori* vorausgesetzt werden kann, dass sie mit hinreichender Genauigkeit mathematisch abstrahiert werden kann durch eine sehr stark gefaltete, jedoch überschneidungsfreie zu einer Kugeloberfläche homöomorphe kompakte 2 dimensionale Mannigfaltigkeit, wurden insbesondere in den letzten 2 Jahren verstärkt aktive Deformationsmodelle verwendet [1,2,4,5]. Eine nach topologischen Gesichtspunkten geeignet gewählte Ausgangsfläche wird entsprechend einem mechanischen Modell deformiert, bis sie die äußere Oberfläche der Großhirnrinde erreicht hat. Sie erfordern jedoch eine voxelbasierte und daher stark simplifizierende Vorklassifizierung in graue und weiße Substanz sowie in CSF, da ansonsten nur ein lokales Minimum erreicht und die tiefer innen liegende Flächenanteile nicht bestimmt werden können [1,2]. Das bekannte Marching-Cubes Verfahren erzeugt dagegen zu einem vorzugebenden Schwellwert leicht eine subvoxelgenaue Repräsentation der Großhirnrinde, die auch tiefer innen liegende Bereiche erfasst, dafür jedoch nicht notwendigerweise auch die topologischen Voraussetzungen erfüllt. Wir wollen daher einen neuen Ansatz vorstellen, der die beiden Methoden miteinander vereint und so die Vorteile des einen (topologisch korrekt) mit den Vorteilen der anderen (subvoxelgenau und Berücksichtigung von innen liegenden Strukturen) kombiniert.

2 Datenvorverarbeitung

Eine T1 gewichtete invivo MRT-Aufnahme, die im Forschungszentrum Jülich am Institut für Medizin von einem 1,0 Tesla Siemens Magnetom Vision Tomographen erzeugt wurde, dient als Ausgangsdatensatz. Zuerst müssen die durch Inhomogenitäten im Magnetfeld und den magnetischen Hochfrequenzfelder hervorgerufenen Artifakte beseitigt werden. Sie erzeugen unspezifisch orientierte lokale Schwankungen in den Intensitäten und würden sich daher störend auf die intensitätsbasierten nachfolgenden Bearbeitungsschritte auswirken. Wir verwenden dazu einen einfachen Algorithmus, der in [1] beschrieben wurde und eine Normierung von dem Grauwert der weißen Substanz in aufeinanderfolgenden Schichten durchführt. Um den Kontrast zwischen der grauen und weißen Substanz zu erhöhen, führen wir zusätzlich eine Filterung mit einem anisotropen Diffusionsfilter durch, der eine Glättung bei gleichzeitiger Erhaltung der Kanten durchführt.

3 Aktives Deformationsmodell

Da bei einer invivo MRT-Aufnahme der ganze Kopf abgebildet wird, muß zuerst das Gehirn herausgetrennt und schließlich auch noch das Kleinhirn entfernt werden. Wir verwenden dazu ein einfaches diskretes Flächendeformationsmodell. Als Startfläche benötigen wir eine triangulierte topologisch korrekte Fläche Γ. Diese muß nur einmal für ein manuell segmentiertes Gehirn bestimmt und kann dann direkt auf ein neu zu verarbeitenden MRT-Datensatz übertragen werden, indem man sie zuerst miteinander koregistriert. Die Fläche umschließt das gesamten Gehirn und wird iterativ in Richtung der Außennormalen $\mathbf{n}_i$ deformiert, bis der mit einer Gaußfunktion g gefaltete Grauwert $(g_\sigma * \mathbf{I})(\mathbf{x}),\ \mathbf{x} \in \Gamma$ einem vorzugebenden Schwellwert $\mathbf{T}$ entspricht. Die Position von Vertex i nach der n-ten Iteration sei $\mathbf{x}_i(n)$, dann bestimmt sich seine neue Position $\mathbf{x}_i(n+1)$ aus

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_i(n+1) - \mathbf{x}_i(n) = \lambda \tanh(\gamma\,(\mathbf{T} - (g_\sigma * \mathbf{I})(\mathbf{x}_i(n)))) + \\ (\eta_N \mathbf{n}_i + \eta_T(\mathbf{t}_i + \mathbf{b}_i))(\bar{\mathbf{x}}_i(n) - \epsilon\, \mathbf{n}_i - \mathbf{x}_i(n)) \end{aligned} \quad (1)$$

Der erste Kraftanteil auf der rechten Seite führt zu einem Verschiebungsanteil, dessen Größe von der lokal am Flächenpunkt $\mathbf{x_i}$ gemessenen Grauwertdifferenz bestimmt wird, während der zweite Anteil die Krümmung der Fläche und den Unterschied der Vertexabstände minimiert. Zusätzlich ist eine Überschneidungstest erforderlich, der eine Selbstdurchdringung von Dreiecken der Fläche Γ im Verlauf der Deformation verhindert. Das Verfahren wird im ersten Schritt beim

Abb. 1. links: MRT-Datensatz, mitte: aufgeschnittener Datensatz mit eingezeichneter Konturlinie der aktiven Deformationsfläche, rechts: Volumen gerenderte Ansicht vom segmentierten Gehirn.

Erreichen des Intensitätsabfalls im Liquorbereich zwischen Gehirn und Schädel beendet. Wegen nicht eindeutiger Grenzen in den unteren Bereichen sowie zwischen dem Kleinhirn und dem Gehirn können jedoch Fehler auftreten, die in besonders schwerwiegenden Fällen eine manuelle Korrektur erforderlich machen (Abb. 1). Nach erfolgter manueller Nachbearbeitung wird eine Anpassung an die äußere Oberfläche der Großhirnrinde durchgeführt. Da nur Grauwerte lokal in der unmittelbaren Umgebung der sich vorwärtsbewegenden Flächenfront ihre Dynamik beeinflussen, wird eine genaue Bestimmung nicht erreicht (Abb. 2). Oft entfernt man daher zuerst die graue Substanz. Dann sind die Sulci zwar weit geöffnet und es kann leicht eine Anpassung an die innere Grenzfläche durchgeführt werden, jedoch wird bei einer nachträglichen Aufblähung unzulässigerweise vorausgesetzt, dass die Großhirnrinde konstant dick ist.

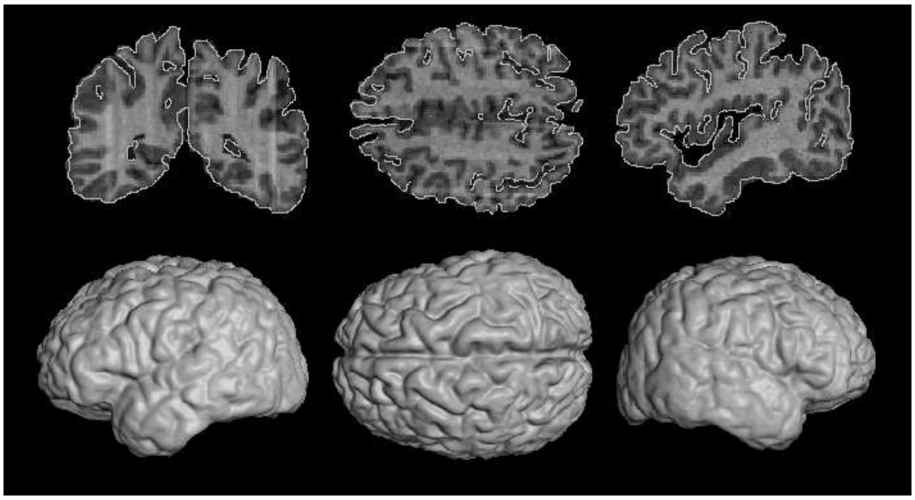

Abb. 2. Ergebnis nach dem aktiven Deformationsmodell. Man erreicht nur eine ungenaue Anpassung, da tiefer innen liegende Sulcusbereiche nicht erreicht werden.

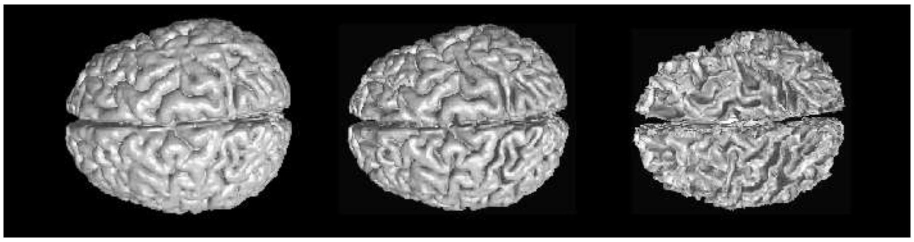

Abb. 3. Mit Marching-Cubes Verfahren erzeugte Isopotenzialflächen. Die Schwellwerte wurden so gewählt, dass die links dargestellte Fläche die äußere, während die rechts dargestellte die innere Grenzfläche approximiert.

4 Implizites Membran-Deformationsmodell

Mit Hilfe vom Marching-Cubes Verfahren können wir einen Satz von Isopotenzialflächen (MC-Flächen) erzeugen, welche die Großhirnrinde in ihrer gesamten Breite umfassen (Abb. 3). Prinzipiell stellen aber MC-Flächen zwar eine subvoxelgenaue, jedoch topologisch nicht korrekte Repräsentation der Großhirnrinde dar. Wir wollen diese MC-Flächen in ihrer Gesamtheit trotzdem als Anpassungsziel für ein neues aktives Deformationsmodell benutzen, dass physikalisch an dem Modell einer fluiden Membran angelehnt ist. Diese zeichnen sich durch eine zu vernachlässigende Oberflächenspannung aus, wodurch ihre innere Energie nur von dem Quadrat ihrer mittleren Krümmung bestimmt wird und sie daher eine ungewöhnliche grosse Vielfalt an Formen annehmen können. Mathematisch bezeichnet man sie als Minimalflächen. Da eine eindeutige explizite mathematische Abbildung zwischen Flächen unterschiedlicher Topologie ausgeschlossen ist, verwenden wir ein Morphing-Verfahren, das auf einem impliziten Isopotenzialflächenmodell (Level Set Method) basiert. Die Grundidee besteht in der Einbettung von Flächen in einen 3 dimensionalen diskretisierten Raum durch Berechnung des minimalen Abstands von jedem Raumpunkt zu der Fläche. Man gelangt zu einer impliziten Darstellung, die den Vorteil einer numerisch besser zu kontrollierenden, topologisch flexiblen und einfacher zu beschreibenden Dynamik besitzt [3]. Da der Erhalt der Topologie nicht mehr gewährleistet ist, werden Transformationen zwischen zwei in ihren topologischen Eigenschaften abweichenden Flächen möglich. Wir nutzen diese Eigenschaft, um Transformationen zwischen der aktiven Fläche, deren implizite Darstellung berechnet wird, und den MC-Flächen zu bestimmen, wobei wir uns aus Effektivitätsgründen auf die unmittelbare Umgebung der aktiven Fläche beschränken können. Die erhaltenen Transformationsvorschriften in Form von 3 dimensionalen Strömungsvektorfelder werden anschliessend gemeinsam zur Deformation der Fläche in ihrer expliziten Darstellung unter strikter Beibehaltung ihrer Topologie und der Überschneidungsfreiheit verwendet. Da alle MC-Flächen berücksichtigt werden, wird die Dynamik der aktiven Fläche auch durch weiter innen liegende MC-Flächen bestimmt. Erst die Berücksichtigung dieser MC-Flächen ermöglicht eine korrekte Bestimmung der tief im Sulcusgrund liegenden Flächenbestandteile (Abb. 4).

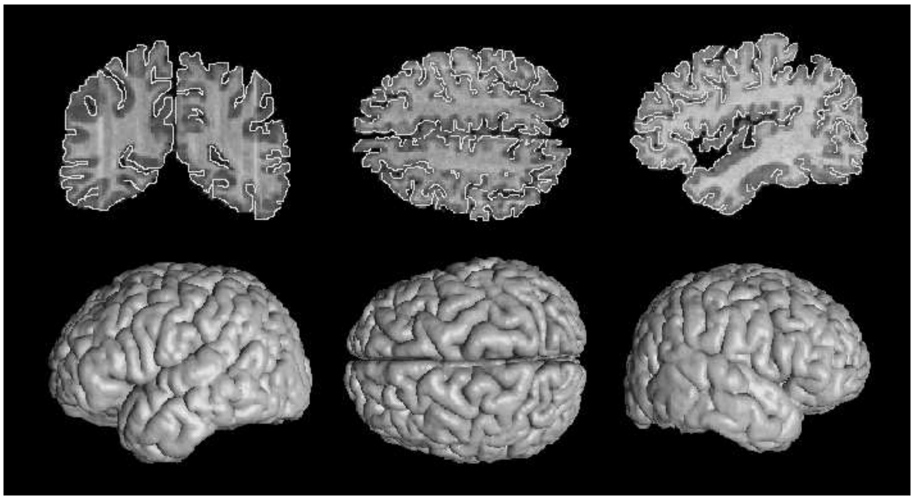

Abb. 4. Ergebnis nach dem impliziten Membran-Deformationsmodell. Wir erreichen eine wesentlich genauere Oberflächendarstellung, die insbesondere auch innen liegende Sulcusbereiche erfasst.

5 Resumé

Mit dem vorgestellten Verfahren gelingt uns die automatische Erzeugung einer topologisch korrekten hochauflösenden expliziten Flächenrepräsentation der äusseren Oberfläche der menschlichen Großhirnrinde. Damit können in Zukunft genaue quantitative Untersuchungen an postmortem und invivo MRT-Aufnahmen über die örtlich stark variierende Dicke der Großhirnrinde durchgeführt werden. Diese strukturell wichtige Information kann mit bereits an einigen kortikalen Arealen bestimmten cytoarchitektonischen und funktionellen Befunden korreliert werden, um somit einen weiteren Beitrag zur Struktur-Funktionsbeziehung im menschlichen Gehirn zu leisten.

Literatur

1. Dale A, Fischl B, Sereno M: Cortical Surface-Based Analysis I: Segmentation and Surface Representation, NeuroImage, 9:188-194, 1998.
2. MacDonald D, Kabani A, Avis A, Evans A: Automated 3-D Extraction of Inner and Outer Surfaces of Cerebral Cortex from MRI, NeuroImage, 12, 340-356, 2000.
3. Sethian, JA: Level Set Methods and Fast Marching Methods, Cambridge University Press, 1999
4. Xu W, Pham A, Rettmann B, Yu C, Prince D: Reconstruction of the Human Cerebral Cortex from Magnetic Resonance Images, IEEE Trans. on Medical Imaging, 18(0);467-480, 1999.
5. Zeng A, Staib L, Schultz A, Duncan D: Segmentation and Measurement of the Cortex from 3-D MR Images Using Coupled-Surfaces Propagation, IEEE Trans. on Medical Imaging, 18(0), 927-937, 1999.