Verbesserung der Symmetrie von Hirnaufnahmen entlang der Sagittalebene

Konstantin Ens[a,b], Fabian Wenzel[b], Bernd Fischer[a]

[a]Universität zu Lübeck, Institut für Mathematik, Wallstraße 40, 23560 Lübeck
[b]Philips Research — Hamburg, Röntgenstraße 24–26, 22335 Hamburg
ens@math.uni-luebeck.de

Kurzfassung. Die lokale Symmetrie von Hirnscans entlang der Sagittalebene zu ermitteln und zu modizifieren, ist für eine Reihe neurologischer Anwendungen interessant. Beispielsweise kann der voxelweise Vergleich von rechter und linker Hirnhälfte nur dann Aufschluss über die Lokalisierung von Läsionen geben, wenn durch Transformation ein Hirnscan eine möglichst hohe Symmetrie aufweist. Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die Visualisierung von medialen Hirnschnitten, für die die Trennfläche beider Hirnhälfte möglichst eben sein sollte. Diese Arbeit stellt die Entwicklung eines Verfahrens vor, mit dessen Hilfe die Symmetrie von Hirnaufnahmen entlang der Sagittalebene verbessert werden kann. Dies geschieht unter Verwendung von aktiven Konturen, die mit Hilfe einer neuartigen Kostenfunktion gesteuert werden. Experimente am Ende der Arbeit mit strukturellen Kernspinaufnahmen demonstrieren die Leistungsfähigkeit des Verfahrens.

1 Einleitung

Die Tatsache, dass jede Hirnaufnahme durch eine Ebene in zwei Hirnhälften geteilt werden kann, ist prinzipiell falsch. In aller Regel ist das menschliche Gehirn bezüglich der sagittalen Ebene nicht symmetrisch [1]. Es existieren jedoch eine Reihe von Anwendungen, für die ein entlang der Sagittalebene symmetrisches Gehirn von Vorteil wäre, beispielsweise die Visualisierung eines medialen Hirnschnitts, die Verwendung von symmetrischen Hirnatlanten oder die voxelweise Symmetrieanalyse beider Hirnhälften, die man durch üblicherweise durch Spiegelung der Aufnahme erreicht [2]. Derzeit wird die fehlende Symmetrie bei Atlanten nicht berücksichtigt [3] oder vernachlässigt [4]. Beispielsweise führt kein Registrierverfahren für Hirnscans einen Ausgleichsschritt durch, der die Trennfläche beider Hirnhälften auf eine Ebene transformiert. So sind Symmetriemaße medial fehlerbehaftet. Schließlich ist auch für die Erstellung von Hirnatlanten aus individuellen Aufnahmen eine in diesem Artikel beschriebene Verarbeitung wünschenswert.
Im Folgenden wird ein Konzept vorgestellt, mit dem die Symmetrie der Hirnhälften entlang der Sagittalebene verbessert werden kann. Im Rahmen dieser Arbeit wird eine Möglichkeit vorgestellt, wie mit Hilfe einer speziellen Kostenfunktion eine sagittale Trennfläche zwischen den Hirnhälften ermittelt wird, die anschließend auf eine Ebene transformiert werden kann.

2 Material und Methoden

Die Ermittlung der Trennfläche beider Hirnhälften, die hinterher auf eine Ebene abgebildet werden soll, ist nicht trivial, denn sie verläuft zwar zwischen den Kortexoberflächen beider Hirnhälften, aber sie schneidet Strukturen im Klein- und Mittelhirn. Einfache, schwellwertbasierte Methoden zur Segmentierung der beiden Hirnhälften sind deshalb nicht anwendbar. Ein komplexes, modellbasiertes Verfahren wäre hingegen wegen der großen individuellen Variabilität von Hirnstrukturen nur mit großem Aufwand zu entwickeln. In dieser Arbeit wird deshalb lediglich die Trennfläche beider Hirnhälften modelliert und durch aktive Konture detektiert.

Das vorliegende Problem kann mathematisch als Minimierungsaufgabe formuliert werden. Gegeben sei ein Bild $\mathbf{I}(x, y, z) \in \mathbb{R}$ auf dem Einheitswürfel $\Omega = [0, 1]^3$, gesucht sei eine über der (y, z)-Ebene parametrisierte Fläche $\mathbf{P} : \mathbb{R}^2 \to \mathbb{R}, x = \mathbf{P}(y, z)$, die erstens in der Mitte zwischen den beiden Hirnhälften verläuft und zweitens möglichst glatt ist. Beide Bedingungen lassen sich in einem zu minimierendem Funktional

$$J(\mathbf{P}; \mathbf{I}) = C(\mathbf{P}; \mathbf{I}) + S(\mathbf{P}) \tag{1}$$

kombinieren, wobei C eine spezielle Kostenfunktion ist, die die Position der Trennfläche beschreibt. Durch den Regularisierer S wird die Glattheit der geforderten Fläche beschrieben. Als interne Energie für die Regularisierung dient die 1987 von Kass, Withkin und Terzopolous [5] vorgeschlagene Komponente

$$S(\mathbf{P}) := \frac{1}{2} \int_0^1 \int_0^1 |\mathbf{P}'(y, z)|^2 + |\mathbf{P}''(y, z)|^2 dy\ dz, \tag{2}$$

durch die sowohl eine starke Krümmung als auch die Bildung von Löchern der Fläche vermeidet. Die Kostenfunktion C soll berücksichtigen, dass die zu berechnende Fläche das Bild in zwei Teilen mit möglichst symmetrischem Inhalt aufteilt. Idealerweise sollten also zu beiden Seiten der Fläche die entsprechenden Grauwerte gleich sein. Dies ist der Fall, wenn das folgende Funktional den Wert Null hat

$$C(\mathbf{P}; \mathbf{I}) := \frac{1}{2} \int_0^1 \int_0^1 \int_0^{\Delta x} |\mathbf{I}(\mathbf{P}(y, z)+s, y, z)-\mathbf{I}(\mathbf{P}(y, z)-s, y, z))|^2 ds\ dy\ dz. \tag{3}$$

Für die Berechnung eines Minimums von (1) lässt sich mit Hilfe der Variationsrechnung eine notwendige Bedingung erster Ordnung angeben, die mit finiten Differenzen diskretisiert und schließlich über eine Fixpunktiteration gelöst werden kann. Als Startposition der Trennfläche bietet sich die (y, z)-Ebene in der Mitte des Volumens an, wenn durch einen vorgeschalteten Registrierschritt, z.B. [6], der Hirnscan in etwa mittig im Volumen liegt. Gängige Koordinatensysteme für Atlasscans (MNI, Talairach) haben diese Eigenschaft [7,8]. Im letzten Schritt soll nun basierend auf der berechneten Symmetriefläche eine Symmetrieebene in der Mitte des Volumens erzeugt werden. Hinzu wird das gesamte Volumen entsprechend zeilenweise entlang der x-Achse linear interpoliert.

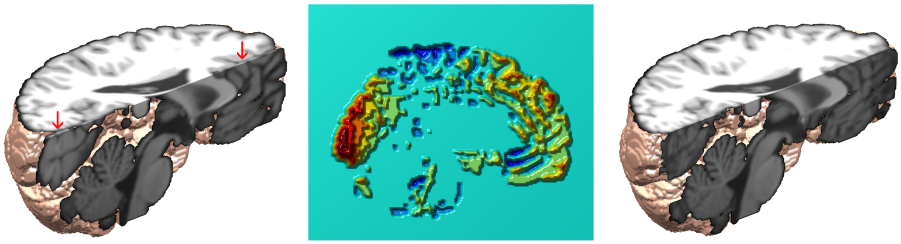
3 Ergebnisse

Dieser Abschnitt beschreibt die Anwendung der vorgestellte Methode in zwei Szenarien: (i) Visualisierung eines medial geschnittenen, T1-gewichteten MR-Hirnscans, (ii) Symmetrieanalyse.
Für die Visualisierungsaufgabe wurde der vom *International Consortium for Brain Mapping* (ICBM) [3] zur Verfügung gestellte MR Atlas verwendet, der sich im MNI-Raum befindet. Die Ausschnitte des Atlasses vor und nach der Erstellung der Symmetrie sind in Abbildung 1 zu sehen. Rote Pfeile in Abbildung 1(a) markieren Regionen, die deutlich von der Symmetrieebene abweichen. Nach der Anwendung der vorgestellten Methode auf den ICBM-Atlas erhalten wir die in Abbildung 1(b) illustrierte Trennfläche. Abbildung 2 zeigt exemplarisch einige Transversalschnitte mit detektierter Trennfläche. Die entprechenden Bilder nach der Interpolation sind in Abbildung 3 und 1(c) dargestellt. Es ist leicht zu erkennen, dass die Trennfläche jetzt eben zwischen den Hirnhälften verläuft.
Die visuell festgestellte Verbesserung lässt sich quantitativ durch Symmetrieanalyse bestätigen. Es wurden zwei Qualitätsmaße ausgewertet: das Symmetriemaß $C(\mathbf{P};\mathbf{I})$ aus (3) und die Summe I der Grauwerte auf der sagittalen Ebene vor und nach Transformation des Volumens. Motivation für I ist die Tatsache, dass T1-Intensitätswerte im Gewebe höher sind als in der Hirnflüssigkeit. Eine optimale Trennfläche beider Hirnhälften sollte also eine minimale Summe der auf ihr enthaltenen Intensitätswerte zeigen. Die Symmetrieanalyse fand auf 53 Datensätzen aus der ADNI-Datenbank [9] statt. Die Scans wurden vorher mit einem Registrierverfahren und einem entsprechendem Referenzbild mit $181 \times 217 \times 181$ Voxeln in den MNI Raum transformiert [7].
Die Ergebnisse in Tabelle 1 zeigen eine mittlere Verbesserung des Symmetriemaßes von 67.6 % (min: 57 %, max: 82 %). Die mittlere Intensitätssumme I auf der Trennebene könnte um 5% verringert werden. Beide Maße haben geringe Streuung, sind also als robust einzuschätzen. Für die Berechnungen und die gegebene Bildgröße wurde als Grenze des Vertrauensintervalls $\Delta x = 5$ gewählt. Die Berechnungen erfolgten in Matlab 7.6.0 auf einem Pentium Centrino mit 2

C_0	C_{end}	$\frac{C_0}{C_{\text{end}}} \cdot 100\%$	std(C_{end})	I_0	I_{end}	$\frac{I_0}{I_{\text{end}}} \cdot 100\%$	std(I_{end})
2255	1524	67.6	4.86	8394	7970	95	1.03

Tabelle 1. C_0: Mittelwert des Symmetriemaßes vor der Anwendung des Verfahrens. C_{end}: Mittelwert des Symmetriemaßes nach der Anwendung des Verfahrens, $\frac{C_0}{C_{\text{end}}} \cdot 100\%$: Verbesserung des Symmetriemaßes in %, std(C_{end}): Standardabweichung der Verbesserung. I_0: Mittelwert des Intensitätsmaßes vor der Anwendung des Verfahrens. I_{end}: Mittelwert des Intensitätsmaßes nach der Anwendung des Verfahrens, $\frac{I_0}{I_{\text{end}}} \cdot 100\%$: Veränderung des Intensitätsmaßes in %, std(I_{end}): Standardabweichung der Veränderung.

GHz und 2 GB Arbeitsspeicher. Das Verfahren brauchte für die Berechungen ca. 5 Sekunden je Datensatz. Für Anwendungen mit speziellen Anforderungen hinsichtlich der Rechenzeit sei erwähnt, dass das Verfahren durch Modifikationen, wie z.B. der Integration eines Multi-Level-Ansatzes, beschleunigt werden kann.



(a) (b) (c)

Abb. 1. (a) Ein Ausschnitt aus dem 3D MR Volumen. Die Schnittebene verläuft zwar in der Mitte der beiden Hirnhälften, trotzdem wurden lokal Kortexstrukturen geschnitten (rote Pfeile). (b) Die berechnete Abweichung der detektierten Trennfläche von einer Ebene. Die Farbgebung entspricht einer Abweichung von -3 (dunkelblau) über 0 (Hintergrundfarbe) bis +6 Voxeln (dunkelrot). (c) Ein Ausschnitt aus dem transformiertem 3D Volumen. Die transformierte Trennfläche beider Hirnhälften entspricht der Schnittebene.

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde ein Verfahren zur Verbesserung der Symmetrie von Kopfaufnahmen entlang der Sagittalebene vorgestellt. Die Methode nutzt aktive Konturen mit einer neu entwickelten Kostenfunktion zur Detektion der Trennfläche. Die Transformation der Trennfläche auf eine Ebene erfolgt mit einer eindimensionalen linearen Interpolation. Das Verfahren wurde mit 53 Scans und zwei Qualitätsmaße getestet. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass die Symmetrie konsistent verbessern werden konnte. In der Zukunft planen wir unsere Methode in folgenden Punkten zu verbessern. Die Δx muss noch manuell gefunden werden, dieses Schritt lässt sich aber automatisieren. Die eindimensionale lineare Interpolation sollte durch ein intelligenteres Verfahren zur Deformation des Scans ersetzt werden. Die Randbedingungen der Interpolation sollen besser an die Problemstellung angepasst werden. Die Segmentierung durch Trennfläche kann mit dem in [10] beschriebenem Verfahren verglichen werden.

Danksagung: Wir danken Steffen Renisch und Stewart Young von Philips Research Hamburg und Ralph Buchert von Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf für die fachliche Unterstützung.

Literaturverzeichnis

1. Kimura D. The asymmetry of the human brain. Sci Am. 1973;228(3):8–70.

(a) (b) (c)

Abb. 2. Drei Schnitte aus dem ICBM Atlas entlang der Transversalebene. Die in diesem Schnitt ermittelte Trennlinie beider Hirnhälften ist in der Mitte des Volumens zu sehen.

(a) (b) (c)

Abb. 3. Drei Schnitte aus dem ICBM Atlas nach Verbesserung der Symmetrie entlang der Sagittalebene.

2. Oostenveld R, et al. Brain symmetry and topographic analysis of lateralized event-related potentials. Clinical neurophysiology. 2003;.
3. Abbott A. A new Atlas of the Brain. Nature. 2003; p. 249–250.
4. Apostolova I, et al. Detection of a possible epilepsy focus in the residual mesial temporal lobe in a patient operated on a ganglioglioma by ictal and interictal perfusion SPECT only after computer-aided sub-traction analysis. Nuklearmedizin. 2008;47:N65–N68.
5. Kass M, et al. Snakes: Active contour models. IJCV. 1987;1(4):321–331.
6. Maurer CR, Fitzpatrick JM. A review of medical image registration. Interactive Image-Guided Neurosurgery. 1993; p. 17–44.
7. Chau W, McIntosh AR. The Talairach coordinate of a point in the MNI space: how to interpret it. NeuroImage. 2005;.
8. Talairach J, Tournoux P. Co-planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain: 3-Dimensional Proportional System - an Approach to Cerebral Imaging. Thieme Medical Publishers, New York, NY. 1988;.
9. ADNI;. http://www.loni.ucla.edu/ADNI.
10. Zhao L, et al. Accurate 3D Left-Right Brain Hemisphere Segmentation in MR Images Based on Shape Bottlenecks and Partial Volume Estimation; 2007. p. 581–590.