Automatische Extraktion von Referenzpunkten zur Inhomogenitätskorrektur in kernspintomographischem Bildmaterial des menschlichen Gehirns

S. Romainczyk[1,2], G. Wagenknecht[1,2] und U.Büll[2]

1 Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitungssysteme
2 Klinik für Nuklearmedizin des Universitätsklinkums der RWTH Aachen
Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH), 52057 Aachen
Email: g.wagenknecht@nuk-gate.nukmed.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Grauwertinhomogenitäten in kernspintomographischem Bildmaterial erschweren die automatische Klassifikation des Gehirngewebes. Das eingesetzte Korrekturverfahren basiert auf der Hypothese, daß von der Grauwertinhomogenität eines Gewebetyps (Referenzgewebe) auf die Gesamtinhomogenität geschlossen werden kann. Die zur Schätzung des Inhomogenitätsverlaufs benötigten Referenzpunkte werden mit Hilfe eines zweistufigen Extraktionsverfahrens bestimmt, welches Merkmale des Referenzgewebes und der Referenzpunkte mit Verfahren der digitalen Bildverarbeitung aus den Bilddaten ermittelt und analysiert.

Schlüsselwörter: Inhomogenitätskorrektur, Gaußhomogenitäts-Operator, MRT, Klassifikation, Segmentierung

1 Einleitung

Im Rahmen eines Forschungsprojektes zur multimodalen Bildanalyse (PET, SPECT, MRT) des menschlichen Gehirns ist die Klassifikation kernspintomographischer Bilddaten von besonderem Interesse. Auftretende Grauwertinhomogenitäten erschweren die Differenzierung der Gewebeklassen in weiße Substanz (WM), graue Substanz (GM), cerebrospinale Flüssigkeit (CSF) und Hirnhäute, Knochen, Fettgewebe (SB). Gelingt es, diese Inhomogenitäten mit vertretbarem Aufwand zu reduzieren, so kann die Genauigkeit einer anschließenden Klassifikation gesteigert werden. Im Rahmen dieses Beitrags wird ein Verfahren vorgestellt, das unabhängig von der Ursache der Grauwertinhomogenität [1] und der Art des kernspintomographischen Aufnahmeverfahrens arbeitet.

2 Voraussetzungen

Die Grundlage der Inhomogenitätskorrektur bildet die idealisierte Hypothese, daß Gewebe gleichen Typs denselben Grauwert besitzt und von der Grauwertinhomogenität innerhalb eines Gewebetyps auf die Gesamtinhomogenität geschlossen werden kann [2]. Hierzu muß sich dieser Gewebetyp großflächig und weiträumig über das gesamte Bild erstrecken, weshalb die weiße Substanz als *Referenzgewebe* gewählt wird. Innerhalb des Referenzgewebes werden dann weiträumig verteilte Stützstellen, die *Referenzpunkte*, für eine Spline-Interpolation bestimmt. Diese Spline-Interpolation wird als eine Schätzung der Gesamtinhomogenität betrachtet und zur Korrektur des akquirierten Bildes herangezogen.

Zur Extraktion der weißen Substanz und mit ihr der Referenzpunkte ist es erforderlich, diese durch Merkmale zu beschreiben. Untersucht man kernspintomographische Aufnahmen des menschlichen Gehirns, so kann die weiße Substanz als weitgehend homogenes Gewebe beschrieben werden, das sich durch seinen Grauwert (Intensität) von anderen Gewebetypen abhebt und sich über große zusammenhängende Gebiete erstreckt. Daraus lassen sich die *Homogenität*, der *Grauwert* und die *Größe* als Merkmale der weißen Substanz ableiten. Für die Referenzpunkte wird gefordert, daß sich diese innerhalb der homogensten Teilbereiche der weißen Substanz und fernab von Übergängen (*Kanten*) zu anderen Gewebetypen befinden. Diese Merkmale lassen sich mit Verfahren der digitalen Bildverarbeitung aus dem Bild ermitteln.

3 Merkmalsextraktion

Zur Extraktion des Referenzgewebes und der anschließenden Bestimmung der Referenzpunkte ist ein zweistufiges Extraktionsverfahren (Abb.1) entwickelt worden, das die Merkmale der weißen Substanz und der Referenzpunkte in geeigneter Weise miteinander kombiniert.

In der ersten Extraktionsstufe werden zunächst die Regionen innerhalb des Grauwertebereichs der weißen Substanz durch die Auswertung des Histogramms und einer anschließenden Schwellwertsegmentierung bestimmt. Diese Regionen werden durch eine Homogenitätsanalyse auf ihre homogensten Bereiche beschränkt und die größten Regionen ausgewählt. Zur Verringerung von Fehlextraktionen werden die Grauwertebereiche der so gewonnenen Regionen einzeln untersucht und Pixel am Rand des Grauwertebereichs verworfen.

Innerhalb dieser Regionen werden, in der zweiten Extraktionsstufe, die Referenzpunkte bestimmt. Als Referenzpunkte werden diejenigen Pixel ausgewählt, die in den homogensten Teilbereichen der weißen Substanz liegen und nur von Kanten mit geringer Kantenstärke umgeben sind. Gehäufte Referenzpunkte werden im Sinne einer 4er-Nachbarschaft zu einem Referenzpunkt zusammengefaßt. Diesem werden als Koordinaten der Schwerpunkt

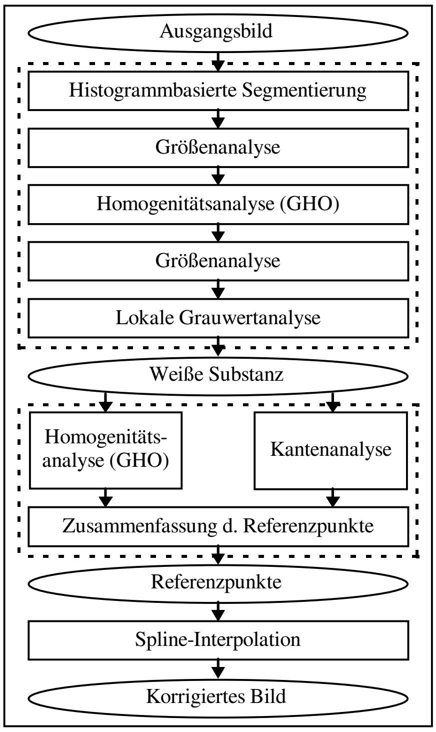

Abb.1: Zweistufiges Extraktionsverfahren.

und als Grauwert der mittlere Grauwert der zusammengefaßten Punkte zugewiesen.

Zur Schätzung der Gesamtinhomogenität wird mit Hilfe der multiquadratic method [3] eine Spline-Interpolation durch die zuvor bestimmten Referenzpunkte berechnet. Die Division des akquirierten Bildes durch den geschätzten Inhomogenitätsverlauf liefert das korrigierte Ergebnisbild.

3.1 Histogrammbasierte Schwellwertsegmentierung

Zur Bestimmung des Grauwertebereichs der weißen Substanz wird das Grauwerthistogramm des Bildes berechnet. Bedingt durch ihre Größe bildet die weiße Substanz ein deutliches Maximum aus. Nach der Glättung der Kurve wird der Histogrammverlauf in der Umgebung des Maximums durch eine Parabel approximiert. Die Schnittpunkte der Parabel mit der x-Achse werden als Grenzen des Grauwertebereichs der weißen Substanz angenommen. Eine Schwellwertsegmentierung mit den so ermittelten Grenzen liefert eine erste Abschätzung der Regionen der weißen Substanz.

3.2 Homogenitätsanalyse

Zur Bestimmung des Merkmals Homogenität ist ein neuartiger Operator entwickelt worden. Dazu wird zunächst aus den Grauwerten aller Pixel innerhalb des Operatorfensters der mittlere Grauwert a und eine Schätzung der Streuung σ der Grauwerte berechnet. Mit Hilfe dieser Parameter kann dann die Verteilfunktion (Gaußverteilung) der Pixel innerhalb des Operatorfensters beschrieben werden.

$$f(x_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} e^{-\frac{(x_i - a)^2}{2\sigma^2}} \tag{1}$$

Wird der Grauwert des zentralen Pixels x_i des Operatorfensters in die Gaußverteilung eingesetzt, so liefert das Ergebnis einerseits eine Aussage darüber, wie homogen die Umgebung des Pixels ist (bedingt durch die Streuung σ) und gleichzeitig wie gut sich der Grauwert des zentralen Pixels in seine Umgebung einpaßt. Da als Verteilfunktion die Gaußverteilung gewählt wurde, wurde dieser Operator *Gaußhomogenitäts-Operator* (GHO) genannt [4]. Abbildung 2 zeigt das Ergebnis der Anwendung des GHO mit 9x9 Pixel großem Operatorfenster auf ein ρ-gewichtetes Spin-Echo Bild.

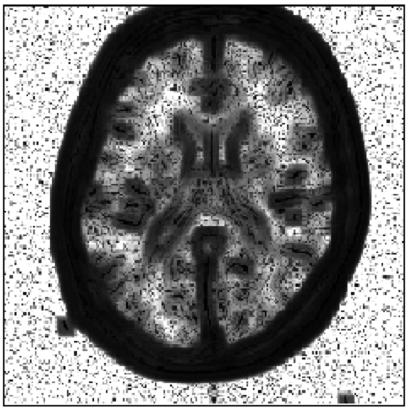

Abb.2: Anwendung des GHO auf ein ρ-gewichtetes Spin-Echo Bild.

3.3 Kantenanalyse

Zur Bestimmung der Grenzen der einzelnen Gewebetypen wird als Kantenoperator der

Kirsch-Operator eingesetzt [5]. Dieser zeichnet sich durch eine Kantendetektion in acht Raumrichtungen und seine einfache Implementierung aus.

4 Diskussion und Ergebnisse

Zum Test des Verfahrens wird ein dreischichtiges Simulationsmodell herangezogen, welches auf einem, in die fünf Klassen: Weiße Substanz (WM), graue Substanz (GM), cerebrospinale Flüssigkeit (CSF), Hirnhäute, Knochen, Fettgewebe (SB) und Hintergrund (BG) unterteilten Datensatz basiert. Die Grauwerte der einzelnen Klassen werden entsprechend den mittleren Grauwerten ρ-, T1- bzw. T2-gewichteter Spin-Echo Datensätze gewählt. Diesen Grauwerten wird ein Partialvolumeneffekt, ein quadratischer Inhomogenitätsverlauf $I(x,y)=c(x^2+y^2)$ und gleichverteiltes Rauschen überlagert. In den oberen beiden Schichten (Schicht1 und 2) beträgt das Verhältnis von weißer Substanz zu den restlichen Gewebetypen etwa 1:2, in der unteren Schicht (Schicht3) nur noch 1:5,6, so daß an dieser Schicht die Grenzen des Verfahrens aufgezeigt werden können.

Nach Durchlaufen der ersten Extraktionsstufe sind in den oberen beiden Schichten, unabhängig von der simulierten Wichtung, etwa 30% der insgesamt enthaltenen weißen Substanz extrahiert worden (Extr. WM). Der Anteil der fehlerfrei zugeordneten Pixel (Trefferquote1) liegt dabei zwischen 85% und 100%. An den Ergebnissen der unteren Schicht sind bereits die Grenzen des Verfahrens zu erkennen. Durch die Verletzung der Grundvoraussetzung, wonach sich das Referenzgewebe großflächig und weiträumig über das Bild erstrecken soll, sinkt der Anteil der fehlerfrei zugeordneten Pixel (Trefferquote1) auf teilweise unter 30% ab (Tab.1).

Sim. Modell		1.Extraktionsstufe		2.Extraktionsstufe	
		Extr. WM (%)	Trefferquote1 (%)	Anz. RP	Trefferquote2 (%)
ρ	Schicht1	34,5	100	180	100
	Schicht2	37,9	92,2	173	98,8
	Schicht3	41,1	62,1	119	71,7
T1	Schicht1	30,2	100	97	100
	Schicht2	29,2	86,8	170	98,8
	Schicht3	27,2	50	81	80,2
T2	Schicht1	32,4	100	90	100
	Schicht2	31,5	85,7	172	98,8
	Schicht3	21,2	29,6	48	48

Tab.1: Simulationsergebnisse des zweistufigen Extraktionsverfahrens.

Für die in der zweiten Extraktionsstufe bestimmten Referenzpunkte zeigt sich, daß diese in den oberen beiden Schichten, bis auf einen zu vernachlässigen Teil, innerhalb der weißen Substanz liegen. Deutlich zu erkennen ist die weiträumige Verteilung der Referenzpunkte (Abb.3). In der unteren Schicht sind zwar noch genügend viele Referenzpunkte mit einer Trefferquote von bis zu 80% extrahiert worden, jedoch werden weite Teile des Gehirns und somit auch der Inhomogenität nicht mehr durch Referenzpunkte erfaßt (Tab. 1).

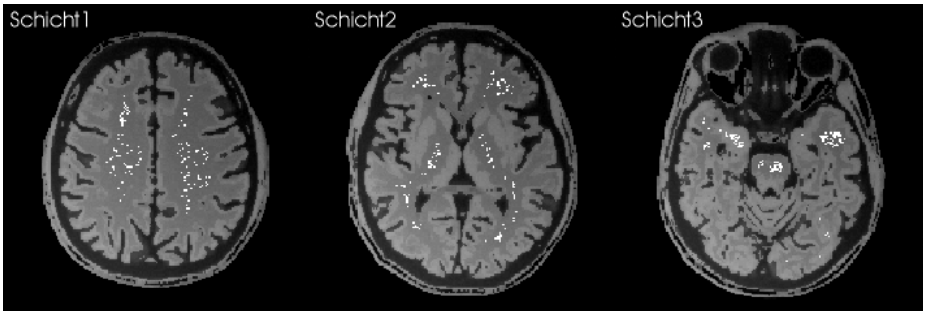

Abb.3: Referenzpunkte (weiß überlagert) eines ρ-gewichteten Simulationsmodells.

Auch an realen Bilddaten zeigt sich eine gute Verteilung der extrahierten Referenzpunkte. Das auf der Basis dieser Referenzpunkte erzielte Korrekturergebnis läßt sich anschaulich durch eine Schwellwertsegmentierung der weißen Substanz vor und nach der Korrektur darstellen (Abb.4).

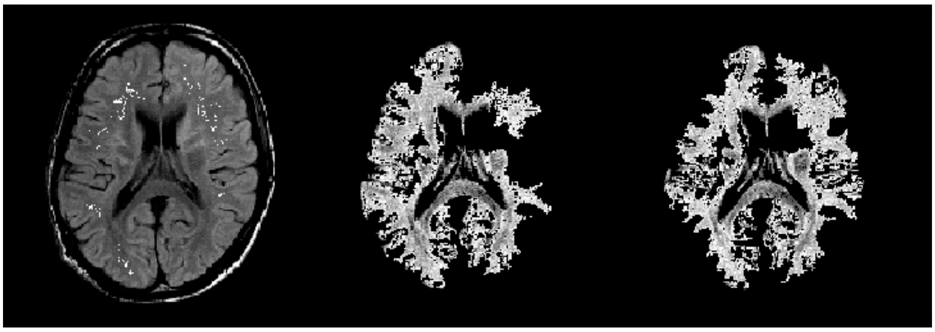

Abb.4: Links: Referenzpunkte für ein ρ-gewichtetes Spin-Echo Bild; Mitte: Segmentierungsergebnis der weißen Substanz vor und Rechts: nach der Inhomogenitätskorrektur.

Danksagung: Wir danken dem IZKF/ZNS der medizinischen Fakultät der RWTH Aachen für die Förderung des Forschungsprojektes NUKMED1, in dessen Rahmen diese Arbeit angefertigt wurde.

5 Literatur

1. Rothschild P, Solomon M, Carlson J: Magnetic Resonance Imaging of Children. B.C. Decker, Inc., 1990.
2. Dawant BM, Zijdenbos AP, Margolin RA: Correction of Intensity Variations in MR Images for Computer-Aided Tissue Classification. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 12: 770-781, 1993.
3. Hardy RL: Multiquadratic Equations of Topography and Other Irregular Surfaces. Journal of Geophysics, Vol. 76: 1905-1915, 1971.
4. Romainczyk S: Inhomogenitätskorrektur in kernspintomographischem Bildmaterial des menschlichen Gehirns. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitungssysteme der RWTH Aachen, 1997.
5. Klette R, Zamperoni P: Handbuch der Operatoren für die Bildverarbeitung. Vieweg Verlag, 1995.