

Erzeugung von Modelldaten zur Prüfung von Bildregistrierungstechniken angewandt auf Daten aus der PET und MRT

Uwe Pietrzyk^{1,2} und Kay Alexander Bente^{1,2}

¹Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Medizin, D-52425 Jülich

²Bergische Universität Wuppertal, Fachbereich Physik, D-42097 Wuppertal
u.pietrzyk@fz-juelich.de, k.bente@fz-juelich.de

Zusammenfassung. Zur Bewertung von Algorithmen zur Bildregistrierung von PET- und MRT-Datensätzen, wurden, ausgehend von MRT-Aufnahmen, Methoden entwickelt, um künstliche Datensätze zu erzeugen, die Charakteristiken von PET-Aufnahmen aufweisen.

1 Einleitung

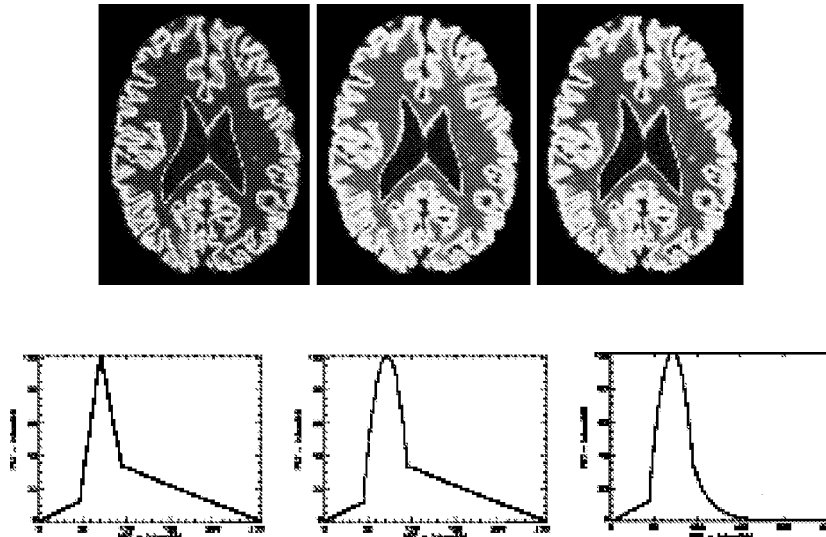
Bei der Registrierung medizinischer Bilder aus der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und der Magnetresonanz-Tomographie (MRT) entsteht das Problem, dass eine exakte Transformation des einen Datensatzes in das Koordinatensystem des anderen Datensatzes a priori nicht bekannt ist. Damit ist die möglichst objektive Bewertung von Bildregistrierungsalgorithmen nur eingeschränkt möglich.

Bei der Überprüfung von Registrierungsalgorithmen bedient man sich häufig der Anwendung von Datensätzen, bei denen künstliche, externe Markierungen in das Messfeld gebracht wurden, derart, dass diese Markierungen in beiden bildgebenden Verfahren Signale erzeugen. Der Nachweis und die Darstellung der Markierungen unterliegen damit auch der für die normale Bildrekonstruktion bzw. Bildanalyse geltenden Beschränkungen und Ungenauigkeiten. Daher wurde die Erzeugung von simulierten PET-Daten vorgeschlagen. Diese können sich z.B. aus MRT-Daten ableiten, wobei entsprechende Signaltransformationen durchgeführt werden müssen. Dies ist deshalb erforderlich, da besonders automatisierte Registrierungsverfahren die Intensitätsverteilung aller Pixel auswerten. Ebenso wird versucht, durch Anwendung von dem normalen Rekonstruktionsverfahren ähnlichen Schritten, die besonderen Merkmale der PET-Bilder zu erzeugen.

2 Methoden

Alle Entwicklungsschritte beziehen sich auf die Verwendung von Daten über das menschliche Gehirn, wobei versucht wurde FDG- und Durchblutungsdatensätze zu konstruieren. In Anlehnung an publizierte Verfahren [1,2] zur Erzeugung von simulierten PET-Daten aus MRT-Daten wurde zunächst alles nicht zum Gehirn gehörende Gewebe entfernt und zusätzlich ein segmentierter Datensatz mit Hilfe der FMRIB-Programme [3] erzeugt.

Abb. 1. Beispiele für die Intensitätstransformation mit zugehörigen Transformationsfunktionen. Links: linearer Verlauf zwischen den Stützstellen. Mitte: 0→CSF linear, CSF→WM parabelförmig, WM→0 linear. Rechts: 0→CSF linear, CSF→WM parabelförmig, WM→0 $\exp(-0.05x)$.



2.1 Intensitätstransformation

Im Unterschied zu bisherigen Verfahren, bei denen jeder Gewebetyp auf eine konstante Aktivität gesetzt wird [1], wurde ein Verfahren entwickelt, welches die Intensitätswerte entsprechend einer Verteilung ändert. Die Funktion wurde derart moduliert, dass der resultierende Datensatz ein Verhältnis von 3 : 1 zwischen den Intensitäten der Grauen und Weißen Gehirnmasse und einem Verhältnis von 10 : 1 zwischen den Werten der Grauen Gehirnmasse und der Spinalflüssigkeit aufweist, wobei jeweils über die einzelnen Regionen gemittelt wurde. Diese Verhältnisse gelten als typische Intensitätsverteilung bei einer FDG-Aufnahme [1].

Bei einem linearen Anstieg und Abfall im Bereich des Mittelwertes der grauen Gehirnmasse erschien die Aktivität des Kortex zu schwach im Vergleich zum restlichen Gehirn auszufallen (Abb. 1 links). Daher wurde die Spitze durch einen parabelförmigen Verlauf aufgeweitet, was den Kortex breiter erscheinen lässt (Abb. 1 Mitte). Der Kortex ist zwar in diesen Bildern immer noch zu dünn, aber durch die nachfolgende Faltung wird sich dieser Bereich noch weiter ausdehnen. Dies kommt daher, dass die hohen Intensitätswerte in dieser Region die angrenzenden Pixel der anderen Regionen während der Faltung mit dem Gaußfilter anheben werden.

Im Mittel waren die Werte der weißen Hirnmasse zu hoch, daher wurden die Werte schließlich durch einen exponentiellen Abfall schneller gegen Null geführt (Abb. 1 rechts).

2.2 Faltung mit ortsabhängigem Gaußkern

Mit dem ortsabhängigen Gaußkern soll berücksichtigt werden, dass PET-Scanner in der Mitte des Messbereiches eine bessere Auflösung haben als am Rand (in radialer Richtung). Die ortsabhängige Faltung faltet jedes Pixel des Datensatzes mit einer für ihn spezifischen Gauß-Filtermaske. Dabei ist die Stärke bzw. Größe des Kerns abhängig vom Abstand des Mittelpunktes des Datensatzes (in radialer Richtung, in axialer Richtung ist die Faltung konstant). Dies wurde in der Art realisiert, dass die dreidimensionale Faltung aufgeteilt wurde in drei Faltungen mit orthogonal zueinander stehenden eindimensionalen Kernen (der Gaußkern ist symmetrisch). Dadurch kann je eine Zeile bzw. eine Spalte mit dem gleichen Kern gefaltet werden, da alle Pixel einer Zeile den gleichen Abstand in y -Richtung vom Mittelpunkt haben, und umgekehrt alle Pixel einer Spalte den gleichen Abstand in x -Richtung haben.

Zunächst wurde aus dem Datensatz künstlich ein Sinogramm erzeugt. Zum einem um später die typischen Bildartefakte der Rekonstruktion zu erhalten und zum andern auch, um während der Faltung eine Dimension und damit auch Rechenzeit einsparen zu können, da die Zeilen eines Sinogramms keine Abhängigkeit zueinander haben und somit das Sinogramm nur in x -Richtung (radial) und in z -Richtung (axial) gefaltet werden muss. In radialer Richtung wurde mit einer FWHM von innen 3 mm bis außen 10 mm gefaltet und in axialer Richtung wurde mit einer konstanten FWHM von 7.5 mm gefaltet. Das Ergebnis davon ist in Abbildung 2 zu sehen. In dieser Abbildung ist in Anlehnung an Kiebel et al. [1] ein normalverteiltes Rauschen hinzugefügt worden. Bei den analytischen Rekonstruktionsverfahren hat das Rauschen hingegen zum Teil einen sternförmiges aussehen, was durch Addieren eines normalverteilten Rauschens nicht simuliert werden kann. Daher lag es nahe, das Rauschen statt im



Abb. 2. Beispiel für die Faltung mit ortsabhängigem Kern, FWHM von 3mm bis 10mm

Abb. 3. Links: Pseudo FDG-Aufnahme, 150 Projektionen. Rechts: Pseudo rCBF-Aufnahme, 50 Projektion mit abschließender Faltung mit konstantem Gaußkern mit 3 mm FWHM in alle Richtungen im Ortsraum

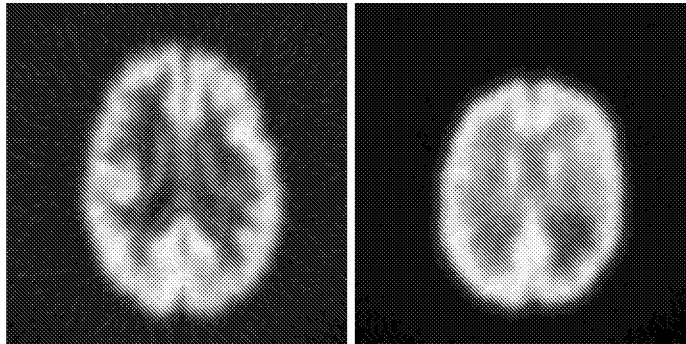


Bild im Sinogramm hinzuzufügen, was im folgenden Verarbeitungsschritt realisiert wurde.

2.3 Poissonförmiges Rauschen

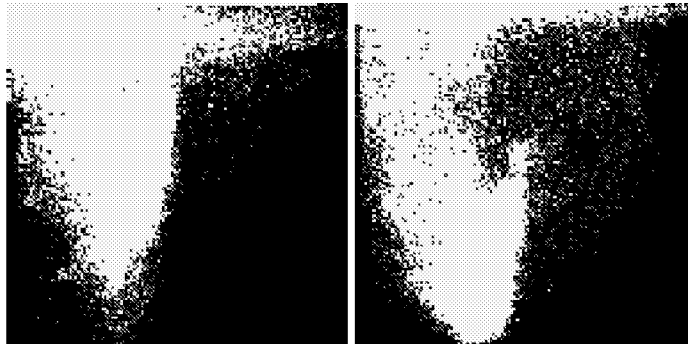
Die Erzeugung einer PET-Aufnahme erfolgt durch Erstellen einer Zählstatistik eines radioaktiven Zerfalls. Damit unterliegen die Einträge des Sinogramms poissonartigen statistischen Schwankungen. Um dieses zu simulieren werden die Einträge im Sinogramm als Mittelwert einer Poissonverteilung angesehen, von der ein neuer Wert „gezogen“ wird, der den alten Sinogrammeintrag ersetzt. Die Poissonverteilung wurde durch eine Gaußverteilung angenähert, da sich dadurch unerwünschte Bildartefakte vermeiden ließen. Der ganzzahlige Charakter der Poissonverteilung führt dazu, dass in Schichten am Rand des Messfeldes, in denen keine oder nur wenig Teile des Gehirns sind, nur wenige Einträge nach dem verrauschen ungleich Null sind. Bei der Rekonstruktion wird aus diesen vereinzelt Punkten ein unerwünschtes Netzmuster. Durch die Wahl der Näherung als Gaußverteilung lässt sich dieses Problem umgehen, allerdings wurden dennoch, ohne Einschränkung der Anwendbarkeit, zum Teil die äußersten Schichten aus dem Datensatz entfernt, wenn die netzförmigen Artefakte weiterhin vorhanden waren.

Über die Anzahl der Projektionen bei der Erzeugung des Sinogramms lässt sich zum einen die Stärke der Sternartefakte beeinflussen und zum anderen die allgemeine Detailschärfe, bzw Qualität der Aufnahme simulieren (z.B. FDG \leftrightarrow rCBF, siehe Abbildung 3)

3 Ergebnisse

Die mit dem geschilderten Verfahren erzeugten simulierten PET-Daten zeigten in der Intensitätsverteilung sehr große Ähnlichkeit zu realistischen PET-Bildern

Abb. 4. 2D-Histogramm einer MR-Messung mit rCBF-Messung (links) und künstlich erzeugtem rCBF-Datensatz aus der MR-Messung (rechts).



und somit auch zur zwei-dimensionalen Intensitätsverteilung aus MRT und PET-Daten (Abbildung 4). Die Intensitätsverteilung ist die Grundlage zur Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes bei der Registrierung multimodaler Datensätze (Mutual Information). Es wurde nachgewiesen, dass die Mutual Information sich bei Verschiebungen des konstruierten PET-Datensatzes gegen den MR-Datensatz in der gleichen Weise verhält wie bei dem korrespondierenden echten PET-Datensatz.

Solche Datensätze konnten somit als Testdaten für das Studium neuer Bild-Registrierungstechniken eingesetzt werden.

4 Diskussion

Mit dem dargestellten Verfahren ist es möglich, Testdatensätze für die Anwendung und Prüfung bei neu zu entwickelnden Bildregistrierungsverfahren zu erzeugen. Die Merkmale der simulierten PET-Daten wurden so erzeugt, dass insbesondere ihre Intensitätsverteilung denen aus echten MRT-PET-Bildpaaren entsprechen und somit eine realitätsnahe Situation bei der Beurteilung neuer Algorithmen möglich ist.

Literaturverzeichnis

1. Stephen J. Kiebel, John Ashburen, Jean-Baptiste Poline, Karl J. Friston: MRI and PET Coregistration – A Cross Validation of Statistical Parametric Mapping and Automated Image Registration. *Neuroimage*. 1997, 5, pp. 271–279, 1053-8119/97.
2. Y. Ma, M. Kamber, A. C. Evans: 3D Simulation of PET Brain Images Using Segmented MRI Data and Positron Tomograph Characteristics. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. Vol. 17, No 4/5. pp. 365–371, 1993.
3. FMRI – Oxford Centre For Functional Magnetic Resonance Imaging Of The Brain: BET – Brain Extraction Tool; FAST – FMRI’s Automated Segmentation Tool. <http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl>