Gesteigerte Registrierungsgenauigkeit verrauschter Bilddaten durch Coincidence Thresholding

Torsten Rohlfing[1] und Jürgen Beier[1,2]

[1] Strahlenklinik und Poliklinik, Charité, Campus Virchow-Klinikum, Augustenbuger Platz 1, D-13353 Berlin
[2] hyperCIS AG, Am Köllnischen Park 1, D-10179 Berlin
Email: torsten.rohlfing@charite.de, juergen.beier@hypercis.de

Zusammenfassung. Das für die voxelbasierte Registrierung verrauschter multimodaler Bilddaten entwickelte Schwellenwertverfahren *Coincidence Thresholding* wird vorgestellt. Anhand von Daten des Vanderbilt-Projekts (NIH-Projekt 1 R01 NS33926-02) wurde die erreichte Steigerung der Registrierungsgenauigkeit quantifiziert. Das Verfahren zeigte eine deutliche Reduktion des maximalen Fehlers bei PET-MRT-Registrierung. Im Unterschied zum üblichen Schwellenwertverfahren erhöhte sich die Zahl fehlgeschlagener Registrierungen bei rauscharmen Daten wie CT und MRT dabei nicht.

Schlüsselwörter: Voxelbasierte Registrierung, Rauschunterdrückung, quantitative Genauigkeitsanalyse

1 Einleitung

Als Produkt eines physikalischen Meßprozesses unterliegen medizinische Bilddaten notwendigerweise einem gewissen Rauschen. Dieses setzt sich durch alle Stufen der Bildrekonstruktion und -verarbeitung fort und verursacht so beispielsweise in der Positronenemissionstomographie (PET) strahlenförmige Artefakte wie in Abbildung 1 gezeigt. Diese virtuellen Strukturen können durch ihre große räumliche Ausdehnung bei der Registrierung mehrerer Datensätze gegenüber den tatsächlichen Daten überwiegen und so die Registrierungsgenauigkeit verringern.

Ausgehend von einem additiven Rauschmodell ist das Signal-Rausch-Verhältnis besonders ungünstig in Regionen geringer Bildintensität. In den gängigen Modalitäten ist dies im allgemeinen der Bildhintergrund (Luft). Dieser läßt sich durch Schwellenwerte zwar leicht ausschalten, jedoch verliert man so zugleich auch nutzbare Information (Abb. 2).

Dieser Nachteil läßt sich durch das nachfolgend vorgestellte Verfahren, *Coincidence Thresholding* [1], beheben. Im Unterschied zur herkömlichen Schwellenwerttechnik berücksichtigt das neue Verfahren gezielt die wechselseite räumliche Lagebeziehung der zu registrierenden Datensätze. Es erlaubt so das gezielte Verwerfen von für die Registrierung nutzloser Information bei gleichzeitiger Erhaltung aller relevanten Daten.

Abb. 1. Rauschbedingte Artefakte in PET. *Links:* Graufenster von 0 (schwarz) bis 400 (weiß), *rechts:* Graufenster von 0 (schwarz) bis 30 (weiß).

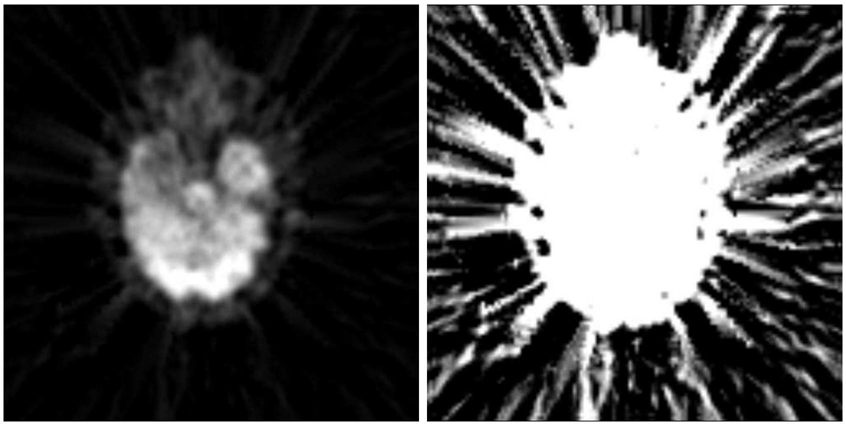
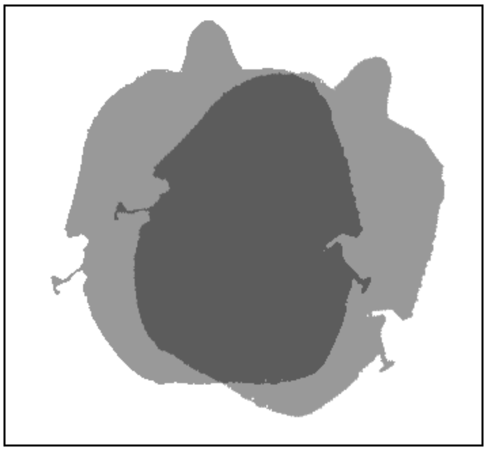


Abb. 2. Erhaltung der Forminformation bei Schwellenwertverfahren. Gezeigt ist die Überlappung zweier Schädelkonturen. *Dunkelgrau:* Zur Registrierung genutzte Daten bei Standard-Schwellenwertanwendung, *hellgrau:* Zusätzliche Information durch Coincidence Thresholding.

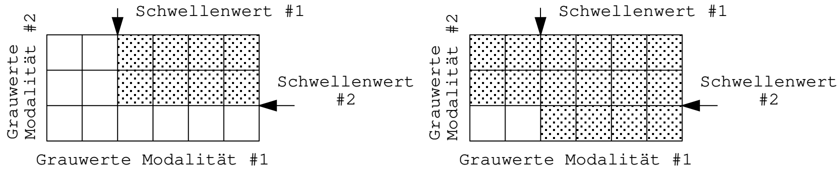


2 Material und Methodik

Coincidence Thresholding. Sei (r, m) ein Paar von Referenzvoxel r und zugehörigem Modellvoxel m. Herkömmliche Schwellenwertanwendung erlaubt die Verwendung dieses Paares für die Registrierung, wenn $m > t_m$ **und** $r > t_r$. Hierbei bezeichnen t_m und t_r die für Referenz und Modell festgelegten (unteren) Schwellenwerte. Diese sind so zu wählen, daß sie Hintergrund und abgebildetes Objekt möglichst vollständig separieren.

Im Unterschied hierzu verwendet *Coincidence Thresholding* alle Voxelpaare,

Abb. 3. Schematische Darstellung der Schwellenwertanwendung in Grauwerthistogrammen. *Links:* Standard-Schwellenwertverfahren, *rechts:* Coincidence Thresholding. Weiße Histogrammfelder werden jeweils verworfen.



für welche nicht zwei unzulässige Werte zusammentreffen. Formal bedeutet dies, daß alle Paare akzeptiert werden, die

$$m > t_m \textbf{ oder } r > t_r. \tag{1}$$

erfüllen. Wie leicht zu erkennen ist, besteht der Unterschied in beiden Definitionen in der Ersetzung von **und** durch **oder**. Damit wird die zu erfüllende Bedingung weniger streng, so daß mehr Voxelpaare akzeptiert und folglich für die Registrierung verwendet werden. Abbildung 2 illustriert die Auswirkungen dieses Vorgehens. De facto werden nur noch solche Voxelpaare verworfen, die zwei Hintergrundvoxel enthalten. Derartige Koinzidenzen sind für die Registrierung offensichtlich ohnehin irrelevant.

Registrierung. Für die (starre) Registrierung wurde ein mehrstufiges voxelbasiertes Suchverfahren [2] verwendet, welches das entropiebasierte Ähnlichkeitsmaß "Normalised Mutual Information" [3] optimierte.

In die Berechnung dieses Maßes wurde die Schwellenwertanwendung wie folgt integriert: Zur Berechnung des entropiebasierten Ähnlichkeitsmaßes wurde zunächst das gemeinsame Histogramm von Modell- und Referenzbild erzeugt. Dieses enthielt in Form eines zweidimensionalen Diagramms die Grauwerte sämtlicher Voxelpaare. Nach dem Aufbau dieses Histogramms befanden sich – bis auf die Breite der diskreten Histogrammbehälter – alle Grauwerte, welche die gegebenen Schwellenwerte nicht erfüllen, in wohldefinierten Behältern (Abb. 3). Diese wurden bei der eigentlichen Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes schlicht ignoriert.

Validierung. Die quantitative Bewertung der Registrierungsgenauigkeit erfolgte unter Verwendung der Daten des Projekts "Evaluation of Retrospective Image Registration" der Vanderbilt-University [4]. Sämtliche Registrierungen der ursprünglichen Studie plus neun später hinzugekommene Patienten mit hochauflösenden Magnetresonanztomographien (MRT) wurden bearbeitet.

Jede Registrierung wurde zunächst ohne Schwellenwertanwendung durchgeführt. Anschließend folgten Registrierungen mit Standard-Schwellenwertverfahren und schließlich *Coincidence Thresholding.*

Abb. 4. Maximale Registrierungsfehler für PET-MRT-Registrierung. In Daten mit Zusatz "rect" wurde während der Bildgebung die geometrische Distorsion korrigiert, "PD" steht für Protonendichte-gewichtete MRT.

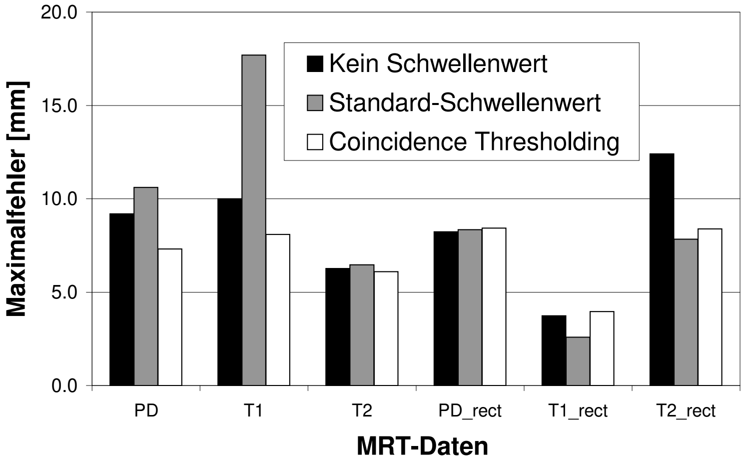


Tabelle 1. Maximale Fehler der PET-MRT-Registrierung mit verschiedenen Schwellenwertverfahren (DK=Distorsionskorrektur, PD=Protonendichte).

	MRT			MRT mit DK			
Schwellenwert	PD	T_1	T_2	PD	T_1	T_2	
ohne	9.19	10.00	6.26	8.23	3.74	12.41	[mm]
Standard	10.61	17.69	6.46	8.35	2.59	7.84	[mm]
Coincidence	7.31	8.09	6.09	8.43	3.96	8.39	[mm]

3 Ergebnisse

Abbildung 4 stellt die maximalen Fehler bei der Registrierung von PET- und MRT-Daten der Vanderbilt-Studie nach Art der verwendeten MRT-Daten graphisch dar. Tabelle 1 enthält die zugrundeliegenden Zahlenwerte. Jede der Kategorien repräsentiert zwischen vier und acht einzelnen Registrierungen. In drei von sechs Kategorien lieferte Coincidence Thresholding deutlich bessere Resultate als Registrierung ohne Schwellenwerte. In den drei übrigen Kategorien war das Verfahren höchstens marginal schlechter. Im Gegensatz zum Standard-Schwellenwertverfahren (bei Registrierung von PET und T_1-gewichteter MRT) traten bei Coincidence Thresholding keine extremen Ausreißer auf.

Bei der Registrierung von CT und MRT gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen Coincidence Thresholding und Registrierung ohne Schwellenwerte, weswegen eine Darstellung der genauen Resultate entfällt. Das Standard-Schwellenwertverfahren führte hier in Einzelfällen allerdings zu einem vollständigen Scheitern der Registrierung (Fehler $>$ 100 mm).

4 Schlußfolgerungen

Das vorgestellte Verfahren verringerte deutlich die maximalen Fehler bei der Registrierung von PET- und MRT-Daten. Es ist einfach zu implementieren, universell verwendbar und effizient. Anders als das übliche Schwellenwertverfahren verwirft Coincidence Thresholding keine nutzbare Bildinformation. Dies erklärt die gleichbleibende hohe Robustheit der Registrierung.

5 Danksagung

Diese Arbeit wurde gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG), Graduiertenkolleg 331. Die Autoren danken Herrn Prof. Dr. Dr. Roland Felix und Herrn Prof. Dr. Norbert Hosten für ihre großzügige Unterstützung.

The images and the standard transformations for registration accuracy assessment were provided as part of the project, "Evaluation of Retrospective Image Registration", National Institutes of Health (NIH), Project Number 1 R01 NS33926-02, Principal Investigator, J. Michael Fitzpatrick, Vanderbilt University, Nashville, TN, USA.

Literatur

1. Rohlfing T, Beier J: Improving reliability and performance of voxel-based registration by coincidence thresholding and volume clipping. In Hawkes DJ, Hill DLG, Gaston R, (Hrsg.): *Proceedings of Medical Image Understanding and Analysis 99*, S. 165–168, King's College, London, UK.
2. Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ: Automated three-dimensional registration of magnetic resonance and positron emission tomography brain images by multiresolution optimization of voxel similarity measures. *Med Phys*, 24(1):25–35, 1997.
3. Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32:71–86, 1998.
4. West JB, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer, Jr, CR, Kessler RM et al.: Comparison and Evaluation of Retrospective Intermodality Brain Image Registration Techniques. *J Comput Assist Tomogr*, 21(4):554–566, 1997.