Registrierung und Fusion von funktionellen und anatomischen MRT-Daten

Quantitative Genauigkeitsanalyse und Anwendung in der navigierten Neurochirurgie

Torsten Rohlfing[1], Jürgen Beier[1,2], Jay B. West[3], Ulrich-Wilhelm Thomale[4], Thomas Liebig[1] und Christian A. Taschner[1]

[1] Strahlenklinik und Poliklinik, Charité, Campus Virchow-Klinikum, Augustenbuger Platz 1, D-13353 Berlin
[2] hyperCIS AG, Am Köllnischen Park 1, D-10179 Berlin
[3] Department of Computer Science, Vanderbilt University School of Engineering, 5332 Stevenson Center, Box 1826, Nashville, TN 37235, USA
[4] Klinik für Neurochirurgie, Charité, Campus Virchow-Klinikum, Berlin
Email: {torsten.rohlfing,uthomale,thomas.liebig, christian.taschner}@charite.de, juergen.beier@hypercis.de, jayw@vuse.vanderbilt.edu

Zusammenfassung. Eine Prozedur für die Akquisition, Registrierung und Fusion funktioneller und anatomischer Magnetresonanztomographien (MRT) wird beschrieben und validiert. Anatomische MRT (5-10 Schichten) wurden in identischer Schichtlage zur funktionellen MRT erzeugt und für die Registrierung mit anatomischen 3D-Datensätzen (MP-RAGE, typischerweise 160 Schichten) verwendet. Die Genauigkeit der Registrierung wurde mittels Daten von 8 Patienten des Vanderbilt-Projektes quantitativ validiert. Hierbei wurde kein Verlust an Genauigkeit durch die geringe Anzahl von Schichten festgestellt. Für reale Patientendaten wurden fMRT und MP-RAGE-Daten fusioniert und bei neurochirurgischen Interventionen unter Verwendung eines robotergestützten Operationsmikroskops eingesetzt.

Schlüsselwörter: Funktionelle MRT, Registrierung und Fusion, Validierung, navigierte Neurochirurgie

1 Einleitung

Intraoperative Navigation in der Neurochirurgie erfordert eine exakte Kenntnis der Position von Läsionen. Darüber hinaus profitiert die Operationsplanung und -durchführung erheblich von zusätzlichen Informationen, die funktionell intakte Hirnareale als Risikostrukturen ausweisen. Derartige Daten lassen sich insbesondere mit der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT, [1]) gewinnen.

Ein Vorteil dieser bildgebenden Modalität ist die enge technische Verwandtschaft zur üblichen anatomischen MRT. Diese erlaubt eine transformationsfreie Fusion anatomischer und funktioneller Bilddaten. Die räumliche Auflösung der resultierenden fusionierten Daten genügt jedoch aufgrund der geringen Anzahl verfügbarer Schichten (typischerweise 5 bis 10) nicht den Anforderungen bildgesteuerter Interventionen.

Die vorliegende Arbeit beschreibt eine Prozedur für die kombinierte Akquisition funktioneller und anatomischer MRT sowie die Registrierung und Fusion dieser Daten mit hochaufgelösten anatomischen MRT-Daten. Die Genauigkeit der Registrierung wird quantitativ validiert [2] und eine Anwendung der Technik auf einen realen Patientendatensatz demonstriert.

2 Material und Methodik

Bildgebung. Die im klinischen Einsatz verwendeten MRT-Daten stammen von einem 1.5T-Scanner (Gyroscan ACS NT, Philips, Best, Niederlande). Drei verschiedene Arten von Daten wurden akquiriert:

(I) 5 Schichten T_2^*-gewichtete MRT: Pixelgöße 3,59 mm×3,59 mm, 64×64 Pixel, Schichtdicke 7,0 mm. Die Akquisition wurde permanent wiederholt, wobei ein geeigneter periodischer Stimulus auf den Patienten angewendet wurde. Die Berechnung der funktionellen MRT erfolgte durch pixelweise Korrelation der Grauwerte mit dem Stimulus unter Verwendung des Philips Brain Activation Processing Tool (Release 6.1).

(II) 5 Schichten T_1-gewichtete MRT in identischer Schichtlage zu (I): Pixelgröße 0,45 mm×0,45 mm, 512×512 Pixel, Schichtdicke 7,0 mm.

(III) MP-RAGE[1]-Daten für die Navigation. Typische Parameter: Pixelgröße 0,45 mm×0,45 mm, 512×512 Pixel, 160 Schichten, Schichtdicke 1,0 mm.

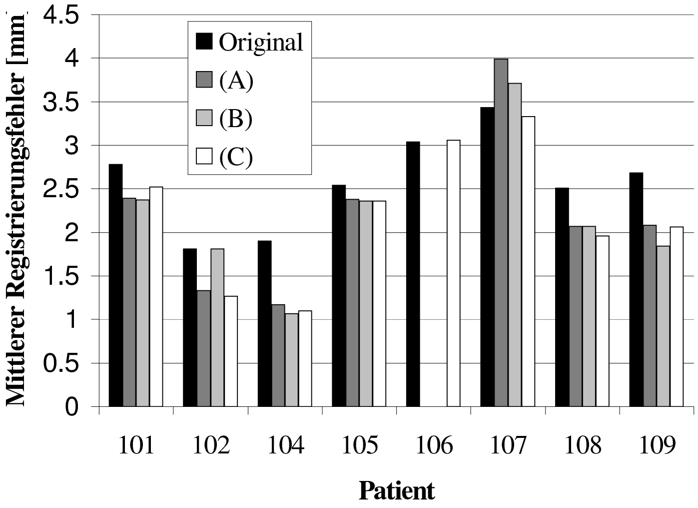
Registrierung und Fusion. Die unter (I) genannten funktionellen Bilddaten bedürfen aufgrund der identischen Schichtlage keiner Registrierung mit den unter (II) genannten anatomischen Daten. Letztere wiederrum wurden mit einem voxelbasierten Verfahren [3] auf der Basis des Ähnlichkeitsmaßes Normalised Mutual Information [4] mit den Daten aus (III) registriert. Die resultierende Transformation wurde dann für die Fusion von (I) und (III) verwendet.

Die Fusion selbst erfolgte durch Überlagerung der in den fMRT identifizierten funktionellen Areale über die MP-RAGE-Daten [5]. Aus den resultierenden fusionierten Bilddaten wurden DICOM-Dateien generiert, welche dann für die Operationsplanung und interventionelle Navigation an ein robotergestütztes MKM-Operationsmikroskop (Zeiss, Oberkochen, D) übertragen wurden.

Validierung. Das Projekt "Evaluation of Retrospective Image Registration" [2] der Vanderbilt-University stellt den derzeit einzigen frei verfügbaren Gold-Standard für die starre multimodale Registrierung im Schädelbereich dar. Als Teil dieser Studie stehen unter anderen T_2-gewichtete MRT und MP-RAGE-Daten von 8 Patienten zur Verfügung. Für diese wurden die korrekten Registrierungen unter Verwendung stereotaktischer Rahmen und implantierter Knochenmarker bestimmt.

[1] Auf Philips-Scannern mit 3D-FFE bezeichnet.

Abb. 1. Mittlerer Fehler bei der Registrierung von T_2-gewichteter und MP-RAGE MRT. Für Patient 103 existieren keine T_2-gewichteten Daten.



Mit Hilfe dieser Bilddaten, jedoch ohne Kenntnis der korrekten Transformationen, wurde die Registrierung von fMRT und MP-RAGE nachvollzogen. Dazu wurden aus den originalen T_2-gewichteten Daten einzelne Schichten selektiert, deren Auflösung in etwa den oben erwähnten Daten (II) entsprach. Im einzelnen wurden für jeden Patienten drei neue Datensätze erzeugt:

(A) 5 Schichten, 6 mm Schichtabstand,
(B) 10 Schichten, 3 mm Schichtabstand,
(C) 10 Schichten, 6 mm Schichtabstand.

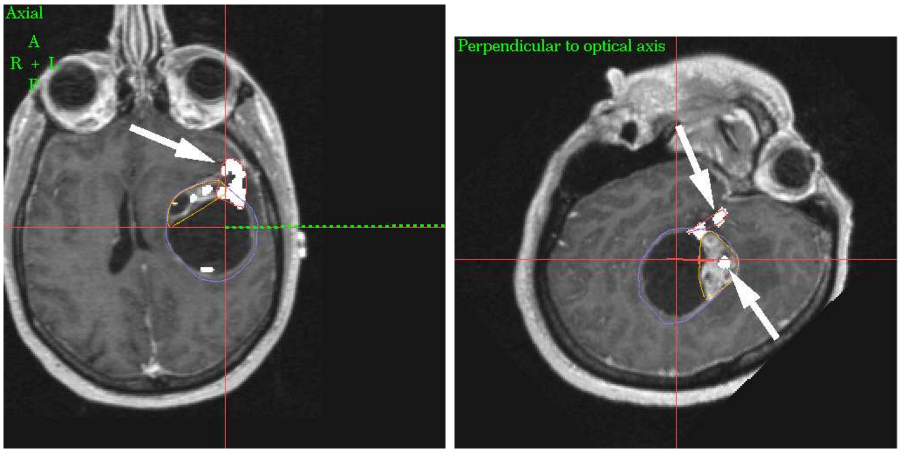
Die Datensätze (B) und (C) dienen der Untersuchung der Auswirkungen einer Verdopplung der Anzahl von fMRT-Schichten. Eine solche wird unter anderem von Scannern neuerer Bauart ermöglicht. In (B) werden die zusätzlichen Schichten dabei zur Halbierung des Schichtabstandes verwendet, während sie in (C) der Vergößerung des Blickfeldes dienen.

Alle reduzierten Datensätze wurden mit den originalen MP-RAGE-Daten der Vanderbilt-Studie registriert und die Genauigkeit der Registrierung anhand der stereotaktischen Referenztransformationen quantifiziert. Die Resultate für (A), (B) und (C) wurden dann mit denen bei Verwendung der vollständigen T_2-gewichteten Daten (52 Schichten, 3 mm Schichtabstand) verglichen.

3 Ergebnisse

Die mittleren Registrierungsfehler für die verschiedenen Datensätze sind in Abbildung 1 graphisch dargestellt. Die erzielte Genauigkeit bei Verwendung der Bilddaten aus (A) und (B) war in jeweils einem von acht Fällen marginal

Abb. 2. Fusionierte anatomische und funktionelle MRT (intraoperativ). Die weißen Bereiche (*Pfeile*) zeigen das motorische Sprachzentrum (Broca) des Patienten, wie in der fMRT dargestellt.



schlechter als mit vollständigen Daten (52 Schichten). Zwischen (A) und (B) bestanden keine signifikanten Unterschiede. Die Registrierung der Daten von Patient 106 schlug fehl, was durch visuelle Kontrolle leicht zu identifizieren war.

Der mittlere Registrierungsfehler bei Verwendung der Daten aus (C) war nie größer als bei Verwendung vollständiger Daten. Darüber hinaus wurde hier auch Patient 106 auf Anhieb erfolgreich registriert.

Abbildung 2 illustriert den praktischen Nutzen des in dieser Arbeit behandelten Verfahrens. Die gezeigten Bilddaten wurden während der navigierten Resektion eines zystischen Glioms aus den präoperativen Daten reformatiert. Die horizontale unterbrochene Linie im linken Bild zeigt die optischen Achse des Operationsmikroskops im Moment der Bilderzeugung. Das rechte Bild wurde orthogonal zur dieser Achse reformatiert und entspricht somit genau dem Blick des Chirurgen auf das Operationsfeld.

Dieses Bild demonstriert darüber hinaus die Notwendigkeit der Verwendung insbesondere in z-Richtung hochaufgelöster Daten für die Navigation. Bei größeren Schichtabständen würden derartige Schnittebenen (annähernd sagittal) kaum noch anatomische Details enthalten.

4 Schlußfolgerungen

Weder die geringe Anzahl verfügbarer Schichten noch der vergleichsweise große Schichtabstand beeinträchtigten die Genauigkeit der Registrierung von T_2-gewichteten MRT und MP-RAGE-Daten. Eine Verringerung des Schichtabstandes von 6 auf 3 mm brachte ebenfalls keine Verbesserung.

Verdopplung der räumlichen Ausdehnung der verwendeten Daten (C) steigerte zwar nicht die Genauigkeit, wohl aber die Zuverlässigkeit der Registrierung (keine fehlgeschlagene Registrierung gegenüber jeweils einer bei (A) und (B)). Allerdings stellt die Robustheit der verwendeten Verfahren ohnehin kein praktisches Problem dar, da gescheiterte Registrierungen leicht visuell zu identifizieren waren. Unter Vorgabe einer groben manuellen initialen Transformation ließen sich zudem auch die zuvor fehlgeschlagenen Registrierungen erfolgreich durchführen.

Die Integration von funktionellen MRT beispielsweise in die bildgesteuerte Neurochirurgie ist somit effizient, zuverlässig und exakt mittels automatischer voxelbasierter Registrierungsverfahren möglich. Der medizinische Nutzen wurde bereits an anderer Stelle beschrieben [5, 6], ist jedoch auch anhand der hier gezeigten Abbildungen ohne weiteres ersichtlich.

5 Danksagung

TR, JB und CT wurden gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG), Graduiertenkolleg 331. Die Autoren danken Herrn Prof. Dr. Dr. Roland Felix, Herrn Prof. Dr. Norbert Hosten sowie Herrn Prof. Dr. Wolfgang Lanksch 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.

Literatur

1. Frahm J, Bruhn H, Merboldt KD, Hanicke W: Dynamic MR imaging of human brain oxygenation during rest and photic stimulation. *J Magn Reson Imaging*, 2(5):501–505, 1992.
2. West JB, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer, Jr CR, Kessler RJ, et al.: Comparison and Evaluation of Retrospective Intermodality Brain Image Registration Techniques. *J Comput Assist Tomogr*, 21(4):554–566, 1997.
3. 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*, Seiten 165–168, King's College, London, UK, Juli 1999.
4. Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32:71–86, 1998.
5. Thomale U-W, Liebig T, Taschner CA, Rohlfing T, Beier J, Rosenthal A, Unterberg AW, Hosten N, Lanksch WR: Integration of functional MRI data in computer assisted surgery. In Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG (Hrsg.), *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, Nummer 1191 der Reihe Excerpta Medica, International Congress Series, Seiten 668–672, Elsevier, Amsterdam, Juni 1999.
6. Taschner CA, Liebig T, Hosten N, Thomale U-W, Rohlfing T, Lanksch W, Felix R: Integration of functional MRI in the image–guided therapy of supratentorial tumors of the brain. *Neuroimage*, 1999.