Registrieren, Matching und Fusionieren von Volumendatensätzen

Thomas Lorang[a], Ernst Schuster[a], Michael Prinz[a], Manfred Gengler[a],
Werner Backfrieder[b], Stefan Wachter[c], Natascha Gerstner[c]

Universität Wien, Allgemeines Krankenhaus
Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien / Österreich
(a) Institut für Medizinische Computerwissenschaften
(b) Institut für Biomedizinische Technik und Physik
(c) Universitätsklinik für Radiotherapie und Radiobiologie
Email: thomas.lorang@akh-wien.ac.at

Zusammenfassung. Vorgestellt wird ein interaktiver Ansatz zur Registrierung von beliebigen, multimodalen Volumendatensätzen, durch den eine hohe Genauigkeit, Schnelligkeit und intuitives, leichteres Handling der Daten im Vergleich mit automatischen Methoden ermöglicht wird.

Schlüsselwörter: Registrierung, Matching, Fusionierung

1Einleitung

Immer häufiger stehen dem Arzt Volumendatensätze eines Patienten von unterschiedlichen, bildgebenden Modalitäten zur Diagnose und Therapieplanung zur Verfügung. Vor allem die Fusionierung von CT- und MRI- Daten kann in der klinischen Routine erhebliche Erleichterungen bringen.

Im allgemeinen wird bei der Registrierung von zwei dreidimensionalen Volumendatensätzen ein Datensatz als Basis- Datensatz und ein zweiter als anzupassender Datensatz interpretiert. Bei der eigentlichen Registrierung werden folgende Schritte durchgeführt

0 Bestimmen von Gemeinsamkeiten in beiden Datensätzen (aufgrund gemeinsamer Informationen)
1 Herleiten der Transformationen für den anzupassenden Datensatz
2 Anwendung der Transformationen an den anzupassenden Datensatz
3 Fusionierung (verschmelzen komplementärer Informationen)

2Markierungen

Die Registrierungsmethoden für medizinische Datensätze können derzeit in drei Bereiche gegliedert werden:

- Anbringen von externen Markierungen

- Interne Markierungen (Interaktives Auffinden von anatomischen Gegebenheiten im Bildmaterial)
- Registrierung vorsegmentierter Bilder[1,2]

Alle oben genannten Zugänge benötigen interaktive Arbeitsschritte, entweder beim Anbringen von Markern oder beim Überwachen und Korrigieren von Segmentierungsalgorithmen. Ein Vergleich dieser Methoden muß daher, neben Genauigkeit und Schonung des Patienten auch die Einsatzfähigkeit in der klinischen Routine beinhalten.

2.1Externe Markierungen

Das Anbringen von externen Markern ist im klinischen Betrieb einfach durchführbar und führt zu relativ hoher Registrierungsgenauigkeit [3,4]. Das Material der Markierung muß in mehreren Modalitäten (MR und CT) gut sichtbar sein und die Markierungen dürfen sich nicht relativ zueinander verschieben. Markierungen an der Haut beeinflussen das Wohlbefinden des Patienten am wenigsten, haben allerdings den Nachteil , daß gerade an der Hautoberfläche beim MR die Verzerrungen am größten sind. Die Elastizität der Haut bewirkt weitere Ungenauigkeiten. Um dem entgegenzuwirken, wurden Markierungen in den Knochen von Patienten angebracht[5]. Man erreicht dadurch eine weit höhere Übereinstimmung der Markierungen in MR- und CT- Aufnahmen, setzt allerdings den Patienten einer wesentlich höheren Belastung aus [6]. Dabei ist auch zu berücksichtigen, daß diese Markierungen groß genug sind, um in mehr als nur einer Schicht deutlich zu erscheinen, so daß auch eine Registrierung in Richtung der Schichtführung ermöglicht wird. Zylinderförmige Markierungen [7] sind über mehrere Schichten (5 mm) hinweg sichtbar und können wegen der höheren Auflösung innerhalb einer Schicht auch sehr dünn sein (2 mm). Diese eignen sich allerdings nur bei gleicher Schichtführung in den einzelnen Modalitäten.

2.2Interne Markierungen

Interne Markierungen (Landmarks) werden am Computer in den einzelnen Schichten eingetragen [8,9]. Am einfachsten sind dabei Punktmarkierungen, die man als Paar in zwei Modalitäten einträgt. Dies steht allerdings dem Problem gegenüber, daß es in der menschlichen Anatomie kaum punktförmige Objekte gibt. Dazu kommt, daß auch bei gleicher Schichtführung, die Schichten kaum an der gleichen Position aufgenommen werden können. Somit kann ein in einer MR- Schicht auszumachender Punkt sich zwischen zwei CT- Schichten befinden und dort nur grob angenähert werden. Medizinisches Personal wird somit etliche Markierungen in mehreren Schichten eintragen müssen, um die geringe Ortsauflösung in Richtung der Schichtführung zu kompensieren. Je mehr Punktpaare eingetragen werden, um so komplexer wird dieses Gebilde und um so schwieriger wird eine Nachbearbeitung sein.

3Interaktive Registrierung

Unser Ansatz zum Registrieren von Volumendatensätzen besteht darin, daß zwei Datensätze interaktiv gegeneinander verschoben, rotiert und skaliert werden, bis sich die subjektiv beste Übereinstimmung ergibt. Die Übereinstimmung wird dabei qualitativ anhand der Fusionierung von den beiden Datensätzen validiert. Der Vorgang soll im folgenden anhand der Registrierung eines axialen MR- und eines axialen CT- Datensatzes von einem Becken erklärt werden.

Beide Datensätze stammen von dem gleichen Patienten und wurden mit 14 Tagen Zeitunterschied aufgenommen. Die Akquisitionen wurden unabhängig voneinander mit unterschiedlichen Schichtabständen und Voxelgrößen durchgeführt. Die MR-Schichten wurden mit 0.2 Tesla, 9.6 mm Schichtabstand (6 mm Schichtdicke), 16 Bit Auflösung in 256*256 Matrizen abgelegt. Die CT- Schichten wurden mit 120 KVP, 5 mm Schichtabstand und Schichtdicke, 16 Bit Auflösung in 512*512 Matrizen abgelegt. Durch Laden der beiden Datenwürfel werden diese automatisch so registriert, daß ihre Mittelpunkte übereinstimmen. Wegen der unterschiedlichen Matrix- Größen haben beide Datensätze auch unterschiedliche Skalierungen, die jedoch durch Auswerten der Pixelabstände automatisch von unserer Anwendung behoben werden. Wir bezeichnen den MR- Datensatz als primären Datensatz und der CT- Datensatz als sekundären.

Unsere Anwendung erlaubt es nun, mit affinen Transformationen beide Datensätze entlang allen Achsen synchron zu rotieren, zu verschieben und zusätzlich den primären Datensatz unabhängig vom sekundären zu rotieren, zu verschieben und zu skalieren. Der erste Schritt bei unserem interaktiven Ansatz besteht darin, die Schichtlage von beiden Datensätzen aneinander anzupassen. Zuerst werden durch synchrone Rotationen etwaige Torquierungen im CT- Datensatz behoben. Mit den unabhängigen Rotationen werden anschließend Torquierungen im primären Datensatz bezüglich des sekundären behoben. Ein gutes Maß für die Behebung von Torquierungen entlang der Y- und Z- Achsen ist die Symmetrie der menschlichen Anatomie. Für Torquierungen entlang der X-Achse ist die Symmetrie allerdings ungeeignet.

Nachdem die Schichtlagen in beiden Datensätzen angepaßt sind, werden die Schichtpositionen aufeinander abgestimmt. Dabei sucht man – durch synchrone Verschiebung entlang der Z- Achse – im CT- Datensatz eine Schicht mit gut sichtbaren Knochenkonturen. Im Fall von Beckenaufnahmen ist dies eine Schicht, in der die Hüftgelenke deutlich sichtbar sind. Anschließend sucht man im primären (MR-) Datensatz, durch unabhängige Verschiebung entlang der Z- Achse, die entsprechende Schicht. Ist diese Schicht gefunden, werden Verschiebungen entlang der X- und Y-Achse korrigiert.

Zur Validierung der Registrierung wird nicht die gesamte CT- Information über die MR- Information eingeblendet, sondern nur die Konturen der Knochen (Abb. 1). Diese Fusionierung hat sich bei der Registrierung – vor allem von CT und MR – bewährt. Sie bietet dem Radiologen die komplette MR- Information – die im Beckenbereich deutlich höheren Kontrast hat als die CT- Information – in denen relevante CT-Informationen nur angedeutet sind.

Analog geht man bei der Registrierung von zwei CT- Datensätzen vor. Die Fusionierung von Houndsfield- Units und Knochenkonturen hat sich auch hier als gutes

Maß für eine visuelle Überprüfung der Registrierung erwiesen. Durch zusätzliches Einblenden der Knochenkonturen aus dem primären Datensatz (Abb. 3) wird das Resultat der Registrierung noch verdeutlicht.

4Schlußfolgerung

Versuche mit dieser interaktiven Methode haben gezeigt, daß eine Registrierungsgenauigkeit im Subvoxel- Bereich erreichbar ist. Die Qualität der Resultate ist durchaus vergleichbar mit Resultaten von Matching- Algorithmen [10,11]. Beim Matchen von Oberflächen oder Konturen müssen diese Features durch Segmentierung aus den Datensätzen extrahiert werden, der interaktive Teil ist hier die Vorverarbeitung. Bei unserer Methode entfällt der Vorverarbeitungsschritt, der interaktive Teil ist die Registrierung bzw. das Matchen selbst.

Durch die unabhängigen Rotationen ist es sehr einfach möglich, axiale Schichten auch mit coronaren oder sagitalen Schichten zu matchen. Abb. 1-3 zeigen additive Überlagerung von multimodalen Informationen. Durch Bildung der Differenz erhält man ein sehr gutes, subjektives Maß für die Genauigkeit der Registrierung von zwei MR- Datensätzen. Diese interaktive Registrierung hat sich unabhängig von den verwendeten Modalitäten herausgestellt. Dies und die Tatsache, daß diese Methode kaum Vorverarbeitung von Volumendatensätze benötigen, hat weiteren Einfluß auf ihre klinische Anwendbarkeit.

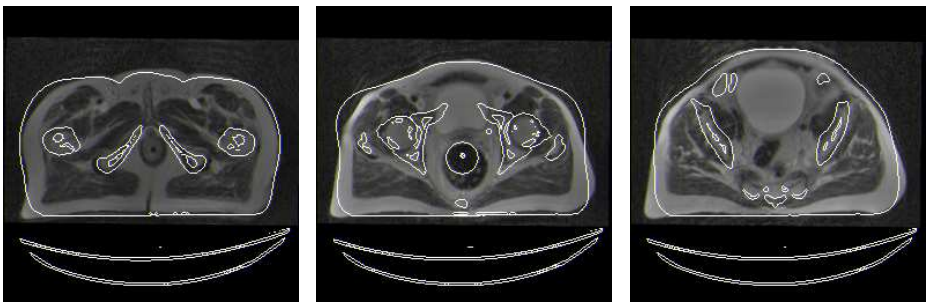

Abb. 1 Registrierung von MR- und CT- Aufnahmen eines Beckens
Im MR- Datensatz sind weiß überlagert die Konturen von Knochen und Haut aus dem CT- Datensatz

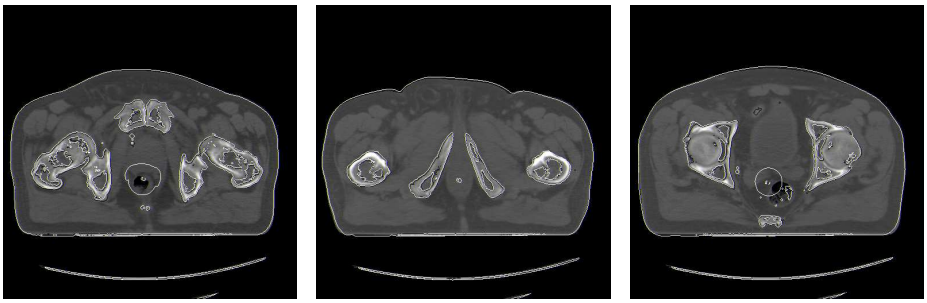

Abb. 2 Registrierung von zwei CT- Aufnahmen eines Beckens.
Weiß überlagert sind die Konturen von Knochen und Haut aus dem sekundären CT-Datensatz

Abb. 3 Vergrößerung des Fusionierungsresultates am Hüftgelenk.
Zusätzlich sind hier die Knochenkonturen des Primären Datensatzes überlagert und coronare und sagitale Rekonstruktion dargestellt

4Literatur

1. E.P. van-den, J.B. Maintz, and M.A. Viergever, Geometry driven multimodality matching of brain images *Brain Topogr.*, vol. 5, pp. 153-157, 1992.
2. E.P. van-den, J.B. Maintz, E.D. Pol, and M.A. Viergever, Image Fusion using geometrical features ed. R.A. Robb. ed. SPIE. 1808, 1992. Proceedings of Visualisation in Biomedical Computing 1992. Chapel Hill. NC.
3. O. Sipila, P. Nikkinen, H. Pohjonen, V.P. Poutanen, A. Visa, S. Savolainen, T. Katila, and K. Liewendahl, Accuracy of a registration procedure for brain SPET and MRI: phantom and simulation studies *Nucl.Med.Commun.*, vol. 18, pp. 517-526, Jun, 1997.
4. T.S. Sumanaweera, G.H. Glover, P.F. Hemler, E.P. van-den, D. Martin, J.R. Adler, and S. Napel, MR geometric distortion correction for improved frame-based stereotaxic target localization accuracy *Magn.Reson.Med.*, vol. 34, pp. 106-113, Jul, 1995.
5. C. Kremser, C. Plangger, R. Bosecke, A. Pallua, F. Aichner, and S.R. Felber, Image registration of MR and CT images using a frameless fiducial marker system *Magn.Reson.Imaging*, vol. 15, pp. 579-585, 1997.
6. F.C. Vinas, L. Zamorano, R. Buciuc, Q.H. Li, F. Shamsa, Z. Jiang, and F.G. Diaz, Application accuracy study of a semipermanent fiducial system for frameless stereotaxis *Comput.Aided.Surg.*, vol. 2, pp. 257-263, 1997.
7. M.Y. Wang, J. Maurer-CR, J.M. Fitzpatrick, and R.J. Maciunas, An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 43, pp. 627-637, Jun, 1996.
8. R. Boesecke, T. Bruckner, and E. Gabriele, Landmarkbased correlation of medical images *Phys.Med.Biol.*, vol. 35, pp. 121-126, 1998.
9. M. Merickel and M. McCarthy, Registration of contours for 3-D reconstruction AnonymousAnonymouspp. 616-620, 1984. IEEE Annual Conference of the Engeneering in Medicine and Biology Society.
10. G. Borgefors, Hierarchical Chamfer matching: A parametric edge matching algorithm *IEEE Trans.Pattern Anal.Machine Intell*, vol. 10, pp. 849-865, 1988.
11. C.A. Pelizzari, G.T. Chen, D.R. Spelbring, R.R. Weichselbaum, and C.T. Chen, Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain *J.Comput.Assist.Tomogr.*, vol. 13, pp. 20-26, Jan, 1989.