

Registrierung von CT- und MRT-Volumendaten der Leber

Thomas Böttger^{1,2}, Nicole V. Ruiter¹, Rainer Stotzka¹, Rolf Bendl³
und Klaus K. Herfarth⁴

¹Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik,
Forschungszentrum Karlsruhe, 76133 Karlsruhe

²Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik,

³Abteilung für Medizinische Physik,

Deutsches Krebsforschungszentrum, 69120 Heidelberg

⁴Radiologische Universitätsklinik, 69120 Heidelberg

Email: t.boettger@dkfz.de

Zusammenfassung. Es wird ein Verfahren zur automatischen Registrierung von CT- und MRT-Volumendaten der Leber vorgestellt. Die nicht-rigiden Deformationen wurden mittels Thin-Plate Splines modelliert. Ein Verfahren zur automatischen Berechnung der für die Thin-Plate Spline-Interpolation benötigten Kontrollpunkte wurde entwickelt und implementiert. Zur Optimierung der Registrierungstransformation wurde als Gütemaß Mutual Information verwendet.

1 Einleitung

Am DKFZ in Heidelberg werden Patienten mit Lebermetastasen mittels stereotaktischer Bestrahlung behandelt. Eine Phase I/II – Studie zeigte gute erste Ergebnisse [1]. Die für die Therapie notwendige Bestimmung von Dosis und Ort der Bestrahlung wird anhand von Computertomographie-Daten (CT) durchgeführt. Die Besonderheit liegt hierbei in der Abdominalkompression des Bauchraumes. Dadurch wird der komplette Bauchraum und somit auch die Leber fixiert. Bewegungen und Lageveränderungen durch Atmung oder Verdauungsvorgänge werden minimiert, was für eine möglichst genaue Reproduzierbarkeit der während der Planung ermittelten Tumorposition notwendig ist.

In den CT-Daten sind die Lebertumoren oft unvollständig oder überhaupt nicht erkennbar. Da die Bestrahlungsapparatur nicht MR-kompatibel ist, wird vor der Behandlung ein diagnostisches Magnetresonanztomogramm (MRT) aufgenommen. Im MRT kann man das kranke Gewebe deutlich besser identifizieren.

Um den Arzt bei der Planung der Strahlentherapie zu unterstützen, sollen die aus dem MRT gewonnenen Informationen über Ort und Größe des Tumors mit den Volumendaten des Planungs-CT fusioniert werden.

Diese Arbeit untersucht, inwiefern eine solche Datenfusion - die Registrierung der MRT- und CT-Daten - realisierbar ist. Es handelt sich hierbei um die Registrierung dreidimensionaler multimodaler Bilddaten weichen Gewebes. Die beschriebene Abdominalkompression erschwert die Registrierung in besonderem

Maße. Veröffentlichungen zur elastischen Registrierung von dreidimensionalen CT- und MRT-Daten der Leber waren zum Zeitpunkt der Arbeit nicht bekannt.

2 Methoden

Es wurde ein Verfahren implementiert, dass die Bilder in zwei Phasen registriert. Es wurden Schnittstellen zu *VIRTUOS*, der Bestrahlungsplanungssoftware des DKFZ, definiert und implementiert. Somit können die registrierten MRT-Datensätze im Therapieplanungssystem zur Verfügung gestellt werden.

Im ersten Schritt wird mittels rigider Transformationen eine initiale Überlagerung erzielt. Diese Registrierung dient als Startpunkt für die als zweites folgende nicht-rigide Registrierung. In diesem zweiten Schritt sollen vor allem die lokalen Deformationen des weichen Gewebes erfasst und modelliert werden. Der Registrierung geht eine Vorverarbeitung voraus. Hierbei werden sämtliche sichtbare Teile der Betrahlungsapparatur aus den Daten entfernt. Zusätzlich ist auch ein Resampling der Daten erforderlich, um eine gleiche Ortsauflösung der zu registrierenden Datensätze zu erhalten.

2.1 Rigide Transformation

Die Freiheitsgrade der rigiden Transformation ergeben sich aus dem dreidimensionalen Translationsvektor $t = (t_x, t_y, t_z)^T$ dessen Komponenten die Verschiebungen entlang der drei Raumrichtungen darstellen sowie einem Rotationswinkel φ , der die Rotation um die Körperlängsachse beschreibt. Somit lässt sich die rigide Transformation T_{rigid} eines Bildpunktes p mit den homogenen Koordinaten $(x, y, z, 1)^T$ folgendermaßen darstellen:

$$T_{rigid} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 & t_x \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

2.2 Optimierung der rigiden Transformation

Während der Registrierung werden Transformationsparameter gesucht, welche die beiden Bilddatensätze in optimaler Weise überlagern. Die Güte des Registrierungsergebnisses wird dabei mittels des entropiebasierten Gütemaßes Normalized Mutual Information (*NMI*) bestimmt [2]. *NMI* hat sich besonders in der Registrierung multimodaler Bilddaten bewährt. Ausgehend von zwei Bildern, der Referenz R und dem transformierten Modellbild M^T , berechnet es sich wie folgt:

$$NMI(R, M^T) = \frac{H(R) + H(M^T)}{H(R, M^T)} \quad (2)$$

Während der Optimierung der Überlagerung zweier Bilder wird das Gütemaß *NMI* maximiert. Dazu wurde ein Gradientenabstiegsverfahren implementiert.

2.3 Nicht-rigide Registrierung

Zur Modellierung der elastischen Deformationen des Lebergewebes wird die Thin-Plate Spline-Interpolation [3] verwendet. Sie basiert auf der Überlagerung von anatomisch korrespondierenden Kontrollpunktpaaren, welche vom Anwender manuell in den Bilddaten bestimmt werden müssen. Im Folgenden wird ein Algorithmus vorgestellt, der den hohen Aufwand der manuellen Kontrollpunktwahl verringern soll.

2.4 Automatische Kontrollpunktberechnung

In Anlehnung an den von Likar und Pernus [4] entwickelten Ansatz zur hierarchischen Kontrollpunktberechnung in 2D wurde ein Algorithmus für den 3D-Fall entworfen.

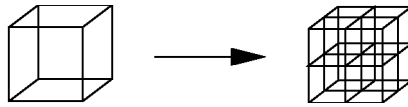


Abb. 1. Hierarchische Unterteilung der Volumina zur Kontrollpunktberechnung

Die Volumina werden, wie in Abb. 1 angedeutet, in jeweils 8 gleich große Teilwürfel unterteilt. Danach werden die Teilwürfel des Modellvolumens mit den Teilwürfeln der Referenz rigide registriert. Die Mittelpunkte der rigide registrierten Teilwürfel dienen dann wie bei Likar als Kontrollpunkte für die Thin-Plate Spline-Interpolation. Es folgt der nächste Verfeinerungsschritt.

3 Ergebnisse

Anhand zweier Datensätze wurden die implementierten Methoden untersucht. Dazu wurden in den beiden Originaldatensätzen anatomisch gleiche Punkte, sogenannte Landmarken, identifiziert. Als Landmarken wurden beispielsweise der Tumormittelpunkt oder markante Gefäße in der Leber verwendet. Die Landmarken wurden während der einzelnen Registrierungsphasen ebenfalls transformiert. Nach den jeweiligen Registrierungsphasen wurde der mittlere Abstand aller Landmarkenpaare berechnet und ausgewertet.

Nach der Vorverarbeitung der beiden Datensätze wurde die initiale rigide Registrierung automatisch hergestellt. Die Versuche haben gezeigt, dass diese automatische Registrierung die manuell durch einen Anwender erzielbare Genauigkeit erreicht [5]. Ausgehend von den rigide registrierten Datensätzen wurde die nicht-rigide Thin-Plate Spline-Interpolation durchgeführt.

Es wurden verschiedene Versuche mit manuell gewählten und automatisch berechneten Kontrollpunkten durchgeführt. Zusätzlich wurde der hierarchische Ansatz zur automatischen Kontrollpunktberechnung auf seine Funktionsfähigkeit hin untersucht.

3.1 Ergebnisse des Phantomversuches zur Thin-Plate Spline-Interpolation mit automatischer Kontrollpunktberechnung

Abb.2 zeigt die Ergebnisse der Thin-Plate Spline-Interpolation mit automatischer Kontrollpunktberechnung anhand eines Phantoms. Es ist gut erkennbar, wie der Algorithmus die lokalen Deformationen nachbildet.

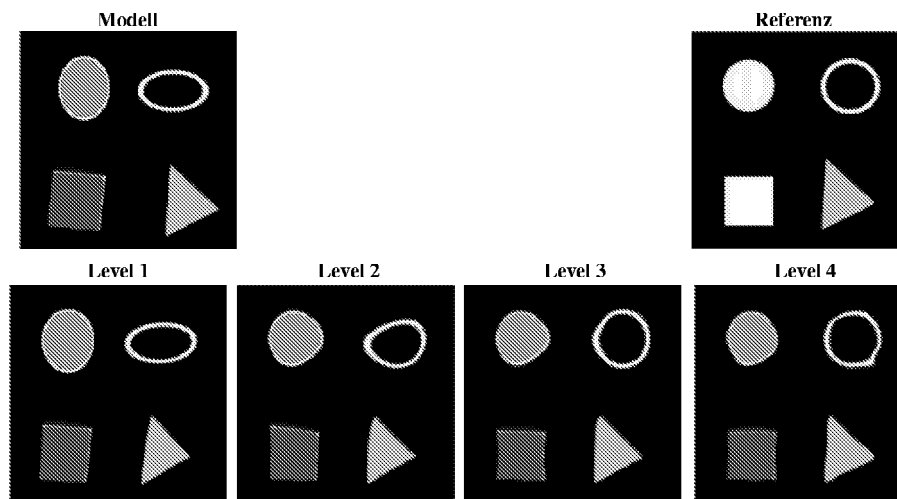


Abb. 2. Schichtbilder eines mittels Thin-Plate Splines registrierten Phantoms.(oben: Ausgangsdaten, unten: Ergebnisse der einzelnen Verarbeitungsstufen)

3.2 Ergebnisse der Thin-Plate Spline-Interpolation

Es wurde eine Analyse der Spline-Interpolation durchgeführt. Es wurden jeweils 5 Landmarkenpaare im Tumor definiert, deren mittlere Abstände nach den verschiedenen nicht-rigiden Deformationen verglichen wurden. Tabelle 1 zeigt die Werte für die unterschiedlichen Transformationen. Es wird deutlich, dass die Thin-Plate Spline-Interpolation basierend auf den manuell gewählten Kontrollpunkten ein gutes Ergebnis liefert. Bei Anwendung der automatischen Kontrollpunktberechnung verringert sich der Fehler nur leicht und steigt im weiteren Verlauf sofort wieder an.

4 Diskussion und Zusammenfassung

Der Versuch, ein weitgehend automatisches Registrierungsverfahren zu implementieren, war erfolgreich. Die initiale rigide Überlagerung bildet den Ausgangspunkt für die nicht-rigide Deformation. Die Ergebnisse der zweiten Registrierungsphase haben gezeigt, dass die sehr starken Deformationen der Referenzdaten mittels der angewandten Spline-Interpolation modelliert und die MRT-Daten erfolgreich mit dem Planungs-CT registriert werden können. Auf diesem

Tabelle 1. Mittlerer quadratischer Abstand der Landmarken bei Spline-Interpolation mit manuell gewählten und automatisch berechneten Kontrollpunkten.

Phase	pat_gk	pat_bb
	MSE [mm]	
Nach rigider Registrierung	16,4	15,0
Manuell	8,8	11,2
Automatisch L1	14,3	14,9
Automatisch L2	16,3	14,5
Automatisch L3	17,9	16,8

Weg können die aus dem MRT gewonnenen Kenntnisse über Größe und Lage des Tumors der Therapieplanung zugänglich gemacht werden.

Die Ergebnisse des Algorithmus zur automatischen Kontrollpunktberechnung entsprachen nicht den Erwartungen. Ein Grund dafür ist die geringe statistische Signifikanz der Histogramme, die für die Registrierung kleiner Teilbilder nicht ausreicht. Eventuell muss hier ein anderer Ansatz gewählt werden. Es bleibt zu überprüfen, inwiefern die durch Thin-Plate Splines modellierten Gewebedeformationen den durch die Abdominalkompression hervorgerufenen tatsächlichen Deformationen der Leber entsprechen. Im nächsten Schritt kann eine Studie angefertigt werden, die das Verfahren anhand einer statistisch relevanten Anzahl von Datensätzen überprüft.

Literaturverzeichnis

1. Herfarth KK, Debus J, Lohr F, Bahner ML et al.: Stereotactic Single Dose Radiation Therapy of Liver Tumors: Results of a Phase I/II Trial. *J Clin Oncol*, vol. 19, 165–170, 2001
2. Viola P: Alignment by Maximization of Mutual Information. PhD Thesis. MIT Artificial Intelligence Laboratory, June 1995
3. Bookstein FL: Principal Warps: Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations. *IEEE Transactions On Pattern Analysis and Machine Intelligence*. vol. 11 no. 6, 576–585, 1989
4. Likar B, Pernus F: A Hierarchical Approach to Elastic Registration Based on Mutual Information. *Image and Vision Computing*, 33–44, 1999.
5. Böttger, T: Registrierung von CT- und MRT-Volumendaten der Leber. Diplomarbeit IAIM, Universität Karlsruhe, IPE, Forschungszentrum Karlsruhe, 2002