Elastisches Matching eines 3D Hirnatlas mit Radialen Basisfunktionen

K. A. Ganser[1], H. Dickhaus[1], R. Metzner[2], C. R. Wirtz[2]

[1]Institut für Medizinische Informatik
Universität Heidelberg, Fachhochschule Heilbronn
Max-Planck-Str. 39, 74081 Heilbronn
[2]Neurochirurgische Klinik der Universität Heidelberg
Email: ganser@fh-heilbronn.de

Zusammenfassung. Der Hirnatlas von Talairach und Tournoux wird häufig bei der neurochirurgischen Operationsplanung verwendet. Wir haben dieses Standardwerk in ein computerbasiertes Hirnatlassystem umgesetzt, das den Arzt bei der Interpretation von MR-Aufnahmen unterstützt. Da sich das im Originalatlas vorgesehene stückweise lineare Verfahren zur Abbildung des Atlas auf Patientengehirne in vielen Fällen als zu einfach erwiesen hat, haben wir ein elastisches Matching auf Grundlage von Radialen Basisfunktionen implementiert. Unser Verfahren benötigt ca. 1 Minute Rechenzeit und liefert sehr zufriedenstellende Abbildungsergebnisse.

1 Problemstellung

Für die Interpretation von Tomogrammen aus dem Schädelbereich sind Hirnatlanten ein wertvolles Werkzeug. Insbesondere in Regionen, in denen das Bildmaterial aufgrund technischer Unzulänglichkeiten der bildgebenden Verfahren wenig Details enthält, stellen Hirnatlanten zusätzliche Informationen bereit. Ein in der klinischen Praxis häufig benutzter Hirnatlas ist der Stereotaxieatlas von Talairach und Tournoux [1], der aus drei orthogonalen Serien von Hirnkarten besteht, die neuroanatomische Strukturen sowie die Cortexunterteilung nach Brodmann in Form von Schnittbildern enthalten. In früheren Arbeiten [2] haben wir auf Grundlage dieses etablierten Standardwerks ein computerbasiertes Atlassystem entwickelt, das die Anwendung des Talairach-Atlas bei der radiologischen Diagnose und der neurochirurgischen Operationsplanung wesentlich erleichtert. Unter anderem besteht die Möglichkeit, den Atlas auf Patientenbilder gemäß einem stückweise linearen Verfahren (proportional grid) abzubilden und Atlas- und Patientenanatomie in einer gemeinsamen Ansicht überlagert darzustellen. Dieses affine Abbildungsverfahren arbeitet zufriedenstellend, wenn die Geometrie des untersuchten Gehirns nicht durch z.B. Tumore stark verändert ist [2]. Die pathologischen Verhältnisse aufgrund raumfordernder Prozesse können aber notwendigerweise nicht durch das relativ einfache Verfahren abgedeckt werden. Aus diesem Grund haben wir ein elastisches Matchingverfahren basierend auf Radialen Basisfunktionen entwickelt.

2 Methode

2.1 Berechnung der elastischen Deformation

Ein elastisches Matchingverfahren zur Abbildung zweier Datensätze aufeinander hat die Aufgabe, jedem Punkt im Ausgangsdatensatz einen Punkt im Zieldatensatz zuzuordnen. In unserem Anwendungsfall ist der Ausgangsdatensatz der computerisierte Talairach-Atlas, und der Zieldatensatz ist eine (segmentierte) MR-Hirnaufnahme. Wir verwenden einen punktbasierten Ansatz, d.h. es wird eine Anzahl N von Korrespondenzen zwischen markanten Atlaspunkten $\vec{a}_i$ und entsprechenden Patientenpunkten $\vec{p}_i$ vorgegeben ($i = 1, \ldots, N; \vec{a}, \vec{p} = (x, y, z)^T$), und für alle anderen Atlaspunkte $\vec{a}$ werden die Zielpunkte $\vec{p}$ durch Interpolation der gegebenen Verschiebungsvektoren ($\vec{p}_i - \vec{a}_i$) ermittelt. Zur Interpolation verwenden wir Radiale Basisfunktionen, mit deren Hilfe das Problem auf die Lösung (großer) linearer Gleichungssysteme reduziert wird. Die Interpolationsfunktion $\mathcal{T}(\vec{a})$ besteht aus einem affinen Anteil $\mathcal{A}$ und einer radialen Transformation $\mathcal{R}$:

$$\vec{p} = \mathcal{T}(\vec{a}) = \mathcal{A}(\vec{a}) + \mathcal{R}(\vec{a}), \tag{1}$$

wobei $\mathcal{A}$ und $\mathcal{R}$ definiert sind als

$$\begin{aligned}
\mathcal{A}(\vec{a}) &= (\mathcal{A}_x(\vec{a}), \mathcal{A}_y(\vec{a}), \mathcal{A}_z(\vec{a})) \quad \text{mit} \quad \mathcal{A}_k = \alpha_{k,1} + \alpha_{k,2}x + \alpha_{k,3}y + \alpha_{k,4}z, \\
\mathcal{R}(\vec{a}) &= (\mathcal{R}_x(\vec{a}), \mathcal{R}_y(\vec{a}), \mathcal{R}_z(\vec{a})) \quad \text{mit} \quad \mathcal{R}_k = \sum_{i=1}^{N} \beta_{k,i} r(|\vec{a} - \vec{a}_i|);
\end{aligned}$$

r, die radiale Basisfunktion, ist eine Funktion, die nur vom Abstand des Punktes $\vec{a}$ von den vorgegebenen Atlaspunkten $\vec{a}_i$ abhängt. Insgesamt wird die Transformation $\mathcal{T}$ also durch $3(N + 4)$ Koeffizienten bestimmt, $N + 4$ Koeffizienten für jede Raumdimension. Die Koeffizienten in jeder Dimension können durch Lösen eines Linearen Gleichungssystems der Größe $N + 4$ bestimmt werden. Die N Koeffizienten $\beta_{k,i}$ aus $\mathcal{R}_k$ werden durch die Punktkorrespondenzen festgelegt, die 4 Koeffizienten $\alpha_{k,i}$ aus $\mathcal{A}_k$ durch eine zusätzliche Normierung der $\beta_{k,i}$:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{A} \\ \mathbf{A}^T & \mathbf{0} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{\beta}_k \\ \vec{\alpha}_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{P}_k \\ \vec{0} \end{pmatrix}, \quad k \in \{x, y, z\}. \tag{2}$$

Die Elemente der $N \times N$ Submatrix $\mathbf{R}_k$ sind $R_{ij} = r(|\vec{a}_i - \vec{a}_j|)$, die der $N \times 4$ Submatrix $\mathbf{A}_k$ sind $A_{i1} = 1$, $A_{i2} = a_{x,i}$, $A_{i3} = a_{y,i}$, $A_{i4} = a_{z,i}$. Der N-Vektor $\vec{P}_k$ enthält die k-te Dimension der Zielpunkte $\vec{p}$: $P_{k,i} = p_{k,i}$. Offensichtlich ist die Gesamtmatrix aus Gleichung 2 unabhängig von der Raumdimension k, d.h. die Matrix ist für alle drei Fälle k identisch und muß nur einmal aufgestellt werden. Sind nach Lösung der Gleichungen 2 die Koeffizienten α_i und β_i bekannt, können für beliebige Atlaspunkte $\vec{a}$ die Zielpunkte $\vec{p}$ im Patientendatensatz durch Einsetzen in Gleichung 1 berechnet werden.

In der Literatur sind eine Reihe von Radialen Basisfunktionen r beschrieben (z.B. [3,4]). Wir haben mehrere davon in unserer Implementation getestet und haben mit der linearen Basisfunktion $r(|\vec{x}_i - \vec{x}_j|) = |\vec{x}_i - \vec{x}_j|$ die besten Ergebnisse hinsichtlich Laufzeitverhalten und Abbildungsqualität erzielt.

2.2 Vorgeben der Punktkorrespondenzen

In unserem Atlassystem werden Punktkorrespondenzen zwischen dem (stückweise linear gematchten) Atlas und dem Patientendatensatz automatisch bestimmt, wobei der Anwender die Möglichkeit hat, Verschiebungsvektoren zu löschen und auch selbst neue festzulegen. Punkte, die gleichmäßig auf dem Atlas-Cortex verteilt sind, werden in radialer Richtung auf das (segmentierte) Patientengehirn abgebildet. Auf den Atlas-Ventrikeln verteilte Punkte werden auf die jeweils nächstgelegenen Punkte der (segmentierten) Patienten-Ventrikel abgebildet. Da das elastische Matching ein stückweise lineares Matching voraussetzt, stimmen die zugrundeliegenden Landmarken (vordere und hintere Commissur) im Atlas und im Patientendatensatz überein; somit können diese ebenfalls als Punktkorrespondenz berücksichtigt werden.

Im Falle eines nicht-pathologischen Gehirns reichen die genannten Punkte zum Matching des Atlas aus. Wenn sich ein Gehirn allerdings durch Verformungen aufgrund von Tumoren vom Normalfall unterscheidet, müssen zur Kompensation derartiger Deformationen zusätzliche Punktepaare berücksichtigt werden. Unser System reduziert (segmentierte) Tumore virtuell auf einen einstellbaren Prozentsatz ihrer Größe; diese verkleinerten Tumore werden dann als Ausgangsstruktur betrachtet und durch die Verschiebungsvektoren wieder auf ihre tatsächliche Größe gebracht. Dieser Vorgang simuliert die Raumforderung im Atlas.

3 Ergebnis

Das Auffinden von Punktkorrespondenzen zwischen dem Talairach-Atlas und dem Patientendatensatz erfolgt automatisch, wobei dem Anwender die Möglichkeit zur manuellen Korrektur bleibt. Finden von Korrespondenzen – in unseren Versuchen war N in der Größenordnung 800 – sowie Lösen der resultierenden linearen Gleichungssysteme zur Interpolation der Verschiebungen dauert auf einem handelsüblichen PC etwa eine Minute und liegt damit in einer durchaus tolerierbaren Größenordnung. Sämtliche anatomischen Inhalte unseres Atlassystems (dreidimensional rekonstruierte Hirnstrukturen sowie alle 2D-Atlaskarten)

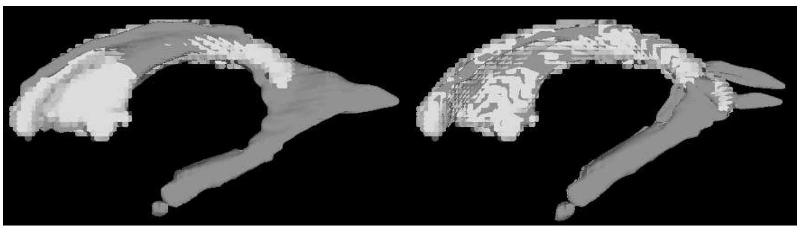

Abb. 1. Gleichzeitige Darstellung der Seitenventrikel des Atlas (dunkel) und des Ventrikelsegments des Patienten (hell), links nach stückweise linearem Matching, rechts nach elastischem Matching. Die gute Qualität des elastischen Verfahrens ist an der gleichmäßigen Verteilung der Farben ersichtlich.

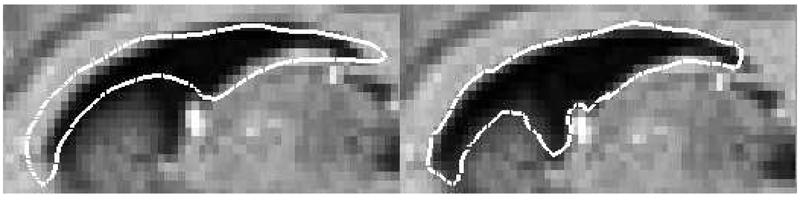

Abb. 2. Die Kontur des stückweise linear (links) bzw. elastisch (rechts) gematchten Atlasventrikels ist auf eine sagittale Schnittebene des Patientendatensatzes eingeblendet. Die Verbesserung durch das elastische Matching ist offensichtlich.

können aufgrund der berechneten Matchingfunktion verformt und entsprechend angezeigt werden. Da das Warping (d.h. die Anwendung der bestimmten Matchingfunktion auf einzelne Objekte) stets nur für die aktuell vom Benutzer betrachteten Objekte neu berechnet wird und zudem die verformten Koordinaten gespeichert werden, wird der hierfür nötige Zeitaufwand gering gehalten und vom Anwender praktisch nicht wahrgenommen. Das Ergebnis des elastischen Matching ist visuell sehr vielversprechend und verbessert in jedem Fall die Qualität gegenüber dem stückweise linearen Ansatz. – siehe Abb. 1 und Abb. 2.

Obwohl der Talairach-Atlas in der Vergangenheit mehrfach in computerbasierten Atlassystemen eingesetzt wurde (z.B. [5]), ist uns kein weiteres System bekannt, das ein elastisches Matching des gesamten Atlasvolumens in 3D berechnen kann.

4 Schlußfolgerung

Ein elastischer Matchingalgorithmus ist für ein computerbasiertes Atlassystem zur neurochirurgischen OP-Planung ein notwendiges Werkzeug. Der von uns gewählte Ansatz mit radialen Basisfunktionen ist sehr schnell und bringt sehr gute Ergebnisse. Eine objektive quantitative Evaluation der Matchingqualität soll in den nächsten Wochen erfolgen. Es ist weiterhin beabsichtigt, für die Bestimmung der Punktkorrespondenzen noch mehr Aufwand zu investieren, um beispielsweise am Cortex markante Landmarken (etwa den zentralen Sulcus oder die Sylvische Fissur) gezielt berücksichtigen zu können.

Literatur

1. Talairach J, Tournoux P: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Thieme, Stuttgart, 1988
2. Ganser KA, Dickhaus H, et al.: Ein digitaler Gehirnatlas – Evaluation mit funktioneller MRT. Procs BVM 2000:180–184. Springer, Berlin, 2000.
3. Carr JC, Fright WR, Beatson RK: Surface interpolation with radial basis functions for medical imaging. IEEE Transactions on Medical Imaging 16(1):96–107, 1997.
4. Fornefett M, Rohr K, Stiehl HS: Radial basis functions with compact support for elastic registration of medical images. Image and Vision Computing 19:87–96, 2001.
5. Nowinski WL, Thirunavuukarasuu A: Atlas-assisted localization analysis of functinal images. Medical Image Analysis 5(3):207-220, 2001.