3D Volumenbeschneidung bei der voxelbasierten Registrierung medizinischer Bilddaten: Verfahren und quantitative Analyse

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. Ein Verfahren zur Berechnung der gemeinsamen Voxel in zwei beliebig zueinander positionierten dreidimensionalen medizinischen Bilddatensätzen wird beschrieben. Bei der voxelbasierten Registrierung beider Bilder eliminiert es die Betrachtung überflüssiger Daten und reduziert so die notwendige Rechenzeit. Zwei Testreihen mit klinischen Daten belegen eine deutliche Beschleunigung der Registrierung.

Schlüsselwörter: Voxelbasierte Registrierung, Volumenbeschneidung

1 Einleitung

In den letzten Jahren haben sich voxelbasierte Verfahren als die derzeit exaktesten und robustesten Methoden zur Registrierung multimodaler Bilddaten erwiesen [1]. Alle diese Algorithmen basieren auf der Optimierung eines anhand der Grauwerte zweier Datensätze definierten Ähnlichkeitsmaßes. Dessen Berechnung erfordert dabei im allgemeinen den wesentlichsten Teil der bisweilen erheblichen Rechenzeit.

Unabhängig vom im Einzelfall verwendeten Ähnlichkeitsmaß erfolgt dessen Berechnung nach folgendem Schema: Für jeden Voxel des einen Datensatzes (*Modell*) wird, ggf. durch Interpolation, der korrespondierende Voxel des anderen (*Referenz*) bestimmt. Aus der Folge aller so gewonnenen Voxelpaare wird dann das Ähnlichkeitsmaß berechnet. Im Fall eines der einfachsten Maße, dem mittleren Abstandquadrat, besteht dieser Schritt beispielsweise nur noch in der Bestimmung der durchschnittlichen quadratischen Differenz zwischen jeweils zusammengehörigen Voxeln.

Betrachtet man die Voxel des Modelldatensatzes, so gehen in diese Berechnung nur diejenigen unter ihnen ein, zu denen ein zugehöriger Voxel im Referenzbild existiert. Es sind dies genau diejenigen Modellvoxel, die *innerhalb* der Referenz liegen, wobei die gegenseitige Lage beider Bilder durch die jeweils betrachtete Koordinatentransformation zwischen Ihnen bestimmt wird. Alle übrigen Modellvoxel haben keinerlei Einfluß auf die Registrierung, doch ihre Betrachtung erfordert – beispielsweise für die Anwendung der Transformation – ebenfalls Rechenzeit.

Es liegt daher der Gedanke nahe, solche unnötigen Voxel von der Betrachtung auszuschließen und so die Registrierung zu beschleunigen. Die vorliegende Arbeit stellt ein Verfahren hierzu vor und evaluiert anhand klinischer Daten quantitativ die typischerweise zu erwartenden Einsparungen an Rechenzeit.

2 Methodik

2.1 Volumenbeschneidung

In [2] beschreiben Liang und Barsky ein computergraphisches Verfahren ("parameterized line clipping") zum Beschneiden von zu visualisierenden Geraden an den Grenzen eines rechtwinkligen Sichtbarkeitsbereiches. Dieser Algorithmus läßt sich wie folgt auf das wechselseitige Beschneiden zweier dreidimensionaler Bilder verallgemeinern.

Wir betrachten eine beliebige Zeile des Modellbildes als Gerade L im Raum. Analog zu [2] wird jeder Punkt $\mathbf{p}$ auf L wie folgt parametrisiert: $\mathbf{p} = c(\mathbf{b} - \mathbf{a})$, wobei $\mathbf{a}$ den Anfangs- und $\mathbf{b}$ den Endpunkt der betrachteten Bildzeile beschreibt. Jeder Voxel der durch L dargestellten Zeile ist nun durch ein $c \in [0, 1]$ eindeutig identifiziert. Weiterhin seien p_0, p_1 und p_2 die drei Koordinaten des Punktes $\mathbf{p}$; entsprechendes gelte für $\mathbf{a}$, $\mathbf{b}$ etc.

Das Referenzbild R übernimmt, übertragen auf den Kontext von [2], die Rolle des Sichtbereiches ("viewport"). Da lediglich auf das Modellbild eine Transformation angewendet wird, ist das Referenzbild ein zu den Koordinatenebenen paralleler Quader zwischen den Eckpunkten $(0, 0, 0)$ und (S_0, S_1, S_2).

Zunächst bestimmen wir denjenigen Abschnitt auf L, der innerhalb der Referenz liegt. Da letztere ein Quader und somit insbesondere konvex ist, handelt es sich dabei um einen zusammenhängenden Abschnitt $[c_s, c_e] \subseteq [0, 1]$. Ist $\mathbf{d} = \mathbf{b} - \mathbf{a}$ der Richtungsvektor von L, so müssen die Grenzen dieses Abschnitts die folgenden Ungleichungen für $i = 0, 1, 2$ erfüllen:

$$c_s > -\frac{a_i}{d_i} \text{ und } c_e < \frac{S_i - a_i}{d_i} \quad \text{falls } d_i > 0, \tag{1}$$

$$c_e < -\frac{a_i}{d_i} \text{ und } c_s > \frac{S_i - a_i}{d_i} \quad \text{falls } d_i < 0. \tag{2}$$

Im Fall $d_i = 0$ schneidet L entweder R nicht (wenn $a_i \notin [0, S_i]$), oder die betreffende Ungleichung ist belanglos. Initialisiert man $c_s = 0$ und $c_e = 1$, so läßt das komplette Ungleichungssystem sich durch sukzessives Einschränken dieses Bereiches leicht lösen. Ergibt sich auf diese Weise $c_s > c_e$, so durchschneidet L die Referenz R *nicht*. Andernfalls liegen genau diejenigen Voxel im Bereich $[c_s, c_e]$ auf der von L repräsentierten Zeile des Modellbildes.

Der nächstkompliziertere Fall ist das Beschneiden einer Ebene P des Modellbildes. Sei diese, analog zur Geradenparametrisierung oben, beschrieben durch einen Eckpunkt $\mathbf{e}$ sowie zwei Vektoren $\mathbf{x}$ und $\mathbf{y}$ zu den beiden $\mathbf{e}$ benachbarten Eckpunkten von P. Weiterhin seien für $i = 0, 1, 2$ folgende Symbole definiert:

$$x_i^- = \min(0, x_i) \text{ und } x_i^+ = \max(0, x_i). \tag{3}$$

Hierbei handelt es sich um den minimale (x^-) bzw. maximale (x^+) Beitrag von $\mathbf{x}$ zur i-ten Koordinate eines beliebigen Punktes in P, wenn diese mit $0 \leq c \leq 1$ gewichtet wird. Für den zweiten P aufspannenden Vektor $\mathbf{y}$ kann nun der Bereich $[c_s, c_e]$ berechnet werden, für den R von P geschnitten wird:

$$c_s > -\frac{e_i + x_i^+}{y_i} \text{ und } c_e < \frac{S_i - e_i - x_i^-}{y_i} \quad \text{falls } y_i > 0, \tag{4}$$

$$c_e < -\frac{e_i + x_i^+}{y_i} \text{ und } c_s > \frac{S_i - e_i - x_i^-}{y_i} \quad \text{falls } y_i < 0. \tag{5}$$

Der Fall $y_i = 0$ wird behandelt wie beim oben dargestellten Beschneiden einer Geraden. Auch das Lösen des Ungleichungssystems erfolgt analog. Das Ergebnis ist ein Intervall $[c_s, c_e] \subseteq [0, 1]$, welches diesmal den Bereich aller zu $\mathbf{x}$ parallelen Bildzeilen in P angibt, die R potentiell schneiden. Für jede dieser Zeilen kann nun der oben angegebene Algorithmus zum Beschneiden von Geraden angewendet werden. So ergibt sich letztlich der exakte Schnitt von P und R.

Die Erweiterung des Verfahrens auf das Beschneiden des kompletten Modellbildes M erfolgt völlig analog. Zunächst sind alle Ebenen P zu bestimmen, die R potentiell schneiden. Dies erfordert das Lösen eines wie oben erweiterten Ungleichungssystems. Alle diese Ebenen können dann wie zuvor beschrieben behandelt werden und so fort.

2.2 Registrierung

Die Registrierung erfolgte durch Optimierung des voxelbasierten Ähnlichkeitsmaßes Normalised Mutual Information [3]. Die optimalen Transformationsparameter wurden mit einem Mehrfachauflösungs-Suchverfahren in Anlehnung an [4] bestimmt. Sowohl die ursprüngliche als auch die hier verwendete Implementierung haben bei Evaluierung im Rahmen der Vanderbilt-Studie [5] eine überlegene Genauigkeit demonstriert[1].

2.3 Evaluierung

Unter Verwendung zweier verschiedener Serien mit klinischen Testdaten wurden die Rechenzeiten der Registrierung mit und ohne Volumenbeschneidung verglichen. Die erste Serie umfaßte vier selektierte Fälle, in denen jeweils ein Spezialfall untersucht wurde: *a)* Referenz und Modell identisch und in voller Überdeckung, *b)* Modell vollständig in Referenz enthalten, *c)* Referenz vollständig in Modell enthalten, *d)* hochaufgelöste Bilddaten (Referenz und Modell jeweils > 140 Schichten).

Anhand von Daten des Vanderbilt-Projekts [5] zur Validierung der Genauigkeit automatischer Registrierungsverfahren erfolgte zusätzlich eine breiter angelegte Testreihe (je 12 mal CT-MRT und PET-MRT).

Alle Tests wurden auf zwei verschiedenen Rechnersystemen durchgeführt: (A) SGI O2 Workstation (Silicon Graphics, Mountain View, CA, USA), R5000

[1] Vgl. `http://www.vuse.vanderbilt.edu/~jayw/results.html`

Tabelle 1. Relative Ersparnis an Rechenzeit durch Volumenbeschneidung für vier selektierte Registrierungen.

	Daten				
System	a	b	c	d	
SGI	13,9	10,9	58,3	28,1	[%]
PC	13,8	13,4	71,6	37,3	[%]

Tabelle 2. Einsparung an Rechenzeit durch Volumenbeschneidung bei 24 Registrierungen der Vanderbilt-Studie.

	Relativer Rechenzeitgewinn				
System	median	min	max	total	
SGI	17.1	14.4	22.3	19.2	[%]
PC	21.6	15.4	28.6	24.0	[%]

CPU, 175 MHz, 256 MByte RAM. (B) Intel-basierter PC, Pentium-II, 400 MHz, 368 MByte RAM, Windows NT 4.0SP4.

3 Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die eingesparte Rechenzeit in Prozent für vier selektierte Registrierungen. Die absoluten Zeiten ohne Volumenbeschneidung lagen auf dem SGI-System bei *a)* 2090s, *b)* 687s, *c)* 8268s und *d)* 6092s. Für das PC-basierte System waren dies *a)* 1499s, *b)* 393s, *c)* 6618s sowie *d)* 4942s. Die Fälle *a)* und *b)* wurden gezielt als "worst case"-Situationen konstruiert: Da hier der Modelldatensatz jeweils fast vollständig innerhalb der Referenz lag, fand praktisch keine Beschneidung statt. Trotzdem ergaben sich noch mindestens 10,9% Einsparung auf SGI bzw. 13,4% auf dem PC. Im umgekehrten Fall *c)* reduzierte sich die Rechenzeit weit deutlicher.

Die Resultate der breiter angelegten Testreihe unter Verwendung der Vanderbilt-Daten sind in Tabelle 2 zusammengefaßt. Über alle 24 Registrierungen lag die Einsparung bei mindestens 14,4% (15,4% auf PC). Die summierte Rechenzeit über alle Registrierungen wurde um 19,2% bzw. 24,0% reduziert.

4 Diskussion

Volumenbeschneidung ermöglicht eine signifikante Einsparung an Rechenzeit für die voxelbasierte Registrierung. Dabei sind folgende Aspekte von besonderer Bedeutung. Zunächst sei hervorgehoben, daß sich durch Einsatz des Verfahrens keine Beeinträchtigung der *Registrierungsgenauigkeit* ergibt. Da nur solche Voxel ausgeschlossen werden, die ohnehin nicht in die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes eingehen, liefert die Registrierung mit Volumenbeschneidung *exakt* dieselben Resultate wie eine Implementierung ohne sie.

Zweitens wird selbst dann eine Einsparung an Rechenzeit erreicht, wenn nur wenige oder überhaupt keine Voxel von der Berechnung ausgeschlossen werden können. Nach der expliziten Berechnung der gemeinsamen Voxel von Referenz und Modell ist nämlich keine weitere Überprüfung im Einzelfall mehr notwendig, ob ein Modellvoxel noch innerhalb der Referenz liegt. Hieraus ergibt sich die beobachtete Beschleunigung um mindestens 11%.

Schließlich sei angemerkt, daß die Implementierung des vorgestellten Verfahrens bei weitem nicht so kompliziert ist, wie es zunächst den Anschein haben mag. De facto läßt sich jeder der drei Beschneidungsschritte in etwa 20 Zeilen einfachem C-Code implementieren. Die Integration in die eigentliche Berechnung des voxelbasierten Ähnlichkeitsmaßes gestaltet sich geradezu trivial. Hier sind lediglich die Start- und Endwerte der Schleifen über alle Bildebenen in x-, y- und z-Richtung durch die vom Beschneidungsverfahren gelieferten Bereichsgrenzen zu ersetzen.

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 for registration efficiency assessment were provided as part of the project, "Evaluation of Retrospective Image Registration", National Institutes of Health, Project Number 1 R01 NS33926-02, Principal Investigator, J. Michael Fitzpatrick, Vanderbilt University, Nashville, TN, USA.

Literatur

1. West JB, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer, Jr, CR, Kessler RM, Maciunas RJ: Retrospective intermodality registration techniques for images of the head: Surface-based versus volume-based. *IEEE Trans Med Imaging*, 18(02):144–150, Februar 1999.
2. Liang YD, Barsky B: A new concept and method for line clipping. *ACM Transactions on Graphics*, 3(1):1–22, Januar 1984.
3. Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32:71–86, 1998.
4. 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, Januar 1997.
5. 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.