Bildregistrierung und -überlagerung:
Eine Hybridlösung aus interaktiven und automatisierten Verfahren

Uwe Pietrzyk, Alexander Thiel, Helmut Lucht, Alexander Schuster

Max-Planck-Institut für neurologische Forschung
Direktor: Prof. Dr. W.D. Heiß, Gleueler Str. 50, 50931 Köln
E-Mail: Uwe.Pietrzyk@pet.mpin-koeln.mpg.de

Zusammenfassung. Ein Hybridverfahren zum Abgleich medizinischer Schnittbilder wurde entwickelt, welches die Vorzüge des automatisierten und des visuell-interaktiven Bildabgleichs vereint. Die visuelle Kontrolle aller Verarbeitungsschritte ist zu jedem Zeitpunkt möglich. Auch komplexere Aufgaben, wie Registrierung von 12 PET Studien mit einer MRT Studie lassen sich innerhalb von 10 min bewältigen.

Schlüsselwörter: Bildregistrierung, Bildüberlagerung, multimodale Bildgebung

1 Einführung

Die Bildregistrierung und -überlagerung medizinischer Bilder aus nuklearmedizinischen (PET, SPECT) und radiologischen (CT, MRT) Verfahren findet zunehmend Verbreitung und Anwendung auch im klinischen Alltag. Nuklearmedizinische Untersuchungen wie PET und SPECT, die funktionelle Bilder erzeugen, werden mit der zugrundeliegenden Morphologie aus CT- und MRT-Bildern kombiniert, um z.B. einen verdächtigen Herd hoher Traceraufnahme mit einer pathologischen Struktur zu korrelieren.
Die verfügbaren Verfahren zum Bildabgleich gliedern sich vornehmlich in prospektiv (basierend auf Halterungen und Markierungen) und retrospektiv anwendbare Prozeduren. Die retrospektiven Verfahren spalten sich wiederum in automatisierte und interaktive Prozeduren auf, wobei zum einen bestimmte Kombinationen von Bildern automatisiert, zum anderen beliebige Kombinationen verschiedener Bildtypen in nahezu Echtzeit, jedoch visuell-interaktiv abgeglichen werden können.
Beide Lösungen, interaktiv und automatisiert haben Vorteile, die endgültige Prüfung des Bildabgleichs geschieht jedoch in der Regel mittels visueller Inspektion durch den Mediziner. Ein wichtiger Aspekt ist, dass zunehmend technisches Personal mit der Aufgabe des Bildabgleichs betraut wird und Robustheit und Zuverlässigkeit von den eingesetzten Verfahren und Konzepten erwartet wird. Es liegt daher nahe, die beiden Techniken, automatisiert und interaktiv, in einem Konzept kombiniert, den Benutzern

zugänglich zu machen. Im folgenden wird ein Protokoll vorgeschlagen, welches sich insbesondere bei der Auswertung von Aktivierungsuntersuchungen mit der PET in Kombination mit einer Untersuchung desselben Patienten mit der MRT bewährt hat.

2 Methoden

2.1 Datenmaterial

Tomographische Daten liegen gewöhnlich als Bildmatrizen vor, bestehend aus 128x128 oder 256x256 Pixel, die übereinandergestapelt bei ca. 50 bis 160 Schichten (abhängig von der Schichtdicke) das gesamt menschliche Gehirn überdecken können.
Für die vorliegenden Untersuchungen wurden PET-Daten benutzt, die von einem ECAT EXACT HR (CTI-Siemens, Knoxville, TN) stammen. Die Bilder wurden zu 47 Schichten mit 2 mm Pixelgröße in einer 128 x128 Pixelmatrix rekonstruiert bei einem Schichtabstand von 3.125 mm. Bis zu 12 aufeinanderfolgende Untersuchungen wurden zwecks Studium der Durchblutungssteigerung im Gehirn als Folge von Stimulation wie Wiederholung von Wörtern oder Bewegung der Finger durchgeführt. Jede Untersuchung dauerte 10 min, wodurch sich eine Gesamtlänge von 2 Std. ergibt. Trotz behutsamer Lagerung des Patientenkopfes in einer Kopfstütze kann eine Bewegung des Kopfes durch den Patienten nicht ausgeschlossen werden. Vielmehr ist anzunehmen, dass kleine Verschiebungen zwischen den einzelnen Untersuchungen auftreten.
Als anatomisches Datenmaterial lagen MRT Daten desselben Patienten vor. Die Bilder, aufgenommen mit T1 gewichteten 3D FLASH Sequenz, wurden auf einem Siemens Impact (Siemens Medizinsysteme, Erlangen) erzeugt. Mit 64 Schichten bei einer Dicke von 2.5 mm wurde das gesamte Gehirn überdeckt. Die Pixelgröße lag bei 1.0 mm, die Bildmatrix war 256x256. Alle Daten standen digital zur Verfügung.

2.2 Bildabgleichverfahren

Um den vielfältigen Anforderungen des Bildabgleichs in der klinischen Forschung, der klinischen Routine und zunehmend auch in Praxen gerecht zu werden insbesondere was die Robustheit und Schnelligkeit angeht, wurde eine interaktive Bildabgleichsprozedur [1] mit automatisierten Optionen kombiniert, die den Benutzer darin unterstützt, einen optimierten Abgleich zu finden, nachdem er einen (gröberen) Vorabgleich erreicht hat. Ebenso hat er die Wahl, den Abgleich entweder gänzlich interaktiv oder auch vollständig automatisiert vorzunehmen. Die letzte Entscheidung, ob ein Bildabgleich zufiedenstellend verlaufen ist, liegt wiederum beim Arzt oder allgemeiner, beim Benutzer. Die eingesetzen Kriterien und Maße, die zur Prüfung des automatisierten Bildabgleichs ausgenutzt werden, haben sich in wissenschaftlichen Untersuchungen als sehr robust herausgestellt. Im einzelnen wird der Korrelationskoeffizient [2], die Varianz über ein Quotientenbild [3] und die Summe der absoluten Differenzen der entsprechenden Bilder [4] ausgenutzt. Eine direkte Kombination der einzelnen Maße, um zu einem Gesamtmaß und zu einer breiteren Anwendbarkeit zu gelangen, befindet sich noch in der Erprobungsphase.

2.3 Das Hybridverfahren

Vor dem eigentlichen Abgleichprozess wurden einige Voreinstellungen vorgenommen. So wurde interaktiv eine Schwelle definiert (gewöhnlich ca. 25 bis 30%), die darüber entschied, was für die Berechnung der Ähnlichkeitsmaße vom Bild berücksichtigt werden sollte. Der gleiche Schwellenwert wurde auch zur Definition der Kontur übernommen, welche bei der visuellen Prüfung zwischen der Referenzstudie und der zu transformierenden Studie ausgetauscht wird. Vor der Berechnung der pixelbezogenen Ähnlichkeitsmaße wurden die Bilder gefiltert. Für die recht verrauschten PET-Bilder aus den Aktivierungsuntersuchungen bot sich ein Mittelungsfilter mit einer Filtergröße von 5 Pixel an. Das Hybridverfahren ist so ausgelegt, dass jeder Bildabgleich nach der Wahl des Benutzers interaktiv oder automatisiert ablaufen kann. Es hat sich jedoch herausgestellt, dass für die Kombination PET und MRT (multi-modaler Bildabgleich) der interaktive Abgleich Vorteile hat. So fällt mit interaktiven Bildabgleich der sonst bei den z. Z. implementierten automatisierten Algorithmen notwendige (und sehr zeitaufwendige) Schritt des Entfernens der nicht zum Gehirn gehörenden Pixel in den MRT-Bilder weg. Wiederum hat sich gezeigt, dass eine Serie von PET-Untersuchungen (uni-modaler Bildabgleich), die sehr gleichartige Bilder ergeben, automatisiert abgeglichen werden kann. Ebenso ist es möglich bei sehr unterschiedlichen Lagen des Patientenkopfes relativ zum Koordinatensystem des Tomographen (z.B. bei Wiederholungsmessungen mit PET) einen groben Vorabgleich vorzunehmen und dann mit Hilfe der automatisierten Algorithmen den Abgleich zu optimieren.

2.4 Schichtauswahl, Optimierung der Transformationsparameter

Zunächst wurde eine Referenzstudie festgelegt, gemäß dieser die weiteren Studien ausgerichtet werden sollten. Die Ähnlichkeitsmaße wurden nicht für alle Daten, d.h. für all Schichten, sondern nur für eine Auswahl von drei orthogonalen Schichten (transaxial, koronar und Sagittal) berechnet, was eine erhebliche zeitliche Ersparnis bedeutet. Die Auswahl dieser Ansichten ist demnach für den Bildabgleich von besonderer Bedeutung, da insbesondere Randschichten, aber auch z.B. die mittlere sagittale Schicht von Partialvolumeneffekten beeinflußt sind und dadurch den Vergleich der Schichten erschwert.
Die Optimierung der Transformationsparameter ist als einfache Suche bei Variation der einzelnen aktuellen Transformationsparametern innerhalb vorgegebener Schranken ausgelegt. Die Suche schreitet immer in Richtung der größten Ähnlichkeit (definiert durch Maße, s.o.) voran. Die Schrittweite halbiert sich bei jedem Durchgang durch die 6 Parameter bis eine Schrittweite von 0.1 mm und 0.1° erreicht wird.

3 Resultate

3.1 Protokoll für das Hybridverfahren

Das folgende Protokoll erwies sich als optimal bei der Analyse von Aktivierungsstudien mit PET und dem Vergleich zu anatomischen Bildern aus der MRT:

- Definition der Filtergröße, Schwelle und Auswahl der drei orthogonalen Schichten
- Automatisierter Bildabgleich der individuellen PET-Untersuchungen, Speichern der Transformationsparameter
- Berechnung eines Mittelwertbildes über alle transformierten PET-Untersuchungen
- Interaktive Reorientierung der MR-Bilder in eine standartisierte Position (Linie zwischen Commissura anterior und posterior), interaktiver Abgleich des PET-Mittelwertbildes und die ausgerichteten MR-Bilder (MRT ist Referenz)
- Kombination der Transformationen aus dem automatisierten Abgleich der PET-Bilder und dem interaktiven Abgleich aus dem letzten Schritt (PET und MRT), um alle individuellen PET-Studien einzeln auf die AC-PC-ausgerichtete MRT-Studie zu transformieren.

Es muss betont werden, dass die Kombination der Transformationen ohne Zwischenschritt formuliert ist, so dass keine wiederholte Interpolation erforderlich ist und damit die Qualität der Daten (Kontrast, Auflösung) nicht unnötig reduziert wird.

3.2 Wahl der Parameter, Zeitlicher Bedarf

Als wichtige Standardparameter beim Abgleich der hier verwendeten Daten ergaben sich für den automatisierten Abgleich der PET-Daten: Mittelungfilter mit Filtergröße von 5 Pixel, Schwelle: 25 - 30 % vom Maximalwert. Höhere Schwellwerte führten nicht zu zufriedenstellenden Ergebnissen, da zu wenig markante Strukturen in den Bildern übrig blieben. Ein Vergrößern des Filterkernes zeigte ebenso keine Verbesserung in den Ähnlichkeitsmaßen, da mit stärker gefilterterten Bilder auch die Sensitivität auf kleinere Verschiebungen und Rotationen sinkt.

Der zeitliche Bedarf hängt zwangsläufig von der Kapazität des Rechnersystems ab. Auf einer SUN UltraSparc 1 mit 200 MHz liegt der Bedarf für den Abgleich mit dem Hybridverfahren bei ca. 10 min. Eingeschlossen sind dabei alle obenerwähnten Schritte und zusätzlich eine abschließende visuelle Kontrolle.

4 Diskussion

Ein Hybridverfahren zum Abgleich medizinischer Schnittbilder wurde entwickelt, welches sowohl die Vorzüge des automatiserten Abgleichs mit denen des visuell - interaktiven verbindet. Rechenaufwendige Schritte lassen sich computergestützt bewältigen, wogegen der Abgleich komplexer Bildinhalte wie beim Vergleich von PET und MRT durch die visuelle Kontrolle bevorzugt ist. Ferner wird die Zahl der Interpolationen auf ein Minimum reduziert.

5 Literatur

1. Pietrzyk U, Herholz K, Fink G, et al : An interactive technique for three-dimensional image registration: validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. J Nucl Med, 35:2011-2018,1994.
2. Anderson JLR: A rapid and accurate method to align PET scans utilizing image edge information. J Nucl Med, 36:657-669,1995.
3. Woods RP, Cherry SR, Mazziotta JC: Rapid automated algorithm for aligning and resliceing PET images. J Comput Assist Tumorgr, 16:620-633, 1992.
4. Svedlow M, McGillem CD, Anuta PE: Image registration: Similarity measure and processing method comparisons. IEEE Trans Aeros Elec Syst, 14:141-149,1978.