Funktionelle Einteilung der Leber durch Registrierung von präoperativen CT- und PET-Aufnahmen

C. E. Cárdenas S., G. Glombitza, A.M. Demiris, H.P. Meinzer

Deutsches Krebsforschungszentrum, Abt. MBI / H0100
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg
Email: C.Cardenas@dkfz-heidelberg.de

Zusammenfassung. Bei der Entfernung von Tumoren in der Leber werden die betroffenen Segmente identifiziert. Diese Tumoren werden dann vollständig entfernt. PET- Aufnahmen beinhalten Informationen, die verwendet werden können, um Lebergewebevolumen in Abhängigkeit von seiner funktionellen Aktivität zu gewichten. Mit Hilfe dieser Aufnahmen ist es möglich, ein genaueres funktionelles Maß für die resezierte Leber zu bekommen. Mit dem Ziel eine Abschätzung der Lebervolumen nach der Leberresektion anhand präoperativen CT- und PET-Aufnahmen wird die Übertragung der PET-Information in die CT-Aufnahmen durchgeführt. Für diese Übertragung wird eine Registrierung der beiden Modalitäten (Matching) benötigt. In diesem Beitrag werden zwei Ansätze (Punktmatchingverfahren und Konturverfahren) vorgestellt, welche die 3D Registrierung von PET-Aufnahmen mit den entsprechenden CT-Daten realisieren. Auf der Grundlage einer bereits in den CT-Bildern segmentierten Leber wird sowohl eine manuelle Registrierung anhand von internen Landmarks, als auch eine automatische Registrierung anhand der äußeren Kontur der Leber durchgeführt.

Schlüsselwörter: Registrierung, Leberresektion, Leberfunktionsleistung, Visualisierung

1 Einleitung

Die Leber ist eines der wichtigsten Stoffwechselorgane des menschlichen Körpers, das häufig von Tumoren befallen wird. Aus funktioneller Sicht ist die Leber in acht voneinander unabhängige Segmente gegliedert. Jedes dieser Segmente besitzt eine eigene Versorgung durch die Pfortader, die Leberarterie und die Gallengänge. Bei der Tumorbekämpfung durch Leberresektion müssen die betroffenen Segmente vollständig entfernt werden. Als präoperatives Hilfsmittel stehen dem Chirurgen zur Zeit kontrastmittelverstärkte CT- oder MR-Aufnahmen zur Verfügung.

Durch ein bereits vorhandenes Verfahren wird die Verzweigungsstruktur des Pfortaderbaums und eine Einteilung der Leber in ihre Segmente anhand der kontrastmittelverstärkten CT-Schichtaufnahmen vorgenommen [1]. Hierzu werden alle Verzweigungen des Gefäßbaumes lokalisiert, was eine genaue Bestimmung aller Teiläste und der von ihnen versorgten Segmente ermöglicht. Neben der Identifizierung der Segmente der Leber ist es unser Ziel, eine Abschätzung des postoperativen Lebervolumens vorzunehmen, um Aussagen über die postoperative Leberfunktionsleistung machen zu können. Um die wahre Funktionsleistung der Leber in diese Rechnung zu integrieren, ist die ortsaufgelöste Darstellung des Stoffwechsels notwendig.

Dies kann mit Hilfe von PET-Aufnahmen geschehen, die im Gegensatz zu CT- und MR-Aufnahmen Stoffwechselinformationen darstellen. Diese Information kann verwendet werden, um die verbleibenden gesunden Lebergewebevolumina in Abhängigkeit von ihrer funktionellen Aktivität zu gewichten und somit ein genaueres Maß für die funktionelle Beurteilung der verbleibenden Leber zur Verfügung zu haben. Zusätzlich zu der funktionsgewichteten Volumetrie kann nun sowohl die Lage der Leber und eines eventuell vorhandenen Tumors als auch der Gefäßbaum und die durch die PET-Aufnahmen gewonnenen Informationen über die Verteilung des Metabolismus in der Leber dargestellt werden.

2 State-of-the-Art

In den letzten Jahren wurden verschiedene Ansätze eingesetzt, um Bilder unterschiedlichen Modalitäten zu registrieren. Einige dieser Ansätze basieren auf der Korrelation der Grauwerte [2]. Diese Verfahren basieren aber darauf, daß die zu registrierenden Bilder in ihren Grauwerte übereinstimmen. Punktmatchingverfahren [3] haben der Vorteil, daß sie entweder mit externen oder internen Kontrollpunkten definiert werden können und damit unabhängig von der Modalität sind. Für die Registrierung werden oft auch Konturen bzw. Oberflächen verwendet [4], denn die Registrierung von Bilder anhand von Kontrollpunkte ist in vielen Fälle ungenau oder gar unmöglich. In der medizinische Bildverarbeitung wird die Konturbasierte Methode verwendet, um Aufnahmen zu registrieren, deren Konturen einfach und schnell zu detektieren sind, oder , wie beispielsweise Knochen oder Gehirn, einfach zu identifizieren sind. Die Registrierung der PET-Aufnahmen der Leber mit ihren entsprechenden CT-Aufnahmen bringt einige Schwierigkeiten mit sich, weil ihre vollständige Abgrenzung von anderen Organen in den PET-Aufnahmen nicht möglich ist. Wir präsentieren hier zwei verschiedene Ansätze für die Registrierung solcher Aufnahmen.

3 Methode und Vorgehensweise

Der erste Ansatz basiert auf geometrischen Landmarks. Es wird eine Bounding Box definiert, welche die Leber im 3D Raum von anderen Organen abgrenzt. Der Anwender soll dazu mit Hilfe von 6 Mausklicks die Landmarks einzeichnen, welche die Grenzen der Bounding Box darstellen. Da die Auflösung der Bilddaten nicht miteinander übereinstimmt, wird eine Skalierung durch trilineare Interpolation der PET-Daten in den drei Achsen des Raums durchgeführt. Abschließend muß noch die Orientierung durch interaktive Rotation (affines Verfahren) der Daten in Übereinstimmung gebracht werden.

Aufgrund der Ungenauigkeit beim Setzen der Landmarks wurde eine zweite Methode implementiert, welche die Registrierung mit Hilfe der Leberkontur automatisiert. Als Ausgangsparameter für dieses Verfahren wird die segmentierte Leber in beiden Modalitäten vorausgesetzt.

4 Konturbasierte Registrierung

Der Ablauf unserer Methode basiert auf einem oder mehreren Iterationsschritten, deren Anzahl davon abhängt, wie ähnlich die PET- den entsprechenden CT-Aufnahmen sind. Folgende Schritte werden durchgeführt:

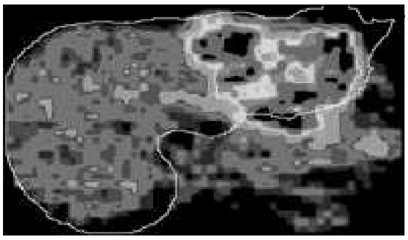
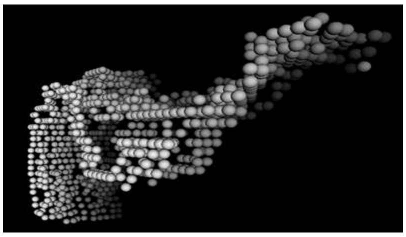
1. Für jede PET-Schicht wird die ihr ähnlichste CT-Schicht in dem Volumen festgestellt, somit werden alle PET-Schichten bestimmten CT-Schichten zugeordnet.
2. Der Korrelationskoeffizient dieser Zuordnung wird berechnet.
3. Das PET-Volumen wird entsprechend der Zuordnung in Z-Richtung interpoliert.
4. Solange die Korrelation sich weiter verändert, werden Kräfte zwischen den interpolierten CT und PET-Schichten berechnet, welche die Parameter der affinen Transformation bestimmen.

Die Ergebnisse der Registrierung hängen stark von der Segmentierung der Leber ab. Nachdem der Anwender die Segmentierung abgeschlossen hat und vor der Durchführung des ersten Schritt wird das PET-Volumen in x- und y-Richtung interpoliert. Somit wird die Höhe und die Breite der PET-Aufnahmen an die Größe der CT-Aufnahmen angepaßt. Als weitere Vorverarbeitung werden die Koordinaten der zum Rand gehörende Punkte durch die Parametrisierung der Konturen der einzelnen Schichten der PET-Aufnahmen gewonnen. Die Kontur wird Punkt für Punkt durchlaufen, dabei werden die benachbarten Punkte im Uhrzeigersinn darauf untersucht, ob sie zum Rand des Objekts gehören oder nicht.

Da die vollständige Abgrenzung der Leber in den PET-Daten wegen des hohen Metabolismus der Nachbarorgane nicht durchführbar ist (s. Abb. 1a), wird nur der Teil der Kontur für die Registrierung verwendet, der sich automatisch aus beiden Modalitäten erkennen läßt (s. Abb. 1b). Dies ist der vordere und der durch den rechten Rippenbogen abgegrenzte Teil.

Die affine Transformation wird in einem homogenen Koordinatensystem, mit sechs Freiheitsgraden durchgeführt (3 Rotationswinkel Φ_x, Φ_y, Φ_z und drei Translationsabstände T_x, T_y, T_z). Die rigiden Transformationen werden auf dem PET-Volumen durchgeführt, mit dem CT-Volumen als Bezugsvolumen. Für die Rotation der Objekte, wird der Massenschwerpunkt der PET-Kontur (M_p) und der Massenschwerpunkt der CT-Kontur (M_t) berechnet. Durch die Gleichung (1) kann die Transformation der Bildkoordinaten (P_p) der PET-Konturen auf die Bildkoordinaten der CT-Konturen (P_t) beschrieben werden. Dabei stellen R und T 4x4 Diagonalmatrizen dar, die jeweils die Rotation und Translation in dem 3D Raum ermöglichen.

$$V_t\left(P_t - M_t\right) = R_x\left(\Phi_x\right)R_y\left(\Phi_y\right)R_z\left(\Phi_z\right)V_p\left(P_p - M_p\right) + T\left(T_x T_y T_z\right) \quad (1)$$

Mit dem Ziel die Zuordnung der PET- und CT-Schichten unter Verwendung der X-Koordinaten (X_p, X_c) und der Y-Koordinaten (Y_p, Y_c) der PET- und der CT Aufnahmen, wird in dem ersten Schritt die in Gleichung (2) gezeigte Kostenfunktion.

Abb. 1: (a) PET-Aufnahme der Leber mit der aus der CT-Aufnahme gewonenen Leber Kontur. (b) Darstellung der ausgewählten Punkte der PET-Kontur (in einem VRML-Browser)

$$C(u) = \frac{\sum_i X_c(i) X_p(i-u)}{\sum_i X_p^{\,2}(i-u)} \quad C(v) = \frac{\sum_j Y_c(j) Y_p(j-v)}{\sum_j Y_p^{\,2}(j-v)} \tag{2}$$

Mit Hilfe dieser Ähnlichkeitsmetrik können alle Konturen des PET-Volumen mit den Konturen des CT-Volumen verglichen werden. Die ähnlichste CT-Kontur zu einer bestimmten Schicht wird durch *min(C(u),C(v))* ausgewählt. Wenn von aller PET-Schichten die zugehörige CT-Schicht bestimmt wurde, dann wird als zweiter Schritt das PET-Volumen in z-Richtung interpoliert. Dabei soll die Zuordnungsabbildung der Schichtnummern der verschiedenen Modalitäten eine Gerade bilden. Diese wird, falls nicht vorhanden, anhand der Summe der Abweichungsprodukte von aller CT-, der Abweichungsprodukt und der Abweichungsquadrate der PET-Schichten bestimmt. Die Festlegung des linearen Zusammenhangs der Zuordnung der PET und CT-Schichten, welche der dritte Schritt der Iteration ist, wird durch die Berechnung der Korrelation der berechneten lineare Regression durchgeführt.

Solange die Korrelation keine lineare Zuordnung aufweist, werden Kräfte berechnet, um die Rotations- und Translationsunterschiede zwischen den Schichten der beiden Modalitäten auszugleichen. Die Kraft, welche auf die Konturen ausgeübt wird, wird anhand einer Exponentialfunktion modelliert. Damit wird vermieden, daß große Schwankungen in der Kontur die Kräfte fälschlich erhöhen. Der Winkel und der Translationsfaktor, welche die Rotation und Translation der PET-Konturen bestimmen, werden durch die Gesamtkraft und das Drehmoment definiert. Die Kraft wird wie in Gleichung (4) gezeigt wird, durch die Addition aller Kräfte, welche zwischen den PET- und den CT-Konturen bestehen.

$$F = \sum_{i \in C_{CT}} F_{i,j(i)} + \sum_{j \in C_{PET}} F_{i(j),j} \tag{4}$$

$$M = \sum_{i \in C_{CT}} F_{i,j(i)} \times d_i + \sum_{j \in C_{PET}} F_{i(j),j} \times d_j \tag{3}$$

Hierbei repräsentiert *j* einen Punkt der PET-Kontur, während *i(j)* den Punkt der CT-Kontur beschreibt, der dem Punkt *i* am nächsten ist. d_i stellt den Differenzvektor zwischen dem Massenschwerpunkt M_p der PET-Kontur und dem Punkt *j* dar. $F_{i(j),j}$ stellt die Kraft zwischen dem Punkt *j* der PET-Kontur und dem Punkt *i(j)* der CT-Kontur dar.

Diese genannten Schritte werden solange wiederholt bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist. In diesem Fall wird der maximale Korrelationskoeffizient verwendet, der bis dahin berechnet worden ist, um die Überlagerung zwischen den Schichten optimal zu realisieren. Nach dem Beenden der Iteration, welche mit der parametrisisierten Kontur durchgeführt wurde, wird dann die Transformation der PET-Aufnahme realisiert. Zum Anzeigen des Ergebnisses, wird dieser mit Hilfe des im DKFZ entwickelten Heidelberger Raytracers[5] durchgeführt. Die hier vorgestellte Ansätze werden zur Zeit mit Hilfe mehrerer Datensätze getestet.

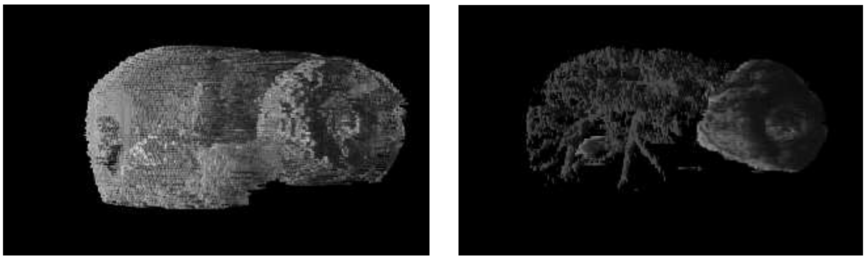


Abb. 2: Registrierte CT und PET-Aufnahmen.

5 Danksagung

Die Autoren wollen M.D. L. Strauss, M.D. A. Strauss, Dr. Kontaxakis von der Abteilung Onkologische Diagnostik und Therapie (PET-Gruppe) und Dr. Lamadé von der Uniklinik Heidelberg für ihre Unterstützung bei der Realisierung dieser Arbeit danken.

6 Literatur

1. Glombitza G., Lamade W., Demiris A.M., Göpfert M.R., Richter R., Otto G., Lehnert Th., Bahner M.L., Meinzer H.P, Herfarth Ch.: Computer aided planning of liver tumor resection. In: Bartolozzi C. et al. (Eds.): Proc. EuroPACS, pp. 215-218. Pisa, 1997.
2. Woods R.P.,Mazziotta J.C., Cherry S.R.: MRI-PET registration with automated algorithm. J Comp Assist Tomogr. 17(4), pp. 536-546, 1993.
3. Arun K.S., Huang T.S., Blostein S.D.: Least square fitting of two 3-D point sets. IEEE Trans PAMI 9(5), pp 698-700, 1987.
4. Strother S.C., Anderson J.R., Xu X.L., Liow J.S., Bonar D., Rottenberg D.A.: Quantitativ comparisons of image registration techniques based on highresolution MRI of the brain. J Comp Assist Tomogr 18(6), pp. 954-962, 1994.
5. Meinzer H.P., Meetz K., Scheppelmann D., Engelmann U., Baur H.J.: The Heidelberg Raytracing Model. IEEE Computer Graphics & Applications. Vol. 11(6), pp. 34-43, 1991.