Digitale Bildverarbeitung in der Positronen-Emissions-Tomographie

I.Ch. Barth, J. Schöffler, E.U. Nitzsche, E. Moser

Universitätsklinikum Freiburg, Abteilung Nuklearmedizin
jschoeff@sun1.ukl.uni-freiburg.de

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein nichtinvasives diagnostisches Verfahren zur bildlichen Darstellung der räumlichen und zeitlichen Verteilung von Radiopharmazeutika im Körper des Patienten. Das hierzu vom Hersteller zur Verfügung gestellte System aus Hard- und Software bietet Werkzeuge zur routinemäßigen Bearbeitung verschiedener Fragestellungen. Ziel der eigenen Arbeit ist es, darüberhinaus Möglichkeiten der Datenverarbeitung zur Verfügung zu stellen. So sollen Probleme, die durch Patientenbewegungen entstehen, kompensiert und Programme entwickelt werden, die die Möglichkeiten der Bilddarstellung und Bildauswertung optimieren. Hieraus resultieren insbesondere die Themenschwerpunkte 3D-Akquisition, seg-mentierte Schwächungskorrektur sowie Bildfusion und Realignment.

Keywords: attenuation correction, image fusion, image reconstruction, PET, realignment

1. Segmentierte Schwächungskorrektur

Die Bestimmung der während der Aufnahmezeit im Gesichtsfeld vorliegenden räumlichen Aktivitätsverteilung erfolgt primär durch die Detektion der vom Tracer emittierten und aus dem Körper des Patienten austretenden Quantenpaare (Emissionsaufnahme). Entlang ihrer Weg-strecke werden die Photonen in Abhängigkeit des Entstehungsortes sowie der Ausbreitungs-richtung durch Wechselwirkung mit dem umgebenden Gewebe geschwächt, so daß eine Bild-rekonstruktion der Emissionsdaten die Tracerkonzentration bei zunehmender Gewebetiefe in immer geringerem Maße darstellt. Diese Auswirkung der Quantenschwächung auf die Emis-sionsbilder läßt sich durch die Verrechnung der Emissionsdaten mit Transmissionsdaten korri-gieren (Schwächungskorrektur). Bei Transmissionsaufnahmen wird unter Verwendung exter-ner Strahlenquellen die orts- und richtungsabhängige "Durchlässigkeit" des Patienten für Photonenstrahlung bestimmt. Aufgrund der in der klinischen Anwendung stark limitierten Zähl-ratenstatistik dieser Daten resultieren schwächungskorrigierte Bilddaten mit erhöhtem Rauschanteil, welcher durch vorherige Glättung der Transmissionsdaten vermindert wird. Bei diagnostischen Fragestellungen, die aufgrund des begrenzten Gesichtsfeldes mehrere axial auf-einanderfolgende Aufnahmen erfordern, liegt die Aufnahmezeit der zur Schwächungskorrektur notwendigen Transmissionsdaten mit bis zu 90 Minuten jenseits klinisch praktikabler Verhältnisse. Die bei einer Verkürzung der Aufnahmezeiten resultierende höhere statistische Schwankung der Daten kann durch vermehrtes Glätten nicht mehr aufgefangen werden. Ein mögliches Verfahren zur

Verarbeitung dieser Daten stellt die Segmentierung dar, bei der die gesamte Bandbreite der in rekonstruierten Transmissionsdaten vorkommenden Bildinforma-tionen den Kategorien "Luft", "Lunge" und "Weichteil" zugeordnet wird [1,2]. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf Verfahren, welche diese Spartenzuordnung vornehmen sowie auf der Beurteilung von Bildbereichen, welche Übergänge unterschiedlicher Gewebearten dar-stellen, insbesondere der Randbereich zwischen Lunge und angrenzendem Weichteilbereich.

2. 3D - PET

Ziel der Implementierung eines dreidimensionalen (3D) Aufnahmeverfahrens ist die optimale Nutzung der meßtechnisch verfügbaren Sensitivität des PET-Systems [3]. Dies geschieht durch Beteiligung aller miteinander in Koinzidenz geschalteter Detektorkombinationen bei der Regi-strierung von Quantenpaaren. Beim konventionellen, zweidimensionalen (2D) Verfahren sind lediglich Koinzidenzlinien in die Messung einbezogen, deren Detektoren durch maximal zwei dazwischenliegende Detektorringe voneinander getrennt sind. Neben der größeren Anzahl an Detektorkombinationen ist die Steigerung der Systemsensitivität um den Faktor 6 beim Wechsel von 2D nach 3D aufgrund der entfernten Zwischenschichtsepten auf die verstärkte Registrie-rung von gestreuten Koinzidenzen sowie auf die Vergrößerung der zur Verfügung stehenden Detektorfläche zurückzuführen. Neue Aufgaben entstehen beim 3D-Betrieb des Scanners vor allem dadurch, daß die implementierte Software keine Möglichkeit zur Weiterverarbeitung der durch diese Aufnahmetechnik gewonnenen Daten bietet. Grundlegende Erfordernisse der Datenverarbeitung bestehen in der Kompensierung der unterschiedlichen Wirkungsgrade der Detektoren (Normalisierung) [4] sowie in der Bildrekonstruktion [5,6]. Quantitative Beurteilun-gen erfordern darüberhinaus die Korrektur der Rohdaten bzgl. der Photonenabschwächung (Schwächungskorrektur) und bzgl. gestreuter Quanten (Streukorrektur) [7].

3. Bildfusion

In Radiologie und Nuklearmedizin gibt es eine breite Palette von speziellen Verfahren, um einerseits die Morphologie, andererseits aber auch verschiedene Organfunktionen abzubilden. Werden mehrere Untersuchungen eines Organs durchgeführt, so kann der Arzt aus einem Vergleich der komplementären Informationen wichtige Hinweise für Diagnose und Therapie ableiten.

In der PET werden pro Patient und Gesichtsfeld zwei unterschiedliche Aufnahmen akquiriert, eine Transmissions- und eine Emissionsaufnahme. Die rekonstruierten Transmissionsdaten erlauben aufgrund der gewebeabhängigen Photonenschwächungskoeffizienten eine Diffe-renzierung zwischen Weichteil- und Lungengewebe sowie in begrenztem Maße zwischen Weichteilgewebe und Knochen, während die rekonstruierten Emissionsdaten die Aktivitätskonzentration im Gewebe zeigen.

Da bei beiden Aufnahmen Schichtdicke, Orientierung und Abbildungsmaßstab übereinstimmen, entfallen zum einen der Einsatz von sonst bei der Koregistrierung unterschiedlicher Bildmodalitäten notwendigen Hilfsmittel, wie z.B. stereotaktische Rahmen. Damit ist es möglich, auch retrospektiv Bildfusionen durchzuführen. Andererseits erübrigen sich rechenintensive und mit Mittelungsfehlern behaftete Interpolationsverfahren, um die Datensätze der zwei Schnittbildverfahren auf die gleiche Schichtdicke zu normieren [8,9].

Zur Bildfusion werden die Bilddaten auf eine SPARCstation 20 transferiert und dort mit dem Bildverarbeitungssystem IDL (Interactive Data Language) bearbeitet und visualisiert.

Im Gegensatz zu einer Klasse von Visualisierungsverfahren, die die Bildwerte der beiden Studien alternierend in das Fusionsbild eintragen und damit nur die Hälfte der Informationen verwenden [10], werden bei der hier gewählten Realisierung die Rot-, Grün- und Blauanteile korrespondierender Bildpunkte in einem bestimmten Mischungsverhältnis berücksichtigt. Dieses Mischungsverhältnis kann vom Benutzer selbst gewählt werden, so daß entweder die Funktion oder die Anatomie stärker zum Ausdruck kommt. Wird z.B. der Mischungsparameter alpha=0.6 gewählt, so besteht der Rot-, Grün- und Blauanteil des jeweiligen Bildpunktes im Überlagerungsbild zu 60% aus den Rot-, Grün- und Blauanteilen des Bildpunktes des Emis-sionsbildes und zu 40% aus den Rot-, Grün- und Blauanteilen des Bildpunktes des Trans-missionsbildes. Aus diesem Wechselspiel konkretisiert sich schließlich eine klarere Vorstellung der Verhältnisse, als wenn die Bilder statisch nebeneinander stünden.

4. Realignment

Eine Bildfusion von Transmissions- und Emissionsaufnahme verlangt eine identische Lagerung des Patienten während beider Aufnahmen. Auch eine quantitative PET-Studie benötigt eine exakte Zuordnung von Transmissionsdaten zu Emissionsdaten, um die Photonenschwächung im Körper des Patienten kompensieren zu können.

Damit die Untersuchung für den Patienten erträglicher und bequemer wird, wird er nach der Transmissionsaufnahme zur Tracerapplikation von der Liege genommen und zur Emissionsauf-nahme repositioniert. Dabei kann es zu Fehlern bei der Repositionierung kommen, denen mit Hilfe eines veränderten Protokolls(*) begegnet werden soll:

a.) Patientenpositionierung, indem drei Laserstrahlen auf den Patienten projiziert und mit einem Stift markiert werden.
b.) Transmissionsaufnahme Tr1 (20 min)
c.) Tracerapplikation, wozu der Patient von der Liege genommen wird.
d.) Patientenrepositionierung nach der Uptake-Zeit.
e.) Emissionsaufnahme Em1 (20 min)
f.) (*) Transmissionsaufnahme Tr2 (2 min)
g.) (*) Tr1- und Tr2-Bilder werden auf Misalignments untersucht.
h.) (*) Tr1-Sinogramm wird für Misalignments korrigiert.

Literatur

[1] Huang SC, Carson RE, Phelps ME et al: A Boundary Method for Attenuation Correction in Positron Computed Tomography. J Nucl Med, 22: 627-637, 1981.
[2] Meikle SR, Dahlbom M, Cherry SR: Attenuation Correction Using Count-Limited Transmission Data in Positron Emission Tomography. J Nucl Med, 34: 143-150, 1993.
[3] Cherry SR, Dahlbom M, Hoffman EJ: 3D PET using a Conventional Multislice Tomograph without Septa. J Comp Assist Tomogr, 15(4): 655-668 , 1991.
[4] Defrise M, Townsend DW, Bailey D et al: A normalization technique for 3D PET data. Phys Med Biol, 36(7): 939-952, 1991.
[5] Townsend DW, Spinks T, Jones T et al: Three Dimensional Reconstruction of PET Data from a Multi-Ring Camera. IEEE Trans Nucl Sci, 36(1): 1056-1065, 1989.
[6] Lewitt RM, Muehllehner G, Karp JS: Three-dimensional image reconstruction for PET by multi-slice rebinning and axial image filtering. Phys Med Biol, 39: 321-339, 1994.
[7] Bentourkia M, Msaki P, Cadorette J et al: Assessment of Scatter Components in High-Resolution PET: Correction by Nonstationary Convolution Subtraction. J Nucl Med, 36: 121-130, 1995.
[8] Pietrzyk U, Herholz K, Heiss WD: Threedimensional alignment of functional and morphological tomograms. J Comp Assist Tomogr, 14: 51-9, 1990.
[9] Pietrzyk U, Herholz K, Fink G et al: An interactive technique for threedimensional image registration: validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. J Nucl Med, 35: 2011-8, 1994.
[10] Burger C: Bildfusion in der medizinischen Radiologie. Schweiz Med Wochenschr, 126: 1274-1280, 1996.
[11] Computer Graphics, 16(3): 297, 1982.