

Optimierung eines Projektionsalgorithmus für die iterative Bildrekonstruktion in der Positronen Emissions Tomographie

Dominik Paul, Michael Hentschel, Olaf Dössel¹ und Michael Mix

Radiologische Universitätsklinik Freiburg,
Abtl. Nuklearmedizin, PET
Hugstetter Strasse 55, 79106 Freiburg
Email: dpaul@ukl.uni-freiburg.de

¹ Institut für Biomedizinische Technik,
Universität Karlsruhe, 76131 Karlsruhe

Zusammenfassung. Bei der iterativen Rekonstruktion der Rohdaten einer PET-Aufnahme kann Rechenzeit durch einen verbesserten Projektionsalgorithmus eingespart werden. Dies wurde in einem Algorithmus realisiert, der nur Pixel innerhalb eines definierten, kreisförmigen Ausschnittes der Bildmatrix beachtet. Es wird weiterhin gezeigt, wie die Bildqualität durch Reduzierung der Diskretisierungsfehler im Projektionsalgorithmus weiter erhöht werden kann. Eine Senkung der Anschaffungskosten für die benötigte Hardware wurde durch die Portierung der Rekonstruktionssoftware auf die i386-Plattform erreicht.

1 Einleitung

Die Positronen Emissions Tomographie (PET) ist ein nicht-invasives funktionelles Diagnoseverfahren zur bildlichen Darstellung der räumlichen und zeitlichen Verteilung eines applizierten radioaktiv-markierten Pharmazeutikum im Körper eines Patienten. Die bei der Aufnahme gewonnenen Messdaten können dann auf zweierlei Weise zu einem Bild rekonstruiert werden.

Während bis vor einigen Jahren aufgrund kürzerer Rechenzeit vorwiegend die gefilterte Rückprojektion verwendet wurde, stehen heute weitaus bessere, iterative Bildrekonstruktionsalgorithmen zur Verfügung. Diese iterativen Maximum-Likelihood-Methoden berücksichtigen die Zählstatistik der PET-Aufnahmen und liefern bessere Schätzer für die zu rekonstruierende Aktivitätsverteilung. Die Nachteile für die Anwendung in der klinischen Routine sind jedoch die langen Rechenzeiten und die Anschaffungskosten für die Rekonstruktionsworkstations.

Ziel der Weiterentwicklung war es, den Zeitbedarf der Rekonstruktion zu reduzieren. Weitere Optimierungen des Projektionsalgorithmus und der Rekonstruktionsformel sollten die Qualität der rekonstruierten Aktivitätsverteilungen verbessern, um damit eine höhere diagnostische Sicherheit zu gewährleisten. Die Portierung auf die i386-Plattform senkte die Kosten für die benötigte Hardware deutlich.

2 Methoden

2.1 Reduzierung des Gesichtsfeldes

Das Gesichtsfeld (FOV) eines Vollring-PET-Scanners ist bauartbedingt kreisförmig. Somit gibt es in einer quadratischen Bildmatrix Pixel, die nicht innerhalb des Gesichtsfeldes liegen, keine Aktivität enthalten und nicht zur Berechnung der Bilder beitragen. Befinden sich während der Aufnahme kleinere Objekte im Tomographen, die das Gesichtsfeld nicht vollständig ausfüllen (z.B. Kopf oder Extremitäten), so ist der Bereich ohne Aktivität noch größer, d.h. es können noch mehr Pixel bei der Rekonstruktion vernachlässigt werden. Man spricht dann von einem reduzierten Gesichtsfeld (rFOV).

Die Berechnung der Projektionen ist der zeitaufwendigste Teil bei der Rekonstruktion. Um Rechenzeit einzusparen, wurden Algorithmen für die Vor- und Rückprojektion entwickelt, die nur Pixel innerhalb eines kreisförmigen Ausschnittes der quadratischen Bildmatrix beachten. Der Radius des Ausschnittes wird aus den gemessenen Rohdaten für jede Schicht einzeln bestimmt und variiert entlang der Körperachse. Für diese Arbeit wurde eine Rekonstruktionssoftware verwendet, die auf einem ML-OSEM Algorithmus beruht, der pro Iteration eine Vorwärts- und 2 Rückprojektionen unter jeweils 192 Winkeln berechnet. [2].

2.2 Reduzierung der Diskretisierungsfehler durch den Projektionsalgorithmus

Bei einer qualitativen Untersuchung des Algorithmus für die Vorwärtsprojektion hatte sich gezeigt, dass durch das verwendete 32-fache fixed Rebinning die berechneten Projektionen qualitativ zu schlecht sind. Die Diskretisierungsfehler durch das Rebinning verursachen zu starkes Rauschen in den Projektionen. Es wurden daraufhin Algorithmen mit 128- und 256-fachem fixed Rebinning entwickelt, die weniger Diskretisierungsfehler aufweisen sollten.

2.3 Kostensenkung durch die Portierung auf die i386-Plattform

Die Rekonstruktionssoftware in IDL (Interaktiv Data Language) wurde von Unix-Rechnern (Ultra Sparc) auf i386-basierte PCs portiert. Die Projektionsalgorithmen wurden aus Gründen der zeitlichen Effizienz in C realisiert, die aus IDL heraus aufgerufen werden können. Die Software für den gesamten Rekonstruktionsprozess liegt damit auch für i386-basierte PCs vor.

3 Ergebnisse

In einer Simulation wurde eine Vorwärts- und eine Rückprojektion einer Kopfaufnahme mit 160 x 160 Pixeln und 31 Schichten unter 192 Winkeln berechnet. Die Projektionszeit wurde zunächst ohne Reduzierung der Bildmatrix (Quadrat) gemessen und als Referenzwert verwendet. Anschließend wurde ein reduziertes,

kreisförmiges Gesichtsfeld zur Projektionsberechnung verwendet, dessen Radius sukzessive von 80 auf 50 Pixel reduziert wurde. Die Reduzierung des Gesichtsfeldradius hat keinen negativen Einfluss auf das Rekonstruktionsergebnis, solange das Objekt sich vollständig innerhalb des reduzierten Gesichtsfeldes befindet. Tabelle 1 zeigt die gemessenen Projektionszeiten und die relativen Zeiteinsparungen gegenüber einer Projektion ohne Reduzierung der Bildmatrix in Abhängigkeit des Radius des reduzierten Gesichtsfeldes.[1]

FOV-Radius (pixel)	Vorwärtsprojektion		Rückprojektion	
	Projektions- zeit [s]	relative Zeit- einsparung [%]	Projektions- zeit [s]	relative Zeit- einsparung [%]
ohne Reduzierung	12.46	-	5.18	-
80	10.76	13.6	4.29	17.2
70	8.21	34.1	3.31	36.1
60	6.08	51.2	2.45	52.7
50	4.24	66.0	1.73	66.6

Tabelle 1. Gemessene Projektionszeiten für die Vorwärts- und Rückprojektion sowie die relative Zeiteinsparung durch die Reduzierung des Gesichtsfeldes bezogen auf die Projektionszeit ohne Reduzierung (Zeile 1).

Bild 1 zeigt eine starke Vergrößerung einer Linie aus den berechneten Projektionen mit 32-fachem und 256-fachem fixed Rebinning. Bei der Simulation wurde das Bild eines einfachen geometrischen Objektes (Quadrat) vorwärtsprojiziert.

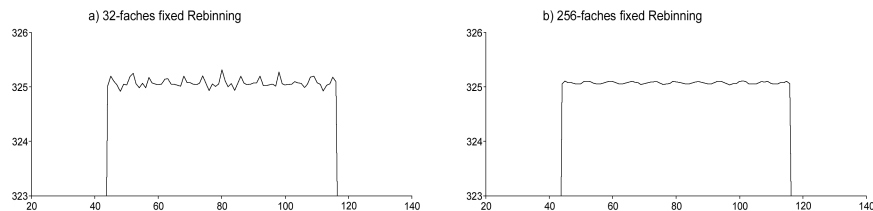


Abb. 1. Starke Vergrößerung einer Projektionslinien bei der Vorwärtsprojektion: a) 32-faches , b) 256-faches fixed Rebinning. Eine ideale Projektion ohne Diskretisierungsfehler würde eine glatte Linie liefern.

Nach der Portierung wurde verschiedene Rechnersysteme und -konfigurationen hinsichtlich der Rekonstruktionszeit untersucht. Dabei wurde der Datensatz einer Ganzkörperaufnahme mit 160 mal 160 Pixel und 240 Schichten unter klinischen Routinebedingungen rekonstruiert. Tabelle 2 zeigt die Rekonstruktionszeiten, die auf verschiedenen Win32- und Unix-Systemen gemessen wurden. Aus den Anschaffungskosten und den Rekonstruktionszeiten wurde ein Kosten-Zeit-Produkt (KZP) errechnet und in der Einheit $10^3 \cdot \text{min} \cdot \text{DM}$ angegeben.

Nr.	Rechnersystem	Zeit [min]	KZP [$10^3 \cdot \text{min} \cdot \text{DM}$]
1	AMD Athlon, 1400 MHz, 512 MB DDRam, Windows 2000, IDL 5.2 2.500 DM, Juli 2001	14	35
2	Intel P3, 933 MHz, 512 MB Ram, Windows 2000, IDL 5.2 2.000 DM, Mai 2001	21	42
3	Sun Ultra 80 2 x UltraII, 450 MHz, 4 MB Level-2-Cache, 3 GB Ram, SUN Solaris 2.7, IDL 5.0 70.000 DM, Mai 2000	34	2380 *
4	Sun Sparc 20 2 x Sparc, 75 MHz, 1 MB Level-2-Cache, 512 MB Ram, SUN Solaris 2.6, IDL 5.0 40.000 DM, Juni 1998	94	3760 *

Tabelle 2. Gemessene Rekonstruktionszeiten auf unterschiedlichen Computersystemen unter gleichen Bedingungen. Anmerkungen: *System benötigt beide Prozessoren für die Rekonstruktion.

4 Diskussion

Der Vergleich der Projektionszeiten läßt erkennen, dass schon eine Reduzierung der Bildmatrix auf das kreisförmige Messfeld eine Zeiteinsparung von 14 % mit sich bringt. Bei kleineren Objekten, bei denen der Gesichtsfeldradius auf 50 Pixel reduziert werden kann, steigt die Zeiteinsparung auf über 60 %.

Bei der qualitativen Untersuchung der entwickelten Projektionsalgorithmen zeigte sich außerdem, dass bei 256-fachem fixed Rebinning die berechneten Projektionen qualitativ wesentlich homogener sind als bei 32-fachem fixed Rebinning. Die benötigte Projektionszeit verlängerte sich dadurch jedoch nicht.

Durch die Portierung des Rekonstruktionsprogrammes auf die i386-Plattform konnten sowohl die Anschaffungskosten für die benötigte Hardware stark gesenkt, als auch die Rekonstruktionszeit verkürzt werden. Das KZP von System 1 ist um zwei Größenordnungen besser als das KZP von System 4 (s. Tab. 2).

Literatur

1. Paul D. : Optimierung eines Projektionsalgorithmus für die iterative Bildrekonstruktion in der Positronen Emissions Tomographie. Studienarbeit 2001, Universität Karlsruhe, Institut für biomedizinische Technik
2. Peschl S., Mix M.: Physikalische und rekonstruktionstechnische Voraussetzungen zur Darstellbarkeit kleiner Objekte in der PET. in Bildverarbeitung für die Medizin 1999 - Algorithmen, Systeme, Anwendungen. Herausgeber Evers H., Glombitza G., Lehmann T., Meinzer H.-P.. Springer-Verlag, 1999.