

RECONSTRUCCION DE IMÁGENES TOMOGRAFICAS EN MEDICINA NUCLEAR

Francisco Javier Salvador Gómez, Manuel Salgado Fernández, Daniela Medal Francesch, Antonio López Medina, Pablo Jiménez Cencerrado.
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica
Instituto Galego de Medicina Técnica. Hospital do Meixoeiro
Apartado oficial s/n, 36200 Vigo (PONTEVEDRA).
Tlf: 986 811721. Fax: 986 811713. E-mail: fsalgom@terra.es

Resumen:

La formación de imágenes tomográficas de radiofármacos o tomografía computerizada por emisión proporciona una distribución tridimensional del fármaco etiquetado con un radionúclido emisor de rayos gamma. La tomografía computerizada por emisión (ECT) ha evolucionado en dos direcciones en función del tipo de radionúclido que se ha usado. La tomografía computerizada por emisión de positrones (PET) detecta los dos fotones de aniquilación de emisores de positrones. La tomografía computerizada por emisión de fotón único (SPECT) involucra la detección de un único fotón procedente de radionúclido que se desintegra.

El propósito de todos los métodos de reconstrucción de imágenes es el de, mediante el procesamiento adecuado de los datos disponibles (proyecciones) formar la imagen para facilitar la interpretación de las medidas. Muchos algoritmos se han propuesto para realizar la tarea, pudiéndolos englobar en una primera clasificación¹ en:

- a) Formulación en el dominio de la frecuencia
- b) Formulación en el espacio o dominio real.

Dentro de los primeros nos quedaremos con el método de retroproyección filtrada, que es el objeto de este trabajo. Se ha desarrollado una herramienta de cálculo capaz de realizar correctamente reconstrucciones tomográficas a partir de las proyecciones apropiadas. Además permite el análisis del centro de rotación y la cuantificación de su desplazamiento, con lo que se ha obtenido un método complementario para las verificaciones rutinarias del centro de rotación realizadas en las pruebas de control de calidad descrito en el Programa de Garantía de Calidad de nuestro hospital. También permite evaluar la calidad de imagen de las reconstrucciones tomográficas.

Palabras clave: tomografía, gammacámara, filtrado, centro de rotación, SPECT

INTRODUCCION

Un problema básico en la formación de imágenes de radionúclidos es que las imágenes obtenidas son proyecciones bidimensionales de distribuciones de fuentes tridimensionales. Imágenes de estructuras a una profundidad en el paciente son ocultadas por imágenes de estructuras que se encuentran en la misma proyección². Una solución es hacer distintas proyecciones pero son difíciles de interpretar con distribuciones complejas. Las técnicas de tomografía computerizada están basadas en algoritmos matemáticos.

El presente trabajo describe una aplicación informática, que basándose en el método de retroproyección filtrada³⁻⁵, reconstruye planos axiales, coronales y sagitales de un cuerpo a partir de una adquisición tomográfica del mismo

MATERIAL Y METODO

Las proyecciones o imágenes planares se han obtenido de un maniquí de funcionamiento total tomográfico tipo JASZCZAK con una gammacámara de doble cabezal SOPHA DST. Las dimensiones del maniquí son las siguientes: diámetro

exterior de 22 cm y una altura de 20 cm. Este se ha colocado sobre un molde poliuretano expandido para permitir colocarlo en posición horizontal sobre la mesa de tratamiento de forma reproducible.

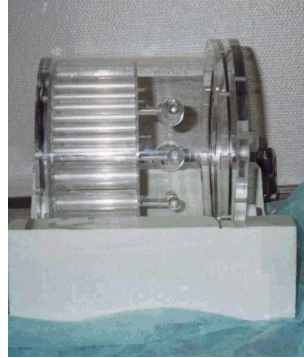


Figura 1. Maniquí de Jaszczak con sus insertos

Se programa la gammacámara para una adquisición tomográfica con tamaño de matriz de 64x64 o bien 128x128. El número de proyecciones es variable: 16, 32, 64, 96, 128. El giro de los detectores cubre un ángulo de 360°. Se elige el isótopo ^{99m}Tc para que el sistema utilice la matriz de uniformidad adecuada y la ventana de energía quede centrada de manera simétrica en la energía de 140 KeV y con ancho de 20%.

La aplicación desarrollada se ha programado⁶ usando un compilador de C++, el Builder C++ en plataforma Pentium sobre el sistema operativo Windows 95. Esta aplicación es capaz de interpretar los ficheros generados por la gammacámara SOPHA, recuperando información referente a los datos binarios, el tamaño de matriz usada, el número de proyecciones y el zoom de adquisición.

Principio de reconstrucción por retroproyección filtrada.

Se consideran los perfiles para el caso de una fuente puntual de actividad dentro de un objeto. Cada perfil da la localización de la fuente en la dirección paralela al perfil. Sin embargo la fuente podría estar en cualquier punto a lo largo de la línea perpendicular al perfil. Para una fuente puntual esta ambigüedad se resuelve fácilmente por inspección de los perfiles a otros ángulos, pero con fuentes más complejas no es posible. Una primera aproximación para la distribución de la fuente se puede obtener al proyectar los datos de cada perfil hacia atrás sobre la rejilla de la imagen entera. Esta operación se llama *retroproyección*. Si se suman las retroproyecciones de todos los perfiles se obtiene una aproximación a la distribución del objeto original. Esta operación se llama superposición lineal de retroproyecciones (LSBP). Aún con un número infinito de vistas la imagen resulta borrosa. La función de dispersión puntual que describe el emborronamiento es proporcional a $1/r$, donde r es la distancia desde la fuente puntual. La relación entre la imagen verdadera y la imagen LSBP está dada por:

$$\text{Imagen LSBP} = \text{Imagen verdadera} * \frac{1}{r}$$

Teniendo en cuenta las propiedades de la transformada de Fourier:

$$F.T.\{imagen\ LSBP\} = F.T.\{imagen\ verdadera\} * F.T.\left\{\frac{1}{r}\right\} \Rightarrow F.T.\{imagen\ verdadera\} * \frac{1}{v}$$

Por lo tanto:

$$F.T.\{imagen\ verdadera\} = F.T.\{imagen\ LSBP\} \times v$$

donde v es la frecuencia espacial. Por tanto, se debe aplicar un filtro rampa a la imagen LSBP para obtener la imagen verdadera. En la práctica las funciones filtro se usan con un filtro pasabaja. El proceso de reconstrucción entero incluyendo el proceso de filtrado se conoce como superposición lineal de retroproyecciones filtradas. Para una mejor reconstrucción de la imagen, pueden utilizarse algoritmos que corrijan por las desviaciones del centro de rotación de la gammacámara y por la atenuación y dispersión de la radiación emitida por la fuente.

RESULTADOS

El aspecto que presenta la aplicación es la siguiente:

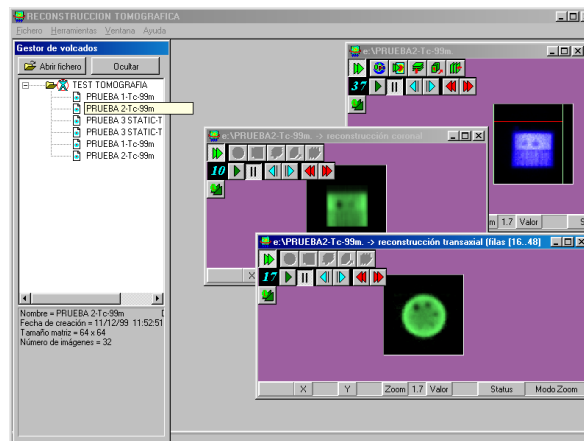


Figura 2. Interfaz del programa Reconstrucción Tomográfica

Como se puede observar la aplicación interpreta el fichero de la gammacámara sophafp.dir que se crea cuando se exportan datos a un disquete y recupera la información mostrando los pacientes con sus estudios. La parte inferior se presenta información general sobre el estudio que se va a seleccionar.

Una vez que se selecciona el estudio tomográfico se crea una ventana donde se ven en modo cine las proyecciones tomográficas. Se tiene la opción de seleccionar una a una cada una de las proyecciones, presentarlas de modo continuo y seleccionar la primera o la última.

Una vez escogido un estudio tomográfico se presenta una barra de herramientas que va a permitir hacer una reconstrucción tomográfica de un corte arbitrario del objeto, reconstruir el objeto completo y presentarlo en modo cine según las vistas axiales, coronales o sagitales.

Además se dispone de una ventana de opciones que va a permitir seleccionar los distintos parámetros que intervienen en la reconstrucción por retroproyección filtrada.

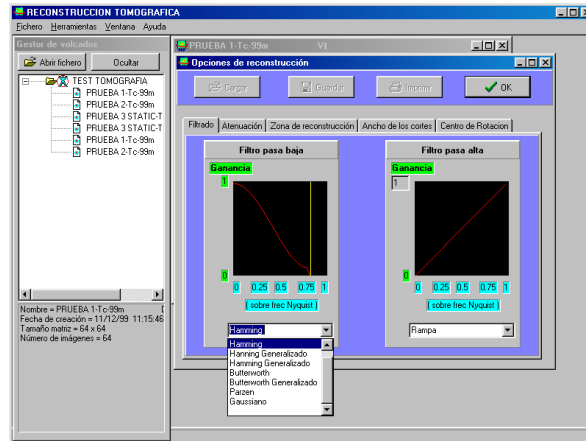


Figura 3. Panel de Opciones. Selección de filtros, atenuaciones, zonas de reconstrucción, corrección por centro de rotación.

En esta ventana se selecciona de manera interactiva qué fila o conjunto de filas de las proyecciones se quieren reconstruir, así como el espesor de cada corte. Esta elección se hace seleccionando la pestañas *Zona de reconstrucción* y *Ancho de los cortes*. En la pestaña llamada *Filtrado*⁷ se selecciona el tipo de filtro pasabaja con posibilidad de seleccionar la frecuencia de corte así como escoger el filtro pasaalta necesario para la reconstrucción. En la *pestaña de Atenuación* se da la opción de seleccionar el corte transaxial y mediante un roi (región de interés) seleccionar la zona del objeto reconstruido a la cual se quiere aplicar la atenuación, de modo que se haría una nueva reconstrucción del objeto teniendo en cuenta ese modelo de atenuación.

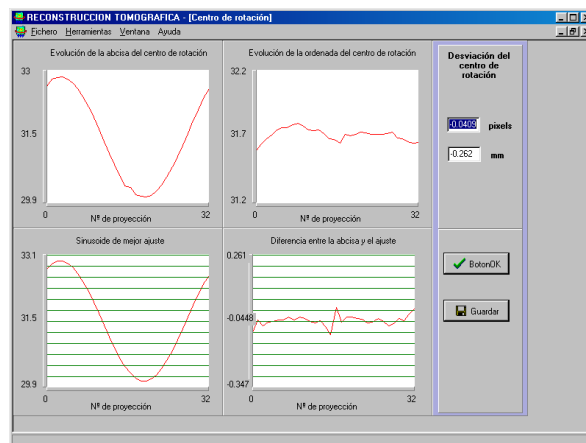


Figura 4. Análisis centro de rotación.

El proceso de reconstrucción tomográfica depende de manera muy crítica de las variaciones del centro de rotación según las distintas proyecciones. En la pestaña

Centro de rotación aparece un menú donde se elige un fichero que contiene las desviaciones del centro de rotación. Estas desviaciones se han calculado previamente y se han almacenado en un fichero. Para el cálculo de estas desviaciones se presenta la siguiente ventana. Para ello es necesario cargar una adquisición tomográfica de una fuente puntual de 32 ó 64 proyecciones. Para cada proyección se calculan las coordenadas del centro de gravedad de la fuente puntual. Se hace una representación de las "x" según las distintas proyecciones. En el segundo cuadrante se presentan las "y". En el tercero se presenta el mejor ajuste a los datos representados en el primer cuadrante y en el último se presenta la diferencia entre los datos experimentales y el mejor ajuste. Son estos los valores que se guardan y que posteriormente se recuperan para hacer la reconstrucción tomográfica.

CONCLUSIONES

La herramienta de cálculo desarrollada es capaz de realizar correctamente reconstrucciones tomográficas a partir de un número de proyecciones adecuado. Además permite el análisis del centro de rotación y la cuantificación de su desplazamiento, con lo que se ha obtenido un método complementario para las verificaciones rutinarias del centro de rotación realizadas en el control de calidad descrito en el Programa de Garantía de Calidad de nuestro hospital.

El sistema permite evaluar y cuantificar la calidad de imagen de forma objetiva de las reconstrucciones tomográficas, permitiendo discernir si la calidad de imagen⁸ está determinada por las características físicas del sistema o por las opciones de reconstrucción utilizado.

REFERENCIAS

- [1] Carlos Robaban Padrón, Miguel Muriel Fernández y J.A. Martín Pereda. Reconstrucción de imágenes tomográficas. Técnicas en el dominio de la frecuencia. Mundo Científico nº 131 1983. Pag-93-99
- [2] Ronald J. Jaszczak. Tomographic radiopharmaceutical Imaging. Proceedings of the IEEE, Vol 76, nº 9, September 1988. Pag 1079-1094.
- [3] James A. Sorenson, Michael E. Phelps. Physics in Nuclear Medicine. W.B. Saunders Company 1987
- [4] Robert J. English, Susan E. Brown. SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography. Published by The Society Avenue, New York, NY 10016
- [5] Rafael C. González y Richard E. Woods. Tratamiento digital de imágenes. Addison-Wesley/ Díaz de Santos, 1996.
- [6] Paul M. Embree, Bruce Kimble. C Language Algorithms for Digital Signal Processing. PTR Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1991.
- [7] Rafael Puchal Añé. Filtros de imagen en medicina nuclear. Nycomed Amersham, ediciones Eurobook, S.L.
- [8] Francisco Javier Salvador Gómez, Raquel Barquero Sanz, Julio Guilleumas García. Cuantificación de la Uniformidad Tomográfica en una gammacámara G.E. Starcam 2000 AC/T. Libro de comunicaciones XII Congreso Nacional de Física Médica, 1999.