

Evaluación del algoritmo de
reconstrucción tomográfica "ORDERED
SUBSETS EXPECTATION MAXIMIZATION" en lenguaje MATLAB,
a partir de los parámetros de calidad de un SPECT.

L. Urrutia, A. Pérez

Escuela de Ciencia y Tecnología de la Universidad Nacional de General San Martín.
Email: uleandro@yahoo.com

RESUMEN

Se implementó el algoritmo OSEM en lenguaje Matlab, partiendo del conocimiento de la óptima calidad de las imágenes surgidas de la aplicación de algoritmos estadísticos de reconstrucción tomográfica que operan según aproximaciones iterativas. Dicho trabajo tuvo como objetivo poder reconstruir en una computadora personal, imágenes obtenidas en equipos SPECT que no cuentan con dicho algoritmo de reconstrucción.

Para su implementación se utilizaron los parámetros típicos de adquisición de estudios clínicos de medicina nuclear, como ser tamaño de matriz, número de pasos de adquisición y cantidad de cuentas de las imágenes.

Se evaluó la eficacia del algoritmo comparando los parámetros de calidad, Uniformidad Tomográfica, Resolución Espacial Tomográfica y Contraste Tomográfico de lesiones frías y calientes, cuantificados a partir de imágenes adquiridas de fantasmas específicos. Para dichas determinaciones se utilizaron los protocolos NEMA.

Las diferencias relativas de los distintos parámetros se mantuvieron dentro de valores aceptables. Esto permite alentar la idea de continuar trabajando con dicho algoritmo a fin de implementar filtros de pos procesamiento con el objetivo ulterior de agregar correcciones a las distorsiones introducidas por los fenómenos de la atenuación y radiación dispersa.

Palabras claves: imágenes tomográficas, algoritmos de reconstrucción, OSEM

ABSTRACT

The OSEM algorithm in Matlab language was implemented starting from the knowledge of the ideal quality of the images obtained by the application of statistical algorithms of tomography reconstruction that operate according to iterative approximations. The above mentioned work was aimed at reconstructing in a personal computer images obtained by SPECT equipment that do not include the above mentioned algorithm of reconstruction.

For this implementation we used the typical parameters of acquisition of clinical studies in nuclear medicine, such as the matrix size, the number of steps of acquisition and the images counts.

The efficiency of the algorithm was evaluated comparing the quality parameters, Tomographic Uniformity, Tomographic Spatial Resolution and Tomographic Contrast of cold and warm lesions, quantified from images acquired by specific fantasmas. For the above mentioned determinations the NEMA protocols were used.

The obtained relative differences were within acceptable values. These promising results encourage the idea of continuing working with the above mentioned algorithm in order to implement post processing filters devoted to add corrections to the distortions introduced by the attenuation and the scattering radiation.

Key words: OSEM algorithm, MatLab language, algorithm of reconstruction, tomography images.

1. INTRODUCCIÓN

La mayoría de los equipos tomográficos de Medicina nuclear, utilizan para la reconstrucción topográfica de sus imágenes, el algoritmo de Retroproyección Filtrada. Este es de carácter analítico, y está basado en la transformada de Radón, y el teorema del "corte de Fourier". Por ser de fácil implementación y muy rápido en la obtención de los cortes transversales, su uso se generalizó a pesar de tener el inconveniente de generar un artefacto típico denominado "estrella" que degrada sensiblemente la calidad de las imágenes.

A medida que se construyeron computadoras mas veloces y con mayor capacidad de cálculo, comenzaron a implementarse algoritmos de tipo estadístico e iterativos, cuya perspectiva de análisis los hace más afines a la naturaleza del problema [1-2].

Uno de los posibles enfoques para la reconstrucción tomográfica con algoritmos iterativos, se basa en la búsqueda del corte transversal que con mayor probabilidad genere las proyecciones obtenidas en una adquisición. Los algoritmos que funcionan en base a este principio se denominan Maximum Likelihood (ML)[2] Las sucesivas estimaciones del corte que se obtienen durante el proceso de reconstrucción, se calculan a partir de la estimación anterior y las proyecciones medidas. Una posibilidad para calcular dichas estimaciones es a través de un proceso conocido como Expectation Maximization (EM). Este tipo de algoritmo (MLEM), desarrollado por Sehpp y Vardi y por Lange y Carson, surge como consecuencia de la unificación de varios algoritmos previos y se ha convertido en la base de la mayoría de los algoritmos estadísticos [2] debido a que considera la estadística de Poisson, propia del fenómeno radioactivo.

Buscando disminuir el tiempo de cálculo, Hudson y Larkin [3], desarrollaron la técnica Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM), que opera en cada iteración, con un subconjunto de las proyecciones obtenidas durante la etapa de adquisición, a diferencia del MLEM, en donde en cada iteración se utilizan

todas las proyecciones. Esta reducción deriva en la optimización del tiempo de cálculo.

Este tipo de algoritmos tiene el beneficio adicional de permite modelar las perturbaciones de carácter físico que se encuentran presentes en las imágenes de medicina nuclear, como son la atenuación y radiación dispersa. El perfeccionamiento de estos modelos implica modificaciones en la estructura del algoritmo. Por este motivo reviste especial interés la posibilidad de contar con dicha herramienta implementada en una computadora personal.

2. METODOLOGÍA

Considerando los valores típicos de los estudios de SPECT, se consideraron matrices de 128x128 píxeles y 128 ángulos de adquisición sobre una rotación de 360°. Se implementaron rutinas para la creación de las matrices de probabilidad a_{ij} y del proceso iterativo OSEM para la reconstrucción de los cortes tomográficos

Algoritmo

Se denomina sinograma a la matriz que concentra toda la información de la etapa de adquisición de las imágenes. Cada elemento del mismo (bin), ocupa la fila y columna correspondiente al ángulo de la proyección y su posición en relación al centro de rotación del sistema respectivamente. El valor de cada bin es la suma de los píxeles ubicados en la línea de respuesta del mismo. Cada fila del sinograma representa el perfil (u) generado en cada ángulo de adquisición.

El algoritmo se basa en determinar la distribución de actividad f que tiene la mayor probabilidad de generar los perfiles obtenidos u [1]. La probabilidad de que un dado bin dentro del perfil tenga u_i cuentas es, considerando la estadística de Poisson:

$$prob(u_i) = \frac{e^{-\hat{u}_i} \hat{u}_i^{u_i}}{u_i!}$$

donde:

\hat{u}_i : bin perteneciente al perfil simulado a partir de una dada distribución de actividad f_j .
La misma surge de considerar

La misma surge de considerar:

$$\sum_{j'=1}^m a_{ij} f_{j'}^{(k)}$$

donde

a_{ij} : Probabilidad de que una partícula emitida en el píxel j sea detectada por el bin i y m es el total de píxeles en la imagen.

La probabilidad (Pt) de que la distribución f genere el perfil u , es:

$$Pt = \prod_{i=1}^n \frac{e^{-\hat{u}_i} \hat{u}_i^{u_i}}{u_i!}$$

donde:

n : Total de bin en el perfil.

Su valor máximo, es el que resuelve la ecuación igualando a cero su primer derivada [1].

De esta forma se deduce una expresión que permite obtener una nueva distribución ($f^{(k+1)}$) a partir de correcciones hechas sobre la distribución anterior ($f^{(k)}$).

$$f_j^{(k+1)} = \frac{f_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{u_i}{\sum_{j'=1}^m a_{ij} f_{j'}^{(k)}} a_{ij}$$

Matriz de probabilidades

Para cada bin perteneciente al primer perfil del sinograma, se estableció con cada uno de los píxeles del espacio del objeto, la probabilidad de que dicho bin registre una emisión producida en un dado píxel.

Estas probabilidades se agruparon en una matriz a_{ij} , donde i es el bin ($i=1:128$) y j es el píxel ($j=1:16384$).

Esta matriz se construyó considerando la colimación paralela ideal, en donde $a_{ij}=1$ para los píxeles ubicados en la línea perpendicular al bin, y cero para todos los demás.

Se construyó una segunda matriz que establece las modificaciones necesarias en al primer matriz para generar las matrices a_{ij} para los restantes perfiles.

Para la ejecución del algoritmo se implementó la siguiente secuencia iterativa. El conjunto de perfiles (subsets) utilizados en cada iteración es una fracción del total de perfiles en el sinograma adquirido y en cada iteración se utiliza un nuevo conjunto:

- Propuesta de estimación inicial $f_j = 1$, para todo j .
- Selección de un subset de los perfiles adquiridos.
- Generación de los perfiles simulados correspondientes a los mismos ángulos del subset.
- Obtención de un nuevo sinograma reducido a partir de la división, punto a punto, entre los perfiles correspondientes (adquiridos/ simulados).
- Obtención de una nueva estimación retroproyectando el sinograma resultante, sobre la estimación inicial. Este proceso está gobernado por las matrices de probabilidad a_{ij} correspondientes a los perfiles.
- Normalización de los valores de la nueva estimación.
- Reiteración del proceso desde el punto b reemplazando la primera estimación por la nueva estimación.

Una vez recorridos todos los subsets se obtiene la estimación final

Adquisición j de las imágenes

Para adquirir las imágenes se utilizó un SPECT doble cabezal marca Siemens, modelo E.cam+ con sistema de procesamiento de datos e.soft. Se utilizó un fantoma Carlson para la determinación de Uniformidad Tomográfica (UT), Contraste de lesiones frías y calientes y un fantoma específico para la determinación de Resolución Espacial Tomográfica. Éste consiste en un cilindro de lucite de 22 cm. de diámetro atravesado por tres fuentes lineales de metal, de < 1 mm de diámetro. Una de ellas posicionada en el centro de simetría del fantoma y las dos restantes a 10 cm de ella según direcciones ortogonales [6].

El primer fantoma se llenó con una solución de 2 μ Ci de ^{99m}Tc / cm³. Las fuentes lineales del segundo se llenaron con una concentración de 5 μ Ci de la misma solución. Los parámetros

fijados para ambas adquisiciones fueron: 128 proyecciones en matriz de 128 x 128, 20 segundos/paso, rotación de 360°. Ventana energética en 140 KeV (15%) y colimador de alta resolución de agujeros paralelos.

Determinación del número de iteraciones

De acuerdo con la bibliografía pre existente y con los resultados del error cuadrático medio entre la imagen original y cada reconstrucción para diferente número de iteraciones aplicando el algoritmo diseñado, se utilizaron 8 subsets y 8 iteraciones [2], [7].

3. RESULTADOS

Se efectuó la comparación de los parámetros de calidad obtenidos a partir de las reconstrucciones de los fantasmas mencionados por el algoritmo implementado y el equipo comercial. Las comparaciones se efectuaron reconstruyendo con igual número de subsets y sin aplicar filtro alguno de pre o pos procesamiento.

La UT se evaluó sobre cortes homólogos de la zona de distribución homogénea de actividad del fantoma (Figura 1), (Tabla I), según lo establecen las Normas NEMA, a partir de tres parámetros: No Uniformidad Positiva (NU(+)), No Uniformidad Negativa (NU(-)) y Coeficiente de Variación (CV) [8],[9],[10] según las siguientes expresiones:

$$NU(+) = 100 * \frac{(Max - promedio)}{promedio},$$

$$NU(-) = 100 * \frac{(promedio - Min)}{promedio},$$

$$CV = 100 * \frac{DS}{promedio}$$

donde:

Max: Número de cuentas de la región de interés (4x4pixels) de mayor cantidad de información.

Min: Número de cuentas de la región de interés (4x4pixels) de menor cantidad de información.

DS: Desviación estándar.

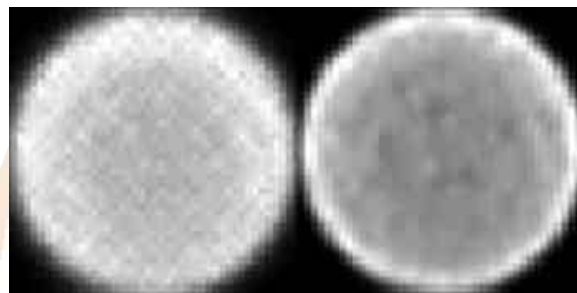


Fig.1: Cortes reconstruidos para evaluación de Uniformidad Tomográfica. Izquierda: algoritmo implementado. Derecha: algoritmo equipo comercial.

Tabla I
Valores de UT

	A	B	Dif. Rel. (%)
CV	3,18	4,38	15,87
NUP	22,03	31,01	16,93
NUN	25,98	21,71	8,95

A: Algoritmo implementado.

B: Algoritmo equipo comercial.

La Resolución Espacial Tomográfica fue determinada sobre la imagen de uno de los cortes transversales (Figura 2) correspondiente. Se determinaron perfiles en la zonas de las tres fuentes en las direcciones tangenciales y radiales. Sobre cada uno de ellos se ajustó una distribución gaussiana a partir de la que se determinó el FWHM expresado en milímetros. Se obtuvieron dos valores de FWHM en dirección tangencial para el punto central. Para cada una de las fuentes laterales (Lat1 y Lat2) un FWHM radial y FWHM tangencial. (Ver Tabla I y Tabla II)



Fig. 2: Región central de la imagen de los cortes transversales reconstruidos por ambos algoritmos, a partir de adquisiciones hechas con el fantoma de Resolución Espacial Tomográfica. Izquierda: algoritmo implementado. Derecha: algoritmo comercial.

Tabla II

Valores de los FWHM para las distintas fuentes.

	A	B	Dif. Rel. (%)
R. Lat 1	6,39	4,83	13,90
R. Lat 2	6,42	5,16	10,88
T. Lat 1	6,72	5,64	8,74
T. Lat 2	6,51	5,01	13,02
T. Centro	5,46	5,79	2,93
T. Centro	6,21	5,46	6,43

A: Algoritmo implementado.

B: Algoritmo equipo comercial.

El Contraste de lesiones frías y calientes se determinó sobre las imágenes de los cortes transversales efectuados en la zona de los insertos correspondientes [10] (Ver Tabla III). Se obtuvieron las imágenes de la Figura 3. El valor fue determinado mediante la expresión:

$$\%C = \frac{(N_{\text{lesión}} - N_{\text{perif}})}{(N_{\text{lesión}} + N_{\text{perif}})} * 100$$

donde:

$N_{\text{lesión}}$: Número de cuentas en una región (2x2 píxeles) interna de la lesión.

N_{perif} : Número de cuentas en una región (2x2 píxeles) externa de la lesión.

Los resultados están indicados en la Tabla 3.

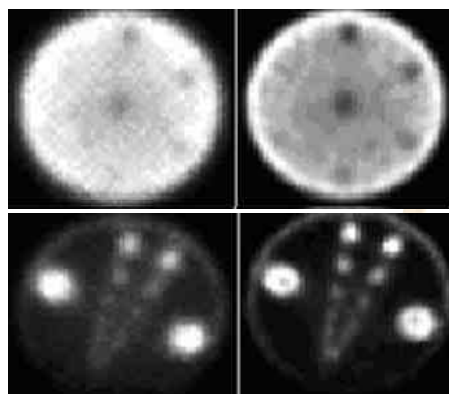


Fig. 3: Cortes transversales a la altura de los insertos simulando lesiones frías (primer fila). Cortes transversales a la altura de los insertos simulando lesiones calientes (segunda fila). Algoritmos: implementado (primer columna), equipo comercial (segunda columna).

Tabla III

Contraste de lesiones frías y caliente

	Lesión (mm)	A	B	Dif. Rel. (%)
Calientes	9	81,2	86,2	2,99
	6	69,9	83,1	8,63
	3	56	76,6	15,54
Frías	12	24,8	31,9	12,52
	9	20,7	23,6	6,50
	6	11,2	10,4	3,70
	3	---	9,9	---

A: Algoritmo implementado.

B: Algoritmo equipo comercial.

4. DISCUSIÓN

La inspección visual de los cortes reconstruidos por el algoritmo implementado para este trabajo permite aceptar como válido el desarrollo en este sentido. Las imágenes de los cortes representativos de la uniformidad son homogéneos y presentan el aspecto típico de los cortes obtenidos comercialmente que no están corregidos por atenuación. Los cortes transversales de las lesiones frías y calientes y del fantoma de Resolución Espacial Tomográfica presentan la típica forma circular que se encuentra normalmente en estos casos. El menor valor del CV obtenido indica que las imágenes de uniformidad tienen, en general, menos fluctuaciones. La UN(+) presenta mejor valor, lo que significa que los puntos mas calientes de la imagen son en promedio menos significativos. Sin embargo para la UN(-), se encontró que el equipo comercial presentaba imágenes con menos oscilaciones alrededor del valor promedio. Respecto de la Resolución Espacial Tomográfica, los parámetros obtenidos presentaron mayor valor de manera sistemática. En relación al Contraste, el software comercial detectó contrastes mayores tanto para lesiones calientes como frías (a excepción de la lesión fría de 6 mm de diámetro). Para las lesiones calientes, las diferencias relativas aumentaron a medida que disminuía el diámetro de las mismas. Para el caso de las lesiones frías sucedió a la inversa.

5. CONCLUSIONES

Los valores obtenidos para los parámetros de calidad con el algoritmo implementado, mostraron diferencias relativas que en promedio, no excedieron el 13.9 %, 9.3 % y 8.7 % para los parámetros de Uniformidad Tomográfica, Resolución Espacial Topográfica y Contraste de lesiones, respectivamente, en relación a las imágenes procesadas con el algoritmo comercial. Se verificó también la similitud de respuesta del número de iteraciones respecto de la calidad de la imagen en relación a la bibliografía consultada.

En base a los resultados obtenidos, se encuentra aceptable continuar utilizando este algoritmo a fin de implementar filtros de post procesamiento en la corrección de imágenes tomográficas. Por otro lado, el desarrollo independiente del algoritmo permite modificar las matrices de probabilidad, alentando la posibilidad de utilizar este desarrollo a fin de agregar correcciones a las distorsiones introducidas por los fenómenos de la atenuación y radiación dispersa, junto con el modelado de distintos fenómenos físicos que permitan una mejor simulación del proceso de adquisición de cuentas.

REFERENCIAS

- [1] P. Bruyant, "Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT" en The Journal of Nuclear Medicine - vol 43 - N°10 Oct. 2002.
- [2] B. Hutton, M. Hudson and F. Beekman, "A clinical perspective of accelerated statistical reconstruction" European Journal of Nuclear Medicine. vol 24 N°7 July 1997
- [3] H.M. Hudson, R.S. Larkin, Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging., vol. 13 pp-601-609. 2004.
- [4] A.C. Kak, M. Slaney, Principles of Computerized Tomography Imaging IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society. Cap 3. 1988.
- [5] Halama J.R. y Henkin R.E. Clinical Radionuclide Imaging. Freeman and Johnson's Ed. Third Update. ISBN 0-8089-1790-0. Chapter 20. Single Photon Emisión Computed Tomography (SPECT). Pp-1529 1650.
- [6] A. Pérez A. F.J. Peña, J. López y R. Galli, Cardiología Nuclear. Fundamentos y aplicaciones clínicas. Editorial Baudino. 2005 Buenos Aires. Argentina. pp- 169 183. 2005.
- [7] Meikle SR, Hutton BF, Bailey DL, Hooper PK, and Fulham MJ, "Accelerated EM reconstruction in total body PET: potential for improving tumour detectability," Phys Med Biol, 39: 1689-1704, 1994.
- [8] NEMA Standard Publication NU-I-1994. Performance measurements of scintillation cameras. National Electrical Manufacturers Association, Washington. D.C. 1994
- [9] NEMA Standard Publication NU-2-1994. Performance measurements for positron emission tomography. National Electrical Manufacturers Association, Washington. D.C., 1994.
- [10] A. Pérez, R. Piotrkowski, R. Galli, G. La Mura y F. J. Peña, Caracterización de la diferencia entre retroproyección filtrada y ordered subsets expectation maximization, en imágenes spect, utilizando la transformada wavelet. Revista Española de Medicina Nuclear Vol 27 No. 1 pp - 15-21.