

# Técnicas de imágenes médicas 3D con fuentes extensas de rayos X y gamma\*

**Sergio Gerardo Strocovsky<sup>1</sup>, Dino Otero<sup>2</sup>**

1 Centro Atómico Ezeiza, Comisión Nacional de Energía Atómica,  
Pro. González y Aragón 15, (B1802AYA), Ezeiza, Provincia de Buenos Aires, Argentina

2 Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires, Escuela de Postgrado,  
Castro Barros 91 (C1178AAA), Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

*strocovs@cae.cnea.gov.ar*

*Recibido el 16 de Febrero de 2012, aprobado el 24 de Abril de 2012*

---

## Resumen

En la primera parte de este trabajo se explican los principios de una nueva técnica de radiografía médica (imágenes con fuente codificadora o IFC), que utiliza fuentes radiactivas extensas. En la segunda parte, se presenta una técnica novedosa de imágenes gamma en Medicina Nuclear (imágenes de apertura total o IAT). Ambas técnicas permiten recopilar información 3D en una única adquisición. Se exhiben imágenes simuladas que muestran la utilidad potencial de IFC y de IAT en aplicaciones de diagnóstico médico. Los resultados permitieron comprobar que ambas técnicas poseen rendimientos superiores, en varios aspectos, a las técnicas convencionales vigentes.

**PALABRAS CLAVE:** RADIOGRAFÍA - FUENTES RADIATIVAS - IMÁGENES CON FUENTE CODIFICADORA - MEDICINA NUCLEAR - IMÁGENES DE APERTURA TOTAL

## Abstract

The principles of a new medical radiography technique (coding source imaging or CSI) are explained in the first part of this work. CSI uses extended radioactive sources. The second part presents a novel gamma imaging technique in Nuclear Medicine (full aperture imaging or FAI). Both techniques allow to collect 3D information in a single acquisition. We exhibit simulated images showing the potential usefulness of IFC and IAT in medical diagnostic applications. The results allowed to check that both techniques have superior performance, in various aspects, to the existing conventional techniques.

**KEYWORDS:** RADIOGRAPHY - RADIOACTIVE SOURCES - CODING SOURCE IMAGING - NUCLEAR MEDICINE - FULL APERTURE IMAGING

---

\* El presente artículo forma parte del trabajo de tesis "Sistemas de imágenes médicas 3D con fuentes extensas de rayos X y gamma" para optar al grado de Doctor de la Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires, área Ingeniería, bajo la dirección del Dr. Dino Otero

---

## PARTE I

### Introducción

Las técnicas radiográficas utilizadas en medicina para fines diagnósticos, presuponen el uso de una fuente de rayos X, que idealmente debería cumplir los siguientes requisitos: elevada puntualidad, fluencia regulable sin compromiso en la puntualidad de la fuente, espectro discreto restringido al intervalo de energías de interés médico o IEIM (17-100 KeV aproximadamente), y emisión de energías seleccionables según la aplicación. En la práctica, la radiografía convencional con tubos de rayos X tiene varios inconvenientes, entre los cuales podemos mencionar: compromiso entre tamaño del spot focal y la fluencia, compromiso entre tamaño del spot focal y la magnificación, el espectro de rayos X es esencialmente continuo, el tubo requiere alimentación eléctrica con alto voltaje ( $\sim 100$  kV), el blanco requiere refrigeración activa en sistemas de alta potencia, los tiempos de respuesta son largos debido a la necesidad de calentamiento del filamento emisor de electrones ( $e^-$ ), y por último, el sistema en su conjunto ocupa un volumen considerable y posee una elevada ineficiencia energética.

Las fuentes radiactivas aventajan en tamaño, portabilidad y sencillez a los tubos de rayos X. Además, emiten radiaciones electromagnéticas de espectro discreto (X y/o gamma), lo cual es una ventaja para imágenes médicas, y se autoabastecen de energía (de origen nuclear). Sin embargo, en la práctica tienen varias desventajas: la tasa de fluencia de fotones X de una fuente radiactiva de máxima actividad manejable ( $\sim 1$  Ci)\* es mucho menor (por varios órdenes de magnitud) que la emitida por los tubos de rayos X más potentes usados en tomografía computada (TC); es difícil evitar la contaminación con otras radiaciones gamma de energías demasiado elevadas (ubicadas fuera del IEIM) emitidas por la misma fuente; los nucleídos que emiten solo radiaciones dentro del IEIM son minoritarios; existe un serio compromiso entre las dimensiones de la fuente y la fluencia, por lo cual se deben utilizar fuentes extensas para obtener una fluencia relativamente elevada; finalmente, las fuentes radiactivas pueden tener vida comparativa-

mente corta (Por ejemplo el I-125 emite en el IEIM (27.2–35.5 KeV) pero tiene un período de semidesintegración de 59.4 días).

En trabajos previos, propusimos el uso de fuentes radiactivas para radiografía de diagnóstico médico (Strocovsky y Otero: 2006, 2007). Para lograr dicho fin se propusieron soluciones a cada uno de los inconvenientes mencionados arriba. Por ejemplo, la baja tasa de fluencia de las fuentes radiactivas puede compensarse con el uso de detectores fotón único, como MEDIPIX (Ballabriga y colaboradores: 2011). El problema de la emisión de radiaciones demasiado energéticas, fue solucionado mediante la implementación de mecanismos de fluorescencia de rayos X por foto-excitación con los rayos gamma provenientes de la fuente, y el problema de las dimensiones finitas de las fuentes radiactivas se solucionó mediante el desarrollo de una nueva técnica basada en fuentes extensas, denominada Imágenes de Fuente Codificadora (IFC), cuyos principios fueron presentados con anterioridad (Strocovsky y Otero: 2011, 2012). La nueva técnica tiene capacidades estereoscópicas, permitiendo adquirir simultáneamente cuatro proyecciones desde cuatro puntos de vista cercanos diferentes.

Las pequeñas dimensiones de las fuentes radiactivas y de los detectores más avanzados (tipo Medipix) permitirían construir, en conjunción con la aplicación de la técnica IFC, micro-sistemas radiográficos 3D para aplicaciones aún no exploradas. Por ejemplo, una fuente radiactiva pequeña podría albergarse en el interior del paciente, mientras que el detector ubicado en el exterior podría registrar imágenes muy localizadas del interior, evitando la interposición de órganos/tejidos que estén fuera del interés del estudio. Una posible localización de la fuente podría ser el tubo digestivo en toda su extensión para tomar desde allí imágenes de rayos X, desde ubicaciones y perspectivas no alcanzadas con las técnicas radiográficas actuales.

La alta localización que permitirían alcanzar estos microsistemas, posibilitaría la irradiación de tejidos en una zona de interés muy pequeña, y

---

\* El presente trabajo cuenta con un glosario de términos que se encuentra luego de las Conclusiones

evitaría irradiaciones innecesarias de tejidos adyacentes como sucede con la radiografía actual. Por otro lado, los bajos niveles de fluencia serían detectados eficientemente por detectores de fotón único y se dispondría de energías discretas y seleccionables de rayos X. La consecuencia más importante de estos tres hechos, es que se reduciría considerablemente la dosis recibida por el paciente, respecto de sistemas convencionales.

Las aplicaciones que necesitan información de la distribución espacial de pequeñas estructuras muy absorbentes, inmersas en un fondo de baja densidad y/o bajo Z, también se beneficiarían de la nueva técnica IFC. Un ejemplo de tal aplicación lo constituyen las técnicas de mamografía con rayos X destinadas a identificar microcalcificaciones mamarias (Wei y colaboradores, 2012).

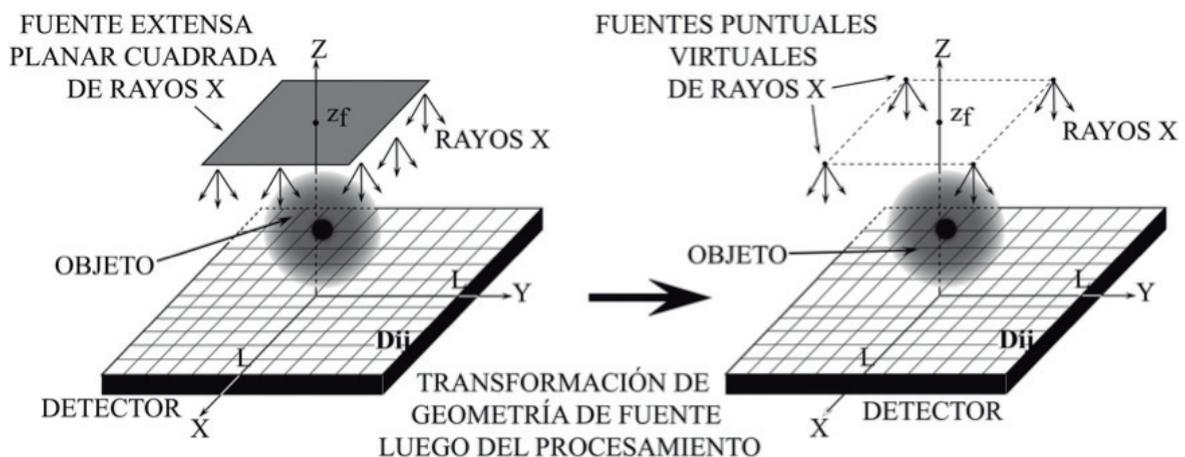
### Métodos

En la presente sección, se resumen los principios de la técnica IFC, basada en el uso de fuentes extensas de rayos X según el esquema conceptual de la figura 1. La forma planar cuadrada de la fuente permite la codificación-decodificación de las imágenes. La geometría del sistema de registro es similar a la radiografía convencional, con la fuente paralela al plano del detector. La imagen codificada obtenida debe ser procesada mediante un operador que funciona como decodificador perfecto, reconstruyendo cuatro proyecciones del mismo objeto desde cuatro fuentes estrictamente puntuales que se corresponden con los cuatro vértices de la fuente.

Es importante remarcar que el procesamiento de

la imagen original produce la transformación de la geometría de fuente, de manera que la fuente cuadrada original utilizada durante el registro, se transforma en un conjunto de cuatro fuentes puntuales, luego de la decodificación. Por lo tanto, IFC permite que la fuente extensa sea equivalente, en sus efectos, al uso simultáneo de cuatro fuentes (puntuales) convencionales de rayos X, como si se tratara de una técnica de radiografía estereoscópica con cuatro puntos de vista.

El procedimiento de decodificación de las imágenes se basa en los tres pasos fundamentales esquematizados en las figuras 2 y 3, a saber: Localización de los volúmenes de detección parciales (por ejemplo, regiones  $U_{ij}$ ,  $Y_{ij23}$  y  $Z_{ij3}$  en la figura 2), el cálculo de los factores de atenuación parciales correspondientes a dichos volúmenes, (por ejemplo, factores  $b_{ij}$ ,  $k_{ij23}$  y  $t_{ij3}$  en la figura 2) y finalmente, la detección diferencial de la fluencia en direcciones ortogonales X e Y. La detección diferencial se implementa calculando los cocientes entre las fluencias detectadas por píxeles vecinos, de un conjunto de cuatro píxeles adyacentes ( $D_{ij}$ ,  $D_{i+1j}$ ,  $D_{i+1j'}$ ,  $D_{i+1j+1}$ ), tal como se indica en la figura 3. Estos pasos permiten calcular los factores de atenuación de tercer orden ( $t_{ij3}$ ,  $t_{i+1j2}$ ,  $t_{i+1j'4}$  y  $t_{i+1j+11}$ ) que representan la atenuación de la radiación que atraviesa las porciones de objeto encerradas por las regiones piramidales ( $Z_{ij3}$ ,  $Z_{i+1j'2}$ ,  $Z_{i+1j'4}$  y  $Z_{i+1j+11}$ ). Estas pirámides tienen por vértice a cada uno de los vértices ( $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$  y  $V_4$ ) de la fuente cuadrada, y por base a los píxeles ( $D_{ij}$ ,  $D_{i+1j}$ ,  $D_{i+1j'}$ ,  $D_{i+1j+1}$ ) respectivamente.



**Fig. 1. Esquema conceptual de la técnica IFC. Registro y reconstrucción de imágenes con fuente codificadora extensa de rayos X según el método propuesto en el trabajo.**

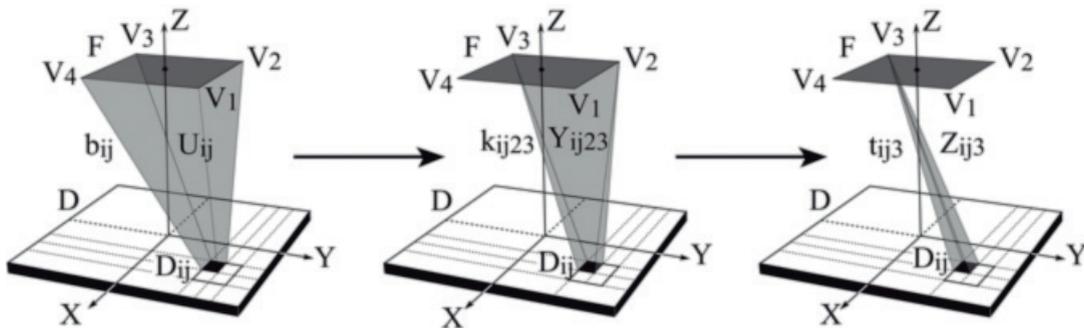
$$\left\{ \begin{array}{l} t_{ij3} = (I_{i+1j} \ I_{ij+1})^{-1} (I_{ij} \ I_{i+1j+1}) (I_{i+1j}^0 \ I_{ij+1}^0) (I_{ij}^0 \ I_{i+1j+1}^0)^{-1} \\ t_{ij+12} = (I_{i+1j} \ I_{ij+1}) (I_{ij} \ I_{i+1j+1})^{-1} (I_{i+1j}^0 \ I_{ij+1}^0)^{-1} (I_{ij}^0 \ I_{i+1j+1}^0) \\ t_{i+1j4} = (I_{i+1j} \ I_{ij+1}) (I_{ij} \ I_{i+1j+1})^{-1} (I_{i+1j}^0 \ I_{ij+1}^0)^{-1} (I_{ij}^0 \ I_{i+1j+1}^0) \\ t_{i+1j+11} = (I_{i+1j} \ I_{ij+1})^{-1} (I_{ij} \ I_{i+1j+1}) (I_{i+1j}^0 \ I_{ij+1}^0) (I_{ij}^0 \ I_{i+1j+1}^0)^{-1} \end{array} \right. \quad (1)$$

Las expresiones (1) permiten calcular los factores de atenuación  $t_{i+1j+1}$ ,  $t_{ij+12}$ ,  $t_{i+1j4}$  y  $t_{ij3}$  en función de los cuatro valores de fluencia en presencia del objeto atenuante ( $I_{ij}$ ,  $I_{i+1j}$ ,  $I_{ij+1}$ ,  $I_{i+1j+1}$ ) y en función de los cuatro valores de fluencia sin el objeto atenuante ( $I_{ij}^0$ ,  $I_{i+1j}^0$ ,  $I_{ij+1}^0$ ,  $I_{i+1j+1}^0$ ). Estas mediciones se realizan sobre los cuatro píxeles adyacentes  $D_{ij}$ ,  $D_{i+1j}$ ,  $D_{ij+1}$  y  $D_{i+1j+1}$  ( $1 \leq i, j \leq n-1$ ). Se considera que el detector tiene un tamaño de  $n \times n$  píxeles.

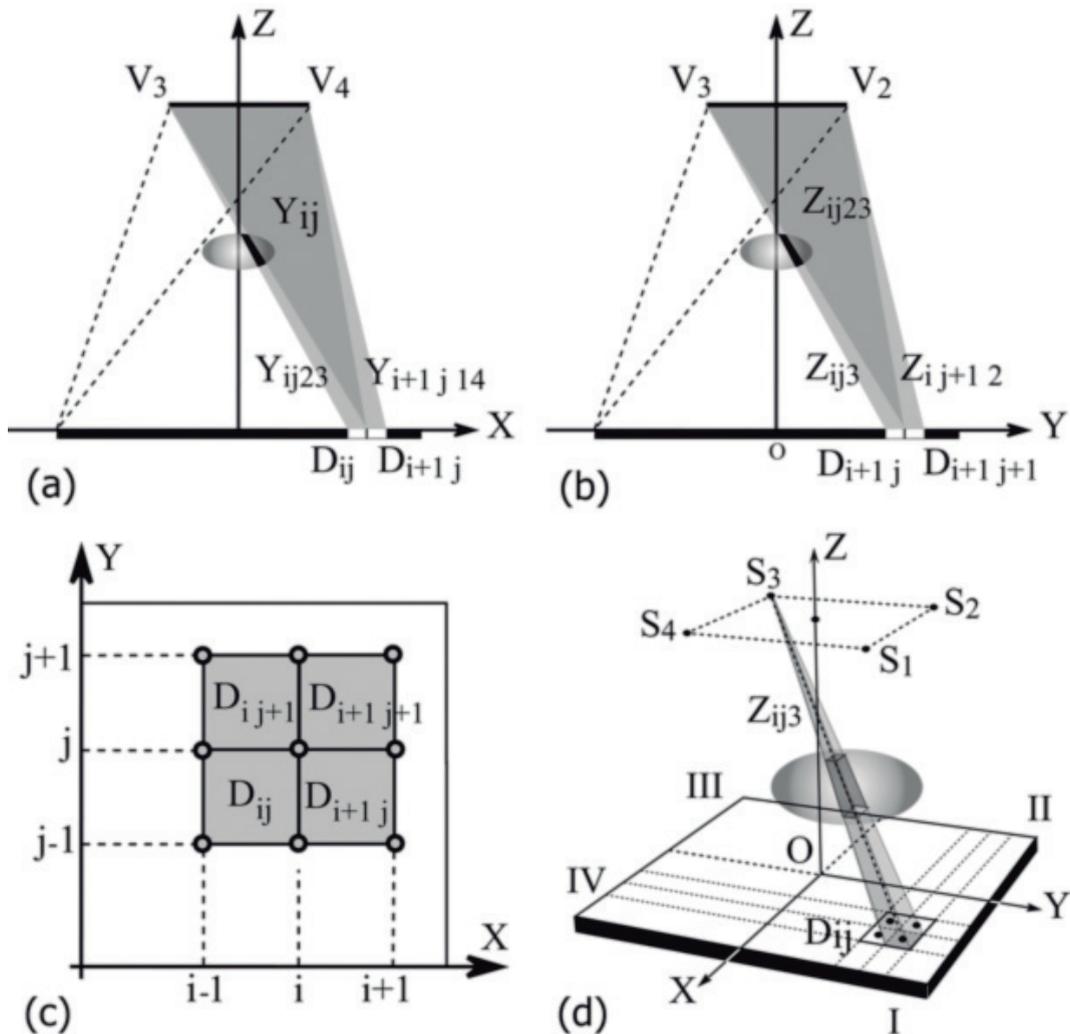
Cada una de las cuatro expresiones (1) es válida en un único cuadrante del sistema de coordenadas utilizado, según la correspondencia:  $t_{ij3} \rightarrow$  cuadrante I,  $t_{i+1j4} \rightarrow$  cuadrante II,  $t_{i+1j+11}$

$\rightarrow$  cuadrante III y  $t_{ij+12} \rightarrow$  cuadrante IV. Cada uno de los cuadrantes se constituye, luego de la decodificación, en el campo imagen correspondiente a cada uno de los cuatro puntos de vista.

Por lo tanto, la distribución espacial de los cuatro factores de atenuación (1) sobre el plano del detector, representa una distribución 2D de fluencia, similar a la obtenida por un sistema equivalente de proyección radiográfica convencional, donde la fuente extensa F es reemplazada por 4 fuentes puntuales ( $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  y  $S_4$ ) ubicadas en las posiciones que ocupaban los vértices ( $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$  y  $V_4$ ) de la fuente cuadrada (figura 3d).



**Fig. 2. Método geométrico utilizado para localizar volúmenes de detección parciales, en el sistema IFC**



**Fig. 3.** Principios del método de detección diferencial en la técnica IFC, basado en el cálculo de las diferencias de fluencias detectadas por píxeles vecinos, de un conjunto de cuatro píxeles adyacentes. (a) Detección diferencial según dirección  $X$ . Las regiones laterales  $Y_{ij23}$ ,  $Y_{i+1j14}$  adyacentes a la región central  $Y_{ij}$ , contienen los flujos diferenciales. (b) Detección diferencial según dirección  $Y$ . Las regiones laterales  $Z_{ij3}$ , y  $Z_{i+1j+12}$  adyacentes a la región central  $Z_{ij23}$ , contienen los flujos diferenciales. (c) Esquema de los cuatro píxeles adyacentes  $D_{ij}$ ,  $D_{i+1j}$ ,  $D_{i+1j+1}$  y  $D_{i+1j+1}$  ( $1 \leq i, j \leq n-1$ ) que intervienen en el cálculo. (d) Geometría equivalente (fuentes puntuales  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  y  $S_4$ ), luego de aplicar el método de detección diferencial. Se esquematiza la formación de la imagen producida por la fuente  $S_3$ .

Las expresiones (1) permiten deducir el algoritmo de reconstrucción de las imágenes a partir de la imagen codificada. Solo basta aplicar a la imagen codificada un filtro  $2 \times 2$ , no lineal y multiplicativo ( $F_1$ ), que reproduzca las operaciones de (1) correspondientes a cada cuadrante. Por ejemplo, el filtro  $F_1$  correspondiente al cuadrante I (píxel  $D_{ij}$ , factor de atenuación  $t_{ij3}$  y pirámide  $Z_{ij3}$ ) es:

$$F_1 \equiv \frac{Y_{ij} Y_{i+1j+1}}{Y_{i+1j} Y_{i+1j+1}}, Y_{ij} \equiv \frac{I_{ij}}{I_{ij}^0}, \quad (2)$$

También es posible, hacer una reconstrucción de la distribución del coeficiente de atenuación lineal  $\mu_{ij}$  (correspondiente a la atenuación entre la fuente puntual  $S_3$  y el píxel  $D_{ij}$ ) sobre el plano de detección, tomando logaritmos en las

expresiones (1) y (2) y usando la definición de los coeficientes  $Y_j$ :

$$\mu_{ij} = \log Y_{ij} + \log Y_{i+1,j+1} - \log Y_{i,j+1} - \log Y_{i+1,j} \quad (3)$$

$$F_2 \equiv \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

Por lo tanto, es posible linealizar las operaciones aplicando el filtro  $F_2$ , en forma convolutiva a la imagen diferencia logarítmica  $[\log(I_{ij}) - \log(I_{ij}^0)]$ . Se obtiene, entonces, un mapa del coeficiente de atenuación  $\mu_{ij}$ . El filtro  $F_2$  representa la discretización por diferencias finitas de la derivada espacial mixta  $\frac{\partial^2}{\partial x \partial y}$ . La convolución se im-

plementó como convolución cíclica, donde el elemento (1,1) de  $F_2$  está alineado con cada elemento (i,j) de la matriz imagen.

Uno de los problemas derivados del uso de decodificadores tipo gradiente, es la amplificación del ruido correlacionado de corto alcance, en este caso, el del ruido estadístico. Por esta razón, también se han utilizado versiones modificadas del filtro  $F_2$ , que permiten moderar dichos efectos. Por ejemplo, se empleó el siguiente filtro 3x3:

$$F_3 \equiv \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Para evaluar la validez de los principios de la técnica propuesta se realizaron simulaciones por el método de Monte Carlo con el código MCNP

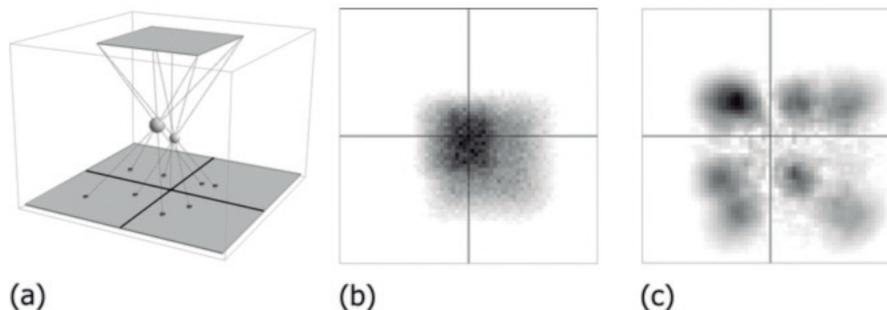
(Anderson y colaboradores, 2012). La fuente X simulada consiste en una superficie cuadrada de 10 mm x 10 mm que emite rayos X en forma isotrópica desde cada punto de la superficie. Se utilizó la tarjeta de fuente general SDEF. Se utilizaron las variables de fuente NRM=-1, VEC = (0 0 1), SUR, X, Y, y Z para determinar las coordenadas (x, y, z) de las posiciones de inicio de los fotones fuente. Los fotones emitidos son monoenergéticos (20 KeV).

El detector simulado consiste en un mosaico de 64 x 64 cristales de CsI, cada cristal tiene dimensiones laterales 3,12 mm x 3,12 mm y 1 mm de espesor. Los fotones fueron detectados mediante el contador de altura de pulso F8. Se utilizó una ventana de energía de ±10%, es decir el intervalo de energías 27 KeV-33 KeV. La distancia fuente-detector es de 15 mm. El detector y la fuente están centrados según el eje Z, ambos se encuentran en planos paralelos y sus bordes son paralelos entre sí.

## Resultados

Se hicieron pruebas, mediante el código MCNP, colocando diversos objetos absorbentes de geometría elemental, entre la fuente y el detector. El material elegido fue fosfato de calcio en la forma cristalina de hidroxiapatita  $[Ca_5(PO_4)_3(OH)]$ , que posee una densidad de 3,16 g/cm<sup>3</sup> y coeficiente de absorción lineal de 20,73 cm<sup>-1</sup> (a energías de 20 KeV). El número total de fotones generados en la fuente fue de 10<sup>7</sup>.

En la figura 4a se muestra la configuración de registro para dos pequeñas esferas absorbentes colocadas entre la fuente y el detector, donde las coordenadas de sus centros y



**Fig. 4. Registro y decodificación mediante la técnica IFC. (a) Configuración de registro consistente en dos esferas absorbentes. Los puntos sobre el detector muestran la posición geométrica de las imágenes correspondientes a cada punto de vista. (b) Imagen codificada original. (c) Imagen decodificada mediante el operador  $F_3$ .**

radios son, respectivamente:  $O_1=(1, 1, 6,8)$  mm ;  $r_1=0,75$  mm;  $O_2=(-0,5, 0,25, 5,5)$  mm ;  $r_2=0,5$  mm. Las posiciones de las esferas se eligieron de tal manera que existan rectas que pasan por uno de los vértices de la fuente extensa y por puntos interiores a ambas esferas simultáneamente.

La imagen codificada obtenida (Fig. 4b) fue procesada con el filtro de decodificación  $F_3$ , obteniéndose un conjunto de cuatro imágenes (Fig. 4c). Cada una de las cuatro imágenes representa la proyección de las dos esferas desde 4 puntos de vista diferentes correspondientes a cada uno de los vértices de la fuente extensa cuadrada. Se observa el incremento de la densidad en una de las cuatro imágenes correspondiente a la superposición de las dos esferas desde ese punto de vista. En cada imagen se registra una diferente distribución de absorción debido al cambio de punto de vista. Por otro lado, pese a haberse controlado el ruido mediante  $F_3$ , todavía es bastante elevado.

## PARTE II

### Introducción

Una de las limitaciones más serias en el uso de la cámara gamma (CG) en medicina nuclear radica en su baja eficiencia de detección de la radiación gamma, debido al uso del colimador (Moore, Kouris y Cullum; 1992). La proporción de fotones gamma absorbidos en el colimador es muy alta. En el peor de los casos, solo uno de cada 10.000 fotones se transmite a través de los orificios del colimador. Debido a que el tiempo de adquisición está limitado por varias razones prácticas, solamente una cantidad relativamente pequeña de fotones se encuentra disponible para producir imágenes de calidad aceptable. En consecuencia, las imágenes se encuentran contaminadas por ruido de Poisson que limita el contraste y la nitidez de las mismas. La colimación de los rayos gamma que entra al sistema es esencial para la formación de las imágenes. Sin embargo, los colimadores también aceptan hasta cierto grado, rayos oblicuos, apartándose entonces del comportamiento ideal. Como resultado, el colimador es uno de los principales componentes que contribuye a la disminución de la resolución espacial. Estos factores limitan la

resolución espacial máxima a 7-8 mm en las geometrías usuales de trabajo. En condiciones especiales, mediante el uso de un colimador *pinhole* pueden alcanzarse resoluciones de 1 mm o menos, pero con una eficiencia de colección de fotones mínima, debido al hecho de que la sensibilidad del sistema y la resolución espacial impuesta por el colimador operan como magnitudes opuestas (Accorsi y Metzler: 2004; Zeniya y colaboradores: 2004). Por otro lado, la resolución espacial empeora severamente cuando se incrementa la distancia paciente-colimador, lo que requiere minimizarla siempre que sea posible. En la práctica, la distancia paciente-colimador característica se encuentra limitada a unos 10 cm para imágenes planares y a unos 20 cm para imágenes tomográficas.

La técnica conocida como tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT), utiliza una CG montada sobre un sistema pivoteante que rota alrededor del paciente obteniendo un gran número de imágenes 2D desde diferentes ángulos, las que son procesadas conjuntamente mediante un algoritmo de reconstrucción tomográfica y permiten obtener información de la distribución espacial 3D de actividad en el interior del paciente. La adquisición de imágenes se realiza en forma secuencial y cada una requiere un tiempo de adquisición similar al usado para obtener una única imagen en centellografía planar. Por lo tanto, los tiempos de adquisición que permiten obtener información 3D se hacen excesivamente largos, de alrededor de 30 o más minutos.

En trabajos previos (Strocovsky y Otero: 2010, 2011 y 2012), hemos propuesto una nueva técnica de Imágenes de Apertura Total (IAT) que permite reconstruir cualquier distribución espacial 3D de densidad de radiación gamma, proveniente del interior del paciente. El aspecto novedoso fundamental es que IAT no utiliza colimadores y se basa en la codificación por borde cuando la radiación gamma atraviesa una única abertura de gran tamaño. Así, IAT permite: elevada eficiencia de colección de fotones, alta resolución espacial y reconstrucciones 3D en una única adquisición. En IAT se registra una imagen codificada sobre el plano detector, que es decodificada mediante el uso de un operador exacto, obteniéndose simultáneamente cua-

tro proyecciones de la fuente, desde cuatro puntos de vista cercanos. Estas proyecciones permiten la reconstrucción 3D de la distribución de actividad original en el interior del paciente. En el presente trabajo se explican y demuestran los principios de la técnica IAT y el método de reconstrucción de las imágenes. Se realizan, también simulaciones por Monte Carlo para comprobar la validez de la nueva técnica y analizar su rendimiento comparado con CG.

En los trabajos citados se hicieron otras investigaciones, como pruebas de resolución espacial con diferentes distancias fuente-detector, pruebas con las fuentes inmersas en medios absorbente-dispersivos, y estudios sobre *voxelización* del campo de visión.

## Métodos

Para comprender los principios de esta nueva técnica propuesta, consideremos la configuración de la figura 5a. La cara superior de un detector pixelado de dimensiones  $q \times q$  se coloca sobre el plano  $XY$ . Los píxeles  $D_{ij}$  ( $1 \leq i \leq n$ ,  $1 \leq j \leq n$ ) se numeran de tal manera que el píxel  $D_{11}$  se localiza en  $(-q/2, q/2, 0)$ . La máscara codificadora (MC), una placa de material absorbente de la radiación con una abertura cuadrada en su centro de dimensiones  $p \times p$ , se coloca a una distancia  $Z_M$  desde el plano  $XY$ . Ambos elementos están centrados según el eje  $Z$ . La radiación gamma se emite desde una distribución arbitraria de actividad  $S$  totalmente incluida en el campo de visión FOV.

Sea  $S_0$  una fuente elemental perteneciente a dicha distribución, localizada en el punto  $r_0 = (x_0, y_0, z_0)$ . Los fotones son emitidos en forma isotrópica con una tasa de  $\omega$  fotones por unidad de tiempo. Luego, la fluencia total  $I$  en el plano  $XY$  es proporcional a la tasa  $\omega$ , al tiempo de adquisición  $T$  y al ángulo sólido  $\Omega$  subtendido por la abertura de MC desde  $r_0$ , es decir:  $I \propto \omega \Omega T / 4\pi$

La proyección de  $S_0$  a través de la MC produce una imagen cuadrada sobre el plano  $XY$ . La posición  $(r, s)$  y el tamaño  $t$  del cuadrado proyectado dependen unívocamente de la posición de la fuente, según:

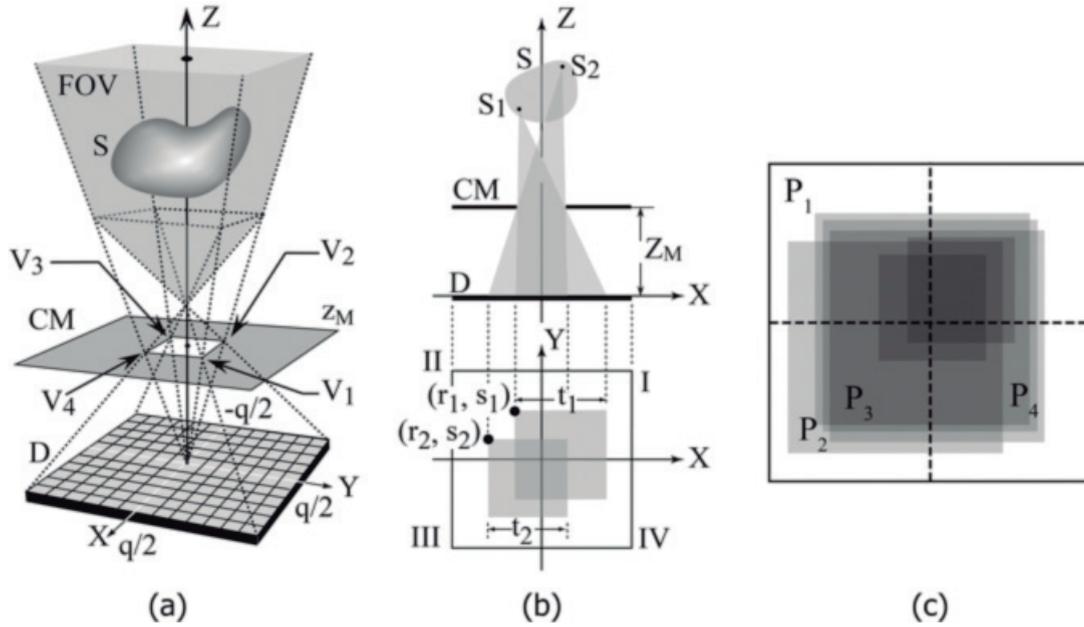
$$(r, s) = \left[ \left( -\frac{p}{2} - x_0 \right) \left( \frac{z_0}{z_0 - z_M} \right) + x_0, \left( \frac{p}{2} - y_0 \right) \left( \frac{z_0}{z_0 - z_M} \right) + y_0 \right], \quad t = \frac{p z_0}{z_0 - z_M} \quad (6)$$

donde  $(r, s)$  representa las coordenadas del vértice del cuadrado ubicado en el segundo cuadrante,  $t$  es la longitud del lado del cuadrado y  $p$  es la dimensión lateral de la abertura de la MC (Fig. 5b).

El campo de visión (FOV) del sistema se define como la región tridimensional que posee las siguientes propiedades: la imagen cuadrada proyectada por una fuente puntual contenida en la región FOV, está totalmente incluida en el campo del detector y contiene el origen de coordenadas. La región FOV tiene forma doble piramidal (Fig. 5a).

Consideremos ahora una distribución arbitraria de actividad  $S$  en la región FOV, caracterizada por una concentración de actividad espacio-dependiente  $c_A(x, y, z)$  medida en número de desintegraciones por unidad de volumen. Luego, la actividad  $\delta A$  en un elemento de volumen  $\delta V$  de la región FOV, es  $\delta A = c_A \delta V$ , donde  $\delta V$  es lo suficientemente pequeño como para considerar que la actividad es uniforme dentro del mismo. Definimos la densidad de radiación  $\rho$  de la fuente como el número de fotones emitidos por unidad de volumen y por unidad de tiempo. La densidad  $\rho$  es dependiente de la posición y es proporcional a  $c_A(x, y, z)$ .

La fuente  $S$  emite radiación gamma espacialmente incoherente. Luego, la distribución de actividad es detectada desde el exterior del paciente como una superposición incoherente de fuentes elementales emisoras de radiación gamma. Cada imagen cuadrada está unívocamente relacionada con una fuente elemental ubicada dentro de la región FOV. Dado un par de fuentes elementales arbitrarias en la región FOV, sus proyecciones sobre el plano  $XY$  son siempre diferentes, ya sea porque las imágenes cuadradas tienen tamaños diferentes o sus ubicaciones están desplazadas sobre el plano del detector (Fig. 5b).



**Fig. 5. Configuración geométrica utilizada para la implementación de la técnica IAT. (a) Esquema 3D que muestra la región FOV doble-piramidal. (b) Sección transversal del sistema según el plano XZ. Se grafican las proyecciones de dos fuentes elementales. (c) Superposición de proyecciones cuadradas sobre el plano XY provenientes de las múltiples fuentes elementales que constituyen la fuente extensa.**

En el caso más general, tendremos una superposición compleja de proyecciones cuadradas sobre el plano XY provenientes de las múltiples fuentes elementales que constituyen la fuente extensa (Fig. 5c). Las proyecciones se suman siempre en intensidad. Por lo tanto, la información de los bordes de los cuadrados se conserva. Puede observarse que el punto (0,0) pertenece a todas las proyecciones. Este hecho produce un incremento gradual de fluencia hacia el origen de coordenadas.

Por lo tanto, puede asumirse el siguiente modelo: la fuente  $S$  consiste en un conjunto de  $N$  fuentes elementales, cada fuente elemental  $i$ -ésima ubicada en  $\mathbf{r}_i$ , comprende un elemento de volumen  $\delta V_i$  que posee una concentración de actividad uniforme  $c_A^i(\mathbf{r}_i)$  y emite fotones en forma isotrópica. Sea  $\rho_i(\mathbf{r}_i)$  el número de fotones emitidos desde  $\delta V_i$ , por unidad de volumen y por unidad de tiempo. Entonces, la distribución discreta de densidad de radiación  $\rho$  en la región FOV es:

$$\rho = \{ \rho_1(\mathbf{r}_1), \rho_2(\mathbf{r}_2), \dots, \rho_N(\mathbf{r}_N) \} \quad (7)$$

Luego, la fluencia total  $I$  medida en el detector, debida a la superposición de todas las fuentes elementales, durante el tiempo de adquisición  $T$ , es:

$$I_{ij} = \sum_{c=1}^N d_c K_{ij}(c) \quad (8)$$

donde  $K_{ij}$  representa un conjunto de  $N$  distribuciones de fluencia normalizadas:

$$K_{ij}(r,s,t) = \begin{cases} 1 & \text{si } r \leq i \leq r+t-1 \text{ y } s \leq j \leq s+t-1 \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (9)$$

y el coeficiente  $d_c$  es el factor de peso de la proyección  $K_{ij}(c)$ . Es proporcional a la densidad  $\rho_c(\mathbf{r}_c)$ , a través de la relación:

$$d_c = \left( \frac{T}{4\pi} \cdot \Omega_c \delta V_c \right) \rho_c \quad (10)$$

donde  $\Omega_i(\mathbf{r}_i)$  es el ángulo sólido subtendido por la abertura de la MC desde  $\mathbf{r}_i$ , y  $T$  es el tiempo de adquisición.

El conjunto de todas las distribuciones posibles de fluencia sobre el plano XY de detección, para cualquier distribución de actividad arbitraria, constituye un subespacio vectorial de  $N$

dimensiones del espacio  $V:Z \rightarrow Z^{n \times n}$ , donde  $Z$  es el conjunto de enteros no negativos.

El conjunto  $B = \{K_{ij}(c) / 1 \leq c \leq N\}$  es una base del subespacio, ya que  $B$  genera cualquier distribución de fluencia posible y los elementos  $K_{ij}$  son linealmente independientes por definición. Un vector generado por  $B$  tiene la forma:  $\zeta$

$$I_{ij} = \sum_{c=1}^N \alpha_c K_{ij}(c), \{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N\} \in Z^N \quad (11)$$

que corresponde a la forma más general de distribución de fluencia  $I_{ij}$  para una distribución de actividad arbitraria en el campo FOV.

Definiendo un factor de peso efectivo  $p_c$  que no dependa de la abertura angular del sistema, como  $p_c \equiv d_c / \Omega_c$  se obtiene:

$$p_c = \left( \frac{T}{4\pi} \cdot \delta V_c \right) \rho_c \quad (12)$$

Luego, se cumple la siguiente relación biunívoca:

$$\{p_1, p_2, \dots, p_N\} \leftrightarrow \{\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_N\} \quad (13)$$

Por lo tanto, la distribución  $p_c$  resuelve el problema de hallar la distribución original de densidad de radiación  $\rho_c$ . Los coeficientes  $p_c$  se encuentran mediante una modelización de la imagen original con una imagen-objetivo perfecta. El resultado final es una imagen sintetizada, réplica sin ruido de la imagen original. La optimización se realiza por minimización del error cuadrático medio entre la imagen original y una combinación lineal de las proyecciones cuadradas, es decir se hallan los valores:  $a_1, a_2, \dots, a_N$  que minimizan la función error:

$$\varepsilon(\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N) = \frac{1}{n^2} \sum_{r=1}^n \sum_{s=1}^n \left[ I_{rs} - \sum_{c=1}^N \alpha_c K_{rs}(c) \right]^2 \quad (14)$$

Se trata de un problema de optimización no lineal con restricciones en  $N$  variables (los coeficientes  $a_c$  deben ser positivos o nulos),

que fue resuelto numéricamente mediante métodos de descenso por gradiente. Los coeficientes  $p_c$  se obtienen como:

$$p_c = \alpha_c^{\min} / \Omega_c$$

La decodificación consiste en el cálculo del incremento diferencial en la fluencia detectada por un grupo de cuatro píxeles vecinos. En primer lugar se calcula el incremento en la dirección  $X$  (Fig. 6a), y en un paso posterior se calcula el incremento según la dirección  $Y$  (Fig. 6b). Las regiones  $U_{ND}$  y  $U_D$  contienen el incremento diferencial de la fluencia en la dirección  $X$  al pasar desde el píxel  $D_{i+1j}$  al píxel  $D_{ij}$  y al pasar del píxel  $D_{i+1j+1}$  al píxel  $D_{ij+1}$ . Estos incrementos se calculan, utilizando las intensidades medidas en los cuatro píxeles, como:  $(I_{ij} - I_{i+1j})$  y  $(I_{ij+1} - I_{i+1j+1})$ , respectivamente. Luego, en el próximo paso (dirección  $Y$ ), las regiones  $W_{ND}$  y  $W_D$  contienen el incremento diferencial en la fluencia según la dirección  $Y$ , al pasar desde el píxel  $D_{i+1j}$  al píxel  $D_{i+1j+1}$ . Este incremento se calcula como la doble diferencia:  $[(I_{i+1j+1} - I_{i+1j}) - (I_{ij+1} - I_{ij})]$ .

$W_D$  es el volumen de detección que detecta el incremento de fluencia en los dos pasos sucesivos en las direcciones  $X$  e  $Y$  respectivamente. La región  $WD$  detecta la porción de fuente sombreada en la figura 6c.

La operación doble diferencia, calculada arriba, representa la discretización mediante diferencias finitas del operador derivada cruzada de segundo orden:  $\partial^2 / \partial x \partial y$

La cantidad  $[(I_{i+1j+1} - I_{i+1j}) - (I_{ij+1} - I_{ij})]$  representa la fluencia diferencial  $\Phi$  medida sobre el píxel  $D_{i+1j}$  debida al flujo de radiación que atraviesa el volumen de detección  $W_D$ . El cálculo de la fluencia diferencial en los otros cuadrantes es similar, obteniéndose los resultados mostrados en la tabla 1. Los cambios de signo se deben al hecho de que la intensidad es una función monótonamente decreciente en valores absolutos de  $X$  e  $Y$  (Fig. 5c).

La aplicación del operador  $\partial^2 / \partial x \partial y$  a la imagen original, produce una decodificación exacta de las cuatro imágenes según cuatro puntos de vista diferentes, correspondientes a las posiciones de los cuatro vértices: **V1, V2, V3** y **V4**. Cada punto imagen permanece en su propio campo imagen sin importar

la ubicación de la fuente puntual en la región FOV. Los campos consisten en las cuatro regiones cuadradas limitadas por los bordes del detector y los ejes de coordenadas  $XY$ . Por lo tanto, las cuatro proyecciones están localizadas en campos separados, sobre el plano detector. Esta propiedad se debe a las características geométricas de la región FOV.

Para comprobar la validez de los principios de la técnica propuesta, se hicieron simulaciones por el método de Monte Carlo mediante el código MCNP. Las fuentes fueron simuladas usando la tarjeta SDEF, mediante la cual se muestrearon regiones filiformes y esféricas. Se utilizaron las variables de fuente  $CEL$ ,  $POS$ ,  $RAD$ ,  $X$ ,  $Y$ , y  $Z$  combinadas de diversas maneras para determinar las coordenadas ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) de las posiciones de inicio de los fotones fuente. Las fuentes filiformes fueron simuladas mediante el muestreo de regiones cartesianas degeneradas. Se realizaron pruebas encaminadas a hallar la resolución espacial de la técnica IAT en diferentes condiciones y realizar comparaciones entre las técnicas CG y IAT (Fig. 7). Para ello, se modelaron sendos sistemas CG y IAT obteniéndose con ellos imágenes de fuentes gamma filiformes lineales. En todos los casos, las fuentes emiten isotrópicamente fotones de 140 KeV ( $^{99m}\text{Tc}$ ).

Para cada distribución filiforme, se obtuvieron imágenes generadas por ambos métodos: CG con colimador de orificios paralelos y la técnica IAT, comparando ambas técnicas en idénticas condiciones.

Se modelaron, un detector pixelado de cristales de CsI(Tl), un colimador de CG de baja energía-alta resolución (LEHR), y la máscara codificadora (MC). El detector está formado por un mosaico de  $64 \times 64$  cristales. Los cristales están separados entre sí por una distan-

cia uniforme. Este espacio fue rellenado con tungsteno como material de blindaje. Los fotones fueron detectados mediante el *tally* de altura de pulso F8. El colimador fue colocado en contacto directo con el mosaico de cristales del detector, constituyendo el sistema CG. En el caso del sistema IAT, se utilizó el mismo mosaico de cristales que el utilizado en el sistema CG. Se utilizó una ventana de energía estándar de  $\pm 10\%$ , es decir el intervalo de energías 126 KeV–154 KeV. El colimador LEHR está hecho de celdas hexagonales que tienen las siguientes dimensiones: 3 mm de diámetro, 65 mm de longitud y 0,25 mm de espesor septal.

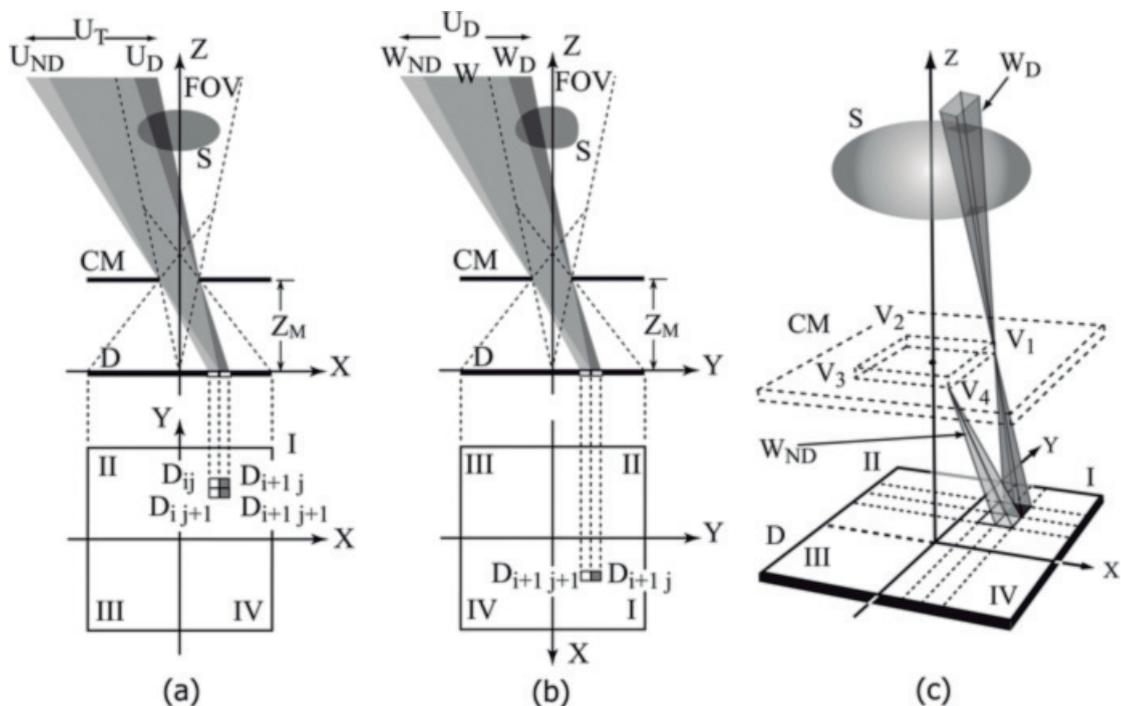
Se hicieron pruebas de resolución espacial usando una distancia fuente-detector de 16,5 cm (que corresponde a una distancia de 10 cm entre el borde externo del colimador de la CG y la fuente). Cada cristal tiene dimensiones laterales de  $2,25 \text{ mm} \times 2,25 \text{ mm}$  y 5 mm de espesor. El tabique de tungsteno tiene 0,25 mm de espesor. La MC consiste en una placa de plomo de  $16 \text{ cm} \times 16 \text{ cm} \times 0,5 \text{ cm}$  con una apertura de  $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$  en el centro. Fue colocada a una distancia  $z_M = 8 \text{ cm}$  desde el plano  $XY$ , delimitando una región FOV doble piramidal que posee una abertura angular de  $73,7^\circ$  para  $10,7 \text{ cm} \leq z \leq 16 \text{ cm}$  y una abertura de  $28^\circ$  para  $z > 16 \text{ cm}$ .

Se realizaron simulaciones sin interponer material alguno entre las fuentes y el detector. El objetivo de estas simulaciones fue comprobar la validez de los principios de la nueva técnica sin considerar efectos espurios.

Las imágenes originales de CG no fueron procesadas, en cambio, las imágenes originales codificadas IAT fueron procesadas en tres etapas: Como primer paso, se suavizó la imagen original con un filtro promedio  $3 \times 3$  anisotrópi-

<b>I</b>	$I_{ij+1} - I_{i+1 j+1} - I_{ij} + I_{i+1 j}$	$V_1$	$D_{i+1 j}$
<b>II</b>	$-(I_{ij+1} - I_{i+1 j+1} - I_{ij} + I_{i+1 j})$	$V_2$	$D_{ij}$
<b>III</b>	$I_{ij+1} - I_{i+1 j+1} - I_{ij} + I_{i+1 j}$	$V_3$	$D_{ij+1}$
<b>IV</b>	$-(I_{i i+1} - I_{i+1 i+1} - I_{ii} + I_{i+1 i})$	$V_4$	$D_{i+1 i+1}$

**TABLA 1.** Cálculo de la fluencia diferencial  $\Phi$  debida al flujo de radiación que atraviesa el volumen de detección VD en cada uno de los cuatro cuadrantes



**Fig. 6. Principios del método de detección diferencial en la técnica IAT. Se basa en el cálculo de las diferencias de fluencias detectadas por píxeles vecinos, de un conjunto de cuatro píxeles adyacentes. (a) Primera etapa en el cálculo del incremento diferencial en la fluencia según dirección X. (b) Subsiguiente cálculo del incremento diferencial en la fluencia según dirección Y. (c) Representación 3D del volumen de detección  $W_D$ .**

co que permitió reducir parcialmente los efectos del ruido de Poisson preservando los bordes de la imagen. Como segundo paso, la imagen fue modelizada de acuerdo al método descrito arriba. Finalmente, la aplicación del operador derivada cruzada permitió obtener la reconstrucción de las cuatro proyecciones.

## Resultados

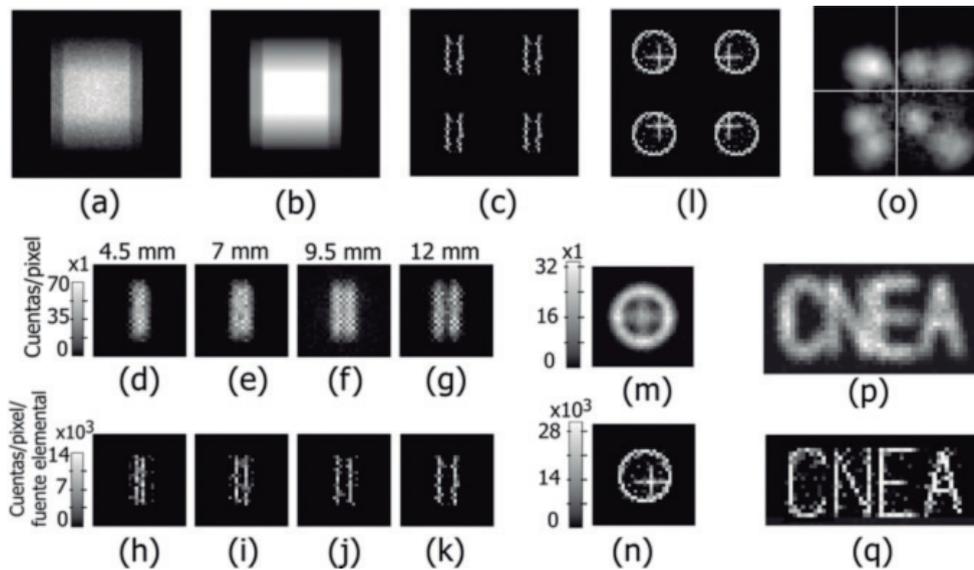
Para estudiar las capacidades de resolución espacial de ambas técnicas, se simularon dos fuentes lineales. Éstas fueron colocadas paralelas entre sí y paralelas al plano XY, centradas según el eje Z. Las fuentes, de 4 cm de longitud, fueron colocadas a una distancia de 16,5 cm desde el detector. En el caso de la técnica IAT, los sistemas fueron configurados con aumento lateral unitario, de manera que las imágenes obtenidas con ambas técnicas sean comparables entre sí.

En la serie de figuras 7d–7k se muestran las imágenes obtenidas con ambos sistemas para diferentes valores de separación entre las fuentes en condiciones ideales, sin medio atenuante

entre las fuentes y el detector. En las figuras 7a–7c se ilustra el proceso de transformación desde la imagen original hasta la imagen final en el procesamiento de IAT. La figura 7a muestra la imagen original codificada obtenida directamente por el detector. La figura 7b muestra la imagen modelizada a partir de la imagen original anterior y la figura 7c muestra la imagen final luego de aplicarse el operador de decodificación a la imagen modelizada previa.

Se aprecia que las imágenes CG están resueltas (FWHM) cuando hay una separación de 12 mm o más entre las fuentes, mientras que las imágenes IAT aparecen resueltas a partir de una separación de 4,5 mm entre las fuentes, revelándose claramente que la técnica IAT tiene un poder de resolución considerablemente mayor que CG. Mientras que el sistema IAT detecta un total de 309.700 cuentas (Fig. 7h), CG solo detecta 2.890 cuentas (Fig. 7d), resultando entonces que la sensibilidad del sistema IAT supera en más de 100 veces a la sensibilidad de la CG. En ambos casos las fuentes emitieron un total de  $10^7$  fotones.

Posteriormente, se simularon cuatro fuentes fi-



**Fig.7. Pruebas comparativas de CG versus IAT, obtenidas mediante MCNP. (a) Imagen codificada original de dos fuentes lineales paralelas. (b) Imagen modelizada a partir de la imagen original. (c) Imagen final obtenida aplicando el operador de decodificación a la imagen previa. Fila central: Imágenes obtenidas mediante CG con colimador LEHR. Fila inferior: Imágenes IAT con aumento lateral unitario. En (d)-(k) se varía la separación entre las fuentes de acuerdo a los valores indicados. En (l), (m) y (n) se utilizó una distribución consistente en un anillo y una cruz filiformes ubicados en dos planos diferentes de Z constante. En (n) se muestra una única proyección desde un punto de vista, mientras que en (l) se muestran las cuatro proyecciones obtenidas simultáneamente. (o) Imagen de otra distribución de fuente 3D consistente en dos regiones esféricas que emiten fotones de manera uniforme e isotrópica en todo el volumen de las mismas. Los centros de las esferas están alineados con un punto de vista. En (p) y (q) se muestran imágenes obtenidas con una fuente filiforme compleja (logo CNEA).**

lifformes, de tal manera que la distribución de actividad conforme las letras de la palabra CNEA (Comisión Nacional de Energía Atómica), extendiéndose sobre un área de 19 cm × 25 cm. Se obtuvieron las imágenes que aparecen en las figuras 7p y 7q. La diferencia entre las resoluciones espaciales de ambos sistemas se manifiesta claramente en la capacidad de separación de las letras. La separación real entre las letras del acrónimo es de 1,6 cm.

Se investigó la capacidad estereoscópica del sistema IAT simulando una fuente distribuida entre dos planos paralelos al detector. La fuente comprende un anillo circular filiforme de 10 cm de diámetro, colocado a 40 cm del detector y una cruz filiforme de brazos iguales de 10 cm × 10 cm colocada a 50 cm del detector. Ambas configuraciones tienen actividades totales iguales y se encuentran centradas según el eje Z del sistema. En la imagen de CG (Fig. 7m) se observa que la resolución de la cruz es más baja que

la correspondiente al anillo. Esto se debe a la degradación de la resolución espacial a medida que se incrementa la distancia fuente-detector. En cambio, la imagen IAT (Fig. 7n) muestra que la resolución espacial se mantiene similar sobre ambos planos. En la figura 7m, la cruz aparece registrada con una densidad menor que la correspondiente al anillo, esto es debido al diferente ángulo sólido subtendido por el colimador desde ambas fuentes. En contraste, en la figura 6.31b estas densidades aparecen correctamente ya que el algoritmo de reconstrucción de IAT tiene en cuenta los ángulos sólidos y corrige los valores de fluencia automáticamente. Además, es posible observar la diferencia en los puntos de vista y diferencias del registro de paralaje entre ambas técnicas. CG no registra cambios de paralaje entre el anillo y la cruz. Por el contrario, IAT registra cambios de paralaje entre ambas distribuciones (Fig. 7l). Las cuatro imágenes de la figura 7l fueron obtenidas en una única adquisición y muestran proyecciones de la

fuelle desde cuatro puntos de vista cercanos. Por esta razón, el anillo y la cruz tienen sus centros desplazados uno de otro de acuerdo a cuatro orientaciones diferentes que corresponden a cada uno de los posibles puntos de vista.

Finalmente, se investigó la capacidad estereoscópica del sistema IAT con una fuente 3D extensa. Ésta fue simulada mediante dos regiones esféricas que emiten fotones de manera isotrópica y uniforme en el volumen de las mismas. Las esferas están centradas en  $(-1, -0,25, 27)$  cm y  $(1,25, 1,25, 25)$  cm y tienen radios de 1,5 cm y 1 cm respectivamente. Las fuentes están posicionadas de manera que los centros de las esferas y uno de los puntos de vista se encuentran casi alineados sobre una misma recta. Se utilizó la configuración de larga distancia. Por lo tanto, la configuración tiene aumento  $m > 1$  y  $m \in [2,35, 5]$ . En la figura 7o se muestran las imágenes finales decodificadas obtenidas según los puntos de vista:  $(5, 5, 20)$  cm,  $(-5, 5, 20)$  cm,  $(5, -5, 20)$  cm, y  $(-5, -5, 20)$  cm. Las proyecciones de las esferas sobre el plano XY tienen tamaños similares del orden de 9 cm de diámetro (14 píxeles). Son destacables las diferencias entre las cuatro imágenes según el punto de vista registrado.

## Conclusiones

En la primera parte del trabajo, se han demostrado los principios de una nueva técnica: Imágenes con Fuente Codificadora (IFC), que se presenta como una alternativa a las imágenes radiográficas con rayos X. IFC cuenta con varias ventajas sobre las técnicas radiográficas convencionales. En primer lugar, se basa en el uso de fuentes extensas, abriendo el camino al uso de las fuentes radiactivas para sistemas radiográficos. IFC permite la adquisición simultánea de cuatro proyecciones desde cuatro puntos de vista diferentes, compitiendo de esta manera ventajosamente con la radiografía estereoscópica convencional. IFC puede utilizarse conjuntamente con tubos de rayos X de diseño novedoso, que utilicen blancos extensos con haces de electrones no focalizados y por lo tanto tendrán menores problemas de disipación térmica que los tubos convencionales con spots focales cuasi-puntuales. Además, IFC permite mayor flexibilidad en la selección

del espectro de rayos X que en la radiografía convencional.

Se mostró mediante simulaciones por Monte Carlo la validez de los principios de la nueva técnica aplicada a dos objetos esféricos atenuantes. IFC permitió separar los dos objetos que se encontraban alineados con uno de los puntos de vista. Estos casos de superposición no pueden ser resueltos con la radiografía monoscópica convencional. Además, la capacidad estereoscópica del sistema IFC permite conocer la posición exacta de los objetos atenuantes.

Por último, digamos que la utilización de un sistema IFC con una pequeña fuente radiactiva gamma de I-125 o de Am-241 de baja fluencia, en conjunción con un pequeño detector tipo fotón-único, se puede constituir en un interesante dispositivo para obtener imágenes radiográficas de sectores muy localizados, brindando información espacial 3D con mínima dosis al paciente.

En la segunda parte del trabajo, se demostraron los principios de una nueva técnica: Imágenes de Apertura Total (IAT), que permite obtener imágenes de distribuciones 3D de densidad de radiación gamma sin el uso de colimadores, presentándose como una alternativa a las técnicas convencionales de centellografía planar y SPECT que utilizan la Cámara Gamma (CG).

Las simulaciones mediante métodos de Monte Carlo permitieron comprobar la validez de los principios de la técnica propuesta. Además, permitieron comparar las técnicas de CG y IF técnicas bajo condiciones ideales e idénticas: detectores iguales con respuestas energéticas y espaciales perfectas; distancias detector-fuentes iguales e igual número de fotones emitidos por la fuente.

Las simulaciones hechas sin medio atenuante permitieron mostrar la validez de los principios de la técnica IAT propuesta. De esta manera, los resultados de la nueva técnica no son perturbados por efectos espurios como la absorción fotoeléctrica y la dispersión Compton.

Los resultados obtenidos muestran que la técnica IAT tiene mayor sensibilidad ( $> 100$  ve-

ces) y mayor resolución espacial ( $> 2,6$  veces) que CG con colimador LEHR. Se demostró, que el método que decodifica IAT permite la reconstrucción simultánea de cuatro proyecciones diferentes de campo cercano, mientras que CG permite solo una proyección por adquisición. Las cuatro imágenes producidas por IAT representan la misma distribución de actividad desde cuatro diferentes puntos de vista. Las cuatro proyecciones se encuentran localizadas en campos imagen separados sobre el plano detector. Por lo tanto, nunca hay una superposición de imágenes aún con fuentes extremadamente complejas. Sin embargo, el número total de píxeles disponibles para formar cada imagen, es un cuarto del número total de píxeles del detector.

Por otro lado, la irrelevancia de los efectos de colimación parcial sobre la MC de IAT, permitiría el uso de fuentes gamma con energías superiores a 140 KeV, como las fuentes de positrones (511 KeV) o isótopos que produzcan energías aún mayores.

En general, la información provista por los coeficientes  $p_i$  permite reconstruir la distribución espacial (3D) de la fuente en la región FOV. Esta propiedad de adquisición 3D permitiría mediciones de distancias en el espacio FOV 3D, cortes a través de planos de  $Z$  constante y cuantificación de la concentración de actividad espacial.

Además, es posible usar técnicas de renderizado volumétrico para visualizar el campo escalar 3D – en este caso, la concentración espacial de actividad– sobre un plano 2D. Se pueden aplicar técnicas similares a aquellas como las usadas en SPECT (Wallis y Miller, 1990). Además, un renderizado adecuado podría ser utilizado para alimentar sistemas de visión estereoscópicos y holográficos.

En resumen, los resultados muestran que es posible aplicar una técnica extremadamente simple de imágenes codificadas y obtener información de la distribución espacial 3D de actividad, en una única adquisición, para fuentes de geometría sencilla. Los resultados son suficientemente promisorios para continuar las investigaciones con fuentes más complejas y pruebas con fantomas, encaminadas a la aplicación de la nueva técnica IAT a la Medicina Nuclear.

## GLOSARIO:

**Ci:** El curie (abreviatura: Ci) es una unidad de radioactividad, es decir, de la tasa de desintegración de núcleos radiactivos. Un curie se define como la actividad de un gramo de Ra-226 (radio 226).

**VOXELIZACIÓN:** Discretización del espacio 3D (en nuestro caso, el campo de visión FOV) en elementos de volumen finitos, consecuencia del muestreo espacial discreto en el detector. Cada vóxel tiene asociado una ubicación espacial y porta información (la densidad de radiación emitida en ese punto). La información es uniforme en todo el volumen del vóxel. Representa el menor elemento de volumen que el sistema permite resolver en un entorno alrededor de cada punto del espacio FOV.

**ESPESOR SEPTAL:** (equivale a espesor del tabique, del latín septum, tabique, pared). Alude en este caso a los tabiques de plomo que dividen la estructura interna del colimador en celdillas cilíndricas, prismáticas hexagonales, o de otras formas geométricas, según el tipo de colimador. El espesor septal se refiere al espesor de estos tabiques de plomo.

**FANTOMA:** En el presente trabajo, el fantoma alude a un dispositivo (generalmente hecho de acrílico u otros materiales plásticos) que alberga diferentes configuraciones geométricas de fuentes radiactivas (generalmente se usan fuentes líquidas). Permite obtener configuraciones de una o varias fuentes lineales, cilíndricas, esféricas, y patrones planos o tridimensionales varios, con el fin de evaluar magnitudes como resolución espacial, uniformidad, linealidad y contraste en sistemas de Cámara Gamma para técnicas de centellografía planar y tomografía SPECT. En algunos casos, el fantoma también emula formas geométricas de órganos del cuerpo humano.

## Referencias

- ACCORSI, R. y METZLER, S.D. (2004), IEEE Trans. Med. Imaging 23, 750.
- ANDERSON, C.A.; KELLY, K.C. y GOORLEY, J.T. (2012), Simulia Customer Conference, Providence RI, May 15-17, LA-UR-12-00139.
- BALLABRIGA, R. y colaboradores (2011), Nucl. Instr. and Meth. in Physics Re-search A, 633, 1, S15.
- MOORE, S. C.; KOURIS, K. y CULLUM, I. (1992), Eur. J. Nucl. Med. 19, 138.
- STROCOVSKY, S.G. y OTERO, D. (2006), Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine (QANTRM), Austria Centre Vienna. IAEA-CN-146/ 127P. [http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:38002607](http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:38002607)
- STROCOVSKY, S.G. y OTERO, D. (2007), "Diseño de fuente de rayos X para imágenes médicas por simulación de Monte Carlo", en "Modelización aplicada a la ingeniería", primera edición., vol 2, W. Legnani, P. Jakovkis, R. Armentano, Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires.
- STROCOVSKY, S.G. y OTERO, D. (2010), Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2010, 3630.
- STROCOVSKY, S.G. y OTERO, D. (2011), AIP Advances 1, 022121.
- STROCOVSKY, S.G. y OTERO, D. (2012), "Sistemas de imágenes médicas 3D con fuentes extensas de rayos X y gamma", Tesis de doctorado en Ingeniería, mención en procesamiento de señales e imágenes, Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires.
- WALLIS, J. W. y MILLER, T. R. (1990), J. Nucl. Med. Assoc. 31, 1421.
- WEI, J. y colaboradores (2012), Proc. of SPIE, 8315, 8315D-1.
- ZENIYA, T. y colaboradores (2004), Eur. J. Nucl. Med. Mod. Imag. 31, 1166.