

De la primera radiografía al primer tomógrafo por emisión de positrones argentino

Claudio Verrastro,¹⁻² Martín Belzunce,² Juan Carlos Gomez,¹⁻³ Daniel Estryk,¹ Esteban Venialgo,¹ Fernando Carmona,² Damián De Biase²

¹ Comisión Nacional de Energía Atómica, Instrumentación y Control, Centro Atómico Ezeiza, Provincia de Buenos Aires (B1802AYA), República Argentina

² Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires, Av. Medrano 951 (C1179AAQ), Buenos Aires, República Argentina

³ Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Parque Tecnológico Miguelete, Av. General Paz 5445 (B1650KNA) Provincia de Buenos Aires, República Argentina

cverra@cae.cnea.gov.ar

Recibido el 15 de diciembre de 2008; aceptado, en versión revisada, el 2 de marzo de 2009.

Resumen

A partir de una revisión histórica de las técnicas de diagnóstico por imágenes se introducen los requerimientos para el diseño del primer Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET) en desarrollo en la Argentina. Se emplean cristales de bajo costo de NaI (TI) de 400 x 300 x 2,5 mm³, en geometría hexagonal y electrónica totalmente digital, con capacidad de procesamiento distribuido. La arquitectura propuesta permite reducir la tasa de transferencia de datos entre las capas y amplía la capacidad de procesamiento hasta 1,2 107 eventos individuales por segundo. El diámetro de apertura del anillo es 600 mm y la longitud axial es de 300 mm. El pórtico permite la rotación continua alrededor del campo de visión en forma sincrónica con el movimiento de la camilla, esta adquisición en modo helicoidal evita zonas muertas y mejora la uniformidad y la resolución espacial.

PALABRAS CLAVE: PET DE BAJO COSTO, PROCESAMIENTO DISTRIBUIDO, MODO HELICOIDAL

Abstract

From an historical review of the techniques of images diagnosis the technical requirements for the design of the first positron emission tomography (PET) scanner under development in Argentina. It uses low cost planar NaI(Tl) detectors of 400 x 300 x 2,5 mm³ in hexagonal arrangement. Fully digital electronics with distributed processing capability enable the implementation of advanced algorithms. The proposed architecture reduces the data transfer ratio and extend the processing capacity up to 1.2 107 individual events per second. The aperture diameter of the ring is 600 mm and the axial length is 300 mm. The gantry allows continuous rotation around the field of view (FOV) synchronously with the bed movement. The acquisition in helicoidal mode avoids dead zones and improves spatial resolution.

KEYWORDS: LOW COST PET, DISTRIBUTED PROCESS, HELICOIDAL MODE

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de diagnóstico por imágenes tienen su origen en la radiografía, cuando en la noche de 8 de noviembre 1895, el físico austriaco Wilhelm Conrad Röntgen, experimentando con el tubo de Crookes [1] descubre accidentalmente los rayos X (Fig 1). El impacto social de este descubrimiento fue inmenso y de inmediato se visualizó su potencial en múltiples aplicaciones, en especial las médicas.



Fig. 1. Imagen de la mano de la esposa de Roentgen (reproducido de www.google.com/images)

Fue Madame Curie quien impulsó definitivamente el uso de la radiografía en el diagnóstico y el tratamiento médico, intensivamente usada para la localización de proyectiles (Fig. 2) y fracturas en los heridos durante la primera guerra mundial.

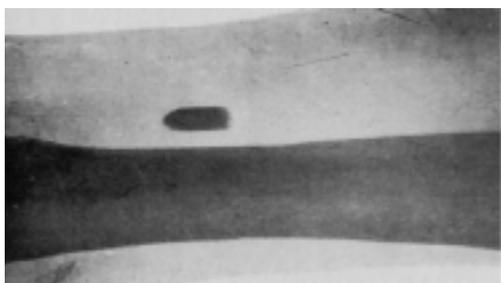


Fig. 2. Región inferior de la pierna derecha, proyectil alojado a la izquierda de la tibia (reproducida de Archivos Médicos Belgas, abril de 1896, pp. 328)

Más recientemente su uso fue casi universal para el diagnóstico y la prevención de infecciones pulmonares y tuberculosis (Fig. 3); casi toda la población ha pasado por la experiencia

de "posar" para la obtención de una radiografía de rayos X (RX).

La imagen plana obtenida es de transmisión o "transparencia" y muestra la diferencia de atenuación sufrida por los rayos X, al atravesar el cuerpo del paciente (Fig. 4). Estas imágenes proveen información de la "densidad" de los órganos internos usualmente en 128 niveles de gris y de su localización espacial en dos dimensiones (2D).

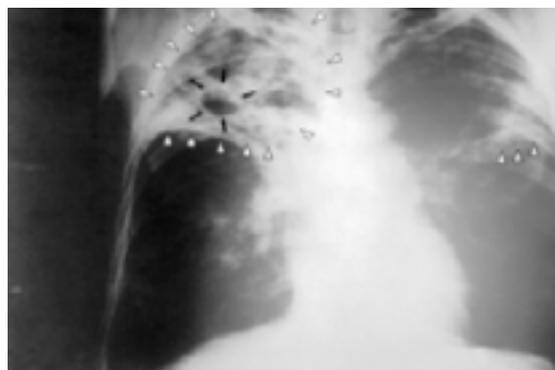


Fig. 3. RX anteriorposterior de un paciente con tuberculosis en ambos pulmones (reproducida de <http://phil.cdc.gov/phil/home.asp> ID#: 2543 US Dep. Health and Human Services)

A diferencia de lo que ocurre con la fotografía óptica, no es necesario el empleo de lentes, o colimadores como lo hace la cámara oscura, para lograr la correspondencia biunívoca entre puntos del objeto y de la imagen (Kepler, 1604). En este caso la fuente de radiación es puntual como se muestra en la Fig. 5; la imagen se obtiene al colocar la placa sensible directamente detrás del objeto.

La producción de estas imágenes es relativamente simple; sólo es necesario una fuente de rayos X y un material sensible que esencialmente es el mismo que se emplea en la fotografía óptica (En la práctica, el chasis radiográfico que aloja la película fotográfica es una caja hermética, que contiene dos pantallas reforzadoras, construidas con sustancias fluorescentes que se iluminan al incidir los rayos X, mejorando notablemente la sensibilidad).

Pero por otra parte, al ser una imagen bidimensional, se producen fenómenos de superposición y apantallamiento que dificultan su interpretación; es así que desde los albores de la radiografía existió un marcado interés en la

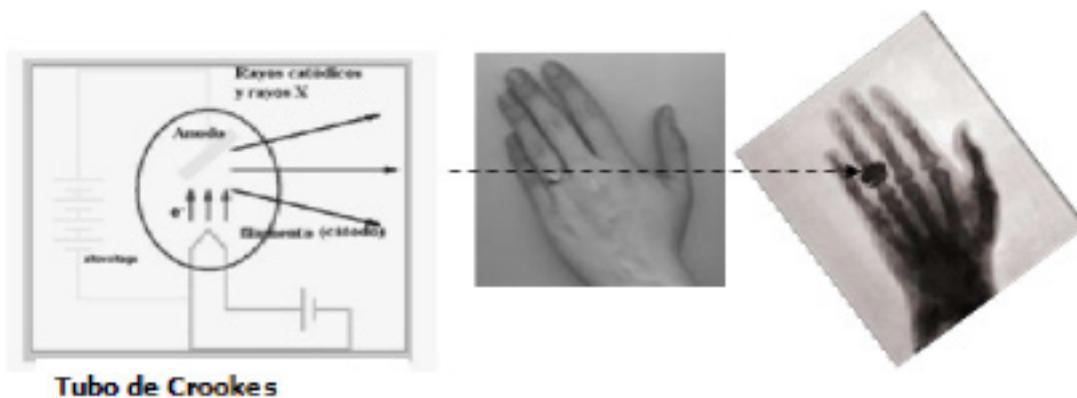


Fig. 4. Imagen de contacto producida por una fuente de radiación puntual.

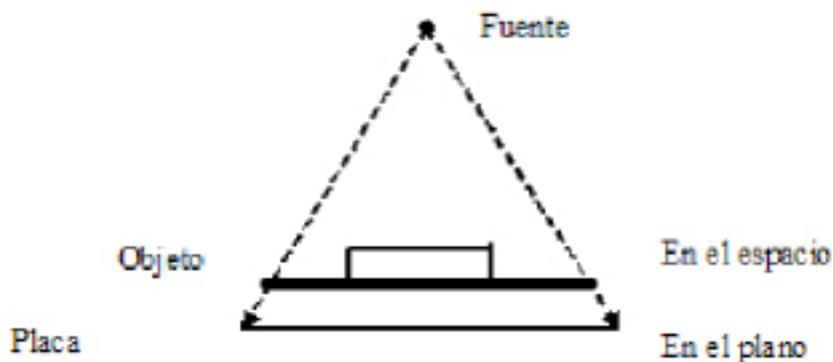


Fig. 5. La fuente puntual hace innecesario el empleo de lentes para la producción de la imagen

obtención de imágenes tridimensionales que pudieran separar en distintos planos la profundidad del objeto bajo estudio.

Las fórmulas matemáticas (ver ecuación 1) para reconstruir una imagen tridimensional a partir de múltiples imágenes axiales planas fueron desarrolladas por Radon en 1917 (Deans, 1983).

1-

$$\mathfrak{R}(s, \phi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x \cos \phi - u \sin \phi, x \sin \phi + u \cos \phi) du$$

La operación que se realiza al obtener una imagen radiográfica (Fig. 6) es una proyección en el plano de la imagen de los cortes del objeto.

Esta operación es la que expresa la transformada de Radon $\mathfrak{R}(s, \phi)$ de una función $f(x, y)$ como la integral de línea de los valores de $f(x, y)$ a lo

largo de la recta AA' inclinada un ángulo ϕ desde el eje x , desplazado una distancia s desde el origen. A esta recta se la llama Línea de Respuesta o LOR (Line of response)

Si se desea obtener el corte $f(x, y)$ del objeto, se deberá realizar la operación inversa, la antitransformada de Radon (ecuación 2). Para poder resolverla se deberán obtener infinitas (muchas) imágenes alrededor del objeto, con eje de rotación z perpendicular al plano de los cortes xy .

$$2- f(x, y) = \int_0^{2\pi} \mathfrak{R}[f](\phi, x \cos \phi + y \sin \phi) \cdot d\phi$$

Pero recién en 1967 Allan M. Cormack publica sus trabajos sobre la TAC y Godfrey Hounsfield (Hounsfield, 1973) utilizando una computadora digital en 1972, construye en Gran Bretaña el

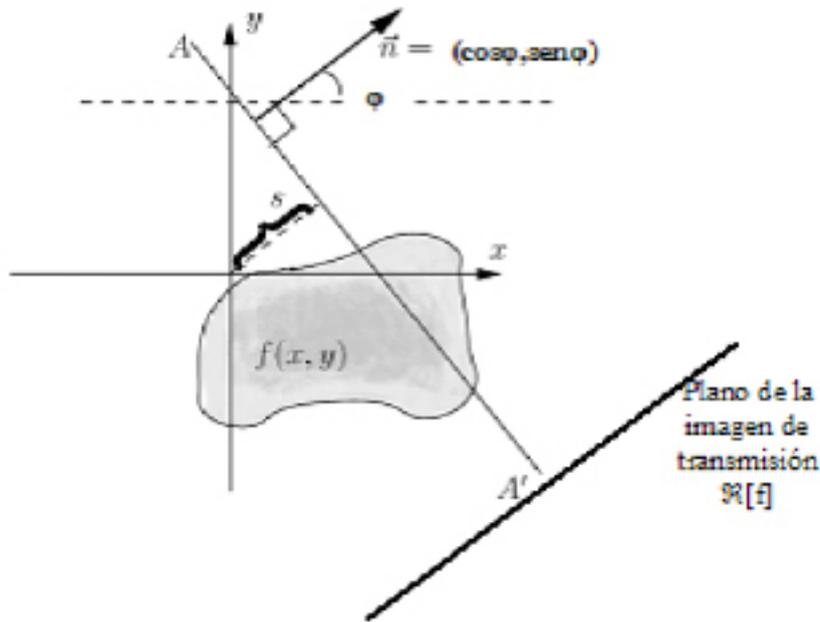


Fig. 6. Expresión de una imagen de transmisión como la transformada de Radon de un corte tomográfico.

el primer Tomógrafo Axial Computado (TAC) que al rotar el cabezal alrededor del eje del paciente adquiere las múltiples vistas necesarias para la reconstrucción tomográfica del cráneo del paciente.

Como es necesario un tiempo para obtener cada imagen y la precisión con que se puede posicionar el cabezal tiene un límite, se trabaja con un número discreto de vistas (128 a 256); entonces la integral de la ecuación 2 se transforma en sumatoria. Estas vistas, que se llaman sinogramas, son almacenadas en las coordenadas (Φ, s) . En la Fig. 7 se puede ver que un punto en el plano de corte transversal x, y produce una imagen sinusoidal en coordenadas (Φ, s) .

Existen diversos métodos de reconstrucción tomográfica (Bruyant, 2002); el más simple es la retroproyección, que consiste en redibujar sobre el plano x, y cada punto del sinograma que representa la intensidad de la radiación sobre línea de inclinación Φ que pasa a una distancia s del centro de coordenadas (x_0, y_0) , puede ser implementado eficientemente en forma digital (Fig. 8).

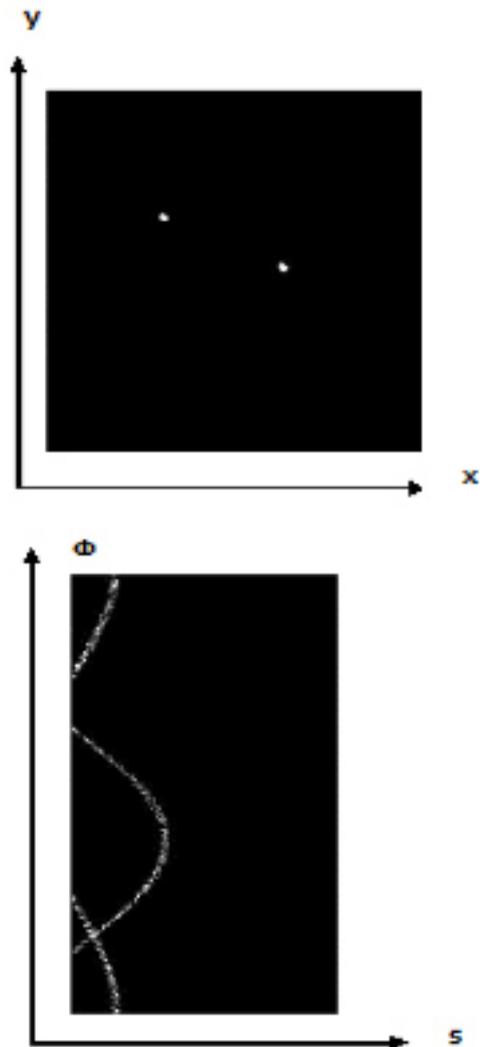


Figura 7: Corte de dos puntos (arriba) y su sinograma (abajo)

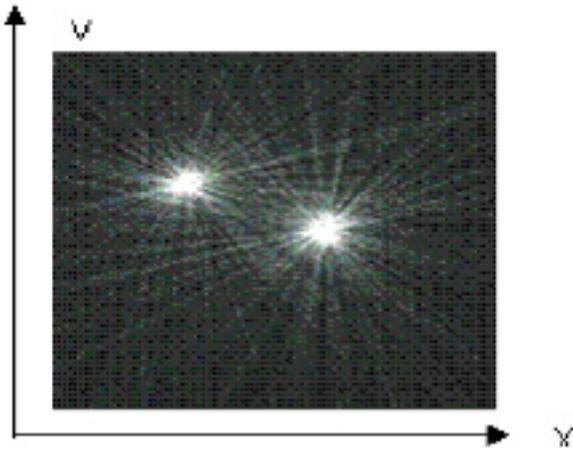


Figura 8: Reconstrucción por retroproyección de los puntos de la Figura 7

Este método produce artificios en forma de estrella, producto de las bajas frecuencias espaciales en dirección de la línea de proyección; para mejorar este aspecto se recurre a las técnicas de filtrado digital por transformada de Fourier en el plano, aplicando un filtro pasa altos de tipo rampa

Para simplificar el cálculo de la transformada de Fourier bidimensional, se recurre al teorema de la sección central de Fourier que expresa que la transformada en una dimensión de la función $f(x, \Phi)$, con $\Phi = \text{cte}$, es igual a la transformada en dos dimensiones de la imagen evaluada en la línea en que la proyección fue tomada.

Además, existen otros problemas derivados de la digitalización de las imágenes; por un lado el muestreo en el plano (s, Φ) es uniforme porque se toman imágenes a giros constantes $(\Delta\Phi)$ y con resolución constante (Δs) . Pero la versión discreta de la retroproyección (ecuación 3), en el plano (x, y) no tiene un muestreo homogéneo, ya que en el centro de la imagen hay una mayor densidad de líneas de proyección que en la periferia. Por otra parte lleva implícita una interpolación de los valores discretos de x e y , que tiene resolución variable según la zona de la imagen.

3-

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{\phi=1}^N f(\phi, x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi)$$

Esto hace que la reproducción de las altas frecuencias en el centro de la imagen resulte mejor que en la periferia. Por eso se aplican filtros del tipo pasa banda, como los de Filtro Shepp-Logan o Hann (Farquhar y colaboradores, 1997). El algoritmo de retroproyección filtrada puede ser resumido en los siguientes pasos.

1. Se calcula la transformada de Fourier 1-D del primer ángulo ϕ del sinograma.
2. Se multiplica dicho resultado por la respuesta en frecuencia del filtro a aplicar.
3. Se realiza la transformada inversa de Fourier.
4. Se realiza la BackProjection como lo indica la Ec.3.
5. Se repite la operación para todos los ángulos Φ .

Actualmente existen otros enfoques para la reconstrucción de imágenes, basados en los denominados métodos iterativos, que modelan el proceso de recolección de datos e intentan, a través de iteraciones sucesivas, encontrar la imagen más consistente, desde el punto de vista estadístico, con los datos medidos. Estos últimos tienen una carga de procesamiento mucho mayor que los analíticos; su descripción está fuera del alcance de este trabajo (más detalles pueden encontrarse en Zeng, 2001).

Hasta aquí se ha descrito la formación de imágenes de atenuación a la transmisión de rayos X; en la próxima sección se discutirán las características de las imágenes de emisión que son características de la Medicina Nuclear.

Imágenes de Emisión

En la sección precedente se vio que las imágenes de RX proporcionan información sobre la densidad de los tejidos que atraviesan; son imágenes estructurales, pero informan muy poco acerca de la función de los órganos o del metabolismo celular. Si se une la fuente de radiación a moléculas que participen de alguna actividad metabólica específica, es posible obtener imágenes que informan sobre intensidad y distribución. Esta técnica de medicina nuclear dio origen a diversos aparatos para diagnóstico por imágenes; entre ellos se destaca la cámara gamma (CG) que produce imágenes planares, al igual que la RX, pero con ciertas diferencias distintivas:

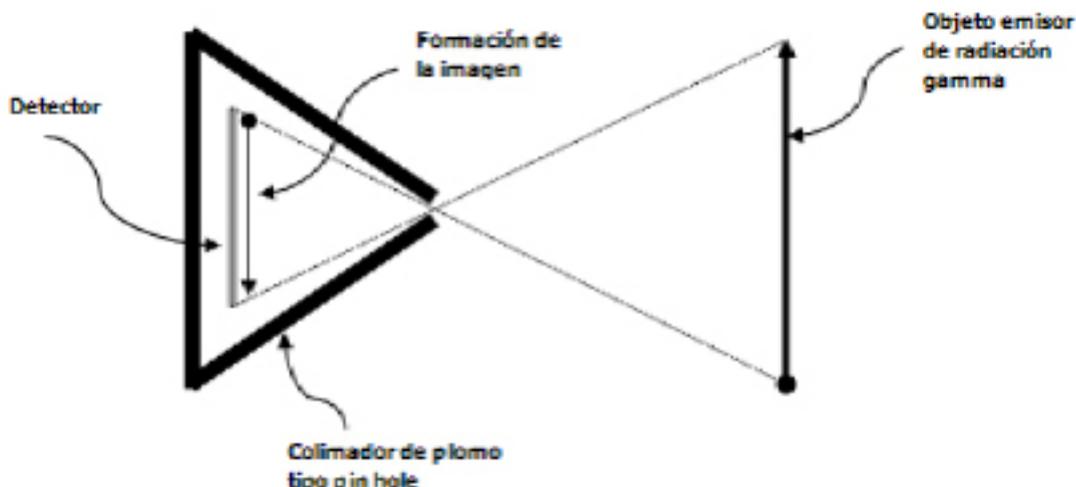


Figura 9. Formación de una imagen de emisión gamma con un colimador de plomo tipo pin hole

La radiación gamma proviene de todo el paciente y no de una fuente puntual; la situación es similar a la de la fotografía. Es necesario el empleo de un dispositivo que permita la formación de la imagen sobre el detector, pero en el caso de los rayos X no es posible utilizar lentes o espejos; se debe recurrir a la vieja técnica de la cámara oscura, interponiendo entre el objeto y el detector un colimador, construido de material opaco a la radiación (plomo en general), con uno o más orificios paralelos que dejan pasar la radiación en una única dirección, como se puede ver en la Fig. 9. Sólo una pequeña parte de la radiación emitida por el paciente llega al detector. Como la radiación gamma es más energética que los rayos X, la placa radiográfica es menos sensible a esta radiación y su empleo, aunque posible, es impracticable. Además existe una alta probabilidad de que los rayos gamma sean desviados y absorbidos en forma parcial (efecto Compton) al atravesar tanto al paciente como al colimador. Este efecto de dispersión produce una degradación en la calidad de la imagen, borroneando los bordes y causando pérdida de contraste. Por eso se debe recurrir a detectores más sofisticados.

Debido al trabajo de Hal Anger (Anger, 1952) en el año 1953 aparece el primer dispositivo para la generación de imágenes a partir de rayos gamma. En la Fig. 10 se puede ver el esquema de una cámara gamma. La formación de la imagen se realiza a partir de la detección de fotones gamma individuales, que al interactuar con el cristal de centelleo (el más usado es el yoduro de sodio activado con talio, NaI(Tl))

provocan la emisión de un destello de fotones visibles que son captados por un conjunto de fotomultiplicadores (PMT) en la cara opuesta del detector. La señal (pulsos) producida por los PMTs se procesa por dos circuitos diferentes:

a) El circuito de energía suma la señal de todos los PMTs para determinar si la energía Z recibida corresponde al pico de absorción total del radioisótopo administrado al paciente; de esta manera se descartan los fotones resultantes de un proceso de entrega parcial de su energía, desviados de su trayectoria original.

b) El circuito de posición realiza un proceso de "triangulación" que se obtiene como una suma ponderada de la señal de cada PMT de acuerdo a su posición (algoritmo de Anger) y permite determinar las coordenadas (X,Y) del destello en el plano del detector.

Para la formación de una imagen de emisión es necesario coleccionar un gran número de destellos (~10⁶); este hecho obliga a tiempos de exposición largos (varios minutos). La acumulación de destellos se puede realizar en forma analógica con un tubo de rayos catódicos (CRT) y una película fotográfica, o bien digitalizando (ADC) las señales X,Y,Z para incorporarlas a una PC.

En este caso las imágenes obtenidas corresponden a la distribución del radiotrazador en el tejido bajo estudio, pero como el nivel de gris de cada punto de la imagen obtenida es el resultado de la acumulación de un número reducido de destellos, aparecen efectos de ruido

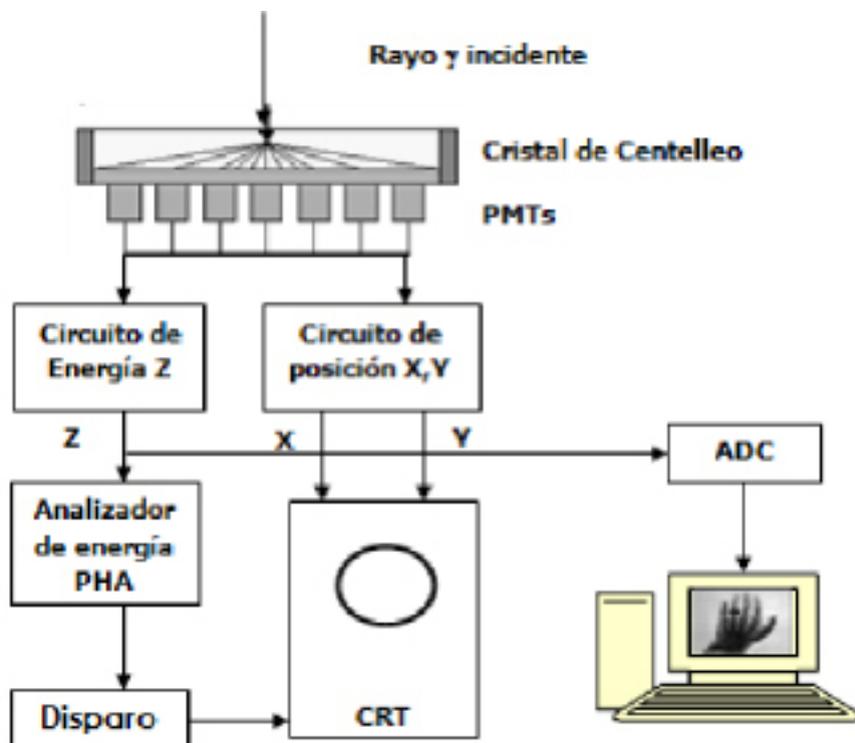


Figura 10: Esquema de una cámara gamma

estadístico, ya que la emisión de fotones obedece a un proceso estocástico de tipo Poisson.

Además, como todo el volumen del objeto se proyecta sobre el plano de la imagen (transformada de Radon), hace que sea difícil cuantificar las lesiones detectadas; por este motivo se las emplea para estudios de tipo cualitativo

Del mismo modo que en el caso de los RX, es posible obtener imágenes de CG en distintos ángulos alrededor del paciente y con procedimientos análogos a los realizados en el caso de la TAC se pueden reconstruir imágenes tridimensionales en cortes a distinta profundidad. Este tipo de tomas se llama SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography).

Tal tipo de estudios resuelve el problema de la superposición de muchos planos sobre una única imagen, pero por otra parte empeora el problema de ruido estadístico, ya que la escasa información colectada, debe repartirse en varios cortes. Para compensar este problema algunos equipos cuentan con más de un cabezal detector (Fig. 11).

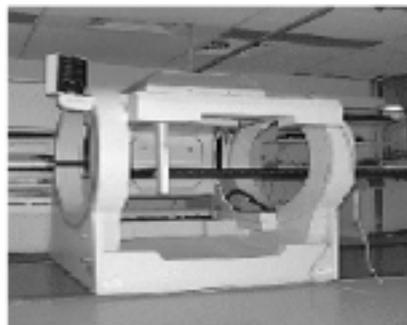


Figura 11: Cámara Gamma SPECT de doble cabezal

Tomografía por Emisión de Positrones

El colimador de plomo empleado tanto en la CG como en SPECT absorbe más del 80% de la radiación emitida por el paciente y es el responsable de la baja de sensibilidad que limita la capacidad de cuantificación. El aumento de sensibilidad está relacionado con la capacidad de diagnóstico de un cáncer antes que se produzca una lesión; además, la capacidad de cuantificación posibilita el seguimiento de un tratamiento observando la reducción de la actividad celular en la localización del tumor y se puede correlacionar con la efectividad de los tratamientos.

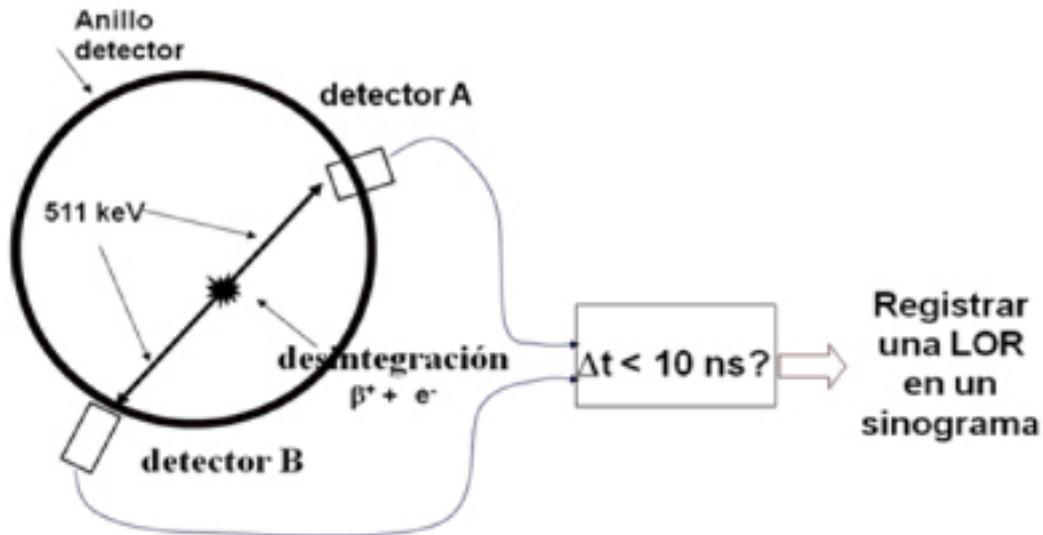


Fig. 12. Detección en coincidencia temporal de dos rayos gamma en oposición, que permite la colimación electrónica en equipos PET.

En estudios de corazón se pueden emplear técnicas diferenciales, observando zonas con poca actividad, o lesiones frías, como indicadores de células con irrigación insuficiente que pueden señalar muerte celular o isquemias. En combinación con estudios de perfusión miocárdica es posible determinar la viabilidad de una cirugía de revascularización.

El diagnóstico del mal de Alzheimer es más complicado; todavía no se han desarrollado drogas específicas y es necesario complementar los exámenes clínicos con las imágenes tomadas por tomografía de emisión de positrones (PET), cuyo principio se explicará a continuación, empleando FDG (flúordesoxiglucosa) y otras moléculas marcadas, como C-11 PiB (Pittsburgh Compound B marcado con 11C) que se asocian selectivamente a las proteínas Tau o amiloides, características de la enfermedad de Alzheimer. Se puede inferir del párrafo precedente que el aumento de la sensibilidad de los tomógrafos gamma tiene ventajas únicas. Para lograrlo se recurre a la particularidad de diversos átomos radiactivos que decaen emitiendo una emitiendo un positrón (β^+), que al unirse con los electrones del medio se aniquila emitiendo dos rayos gammas colineales y en oposición con una energía característica de 511 keV. Si se detectan ambos fotones gamma en coincidencia temporal es posible determinar una línea de respuesta (LOR) sin necesidad de interponer un colimador (la colimación es por

ventana temporal o electrónica). Éste es el fenómeno físico del cual toma ventaja la técnica de Tomografía de Emisión de Positrones (PET) logrando así una sensibilidad varias veces superior a la alcanzada por los equipos SPECT.

Para determinar las coordenadas espaciales de las LOR con eficiencia, se rodea al paciente con un anillo de detectores (Fig. 12). La mayoría de los tomógrafos tiene una forma cilíndrica o hexagonal. Además, cuanto mayor ancho tiene el detector en el sentido del eje de la camilla (sentido axial) mayor cantidad de cortes se podrán adquirir simultáneamente, de forma tal que los cortes superpuestos conformen un volumen en 3D.

Como el cuerpo del paciente emite fotones a una tasa elevada, existe una alta probabilidad de que se produzcan coincidencias de distinto tipo (Fig. 13). Las de tipo T (true) son las verdaderas coincidencias producto de los rayos directos de una única desintegración; las R (random) son coincidencias aleatorias de eventos distintos; en las S (scatter) al menos uno de los rayos fue desviado de su trayectoria; por último las de tipo M son una combinación de las anteriores, donde se detectan más dos coincidencias en una misma ventana temporal Δt .

Para evaluar el desempeño de un equipo y su habilidad para minimizar estos defectos en la detección se aplica una cifra de mérito, NEC

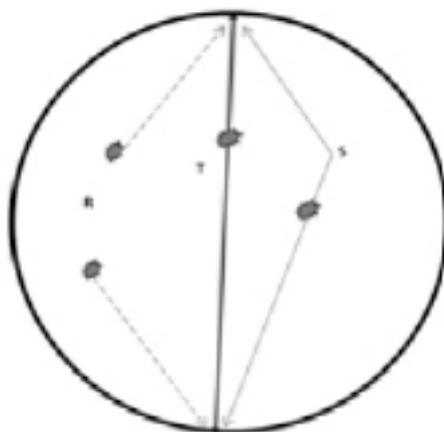


Fig. 13. Tipos de coincidencias: T, coincidencia Verdadera. S, coincidencia donde uno de los rayos X fue desviado por dispersión. R, coincidencia azarosa de eventos distintos

$$NEC = \frac{T^2}{T + S + R}$$

(Noise Equivalent Count rate) que evalúa la relación señal a ruido. Este índice se grafica en función de la actividad inyectada al paciente, para determinar la zona de trabajo en donde este indicador se hace máximo.

Para obtener un equipo de buen desempeño clínico se deberá contar entonces con detectores con muy buena resolución energética, que permitirán descartar los rayos desviados que pierden parte de su energía en el trayecto; una electrónica con muy buena resolución temporal para evitar tanto las coincidencias múltiples como las aleatorias y un tiempo muerto corto tanto en el detector como en la electrónica para sostener un buen ritmo de conteo.

Las alternativas existentes en la arquitectura de los PETs se diferencian básicamente por el tipo de cristales centelladores empleados: las que usan múltiples anillos de cristales pixelados (configuración 1) y las que usan detectores continuos en geometría hexagonal (configuración 2).

Configuración 1. Emplea la tecnología con cristales pixelados, consistente en un paquete de pequeños cristales detectores acoplados a PMTs que permiten individualizar los detectores en los cuales se produjo el destello. En general utiliza cristales de BGO (germanato de bismuto); aunque ya existen otros como puestos como el LSO (ortosilicato de lutecio) y el

Detector	BGO	NaI(Tl)	LSO	GSO	YLSO
Número de fotones luminosos a 511 keV	9000	<u>39000</u>	28000	10000	35000
Rendimiento relativo (Y)	9	<u>100</u>	75	30	90
dY/dT (%/°C)	-1.6	<u>0.08</u>	-.3	-.1	~-.3
Tiempo de decaimiento (nS)	300	<u>230</u>	55	40	~40
Resolución en energía (%)	15	<u>8</u>	12	8	~10%
Longitud de atenuación	11.6	<u>30.7</u>	12.3	15.0	~12
Costo (US\$/cc)	17	<u>7</u>	50	25	80 ¹
Densidad	7.13	<u>3.67</u>	7.4	6.71	7.1
Fosforescencia	baja	<u>alta</u>	baja	baja	baja
Higroscopicidad	No	<u>Si</u>	No	No	No

Tabla 1. Detectores de Centelleo comparados con el material de referencia Na(Tl) óptimo (subrayado), compensable con nuevos métodos (cursiva), irrelevante (gris). (Knoll 2000)

BGO: germanato de bismuto; NaI(Tl): yoduro de sodio activado con talio; LSO: ortosilicato de lutecio, GSO: ortosilicato de gadolinio, YLSO: ortosilicato de ytrio y lutecio.
¹ 10% Y

GSO (ortosilicato de gadolinio) ellos son hasta 10 veces más costosos.

Las cualidades salientes de estos cristales (Tabla 1) son su poder de frenado, su carácter no higroscópico y su facilidad de maquinado. Es por eso que se lo puede emplear en configuraciones pixeladas, pero como factores negativos se debe tener en cuenta su menor rendimiento lumínico y su costos elevados; por otra parte son muy difíciles de conseguir en el mercado.

Configuración 2. Emplea la tecnología de detectores continuos de ioduro de sodio activados con talio INa(Tl) (Saint Gobain Scintillators, 2008) en geometría hexagonal. Éste es el material de referencia en centelladores inorgánicos; tiene excelente rendimiento lumínico, muy buena resolución energética y bajo coeficiente de temperatura. Como desventaja principal se puede mencionar que es higroscópico y que su tiempo de decaimiento no es el mejor, aun cuando es tampoco el peor (230 nano segundos).

Criterios de diseño para el primer tomógrafo por emisión de positrones argentino (AR-PET)

En los países desarrollados existe un PET por cada millón de habitantes, mientras que en Argentina hay solamente cinco en todo el país, cuatro de ellos en Buenos Aires. El motivo fundamental de la inexistencia de equipos

PET es su alto costo y la falta de ciclotrones para producir el isótopo que se utiliza para hacer los estudios. La situación es desfavorable, no sólo por el costo de los equipos, importados en su totalidad, sino también por los problemas de mantenimiento, que muchas veces es ineficiente y depende de servicios que no se encuentran disponibles en el país, puesto que las empresas proveedoras se encuentran en Europa y Estados Unidos y ven el mercado latinoamericano como marginal.

Para satisfacer esta creciente demanda se propone el desarrollo de tecnología propia, con el propósito de proveer equipos que permitan aumentar la oferta de servicios de alta calidad en el diagnóstico por imágenes en instituciones oficiales. La disponibilidad de nuevos sistemas PET permitirá el acceso de mayor cantidad de pacientes a esta técnica tan importante, fundamentalmente para los pacientes oncológicos y también para los enfermos cardiológicos y neurológicos.

Las alternativas constructivas se diferencian básicamente en el costo de los cristales: se estima que el costo de un cabezal con cristales BGO y de LSO es tres y hasta diez veces más alto, respectivamente, que uno con cristales de NaI(Tl).

Por esta razón se seleccionó la alternativa 2 como la mejor con respecto a la relación costo-beneficio, puesto que la tecnología del NaI(Tl) es ampliamente conocida. Los proble

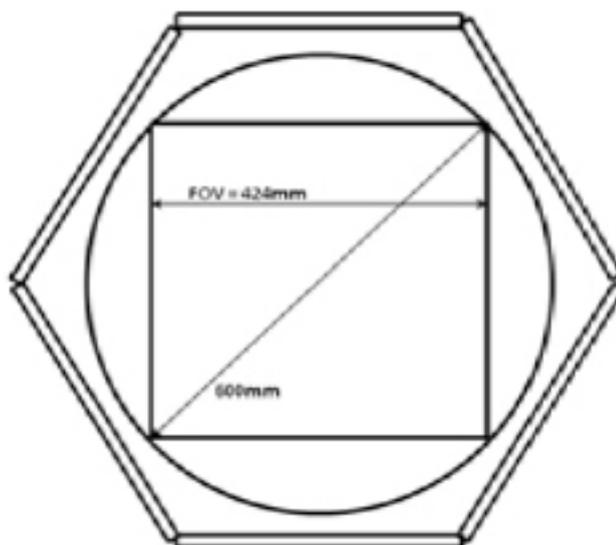


Fig. 13. Dimensiones del hexágono detector en relación con el campo de visión

mas de higroscopicidad se compensan con sellado hermético y los de fragilidad no son severos en PET, porque se usan cristales de espesores de alrededor de una pulgada. En cuanto al bajo poder de frenado, se compensa parcialmente con algoritmos de reconstrucción que hacen uso de modelos adecuados. Esto, sumado a cualidades salientes como eficiencia lumínica, excelente resolución en energía que permite la corrección de dispersión en adquisiciones 3D, bajo coeficiente térmico que reduce las demandas de estabilidad de la temperatura ambiente, bajo costo y existencia de muchas firmas proveedoras en el mercado internacional, hacen que sea la alternativa de elección.

Con el empleo de tecnología electrónica de arreglos lógicos programables (FPGA) y de algoritmos de reconstrucción iterativa de tipo Monte Carlo, que incluyen el modelado de la arquitectura y los fenómenos involucrados en la detección, se pueden lograr prestaciones competitivas a un costo de fabricación muy bajo comparado con equipos similares.

Consideraciones geométricas

La ventana de acceso al equipo debe ser lo suficientemente amplia como para admitir todo tipo de pacientes; por otro lado, por consideraciones tanto económicas como de resolución espacial, debe ser lo más pequeña posible. La solución de compromiso adoptada se muestra en la Fig. 13.

Se puede ver que el campo de visión (FOV) máximo es de 424mm, suficiente para la mayoría de los estudios. Es importante también contar con un FOV axial amplio (en el eje de paciente) de forma tal de que una exploración

de cuerpo entero, que son muy usuales en los estudios oncológicos, no lleve más de 5 posiciones de camilla. Por eso se seleccionó un ancho de detector de 300 mm. En los detectores continuos se pierde una fracción equivalente 1/2 PMT en cada borde, si se adoptan PMT de 50mm de lado el ancho del FOV en el sentido axial será de 250mm. La selección del espesor de cristal implica un compromiso entre la resolución espacial y la eficiencia de detección a 511 keV: un valor típico es 25 mm; con esta selección queda determinada la configuración del cabezal, como indica la Figura 14.

Se adoptan PMTs cuadrados de 51mm (Hamamatsu R1534) que tienen excelente rendimiento cuántico (25%) y baja dispersión en el tiempo de tránsito (5 ns), fundamental para determinar coincidencia temporal.

Sistema de coordenadas

Dadas las coordenadas de los destellos en cada uno de los cristales (X1,Y1), (X2,Y2) calculadas con el algoritmo Anger, se podrán calcular las LORs de acuerdo a las siguientes relaciones (Fig. 15):

$$\phi = \arctan\left(\frac{Y1 - Y2}{X1 - X2}\right) + \frac{\pi}{2}, \text{ teniendo en cuenta}$$

$$\text{que } -\frac{\pi}{2} \leq \arctan(\phi) \leq \frac{\pi}{2}.$$

De esta forma, el ángulo Φ toma valores en el rango de $0 \leq \phi < \pi$.

Para calcular el punto (Xr,Yr) debemos encontrar la intersección de la recta correspondiente a la LOR, y la recta perpendicular a la LOR



Fig. 14. Configuración del detector, cristal de INa(Tl) de 300x400x25mm³ con un arreglo de 6x8 fotomultiplicadores cuadrados de 50mm

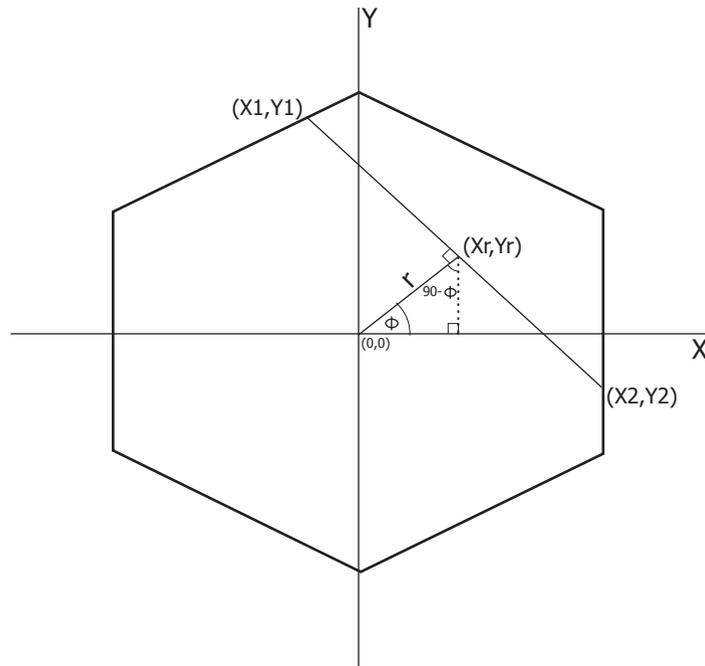


Figura 15: Sistema de coordenadas

que pasa por el origen:

$$\begin{cases} y = \frac{-1}{\tan \phi} (x - X1) + Y1 \\ y = \tan(\phi)x \end{cases} \Rightarrow Xr \cdot \tan \phi = \frac{-1}{\tan \phi} (Xr - X1) + Y1 \Rightarrow Xr = \frac{X1 + Y1 \cdot \tan \phi}{\tan^2(\phi) + 1}$$

$$Yr = \tan(\phi) \cdot Xr$$

Con el punto (Xr, Yr) ya calculado, se puede obtener el valor de r como:

$$r = \sqrt{Xr^2 + Yr^2}$$

Cantidad de Proyecciones Necesarias

Para generar un sinograma se debe hacer discretas las variables Φ y r. La cantidad de proyecciones (ángulos distintos) y de LORs por ángulo (cantidad de valores de r), deberá cumplir con el teorema de Nyquist. Por lo tanto, el muestreo espacial debe ser como mínimo dos veces menor que la resolución espacial Δr sobre cada cabezal.

$$\Delta r \leq \frac{\text{resoluciónEspacial}}{2}$$

Como en la reconstrucción de un punto en una

imagen PET es el producto de un número muy grande de LORs, el perfil de cuentas responde a una forma gaussiana; es por eso que la resolución se evalúa como el ancho a mitad de altura (FWHM).

La LOR con mayor valor de r será aquella en la que el punto (Xr, Yr) correspondiente a la misma se encuentra en la diagonal de FOV. Por lo tanto, la resolución angular necesaria para una diagonal D del FOV es

$$\Delta \phi \leq \frac{2\Delta r}{D}$$

Para una resolución espacial (FWHM) de 5mm, teniendo en cuenta que el muestreo deberá ser al menos la mitad de la resolución buscada, se adopta la tercera parte

$$\Delta r = \frac{FWHM}{3} = 1,66\text{mm}$$

Con esta resolución, el número de valores para r es

$$N_r = \frac{D}{\Delta r} = \frac{600\text{mm}}{1,66\text{mm}} = 362$$

9 bits serán suficientes para el eje r de los sinogramas. En cambio, para $\Delta\Phi$

$$\Delta\phi \leq \frac{2\Delta r}{D} = 2,166/600 = 0,3^\circ$$

El número de proyecciones o de valores de Φ es

$$N_\phi = \frac{\pi D}{2, \Delta\phi} = \frac{\pi \cdot 600\text{mm}}{2 \cdot 2,166\text{mm}} = 568$$

Se adopta también un valor de 9 bits para el eje Φ , con una pequeña degradación en la resolución.

Discusión

Teniendo en cuenta las consideraciones precedentes, para lograr un equipo con buenas prestaciones, éste deberá ser totalmente digital, de forma tal que se puedan aplicar técnicas de procesamiento digital para superar las limitaciones inherentes a los detectores continuos de NaI(Tl). En la arquitectura adoptada para el tomógrafo AR-PET (Fig. 16), el procesamiento está distribuido en cuatro capas. En cada nivel

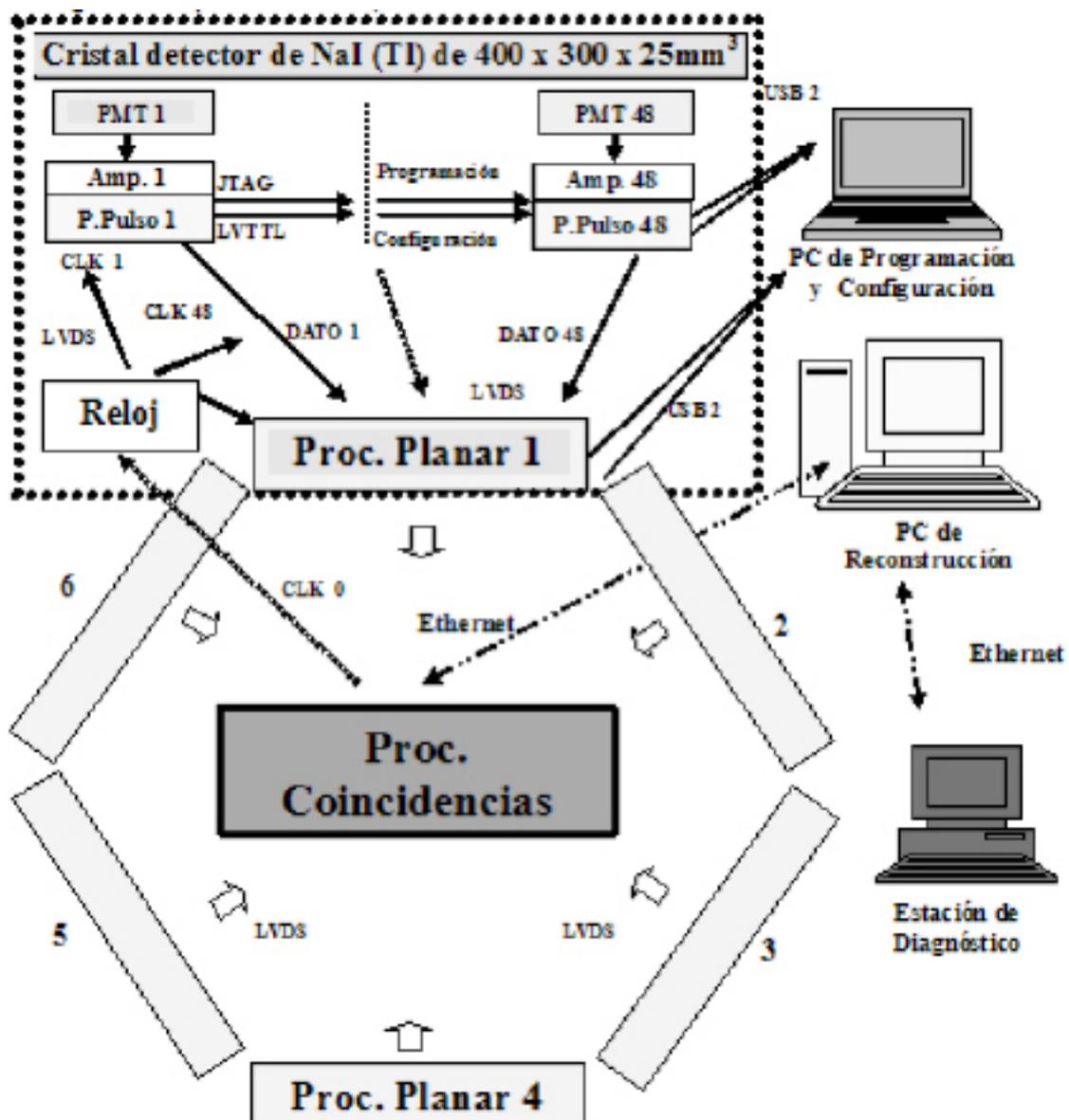


Fig. 16. Diagrama en bloques del sistema de adquisición y procesamiento

se realizan las operaciones necesarias para transmitir al nivel superior sólo la información relevante; de esta manera se pueden lograr tasas de adquisición del orden $1,2 \cdot 10^7$ pps (pulsos por segundo).

La primera capa es el Procesador de Pulsos luminosos (PPul) que realiza las tareas de amplificación, control de ganancia y digitalización de la señal del PMT. El PPul esta formado por 4 placas apiladas en la base de cada PMT que trasmite los valores de energía y marca temporal hacia el procesador planar por medio de un bus sincrónico a 40 Mbs (megabits por segundo).

La segunda capa es el procesador planar (PPla) que realiza cálculos de centroide individualizando al PMTs que recibió más EP que sus vecinos para formar un cluster de 3×3 PMTs, centrado en el máximo EP; con esta información se realiza la localización planar (X_p, Y_p). El PPla puede procesar hasta tres destellos simultáneamente.

Los datos X_p, Y_p, D_p y TSp se ordenan por la marca temporal y se envían al procesador de coincidencias por medio de un bus serie (BCoin) también tipo LVDS @40MBps.

La tercera capa es el Procesador de Coincidencias (PCoin) que recibe la señal de los seis detectores por medio del BCoin y computa la posición de las LORs en coordenadas espaciales absolutas, sobre la base de la localización relativa de los PPla y a las referencias absolutas de giro del pórtico y avance de la camilla (Liu y colaboradores, 1999).

La cuarta capa está localizada fuera del tomógrafo, en una PC con placa de video tipo CUDA (Compute Unified Device Architecture) que permite la programación en lenguaje C de los algoritmos de reconstrucción de tipo Montecarlo en la placa de video que tiene hasta 240 procesadores en paralelo. Las capas se comunican por medio de buses específicos para la transferencia de datos y para la configuración de cada una de las capas:

El Bus de Datos (BD) LVDS de 40Mbs serie sincrónico se usa para la transferencia de los datos de energía y marca temporal de los destellos hacia el PPla. Los 48 PPul acceden al PPla en paralelo.

El Bus de Configuración (BC) LVTTTL de 1Mbs serie es empleado para la configuración, la calibración de la ganancia, el ajuste de cero, el envío de datos del MCA y el diagnóstico de fallas. Los 48 PPul de cada CD acceden a la PC de configuración por un único puerto USB.

El Bus de Programación (BP) JTAG se emplea en la programación de la FPGA de los 48 PPul, la PC de configuración los accede por un único puerto USB. En la Figura 17 se puede ver un cabezal completo donde se distinguen las distintas capas de procesamiento.

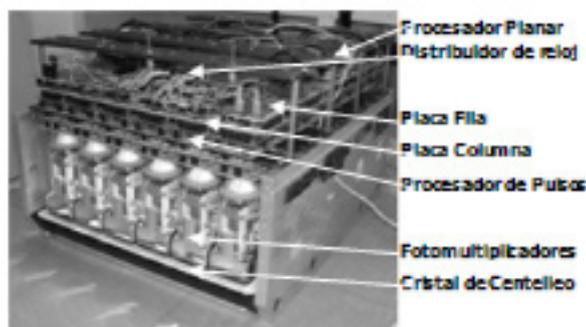


Figura 17: Cabezal detector sin cubierta, donde se pueden ver las capas de procesamiento.

Los seis cabezales están soportados por una estructura mecánica, el pórtico (gantry) de configuración hexagonal (Fig. 18), tiene capacidad de rotación continua de 1 rpm sincronizado con el avance de la camilla a 30mm por minuto, para uniformar los efectos de ganancia espacial y para adquisiciones en forma helicoidal. Está diseñado en forma modular para facilitar su instalación y su transporte; sus dimensiones y peso permiten el uso de ascensores y puertas de tamaño estándar. Para reducir los requerimientos ambientales, posee un sistema de ventilación de circuito cerrado conectado a un intercambiador de calor. El sistema de alimentación provee una única tensión de 12 Vcc por medio de un anillo colector; puede trabajar con baterías. La transferencia de datos se realiza en forma inalámbrica.

Conclusiones

Con la arquitectura descrita en los párrafos precedentes se espera contar con un equipo de prestaciones similares a los más avanzados que están actualmente en operación, pero a una fracción del precio de mercado. Esto es posible gracias al uso de cristales de centelleo de bajo costo y haciendo énfasis en la utilización de las

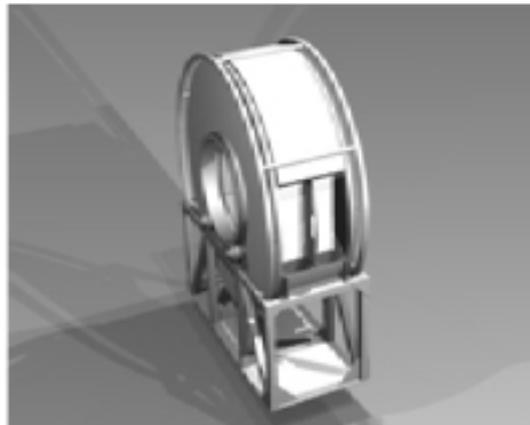
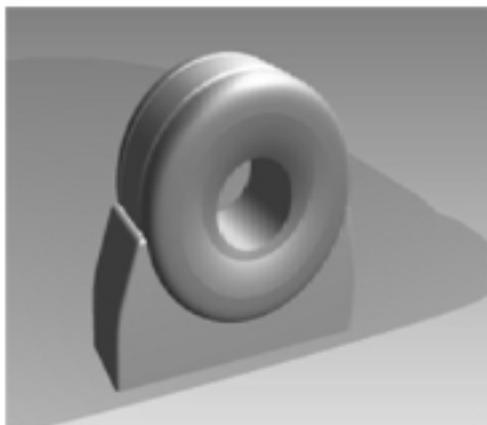


Fig. 18. Diseño Mecánico. a) aspecto exterior; b) sin cubierta.

más recientes técnicas de procesamiento de las señales. En la actualidad se encuentran contruidos dos cabezales completos con los que se realizaron pruebas de calibración de energía y se desarrolló un método novedoso (Venialgo y colaboradores, 2008) obteniendo una resolución (FWHM) de 8,6% para una fuente de ^{137}Cs . En las pruebas de uniformidad se obtuvo un resultado de 15% antes de la normalización. Se efectuaron pruebas de linealidad con

una fuerte colimada. Además se realizaron pruebas de adquisición en coincidencia con una ventana temporal y se completó el diseño del pórtico de primer prototipo de tomógrafo por emisión de positrones diseñado totalmente en el país. Las pruebas preliminares de adquisición en coincidencia dieron resultados alentadores en cuanto a resolución de energía, resolución espacial y eficiencia en la detección.

Referencias

- ANGER, H. O. (1952) *Use of gamma-ray pin-hole camera for in-vivo studies*. Nature 170, 200.
- BRUYANT, P. (2002) Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. J. Nucl. Medicine 43 (10) 1343.
- DEANS, S. R. (1983). *The Radon Transform and Some of Its Applications*. John Wiley & Sons, New York.
- FARQUHAR, T. H.; CHATZIOANNOU, A.; CHINN, G.; DAHLBOM, M.; HOFFMAN, E. J. (1997) *An investigation of filter choice for filtered back-projection reconstruction in PET*. Nuclear Science Symposium, IEEE Volume 2, pp. 1042 – 1046.
- HOUNSFIELD, G. N. (1973) *Computerized transverse axial scanning (tomography)*. British Journal of Radiology 4, 1016.
- KEPLER J. (1604) *Tratado Ad Vitellionem Paralipomena. Ad Vitellionem paralipomena, quibus astronomiae pars optica traditur*. Francfurt, Claude de Marne.
- KNOLL, G. F. (2000) *Radiation Detection and Measurements, 3rd edition*. John Wiley & Sons, Inc.
- LIU, X. ; DEFRISE, M.; MICHEL, C.; SIBOMANA, M.; COMTAT, C.; KINAHAN, P.; TOWNSEND, D. (1999) *Exact Rebinning Methods for Three-Dimensional PET*. IEEE Transactions on Medical Imaging 18 (8) 657.
- SAINT GOBAIN SCINTILLATORS (2008) www.detectors.saint-gobain.com (última consulta: octubre de 2008)
- VENIALGO, E.; ESTRYK, D.; MARINSEK, S.; VERRASTRO, C. (2008) *Método de Calibración de Energía para Cámara Gamma y PET con Cristales Continuos*. XVI Congreso Argentino de Biología Molecular. Buenos Aires, 31 de octubre al 2 de noviembre.
- ZENG G. (2001) *Image - reconstrucción – a tutorial*. Computerized Medical Imaging and Graphics 25 (29) 9.