

Método de Calibración para Cámara Gamma y PET con una Medición Única de Campo Inundado

E. Venialgo^{1,4}, C. Verrastro², D. Estryk³, M. Belzunce⁴

^{1,2,3,4} Comisión Nacional de Energía Atómica, Ezeiza, Argentina.

¹venialgo@cae.cnea.gov.ar, ²cverra@cae.cnea.gov.ar, ³destryk@cae.cnea.gov.ar, ⁴belzunce@cae.cnea.gov.ar

Resumen: El procedimiento de ajuste inicial de equipos de Cámara Gamma, tomografía SPECT o PET es una tarea que insume tiempo pero es fundamental para el buen funcionamiento del equipo. Con este procedimiento se busca uniformizar la eficiencia en toda la superficie de los cristales detectores afectada por la dispersión de la ganancia de los tubos fotomultiplicadores, por factores geométricos y constructivos. La mayoría de los métodos de calibración son iterativos y utilizan mediciones con fuentes gamma similares a las empleadas en los estudios. En este trabajo se presenta un método de calibración basado en una sola medición de campo inundado, a partir de la cual se ajusta la ganancia de los fotomultiplicadores para lograr una resolución en energía óptima, al mismo tiempo se ajustan los coeficientes geométricos para el algoritmo de ponderación de la posición planar (algoritmo de Anger) y se calculan los factores de normalización de la eficiencia de conteo.

Palabras Clave- Cámara Gamma, Spect, PET, calibración de energía, normalización, calibración de linealidad.

1. INTRODUCCIÓN

La totalidad de los equipos de medicina nuclear que producen imágenes de emisión de rayos gamma actualmente en uso en el país, utilizan algún tipo de cristal centellador [1] que convierte cada rayo gamma incidente en un destello de fotones visibles, estos cristales pueden ser continuos [7] como en el caso de Ioduro de Sodio activado con Talio (NaI(Tl)) [2],[5] o pixelados como en el caso de Germanato de Bismuto (BGO). Este destello es amplificado y convertido en una señal eléctrica por un conjunto de tubos fotomultiplicadores (PMT) acoplados ópticamente al cristal centellador. De esta señal eléctrica se deben extraer dos o tres características del fotón gamma incidente, de acuerdo a la aplicación:

- Energía:** Esta dada por la sumatoria de la señal de cada uno de los PMTs, esto permite seleccionar los destellos que incidieron en el detector directamente de aquellos que lo hicieron después de una interacción previa que desvió su trayectoria (Compton). Para obtener un buen resultado es necesario que todos los PMTs tengan la misma ganancia.
- Posición:** Esta dada por la suma ponderada en la dimensión X e Y de la señal de cada uno de los

PMTs, esto permite ubicar espacialmente el destello. Para esto es necesario conocer con precisión los coeficientes de ponderación de la señal de cada uno de los PMTs en ambas dimensiones X e Y (Algoritmo de Anger [3],[4]).

- Marca Temporal:** en el caso de las cámaras de Coincidencia y el los Tomógrafos por Emisión de Positrones (PET) es necesario también conocer con precisión el instante en que se produjo el destello para poder realizar la colimación electrónica.

En este trabajo se hace referencia a la calibración de un cabezal de PET que utiliza cristales de NaI(Tl) de 25mm de espesor para la detección de fotones de 511KeV en coincidencia temporal, con capacidad de ajuste individual de la ganancia de cada PMT como es el caso del tomógrafo ARPET [2], pero también se puede utilizar este método para calcular los coeficientes de ajuste en un sistema no integrado. En este caso se realizó una única medición de campo inundado con una fuente puntual de ¹³⁷Cs de 300 micro Curies (μCi) para el ajuste de todas las ganancias y el cálculo de todos los coeficientes de ponderación, tal como se describe en las secciones siguientes. Este método puede ser extendido a calibraciones planares y tomografía de fotón único (SPECT),

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2. 1. Sistema de adquisición.

El sistema AR-PET consta de seis cabezales de NaI(Tl) de 400x300x25 mm. Cada cabezal está acoplado a un array de 8x6 PMTs cuadrados de 50mm de lado. En la Figura 1 se muestra la vista lateral de un cabezal donde se observa una columna de 6 PMTs acoplados al cristal de NaI(Tl) con su correspondiente electrónica asociada.

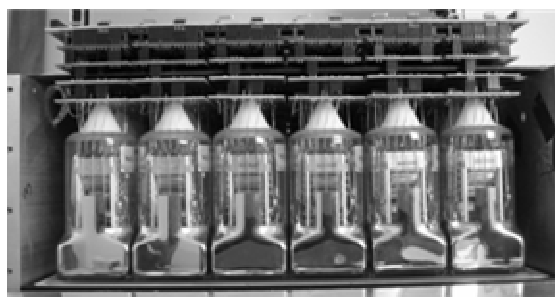


Figura 1: Vista lateral de un cabezal AR-PET.

Como la dispersión de la ganancia entre PMTs puede ser de 1 a 10 debido al proceso de fabricación, cada PMT tiene asociado una placa de polarización y un control de la tensión aplicada a los dinodos 5 y 6 de cada PMT que permite el ajuste de ganancia sin afectar el tiempo de tránsito de los electrones en el tubo. La señal de corriente de salida del PMT es proporcional a la cantidad de fotones visibles colectados, es conformada y digitalizada con un conversor analógico-digital (ADC) a 40 MSPS (mega samples por seg.) con resolución de 10 bits. Asociado a cada PMT un arreglo lógico programable (FPGA) integra el pulso de energía sumando 12 muestras consecutivas del ADC y determina la marca temporal (TM) con un discriminador de fracción constante (CFD) implementado digitalmente. Un bus serie de alta velocidad (LVDS) envía las señales de todos los PMTs al procesador planar, este es el encargado de realizar la localización del destello en el plano X,Y del detector y seleccionar la TM. Pero en modo calibración, un bus serie (USB-High Speed), envía los datos individuales de cada PMT a una PC.

En la figura 2 se muestra la estructura del sistema de adquisición de datos.

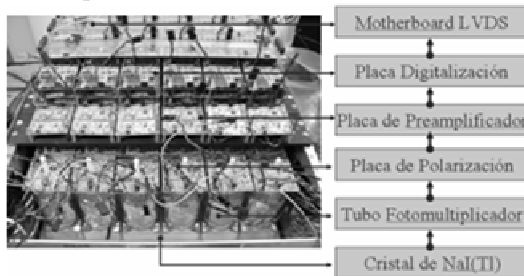


Figura 2: Electrónica asociada a cada cabezal.

2. 2. Método de calibración en energía.

Se coloca una fuente de ^{137}Cs a 1,5m de forma tal que la superficie del detector reciba un flujo de radiación uniforme. El primer paso consiste en ajustar la ganancia de cada PMT para adecuarla al rango dinámico del ADC, para esto se selecciona destello por destello, aquel PMT que obtuvo la máxima señal y se realiza un espectro de energía individual para cada PMT, por medio de la señal de control de ganancia se ajusta el perfil de cada histograma (Fig. 3) para que conserve una relación adecuada entre las cuentas integrales y las del canal 255 (saturación para el caso de un histograma de 8 bits). Como se observa en la figura 3, no hay fotopico en el espectro individual de energía [6].

De esta manera se logra independizar la ganancia del PMT de la posición sobre el detector, ya que los que están en el centro reciben menos fotones por destello que los que están en la periferia, estos reciben también la reflexión de los bordes del detector.

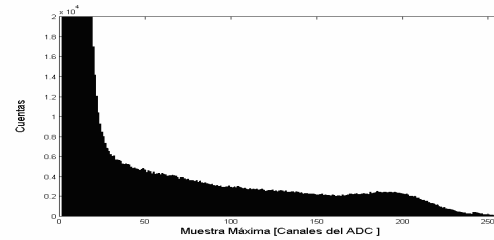


Figura 3: Histograma de muestra máxima del PMT04 con una fuente de ^{137}Cs

Ajustados de esta manera, los PMTs de la periferia tendrán menos ganancia que sus vecinos del centro (Fig.6), pero todos aprovechan al máximo el rango dinámico del ADC. Sin embargo si se realiza un espectro de energía total, como la suma de las señales de los 48 PMT para cada evento, los resultados son pobres (Fig.4), solo se logra un espectro de 20% de ancho de altura mitad (FWHM), muy inferior a la resolución del cristal de NaI(Tl) a 662 keV que es alrededor del 7%.

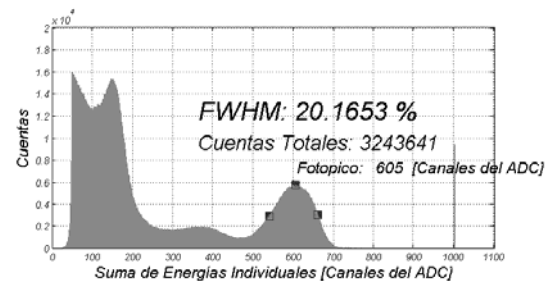


Figura 4: Espectro de energía de ^{137}Cs como la suma de los 48 PMTs.

Para poner en evidencia el desajuste de los PMTs entre sí, se realiza un espectro individual para cada PMT, en cada destello se selecciona el PMT que recibió una porción mayor de luz (centroide) que sus vecinos, a este PMT se le adjudica el destello como la suma de la energía colectada por todos, en la figura 5 se puede apreciar que el PMT 1 que está ubicado en una esquina del detector es el que menor ganancia tiene, en cambio el PMT 28 que está en el centro, como recibe menos luz tiene más ganancia y el PMT 12, como esta en un borde, se ubica en un punto intermedio.

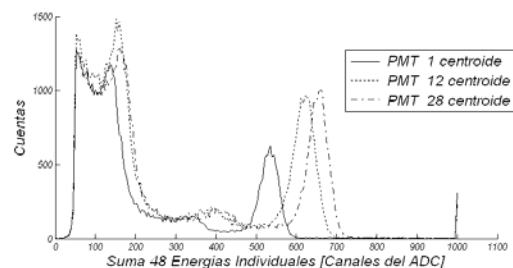


Figura 5: Espectro de energía de la suma de los 48 PMTs, con condición de centroide.

Los procedimientos habituales reducen la ganancia de los PMT centrales sacrificando rango dinámico, aun así, es un procedimiento iterativo, ya que las ganancias de cada PMT están interrelacionadas en el espectro total.

En este trabajo se propone un método analítico que consiste en ajustar los fotopicos de los espectros individuales para que coincidan con la energía nominal del radio nucleido utilizado (662keV para ^{137}Cs en este caso). Para esto se plantea el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{aligned} 662 \text{ keV} &= \bar{E}_{01-01} * G_{01} + \bar{E}_{02-01} * G_{02} + \dots + \bar{E}_{48-01} * G_{48} \\ 662 \text{ keV} &= \bar{E}_{01-02} * G_{01} + \bar{E}_{02-02} * G_{02} + \dots + \bar{E}_{48-02} * G_{48} \\ &\vdots \\ 662 \text{ keV} &= \bar{E}_{01-48} * G_{01} + \bar{E}_{02-48} * G_{02} + \dots + \bar{E}_{48-48} * G_{48} \end{aligned}$$

Hay una ecuación por PMT en condición de centroide. Donde \bar{E}_{01-xy} es el valor medio de energía del PMT₀₁ para la condición de centroide del PMT_{xy}. Por ejemplo la primera ecuación corresponde a los valores medios de la señal de los PMTs calculados con eventos donde el PMT₀₁ tuvo la máxima energía. Los factores G_{xy} son los valores incógnita de corrección de ganancia. Todas las ecuaciones están igualadas al pico teórico para el ^{137}Cs de 622 keV.

Los coeficientes encontrados para una calibración se muestran en las Figuras 6 y 7

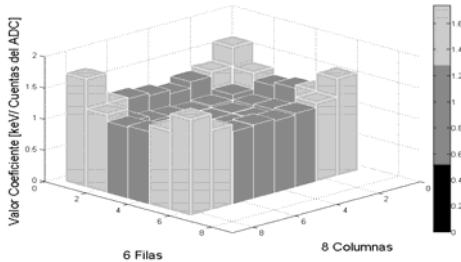


Figura 6: Factores de eualización de ganancia en 3D

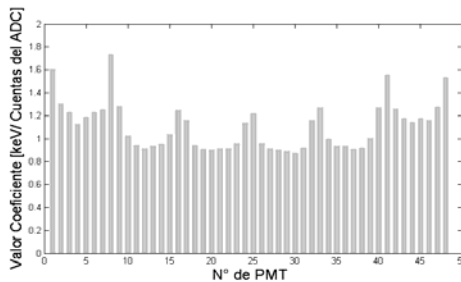


Figura 7: Factores de eualización de ganancia en 2D

Se aprecia una notable simetría de los coeficientes con la posición del PMT en el cristal.

En la figura 8 se puede ver el resultado del ajuste en el espectro individual de los PMTs de la figura 5.

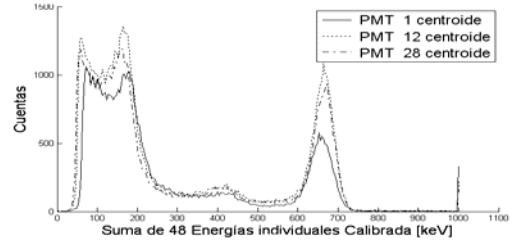


Figura 8: Espectros calibrados de los PMTs 1, 12 y 28 para la condición de centroide.

La ventaja adicional del método es que no solo tiene en cuenta los factores geométricos si no que también compensa efectos de acoplamiento óptico entre el detector y el PMT aprovechando al máximo la resolución disponible en el ADC. Los resultados obtenidos después de este ajuste se pueden apreciar en la figura 9.

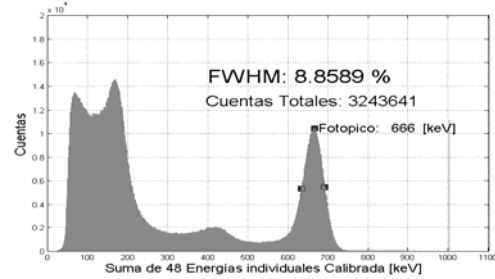


Figura 9: Espectro de Energía calibrado.

La resolución de energía a FWHM obtenida es muy cercana al límite teórico del cristal

2.3. Método de calibración de los coeficientes de ponderación para el cálculo de posición del destello

El algoritmo de Anger (Ec. 1 a 9) calcula la posición del destello del fotón gamma en el cristal, como la suma ponderada de las energías de las columnas de fotomultiplicadores, para el caso de X, y de las filas para el caso de Y. En las siguientes ecuaciones se expresa el cálculo de la posición X a partir de la cantidad de energía parcial colectada por cada PMT.

$$C_1 = E_{01} + E_{09} + E_{17} + E_{25} + E_{33} + E_{41} \quad (1)$$

$$C_2 = E_{02} + E_{10} + E_{18} + E_{26} + E_{34} + E_{42} \quad (2)$$

$$\vdots$$

$$C_8 = E_{08} + E_{16} + E_{24} + E_{32} + E_{40} + E_{48} \quad (8)$$

$$X = C_1 * P_1 + C_2 * P_2 + \dots + C_8 * P_8 \quad (9)$$

Donde los valores $P_1 \dots P_8$, son los factores de ponderación para los PMTs que están en la columna 1 a la columna 8 respectivamente. Para el caso de la coordenada Y el cálculo es el mismo, pero sumando las energías parciales de a filas, con sus correspondientes constantes de peso P_y . Para hallar estos factores de ponderación P_x y P_y usualmente, se utiliza

un proceso de calibración iterativo realizando mediciones con un haz colimado en distintas posiciones del cristal. En el siguiente párrafo se describe un método de calibración para hallar los factores de ponderación utilizando la misma medición de campo inundado empleada para calibrar el espectro de energía.

Se recalculan los valores medios de energía de cada PMT para los 48 casos de centroide, al igual que en la calibración en energía, pero utilizando las nuevas ventanas de energía ajustadas a los espectros de energía calibrados.

Para computar P_x y P_y se parte de la hipótesis de que, el valor medio de la posición calculada con la condición de centroide debe coincidir con el centro geométrico de cada PMT, por ejemplo, al calcular la posición con los 48 valores medios de energía obtenidos con la condición de centroide del PMT₀₁ las coordenadas X,Y obtenidas debería ser el centro geométrico del PMT₀₁, como se observa en la figura 9, donde los puntos representan la posiciones que se deberían obtener utilizando el algoritmo de Anger con los valores medio de las energías para cada caso de centroide.

De esta manera se dispone de 48 puntos X,Y conocidos, y se deben encontrar los 8 factores de ponderación de columna para la coordenada X y 6 factores de ponderación de fila para la coordenada Y.

Para mitigar los efectos de alinealidad que se producen en los bordes del detector se arman un sistema de ecuaciones (utilizando la Ec. 9 de Anger) para cada fila en el caso de la coordenada X y un sistema de ecuaciones para cada columna en el caso de la coordenada Y.

Por ejemplo en el caso de la coordenada X se utilizan los valores medios de energía para los casos en que el centroide fue uno de los PMTs de la fila 1 (PMT₀₁ al PMT₀₈) y se escribe una ecuación por centroide, las incógnitas serán P_1 a P_8 y la coordenada X se iguala a la posición central del PMT centroide correspondiente a esa ecuación. Al resolverlo se disponen de las constantes P_x para la primera fila de la misma forma se procede con las otras filas (2 a 6). Es decir que se aplicara un juego de factores de ponderación distinto para cada fila de PMT centroide

Del mismo modo se procede para calcular los coeficientes de ponderación en Y por cada columna

El Sistema de posicionamiento resultante se apoya en el algoritmo de Anger (ecuaciones 1 a 9), pero los factores de ponderación P_x y P_y utilizados dependerán de la posición del PMT con máxima energía.

El histograma de posición obtenido de la medición de la fuente de ¹³⁷Cs de 300uCi alejada 1.5m del cabezal se observa en la siguiente figura.

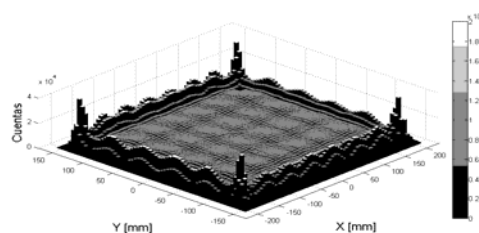


Figura 10: Histograma de posición sin recorte. Edge Packing Effect.

Es conocido el efecto de compresión en los bordes (Edge Packing Effect), es una limitación teórica del algoritmo de Anger, no se puede estimar la posición en eventos en la periferia, perdiendo medio PMT a cada lado del cristal. Los eventos que caen fuera del área efectiva de Anger, se acumularan en los bordes del histograma de posición, estos eventos usualmente se descartan. El rango dinámico efectivo del cabezal en la coordenada X quedó desde +/- 182 mm (de los +/-228.6 mm disponibles), y de +/- 114.4 mm (de los +/-152.4mm disponibles) en la coordenada Y

Luego de descartar los eventos fuera de la zona útil de medición es necesario realizar una normalización (Count Skimming) de las cuentas debido a que el histograma de posición no es uniforme a pesar de que la iluminación de la fuente gamma si lo fue (Fig. 11).

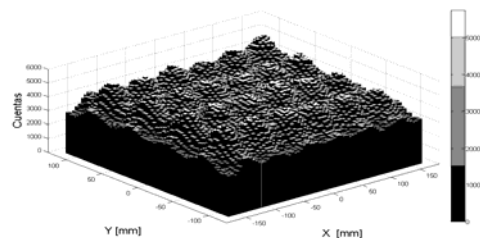


Figura 11: Imagen de posición de una fuente puntual de ¹³⁷Cs de 300uCi, alejada 1.5m del cabezal.

Es necesario calcular factores de normalización para el ajuste del número de cuentas para cada pixel de la imagen de campo inundado obtenida, estos coeficientes se calculan en forma estándar tomando el pixel con menor número de cuentas como parámetro y se calculan los factores de ajuste menores a 1.

Para verificar la calibración se realizó una medición después de 12 horas de funcionamiento, con la misma fuente gamma de ¹³⁷Cs alejada 1.5m. Se calculó la posición y energía utilizando las constantes obtenidas a partir de la medición inicial, y se calculó con la uniformidad diferencial utilizando la siguiente fórmula:

$$U.D[\%]. = \frac{Max - Min}{Max + Min} * 100 \quad (10)$$

Donde Max y Min son las cuentas máximas y mínimas encontradas en el histograma de posición. La uniformidad diferencial resultante fue de 4.7%,

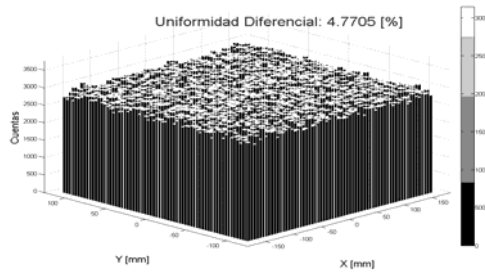


Figura 12: Imagen normalizada de una fuente puntual de ^{137}Cs

Este resultado está influido por el ruido estadístico ya que en cada pixel no se acumuló un número de cuentas suficiente como para despreciarlo. Se evaluó la influencia del ruido de Poisson en la uniformidad diferencial, para ello se simuló una serie de histogramas de posición en forma aleatoria siguiendo una función densidad de probabilidad Poisson, con un valor medio igual al valor medio de las cuentas por canal medidas. Para cada histograma de posición generado aleatoriamente se calculó la uniformidad diferencial a partir de la fórmula (10). Finalmente el histograma de la uniformidad Diferencial se muestra en la figura 13.

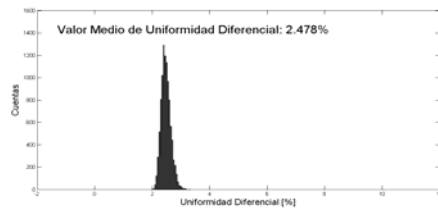


Figura 13: Error estadístico en la uniformidad diferencial debido al ruido Poisson.

2.4. Medición de la Resolución y Linealidad.

Se evaluó la linealidad del sistema con una serie de mediciones con un colimador de plomo de $5 \times 5 \text{ cm}^3$ que posee un agujero de 3mm de diámetro. Las mediciones se realizaron sobre el eje X positivo, y arrojaron los siguientes resultados.

Tabla 1: Resolución en el eje X

Posición X Colimador [mm]	Posición X Medida [mm]	Resolución [mm]
0	-2.22	9.71
26	25.01	10.68
52	50.98	11.02
78	76.73	10.91
104	105.02	11.12
130	133.02	10.02
156	159.60	10.6

En la figura 14 se observa el histograma de posición en el eje X, de las 8 mediciones realizadas con el colimador. La posición Y del colimador fue 0mm, para todos los casos.

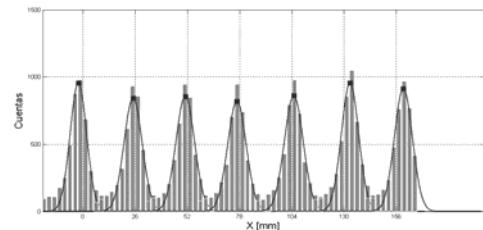


Figura 14: Histogramas de posición X .

Para evaluar la resolución intrínseca del cabezal, se simuló el colimador con el programa Gate 3.1.2/Geant4.9.0 y se agregó a la respuesta del simulador un ruido gaussiano de valor medio cero y FWHM de 7.5mm, obteniendo una resolución de 10.34 mm como se puede ver en la figura 15 y 16 , que coincide con la resolución obtenida en medición. De esta forma se estima indirectamente la resolución intrínseca del cabezal, coincidente con ruido agregado al la simulación del colimador.

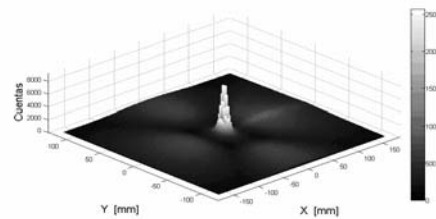


Figura 15: Histogramas de posición X-Y simulado.

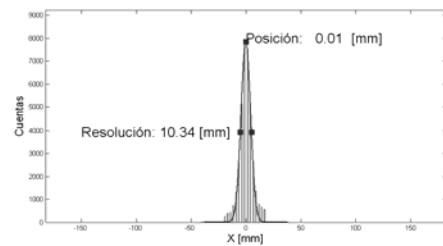


Figura 16: Histogramas de posición X simulado.

2.5. Comparación con otros métodos actuales.

Los tres parámetros principales de un sistema PET son la eficiencia, la resolución espacial y la resolución en energía; ordenados por orden de importancia. Principalmente hay dos tipos de scanners, el primero esta compuesto por cristales pixelados acoplados a PMTs ánodo múltiple donde los cristales suelen ser de BGO o LSO dependiendo del costo del scanner. Otro esquema alternativo, que fue el utilizado al inicio de esta tecnología, consiste en utilizar

cristales continuos de NaI(Tl) que actualmente es la solución más económica. Recientes trabajos en PET de animales pequeños muestran la posibilidad de volver a utilizar cristales continuos a partir de los cuales se puede alcanzar la misma resolución espacial obtenida con cristales pixelados [7,10], logrando una solución de menor costo. En la actualidad la única ventaja de los sistemas basados en cristales pixelados es poder medir, con electrónica suficientemente rápida, eventos en paralelo debido a que la luz medida por un PMT no es afectada por la medida en otro ya que la luz esta contenida en un solo píxel del cristal.

En sistemas pixelados se logra muy alta eficiencia y resolución espacial, e inclusive no hay Edge Packing Effect en los bordes del cristal. Los inconvenientes son la resolución de energía (que es alrededor del 20% a FWHM), el elevado costo del cristal [8-9] y de los PMTs ánodo múltiple [9].

En PET de animales pequeños los requerimientos de resolución son del orden de los 2 mm. Para lograr dicho orden de resolución, aun con cristales continuos, se utilizan PMTs ánodo múltiple o fotodiodos, degradando así la resolución de energía [7,10].

La solución propuesta en este trabajo posee la ventaja de tener bajo costo, porque se utilizan cristales de NaI(Tl) y PMTs ánodo único. La excelente resolución de energía lograda se debe al sistema de calibración digital independiente entre PMTs. Una desventaja es el tiempo muerto del sistema que es producto de la luz generada por los fotones gamma, que inutiliza gran área del cristal al no quedar atrapado en un solo píxel. La resolución espacial actualmente lograda es aceptable, con la ventaja de la simplicidad del método de calibración. La desventaja del sistema de estimación de posición es el área muerta producida por el Edge Packing Effect.

3. CONCLUSIONES.

Con el método de calibración descrito se obtuvieron resultados en resolución de energía superiores a otros métodos y muy similares en linealidad espacial y uniformidad pero la característica distintiva es que todos los ajustes se realizan con una única medición de campo inundado.

La limitación común al sistema de posicionamiento en base al algoritmo de Anger se espera superar en trabajos futuros utilizando algoritmos de interpolación no lineales utilizando por ejemplo redes neuronales artificiales [7].

Finalmente la resolución del sistema es alrededor de los 7.5mm. Un valor estándar para un sistema PET de con un cristal de 25mm de espesor.

4. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la Lic Mariana Cabrejas por su asesoramiento y apoyo permanente aportando su dilatada experiencia en control de calidad de imágenes nucleares.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Método de Calibración en Energía para Cámara Gamma y PET con cristales Continuos, E. Venialgo, C. Verrastro, D. Estryk, S. Marinsek, M. Belzunce, XVI Congreso Argentino de Biología y Medicina Nuclear, Noviembre 2008.
- [2] AR-PET: Primer Tomógrafo por Emisión de Positrones Argentino, C. Verrastro, D. Estryk, E. Venialgo, S. Marinsek, M. Belzunce, XXXV Reunión Anual de la Asociación Argentina de Tecnología Nuclear, Noviembre 2008.
- [3] Scintillation Camera, Hal O. Anger, The review of Scientific instruments, Volume 29 Number 1, February 1958.
- [4] Sensitivity, Resolution and Linearity of the Scintillation Camera, Hal O. Anger, IEEE Transactions on Nuclear Science, Volume: 13, Issue: 3, June 1966.
- [5] A Collimator-less Technique for Spatial Non-linearity Correction of PET detectors, Vaska P., Geagan M.J, Chase B.B, Muehlechner G, Nuclear Science Symposium 1999, Conference Record 1999 IEEE.
- [6] An Iterative Energy-Centroid Method for Recalibration of PMT Gain in PET or Gamma Camera, Yu Wang, Wai-Hoi Wong, Mehmet Aykac, Jorge Uribe, Hongdi Li, Hossain Baghaei, Yaqiang Liu, Tao Xing, IEEE Transaction on Nuclear Science, Volume 29 Number 5, October 2002
- [7] Investigation of an in situ position calibration method for continuous crystal-based PET detectors, Bruyndonckxa Peter, Lemaiter Cedric, Schaart Dennis, Maas Marnix, Van Der Laan D. J., Krieguer Magalie, Devroede Olivier, Tavernier Stefaan, Nuclear instruments & methods in physics research, vol. 571, no1-2, 2007.
- [8] A Positron Camera Detector Design with Cross-Coupled Scintillators and Quadrant Sharing Photomultipliers, Wai-Hoi Wong, IEEE Transactions on Nuclear Science, Volume: 40, Issue: 4, August 1993.
- [9] Development of an Optimized LSO/LuYAP Phoswich Detector Head for the Lausanne Clear-PET Demonstrator, J.-B. Mosset, O. Devroede, M. Krieguer, M. Rey, J.-M. Vieira, J. H. Jung, C. Kuntner, M. Streun, K. Ziemons, IEEE Transactions on Nuclear Science, Volume: 53, Issue: 1, February 2006.
- [10] Design and Calibration of a Small Animal PET-Scanner Based on Continuous LYSO Crystals and PSPMTs, J. Benloch, V. Carrilero, J. Catret, R. Colom, C. Correcher, R. Gadea, F. García Quirós, A. González, V. Herrero, Nuclear Science Symposium 2006, Conference Record 2006 IEEE.