

CONTROL DE CALIDAD EN UN CENTRO DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO DE MEDICINA NUCLEAR, MEDIANTE LA IMPLEMENTACIÓN DE INSTRUMENTALES ELABORADOS EN EL LABORATORIO DE CIENCIAS RADIOLÓGICAS E IMAGENOLÓGÍA (LCRI) DE LA FACEN

QUALITY CONTROL TESTS IN A DIAGNOSTIC AND TREATMENT CENTER OF NUCLEAR MEDICINE, THROUGH THE IMPLEMENTATION OF INSTRUMENTS DEVELOPED IN THE LABORATORY OF RADIOLOGICAL SCIENCES AND IMAGING (LCRI) OF THE FACEN

F. J. GÓMEZ GRANCE², J. A. JARA YORG³, M. DUARTE³, M. A. JARA³, R. GAONA²

¹Publicación Financiada por FACEN y CEDIN S.R.L., ²Docente Investigador de Tiempo Completo y Dedicación Exclusiva –Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología-FACEN-UNA, ³Médicos de Medicina Nuclear del CEDIN S.R.L., ⁴Técnico de Medicina Nuclear de la Clínica CEDIN S.R.L., ⁵Físico especialista en Protección Radiológica- FACEN

Resumen: La Medicina Nuclear es una especialidad médica que utiliza material radiactivo categorizada como fuente radiactiva abierta, cuya forma físico-química hace posible su utilización como radiofármaco, constituyéndose de esta manera la Medicina Nuclear en una especialidad de alto riesgo de incumplimiento de los principios básicos de Protección Radiológica. En este trabajo nos ocupamos de evaluar uno de los pilares de la Seguridad Radiológica del paciente, como lo es la Optimización, que consiste en obtener el mayor beneficio diagnóstico, disminuyendo el costo global de la aplicación, fundamentalmente mediante los controles de calidad a la adquisición de imagen SPECT (Single Photon Energy Computer Tomography) y del Activímetro. Dicha evaluación fue realizada con fantasmas y accesorios fabricados en el Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología, de tal manera que la evaluación de los resultados y de las imágenes obtenidas en las pruebas, coinciden con las especificaciones del fabricante y con las normativas nacionales e internacionales, con lo cual se minimiza la posibilidad de errores en el diagnóstico y asegura la Optimización utilizando los maniqués fabricados por el Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología (LCRI).

Palabras Claves: Medicina Nuclear, Control de Calidad, Radiación ionizante, SPECT, Protección Radiológica.

Abstract: Nuclear medicine is a medical specialty that uses radioactive material categorized as open radioactive source, whose physical-chemical form makes it possible to use as radiopharmaceutical, thus constituting the Nuclear Medicine is a specialty high risk of default of the basic principles of protection radiation. In this paper we address one of the pillars evaluate the radiation safety of the patient, as is the optimization, which consists of obtaining the greatest diagnostic benefit, reducing the overall cost of implementation, primarily through quality control to the acquisition image SPECT (Single Photon Energy Computer Tomography) and Activity meter. This evaluation was conducted with phantoms and accessories manufactured in the Laboratory of Radiological and Imaging Sciences, so that the evaluation of the results and images obtained in the tests match the manufacturer's specifications and with national and international regulations, thus the possibility of misdiagnosis is minimized and ensures optimization using mannequins manufactured by the Laboratory for Imaging and Radiological Sciences (LCRI).

Key Words: Nuclear Medicine, Quality Control, Ionizing Radiation, SPECT, Radiation and Protection.

INTRODUCCIÓN

En el contexto del MERCOSUR, el Paraguay posee baja cobertura de servicios de Medicina Nuclear, lo cual contrasta con la realidad de los países del bloque, que cuentan con un servicio de medicina nuclear por cada medio-millón de

habitantes, mientras en Paraguay existe una clínica por cada dos millones de habitantes (Autoridad Regulatoria Nuclear, 2010).

Por otra parte, en la actualidad se acepta, que para lograr estándares satisfactorios de eficacia y eficiencia en una especialidad médica de alta

complejidad, se debe aplicar los conceptos de Garantía de Calidad, de manera que la función fisiológica sean representadas fielmente en las imágenes obtenidas con el SPECT, con el aditamento de aplicar conceptos de Optimización para reducir las dosis, tanto al paciente como al Trabajador Ocupacionalmente Expuesto (International Commission o Radiological Protection, 2007).

Con estos antecedentes del contexto de la Medicina Nuclear en la región, se inició un programa de aplicación de controles de calidad para evaluar los parámetros de funcionamiento de SPECT y del Activímetro, teniendo en cuenta las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991).

Las prácticas de Control de Calidad (CC), realizadas durante este programa, evaluaron los aspectos mínimos necesarios para identificar, problemas de funcionamiento del equipamiento, antes de que estos se manifiesten en la calidad diagnóstica de la imagen, además estos controles pretenden verificar la efectividad de los maniqués fabricados en el LCRI.

Se inicia el programa de control de calidad, con las pruebas al Activímetro, debido a que, si

la medida del Activímetro es errónea con un valor menor al suministrado, entonces aumentamos innecesariamente la dosis al paciente.

Si el valor erróneo es igual o mayor al suministrado, se corre el riesgo que la imagen sea inadecuada, originando una repetición del estudio, por ende más incorporación de radionúcleido y más dosis al paciente, es decir que en el mejor de los casos, un error en la medida de la actividad suministrada al paciente, siempre aumenta la dosis, y en el peor de los casos puede dar origen a un mal diagnóstico (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991)

En ese sentido, se realizaron pruebas de precisión y exactitud al activímetro, mediante fuentes disponibles en la clínica auditada siguiendo las directrices del TECDOC 602s.

Luego de las pruebas al Activímetro se realizaron pruebas de C.C. al sistema SPECT de Marca MEDISO y modelo Nucline X-Ring/R, evaluando los siguientes parámetros:

- i. La **Resolución Intrínseca** de la gamma-cámara, definida como la menor diferencia de contraste detectable entre dos densidades diferentes en un mismo órgano, la cual pueda resolverse sin colimador y está condicionada por la

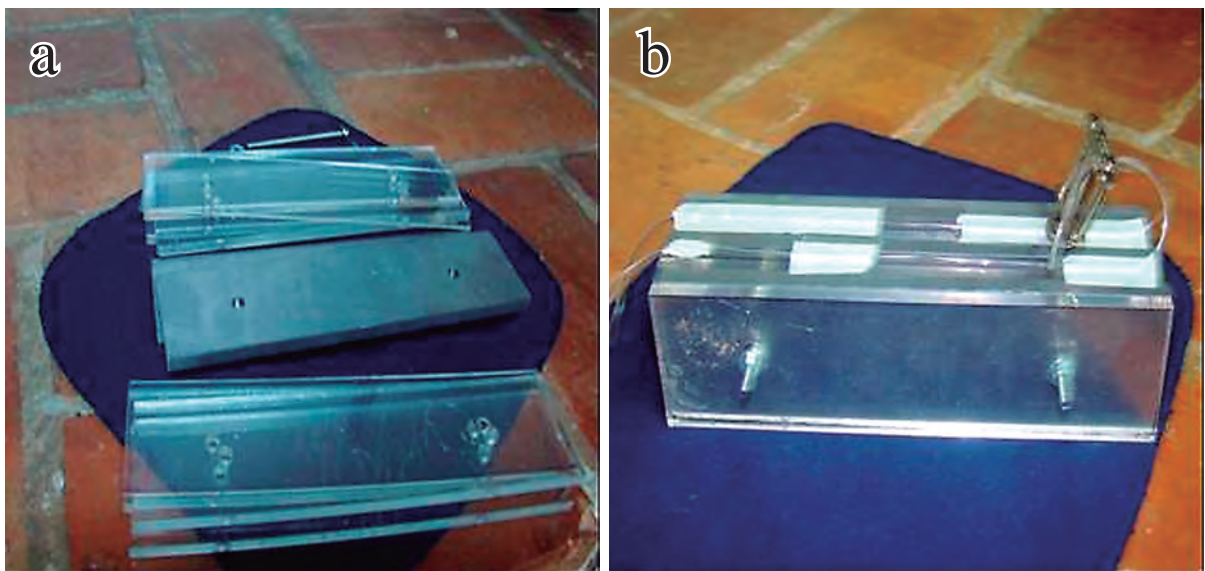


Figura 1. a) Parte de las láminas de acrílico y Pb. **b)** Maniqué construido con acrílico y plomo.

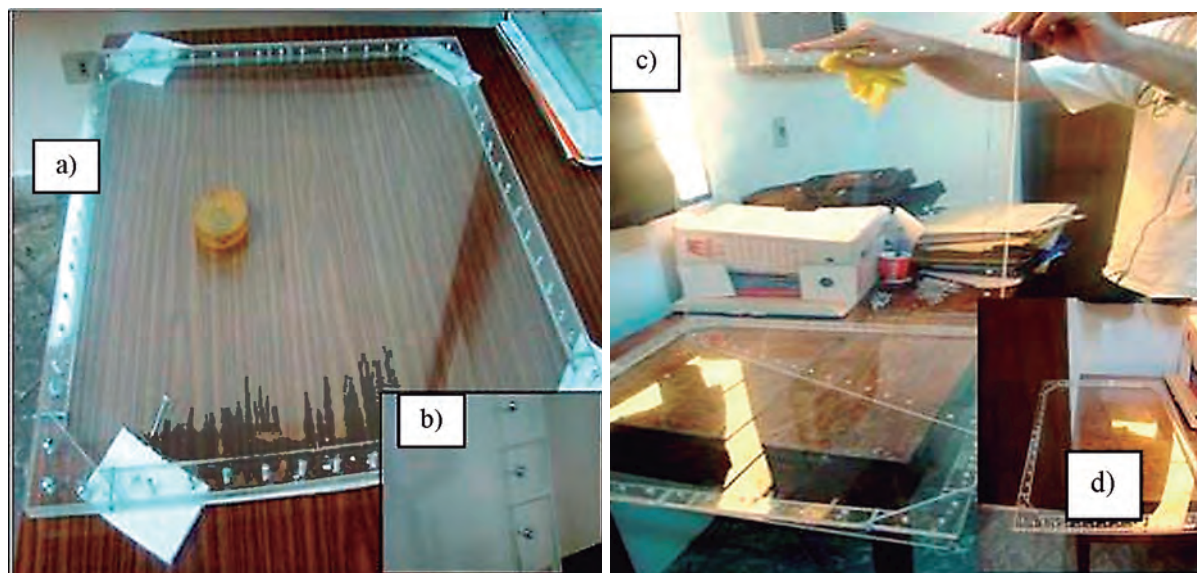


Figura 2. a) Ensamble de los acrílicos. b) Atornillado de las piezas, orificios de entrada y salida de agua. c) Ensamble de las piezas de acrílicos previamente cortados. d) Vista final del fantoma de campo inundado.

fabricación y el diseño del detector (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991).

- ii. La **Uniformidad del Campo de Visión** o campo inundado de la gamma-cámara, es evaluada como la capacidad de producción de una imagen uniforme, cuando una fuente radiactiva produce una distribución uniforme de fotones gamma sobre el detector de centelleo. (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991; International Agency Energy Atomic, 2003).
- iii. La **Resolución Espacial**, es la capacidad para resolver como entidades distintas y separadas a dos fuentes radiactivas puntuales o lineales. La resolución espacial depende de la uniformidad del campo inundado y de la calidad de los colimadores, debido a que estos al reducir la radiación dispersa, reducen el ruido y aumenta la resolución espacial. (International Agency Energy Atomic, 2003; Barquero R., Añe P., 2000).
- iv. La **Resolución del Sistema** está

compuesta por la resolución espacial intrínseca “ R_i ” (gamma-cámara sin colimador), y la resolución espacial del colimador aislado “ R_c ” el cual es máximo cuando la fuente radiactiva está sobre el colimador y decrece cuando se aleja. Es así que la resolución del sistema puede estimarse a partir de la expresión (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991):

$$R_s = \sqrt{R_i^2 + R_c^2} \quad \text{Ec-1}$$

La mejora de la resolución espacial Intrínseca está basada en la modificación de factores de fábrica de la Gammacámara, salvo el cambio del ancho de ventana del fotopico y la disminución de fotones gamma disperso. En cuanto a la resolución debido a la colimación, ésta depende de la estructura del colimador, por lo que su degradación implica un golpe de calor o mecánico (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991; Levis de Cabrejas M., 1999).

MATERIALES Y MÉTODOS.

En este trabajo se utilizó un método de diseño

experimental, con alcance correlacional de corte transversal, para lo cual se desarrolló fantomas (maniqués) como instrumentos de prueba para las distintas etapas del control de calidad del sistema SPECT.

Con los fantomas de: resolución intrínseca (desarrollado en LCRI) Fig. 2, campo inundado (desarrollado en LCRI) Fig. 3 y el fantoma de barras paralelas; se realizaron los controles sobre el SPECT, el Activímetro fue evaluado con fuentes de Cs-137 y Ba-133, las cuales emiten, con mayor probabilidad fotones de 662 KeV y 81 KeV, con una actividad nominal inicial de 200 μ Ci y de 250 μ Ci respectivamente.

Controles del Activímetro

Adoptamos el procedimiento sugerido por el OIEA (TECDOC 602s, 1991), y realizamos las pruebas a un activímetro marca: CAPINTEC, modelo CRC-6, utilizando fuentes radiactivas, un porta fuente y un dispositivo para la manipulación a distancia, con los cuales procedimos de la siguiente manera:

i. Seleccionamos las condiciones

de operación apropiadas para el isótopo concerniente, mediante el potenciómetro del activímetro y lo ajustamos a cero.

- ii. Con la ayuda del dispositivo para manipulación a distancia, insertamos la fuente radiactiva en el porta muestra para luego introducirlo ambos en el pozo del instrumento.
- iii. Dejamos que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura, para luego realizar las medidas y registramos la actividad.
- iv. Repetimos el paso ii y iii, hasta un total de 10 lecturas sucesivas.
- v. Sacamos el porta muestra del instrumento y extraemos la fuente radiactiva por medio del dispositivo para manipulación remota, y analizamos los datos.

La precisión fue evaluada, calculando para cada fuente radiactiva, el módulo de las diferencias porcentuales entre las actividades medidas

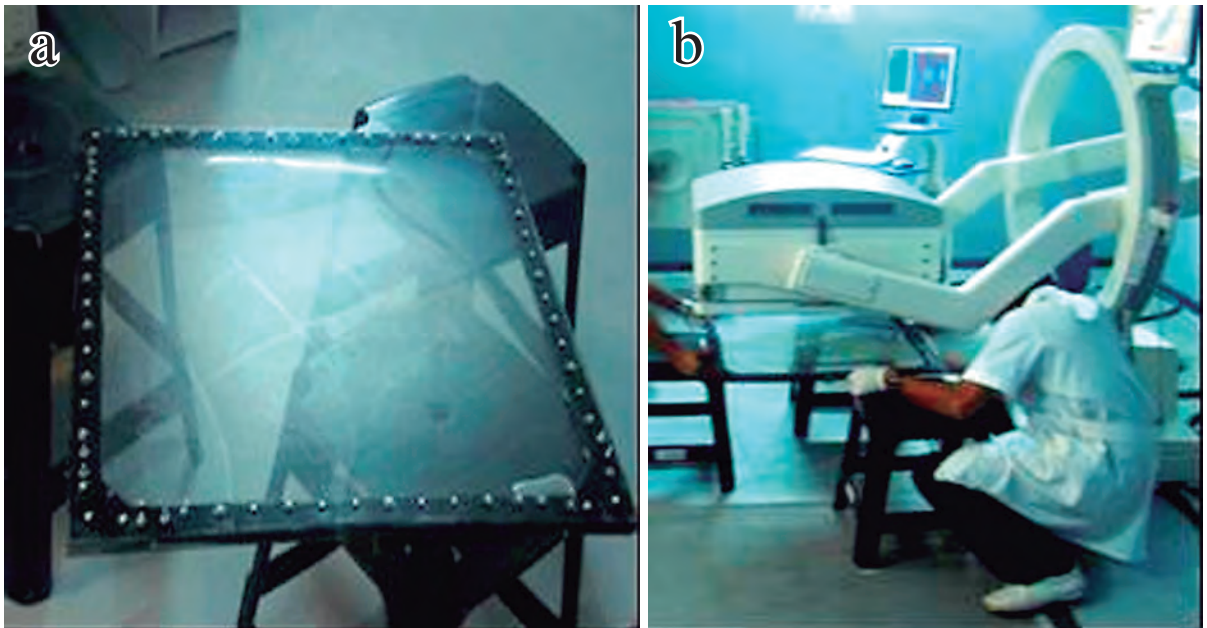


Figura 3. a) Fantoma preparado para su uso sobre banquetas. **b)** se ubica el fantoma evitando el contacto con la superficie del detector en el centro del su campo de visión.

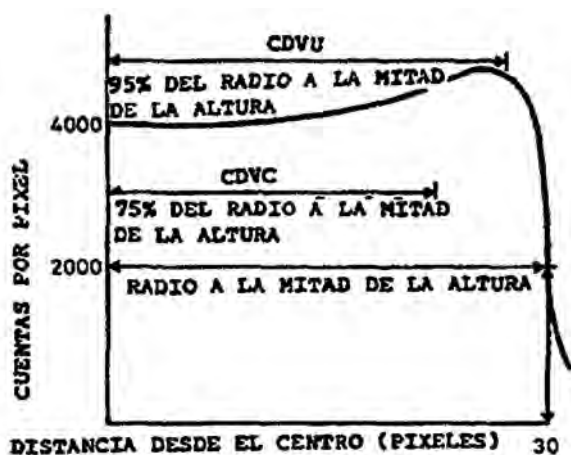


Figura 4. Definiciones del campo de visión útil (CDVU) y del campo de visión central (CDVC) a partir del perfil digital de la imagen intrínseca de la inundación del campo.

individualmente, A_i y su promedio, \bar{A} , mediante la siguiente ecuación:

$$p = 100 \cdot \frac{|(A_i - \bar{A})|}{\bar{A}} \% \quad \text{Ec-2}$$

La exactitud, fue calculada para cada fuente radiactiva y se define como la diferencia porcentual entre la actividad promedio que se

midió \bar{A} , y la actividad certificada de la fuente, corregida por su decaimiento radiactivo al día de la medida, C , los cálculos fueron realizados con la siguiente ecuación:

$$e = 100 \cdot \frac{(A_i - C)}{C} \% \quad \text{Ec-3}$$

Resolución Intrínseca de la Gammacámara

Esta prueba fue realizada mediante la fabricación del fantoma de resolución intrínseca Fig. 1(a) y (b), que contuvo una solución de Tc-99m, con una actividad de 1 mCi, en cada vial (tubo de polietileno de 0,5 mm de diámetro), originando así dos fuentes lineales. Las pruebas iniciales del fantoma demostraron la falta de mayor colimación, es así que luego de la adición de mejor colimación, obtuvimos mejores resultados.

Una vez evaluado el fantoma, se obtiene las imágenes de las fuentes efectuando el siguiente procedimiento:

- i. Se retira el colimador del SPECT y se coloca verticalmente el cabezal de la Gammacámara, con su cara hacia abajo.

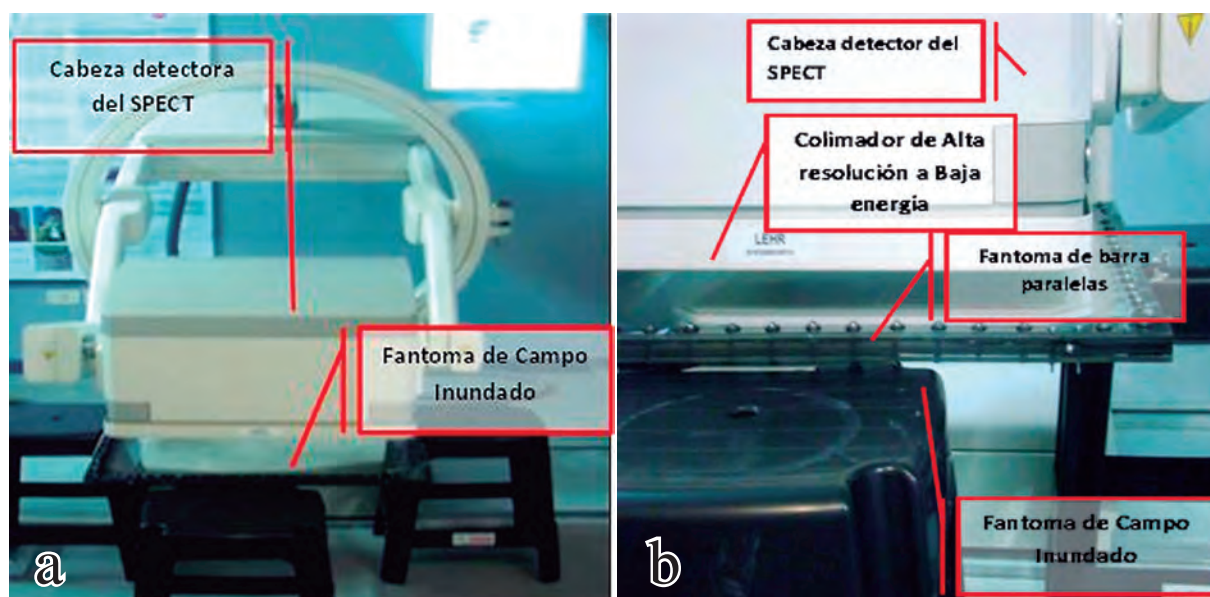


Figura 5. a) Posición relativa del fantoma del campo Inundado frente a la Gammacámara. b) Se puede observar el fantoma de barras paralelas entre el campo inundado y la gammacámara.

- ii. El fantoma, se ubica invertido, bajo el cabezal sobre una mesada, luego movemos el cabezal del SPECT, descendiénolo cuidadosamente hasta que el cristal quede a 1 cm del fantoma, las fuentes lineales son posicionadas paralelas al eje de la X.
- iii. Se centra el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (Analizador de altura de pulsos), para luego obtener una imagen digital con un conteo preestablecido de 2×10^6 cps en una matriz de 256×256 , y después repetimos el paso anterior pero para el eje Y, obteniendo siempre una imagen con el mismo tamaño de matriz (TECDOC 602s, 1991)
- iv. Para cada adquisición en cada cuadrante se midió cuidadosamente la separación entre las fuentes mostradas en la imagen adquirida, en busca de distorsiones.
- v. Por último se mide además la separación física entre las fuentes lineales: D, en mm.

Luego obtenidas las imágenes de las fuentes, se toma un perfil de aproximadamente 3 píxel de ancho, el software para analizar las imágenes es denominado: "ImageJ.exe", Versión 1.42q, Java 1.60_10 (32Bit), este software exporta las imágenes a su entorno y con él se puede realizar un perfil de la imagen, obteniéndose una base de datos que permite ser exportada a una planilla de cálculo tipo Excel.

Del análisis del ROI (Región de Interés), determinamos la separación "S" expresada en píxeles, y mediante la interpolación lineal entre

Cuadro 1. Hoja de cálculo utilizada para determinar la exactitud y precisión del Activímetro.

Radionúcleido: Cs-137					
Precisión			Exactitud		
Lectura Estabilizada	Lectura Registrada μC_i	$100(A-\bar{A})/\bar{A}\%$	Lectura Estabilizada	Lectura Registrada μC_i	$100(A-C)/C\%$
1	119,1	-0,80	1	119,1	1,8
2	119,7	-0,30	2	119,7	2,3
3	120,1	0,03	3	120,1	2,6
4	120,1	0,03	4	120,1	2,6
5	119,9	-0,13	5	119,9	2,5
6	120,4	0,28	6	120,4	2,9
7	120,5	0,36	7	120,5	3,0
8	120,1	0,03	8	120,1	2,6
9	120,0	-0,05	9	120,0	2,6
10	120,7	0,53	10	120,7	3,2
Suma	1200,6		Suma	1200,6	
Promedio \bar{A}	120,06		Promedio	120,06	
			Certificado	117,01	
Precisión		0,26%	Exactitud		2,61%
Fecha de Realización: 22 de octubre de 2005					

Cuadro 2. Valores de precisión y exactitud obtenidas con las fuentes radiactivas Ba-133 y Cs-137, en donde se puede notar que los valores están dentro del margen de tolerancia.

Fuente	Fecha	Certificado μCi	Promedio μCi	Exactitud %	Precisión %
Ba-133	19/04/2005	71	72	1,17	0,14
	22/10/2005	68,97	72,85	5,62	2,61
	08/02/2008	59,28	60,04	1,28	1,60
			Promedio	2,69	1,44
Cs-137	11/06/2005	118	127,6	8,1	0,14
	22/10/2005	117,1	120,06	2,61	0,26
	08/02/2008	110,91	118,90	7,20	2,35
			Promedio	5,97	1,68

píxeles adyacentes, calculamos en cada pico la amplitud total a la mitad de la altura máxima del pico "W", de modo que para calcular el valor del ancho a mitad de altura (FWHM), procedemos a aplicar la fórmula:

$$FWHM = \frac{W \times D}{S} \quad \text{Ec-4}$$

Para culminar calculamos el promedio de FWHM en cada orientación y lo comparamos con la tolerancia y las especificaciones del fabricante.

Prueba de Uniformidad Planar Intrínseca

La evaluación de la uniformidad planar requirió la construcción del fantoma de campo Inundado de dimensiones iguales a 64 cm x 64 cm de superficie y 3 cm de espesor, como se muestra en las Fig. 2 (a) y (b), en donde se puede apreciar la secuencia con que se realizó dicha tarea, este fantoma se llena con agua, pero se asegura de que no exista una concavidad de las paredes laterales, como tampoco existan burbujas de aire con un diámetro mayor a 1 mm.

Una vez lleno el fantoma con agua, se inyecta el material radiactivo, una solución de Tc-99m, con una actividad de 5 mCi, para ello fue

necesario, además de medir dicha actividad con un Activímetro, anotar la fecha y la hora para estimar el decaimiento de la fuente radiactiva, por otra parte, para obtener una fuente radiactiva plana, fue necesario agitar el fantoma y mezclarlo homogéneamente.

Para realizar la prueba procedimos de la siguiente manera:

- i. Se coloca el colimador LEHR y se alinea la cabeza detectora con el montaje de la fuente extendida Fig. 3, luego centramos el PHA en una ventana de 20% sobre el fotopico.
- ii. Una vez alineada la fuente-detector se obtiene una imagen con $1,8 \times 10^6$ cuentas, utilizando una matriz de 2048 x 2048.
- iii. Con la función de corrección de uniformidad activado.
- iv. Al finalizar la detección, retiramos la fuente radiactiva y retiramos el colimador de la cabeza detectora.

Se analizó una región de interés (ROI), circular que correspondería a " la mitad de la altura del perfil radiactivo de la imagen", mediante la

localización de los píxeles en torno del perfil que contengan un conteo igual a la mitad del conteo en el píxel central.

En la imagen digital se determina el campo de visión útil (CDVU), como el contenido en el interior del círculo cuyo radio corresponda con el 95 % del radio promedio de la mitad de la altura, además se determina, el campo de visión central (CDVC), como el campo incluido en el círculo cuyo radio es del 75% del radio promedio en la mitad de la altura, como se muestra en la Fig. 4.

Una vez definida los CDVU y CDVC se determina las cuentas máximas (Máx.) y mínimas (Mín.) en los píxeles incluidos dentro del CDVU, de tal manera a calcular la Uniformidad Integral (UI), dada por:

$$UI = 100 \cdot \frac{[Máx - Mín]}{[Máx + Mín]} \quad \text{Ec-5}$$

También se determina la diferencia máxima de cuentas entre cualquier grupo de 6 píxeles contiguos para cada fila o columna de píxeles, en las direcciones X y Y, que se encuentren incluidos dentro del CDVU y del CDVC, la uniformidad diferencial, UD, es dada por:

$$UD = 100 \cdot \frac{[Alto - Bajo]}{[Alto + Bajo]} \quad \text{Ec-6}$$

Donde Alto y Bajo, son las cuentas en los píxeles que ofrecen el valor más alto o más bajo de la diferencia de conteo.

Los valores de la uniformidad integral y diferencial en los campos de visión útil y central, son comparados con los valores dados por el fabricante y los valores de referencia internacionales.

Prueba de Resolución Espacial del Sistema SPECT

Con esta prueba verificamos la resolución espacial del sistema, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima, FWHM utilizando el Fantoma para inundación de campo (ver IV-iii) conteniendo una solución de Tc-99m, con una actividad cercana a 5 mCi, además se utilizó el fantoma de transmisión de cuadrantes con barras de amplitudes y espaciamentos de 3/8, 1/4, 1/8 y 3/16 pulg., como se muestra en la Fig. 5.

Para realizar la prueba procedimos a:

- i. Ubicar el colimador en el soporte del cabezal del SPECT y luego orientar

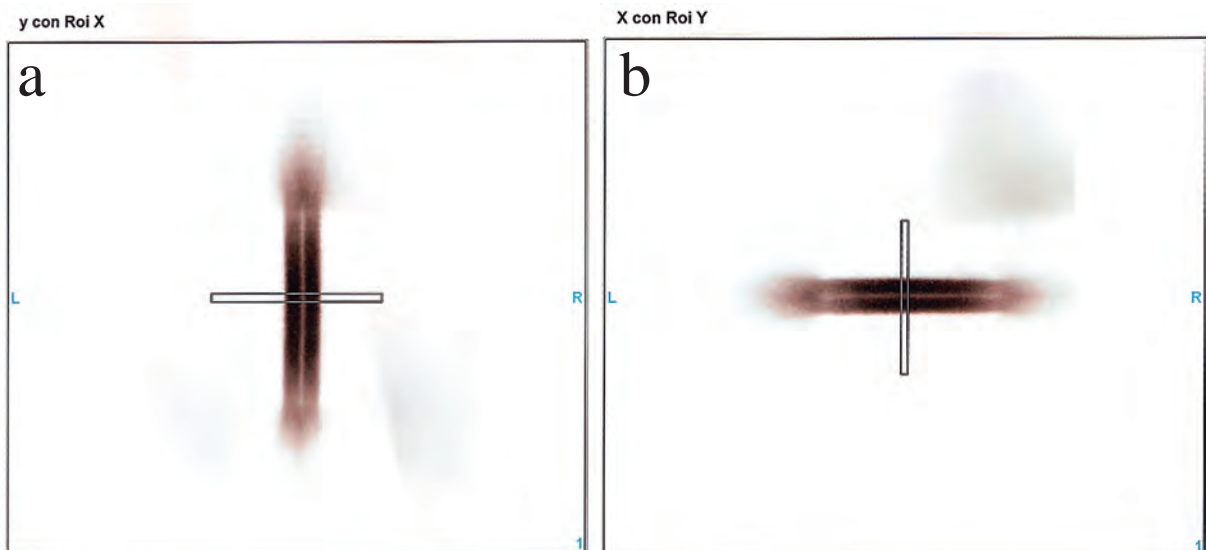


Figura 6. a) Imagen del fantoma de resolución intrínseca en dirección perpendicular al eje de rotación en el plano coronal. **b)** Imagen del fantoma de resolución intrínseca en dirección paralela al eje de rotación en el plano coronal.

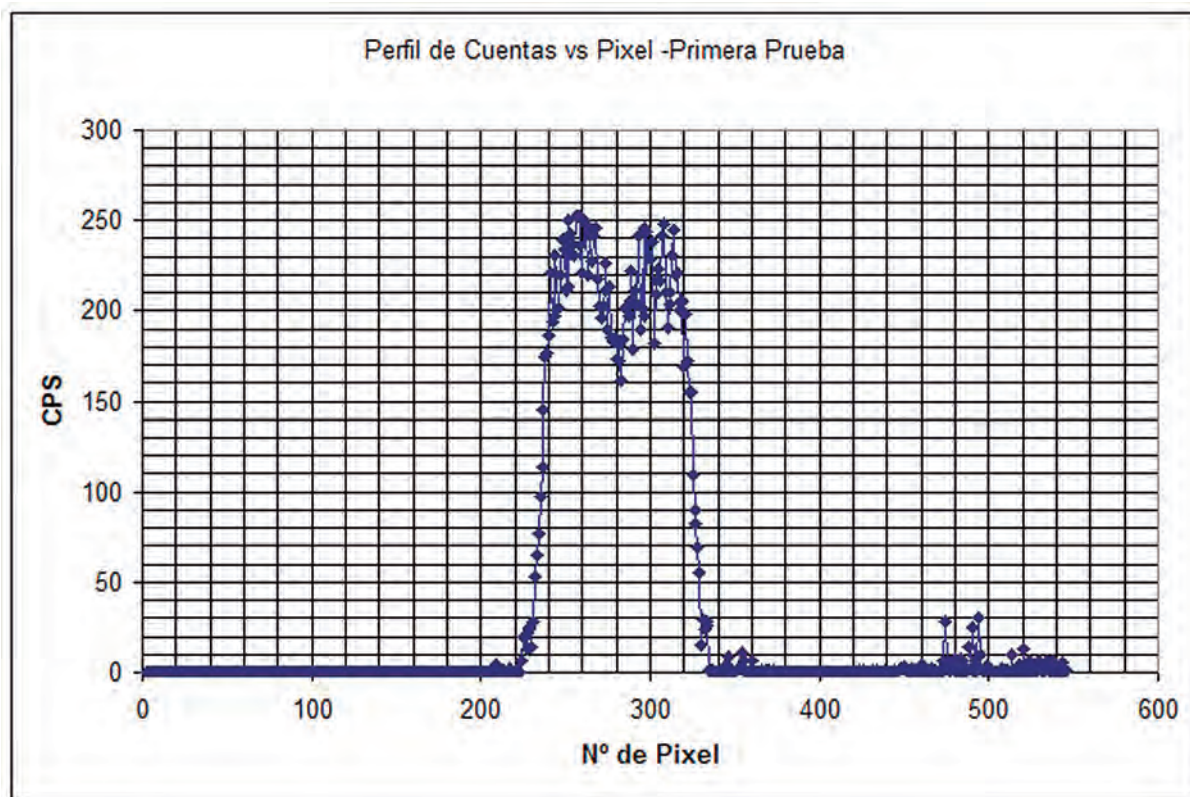


Figura 7. Análisis del perfil de las cuentas por píxel para la determinación de la resolución intrínseca del sistema.

- verticalmente con el campo de visión en dirección a la fuente radiactiva.
- ii. Luego se coloca el fantoma de campo inundado sobre soportes de plástico, y encima de éste colocamos el “fantoma de cuadrantes con barras”, por debajo de la superficie del colimador, con sus barras cuidadosamente alineadas con los ejes X e Y de la cara del detector.
 - iii. Se centra el fopico en una ventana de 20% en el PHA, para luego obtener una imagen con un conteo preestablecido de 4×10^6 para las cámaras de campo grande.
 - iv. Rotar 90° el fantoma de cuadrantes con barras y se repite el paso (iii); hasta completar las imágenes de los cuatro grupos de barras en las direcciones X y Y, en cada una de las posiciones de los cuatro cuadrantes, es así que se obtuvieron 4 imágenes Fig.12 y Fig. 13
 - v. Retirar el fantoma de cuadrantes con barras y la fuente de inundación del campo de visión, y luego medir las amplitudes, “B”, de las barras del fantoma, en las imágenes.

Con los valores de “B” se estima la resolución espacial del sistema en las direcciones X e Y, para cada una de las imágenes, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima, FWHM, de acuerdo con la relación:

$$FWHM = 1,75 \cdot B \quad Ec-7$$

donde B es la amplitud de las barras más angostas que puede resolver la cámara de centelleo, para finalmente promediar todos los valores de FWHM en las direcciones X e Y.

RESULTADOS Y DISCUSIONES.

Se presentan los resultados y discutiremos los límites de aceptación de cada prueba, así como su implicancia en la “Protección Radiológica”, de tal manera que al final de la presentación de los resultados, discutiremos el impacto global del control de calidad aplicado en esta clínica en particular.

Activímetro

Los resultados de las pruebas al activímetro se muestran en el cuadro 1, donde también se puede observar las lecturas de un día de prueba y en el cuadro 2, se muestra el compendio de las pruebas realizadas desde el año 2005 al 2008, se puede observar que el CV (coeficiente de variación) es de alrededor a 0,3%, con lo cual se asegura la reproducibilidad de las medidas.

Se debe destacar que, tanto la exactitud como la precisión son inferiores a la diferencia porcentual del 5 % para la precisión y menor al 10 % para la exactitud, establecido como valor límite en el documento técnico del OIEA-Tecdoc 602s, 1991.

También realizando el seguimiento temporal de los valores obtenidos en cada prueba, del total de tres pruebas durante el periodo 2005-2008, se puede observar en el Cuadro 2, que el promedio de

cada muestra, están dentro del límite de tolerancia y que el Activímetro funciona óptimamente.

Prueba de Resolución Intrínseca de la Gammacamara

Durante el proceso de puesta en funcionamiento del maniquí, se obtuvieron las primeras imágenes, mostradas en la Fig. 6, las cuales comparamos con las imágenes obtenidas colimando mejor el haz Fig. 8, notamos que los resultados de las primeras pruebas realizadas poseían un error sistemático el cual no permitía evaluar la magnitud deseada, al ser el haz muy ancho y poco colimado, las emisiones de las fuentes lineales no dejan distinguir la separación de los dos picos de cuentas por píxel, como se muestra en la Fig. 7.

Luego de las modificaciones del maniquí original, con la implementación de dos láminas de Pb adicionales, de modo a aumentar la colimación, se obtuvieron mejores resultados Fig. 9, observándose claramente las fuentes lineales y su separación.

Evaluando las imágenes obtuvimos la curva mostrada en la Fig. 9, con la cual estimamos la resolución intrínseca del sistema sin correcciones de software, determinando la capacidad del sistema de resolver pequeñas imágenes de interés

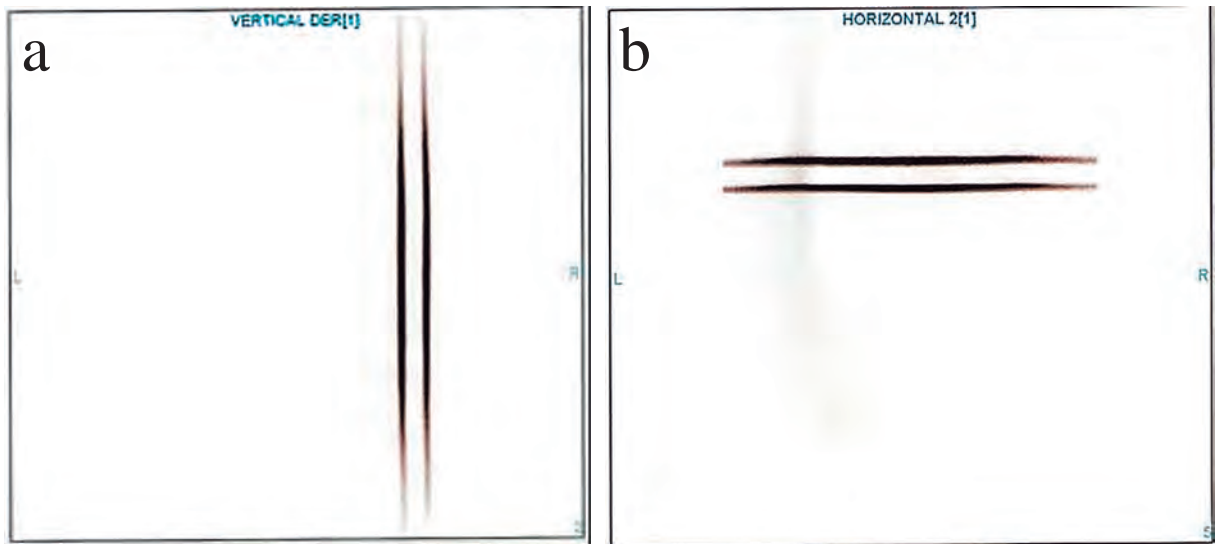


Figura 8. Imagen del fantoma de resolución intrínseca. **a)** Dirección perpendicular al eje de rotación y al plano coronal. **b)** Dirección horizontal al eje de rotación y al plano coronal.

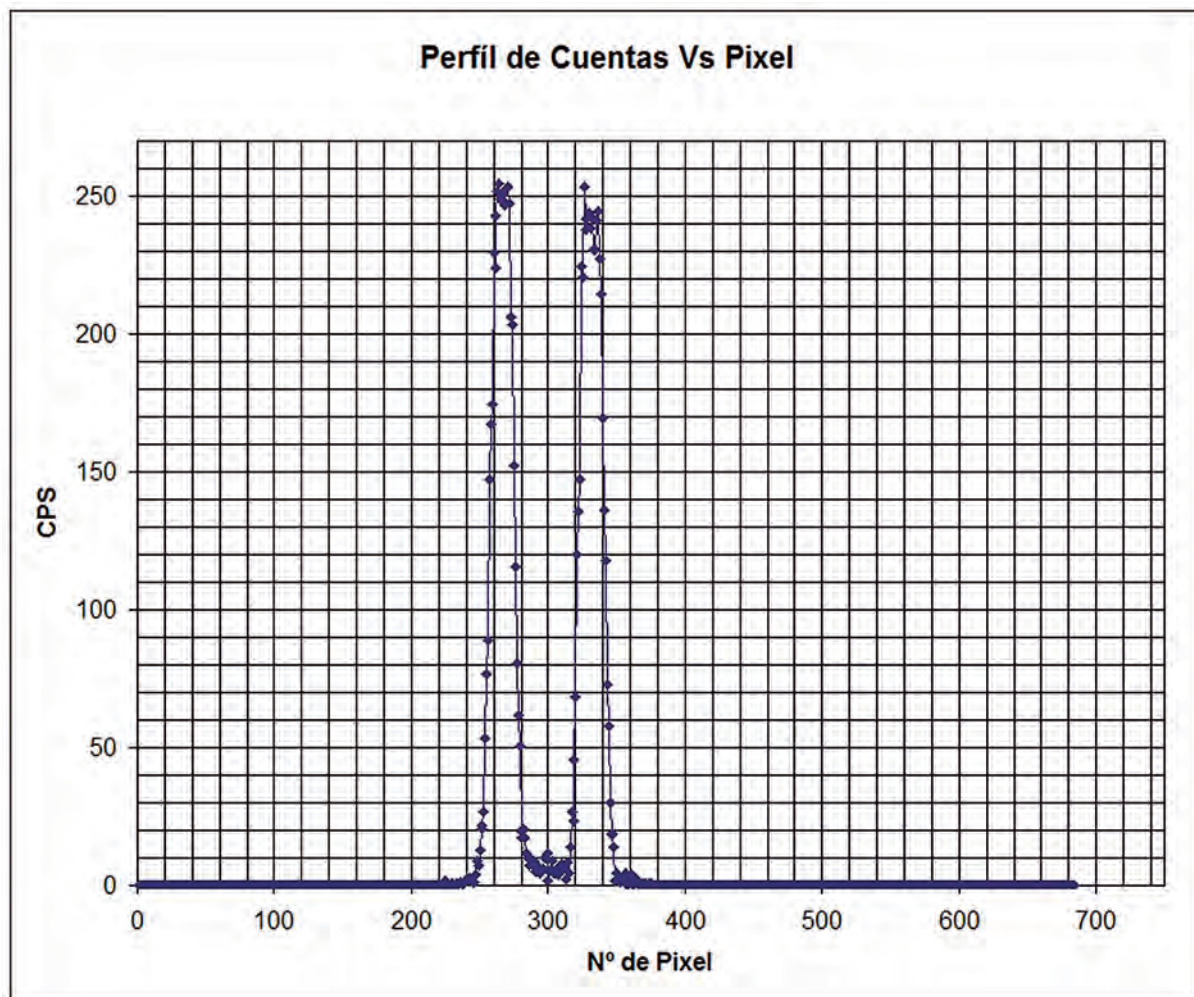


Figura 9. Análisis del perfil de las cuentas por píxel para la determinación de la resolución intrínseca del sistema, en donde el perfil es más uniforme y se identifica claramente el contorno de los picos.

clínico de al menos 6,7 mm.

Prueba de Uniformidad Planar

Se realizaron varias pruebas de Uniformidad Planar del Sistema, resultando el valor de la uniformidad planar en el límite de aceptación del 20 % del valor nominal, los valores obtenidos sucesivamente con el colimador de alta resolución y bajas energías (LEHR), fueron del 5,01 % en la Uniformidad Integral el “Campo de Visión Útil” (CDVU) y de 3,5 % de Uniformidad Diferencial en el CDVU.

En la Fig. 10 a), se muestra los valores de las CPS vs. Píxel, con lo cual se puede calcular los

valores de Uniformidad Integral y Diferencial, el gráfico mostrado en dicha figura se obtuvo de las imágenes del fantoma de campo inundado Fig. 10 b), el cual fue rotado 90° de modo a determinar si la fuente extendida en el fantoma está mezclada correctamente.

Se debe destacar la versatilidad del fantoma, el cual ofrece una gran ventaja para obtener las imágenes de uniformidad planar frente al método tradicional de fuente puntual, debido a los problemas para ubicar la fuente y hacerla enteramente puntual, exponiendo el sistema a golpes mecánicos durante el proceso de alineación de la fuente.

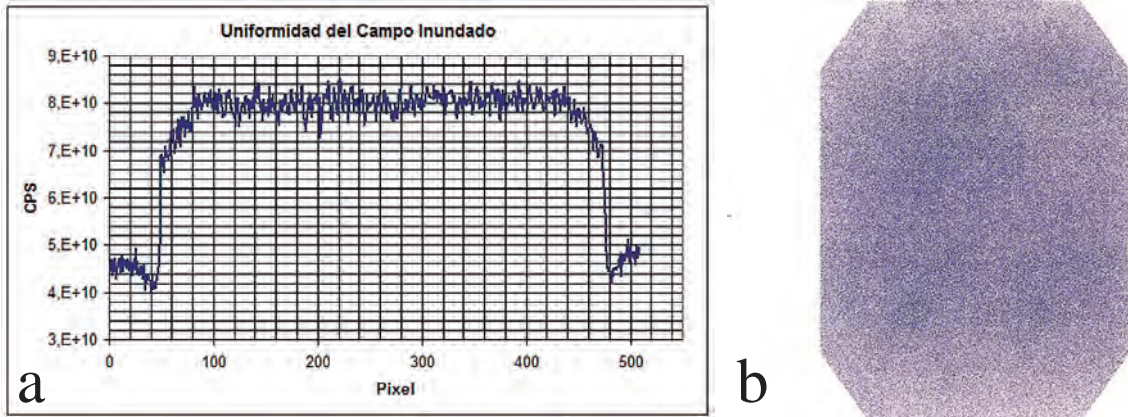


Figura 10. a) Perfil de la curva de CPS en función de los píxeles de la imagen **(b)** de Uniformidad del fantoma de campo Inundado, para determinar el UI y UD en el CDVU.

Además se puede observar que las imágenes obtenidas con los dos métodos no presentan artefactos que denoten el mal funcionamiento de los fototubos, o del analizar de altura de pulsos.

Así en la Fig. 11a), se muestra el gráfico obtenido con la imagen de la fuente puntual radiactiva, y en la Fig. 11b) se puede observar la imagen cuya superficie tampoco muestra artefactos que denoten el mal funcionamiento de un fototubo, o de los circuitos electrónicos del analizador de altura de pulsos.

Por último cabe destacar que aunque las condiciones de adquisición de las imágenes son diferentes en ambas pruebas, las curvas de Uniformidad son prácticamente las mismas, en

su características principal de presentar un “Plato estadístico” en el centro de la imagen.

Resolución espacial del Sistema SPECT

Otro aspecto importante para la Calidad de las imágenes en Medicina Nuclear, es determinar la resolución espacial del sistema, los valores obtenidos en esta prueba confirman el buen funcionamiento del SPECT en el servicio, es así que obtuvimos cuatro imágenes del fantoma de barras paralelas, las cuales poseen patrones de barras de 3/8”,1/4”,1/8” y 3/16”, giradas en sentido antihorario de 0°,90°,180°,360° y ubicando el fantoma en el Centro de Visión útil de la Gammacamara como se observa en la Fig.12.

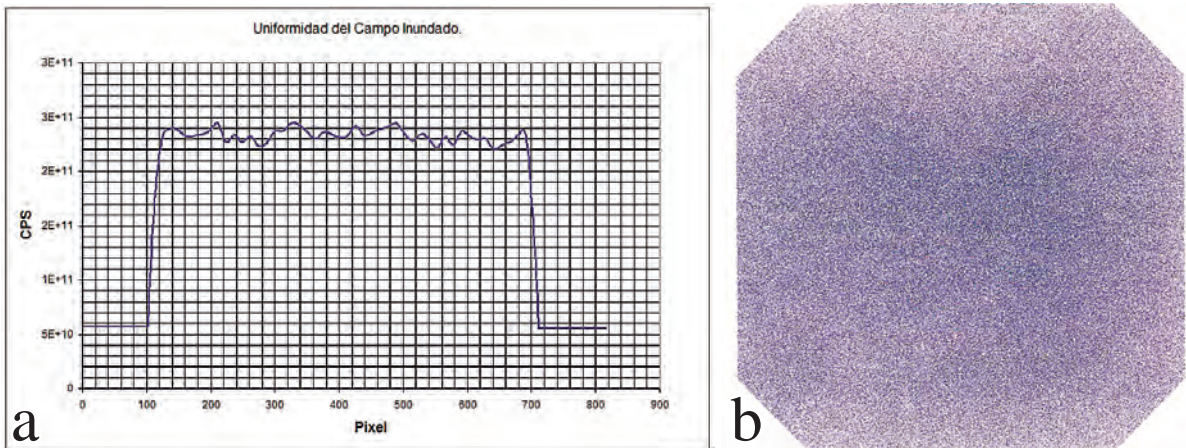


Figura 11. a) Perfil de la curva de CPS en función de los píxeles de la imagen **(b)** de una fuente puntual a 3 m del cristal, para determinar el UI y UD en el CDVU.

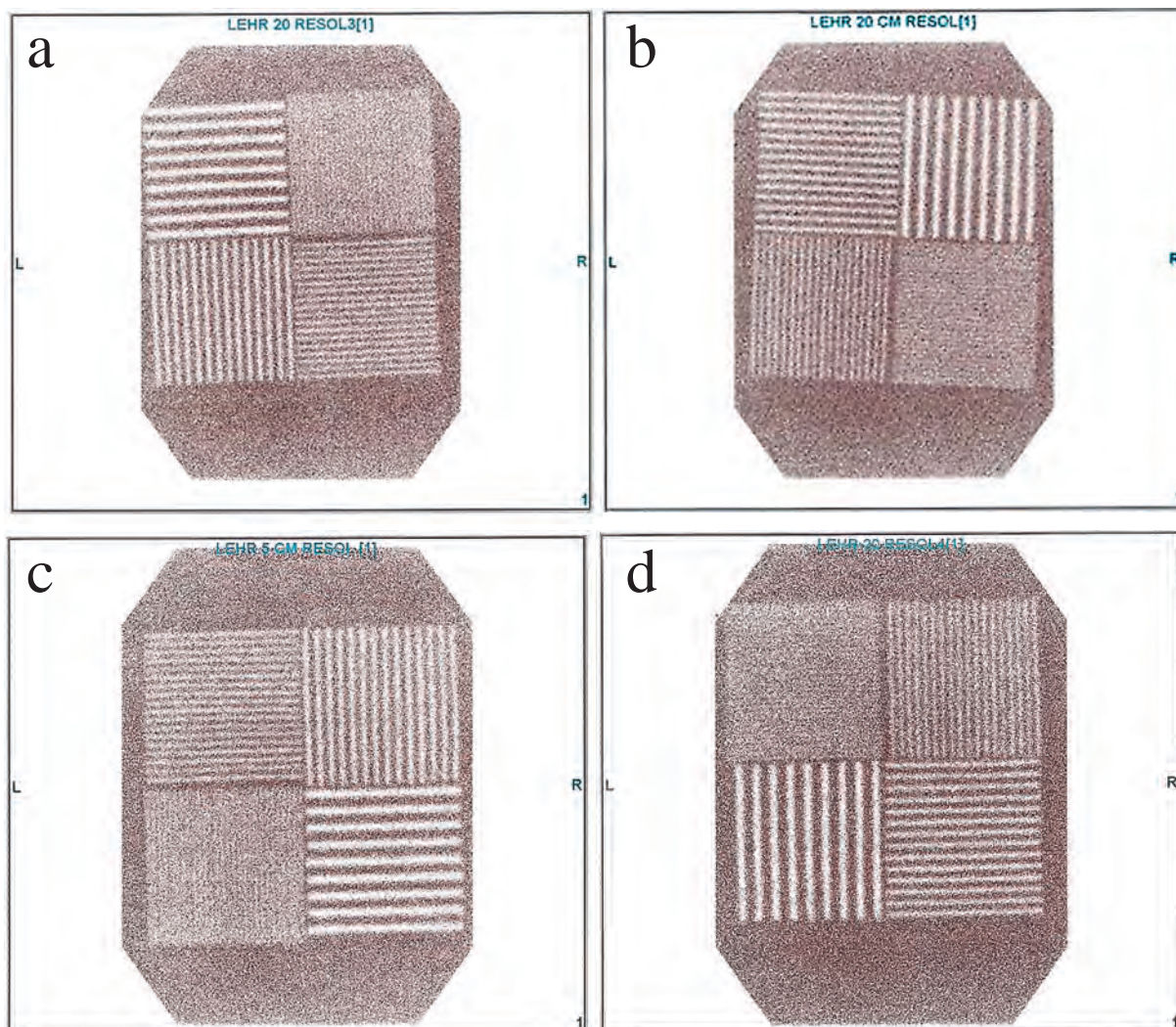


Figura 12. Imágenes con el fantoma de barras y el fantoma de campo inundado, para el primer, segundo, tercer y cuarto cuadrante. **a)** 180°; **b)** 90°; **c)** 360°; **d)** 0°.

De las imágenes se puede notar que en ninguna posición de los cuatro cuadrantes evaluados, el patrón de barras de 1/18" puede ser observado nítidamente, debido a esto el valor de B para los cuatro cuadrantes es 3/16", lo que equivale a 4,69 mm, con lo cual el cálculo de FWHM nos da 8,4 mm. Este valor se encuentra dentro de la tolerancia especificado por el fabricante (Organismo Internacional de Energía Atómica, 1991).

CONCLUSIÓN

Se ha demostrado la posibilidad de construir y

realizar la puesta a punto de equipos de prueba, para su utilización en controles de calidad de imagen diagnóstica en Medicina Nuclear. Estos equipos demostraron su utilidad, al verificar las magnitudes de calidad de imagen, como ser: resolución intrínseca, uniformidad del campo de visión, resolución espacial y resolución del sistema.

Los valores obtenidos en cada una de las pruebas de control de calidad, cumplen con las especificaciones del fabricante y se encuentran dentro de las tolerancias sugeridas por las normas

internacionales, como el Tecdoc 602s.

Por otra parte debemos destacar que las pruebas realizadas son las mínimas necesarias para asegurar que la práctica pueda realizarse, sin embargo se debe destacar que estos controles no son suficientes, en especial si la clínica pretende realizar estudios de diagnósticos más complejos, para los cuales se deben realizar controles de calidad sobre el software y los movimientos tomográficos de la Gammacámara, que influyen en la calidad diagnóstica de la imagen.

LITERATURA CITADA

- Autoridad Regulatoria Nuclear. 2010. Informe Anual: Inspecciones Regulatorias a Instalaciones Médicas, Industriales, de Investigación y Docencia. Bs. As.:ARN.60p.
- International Commission on Radiological Protection. 2007. Radiological Protection in Medicine. Ontario, Canada: ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37(6).
- Organismo Internacional de Energía Atómica. 1991. Control de Calidad de los Instrumentos de Medicina Nuclear. Vienna, Austria: OIEA. 270p. Tecdoc 602s.
- Levis de Cabrejas M. 1999. Tomografía en Medicina Nuclear. Argentina: Ediciones Argentinas. Capítulo 2, 13-41: Instrumentación. Parámetros Característicos. Uniformidad de la Respuesta del SPECT.
- International Agency Energy Atomic. 2003. IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems. IAEA. Vienna, Austria. 264p.
- Barquero R.; Año P.; 2000. Nuevas Gammacamara Nuevas Pruebas. Revista de Física Médica, 1(0): 63-64.
- National Electrical Manufacturers Association: NEMA NU 1-1994: Performance measurements of scintillation cameras. <http://www.nema.org/stds/nu1.cfm>. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association, 1994.