

RG

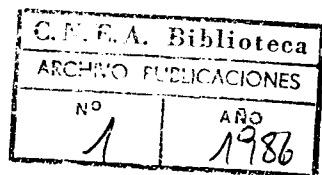
061.3:621.039.8:61

In8

1985

PROCEEDINGS SERIES

06.86.02



# NUCLEAR MEDICINE AND RELATED RADIONUCLIDE APPLICATIONS IN DEVELOPING COUNTRIES

PROCEEDINGS OF AN INTERNATIONAL SYMPOSIUM  
ON NUCLEAR MEDICINE AND RELATED MEDICAL APPLICATIONS  
OF NUCLEAR TECHNIQUES IN DEVELOPING COUNTRIES  
ORGANIZED BY THE  
INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY  
IN CO-OPERATION WITH THE  
WORLD HEALTH ORGANIZATION  
AND HELD IN VIENNA, 26-30 AUGUST 1985



INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY  
VIENNA, 1986

645 p.

## FANTOMA CIEGO DE CONTRASTE VARIADO PARA CONTROL DE CALIDAD EXTERNO DE CAMARA GAMMA

M.L. CABREJAS, M.C. RÖTTA,  
R.H. RODRIGUEZ-PASQUES  
Comisión Nacional de Energía Atómica,  
Dirección de Radisótopos y Radiaciones,  
Buenos Aires, Argentina

### Abstract—Resumen

#### BLIND PHANTOM OF VARIABLE CONTRAST FOR EXTERNAL QUALITY CONTROL OF GAMMA CAMERAS.

The authors constructed a 'blind' phantom incorporating 16 'lesions' of four different diameters observable under four sets of contrast conditions. The aim was to measure the detectability obtained at various nuclear medicine units, to compare them as external quality control of the imaging procedure and, in that manner, to evaluate the state of technical development in the clinics. The phantom was made up of 20 superimposed copper sheets fixed together. The lesions are simulated by circular coinciding perforations of different diameters passing through different numbers of plates. Between each lesion (L) and the surrounding background (F) there are four contrasts ( $C = |1 - L/F|$ ), different for each diameter. The parameters obtained with the 'blind' phantom were analysed in terms of sensitivity (S), non-specificity, the minimum contrast ( $C_m$ ) required to detect lesions of different diameters, and the index k which describes the performance of each camera. This phantom also enables the user to evaluate his own detection limits and to keep an overall check on the operation of the camera. The 30 cameras studied are divided into three categories, which cover the three following intervals: category A:  $0.90 < S < 1.00$ ; category B:  $0.70 < S < 0.89$ ; category C:  $0 < S < 0.69$ ; 20% of the cameras studied belonged to category A, 33.3% to category B and 46.7% to C. It was found that the k-values corresponded to this classification within the limits of experimental accuracy: category A:  $k \leq 400$ ; category B:  $400 < k < 600$ ; category C:  $k \geq 600$ . The successes gained in localizing the lesions are analysed and their diameters estimated.

#### FANTOMA CIEGO DE CONTRASTE VARIADO PARA CONTROL DE CALIDAD EXTERNO DE CAMARA GAMMA.

Se ha construido un fantoma "ciego" que incluye 16 "lesiones" de cuatro diferentes diámetros observables en cuatro diferentes condiciones de contraste. El propósito es medir la detectabilidad obtenida en las distintas unidades de medicina nuclear y compararlas entre sí como control de calidad externo del procedimiento de obtención de imágenes y, con ello, evaluar el estado de desarrollo técnico en el ambiente clínico. El fantoma está constituido por veinte chapas fijas y superpuestas de cobre. Las "lesiones" son simuladas mediante perforaciones circulares coincidentes de distintos diámetros que atraviesan números variables de chapas. Entre cada "lesión" (L) y el fondo circundante (F) se establecen cuatro contrastes ( $C = |1 - L/F|$ ) diferentes para cada diámetro. Los parámetros que se obtienen utilizando el fantoma "ciego" fueron analizados en términos de sensibilidad (S), no-especificidad, contraste mínimo necesario ( $C_m$ ) para detectar las lesiones de distintos diámetros e índice k que caracteriza a la performance de cada cámara. Este fantoma permite también al usuario evaluar

sus propios límites de detección y obtener un control global del funcionamiento de su cámara. Las 30 cámaras estudiadas son clasificadas en tres categorías según caigan dentro de los siguientes intervalos: clase A:  $0,90 < S < 1,00$ ; clase B:  $0,70 < S < 0,89$ ; clase C:  $0 < S < 0,69$ ; el 20,0% de las cámaras estudiadas pertenecieron a la clase A, el 33,3% a la clase B y el 46,7% a la clase C. Se comprobó que los valores de  $k$  correspondientes se correlacionan con dicha clasificación dentro de la imprecisión experimental: clase A:  $k \leq 400$ ; clase B:  $400 < k < 600$ ; clase C:  $k \geq 600$ . Se analizan los aciertos para ubicar "lesiones" y estimar su diámetro.

## INTRODUCCION

A comienzos de 1980 se hizo evidente la conveniencia de contar con un fantoma de contraste variable para poner a prueba la performance global de las cámaras gamma en el marco del control de calidad.

La resolución se evalúa habitualmente con fantasmas de alto contraste (fantomas de barras, ortogonal, etc.) que no reproducen fielmente la situación clínica, ya que la detección de lesiones se basa en imágenes de bajo contraste [1].

El uso de dispositivos de bajo contraste no es nuevo [2-5], pero no se comprobó experimentalmente una correlación matemática simple entre la resolución y el contraste.

Con el fin antes mencionado se construyó un dispositivo que simula lesiones "calientes" de distintos diámetros, incluyendo 20 chapas de cobre dentro de una caja de acrílico, las cuales pueden ser giradas sobre sí mismas de manera que el contraste entre "lesión" y fondo puede ser variado dentro de ciertos límites.

Los datos de contraste mínimo necesario para detectar una "lesión" de diámetro  $\phi$  pueden ser ajustados a una función hiperbólica, de tal manera que es posible caracterizar cada cámara por la constante  $k$  de dicha función [1].

En base a la experiencia obtenida con dicho fantoma sobre 12 cámaras (15% del total en el país en ese momento) se construyó un fantoma "ciego" que incluye 16 "lesiones" de cuatro diferentes diámetros, cada uno de los cuales puede ser observado en cuatro diferentes condiciones de contraste.

El propósito de este dispositivo es medir la detectabilidad obtenida en las distintas unidades de medicina nuclear y compararlas entre sí como control de calidad externo del procedimiento de obtención de imágenes y, por lo tanto, evaluar el estado de desarrollo técnico en el ambiente clínico.

## METODOLOGIA

El fantoma desarrollado es llamado "ciego" porque sus caras externas son chapas de cobre no perforado que impiden ver la estructura interior.

Esta consiste en una superposición de veinte chapas cuadradas inmóviles de cobre, de 15 cm de lado y 0,3 mm de espesor. Las lesiones son simuladas

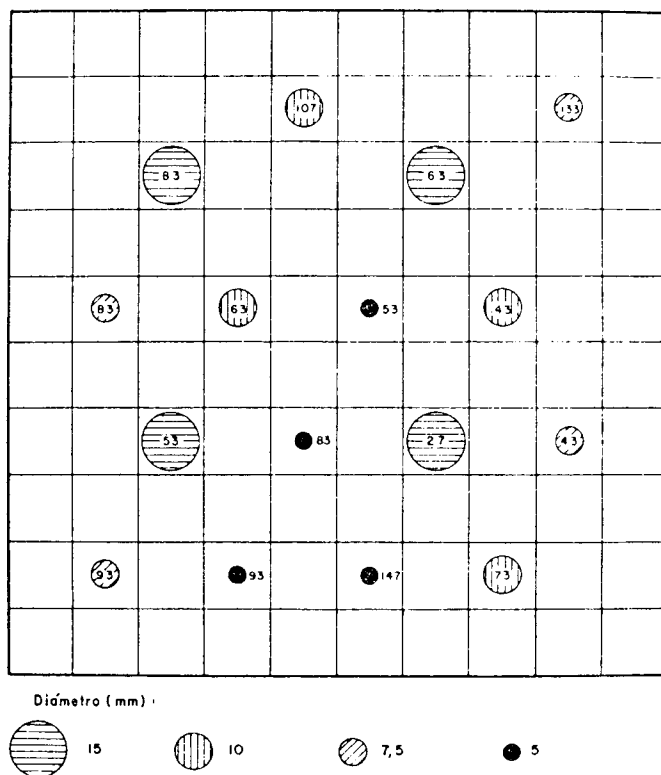


FIG.1. Esquema del fantoma mostrando las "lesiones" y sus características: ubicación en la cuadrícula, diámetro y contraste (números dentro de cada "lesión").

mediante perforaciones circulares coincidentes de 15, 10, 7,5 y 5 mm de diámetro que atraviesan números variables de chapas. De tal modo, entre cada "lesión" (L) y el fondo circundante (F) se establecen cuatro contrastes diferentes para cada diámetro. Para simular mejor la situación clínica, el conjunto está cubierto por un absorbente de acrílico de 25 mm de espesor.

El contraste (C%) es definido como el valor absoluto de la diferencia entre la relación L/F y la unidad, es decir  $C = |(1 - L/F) 100|$ .

C fue calculado teóricamente usando las fracciones transmitidas a través del absorbente. Para evaluarlo se determinó experimentalmente el coeficiente de atenuación del cobre  $\mu_{Cu} = 2,01 \text{ cm}^{-1}$ .

Los valores de C del fantoma se extienden entre el 27% y el 147%.

El fantoma ciego y una fuente radiactiva plana ad hoc fueron entregados a usuarios, junto con instrucciones para que ellos los emplearan produciendo

imágenes de las lesiones simuladas de acuerdo con su respectivo "protocolo" de rutina.

Los participantes debieron devolver sus resultados con copia de la imagen, sus respuestas a un cuestionario relativo a su cámara gamma y una imagen de la uniformidad de campo de la misma.

En la Fig.1 se muestra una cuadrícula utilizada para dar ubicación a las lesiones simuladas respectivas.

Se proveyó a cada usuario de una cuadrícula similar "en blanco", dentro de la cual debía ubicar las "lesiones" detectadas; se le pidió además estimar el diámetro de cada una.

Para cada "lesión" detectada el usuario debía evaluar el grado de certeza con qué podía asegurar la presencia de un área caliente en ese lugar. Podía elegir entre los siguientes grados de confiabilidad:

- Grado A: Se ve con certeza una "lesión" caliente.
- Grado B: Se nota una "lesión" caliente.
- Grado C: Se ve con dificultad una "lesión" caliente.
- Grado D: Se sospecha una "lesión" caliente.

Se consideran detecciones positivas las de los grados A y B. Los parámetros que se obtienen utilizando el fantoma "ciego" fueron analizados en términos de sensibilidad (S) (porcentaje de verdaderos "positivos"); no-especificidad (porcentaje de falsos "positivos"); contraste mínimo necesario para detectar las lesiones de distintos diámetros e índice k que caracteriza a la performance de cada cámara.

Considerando que cada "lesión" puede ser detectada en cuatro diferentes condiciones de contraste, se determinó el contraste mínimo  $C_m$  necesitado para cada usuario para identificarla.

k es la constante que caracteriza a la función hiperbólica que relaciona  $\phi$  con el contraste mínimo necesario para detectar lesiones de diámetro  $\phi$ , y se calcula promediando los productos de  $\phi$  y  $C_m$  para las distintas "lesiones" ( $k = \overline{\phi \cdot C_m}$ ).

Como cada k se determina a partir de 4 únicos valores de contraste, no puede considerarse preciso. ( $10\% < \text{error } k < 30\%$ ).

Cada servicio médico fue inducido a hacer mediciones en cinco condiciones experimentales diferentes. Esta modalidad fue bien aprovechada y demostró ser muy útil desde un punto de vista didáctico porque al operar de esa manera los usuarios aumentaron sus conocimientos sobre el uso práctico del sistema de detección en esas condiciones (colimadores, estadística de conteo, condiciones geométricas).

En Argentina y Uruguay existen 93 cámaras gamma (89 están en la Argentina). El fantoma "ciego" fue sometido a estudio con 44 de dichas cámaras, obteniéndose respuestas correspondientes sólo a 30 (68,2%); en relación con las 14 restantes, 8 usuarios perdieron sus resultados y 6 se han comprometido a entregarlos.

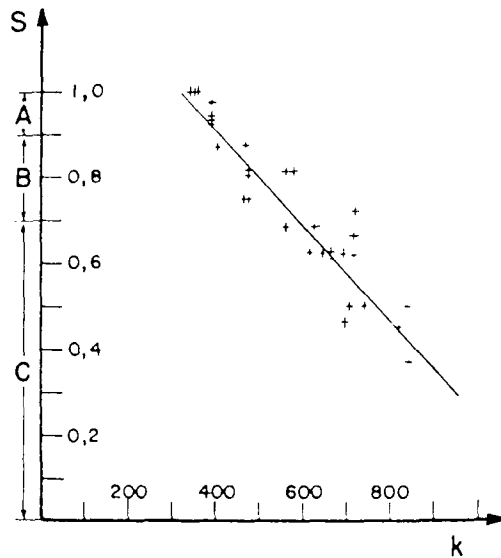


FIG.3. Recta de regresión de la sensibilidad ( $S$ ) en función del parámetro  $k$ :  $S = -0,00109 k + 1,35$  (factor de correlación,  $r = 0,917$ ). Los intervalos A, B y C sobre el eje de ordenadas corresponden a diferentes categorías en que se clasifican las cámaras.

Se entiende como contraste mínimo aquel presentado como opción en el fantoma. Como no se encuentra ningún contraste menor como para acotar el contraste mínimo en un intervalo, no se puede establecer con precisión el contraste mínimo real.

Representando  $S$  como función de  $k$  se ve que estos parámetros se correlacionan dentro de la imprecisión experimental, expresándose esta relación como  $S = -0,00109 k + 1,35$ ;  $r = 0,917$ , donde  $r$  representa el coeficiente de correlación.

La Fig.3 muestra el gráfico de dicha función. En él se señalan las 3 categorías en que se han clasificado las cámaras atendiendo al valor de  $S$ . El 20,0% de las cámaras estudiadas pertenecieron a la clase A, un 33,3% a la clase B y un 46,7% a la clase C.

Del análisis de la recta de regresión se puede ver qué valores de  $k \leq 400$  corresponden a la clase A, qué valores de  $k$  entre 400 y 600 corresponden a la clase B y qué valores de  $k \geq 600$  corresponden a la clase C.

Las encuestas mostraron en general pocos falsos positivos, pero resulta evidente que aquellos que tuvieron más del 15% de falsos positivos obtuvieron deficientes imágenes de uniformidad de campo.

El análisis de los aciertos para ubicar "lesiones" demostró que el 76,7% ubicó correctamente y el 20,0% cometió errores.

Hubo falsos positivos debidos a error en la ubicación de las "lesiones", atribuibles principalmente a la ausencia de referencias claras respecto de la posición en el fantoma. Uno de los participantes empleó un método alternativo (equipo de rayos X), con lo cual invalidó su resultado.

Los aciertos en la estimación del diámetro de las "lesiones" se clasifican como sigue: bueno (error en el tamaño  $\leq 50\%$  para el 80% de las lesiones detectadas): 40,0%; deficiente: 33,3%; no estimaron: 33,3%; invalidados: 3,3% (1 usuario).

## DISCUSION

Este fantoma permite al usuario evaluar sus propios límites de detección y obtener un control global de funcionamiento de su cámara, además de aumentar sus conocimientos sobre el uso práctico del sistema de detección con distintos colimadores, estadística de conteo, condiciones geométricas, etc.

Los resultados informan sobre la eficacia de trabajo de los distintos grupos de usuarios.

Dado que el 32,26% de los usuarios constituye una muestra representativa, la acción desarrollada suministra una idea clara sobre la acción sobre la calidad técnica prevalente en el medio clínico nuclear rioplatense.

En análisis de la Fig.2 sugiere que es necesario:

- 1) diseñar un fantoma con contrastes menores con el objeto de tener acotado el contraste mínimo entre dos valores;
- 2) incorporar más "lesiones" para lograr valores más precisos del parámetro k;
- 3) añadir puntos de referencia en el fantoma que faciliten al usuario determinar la ubicación de cada "lesión".

Estas mejoras darán lugar a diferentes valores S, ya que éstos dependen del diseño elegido.

## REFERENCIAS

- [1] CABREJAS, M.L., ROTTA, M.C., "Minimum lesion detectable contrast: an hyperbolic function of lesion diameter", Nuclear Medicine and Biology (Proc. Symp. Paris, 1982) (RAYNAUD, C., Ed.), Pergamon Press, Oxford (1982) 1534.
- [2] ROLLO, F.D., "Quality assurance in nuclear medicine", Nuclear Medicine Physics, Instrumentation and Agents (ROLLO, F.D., Ed.), C.V. Mosby, St. Louis, MO (1977) 396.
- [3] ROLLO, F.D., Trans. Am. Nucl. Soc. 22 (1975) 115.
- [4] LEWELLEN, T.K., GRAHAM, M.M., J. Nucl. Med. 22 (1981) 279.
- [5] CABREJAS, M.L., RODRIGUEZ-PASQUES, R.H., ROTTA, M.C. (Actas VIII Cong. Asoc. Latinoam. Biol. Med. Nucl. Río de Janeiro, 1981), ALASBIMN, Río de Janeiro (a) (1981) 163.

- [6] HERRERA, N.E., HERMANN, G.A., HAUSER, W., PARAS, P., "College of American Pathologists Program Series X Survey Program: Present status", Medical Radionuclide Imaging (Proc. Symp. Heidelberg, 1980), Vol.2, IAEA, Viena (1981) 177.

## DISCUSSION

Papers 84 and 28 were discussed jointly.

In response to questions, both Ms. Krisanachinda and Ms. Cabrejas stated that the opportunities for quality control presented by the projects described were generally welcomed by participants, but that their interest had not always been maintained.

Ms. Cabrejas indicated that studies with the blind phantom had so far been limited to scintillation cameras. An attempt to correlate results with the degree of instrument quality control was under way.