

Influência das Características Mamárias na Cintilografia Miocárdica pelo Método Monte Carlo

Anderson Oliveira, Berdj Aram Meguerian, Cláudio Tinoco Mesquita

Comissão Nacional de Energia Nuclear, Hospital Pró-Cardíaco, Instituto Nacional do Câncer, Universidade Federal Fluminense, Universidade Gama Filho, Rio de Janeiro, RJ - Brasil

Resumen

Fundamento: Por la reducción de la especificidad asociada a la pérdida de información, la influencia de la atenuación de las mamas es de fundamental importancia en estudios de perfusión del miocardio. Entre tanto, a pesar de que varios estudios han sido realizados a lo largo de los últimos años, poco se ha evolucionado para determinar con precisión la influencia de las características de las mamas sobre la calidad de la cámara gamma miocárdica, evitando exposiciones adicionales de radiación a las pacientes.

Objetivo: El objetivo de este estudio es cuantificar la atenuación de fotones por las mamas, en estudios de perfusión del miocardio con ^{99m}Tc , de acuerdo con diferentes tamaños y composiciones.

Métodos: Cada mama fue asumida como siendo un cubo compuesto de tejido adiposo y fibroglandular. Los datos referentes a los fotones de ^{99m}Tc fueron analizados en un modelo de Monte Carlo. Variamos el espesor y la composición de las mamas y analizamos las interferencias en la atenuación. Fue empleado el software EGS 4 para las simulaciones.

Resultados: Fijando el espesor de una mama, la variación de su composición acarrea un aumento máximo de 2,3% en el número de fotones atenuados. En contrapartida, manteniéndose una composición del tejido mamario fija, la diferencia en la atenuación de fotones fue de 45,0%, siendo en media de 6,0% para cada aumento de centímetro en el espesor de la mama.

Conclusión: La simulación por Monte Carlo demostró que la influencia de los espesores de las mamas en la atenuación de fotones en cámara gamma del miocardio con ^{99m}Tc es mucho mayor que la influencia de sus composiciones. (Arq Bras Cardiol 2011; 96(1): 8-12)

Palabras clave: Mama/cámara gamma, traumatismo por reperfusión miocárdica, método Monte Carlo.

Introducción

Estudios actuales han demostrado una creciente preocupación con la dosis de radiación asociada a los procedimientos médicos de imagen^{1,2}. En los Estados Unidos, la cámara gamma de perfusión miocárdica llega a ser responsable por más de 22,0% de la dosis efectiva total de radiación para la población de adultos no añosos¹. Además de eso, a consecuencia de los procedimientos médicos de imagen, casi 20,0% de los hombres y 18,0% de las mujeres reciben dosis de hasta 20 mSv por año, límite máximo anual permitido para trabajadores expuestos a la radiación ionizante³.

Una de las mayores limitaciones a la precisión de la cámara gamma miocárdica es la atenuación de los fotones por los tejidos blandos⁴. Hay un consenso de que las técnicas de corrección de la atenuación reduzcan el número de exámenes de perfusión miocárdica falso positivos⁵⁻⁷. Las técnicas de

corrección de la atenuación de los fotones consisten en el uso de fuentes externas de radiación acopladas para generar mapas de corrección no uniformes o en el uso de procedimientos matemáticos que permitan la corrección de atenuación, siendo que los primeros son los más ampliamente empleados en la práctica clínica⁸⁻¹⁰.

Por el hecho de que métodos aplicados para corrección de la atenuación ocasionan exposición a dosis adicionales de radiación, estudios de cálculos de dosis con aparatos de cámara gamma acoplados a aparatos de tomografía computarizada con baja dosis de Rayos-X han sugerido un aumento de hasta 10,0% en la dosis efectiva de radiación para cada paciente¹⁰.

Las técnicas de simulación de Monte Carlo se volvieron muy importantes en el estudio de la física médica en los últimos 50 años. Se trata de un modelo matemático utilizado para evaluar varios parámetros de las imágenes de medicina nuclear, visto que no existe solución analítica para resolver las ecuaciones que describen la interacción de los fotones con las estructuras atenuadoras no uniformes del cuerpo y las geometrías complejas de los detectores y colimadores¹¹.

Correspondencia: Anderson Oliveira •

Rua das Laranjeiras, 43 - Laranjeiras - 22240-000 - Rio de Janeiro, RJ - Brasil
E-mail: anderol@oi.com.br, anderson@cnen.gov.br
Artículo recibido en 11/12/09; revisado recibido en 26/05/10;
aceptado en 08/06/10.

El propósito de este trabajo es determinar la influencia de la atenuación de fotones por las mamas, en estudios de perfusión del miocardio con ^{99m}Tc -sestamibi, para mamas de diferentes composiciones y volúmenes, llevando en consideración factores, como composición (afectada por la edad) y espesor, utilizando el método de Monte Carlo para emprender la corrección de atenuación por procedimientos matemáticos.

Métodos

Todas las simulaciones fueron hechas empleando el código EGS4 (*Electron Gamma Shower* – versión 4)¹². El estudio de la atenuación de fotones por las mamas en estudios de perfusión del miocardio fue realizado utilizando el ^{99m}Tc como fuente de radiación¹³.

En la posición supina, en la cual es realizado el estudio de perfusión del miocardio, las mamas asumen forma piramidal, que en analogía puede ser simplificada para la forma cúbica. Esa forma fue la adoptada en la reproducción. El cubo tuvo su lado variando de 5 cm a 10 cm, en intervalos de un centímetro, con el objetivo de simular mamas de diversos tamaños.

Las mamas son heterogéneas y compuestas de diversos componentes de tejidos básicos, los cuales tienen sus composiciones elementales conocidas¹⁴. Desde que algunas simplificaciones puedan ocurrir, es aceptable que las mamas sean adecuadamente representadas por una suma de sus dos principales componentes: tejido adiposo y tejido fibroglandular. En este estudio, consideramos la presencia apenas de esos dos tejidos fundamentales para fin de las simulaciones.

Conociéndose la composición química y la densidad de cada uno de esos compuestos, se pueden representar adecuadamente las mamas a través de las ecuaciones (1) y (2):

$$C_m = f_a C_a + f_g C_g \quad (1)$$

$$\rho_m = f_a \rho_a + f_g \rho_g \quad (2)$$

Donde C_m es la composición química de una mama, f_a es la fracción en peso de tejido adiposo, C_a es la composición química de tejido adiposo, f_g es la fracción en peso de tejido fibroglandular, C_g es la composición química de tejido fibroglandular, ρ_m es la densidad de una mama, ρ_a es la densidad de tejido adiposo y ρ_g es la densidad de tejido fibroglandular.

A partir de las ecuaciones (1) y (2), fueron simuladas 6 tipos de mamas. Tales simulaciones buscaron verificar no

sólo la influencia del espesor, como también los efectos de la composición de las mamas en la atenuación de los fotones. El porcentaje de tejido adiposo fue modificado de 0 a 100,0%, en intervalos de 20,0%. Así, fueron adoptados 0, 20, 40, 60, 80 y 100,0% de tejido adiposo en la composición de una mama. Consecuentemente, 100, 80, 60, 40, 20 y 0,0% de tejido fibroglandular, respectivamente. Las densidades y las fracciones en peso para la composición elemental de tejido adiposo y fibroglandular fueron retiradas de la ICRU 44¹⁴ y son presentadas en el Cuadro 1.

Considerando las mamas como siendo compuestas apenas de tejido adiposo, fueron realizadas 6 simulaciones. Cada una para un tamaño diferente de espesor cubo. En seguida, el procedimiento fue repetido para las demás situaciones. En todos los casos, fue considerado un haz de fotones incidiendo directamente en una mama (cubo) con energía de 140 keV.

La mayoría de los equipamientos *SPECT* utilizan cristales cintiladores de yoduro de sodio con impurezas de Talio (NaI(Tl)). Una vez que los fotones precisan perder energía en el cristal para ser registrados, apenas una pequeña parte de estos fotones es aprovechada en función de las pobres características de detección del NaI(Tl)¹⁵. Además de eso, debido a la atenuación del medio entre la fuente y el detector, la mayor parte de los fotones llega al cristal cintilador con energía inferior a 140 keV. Por ese motivo, se suele adoptar una ventana alrededor de la energía de fotopico. En este trabajo, fue considerada una ventana de energía¹⁶ de 14,0%.

Los datos son presentados como media \pm desviación-estándar. Fueron utilizados tests de cálculo del coeficiente de correlación lineal para evaluar la asociación entre el número de fotones atenuados y los varios espesores de las mamas y sus composiciones. El test *t* de *Student* para datos no pareados fue utilizado para analizar las medias de fotones no detectados de acuerdo con la variación de espesor y composición de las mamas.

Valores de probabilidad $< 0,05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

Resultados

El primer análisis realizado fue la correlación entre el porcentaje de fotones que atravesaron las mamas y los espesores y características de estas. La Figura 1 demuestra la relación entre el número de fotones que atraviesan las mamas, expresados en porcentaje, con sus respectivas energías, en una mama con tejido 100,0% fibroglandular y diferentes espesores del tejido. Podemos observar que, en la franja de energía del fotopico del ^{99m}Tc (140 keV), el espesor de 5 cm de tejido fibroglandular permite el pasaje de 55,7% de los fotones con la energía de 140 keV. Variando tal espesor

Quadro 1 - Composición elemental y densidad (ρ) para el tejido adiposo y fibroglandular de la mama. (Adaptado de la referencia 13, ICRU 44)

Tejido	Composición elemental en porcentaje (fracción en peso)								ρ (kg/m ³)
	H	C	N	EL	En la	S	Cl	P	
Fibroglandular	10,6	33,2	3,0	52,7	0,1	0,2	0,1	0,1	1.020
Adiposo	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	0,1	0,1	0	950

para 10 cm, el pasaje de fotones con 140 keV es reducido a 30,8%, demostrando una reducción del orden de 45,0% de los valores previos.

Cuando hacemos los mismos cálculos para los fotones con energía menor que la del fotopico (<140 keV), observamos que el aumento de espesor de la glándula de 5 cm para 10 cm acarrea un aumento del porcentual de fotones que son registrados con energías < 140 keV, efecto contrario al visto con los fotones de 140 keV. Para la energía de 100 keV, el porcentual de fotones registrados pasa de 12,2% para 17,2%.

En la Tabla 1, está listado el porcentaje de fotones no detectados dentro de la ventana energética en función de la atenuación de una mama. En esa tabla, fueron consideradas variaciones en el espesor de la mama y en la composición tisular de esta. Aun en la Tabla 1, vemos que, para una misma composición de una mama, hay un aumento de casi 6,0% en el número de fotones perdidos al aumentar el espesor de la mama de 5 para 6 cm. Mientras tanto, manteniéndose inalterado el espesor, una variación de 20,0% en la composición de tejido glandular no acarrea diferencias significativas en el número de fotones perdidos (el valor máximo de pérdida fue de 0,6%).

En una situación extrema, al cambiar de una mama compuesta apenas de tejido adiposo para una compuesta apenas de tejido fibroglandular la pérdida de fotones aumenta a lo máximo en 2,3%. Valor, comparativamente, bien menor del que la variación de apenas un centímetro de aumento en el espesor de una mama (Tabla 1).

La pérdida de fotones llega a ser más de 36,0% para una mama de 5 cm de espesor, llegando a 60,5%, cuando la mama

posee 10 cm de espesor. Tal pérdida puede inducir un área de hipocaptación en áreas que deberían ser de captación normal.

Hubo una fuerte correlación, inversamente proporcional, entre la variación del contenido glandular mamario y el número de fotones atenuados: $r = -0,999$ para espesor de 5 cm y $r = -0,989$ para espesor de 10 cm.

Comparando las medias de los números de fotones no detectados para los espesores de 5 y 10 cm, fue observado un aumento significativo en los números de fotones no detectados ($35,45 \pm 0,68$ versus $59,48 \pm 0,84$); $p < 0,00001$. Al comparar una variación de un centímetro en el espesor, de 5 y 6 cm, fue observado un aumento significativo en las medias de los números de fotones no detectados ($35,45 \pm 0,68$ versus $41,08 \pm 0,78$), $p < 0,00001$.

Mientras tanto, al doblar el porcentual de tejido fibroglandular de 20 a 40,0% ($47,62 \pm 9,02$ versus $48,03 \pm 9,04$) y de 40 para 80,0% ($48,03 \pm 9,04$ versus $48,77 \pm 9,03$), las medias de los números de fotones no detectados no sufrieron modificación significativa, $p = 0,4689$ y $p = 0,4455$, respectivamente. Considerando, aun, un caso extremo, en el cual el porcentual de tejido fibroglandular pasa de 0 a 100,0% ($47,03 \pm 8,90$ versus $49,15 \pm 9,06$), no hay cambios estadísticos significativos en la media de los números de fotones no detectados, $p = 0,3459$.

Discusión

Nuestros resultados demuestran que la simulación de Monte Carlo puede ser extremadamente útil en el análisis de los efectos de la atenuación de los fotones en cámaras gamma del miocardio con SPECT. Observamos que exámenes

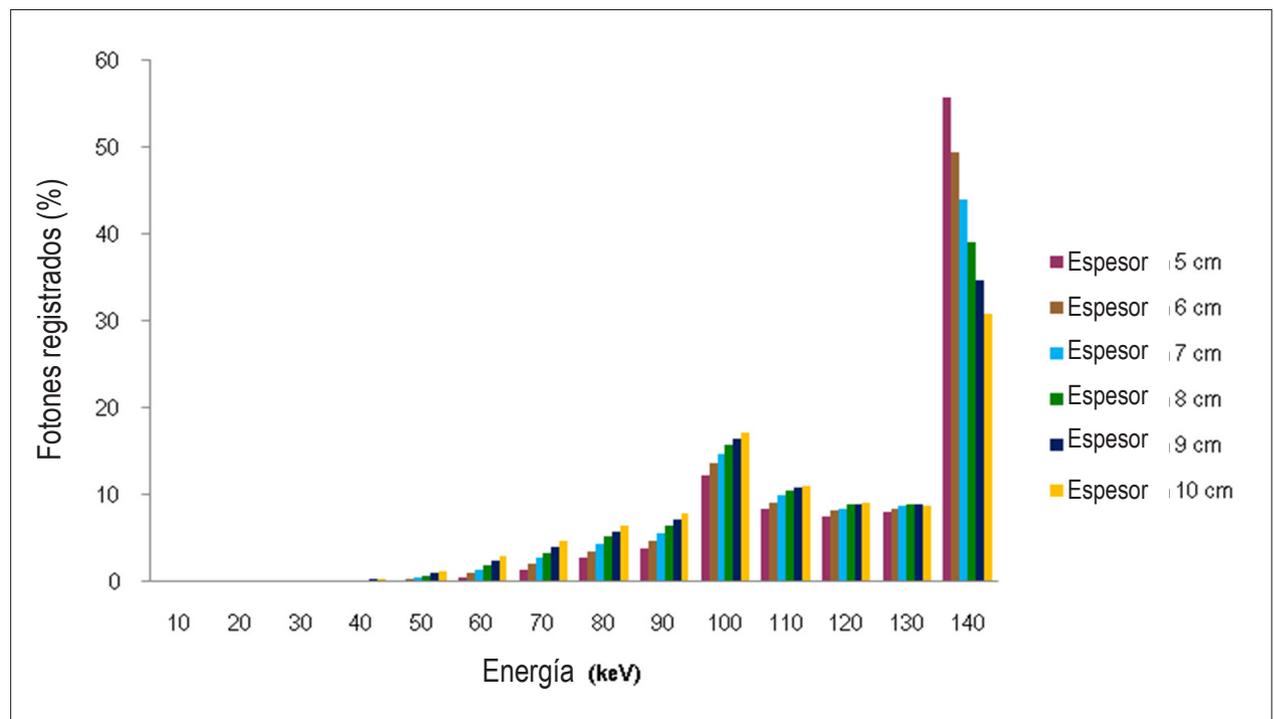


Figura 1 - Relación entre el porcentual de fotones registrados en función de la energía del fotón en una mama con 100,0% de tejido fibroglandular, de acuerdo con diferentes espesores del tejido.

Tabla 1 - Porcentual de fotones no detectados a consecuencia de la atenuación de la mama de acuerdo con el espesor del tejido mamario y de la composición de la mama

Proporción de tejido Adiposo/Glandular	Espesor de la mama (cm)					
	5	6	7	8	9	10
0/100	36,3	42,1	47,3	52,2	56,5	60,5
20/80	36,0	41,7	46,9	51,8	56,1	60,1
40/60	35,7	41,3	46,6	51,4	55,7	59,8
60/40	35,3	40,9	46,2	51,0	55,4	59,4
80/20	34,9	40,5	45,8	50,6	55,0	58,9
100/0	34,5	40,0	45,2	50,0	54,3	58,2

que emplean el ^{99m}Tc sestamibi tienen como principal determinante para la atenuación de fotones, consecuencia de la interacción con una mama, el espesor y, en menor grado, la composición.

Una limitación significativa para obtención de las imágenes de perfusión miocárdica por el método cintilográfico es la frecuente presencia de artefactos de atenuación en las imágenes, consecuencia de la interacción de los fotones durante la travesía en los tejidos blandos corporales. Las causas comunes de artefactos de atenuación son las mamas en las mujeres y los tejidos subdiafragmáticos en los hombres¹⁷.

La técnica de Monte Carlo ha sido ampliamente aplicada para estudios de la influencia de las mamas en exámenes de imagen¹⁸⁻²⁰ y para el cálculo de dosis consecuencia de tomografías computarizadas²¹ o de radioterapia²². Estudios con la técnica de Monte Carlo también se han mostrado muy valiosos en el área de medicina nuclear²³. La aplicación de esas simulaciones al análisis de los efectos de la atenuación de fotones en cámara gamma del miocardio puede contribuir al desarrollo de la calidad de las imágenes y permiten simulaciones que serían poco prácticas en estudios experimentales, con exposición a la radiación para pacientes e investigadores.

Referencias

1. Fazel R, Krumholz HM, Wang Y, Ross JS, Chen J, Ting HH, et al. Exposure to low-dose ionizing radiation from medical imaging procedures. *N Engl J Med*. 2009; 361 (9): 849-57.
2. Alessio AM, Kinahan PE, Manchanda V, Chioni V, Aldape L, Parisi MT. Weight-based, low-dose pediatric whole-body PET/CT protocols. *J Nucl Med*. 2009; 50 (10): 1570-7.
3. Ministério da Ciência e Tecnologia. CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. (CNEN). CNEN NN – 3.01. Diretrizes básicas de proteção radiológica, Brasília; 2005.
4. Hendel RC, Corbett JR, Cullom SJ, DePuey EG, Garcia EV, Bateman TM. The value and practice of attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: a joint position statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. *J Nucl Cardiol*. 2002; 9 (1): 135-43.
5. Hendel RC, Berman DS, Cullom SJ, Follansbee W, Heller GV, Kiat H, et al. Multicenter clinical trial to evaluate the efficacy of correction for photon

attenuation and scatter in SPECT myocardial perfusion imaging. *Circulation*. 1999; 99 (21): 2742-9.- 6. Garcia EV, Esteves FP. Attenuation corrected myocardial perfusion SPECT provides powerful risk stratification in patients with coronary artery disease. *J Nucl Cardiol*. 2009; 16 (4): 490-2.
- 7. Duvernoy CS, Ficaró EP, Karabajakian MZ, Rose PA, Corbett JR. Improved detection of left main coronary artery disease with attenuation-corrected SPECT. *J Nucl Cardiol*. 2000; 7 (6): 639-48.
- 8. Corbett JR, Ficaró EP. Clinical review of attenuation-corrected cardiac SPECT. *J Nucl Cardiol*. 1999; 6 (1 pt 1): 54-68.
- 9. Heller GV, Bateman TM, Johnson LL, Cullom SJ, Case JA, Galt JR, et al. Clinical value of attenuation correction in stress-only ^{99m}Tc sestamibi SPECT imaging. *J Nucl Cardiol*. 2004; 11 (3): 273-81.
- 10. Sawyer LJ, Starritt HC, Hiscock SC, Evans MJ. Effective doses to patients from

El real objetivo de la corrección de atenuación es disminuir la gran variabilidad en la distribución de conteos en las paredes del miocardio²⁴. De esa manera, una de las aplicaciones potenciales de nuestro estudio es la utilización de índices de atenuación para corregir los efectos de las mamas sobre la imagen de cámara gamma a través de la generación de factores de corrección unitarios. Con tales factores, podremos determinar la atenuación para cada tipo de mama, sin la necesidad de exámenes adicionales. La creación de esos algoritmos de atenuación permitirá una reducción, o hasta la abolición, de exámenes adicionales, que han sido empleados para obtención de los mapas de atenuación, que, además de exponer las pacientes a dosis adicionales, aumentan el tiempo del examen, maximizando el número de pacientes atendidos al día⁴.

En conclusión, los resultados demostraron que la influencia de los espesores de las mamas en la atenuación de fotones en cámaras gamma del miocardio con ^{99m}Tc es mucho mayor que la influencia de sus composiciones. Nuevos estudios, entre tanto, deben ser realizados para extrapolar esos datos en modelos de aplicabilidad clínica para corrección de la atenuación mamaria en cámaras gamma de perfusión miocárdica.

Agradecimientos

No hubo financiamiento externo en este estudio.

Potencial Conflicto de Intereses

Declaro no haber conflicto de intereses pertinentes.

Fuentes de Financiamiento

El presente estudio no tuvo fuentes de financiamiento externas.

Vinculación Académica

No hay vinculación de este estudio a programas de postgrado.

- CT acquisitions on the GE Infinia Hawkeye: a comparison of calculation methods. *Nucl Med Commun.* 2008; 29 (2): 144-9.
11. Silva MTS, Silva AMM. Simulações de Monte Carlo do modelo antropomórfico Zubal em aquisições de SPECT cerebral. In: 8º Congresso Brasileiro de Física Médica. Anais. Porto Alegre: ABFM/PUCRS; 2003. p. 450-3.
 12. Love PA, Lewis DG, Al-Affan IAM, Smith CW. Comparison of EGS4 and MCNP Monte Carlo codes when calculating radiotherapy depth doses. *Phys Med Biol.* 1998; 43 (5): 1351-7.
 13. Ljungberg M, Strand SE. A Monte Carlo program simulating scintillation camera imaging. *Compute Methods Programs Biomed.* 1989; 29 (4): 257-72.
 14. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 44. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44. Bethesda, MD: ICRU; 1989.
 15. Melcher CL. Scintillation crystals for PET. *J Nucl Med.* 2000; 41 (6): 1051-5.
 16. Patton JA, Turkington TC. Coincidence imaging with a dual-head scintillation camera. *J Nucl Med.* 1999; 40 (3): 432-41.
 17. Pádua RDS, Oliveira LF, Azevedo-Marques PM, DeGrootte JJ, Castro AA, Wichert-Ana L, et al. Auxílio à detecção de anormalidade perfusional miocárdica utilizando atlas de SPECT e registro de imagens: resultados preliminares. *Radiol Bras.* 2008; 1: 397-402.
 18. Boone JM. Dose spread functions in computed tomography: a Monte Carlo study. *Med Phys.* 2009; 36 (10): 4547-54.
 19. Ng KP, Kwork CS, Tang FH. Monte Carlo simulation of x-ray spectra in mamography. *Phys Med Biol.* 2000; 45 (5): 1309-18.
 20. Boone JM, Cooper NV 3rd. Scatter/primary in mammography: Monte Carlo validation. *Med Phys.* 2000; 27 (8): 1818-31.
 21. Taibi A, Royle CJ, Speller RD. A Monte Carlo simulation study to investigate to potential of diffraction enhanced breast imaging. *IEEE Transactions on Nuclear Science.* 2000; 47: 1581-6.
 22. Chen SW, Wang XT, Chen LX, Tang Q, Liu XW. Monte Carlo evaluations of the absorbed dose and quality dependence of Al₂O₃ in radiotherapy photon beams. *Med Phys.* 2009; 36 (10): 4421-4.
 23. Silva MTS. Avaliação da quantificação em SPECT cardíaco utilizando mapas de atenuação com borramento tipo gaussiano. 2007. [Dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2007.
 24. Chalela W, Meneghetti J. Correção de atenuação para sistemas SPECT e PET. *Arq Bras Cardiol.* 2006; 86 (supl.1): 21-4.