

Influência das Características Mamárias na Cintilografia Miocárdica pelo Método Monte Carlo

Influence of Breast Characteristics in Myocardial Scintigraphy through the Monte Carlo Method

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

Resumo

Fundamento: Pela redução da especificidade associada à perda de informação, a influência da atenuação das mamas é de fundamental importância em estudos de perfusão do miocárdio. Entretanto, apesar de vários estudos terem sido realizados ao longo dos últimos anos, pouco se tem evoluído para determinar com acurácia a influência das características das mamas sobre a qualidade da cintilografia miocárdica, evitando exposições adicionais de radiação às pacientes.

Objetivo: O objetivo deste estudo é quantificar a atenuação de fótons pelas mamas, em estudos de perfusão do miocárdio com ^{99m}Tc , de acordo com diferentes tamanhos e composições.

Métodos: Cada mama foi assumida como sendo um cubo composto de tecido adiposo e fibroglandular. Os dados referentes aos fótons de ^{99m}Tc foram analisados em um modelo de Monte Carlo. Variamos a espessura e a composição das mamas e analisamos as interferências na atenuação. Foi empregado o *software* EGS 4 para as simulações.

Resultados: Fixando a espessura de uma mama, a variação da sua composição acarreta um acréscimo máximo de 2,3% no número de fótons atenuados. Em contrapartida, mantendo-se uma composição do tecido mamário fixa, a diferença na atenuação de fótons foi de 45,0%, sendo em média de 6,0% para cada acréscimo de centímetro na espessura da mama.

Conclusão: A simulação por Monte Carlo demonstrou que a influência das espessuras das mamas na atenuação de fótons em cintilografias do miocárdio com ^{99m}Tc é muito maior do que a influência das suas composições. (Arq Bras Cardiol 2011; 96(1): 8-12)

Palavras-chave: Mama/cintilografia, traumatismo por reperfusão miocárdica, método Monte Carlo.

Abstract

Background: By reducing the specificity associated with loss of information, the influence of attenuation of the breasts is very important in myocardial perfusion studies. However, although several studies have been conducted over the past years, little has been developed to determine accurately the influence of the characteristics of the breasts on the quality of myocardial scintigraphy, avoiding additional exposure to radiation.

Objective: The purpose of this study is to quantify the attenuation of photons by the breasts, in myocardial perfusion studies with ^{99m}Tc according to different sizes and compositions.

Methods: Each breast was assumed to be a cube composed of fibroglandular and adipose tissue. The data related to ^{99m}Tc photons were analyzed in a Monte Carlo model. We varied the thickness and composition of breasts and analyzed the interference in attenuation. The EGS 4 software was used in the simulations.

Results: Setting the thickness of a breast, the variation of its composition causes a maximum increase of 2.3% in the number of photons attenuated. By contrast, maintaining a fixed composition of breast tissue, the difference in photon attenuation was 45.0%, averaging 6.0% for each additional centimeter in the breast thickness.

Conclusion: Monte Carlo simulation showed that the influence of the thickness of the breasts in the attenuation of photons in myocardial scintigraphy with ^{99m}Tc is much greater than the influence of their compositions. (Arq Bras Cardiol 2011; 96(1): 8-12)

Keywords: Breast/radionuclide imaging; myocardial reperfusion; injury; Monte Carlo method.

Full texts in English - <http://www.arquivosonline.com.br>

Correspondência: Anderson Oliveira •

Rua das Laranjeiras, 43 - Laranjeiras - 22240-000 - Rio de Janeiro, RJ - Brasil

E-mail: anderol@oi.com.br, anderson@cnen.gov.br

Artigo recebido em 11/12/09; revisado recebido em 26/05/10; aceito em 08/06/10.

Introdução

Estudos atuais têm demonstrado uma crescente preocupação com a dose de radiação associada aos procedimentos médicos de imagem^{1,2}. Nos Estados Unidos, a cintilografia de perfusão miocárdica chega a ser responsável por mais de 22,0% da dose efetiva total de radiação para a população de adultos não idosos¹. Além disso, em decorrência dos procedimentos médicos de imagem, quase 20,0% dos homens e 18,0% das mulheres recebem doses de até 20 mSv por ano, limite máximo anual permitido para trabalhadores expostos à radiação ionizante³.

Uma das maiores limitações à acurácia da cintilografia miocárdica é a atenuação dos fótons pelos tecidos moles⁴. Há um consenso de que as técnicas de correção da atenuação reduzam o número de exames de perfusão miocárdica falso-positivos⁵⁻⁷. As técnicas de correção da atenuação dos fótons consistem no uso de fontes externas de radiação acopladas para gerar mapas de correção não uniformes ou no uso de procedimentos matemáticos que permitam a correção de atenuação, sendo que os primeiros são os mais amplamente empregados na prática clínica⁸⁻¹⁰.

Pelo fato de métodos aplicados para correção da atenuação ocasionarem a exposição a doses adicionais de radiação, estudos de cálculos de dose com aparelhos de cintilografia acoplados a aparelhos de tomografia computadorizada com baixa dose de Raios-X têm sugerido um aumento de até 10,0% na dose efetiva de radiação para cada paciente¹⁰.

As técnicas de simulação de Monte Carlo se tornaram muito importantes no estudo da física médica nos últimos 50 anos. Trata-se de uma modelagem matemática utilizada para avaliar vários parâmetros das imagens de medicina nuclear, visto que não existe solução analítica para resolver as equações que descrevem a interação dos fótons com as estruturas atenuadoras não uniformes do corpo e as geometrias complexas dos detectores e colimadores¹¹.

O propósito deste trabalho é determinar a influência da atenuação de fótons pelas mamas, em estudos de perfusão do miocárdio com ^{99m}Tc-sestamibi, para mamas de diferentes composições e volumes, levando em consideração fatores, como composição (afetada pela idade) e espessura, utilizando o método de Monte Carlo para empreender a correção de atenuação por procedimentos matemáticos.

Métodos

Todas as simulações foram feitas empregando o código EGS4 (*Electron Gamma Shower* - versão 4)¹². O estudo da atenuação de fótons pelas mamas em estudos de perfusão do miocárdio foi realizado utilizando o ^{99m}Tc como fonte de radiação¹³.

Na posição supina, na qual é realizado o estudo de perfusão do miocárdio, as mamas assumem forma piramidal, que em analogia pode ser simplificada para a forma cúbica. Essa forma foi a adotada na reprodução. O cubo teve seu lado variando de 5 cm a 10 cm, em intervalos de um centímetro, com o objetivo de simularmos mamas de diversos tamanhos.

As mamas são heterogêneas e compostas de diversos componentes de tecidos básicos, os quais têm suas composições elementais conhecidas¹⁴. Desde que algumas simplificações possam ocorrer, é aceitável que as mamas sejam adequadamente representadas por uma soma dos seus dois principais componentes: tecido adiposo e tecido fibroglandular. Neste estudo, consideramos a presença apenas desses dois tecidos fundamentais para fim das simulações.

Conhecendo-se a composição química e a densidade de cada um desses compostos, podem-se representar adequadamente as mamas através das equações (1) e (2):

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

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

Onde C_m é a composição química de uma mama, f_a é a fração em peso de tecido adiposo, C_a é a composição química de tecido adiposo, f_g é a fração em peso de tecido fibroglandular, C_g é a composição química de tecido fibroglandular, ρ_m é a densidade de uma mama, ρ_a é a densidade de tecido adiposo e ρ_g é a densidade de tecido fibroglandular.

A partir das equações (1) e (2), foram simuladas 6 tipos de mamas. Tais simulações visaram verificar não só a influência da espessura, como também os efeitos da composição das mamas na atenuação dos fótons. A percentagem de tecido adiposo foi modificada de 0 a 100,0%, em intervalos de 20,0%. Assim, foram adotados 0, 20, 40, 60, 80 e 100,0% de tecido adiposo na composição de uma mama. Conseqüentemente, 100, 80, 60, 40, 20 e 0,0% de tecido fibroglandular, respectivamente. As densidades e as frações em peso para a composição elemental de tecido adiposo e fibroglandular foram retiradas da ICRU 44¹⁴ e são apresentadas no Quadro 1.

Considerando as mamas como sendo compostas apenas de tecido adiposo, foram realizadas 6 simulações. Cada uma para um tamanho diferente da espessura cubo. Em seguida, o procedimento foi repetido para as demais situações. Em todos os casos, foi considerado um feixe de fótons incidindo diretamente em uma mama (cubo) com energia de 140 keV.

A maioria dos equipamentos SPECT utilizam cristais cintiladores de iodeto de sódio com impurezas de Tálcio (NaI(Tl)). Uma vez que os fótons precisam perder energia no cristal para serem registrados, apenas uma pequena

Quadro 1 - Composição elemental e densidade (ρ) para o tecido adiposo e fibroglandular da mama. (adaptado da referência 13, ICRU 44)

Tecido	Composição elemental em percentagem (fração em peso)								ρ (kg/m ³)
	H	C	N	O	Na	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

parcela destes fótons é aproveitada em função das pobres características de detecção do NaI(Tl)¹⁵. Além disso, devido à atenuação do meio entre a fonte e o detector, a maior parte dos fótons chega ao cristal cintilador com energia inferior a 140 keV. Por esse motivo, costuma-se adotar uma janela em torno da energia de fotopico. Neste trabalho, foi considerada uma janela de energia¹⁶ de 14,0%.

Os dados são apresentados como média \pm desvio-padrão. Foram utilizados testes de cálculo do coeficiente de correlação linear para avaliar a associação entre o número de fótons atenuados e as várias espessuras das mamas e suas composições. O teste *t* de Student para dados não pareados foi utilizado para analisar as médias de fótons não detectados de acordo com a variação de espessura e composição das mamas.

Valores de probabilidade $< 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

Resultados

A primeira análise realizada foi a correlação entre a percentagem de fótons que atravessaram as mamas e as espessuras e características destas. A Figura 1 demonstra a relação entre o número de fótons que atravessam as mamas, expressos em percentagem, com suas respectivas energias, em uma mama com tecido 100,0% fibroglandular e diferentes espessuras do tecido. Podemos observar que, na faixa de energia do fotopico do ^{99m}Tc (140 keV), a espessura de 5 cm de tecido fibroglandular permite a passagem de 55,7% dos fótons com a energia de 140 keV. Variando tal espessura para 10 cm, a passagem de fótons com 140 keV é reduzida para 30,8%, demonstrando uma redução da ordem de 45,0% dos

valores prévios.

Quando fazemos os mesmos cálculos para os fótons com energia menor que a do fotopico (<140 keV), observamos que o aumento de espessura da glândula de 5 cm para 10 cm acarreta um aumento do percentual de fótons que são registrados com energias < 140 keV, efeito contrário ao visto com os fótons de 140 keV. Para a energia de 100 keV, o percentual de fótons registrados passa de 12,2% para 17,2%.

Na Tabela 1, está listada a percentagem de fótons não detectados dentro da janela energética em função da atenuação de uma mama. Nessa tabela, foram consideradas variações na espessura da mama e na composição tecidual desta. Ainda na Tabela 1, vemos que, para uma mesma composição de uma mama, há um acréscimo de quase 6,0% no número de fótons perdidos ao aumentar a espessura da mama de 5 para 6 cm. No entanto, mantendo-se inalterada a espessura, uma variação de 20,0% na composição de tecido glandular não acarreta diferenças significativas no número de fótons perdidos (o valor máximo de perda foi de 0,6%).

Numa situação extrema, ao mudar de uma mama composta apenas de tecido adiposo para uma composta apenas de tecido fibroglandular a perda de fótons aumenta no máximo em 2,3%. Valor, comparativamente, bem menor do que a variação de apenas um centímetro de aumento na espessura de uma mama (Tabela 1).

A perda de fótons chega a ser mais de 36,0% para uma mama de 5 cm de espessura, chegando a 60,5%, quando a mama possui 10 cm de espessura. Tal perda pode induzir a uma área de hipocaptação em áreas que deveriam ser de captação normal.

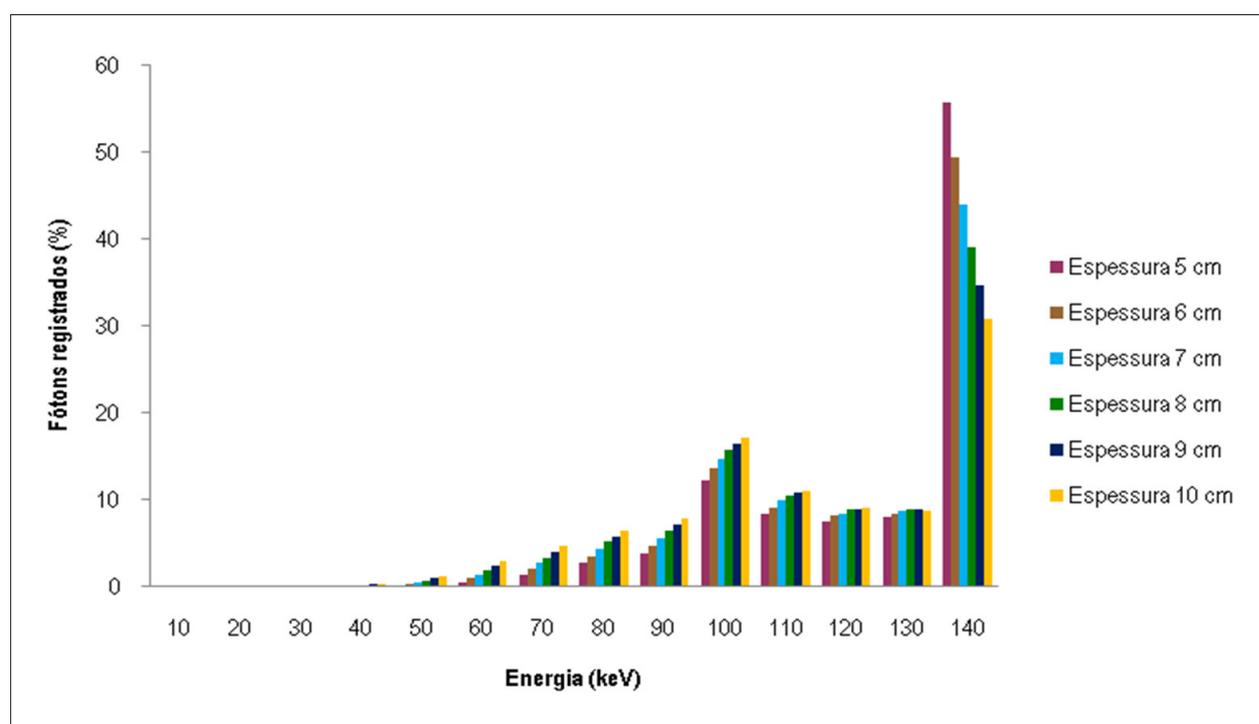


Fig. 1 - Relação entre o percentual de fótons registrados em função da energia do fóton em uma mama com 100,0% de tecido fibroglandular, de acordo com diferentes espessuras do tecido.

Tabela 1 - Percentual de fótons não detectados em decorrência da atenuação da mama de acordo com a espessura do tecido mamário e da composição da mama

Proporção de tecido adiposo/glandular	Espessura da 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

Houve uma forte correlação, inversamente proporcional, entre a variação do conteúdo glandular mamário e o número de fótons atenuados: $r = -0,999$ para espessura de 5 cm e $r = -0,989$ para espessura de 10 cm.

Comparando as médias dos números de fótons não detectados para as espessuras de 5 e 10 cm, foi observado um aumento significativo nos números de fótons não detectados ($35,45 \pm 0,68$ versus $59,48 \pm 0,84$); $p < 0,00001$. Ao compararmos uma variação de um centímetro na espessura, de 5 e 6 cm, foi observado um aumento significativo nas médias dos números de fótons não detectados ($35,45 \pm 0,68$ versus $41,08 \pm 0,78$), $p < 0,00001$.

No entanto, ao dobrar o percentual de tecido fibroglandular de 20 para 40,0% ($47,62 \pm 9,02$ versus $48,03 \pm 9,04$) e de 40 para 80,0% ($48,03 \pm 9,04$ versus $48,77 \pm 9,03$), as médias dos números de fótons não detectados não sofreram modificação significativas, $p = 0,4689$ e $p = 0,4455$, respectivamente. Considerando, ainda, um caso extremo, no qual o percentual de tecido fibroglandular passa de 0 para 100,0% ($47,03 \pm 8,90$ versus $49,15 \pm 9,06$), não há mudanças estatísticas significativas na média dos números de fótons não detectados, $p = 0,3459$.

Discussão

Os nossos resultados demonstram que a simulação de Monte Carlo pode ser extremamente útil na análise dos efeitos da atenuação dos fótons em cintilografias do miocárdio com *SPECT*. Observamos que exames que empregam o ^{99m}Tc sestamibi têm como principal determinante para a atenuação de fótons, decorrente da interação com uma mama, a espessura e, em menor grau, a composição.

Uma limitação significativa para obtenção das imagens de perfusão miocárdica pelo método cintilográfico é a

frequente presença de artefatos de atenuação nas imagens, decorrentes da interação dos fótons durante a travessia nos tecidos moles corporais. As causas comuns de artefatos de atenuação são as mamas nas mulheres e os tecidos subdiafragmáticos nos homens¹⁷.

A técnica de Monte Carlo tem sido amplamente aplicada para estudos da influência das mamas em exames de imagem¹⁸⁻²⁰ e para o cálculo de doses decorrentes de tomografias computadorizadas²¹ ou de radioterapia²². Estudos com a técnica de Monte Carlo também têm-se mostrado muito valiosos na área de medicina nuclear²³. A aplicação dessas simulações à análise dos efeitos da atenuação de fótons em cintilografia do miocárdio pode contribuir para o desenvolvimento da qualidade das imagens e permitem simulações que seriam pouco práticas em estudos experimentais, com exposição à radiação para pacientes e pesquisadores.

O real objetivo da correção de atenuação é diminuir a grande variabilidade na distribuição de contagens nas paredes do miocárdio²⁴. Dessa maneira, uma das aplicações potenciais do nosso estudo é a utilização de índices de atenuação para corrigir os efeitos das mamas sobre a imagem cintilográfica através da geração de fatores de correção unitários. Com tais fatores, poderemos determinar a atenuação para cada tipo de mama, sem a necessidade de exames adicionais. A criação desses algoritmos de atenuação permitirá uma redução, ou até a abolição, de exames adicionais, que têm sido empregados para obtenção dos mapas de atenuação, que, além de expor as pacientes a doses adicionais, aumentam o tempo do exame, maximizando o número de pacientes atendidos ao dia⁴.

Em conclusão, os resultados demonstraram que a influência das espessuras das mamas na atenuação de fótons em cintilografias do miocárdio com ^{99m}Tc é muito maior que a influência das suas composições. Novos estudos, entretanto, devem ser realizados para extrapolar esses dados em modelos de aplicabilidade clínica para correção da atenuação mamária em cintilografias de perfusão miocárdica.

Potencial Conflito de Interesses

Declaro não haver conflito de interesses pertinentes.

Fontes de Financiamento

O presente estudo não teve fontes de financiamento externas.

Vinculação Acadêmica

Não há vinculação deste estudo a programas de pós-graduação.

Referências

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, Ghioni 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, Ficaro 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, Ficaro 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 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 DC, 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 TG. 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 mammography. *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 GJ, 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 Al_2O_3 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 borrimento 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.