

Correção de Atenuação para Sistemas SPECT e PET

As imagens obtidas na cintilografia são formadas por fótons que atravessam os diferentes tecidos do corpo humano e alcançam o detector. A probabilidade de este fenômeno ocorrer se reduz com o aumento da probabilidade de interação destes fótons com o tecido. À medida que a nossa população está ficando mais obesa, a apreciação deste fenômeno tem uma grande significância clínica. As principais interações que contribuem para a degradação da imagem em cintilografia e conseqüente atenuação são os efeitos fotoelétricos e o espalhamento Compton¹ (figura 3).

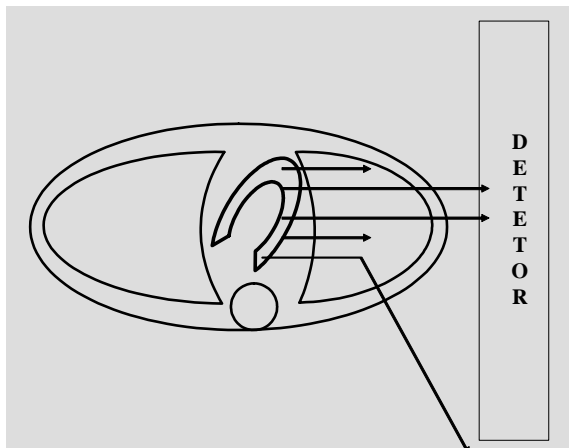


Figura 3 - Modelo esquemático mostrando a emissão de radiação pelo coração. Parte dos fótons emitidos não deixa o corpo do paciente por interagir totalmente com os tecidos (efeito fotoelétrico) e parte interage parcialmente com desvio de sua trajetória e perda de parte da sua energia (efeito Compton). Tanto o efeito fotoelétrico como o Compton são responsáveis pela atenuação dos fótons emitidos. O efeito de atenuação tende a ser mais expressivo em tecidos mais densos, como as estruturas ósseas.

A fração de fótons atenuada é dada pelo coeficiente de atenuação linear (μ), definido pelo número de fótons que sofrem interação por unidade de comprimento (espessura do atenuador). O coeficiente de atenuação (μ) é dependente da energia da radiação, da densidade do tecido (número de elétrons por grama) e, para o efeito fotoelétrico, do número atômico. Exemplificando: para fótons com energia de 511 keV os valores de μ para tecidos moles (densidade próxima à da água), osso e pulmão são respectivamente: 0,095/cm, 0,12/cm e 0,03/cm; para fótons com energia de 140 keV o coeficiente de atenuação na água é de 0,15/cm, superior àquela dos fótons de 511 keV (0,095/cm). Matematicamente, a fração de fótons que será transmitida (FT) através de um atenuador segue a equação $FT = e^{-\mu x}$, onde μ é a soma dos coeficientes de atenuação de cada tecido e x é a espessura do atenuador.² No tórax a atenuação não se faz de modo uniforme devido aos diferentes tipos de tecidos e à grande variabilidade

individual. Desta forma, torna-se necessário o conhecimento dos coeficientes de atenuação e das diferentes densidades de tecidos de cada paciente, podendo-se criar um mapa de atenuação a partir de uma fonte externa que irradia o paciente e cria projeções de transmissão da anatomia individual³. Algoritmos utilizam estas informações na reconstrução das projeções de emissão, obtendo-se imagens corrigidas para a atenuação. Com a rápida evolução dos computadores, vários sistemas de correção de atenuação foram desenvolvidos, motivados pelo grande impacto dos artefatos de atenuação na prática clínica e diminuição da especificidade do método. No entanto, estes sistemas foram implementados na prática clínica sem validação definitiva, baseados em número insuficiente de estudos clínicos⁴. A implementação destes sistemas requer o manuseio adicional de fontes radioativas e rigoroso controle adicional de qualidade. A pequena experiência até o momento e a relação custo/efetividade desfavorável devem ser motivo de especial atenção em nosso meio, necessitando-se de mais estudos e desenvolvimento tecnológico. Considera-se ainda em estágio primário de apreciação o controle de qualidade para correção de atenuação, com a introdução obrigatória de questões técnicas adicionais, que devem ser satisfatoriamente e sistematicamente observadas, para garantir a qualidade das imagens obtidas⁵. A *American Society of Nuclear Cardiology* juntamente com a *Society of Nuclear Medicine*, recentemente, se posicionaram favoráveis ao uso de correção de atenuação juntamente com o *gated-SPECT* nos exames de perfusão miocárdica para incrementar a acurácia diagnóstica. Definiram pré-requisitos para a incorporação do método na prática clínica: 1) suficiente estatística de contagem nos mapas de transmissão; 2) controle de qualidade das imagens adquiridas de modo seqüencial; 3) utilização conjunta de outros fatores de correção; 4) aquisição de imagens capturadas com ECG (*gated*); 5) treinamento especial dos profissionais para aquisição, processamento e interpretação; 6) interpretação separada das imagens com e sem correção de atenuação⁶.

Contudo, em nosso meio, é preciso cautela para utilizar correção de atenuação, principalmente pela dificuldade de se manterem as fontes radioativas com atividade suficiente para obedecer ao pré-requisito 1) acima, para, de fato, fazer a correção sem introduzir artefatos.

CONTROLE DE QUALIDADE

Equipamento

Configurações existentes no comércio para criação de imagens tomográficas de transmissão-emissão em

sistema SPECT: 4,5,7

- sistemas com fonte linear de varredura, colimador paralelo e dois detectores a 90°;
- arranjo com múltiplas fontes lineares de gadolínio-153, colimador paralelo e dois detectores a 90°+;
- sistemas com fonte pontual de varredura (bário-133), para 2 ou 3 detectores;
- fonte de transmissão de raios X, para 2 detectores (* controle de qualidade não incluído na diretriz);

Sistemas que utilizavam colimador *fan-beam* para imagens de transmissão e emissão não estão mais disponíveis no mercado⁸.

Os sistemas com fonte linear de varredura são os mais empregados, já avaliados por estudo clínico multicêntrico⁹. São ou foram utilizados pelas indústrias: GE "AC for Optima", ADAC/Philips "Vantage", "VantagePro/ExSPECT", SMV "TAC", Elscint "TransACT"⁴. A varredura de transmissão abrange praticamente todo o campo visual da câmara de cintilação, com a movimentação mecânica da fonte colimada de gadolínio-153 a cada ângulo, para a aquisição das imagens de transmissão. Uma janela eletrônica em sincronia com a linha de varredura percorre o campo visual para aceitar apenas os fótons no fotopico do gadolínio-153 que estejam sendo detectados naquele local¹⁰. Estes sistemas, com colimador paralelo, requerem o uso de fontes com atividade alta, para adequada estatística de contagem nas imagens de transmissão e estão mais sujeitos à instabilidade mecânica no *hardware* de varredura⁵. A aquisição conjunta de imagens com *gating* (sincronização com o ciclo cardíaco pelo intervalo RR do eletrocardiograma) pode ser afetada por rejeição de batimentos, embora este problema não seja comum nos métodos de correção de atenuação utilizados atualmente.

PROCEDIMENTOS PARA O CONTROLE DE QUALIDADE

Energia do fotopico (diário): Através do analisador da altura de pulso, obtém-se a informação se os fótons estão sendo registrados nas janelas apropriadas de energia de emissão, transmissão e espalhamento. Faz-se a abertura manual da fonte de transmissão ou uma varredura vazia (sem o paciente). As orientações do fabricante devem ser consideradas, já que alguns sistemas apresentam diferentes requisitos.

Mecanismos da fonte de transmissão (diário): Para verificar o funcionamento dos mecanismos de abertura e movimentação da fonte, uma aquisição de transmissão vazia (sem o paciente) é realizada, padrão de referência. As imagens planas devem ser inspecionadas para artefatos grosseiros de não uniformidade, como áreas frias, perda de dados, descontinuidades no sentido axial, mudanças abruptas na intensidade dos *pixels*. Sistemas mais estáveis podem ser avaliados semanalmente.

Avaliação da fonte (mensal): É obtida através do RTC que é definido como a razão entre fótons primários de transmissão pela "contaminação" cruzada de fótons *scatter* de emissão, na janela de energia de transmissão (RTC). Quanto menor a RTC, maior será o viés e ruído na reconstrução dos mapas de atenuação. São causas de baixa RTC: decaimento das fontes de transmissão, atividades elevadas para imagens de emissão, pacientes de grande porte (obesos)¹⁰. Deve-se obter um padrão de RTC na instalação ou troca de fontes. Estes controles de qualidade podem ser realizados com o fantoma cilíndrico ou antropomórfico torácico, conforme protocolos específicos. Problemas decorrentes: expiração do tempo de validade da fonte, correção inapropriada da "contaminação" cruzada, inconsistência entre transmissão e a varredura vazia.

CONTROLE DE QUALIDADE CLÍNICA PARA PROCEDIMENTOS EM PACIENTES

Os parâmetros de RTC são influenciados pelo tamanho do paciente e dose administrada, como acima mencionado. Alguns sistemas permitem a avaliação quantitativa da RCT em projeção plana, previamente à aquisição das imagens de transmissão e emissão, possibilitando correções, como o aumento do tempo ou cancelando a aquisição, conforme valores obtidos de RCT^{7,10}. A avaliação visual, após a reconstrução dos mapas de atenuação, deve ser encorajada³ para a identificação de:

- *Truncation*: artefatos brilhantes em formato de anel na periferia do tórax;
- Contaminação: redução na intensidade da imagem em regiões do coração ou fígado;
- Estudos de baixa contagem estatística: maior incidência de ruído.

SPECT COM CORREÇÃO DE ATENUAÇÃO

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Fotopico - As janelas de energia devem ser ajustadas conforme as energias dos fótons de transmissão e emissão. Alguns sistemas ainda recomendam um terceiro fotopico para melhor discriminação do efeito de espalhamento ou *scatter*. A fonte de transmissão mais utilizada é o gadolínio-153, com duas energias de interesse: 97 keV (28%) e 103 keV (20%), sendo que uma janela de energia de aproximadamente 20% deve ser centrada em 100 keV, para a captação de ambos os fótons.

Colimador - Atualmente, a maioria dos sistemas utiliza colimador paralelo^{4,5,7}, sendo que a escolha entre colimador de baixa energia e alta resolução ou *all purpose*, deve basear-se no radionuclídeo utilizado para as imagens de emissão.

Órbita de aquisição e projeções - Pode-se utilizar órbita de 180°, circular ou não, em praticamente todos os

sistemas existentes no comércio. O número de projeções depende da realização de correção de atenuação.

Modo de aquisição - A aquisição tomográfica pode ser realizada de três maneiras⁷:

a) aquisição seqüencial: duas aquisições independentes para transmissão e emissão (com a fonte de transmissão fechada).

- vantagens: não “contaminação” das imagens de emissão com fótons originários da fonte de transmissão, aquisição com *gating*. No período em que a fonte de transmissão está fechada, é possível estimar-se a “contaminação” cruzada que ocorre na janela energética de transmissão dos fótons originários da emissão.

- desvantagens: duas aquisições com aumento no tempo total do exame, artefatos de desalinhamento por movimentação do paciente/coração entre as aquisições.

b) aquisição simultânea: ambas as imagens de transmissão e emissão são adquiridas durante o mesmo tempo em cada projeção e na mesma rotação.

- vantagens: tempo menor (única aquisição), com o registro dos fótons alinhados no tempo e espaço¹⁰, possibilidade de aquisição com *gating*, se utilizadas duas fontes de gadolínio-153 para a varredura¹¹;

- desvantagens: possível contaminação das imagens de emissão com fótons provenientes da fonte de transmissão.

c) aquisição simultânea intercalada: as imagens de transmissão e emissão são adquiridas seqüencialmente em cada projeção, porém na mesma rotação. Metodologia utilizada nos sistemas com capacidade de varredura.

- vantagens: aquisição única, o registro de fótons na mesma projeção diminui erros de desalinhamento, não “contaminação” das imagens de emissão, aquisição com *gating*. As desvantagens dos outros modos de aquisição são evitadas com este método.

Matriz e tamanho de pixel - Empregam-se a mesma matriz de estudos convencionais de perfusão, 64x64, e tamanho de pixel de 6.4 ± 0.2 mm. Não se recomenda a magnificação das imagens de transmissão pela probabilidade do efeito de *truncation*.

Tempo de aquisição por projeção - O tempo total de aquisição deve ser primariamente baseado na estatística de contagem das imagens de emissão, levando-se em consideração o conforto do paciente e a relação sinal/ruído das projeções de transmissão. Esta última, como previamente mencionado, sofre influência da “idade” da fonte de transmissão e peso do paciente, pois um menor número de fótons irá alcançar o detector. A baixa estatística de contagem nas imagens de transmissão traduz-se em aumento de ruído nas imagens de emissão^{7,10}. O fabricante deve fornecer o padrão de contagem para as projeções de transmissão em cada situação, com especial atenção ao momento de troca das fontes de transmissão.

Posicionamento do paciente - No centro da órbita

de aquisição e no centro do campo visual da câmara de cintilação, para a redução de artefatos nos mapas de transmissão devidos ao efeito de *truncation*^{3,7}.

Exames sincronizados com o sinal eletrocardiográfico (*gating*) - Os sistemas que não irradiam todo o campo visual, como os de varredura linear e os de fonte pontual, podem ser afetados pela rejeição de batimentos ou janelas de variabilidade de R-R menor que 100%.

RECONSTRUÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGEM

Parâmetros comuns aos diferentes sistemas de correção de atenuação para a formação de imagens:

- correção da “contaminação” cruzada de fótons *scatter*, provenientes da emissão nas projeções de transmissão;

- reconstrução dos mapas de atenuação a partir das projeções de transmissão;

- reconstrução das imagens de emissão corrigidas com o mapa de atenuação;

- utilização de filtros nas imagens de emissão corrigidas.

Correção da “contaminação” cruzada – Normalmente, realizada de modo automático, independente do operador, sendo que a maneira de correção varia conforme as diferentes geometrias utilizadas para transmissão e emissão.

Reconstrução - Realizada em dois estágios⁸:

a) reconstrução das projeções de transmissão, por retroprojeção filtrada ou por métodos iterativos. A retroprojeção filtrada tem a vantagem da rapidez, mas não modela as estatísticas de contagem e, em certas situações, pode aumentar o ruído nas imagens. Os métodos iterativos são indicados em estudos com baixa estatística de contagem (pacientes muito obesos, tempo curto de aquisição e fonte enfraquecida) e em sistemas mais suscetíveis ao fenômeno de *truncation*;

b) correção das projeções de emissão a partir do mapa de correção previamente reconstruído. Existem dois métodos de reconstrução para a correção de atenuação: aproximado (método iterativo de Chang) e o estatístico (algoritmos iterativos). Os métodos estatísticos de reconstrução seguem modelos de distribuição de Poisson e Gauss. Exemplos de algoritmos iterativos: *weighted least squares* (WLS), *maximum likelihood-expectation maximization* (ML-EM) e *ordered subset-expectation maximization* (OS-EM). Os algoritmos iterativos estatísticos têm a capacidade de adicionar informações para correção de *scatter* e fótons de dispersão (distância versus resolução). Estes diferentes métodos devem ser utilizados conforme orientação do fabricante.

Filtros - Os filtros devem ser aplicados após a reconstrução das imagens, de acordo com a orientação do fabricante para cada sistema. A utilização em fase prévia à reconstrução invalida o método.

REVISÃO DE IMAGEM

Na ausência de um sistema completamente validado e eficaz de correção de atenuação, as imagens corrigidas devem ser analisadas em conjunto com as imagens não corrigidas, como um instrumento adicional para aumentar a confiança do médico em avaliar artefatos que ele aprendeu a compensar mentalmente, além de habituar-se com os novos padrões de distribuição (maior uniformidade de contagem nas paredes do miocárdio), nas imagens corrigidas^{4,5,8}.

REFERÊNCIAS

1. King MA, Tsui BMW, Pan T-S. Attenuation compensation for cardiac single-photon emission tomography imaging: part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol* 1995; 2: 513-24.
2. King MA, Tsui BMW, Pan T-S. Correction of attenuation and scatter for single-photon emission computed tomography. In: Zaret and Beller, *Nuclear Cardiology: State of the Art and Future Directions*, 2^a ed. St Louis: Mosby, 1999; 125-136.
3. Miles J, Cullom SJ, Case JA. An introduction to attenuation correction. *J Nucl Cardiol* 1999; 6:449-57.
4. Corbett JR, Ficaro EP. Clinical review of attenuation-corrected cardiac SPECT. *J Nucl Cardiol* 1999; 6: 54-68.
5. Hendel RC, Corbett JR, Cullom SJ et al. 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: 135-43.
6. Heller GV, Links J, Bateman TM et al. American Society of Nuclear Cardiology and Society of Nuclear Medicine joint position statement: attenuation correction of myocardial perfusion SPECT scintigraphy. *J Nucl Cardiol* 2004; 11: 229-30.
7. Imaging Guidelines for Nuclear Cardiology Procedures- part 1. *J Nucl Cardiol*, 2001; 8: G1-58.
8. Bar Harbor 2000 panel summaries. *J Nucl Cardiol*, 2001; 8: 224-316.
9. Hendel RC, Bermann DS, Cullom SJ et al. Multicenter clinical trial to evaluate the efficacy of correction for photon attenuation and scatter in SPECT myocardial perfusion imaging. *Circulation* 1999; 99: 2742-49.
10. Galt JR, Cullom SJ, Garcia E.V. Attenuation and scatter compensation in myocardial perfusion SPECT. *Semin Nucl Med* 1999; 29: 204-20.
11. Bateman TM, Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med* 2005; 35:37-51.
12. Ficaro EP, Fessler JA, Shreve PD et al. Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography. *Circulation* 1996; 93: 463-73.
13. He ZX, Scarlett MD, Mahmarian JJ et al. Enhanced accuracy of defect detection by myocardial single-photon emission computed tomography with attenuation correction with gadolinium-153 line sources: evaluation with a cardiac phantom. *J Nucl Cardiol* 1997; 4: 202-10.
14. Prvulovich EM, Lonn AH, Bomanji JB et al. Effect of attenuation correction on myocardial thallium-201 distribution in patients with low likelihood of coronary artery disease. *Eur J Nucl Med* 1997; 24: 266-75.
15. Grossman G, Garcia EV, Bateman TM et al. Quantitative technetium-99m-Sestamibi attenuation corrected SPECT: development and multicenter trial validation of myocardial perfusion stress gender-independent normal database in an obese population. *J Nucl Cardiol* 2004; 11: 263-72.

QUANTIFICAÇÃO

O objetivo da correção de atenuação é diminuir a grande variabilidade na distribuição de contagens nas paredes do miocárdio e não criar um mapa polar absolutamente uniforme¹²⁻¹⁴. As diferenças na espessura das paredes miocárdicas (efeito de volume parcial) e efeitos de movimentos continuarão a influenciar na intensidade de contagem das imagens. Portanto, a utilização de banco de dados "normal" com correção de atenuação será necessária, possivelmente sexo-independente (igual para homens e mulheres), devido à maior uniformidade na distribuição do traçador^{4,8,15}.