

Estudo dos parâmetros de aquisição e reconstrução em imagens de perfusão de miocárdio na detecção de lesões

Study of the acquisition and reconstruction parameters of myocardial perfusion images in the detection of lesions

Mariana S. Favero¹, Jerusa D. Finatto¹, Barbara Q. Friedrich¹, Carolina F. S. Mazzola² e Ana Maria M. Silva¹

¹Núcleo de Pesquisas em Imagens Médicas (NIMed) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) – Porto Alegre (RS), Brasil.

²Serviço de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas da PUCRS – Porto Alegre (RS), Brasil.

Resumo

O objetivo deste trabalho foi analisar a influência dos diferentes parâmetros de aquisição e métodos de reconstrução tomográfica utilizados em exames de SPECT do miocárdio, a fim de otimizar a imagem do ventrículo esquerdo, possibilitando melhor visualização de lesões. Para tanto, foi realizado um estudo com imagens adquiridas em um equipamento SPECT Philips Forte, com um simulador antropomórfico com inserção cardíaca, preenchido com Tc-99m. Lesões frias de acrílico foram inseridas nas regiões lateral e septal. A imagem foi avaliada por meio do perfil de contagens, contraste relativo e mapa polar. Observou-se que os diferentes parâmetros de aquisição e métodos de reconstrução não produzem diferenças visuais significativas nas imagens resultantes. Quantitativamente, a aquisição com 64 projeções, reconstruída com o método iterativo, apresenta maior contraste.

Palavras-chave: medicina nuclear, simulador antropomórfico, miocárdio, reconstrução, lesões frias.

Abstract

The aim of this paper was to analyze the influence of different acquisition parameters and reconstruction methods used in myocardial SPECT examinations in order to optimize the image of the left ventricle, allowing better visualization of lesions. For this purpose, a study was performed with images acquired on a Philips Forte SPECT equipment with an anthropomorphic phantom with cardiac insert filled with Tc-99m. Acrylic regions, representing cold lesions, were inserted into the lateral septum. The image was evaluated by profile counting, relative contrast and polar map. It was observed that the different parameters and acquisition reconstruction methods do not produce significant visual differences in the resulting images. Quantitatively, the acquisition with 64 projections reconstructed with the iterative method has a higher contrast.

Keywords: nuclear medicine, anthropomorphic phantom, myocardium, reconstruction, cold lesions.

Introdução

A imagem do miocárdio realizada por cintilografia miocárdica, utilizando a Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único ou SPECT, do inglês, *Single Photon Emission Computed Tomography*, é um dos métodos de diagnóstico utilizados na investigação de pacientes com cardiopatia isquêmica e outros eventos cardíacos. Para tanto, torna-se necessária a aquisição de imagens de qualidade que possam transmitir a sensibilidade dos segmentos do músculo cardíaco^{1,2}.

O uso de simuladores ou *phantoms*, como o simulador antropomórfico de tórax com inserção cardíaca, permite adicionar anormalidades de alta e baixa captação,

denominadas lesões frias e quentes. No miocárdio, particularmente no ventrículo esquerdo, as lesões frias representam regiões de infarto ou isquemia. Como suas estruturas são conhecidas e as atividades em cada órgão podem ser definidas, os simuladores possibilitam a otimização de parâmetros de aquisição e os efeitos de métodos de reconstrução e processamento para estudos do miocárdio, assim como seus efeitos na imagem final³.

O objetivo deste trabalho foi analisar a influência dos diferentes parâmetros de aquisição e métodos de reconstrução tomográfica utilizados em exames de SPECT do miocárdio, a fim de otimizar a imagem do ventrículo esquerdo, possibilitando melhor visualização de lesões frias representativas de infarto ou isquemia.

Material e Métodos

Aquisição das imagens

As imagens foram adquiridas no serviço de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas, da PUCRS, no equipamento Philips Forte, em matrizes de 64x64 pixels. As aquisições foram realizadas variando o número de projeções, com 32 e 64 projeções, sempre utilizando 30 segundos por projeção. A aquisição foi realizada em uma janela de fotopico de 140 keV do ^{99m}Tc , com largura total de 20%. O colimador de baixa energia e propósito geral, denominado VXGP, do inglês, *Vertex General Purpose*, foi utilizado na aquisição das imagens.

Simulador antropomórfico de tórax com inserção cardíaca

O simulador ou *phantom* utilizado neste trabalho (Modelo Biodex 043-795) simula a parte inferior do tórax e a parte superior do abdômen, aproximadamente um terço dos pulmões, a coluna e metade do fígado. O *insert* cardíaco simula a câmara por onde ocorre a circulação sanguínea e o ventrículo esquerdo do miocárdio. Há possibilidade de adicionar lesões frias ao miocárdio, representando regiões de infarto e isquemia. Dessa maneira, este simulador permite a avaliação de diferentes parâmetros de aquisição para estudos do órgão e os efeitos dos métodos de reconstrução de imagens.

O *insert* cardíaco foi preenchido com água (120 mL) e uma atividade de 5 mCi de ^{99m}Tc . A região do tórax e do fígado foi preenchida com água e uma atividade de 22 mCi, de forma a obter uma atividade específica em relação ao miocárdio de 1:5. Foram feitas duas aquisições, uma simulando um miocárdio considerado normal e outra do miocárdio com duas lesões frias, localizadas na região lateral e septal (Figura 1).

Foram feitos dois tipos de aquisição: primeiramente com o *phantom* simulando um miocárdio normal, com 32 e 64 projeções de 30 segundos cada e, após, o mesmo procedimento foi realizado para o *phantom* com as lesões frias.

Métodos de reconstrução tomográfica

Para cada tipo de aquisição foram feitas reconstruções com os métodos iterativo e de retroprojeção filtrada ou FBP, do inglês,



Figura 1. *Phantom* posicionado no equipamento.

Filtered Backprojection. O FBP, método mais simples de todas as técnicas de reconstrução tomográfica, consiste basicamente na filtragem das projeções no espaço de frequências, usando um filtro rampa e, após, realizar a transformação inversa, retroprojetar esses valores para formar a imagem final³.

O método iterativo começa a reconstrução com uma estimativa de uma imagem inicial. Usualmente, a estimativa inicial é uma distribuição de atividade uniforme. No caso deste trabalho, a estimativa inicial utilizada foi a imagem reconstruída por FBP. A seguir, um conjunto de dados de projeção é estimado a partir da imagem inicial, utilizando um processo matemático chamado projeção para frente (*forward projection*). As projeções resultantes são comparadas com as projeções originais, e as diferenças entre ambas são utilizadas para atualizar a nova imagem, a partir de um critério de semelhança⁴.

As imagens deste trabalho foram reconstruídas utilizando o método FBP com o filtro *Butterworth* ($f_c = 0.5 f_{\text{Nyquist}}$, ordem = 10). Com o método iterativo foram utilizadas 12 iterações, utilizando a imagem inicial resultante do FBP, seguido da utilização do filtro *Butterworth*, com os mesmos parâmetros descritos anteriormente.

Métodos de análise

As imagens foram analisadas utilizando o perfil de contagens ao longo de uma linha na região das lesões. A determinação do contraste relativo é obtida comparando a contagem máxima e mínima (dentro da câmara cardíaca) no perfil, utilizando a Eq. 1:

$$\%C = \left(\frac{C_{\text{max}} - C_{\text{min}}}{C_{\text{max}}} \right) 100\% \quad (1)$$

Para determinar a área das lesões, foram traçados os mapas polares, utilizando o software *Pegasys*, da Philips, e a estação de trabalho *Auto SPECT* (versão 5.0), do mesmo fabricante.

Resultados

O exame realizado com 64 projeções, e com tempo de 30 segundos de aquisição, apresentou o dobro de contagens quando comparado com 32 projeções, como era esperado.

A Figura 2 apresenta os resultados da reconstrução das imagens em um corte representativo da região na qual as lesões são visíveis.

Observa-se que não há diferenças significativas nas imagens resultantes das diferentes formas de aquisição e processamento. Apenas se observa que a imagem produzida pela reconstrução iterativa, com 64 projeções, produz menor ruído que as imagens anteriores.

A fim de analisar as regiões das lesões, foram traçados os perfis de contagem em um corte axial no qual a lesão é visível (Figura 3). A análise do contraste relativo foi realizada a partir dos dados deste perfil em imagens reconstruídas pelos dois métodos. O contraste relativo foi medido em relação à região da câmara cardíaca.

A Figura 4 mostra um exemplo da imagem reconstruída pelo método FBP com filtro *Butterworth*, mostrando a

diferença entre a região na imagem normal e na imagem com a lesão fria, que diminui a captação no pico à esquerda.

Na imagem reconstruída a partir de 64 projeções é possível notar o aumento no nível de cinza, relacionado ao aumento de contagens (Figura 5).

A Tabela 1 mostra os valores do contraste relativo para os diferentes parâmetros de aquisição e métodos de reconstrução tomográfica.

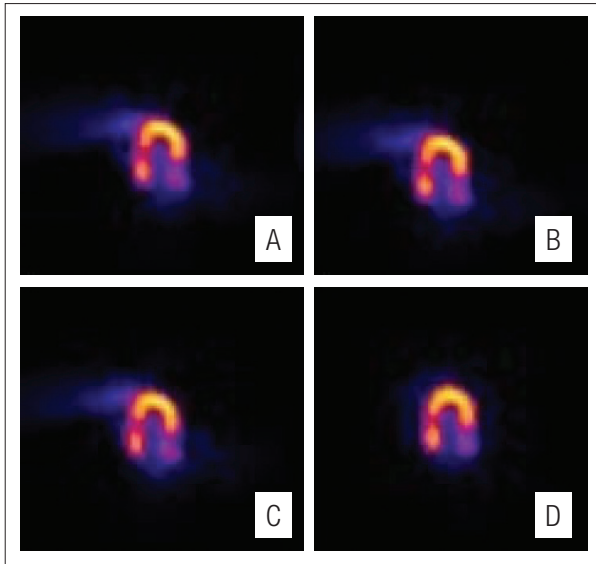


Figura 2. Imagem de um mesmo corte com as lesões. (A) Imagem reconstruída por FBP com 32 projeções; (B) Imagem reconstruída por FBP com 64 projeções; (C) Imagem reconstruída pelo método iterativo com 32 projeções; (D) Imagem reconstruída pelo método iterativo com 64 projeções.

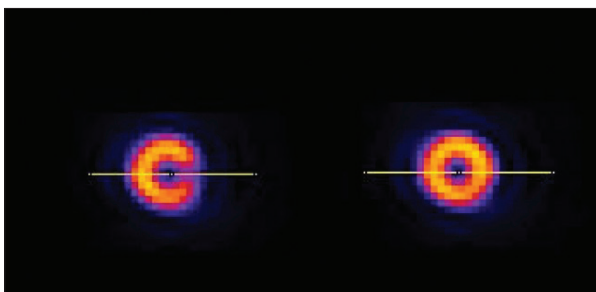


Figura 3. À esquerda, imagem do *insert* cardíaco com lesão e, à direita, a imagem do *insert* cardíaco normal.

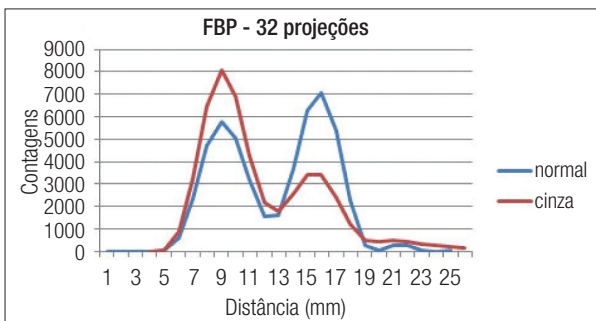


Figura 4. Gráfico do perfil de contagem para imagem reconstruída por FBP com 32 projeções.

A Figura 6 representa os mapas polares para a aquisição de 32 projeções, reconstruída pelo método FBP para a situação na qual não há lesões (à esquerda), e para a situação na qual duas lesões são posicionadas: uma na região lateral e outra próxima ao septo.

A Figura 7 representa os mapas polares para a aquisição de 64 projeções, reconstruída pelo método FBP para a situação na qual não há lesões (à esquerda), e para a

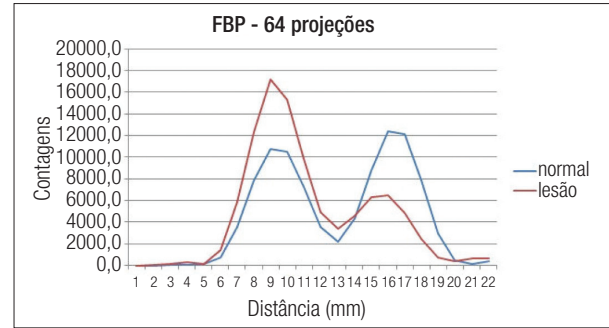


Figura 5. Gráfico do perfil de contagem para imagem reconstruída por FBP com 64 projeções.

Tabela 1. Valores do contraste relativo (%).

	FBP – 32 projeções	FBP – 64 projeções	Iterativo – 32 projeções	Iterativo – 64 projeções
Região Normal	78%	81%	79%	86%
Lesão Fria	48%	48%	52%	62%
Diferença	30%	33%	27%	44%

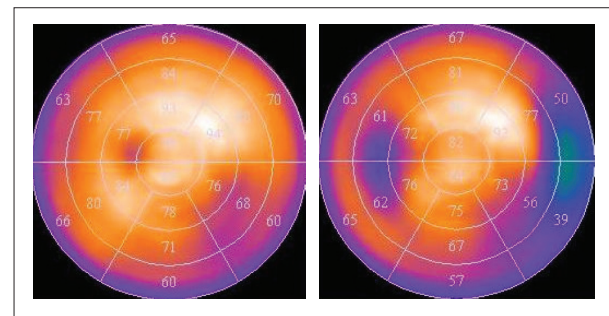


Figura 6. À esquerda, o mapa polar para a imagem normal (sem lesões) e, à direita, o mapa polar para a imagem com as lesões frias, reconstruída por FBP com 32 projeções.

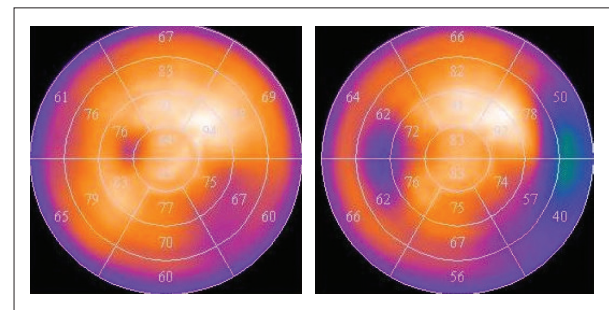


Figura 7. À esquerda, o mapa polar para a imagem normal (sem lesões) e, à direita, o mapa polar para a imagem com as lesões frias, reconstruída por FBP com 32 projeções.

situação na qual duas lesões são posicionadas: uma na região lateral e outra próxima ao septo.

Nas duas figuras não se observam diferenças significativas entre os valores de captação nas diferentes regiões para as aquisições em 32 ou 64 projeções. As diferenças observáveis surgem nas regiões das lesões.

Discussão e Conclusões

Este estudo apresenta uma análise semiquantitativa, que compara diferentes parâmetros de aquisição e métodos de reconstrução tomográfica na análise da detecção de lesões frias em imagens de perfusão miocárdica, em um simulador antropomórfico.

A análise qualitativa visual mostra que as imagens adquiridas com distintas projeções e reconstruídas com diferentes métodos não apresentam diferenças significativas. No entanto, quantitativamente, a aquisição com 64 projeções reconstruída com o método iterativo apresenta maior contraste entre a região do ventrículo e a câmara cardíaca.

As imagens obtidas com o método de reconstrução iterativo apresentam menor ruído quando comparadas às imagens reconstruídas pelo método FBP, para qualquer número de projeções. Esta diferença também se revela no maior contraste entre as imagens no perfil de contagens, no caso das imagens reconstruídas pelo método iterativo.

Como continuidade deste estudo, pretende-se avaliar o uso de diferentes colimadores no estudo da perfusão miocárdica, usando o simulador, além da influência do uso de métodos de correção de atenuação e espalhamento.

Referências

1. Dvorak RA, Brown RKF, Cobertt JR. Interpretation of SPECT/ CT Myocardial Perfusion Images: Common Artifacts and Quality Control Techniques. *Cardiac Imaging*. 2011;2041(31):2041-57.
2. Burrell S, MacDonald A. Artifacts and Pitfalls in myocardial Perfusion Imaging. *Journal Nuclear Medicine Technology*. 2006(34):193-211.
3. Projeto FRIDA. Desenvolvimento de Plugin Java para reconstrução e visualização em Medicina Nuclear. Porto Alegre: 2005-2006.
4. Lyra M, Ploussi A. Filtering in SPECT Image Reconstruction. *International Journal of Biomedical Imaging*. 2011:1-14.