

Correção de Atenuação em Aquisições Renais com ^{99m}Tc - DMSA: comparação entre os métodos de Raynaud e da Média Geométrica

Attenuation Correction for Renal Scintigraphy with ^{99m}Tc - DMSA: analysis between Raynaud and the Geometric Mean methods

Jackson Argenta, Cláudia R. Brambilla e Ana Maria M. da Silva

Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas da Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUC/RS) - Porto Alegre (RS), Brasil

Resumo

A avaliação do índice de função renal (IF) exige a correção de atenuação para tecidos moles. Este trabalho investiga o impacto sobre o IF, quando a correção de atenuação é aplicada utilizando o método de Raynaud e o método da Média Geométrica em cintilografia renal plana, utilizando imagens posteriores e anteriores. O estudo foi realizado com imagens obtidas por simulação Monte Carlo dos cinco modelos voxel da família GSF com diferentes captações relativas em cada rim, desde normal (50% -50%) até patologias extremas (10%-90%). Os resultados mostraram que o método de Raynaud corrige de forma mais eficiente os casos em que a profundidade renal é próxima ao valor do modelo padrão. O método da Média Geométrica apresentou resultados semelhantes aos do método de Raynaud para os modelos *Baby*, *Child* e *Golem*. Nos modelos *Helga* e *Donna*, os erros ficaram acima de 20%, aumentando com a captação relativa. Novos estudos devem ser realizados para avaliar influências do modelo padrão nos métodos para correção de atenuação.

Palavras-chave: Correção de atenuação, quantificação, índice de função renal, cintilografia, medicina nuclear.

Abstract

The evaluation of the index of renal function (IF) requires soft-tissue attenuation correction. This paper investigates the impact over the IF, when attenuation correction is applied using the Raynaud method and the Geometric Mean method in renal planar scintigraphy, using posterior and anterior views. The study was conducted with Monte Carlo simulated images of five GSF family voxel phantoms with different relative uptakes in each kidney from normal (50% -50%) to pathological (10% -90%). The results showed that Raynaud method corrects more efficiently the cases where the renal depth is close to the value of the standard phantom. The geometric mean method showed similar results to the Raynaud method for *Baby*, *Child* and *Golem*. For *Helga* and *Donna* models, the errors were above 20%, increasing with relative uptake. Further studies should be conducted to assess the influences of the standard phantom in the correcting attenuation methods.

Keywords: Attenuation correction, quantification, index of renal function, scintigraphy, nuclear medicine.

Introdução

O índice de função renal (IF) representa uma importante informação para detecção de patologias renais. Este índice é dado pelo percentual do radiofármaco ^{99m}Tc -DMSA absorvido pelo rim, em relação ao valor injetado no paciente. Um método utilizado para obtenção do IF é através do delineamento de regiões de interesse (ROI) sobre os rins e fundo na cintilografia renal plana. Essas regiões são comparadas

com a aquisição de um *phantom* ou modelo padrão¹. Entretanto, devido à profundidade dos rins, correções quanto à atenuação de tecidos moles devem ser realizadas. Em aquisições planas da região posterior do paciente, a correção de atenuação pode ser feita através do método de Raynaud, multiplicando o IF pelo fator $e^{\mu d}$, onde μ é o coeficiente de atenuação para tecidos moles ($0,12\text{ cm}^{-1}$)² e d é a profundidade renal (PR), sendo esta medida realizada a partir do centro de cada rim até a porção posterior da

Correspondência: Ana Maria Marques da Silva, Faculdade de Física - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) - Av. Ipiranga, 6681, Pr. 10, CEP: 90619-900 - Porto Alegre (RS), Brasil - E-mail: ana.marques@pucrs.br

pele na região dorsal. Comumente a PR é estimada através da fórmula empírica proposta por Raynaud³.

Outro método para correção de atenuação é feito através da Média Geométrica (MG) entre as aquisições planas, anterior e posterior, do paciente sem exigir informações de PR. Neste método, a MG das contagens obtidas das ROIs nas imagens anteriores e posteriores é multiplicada pelo fator $e^{\mu L/2}$, onde L é a espessura do paciente⁴.

O objetivo deste trabalho foi investigar o impacto sobre os valores de IF, quando a correção de atenuação é aplicada utilizando os métodos de Raynaud e da Média Geométrica em imagens simuladas de Monte Carlo de modelos antropomórficos da família *GSF voxel phantoms*⁵.

Material e métodos

Para reproduzir as características de exames de cintilografia renal, simulações de Monte Carlo utilizando o programa *SimSET*⁶ foram realizadas para os modelos da família *GSF* (Helga, Donna, Golem, Child e Baby)⁵. Estes modelos são representações do corpo humano baseados em voxels, de diferentes características anatômicas, idades e sexo. Para cada modelo, atribuíram-se diferentes atividades aos rins, de forma a reproduzir situações de captações relativas normais (50%-50%) até patologias extremas (10%-90%). As aquisições planas nas projeções anterior e posterior foram simuladas com matrizes de 128 X 128 pixels (pixel=0,3125 cm), utilizando colimador LEHR, cristal de NaI(Tl), resolução energética de 10% e janela de energia de 20% para um campo de visão (FOV) de 40x40 cm².

Análise dos dados

As imagens foram analisadas com o programa *DMSA-Quant*^{7,8}, baseado no método de Raynaud (sem correção de atenuação) para o cálculo do IF. Neste método, um recipiente com valor conhecido de atividade é inserido em um simulador de acrílico, denominado *padrão*, sendo realizada uma aquisição plana. Na aquisição da imagem plana da região posterior do paciente são utilizados os mesmos parâmetros da aquisição com o simulador. A partir do delineamento de regiões de interesse (ROI) sobre os rins e fundo, determina-se o número de contagens em relação às contagens obtidas com o simulador¹.

Foram utilizadas duas formas de delimitação de ROI automáticas (espelhado e com subtração das contagens

de fundo)⁹. A Equação 1 mostra como é realizado o cálculo do IF:

$$IF = \frac{N_p - N_{p,f}}{N_s - N_{s,f}} \times 100\% \quad (1)$$

onde, N_p são as contagens do rim, $N_{p,f}$ são as contagens de fundo do rim, N_s são as contagens do padrão e $N_{s,f}$ são as contagens de fundo do padrão.

Segundo o método de Raynaud, para realizar a correção de atenuação (fora do programa *DMSA-Quant*), os valores de IF são multiplicados pelo fator de correção $e^{\mu d}$ para as contagens dos rins e do padrão. As PR dos modelos são determinadas a partir da fórmula empírica de Raynaud (Equação 2):

$$d = a + (b \times W) + (c \times H) + (e \times \text{espessura}) \quad (2)$$

onde d é a profundidade renal PR em centímetros, W é a massa do paciente em kg, H é a altura em metros e a , b e c são constantes de acordo com a idade dos pacientes. O último termo da expressão é utilizado para pacientes obesos, sendo $e=0,267$ e a *espessura* é a menor medida entre a região anterior e posterior na altura do umbigo³. Os resultados são apresentados na Tabela 1.

Para correção de atenuação do IF através do método da MG, a Equação 3 foi utilizada:

$$IF = \frac{\sqrt{(N_{p,a} - N_{p,a,f}) \times (N_{p,p} - N_{p,p,f})} \times e^{(\mu \cdot \frac{L}{2})}}{(N_s - N_{s,f}) \times e^{(PR \cdot \mu)}} \times 100\% \quad (3)$$

$N_{p,a}$ são as contagens do rim na imagem anterior, N_{paf} são as contagens de fundo do rim na imagem anterior, N_{pp} são as contagens do rim na imagem posterior e N_{ppf} são as contagens de fundo do rim na imagem posterior. $e^{(\mu(L/2)}$ é o fator de correção para atenuação do paciente e $e^{(PR \cdot \mu)}$ é o fator de correção de atenuação para o padrão. L é a espessura do corpo do paciente e a PR é a profundidade "renal" do modelo padrão, no qual foi utilizado o mesmo padrão do método de Raynaud. Para obter o valor de L em cada modelo, foram realizadas medidas da espessura do corpo nos cortes em que os rins estavam presentes, seguindo a linha das vértebras. Foi utilizado o valor médio das medidas.

Em ambas as correções o valor de μ utilizado foi 0,12 cm⁻¹.² Os resultados foram comparados utilizando a Equação 4 para determinar os erros percentuais sobre os IF, corrigidos pelos dois métodos, em relação aos IF.

$$\% \text{Erro} = \frac{IF_{\text{real}} - IF_{\text{corrigido}}}{IF_{\text{real}}} \times 100\% \quad (4)$$

Os valores reais do IF são conhecidos, pois a atividade que foi inserida nos modelos e no padrão é conhecida da simulação.

Tabela 1. PR conhecida para o rim esquerdo, rim direito e calculada segundo a fórmula empírica de Raynaud³

Modelo	Profundidade Renal (cm)		
	Rim esquerdo	Rim direito	Raynaud
Baby	2,34	2,21	2,55
Child	4,18	3,98	3,84
Helga	8,52	7,88	8,65
Donna	8,57	8,20	8,85
Golem	6,25	6,57	6,23

Resultados

As imagens simuladas para o modelo *Child* são apresentadas nas Figuras 1 e 2.

A imagem simulada do modelo padrão utilizado para o cálculo do IF é apresentada na Figura 3.

Os erros sobre o IF para diferentes captações relativas são mostrados, para ambos os métodos de correção

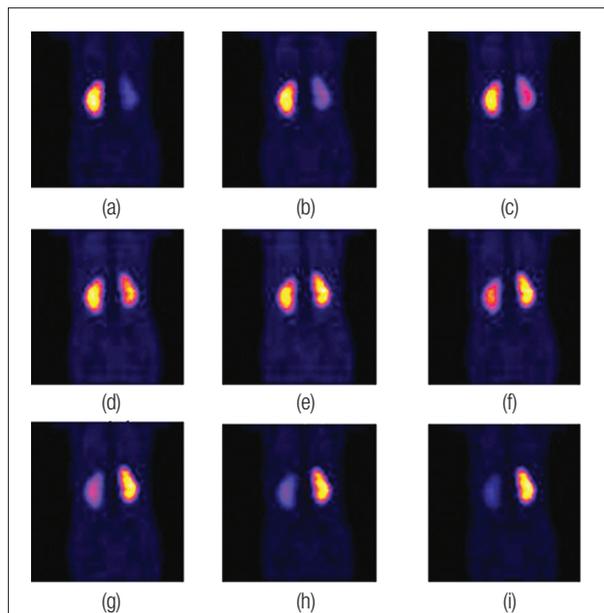


Figura 1. Captação relativa para o modelo *Child* na projeção posterior: (a) 90% - 10%; (b) 80% - 20%; (c) 70% - 30%; (d) 60% - 40%; (e) 50% - 50%; (f) 40% - 60%; (g) 30% - 70%; (h) 20% - 80%; (i) 10% - 90%.

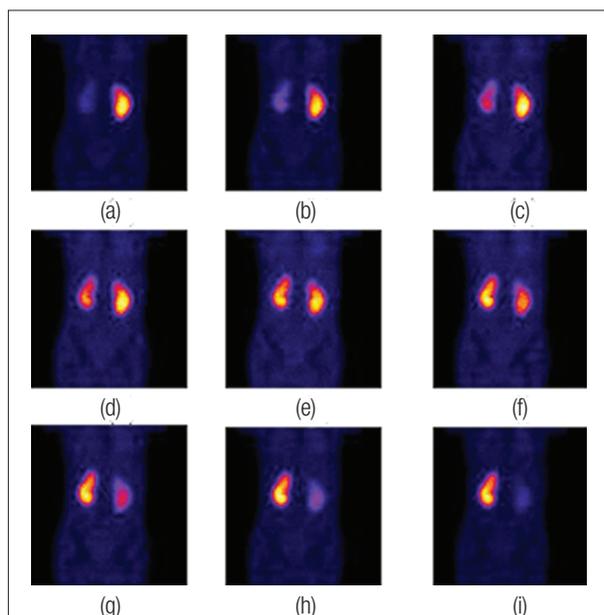


Figura 2. Captação relativa para o modelo *Child* na projeção anterior: (a) 90% - 10%; (b) 80% - 20%; (c) 70% - 30%; (d) 60% - 40%; (e) 50% - 50%; (f) 40% - 60%; (g) 30% - 70%; (h) 20% - 80%; (i) 10% - 90%.

de atenuação nas figuras que seguem. Os resultados para correção de atenuação nos modelos *Baby* (Figura 4), *Child* (Figura 5) e *Golem* (Figura 6), mostraram pouca diferença entre os métodos, sendo no *Child* mais eficiente o método de MG.

Os resultados para os modelos *Donna* (Figura 7) e *Helga* (Figura 8) mostraram grande variação entre os métodos. Os erros para o método da MG mantiveram-se acima de 20% em todas as captações relativas.

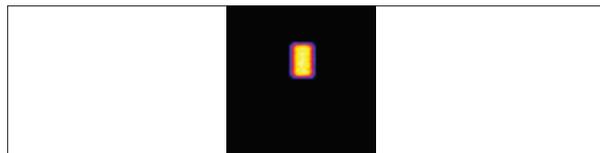


Figura 3. Aquisição do padrão (modelo de Raynaud).

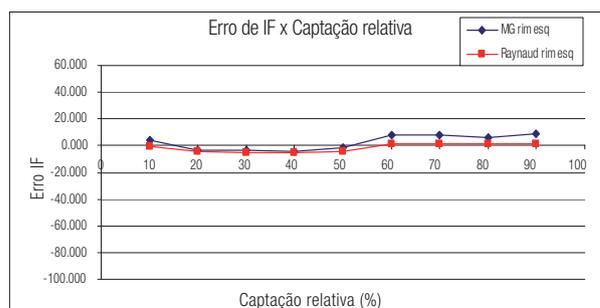


Figura 4. Erros do IF *versus* captação relativa utilizando os métodos de Raynaud e MG para correção de atenuação do rim esquerdo no modelo *Baby*.

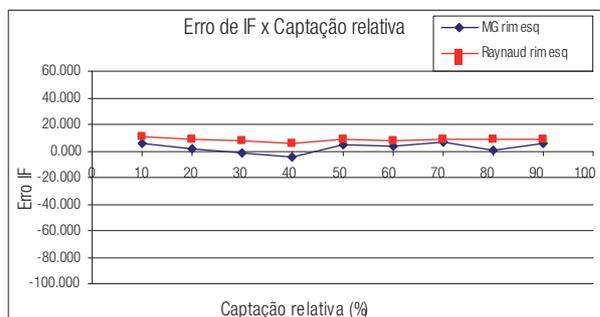


Figura 5. Erros do IF *versus* captação relativa utilizando os métodos de Raynaud e MG para correção de atenuação do rim esquerdo no modelo *Child*.

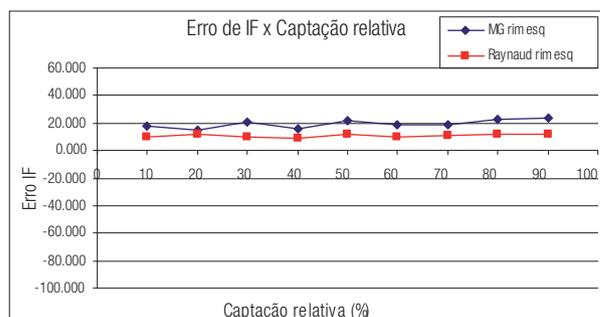


Figura 6. Erros do IF *versus* captação relativa utilizando os métodos de Raynaud e MG para correção de atenuação do rim esquerdo no modelo *Golem*.

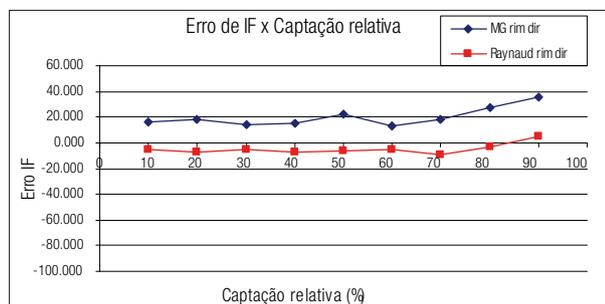


Figura 7. Erros do IF *versus* captação relativa utilizando os métodos de Raynaud e MG para correção de atenuação do rim esquerdo no modelo *Donna*.

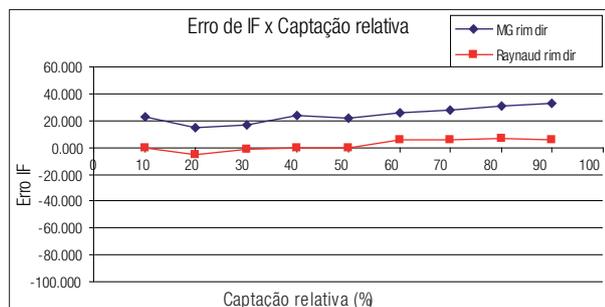


Figura 8. Erros do IF *versus* captação relativa utilizando os métodos de Raynaud e MG para correção de atenuação do rim esquerdo no modelo *Helga*.

Discussão e conclusões

Para a detecção de patologias renais através do IF é extremamente importante que os valores quantificados sejam confiáveis. Diferentes métodos são utilizados para correção de atenuação representando uma grande variação sobre os valores de IF quando empregados.

O método de Raynaud produziu resultados com pequenas flutuações em todos os modelos, tendo os menores erros no *Baby*, *Donna* e *Helga*.

O método da MG teve seus melhores resultados no modelo *Child*, sendo o erro menor comparado ao Raynaud. Nos modelos *Helga* e *Donna*, os erros ficaram acima de 20%, aumentando com a captação relativa. Considerando que estes modelos apresentam diferenças anatômicas peculiares em relação aos demais (peso, diferenças de PR entre os rins e diferentes geometrias de fonte renal e obesidade), este resultado é um forte indicador de que outros fatores para correção de atenuação para esses modelos (biotipo de pacientes) devem ser avaliados com maior cuidado.

A influência do μ nos resultados também não pode ser descartada. No entanto, não existe na literatura² um consenso sobre qual o melhor valor a ser utilizado. Também destacamos a possibilidade de flutuação sobre o IF devido à dificuldade de determinação da largura L na altura dos rins dos modelos, sendo esta uma variável decisiva na correção de atenuação.

Neste trabalho foi utilizado como modelo padrão para as contagens da atividade total, o modelo do padrão de Raynaud para ambos os métodos. Sugerimos a realização de novos trabalhos com o padrão de “seringa” a 30 cm do detector para o método da MG. Novos estudos também devem ser realizados para avaliar influências em relação à geometria do padrão de Raynaud, pois este pode nem sempre representar corretamente o espalhamento e atenuação que ocorrem em aquisições cintilográficas renais em humanos.

Agradecimentos

Este trabalho teve o apoio do Fondo Regional para La Innovación Digital de La America Latina y Caribe (FRIDA) e FINEP.

Referências

1. Raynaud C, Jacquot C, Freeman LM. Measuring renal uptake of $^{197}\text{HgCl}_2$ by gamma camera. *Radiology*. 1974;110(2):413-7.
2. Hindié E, Buvat I, Jeanguillaume C, Prigent A, Galle P. Quantitation in planar renal scintigraphy: which m value should be used. *Eur J Nucl Med*. 1999;26(12):1610-3.
3. Raynaud C, Knipper M. The Problem of Renal Depth. In: Raynaud C, editor. *The renal uptake of radioactive mercury ($^{197}\text{HgCl}_2$)*, Springfield: Charles C Thomas; 1976. p. 62-4.
4. Jönsson L, Ljungberg M, Strand SE. Evaluation of Accuracy in Activity Calculations for the Conjugate View Method from Monte Carlo Simulated Scintillation Camera Images Using Experimental Data in an Anthropomorphic Phantom. *J Nucl Med*. 2005;46(10):1679-86.
5. Petoussi-Hens N, Zanki M, Fill U, Regulla D. The GSF family voxel phantoms. *Phys Med Biol*. 2002;47(1):89-106.
6. SimSET (Simulation System for Emission Tomography). Division of Nuclear Medicine of University of Washington. [homepage da internet]. [citado 16 mar 2010]. Disponível em: http://depts.washington.edu/simset/html/simset_main.html.
7. Radiopharmacus. DMSAQuant. Porto Alegre, 2007. Arquivo eletrônico.
8. Brambilla CR. Impacto da Determinação da Profundidade Renal na Quantificação Renal Absoluta em Estudos de Cintilografia Plana com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA. 117f. Monografia (Graduação em Física Médica) – Faculdade de Física, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.