

## Filtros Matemáticos e Processamento Digital em Medicina Nuclear

Dimentein, Renato

Hospital Israelita Albert Einstein

### Resumo

O presente trabalho tem como objetivo avaliar os filtros matemáticos empregados em medicina nuclear. Em nossos estudos foram realizados processamentos tomográficos de um "phantom" Jaszczak utilizando-se separadamente os filtros de Hanning, Butterworth e de Wiener. Para cada tipo de filtro foram realizadas simulações, onde os valores de frequências de corte (b) e graus de suavização (c), foram alterados. A partir dessas simulações, nos foi possível construir curvas de amplitude x frequências, de tal forma que determinamos os parâmetros b e c considerados mais adequados para cada tipo de filtro utilizado no processamento.

### Introdução

Em medicina nuclear, a reconstrução de imagens obtidas através de "SPECT" (Single-Photon Emission Computed Tomography), podem determinar as distribuições radioativas bi-dimensionais em alguns planos x-y, dentro de um volume de interesse.

Os primeiros trabalhos, de reconstruções tomográficas, em medicina nuclear, foram realizados por Kuhl em 1963, baseados nos princípios de simples retroprojeção. As primeiras imagens obtidas, eram borradas, e os detalhes mais finos perdidos.

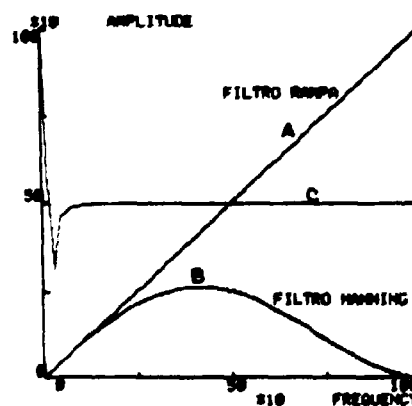
Com a finalidade de reduzir o efeito de borramento causado pela simples retro-projeção, Kuhl utilizou-se de um dispositivo de filtração adicional denominado Rampa. Para a obtenção das imagens tomográficas consideradas satisfatórias, torna-se necessário, entre outros, remover o excessivo ruído pela filtração adicional da Rampa.

A redução do ruído pode ser obtida pela multiplicação do filtro rampa no domínio de frequência por um segundo filtro chamado de "janela". Cada "janela" possui uma frequência de corte própria, ajustada para a frequência de Nyquist.

No gráfico que se segue podemos observar o mecanismo de ação de um filtro matemático. Curva A representa o filtro Rampa; Curva B corresponde a propriedade do filtro quanto a de redução de ruído e suavização; Curva C é o inverso da transformada de Fourier. Na parte superior da figura pode-se notar, a existência de uma expressão matemática em linguagem CLIF (Clinical Language Program) própria do sistema Elscint; no final da expressão encontram-se os coeficientes b e c, os quais foram simulados durante o processamento digital.

Fig 1 - Filtro Hanning (c = 1 ; b = 1)

$$H(f) = |f| (1 + a |f| (0.5 + 0.5 \cos(\pi f / f_m))^b)^c$$



Podemos considerar que o mecanismo de atuação dos filtros permite controlar o grau de supressão de determinadas frequências, através da frequência de corte afetando pois, a resolução final da imagem. As baixas frequências de corte fornecem boas supressões de ruído, podendo causar o borramento da imagem. Por outro lado, as altas frequências de corte podem preservar a resolução, porém com a supressão deficiente do ruído.

Na prática existem filtros de suavização e realce, que mantêm um compromisso entre a supressão de ruído e a degradação da resolução espacial. Este compromisso irá depender de fatores tais como a função resposta do detetor, frequência espacial do objeto e a densidade de contagem da imagem. Os filtros de suavização, podem ser considerados como filtros do tipo "passa baixo", possibilitando assim, a seleção de diferentes frequências de corte. Um exemplo deste filtro é o de Hanning, com características de supressão de altas frequências espaciais.

Outra classe de filtros, são os de restauro e realce; por ex. o filtro de Metz, que pode ser descrito como uma combinação entre filtros de suavização e de deconvolução. A sua característica é analisada em função de ampliação das frequências de componentes específicas, compensando assim, o borramento da imagem.

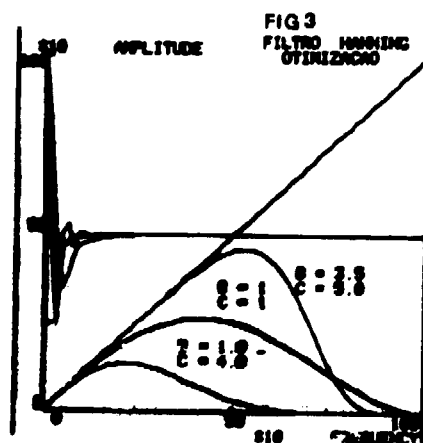
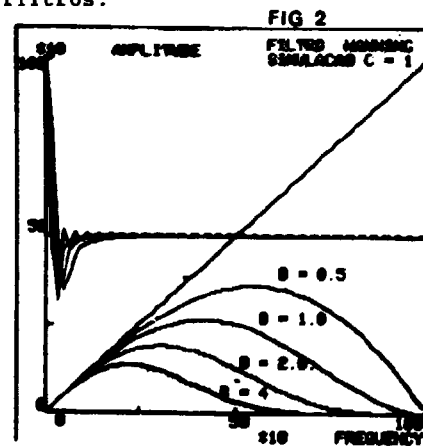
#### Materiais & Métodos

Para o estudo em questão, foi empregado um "phantom" Jaszczak, modelo deluxe 5000, contendo pequenas esferas de acrílico simulando as áreas frias, e varetas também de acrílico simulando áreas quentes. Cuidadosamente foi introduzido dentro do "phantom", uma solução radioativa contendo tecnécio ( $^{99m}\text{Tc}$ ). Uma gama-câmara, marca Elscint, modelo SPECT SP 4HR, com 61 foto-multiplicadoras, e colimador de alta resolução e baixa energia foi empregada como o sistema de aquisição de imagens.

A resolução do sistema está relacionada entre outros fatores, com a distância do objeto ao detetor. Em função disto, o "phantom", foi cuidadosamente instalado na borda de uma taca, com a menor distância do detetor ao phantom foi de 14cm.

Em nossos estudos foram adquiridas 120 projeções, com 40s totalizando 120 milhões de contagens. Após a aquisição dos dados realizaram-se reconstruções tomográficas do "phantom". Nesta fase do processamento foram empregados separadamente os filtros matemáticos de Butterworth, Hanning e de Wiener. Para cada tipo de filtro existe uma expressão matemática e conforme mencionado anteriormente, possui coeficientes de suavização  $c$  e de frequências de cortes  $b$ . Esses coeficientes podem ser alterados, via comandos de linha do sistema computacional associado ao detetor.

Os compromissos entre a supressão de ruído e degradação da resolução foram utilizados como critérios para a escolha dos valores otimizados de  $c$  e  $b$ . Para cada filtro foram realizadas simulações fixando-se primeiro o valor de  $c$  e posteriormente o de  $b$  na equação matemática. Abaixo são ilustrados exemplos das simulações com os filtros.



### Resultados

Em nossos estudos as imagens do "phantom" que apresentaram resultados mais satisfatórios, foram os dos cortes com o filtro de Wiener. Com este filtro, foi possível visualizarmos áreas quentes de até 6.4mm, sem distorções espaciais. O valor de frequência de corte otimizado foi  $b = 0.77$ . Com o filtro Butterworth ( $b=0.6, c=10$ ) conseguimos obter resultados das áreas quentes correspondentes a 6.4mm, porém com distorções espaciais, principalmente na porção central do "phantom". Com o filtro de Hanning ( $b=0.3, c=3.5$ ) a distorção foi mais acentuada caracterizando a ampliação do nível de ruído na imagem.

### Conclusão

Através deste trabalho verificamos que os filtros matemáticos em SPECT podem afetar a qualidade das imagens clínicas pelo seu grau de suavização. A determinação do filtro ótimo e do grau adequado de suavização podem ajudar na precisão do diagnóstico. A frequência "Nyquist" varia conforme a matrix utilizada, e consequentemente um filtro de suavização com uma matrix 64x64 pode vir atuar como modulador para estudos de 128x128. Em função disto, recomendam-se que para cada tipo de estudo clínico, sejam encontrados os valores otimizados dos filtros matemáticos.

### Bibliografia

- (1)Gelfand, J. Michael - Effective Use of Computer in Nuclear Medicine
- (2)Croft, Barbara - Single-Photon Emission Computed Tomography
- (3)English RJ and Brown - Single-Photon Emission Computed Tomography: A Primer, Society of Nuclear Medicine
- (4)Gilland, R. David - Determination of the Optimum Filter Function for SPECT Imaging - J Nucl. Med. 29:643-650-1988
- (5)Cabrejas, M. Levi- SPECT una quia práctica -CNEA - Argentina