

# FILTRAGEM ADAPTATIVA DE IMAGENS DIGITAIS USADAS NA CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS DE VOXELS

Alex Cristóvão Holanda de Oliveira e Fernando Roberto de Andrade Lima  
Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste - CRCN-NE

## INTRODUÇÃO

Os modelos antropomórficos usados em dosimetria computacional são predominantemente construídos a partir de pilhas de imagens CT (Computed Tomography) ou MRI (Magnetic Resonance Imaging) obtidas da varredura de pacientes ou voluntários. A construção destas pilhas (usualmente chamadas fantasmas de voxels ou tomográficos) requer processamentos computacionais como filtragem, segmentação, reamostragem e classificação [1].

A principal dificuldade na segmentação de imagens médicas é a separação de tecidos moles em uma dada região, devido à variações de intensidade de tons de cinza nas imagens de estruturas homogêneas. Essas variações, causadas tanto pelo processo de aquisição das imagens quanto pela presença de ruídos aleatórios, podem ser confundidos com estruturas significantes no processo de segmentação. É preciso, então, suavizar essas regiões heterogêneas através da aplicação de filtros. Os filtros adaptativos reduzem os ruídos sem borrar significativamente as bordas [2].

## OBJETIVO

Implementação de filtros adaptativos e outros processos necessários em linguagem C++ no Visual Studio® 2008.

## METODOLOGIA

Segundo GRAVEL *et. al.* (2004), o ruído em imagens CT segue uma distribuição Gaussiana. Assim, para testar os filtros com imagens onde o nível de ruído é controlado, implementou-se códigos para geração e adição de ruídos com distribuição Gaussiana [4].

O filtro Minimal Mean Square Error Estimate (MMSE) [5] é um filtro adaptativo, descrito pela Equação 1.

$$g(x, y) = \begin{cases} (1-a)f(x, y) + aM_i, & a \geq c \\ MED[f(x, y)], & a < c \end{cases} \quad (1)$$

onde

$$a = \begin{cases} b + \frac{\sigma_r}{\sigma_i}, & \leq 1 \\ 1, & \text{caso contrário} \end{cases}$$

$f(x, y)$  é a imagem original,  $g(x, y)$  é a imagem de saída,  $M_i$  é filtro média local,  $MED[f(x, y)]$  é o filtro mediana local,  $\sigma_r$  e  $\sigma_i$  são os desvios padrões do ruído e da janela local, respectivamente.  $b$  e  $c$  são constantes, sendo  $b$  pertence ao intervalo  $[0,3; 0,5]$  e  $c$  a  $[0,5; 0,6]$ .

Substitui-se os desvios padrões pelas respectivas variâncias para aumentar o peso da média em relação ao  $f(x, y)$ . Também foi adicionada a possibilidade de repetições numa mesma execução.

## RESULTADOS E CONCLUSÕES

Da comparação dos resultados do filtro MMSE com outros filtros (Média, Mediana, etc.) [4], percebeu-se claramente que o filtro MMSE reduz o ruído das imagens sem um borramento significativo das bordas.

Vários outros filtros adaptativos foram estudados e alguns foram implementados (DW-MTM, Difusão Anisotrópica, etc.), porém o que apresentou os melhores resultados foi MMSE.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1] VIEIRA, J. W. Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo EGS4 e Fantasmas de Voxels. Tese de Doutorado, DEN-UFPE, Recife-PE, Brasil, (2004).
- [2] NERI, E.; CARAMELLA, D.; BARTOLOZZI, C. (Eds.). *Imaging Processing in Radiology, Current Applications*. Germany: Springer, 2008.
- [3] GRAVEL, P.; BEAUDOIN, G.; GUISE, J. A. A Method for Modeling Noise in Medical Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, nº. 10, 2004.
- [4] VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A Software To Digital Image Processing To Be Used In The Voxel Phantom Development. *Cellular and Molecular Biology*, 3, pp.16-22 (2009).
- [5] MYLER, H. R.; WEEKS, A. R. *Computer Imaging Recipes in C*. New Jersey, EUA: Prentice Hall, 1993.

## **APOIO FINANCEIRO AO PROJETO**

CNPq