

DIP – UM *SOFTWARE* PARA PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS

**José Wilson VIEIRA (1, 2); Fernando Roberto de Andrade LIMA (3); Adriano Márcio dos SANTOS (4);
Viriato LEAL NETO (1); Vanildo Júnior de Melo LIMA (5)**

(1) Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco, Av. Prof. Luiz Freire, 500, Curado, Recife-PE,

Fone: 81 3453-0705, jwvieira@br.inter.net

(2) Escola Politécnica de Pernambuco – UPE, jwvieira@br.inter.net

(3) Centro Regional de Ciências Nucleares – CRCN, falima@cnen.gov.br

(4) Faculdade Maurício de Nassau, adrimarcio@click21.com.br

(5) Departamento de Anatomia da UFPE, vjr@ufpe.br

RESUMO

Os modelos antropomórficos usados em dosimetria computacional das radiações ionizantes, usualmente denominados fantasmas, são produzidos a partir de pilhas de imagens CT (Computed Tomography) ou MRI (Magnetic Resonance Imaging) obtidas da varredura de pacientes ou voluntários. Um modelo computacional de exposição é constituído, fundamentalmente, pelo algoritmo da fonte radioativa, pelo código Monte Carlo para simular o transporte e deposição da radiação e pelo fantoma a ser irradiado. A construção de fantasmas de voxels requer habilidades computacionais como transformação de formato de imagens, compactação de imagens bidimensionais para formação de imagens tridimensionais, quantização, reamostragem, melhoramento e segmentação de imagens, entre outras. Dificilmente o pesquisador de dosimetria computacional encontrará todas estas habilidades em um único *software* e quase sempre isto tem como consequência a diminuição do ritmo das suas pesquisas ou o uso, às vezes inadequado, de ferramentas alternativas. Este trabalho apresenta o DIP (*Digital Image Processing*), um *software* desenvolvido em C++, com o objetivo de operacionalizar algumas das tarefas acima citadas. A versão atual do *software* possui os menus *Fundamentos*, *Visualizações*, *Melhoramentos*, *Segmentações* e *Estudos*. Cada menu contém itens e subitens com funcionalidades que, geralmente, requerem uma imagem como entrada e produzem uma imagem transformada ou um atributo de imagem.

Palavras-chave: Dosimetria computacional, processamento de imagens digitais, fantasmas de voxels, C++

1. INTRODUÇÃO

A dosimetria numérica utiliza modelos de exposição para estimar a dose absorvida no corpo exposto à radiação. Alguns modelos computacionais de exposição foram desenvolvidos pelo Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) para aplicações em proteção radiológica (KRAMER et al., 2003; 2004; VIEIRA, 2004). Os simuladores antropomórficos utilizados nestes e diversos outros trabalhos foram desenvolvidos a partir de imagens CT que passaram por diversas transformações até constituírem matrizes tridimensionais (3D) representando corpos humanos virtuais com as massas dos órgãos e tecidos radiosensíveis sugeridas pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP 89, 2003). Muitas destas transformações foram editadas utilizando-se os *softwares* FANTOMAS (VIEIRA et al., 2005) e IDN (VIEIRA et al., 2006).

A necessidade de integrar as diversas tarefas de processamento da imagem digital original para obtenção de uma imagem que possa ser utilizada no modelo computacional motivou o desenvolvimento do *software* DIP. Este *software* foi desenvolvido em C++, utilizando o tipo de projeto *Windows Form* do Microsoft Visual Studio .NET 2003 (MVS.NET), para ler e escrever arquivos binários contendo a matriz 3D correspondente a uma pilha de imagens transversais de uma dada geometria que pode ser um corpo humano ou outro volume de interesse (TEMPLEMAN e OLSEN, 2002). O *software* também pode ler qualquer tipo de imagem computacional (BMP, JPEG, TIF, etc.) e fazer conversões para os tipos padrões usados nas tarefas nele implementadas. Quando a tarefa envolve apenas uma imagem de saída, esta é salva no formato JPEG (Joint Photographic Experts Group); quando envolve uma pilha de imagens, o arquivo binário de saída é denominado SGI (Simulações Gráficas Interativas, uma sigla já utilizada em outras publicações do GDN). Às pilhas de imagens se convencionou chamar fantoma (neologismo da palavra inglesa *phantom*) de voxels (volume pixels) ou fantoma SGI.

Neste trabalho é apresentada, com base em menus e itens de menu, a primeira versão do *software* DIP.

2. DIP PASSO A PASSO

Os únicos arquivos necessários para executar o DIP em Windows são o *dip.exe* e o *dotnetfx.exe*, este para computadores onde ainda não estiver instalado o pacote .NET Framework (se o usuário já tiver o MVS.NET instalado ou versões atualizadas do Windows XP, não precisará se preocupar com o *dotnetfx.exe*). O *dotnetfx.exe* está disponível na página eletrônica MICROSOFT .NET FRAMEWORK VERSION 1.1 REDISTRIBUTABLE PACKAGE (2007) e contém todas as ferramentas necessárias para executar aplicativos desenvolvidos com o .NET Framework.

A Figura 1 mostra a janela principal do DIP, exibindo o menu *Fundamentos*. O item de menu selecionado converte um arquivo binário contendo apenas os dados do fantoma (geralmente com extensão *.raw ou *.dat) em uma pilha padrão do DIP. Diversos tipos de conversões estão disponíveis nos outros subitens mostrados na Figura 1. Como exemplo, o arquivo *head256.raw*, disponível em Engel (2006), pode ser convertido em *head256.sgi* usando o caminho selecionado na figura. Este arquivo contém 225 fatias transversais da cabeça de um homem, cada uma com área transversal de 256 x 256 pixels. Os dados são armazenados com 1 byte/pixel e a resolução do voxel é de 1 mm. O *head256.sgi* é usado em diversas ocasiões ao longo deste texto.

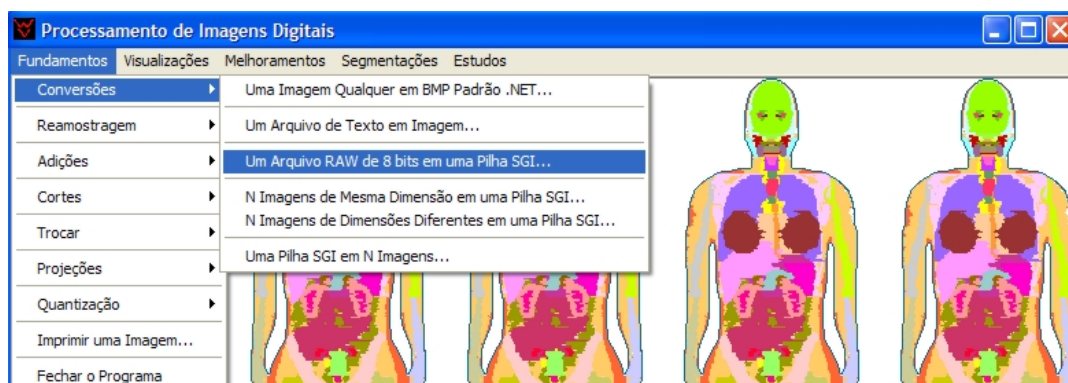


Figura 1: Janela principal do DIP exibindo o menu *Fundamentos*.

2.1. O Menu *Fundamentos*

Os principais fundamentos de processamento de imagens digitais alocados neste menu são a *Reamostragem* e a *Quantização* (GONZALEZ e WOODS, 2002). Reamostrar uma imagem digital é redimensioná-la. A Figura 2 mostra os subitens disponíveis para reamostragem no DIP. O exemplo selecionado dá acesso à caixa de diálogo mostrada na Figura 3a. Note que apenas a caixa de texto *Linhas* está inicialmente habilitada. Quando o usuário digita um número de linhas para a imagem de saída e clica no botão *Reamostrar...*, as outras dimensões são calculadas e exibidas (Figura 3b). O resultado é uma nova pilha SGI de imagens reamostradas sem deformação. Para abrir e salvar arquivos são usados, na maioria das interações com o usuário implementadas no DIP, as classes *OpenFileDialog* e *SaveFileDialog*.



Figura 2: Reamostragem de imagens digitais no DIP.

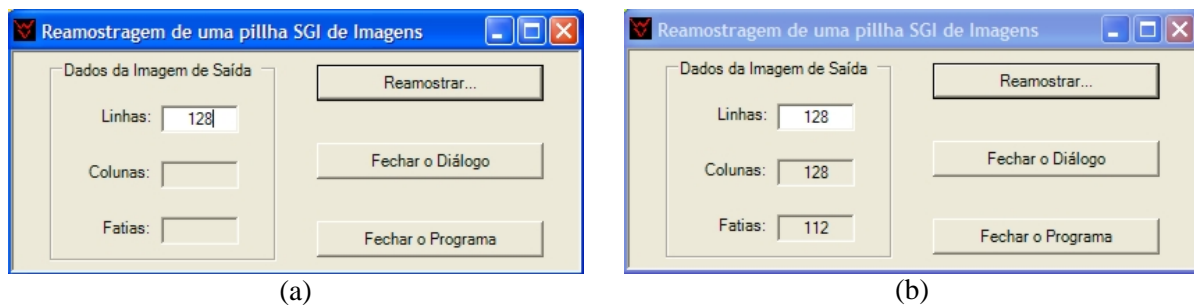


Figura 3: Caixa de diálogo para reamostragem volumar sem deformação de uma pilha SGI de imagens. (a) O usuário entra com o número de linhas da nova imagem 3D e clica no botão *Reamostrar...*. (b) O programa calcula e exibe as outras dimensões e reamostra a pilha de entrada para este novo volume.

A digitalização dos valores das coordenadas (x, y) é chamada amostragem. Quantizar é digitalizar os valores de amplitude da saída dos sensores de aquisição de uma imagem. O resultado a amostragem e da quantização é uma matriz de números reais. Na formulação aqui adotada, $f(x, y)$ é uma função discreta que atribui um valor de tom de cinza entre 0 e um limite superior $L - 1$ a cada par distinto de coordenadas (x, y) .

Na seção 2.2 são apresentados exemplos da reamostragem e da quantização de imagens digitais. A Figura 1 mostra outras operações fundamentais implementadas no DIP que podem ser aplicadas sobre uma imagem ou uma pilha de imagens como, por exemplo, cortar um sub-volume e trocar valores de tons de cinza.

2.2. O MENU *Visualizações*

A Figura 4a mostra os itens disponíveis no menu *Visualizações* do DIP. Se o usuário acionar o item de menu selecionado nesta figura, exibirá na janela principal do *software* uma pilha SGI. As fatias da pilha são exibidas continuamente. Se o usuário quiser parar a rolagem basta dar um clique com o botão esquerdo do *mouse* sobre a imagem atual. Novo clique com este botão e a pilha prosseguirá a rolagem continuamente. A Figura 4b mostra, como exemplo, a fatia 90 do arquivo *head256.sgi*. Para rolar a pilha, fatia a fatia, pode-se usar o par de teclas $> / <$, ou o par de teclas de seta \uparrow / \downarrow . Se o usuário clicar com o botão direito do *mouse* sobre a imagem atualmente exibida, terá acesso ao menu de contexto também mostrado na Figura 4b.

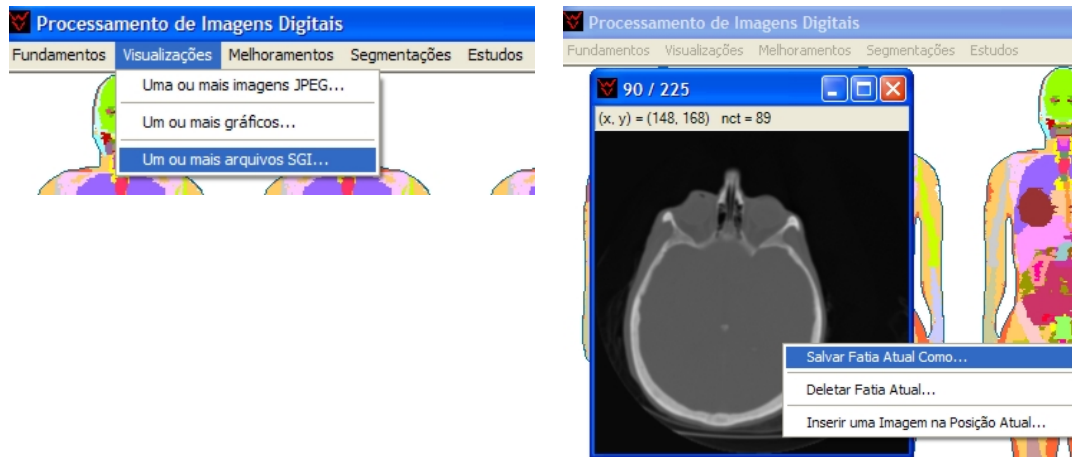


Figura 4: (a) Menu *Visualizações*. (b) Uma pilha SGI exibida através do item de menu selecionado em (a).

Para exemplificar a reamostragem e a quantização de uma imagem digital, a fatia 90 mostrada na Figura 4b foi salva com o nome *head256_90.jpg*. A Figura 5 mostra a imagem original com 256×256 pixels, e duas reamostragens da mesma: com 200×200 e 100×100 pixels. Para obter estas reamostragens foi usado o item de menu *Fundamentos* \rightarrow *Reamostragem* \rightarrow *Uma Imagem...* mostrado na Figura 2. Para exibi-las, o item de menu *Visualizações* \rightarrow *Uma ou Mais Imagens JPEG...* mostrado na Figura 4a. A Figura 6 mostra a imagem original e duas imagens quantizadas para 16 e 4 tons de cinza, respectivamente.

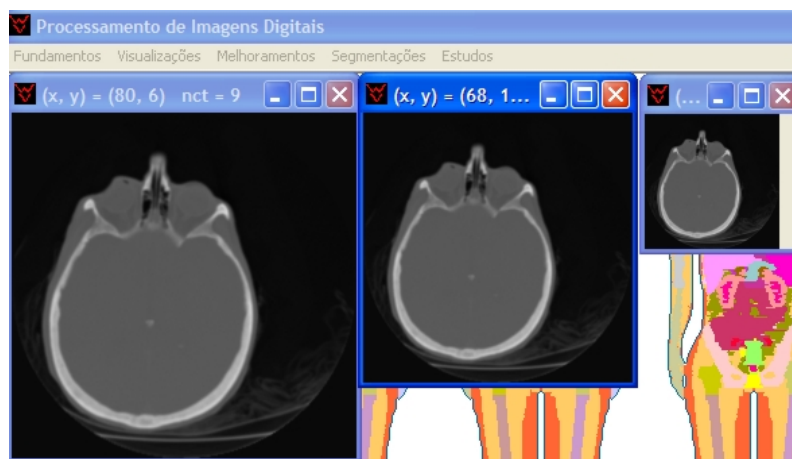


Figura 5: Imagem original com 256×256 pixels e reamostragens para 200×200 e 100×100 pixels.

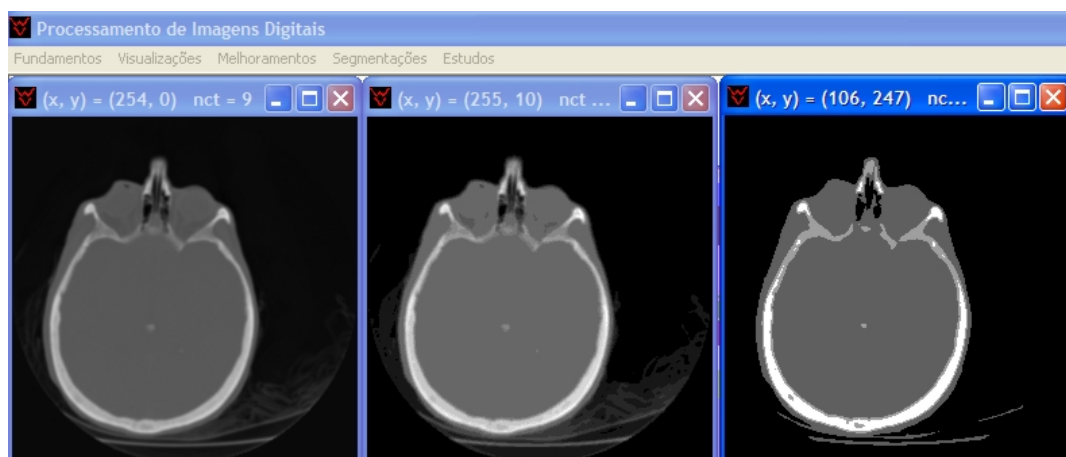


Figura 6: Imagem original e quantizações para 16 e 4 tons de cinza, respectivamente.

2.3. O MENU *Melhoramentos*

Este menu é o coração do *software* DIP. A Figura 7 mostra uma das suas ramificações. Quase todos os algoritmos de melhoramento de imagens digitais no domínio espacial descritos em Gonzalez e Woods (2002) foram implementados no DIP. Na sequência são apresentados alguns exemplos ilustrativos.

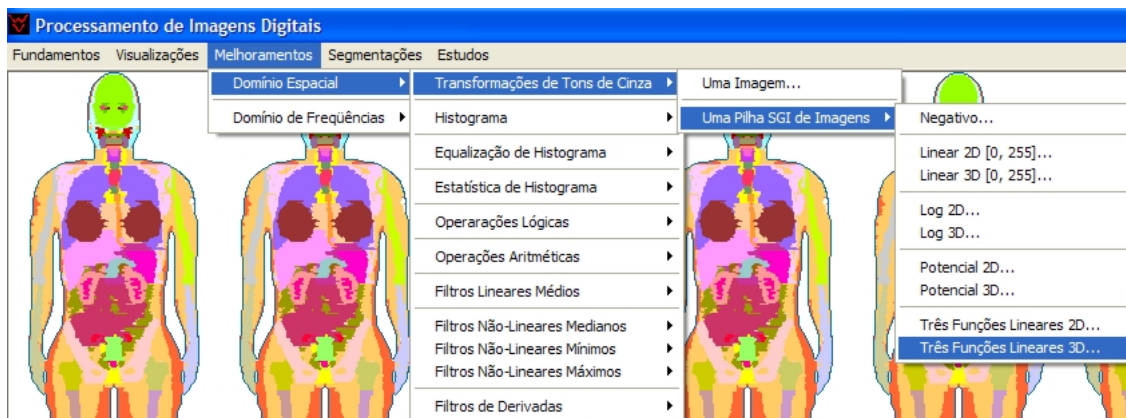


Figura 7: Uma das ramificações do menu *Melhoramentos* do DIP.

2.3.1. Transformações Baseadas em Tons de Cinza

Estas transformações têm como entrada uma imagem digital com tons de cinza r e produz uma imagem de saída com tons de cinza s , onde $s = T(r)$.

O exemplo selecionado na Figura 7 é baseado na função de transformação mostrada na Figura 8a. Esta função é composta por três funções lineares e é usada para melhorar o contraste de imagens com intervalo dinâmico estreito. As localizações dos pontos (r_1, s_1) e (r_2, s_2) controlam o formato da função.

A Figura 9a mostra o histograma de tons de cinza da imagem média da pilha *head256.sgi* (cada tom de cinza é a média dos tons de cinza na mesma posição (x, y) das 225 imagens da pilha). O caminho para obter este histograma no DIP é *Melhoramentos* \rightarrow *Domínio Espacial* \rightarrow *Histograma* \rightarrow *Uma Pilha SGI de Imagens*.... De acordo com o histograma, o intervalo dinâmico da pilha de imagens não é maior do que $[0, 128]$. Se o objetivo for segmentar as imagens, a expansão deste intervalo dinâmico pode ser uma operação útil. As Figuras 8b e 8c mostram a fatia 90 dos arquivos *head256.sgi* e *head256_8_128.sgi*. Este último arquivo foi obtido usando $(r_1, s_1) = (8, 0)$ e $(r_2, s_2) = (128, 255)$ na caixa de diálogo aberta quando o usuário clica no caminho selecionado na Figura 7. Note que, agora, a região de osso na Figura 8c está praticamente branca o que torna mais fácil a segmentação dos ossos do crânio na pilha completa. A Figura 9b mostra o histograma da Figura 8c onde as intensidades maiores equivalem ao fundo (~ 0), ao tecido mole (~ 170) e ao crânio (~ 255).

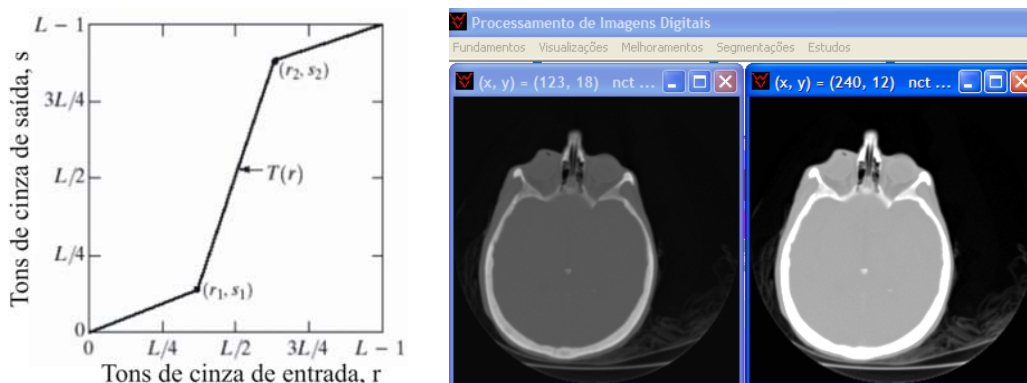


Figura 8: (a) Função de transformação composta por três funções lineares para melhorar o contraste de imagens digitais com intervalo dinâmico estreito (GONZALEZ e WOODS, 2002). (b) Imagem original. (c) Resultado da transformação de tons de cinza (a) sobre a imagem (b) para $(r_1, s_1) = (8, 0)$ e $(r_2, s_2) = (128, 255)$.

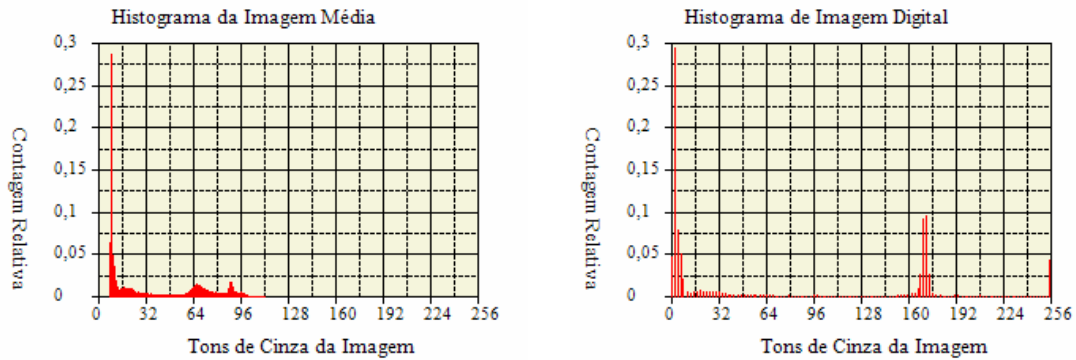


Figura 9: (a) Histograma da imagem média da pilha *head256.sgi*. (b) Histograma da Figura 8c.

2.3.2. Transformações Baseadas em Operadores Lineares

Algumas operações de melhoramento funcionam com os valores dos pixels da imagem na vizinhança de um dado pixel em (x, y) e os valores correspondentes de uma sub-imagem que tem as mesmas dimensões da vizinhança. A sub-imagem é chamada de filtro, máscara, núcleo, modelo ou janela. Os valores em uma máscara são referenciados como coeficientes ao invés de pixels.

O mecanismo da filtragem espacial consiste em deslocar a máscara sobre os pontos de uma imagem. Em cada ponto (x, y) , a resposta local é calculada usando uma relação predefinida. A implementação para filtragem de uma imagem $M \times N$ com uma máscara de média ponderada $m \times n$ (m e n ímpares) é dada pela expressão:

$$g(x, y) = \frac{\sum_{s=-m/2}^{m/2} \sum_{t=-n/2}^{n/2} w(s, t) f(x + s, y + t)}{\sum_{s=-m/2}^{m/2} \sum_{t=-n/2}^{n/2} w(s, t)} . \quad [\text{Eq. 01}]$$

A Figura 10 mostra duas máscaras 3×3 de médias. A constante de multiplicação em frente a cada uma delas é igual ao inverso da soma dos valores dos seus coeficientes, como é requerido para cálculo de uma média.

| | | | |
|----------------------|---|---|---|
| $\frac{1}{9} \times$ | 1 | 1 | 1 |
| | 1 | 1 | 1 |
| | 1 | 1 | 1 |

| | | | |
|-----------------------|---|---|---|
| $\frac{1}{16} \times$ | 1 | 2 | 1 |
| | 2 | 4 | 2 |
| | 1 | 2 | 1 |

Figura 10: Duas máscaras 3×3 de médias.

Se o usuário clicar no caminho *Melhoramentos* \rightarrow *Domínio Espacial* \rightarrow *Filtros Lineares Médios* \rightarrow *Polimento de uma Pilha de Imagens...*, poderá dimensionar a máscara a ser usada, abrir e transformar uma imagem ou uma pilha SGI, salvando o resultado.

Uma importante aplicação de média espacial é no embaçamento de uma imagem com o propósito de se obter uma representação bruta dos objetos de interesse de tal modo que a intensidade dos objetos menores se misture com o fundo e os objetos maiores se tornem “massas cinzentas” de fácil detecção posterior.

A Figura 11a é a imagem exibida na Figura 5a onde foi “adicionado” o ruído conhecido como *sal-e-pimenta*. A Figura 11b mostra o resultado da aplicação de uma máscara média 3×3 à Figura 11a. Vê-se que a imagem processada tem menos ruído visível, mas o preço pago é que ela ficou mais embaçada.

2.3.3. Transformações Baseadas em Operadores Não-Lineares

São as transformações realizadas pelos filtros estatísticos de ordem, que são máscaras espaciais não-lineares cuja resposta é baseada no ordenamento dos pixels contidos na área da imagem sobre a qual elas passam. O valor do pixel central é trocado pelo valor determinado no processo de ordenação. O melhor exemplo conhecido nesta categoria é o filtro mediano, que, como o nome indica, troca o valor de um pixel pela mediana dos tons de cinza na vizinhança deste (o valor original do pixel é incluído na computação da mediana). Os filtros medianos são muito populares porque fornecem excelente capacidade de redução de alguns tipos de ruídos aleatórios, com embaçamento consideravelmente menor do que os resultados para filtros lineares de polimento com as mesmas dimensões.

A Figura 11c mostra o resultado da aplicação de uma máscara mediana 3×3 sobre a imagem da Figura 11a. A superioridade em todos os aspectos do filtro mediano sobre o médio neste caso é bastante evidente. Para utilizar o filtro mediano 2D no DIP, o usuário deve clicar no caminho *Melhoramentos* \rightarrow *Domínio Espacial* \rightarrow *Filtros Não-Lineares Medianos* \rightarrow *Imagem Mediana....*

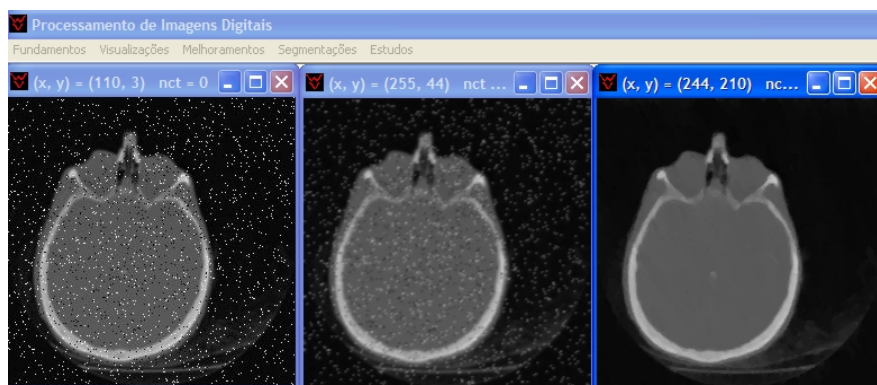


Figura 11: (a) Imagem original. (b) Resultado da filtragem média sobre (a). (c) Resultado da filtragem mediana sobre (a).

2.3.4. Filtros de Derivadas

O principal objetivo dos filtros baseados em derivadas (filtros finos ou agudos) é realçar detalhes delicados em uma imagem ou melhorar detalhes que foram embaçados por erro ou por efeito natural de um método particular de aquisição de imagem.

Na seção 2.3.2, viu-se que o embaçamento de imagens pode ser realizado no domínio espacial tomando a média dos pixels em uma vizinhança. Como a média é análoga à integração, pode-se concluir que o aguçamento pode ser realizado pela diferenciação espacial. A essência da resposta de um operador derivado é proporcional ao grau de descontinuidade da imagem no ponto onde o operador é aplicado. Assim, a diferenciação da imagem melhora extremidades e outras descontinuidades (tais como ruídos) e não atinge áreas com variação lenta nos valores dos tons de cinza.

DERIVADAS DE PRIMEIRA ORDEM – O GRADIENTE DE SOBEL

As derivadas de primeira ordem são implementadas em processamento de imagens usando-se o módulo do gradiente. Uma aproximação comumente usada para o módulo do gradiente de $f(x, y)$ em implementações é

$$\nabla f \approx |G_x| + |G_y|. \quad [\text{Eq. 02}]$$

Se o ponto central e a vizinhança forem denotados como na Figura 12a, o gradiente de z_5 é, segundo a Eq. 02,

$$\nabla f \approx |(z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3)| + |(z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7)|. \quad [\text{Eq. 03}]$$

A Eq. 03 é conhecida como o *gradiente de Sobel 2D* (GONZALEZ e WOODS, 2002). A diferença entre as linhas 3 e 1 da região 3×3 da imagem se aproxima da derivada na direção x e a diferença entre as colunas 3 e 1 se aproxima da derivada na direção y . É dado um peso 2 ao ponto central para melhorar o polimento.

As máscaras usadas nos módulos da Eq. 03 são mostradas nas Figuras 12b e 12c. Note que a soma dos coeficientes dos operadores de Sobel é nula, indicando que a Eq. 03 é zero em uma área de tom de cinza constante, como esperado para um operador de derivada.

No DIP, o gradiente de Sobel é acessado através do caminho *Melhoramentos* \rightarrow *Domínio Espacial* \rightarrow *Filtros de Derivadas* \rightarrow *Uma Imagem* \rightarrow *Gradiente de Sobel 2D*.... A Figura 13a mostra a imagem da Figura 11c e a Figura 13b mostra o resultado da aplicação do gradiente de Sobel nesta imagem. Como se vê, a aplicação de filtros baseados em derivadas de primeira ordem realça os contornos dos objetos em uma imagem. Este é um recurso importante em processamentos como a segmentação de imagens digitais.

| | | | | | | | | |
|-------|-------|-------|----|----|----|----|---|---|
| z_1 | z_2 | z_3 | -1 | -2 | -1 | -1 | 0 | 1 |
| z_4 | z_5 | z_6 | 0 | 0 | 0 | -2 | 0 | 2 |
| z_7 | z_8 | z_9 | 1 | 2 | 1 | -1 | 0 | 1 |

Figura 12: (a) Notação usada para calcular o operador gradiente. (b) e (c) Operadores de Sobel 2D.

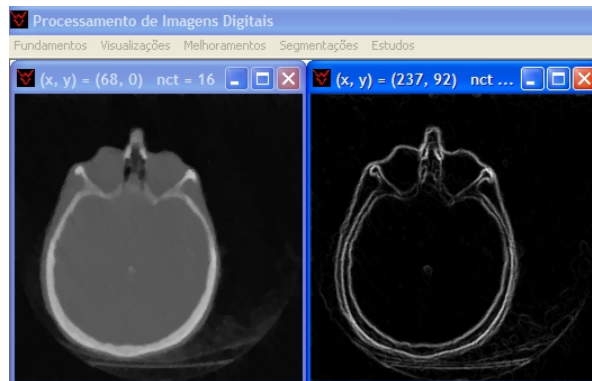


Figura 13: (a) Imagem original. (b) Resultado do uso dos operadores de Sobel 2D em (a).

DERIVADAS DE SEGUNDA ORDEM – O LAPLACIANO DIGITAL

Para uma função contínua $f(x, y)$, o laplaciano é definido por

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}. \quad [\text{Eq. 04}]$$

A Eq. 04 precisa ser expressa na forma discreta para ser útil em processamento de imagens. Há diversos modos de definir um laplaciano digital usando as vizinhanças. No DIP, foi implementada uma das definições mais populares, que leva em conta os primeiros vizinhos e os vizinhos diagonais de um dado ponto (x, y) : a chamada *filtragem de impulso alto*, definida pela máscara mostrada na Figura 14a. Se $A = 0$, isto é, se a soma dos coeficientes da máscara for zero, obtém-se a imagem do laplaciano, usando-se

$$g(x, y) = \sum_{s=-1}^1 \sum_{t=-1}^1 w(s, t) f(x + s, y + t). \quad [\text{Eq. 05}]$$

Neste caso, todos os coeficientes são iguais a -1 , exceto w_{00} , que é igual a 8 , como na Figura 14b. A caixa de diálogo mostrada nesta figura é acessada no DIP através do caminho *Melhoramentos* \rightarrow *Domínio Espacial* \rightarrow *Filtros de Derivadas* \rightarrow *Uma Imagem* \rightarrow *Imagem do Laplaciano*.... Se $A = 1$, a filtragem de impulso alto se torna o aguçamento laplaciano “padrão”. Quando o valor de A cresce, a contribuição do processo de aguçamento da imagem se torna menor e menos importante. Se A for muito grande, a imagem de impulso alto será, aproximadamente, igual à imagem original multiplicada por uma constante. A Figura 15 mostra a imagem da Figura 11c e resultados da filtragem laplaciana para $A = 0$, $A = 1$ e $A = 1,7$.

Na prática, a filtragem no domínio espacial combina alguns dos métodos aqui apresentados. Cabe ao usuário estudar seqüências de métodos no sentido de obter o melhor resultado. A filtragem no domínio de frequências será abordada em futuras publicações do GDN.

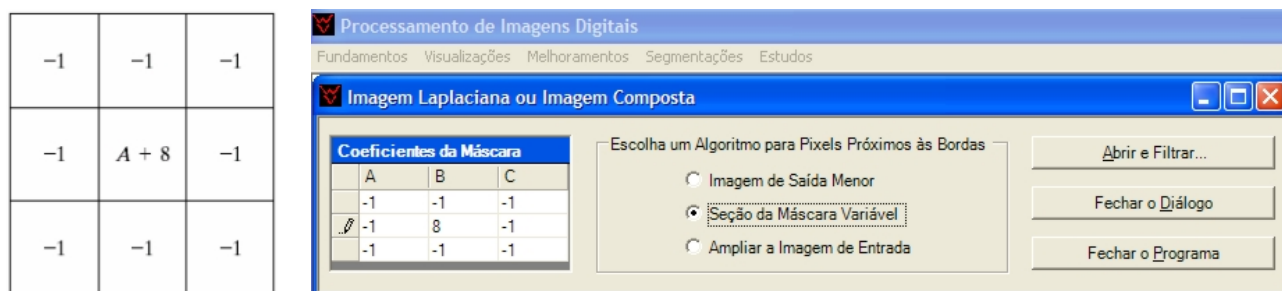


Figura 14: (a) Máscara para filtragem baseada na derivada de segunda ordem. (b) Caixa de diálogo do DIP mostrando $w_{00} = 8$, o que produz a imagem do laplaciano da imagem de entrada (Figura 15b).

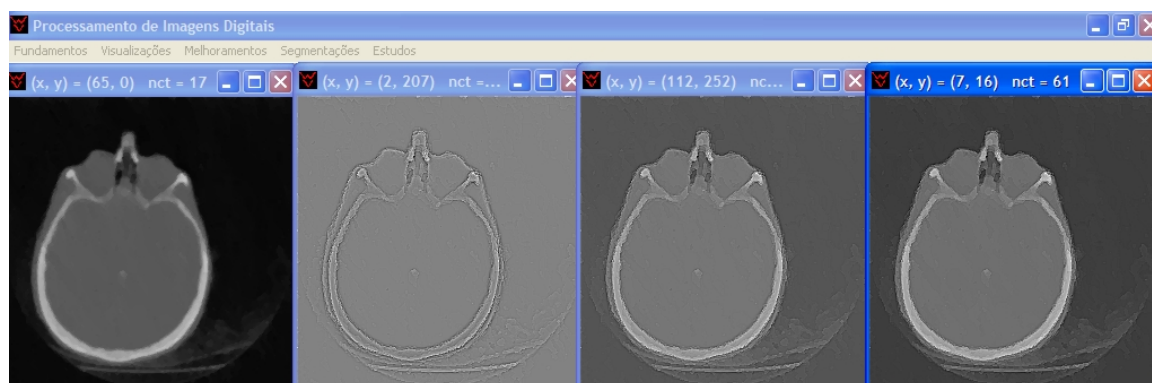


Figura 15: (a) Imagem original. (b) Imagem do laplaciano de (a). (c) Aguçamento padrão usando o laplaciano ($A = 1$). (d) Filtragem de impulso alto para $A = 1,7$.

3. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste trabalho foi apresentado o *software* DIP, utilizando-se alguns exemplos da sua funcionalidade, principalmente as técnicas de melhoramento de imagens digitais no domínio espacial. O *software* foi desenvolvido no Microsoft Visual Studio C++ .NET 2003 e já foi utilizado em alguns estudos do GDN e também de outros pesquisadores do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (KRAMER et al., 2006; LEAL NETO, 2007).

O menu *Estudos* (Figura 1) contém itens que dão acesso a manipulações especiais de fantasmas de voxels em trabalhos de dissertações e teses a serem publicados em breve. Outros itens serão adicionados a este menu para desenvolvimento de trabalhos de estudantes membros do GDN. Também é pretensão adicionar um menu de ajuda ao usuário do DIP numa próxima versão.

REFERÊNCIAS

ENGEL K., **Pre-Integrated Volume Rendering**, <http://wwwvis.informatik.uni-stuttgart.de/~engel/pre-integrated/data.html>, Última atualização em 20/04/2001. Acesso em mar 2006.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., **Digital Image Processing**, 2nd edition, Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey, USA, 2002.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **ICRP 89**, Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values, Pergamon Press, Oxford, 2003.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A. and FUELLE, D., All about MAX: A Male Adult voXel phantom for Monte Carlo calculations in the area of radiation protection dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; LOUREIRO, E. C. M; LIMA, V. J. M. and HOFF, G., All about FAX: a *Female Adult voXel* phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216, 2004.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W. and KAWRAKOW, I., Skeletal dosimetry in the MAX06 and the FAX06 phantoms for external exposure to photons based on vertebral 3D-microCT images, UK, *Phys. Med. Biol.*, **51**, 6265-6289, 2006.

LEAL NETO, V., **Desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário para modelos computacionais de exposição externa**, Dissertação de Mestrado, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2007.

MICROSOFT .NET FRAMEWORK VERSION 1.1 REDISTRIBUTABLE PACKAGE, **Download**. Disponível em: <http://www.microsoft.com/downloads/details.aspx?familyid=262D25E3-F589-4842-8157-034D1E7CF3A3&displaylang=en>, Acesso em 21 ago 2007.

TEMPLEMAN, J. and OLSEN, A. **Microsoft Visual C++ .NET, step by step. Version 2003**, Microsoft Press, USA, 2002.

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, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2004.

VIEIRA, J. W.; STOSIC, B.; LIMA, F. R. A.; KRAMER, R.; SANTOS, A. M. e LIMA, V. J. M., Um *software* para editar fantasmas de voxels e calcular coeficientes de conversão para a proteção radiológica, PRIMEIRO CONGRESSO BRASILEIRO DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA, Rio de Janeiro, 02 a 05 de novembro de 2005.

VIEIRA, J. W.; SANTOS, A. M. e LIMA, F. R. A., Tratamento de imagens tomográficas para uso em dosimetria numérica, PRIMEIRO CONGRESSO AMERICADO DO IRPA, Acapulco, México, 03 a 08 de setembro de 2006.