X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica
"Radioprotección: Nuevos Desafíos para un Mundo en Evolución"
Buenos Aires, 12 al 17 de abril, 2015
SOCIEDAD ARGENTINA DE RADIOPROTECCIÓN

COMPARANDO DOIS MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO PARA CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS TOMOGRÁFICOS

Andrade, P.H.A.[1,2], Vieira, J.W.[3,4] y Lima, F.R.A.[5]

[1] Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco,
[2] Centro Acadêmico do Agreste - Universidade Federal de Pernambuco
[3] Instituto Federal de Pernambuco
[4] Universidade de Pernambuco
[5] Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste - Comissão Nacional de Energia Nuclear

RESUMO

Obter simuladores antropomórficos realísticos para utilizá-los em modelos computacionais de exposição é um problema enfrentado por pesquisadores em dosimetria numérica das radiações ionizantes. Estes simuladores tem sua geometria simulada de diversas formas que vão desde simples cilindros até pilhas de imagens médicas. Antes de serem acopladas aos códigos responsáveis por simular o transporte e a interação da radiação com a material as imagens devem sofrer transformações adequadas. Neste trabalho foi utilizada uma imagem CT da cabeça de um adulto masculino para comparar a eficácia de dois métodos de segmentação por tom de cinza limiar. O primeiro método utilizado é baseado na estatística da distribuição dos tons de cinza da imagem; o segundo baseia-se em um modelo físico para interação de partículas conhecido como Modelo de Potts. As operações necessárias para a aplicação do primeiro método já estavam implementadas no software DIP e no desenvolvimento deste trabalho foram implementadas as operações necessárias para o segundo método. Além disso, utilizou-se uma imagem CT do ouvido interno de um adulto masculino para mostrar a eficiência do modelo de Potts em distinguir, em imagens médicas, regiões de texturas distintas. O software DIP é uma ferramenta computacional para processamento de imagens digitais que está em constante aprimoramento desde 2007, pelo Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica (GDN) de Recife-PE. O grupo tem utilizado a linguagem C#, no Microsoft Visual Studio para aprimorar diversas técnicas de processamento de imagens digitais úteis para estudantes e pesquisadores.

1. INTRODUÇÃO

Um dos principais problemas enfrentados por pesquisadores em dosimetria numérica das radiações ionizantes consiste em obter simuladores antropomórficos (os chamados fantomas, neologismo da palavra inglesa *phantom*) realísticos para usar como a geometria irradiada nos modelos computacionais de exposição [1]. A forma destes fantomas varia desde simples cilindros homogêneos até pilhas de imagens médicas. Por exemplo, imagens CT (*Computed Tomography*) ou imagens MRI (Magnetic Resonance Imaging), obtidas de pacientes ou voluntários. Como é de se esperar, as imagens médicas não são acopladas aos códigos simuladores do transporte e interação da radiação com a matéria do modo como são obtidas nos aparelhos de aquisição de imagens; elas devem ser transformadas [2]. As técnicas (ou filtros) de processamento de imagens digitais comumente usadas nas transformações visam diminuir ruídos inerentes ao processo de aquisição, corrigir defeitos oriundos da calibração do tomógrafo, aumentar contrastes entre regiões do corpo humano representadas, detectar

fronteiras entre órgãos e tecidos de interesse e, por fim, segmentar e classificar cada órgão ou tecido no corpo virtual que seja crítico para o problema que se deseja simular [3].

Neste trabalho foi utilizada uma imagem CT da cabeça e uma imagem CT do ouvido interno, ambas de adultos masculinos, para demonstrar a utilidade de alguns filtros de processamento de imagens digitais, principalmente os baseados nos conceitos de integral e derivada discretas e, além disso, demonstrar a eficiência do método baseado no Modelo de Potts em distinguir regiões de diferentes texturas. As regiões da imagem importantes para a dosimetria foram segmentadas usando o *software* DIP (*Digital Image Processing*) [2]. Sempre há mais de uma opção para realizar uma tarefa de melhoramento de imagens digitais e quase sempre se utilizam composições de filtros aplicadas numa sequência apropriada para obter resultados satisfatórios. Desde 2007, o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica (GDN) de Recife-PE tem utilizado a linguagem de programação C#, no ambiente de desenvolvimento integrado do Microsoft Visual Studio [4] para aprimorar o DIP, que no presente já possui, organizadas em menus, diversas técnicas de processamento de imagens digitais úteis para estudantes e pesquisadores.

2. PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS USANDO SOFTWARE DIP

O *software* DIP está disponível para pesquisadores de dosimetria computacional em http://dosimetrianumerica.org/softwares em um arquivo chamado *DIP_Instalador.msi*. Com um clique duplo sobre este arquivo pode-se instalar o *software* como usualmente se procede em programas Windows. Após a instalação, dispõe-se, entre outros, de dois arquivos: o *dip.exe* e um arquivo **.pdf* com o artigo que apresenta o DIP no formato de tutorial [2].

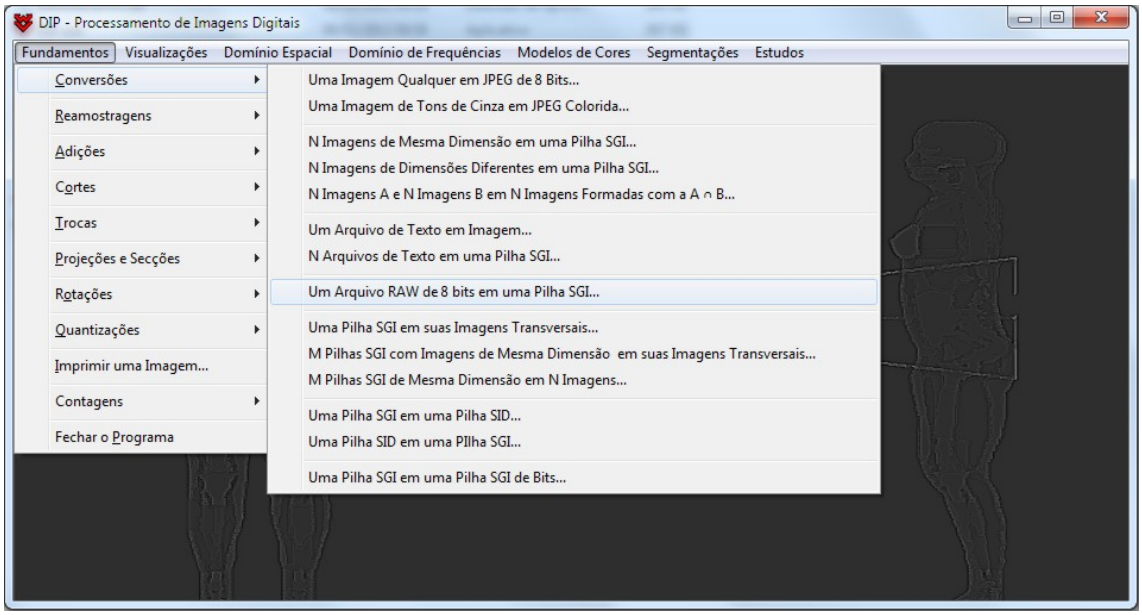

Figura 1: Janela principal do software DIP destacando o menu Fundamentos

A Figura 1 mostra a janela principal do DIP, exibindo o menu *Fundamentos*. O item de menu selecionado converte um arquivo binário de 8 bits contendo apenas os dados do fantoma (geralmente com extensão *.*raw* ou *.*dat*) em uma pilha padrão do DIP, que é um arquivo binário com extensão *.*sgi* [2]. O caminho foi usado para converter o *head256.raw*, disponível em [5], no *head256.sgi*. Além de converter o *CTA_inOhr_1_128_char.raw,* também disponível em [5], emu ma pilha SGI. O primeiro arquivo contém 225 fatias de 256 x 256 pixels da cabeça de um homem e o segundo arquivo tem 30 fatias de 128 x 128 pixels. A fatia 147 do *head256.sgi* é usada para exemplificar as técnicas de melhoramento de imagens digitais aqui apresentadas. E as fatias 2 e 12 do *CTA_inOhr_1_128_char.sgi* são utilizadas para mostrar a eficácia que o método baseado no modelo de Potts consegue apresentar em imagens com regions contend diferentes texturas. Todas as técnicas estão implementadas no DIP e fundamentadas nas referências [2], [3] e [6].

3. AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS

A linha de sensores montada em uma configuração anelar é usada na construção de imagens médicas e industriais para obter imagens (fatias) de seções transversais de objetos 3D, como mostrado na Figura 2. Uma fonte de raios-X girante fornece a radiação e a porção dos sensores oposta à fonte coleta a energia dos raios-X emergentes do objeto (obviamente, os sensores têm que ser sensíveis à energia dos raios-X) [3]. Esta é a base para a construção de imagens por *tomografia computadoriza* (CT, da sigla em ingles Computerized Tomography) industrial.

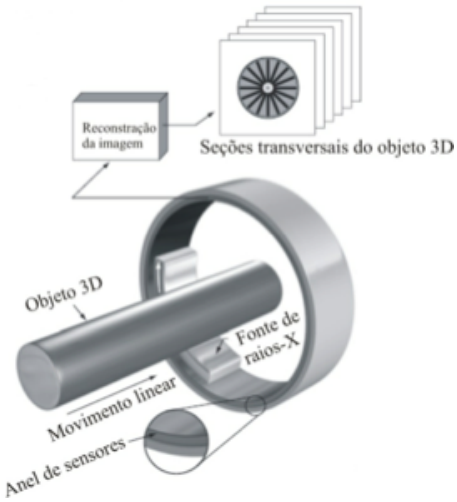

Figura 2: Equipamento de aquisição de imagem que utiliza uma linha circular de sensores

Ao ser realizada a aquisição de imagens de seções transversais de objetos 3D em máquinas apropriadas muitas vezes surgem “ruídos" nessas imagens causados pelos motivos mais variados. As principais fontes de ruído em imagens digitais surgem durante a aquisição (digitalização) e/ou transmissão [3]. A performance dos sensores de construção de imagens é afetada por diversos fatores como as condições ambientais durante a aquisição da imagem e a qualidade dos próprios elementos do sensor. As imagens são corrompidas durante a transmissão principalmente por causa de interferência no canal usado.

Na Figura 3 aparece nitidamente um artefato que não faz parte da cabeça do indivíduo. É possível observer na imagem do arquivo *head256.sgi* a presença do que muito provavelmente é a maca na qual o paciente/voluntário estava deitado no momento do exame. É importante observer que, para a maioria das aplicações práticas, a presença dessa maca é tratada como um ruído na imagem.

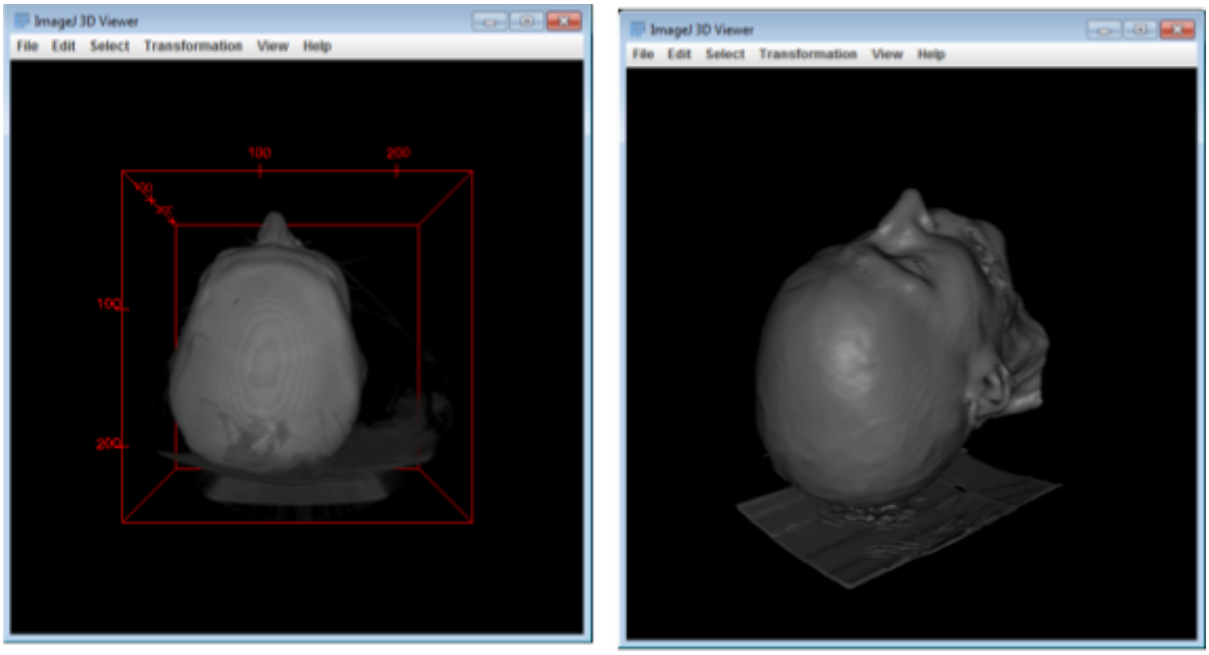

Figura 3: Imagem 3D da cabeça obtida de *head256.sgi*. (a) volumen e (b) superficie.

4. COMPARAÇÃO ENTRE DOIS MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO POR TOM DE CINZA LIMIAR.

O principal objetivo dos filtros baseados em derivadas 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.

A Figura 4a mostra a imagem 147 da pilha *head256.sgi*. Percebe-se que, além das informações anatômicas contidas na imagem, há artefatos indesejáveis causados pela cama do tomógrafo ou pela configuração dos parâmetros do mesmo.

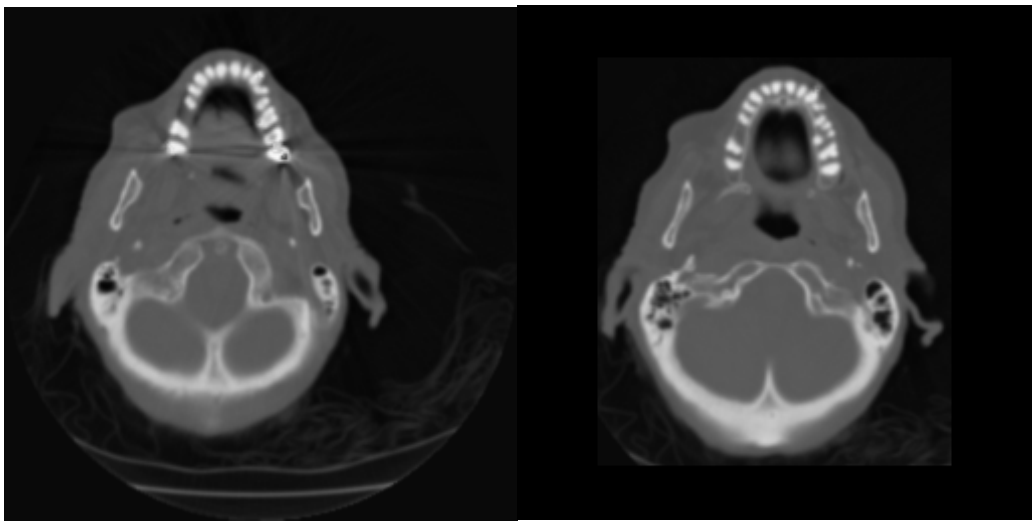

Figura 4: (a) Fatia 147 da pilha *head256.sgi*. (b) fatia 147 após ser realizado um "corte" a fim de retirar grande parte do artefato indesejável.

A Figura 4b foi obtida usando a *operação lógica AND* sobre a imagem da Figura 4a. A fatia 147, a máscara e a imagem de saída desta operação são mostradas na Figura 5. Se *a* é a intensidade de um pixel em (*x, y*) na imagem de entrada e *m* é a intensidade no mesmo ponto na máscara (pode ser 0 ou 1), a operação *a* AND *m* determina a intensidade no pixel de saída: o mesmo da entrada ou 0. Note que a Figura 4b foi centralizada.

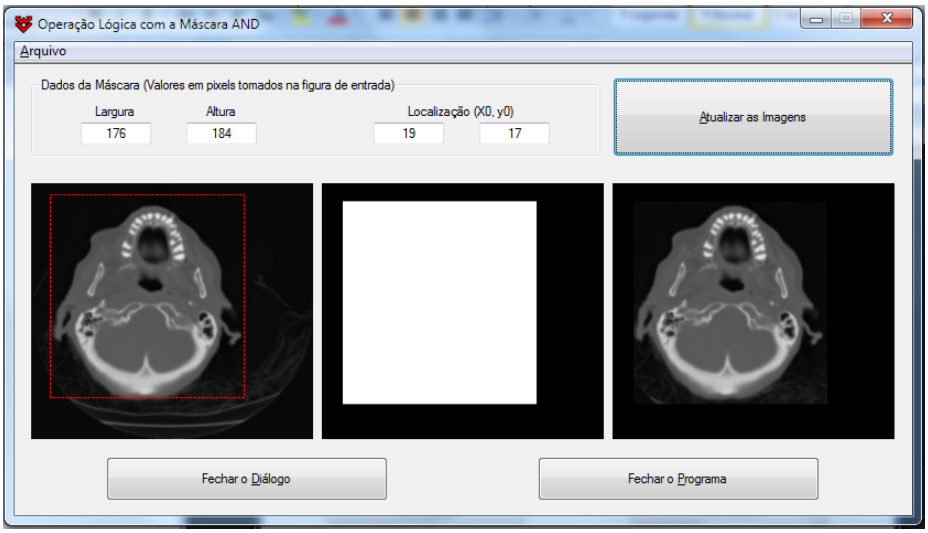

Figura 5: Imagem da janela do DIP onde foi realizada a operação lógica AND

A Figura 6 é a imagem resultante de várias aplicações de um filtro de médias sobre a imagem da Figura 4b. Imagens de médias aritméticas são obtidas no domínio espacial tomando a média dos pixels em uma vizinhança. No caso da Figura 6, a máscara que constituiu a vizinhança é 3 x 3 e foram realizadas 15 filtragens.

O filtro de médias pode ser utilizado para suprimir os artefatos na fatia escolhida e aumentar o contraste entre as regiões desta. Note que a Figura 6 é embaçada, característica não desejável nos contornos (crânio / tecido mole) das regiões importantes. Mas, em compensação, seu fundo é mais uniforme do que o da fatia 147, isto é, a intensidade dos pixels indesejados estão mais próximos de 0. É esta característica do filtro de médias que foi explorada neste trabalho: sua capacidade de uniformizar regiões.

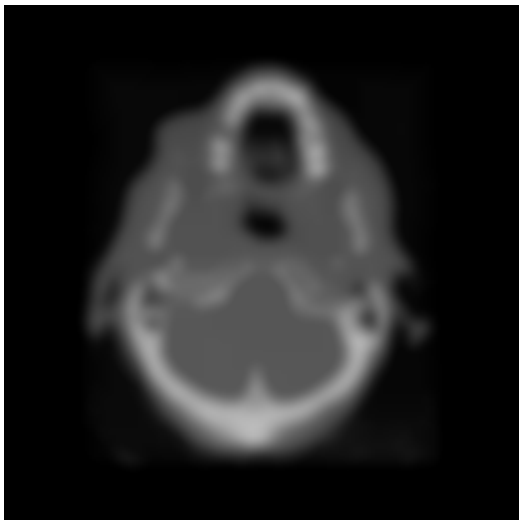

Figura 6: Fatia 147 da pilha *head256.sgi* após 15 aplicações sucessivas de um filtro de média.

Técnicas de segmentação de imagem que focam na intensidade dos tons de cinza são as mais computacionalmente eficientes enquanto que identificar regiões de diferentes texturas é extremamente custoso em termos de tempo computacional *[6]*. Uma técnica bastante promissoras para distinguir texturas em regiões da imagem sem grandes custos computacionais é baseada no modelo advindo da física estatística conhecido como Modelo de Potts.

O modelo de Potts (também chamado *q-Ising*) descreve a interação entre spins em uma rede com variáveis que podem assumir "Q" estados. Nesse modelo existem dois valores possíveis para a energia de interação entre as variáveis de spin: 0 (zero) quando os valores das variáveis forem diferentes e 1 quando tiverem o mesmo valor. O modelo de Potts com Q estados contém o modelo de Ising como um caso particular quando Q = 2. O modelo de Potts pode ser utilizado para analisar imagens de tons de cinza em que as intensidades dos pixels são consideradas em vez das variáveis de spin. De acordo com esse modelo, a energia total associada a o sistema é

$$E = -\mu H \sum_{i} (s_i - s_t) - J \sum_{ij,\,\mathrm{nn}} \delta(s_i, s_j) \tag{1}$$

Onde S_t é o tom de cinza limiar (separa tons de cinza "claros" de tons de cinza "escuros", com $0 < S_t < Q-1$) e δ é o delta de Kronecker (1 se os tons de cinza forem iguais e 0 caso sejam diferente), μ é o momento magnético do elemento, H é o campo magnético externo e J é a constante de acoplamento de interação.

Supondo que a matriz de spins representa a intensidade de uma imagem em escala de cinza e que o campo externo aplicado é H = 1, precisamos encontrar o conjunto de parâmetros $(\mu_\alpha J_\alpha)$ que minimize a energia do sistema pois isso corresponde a dividir a imagem em quatro regiões. Sem perda de generalidade e por conveniencia podemos simplesmete usar $(\mu_1 = 1, J_1 = 1), (\mu_2 = 1, J_2 = -1), (\mu_3 = -1, J_3 = 1)$ $(\mu_4 = -1, J_4 = -1)$ e que chamaremos de regiões $\alpha = 1,2,3,4$ respectivamente. As energias dessas regiões são:

$$E_1 = -\sum_{i\in A1} (s_i - s_t) - \sum_{i\in A1, j\in \mathrm{nn}} \delta(s_i, s_j), \qquad E_3 = \sum_{i\in A3} (s_i - s_t) - \sum_{i\in A3, j\in \mathrm{nn}} \delta(s_i, s_j),$$
$$E_2 = -\sum_{i\in A2} (s_i - s_t) + \sum_{i\in A2, j\in \mathrm{nn}} \delta(s_i, s_j), \qquad E_4 = \sum_{i\in A4} (s_i - s_t) + \sum_{i\in A4, j\in \mathrm{nn}} \delta(s_i, s_j), \tag{2}$$

Onde a eneriga total é simplesmente a soma sobre todas as regiões:

$$E = \sum_{\alpha} E_{\alpha} \tag{3}$$

Essas energias correspondem a regiões que são: 1) Paramagnética e ferromagnética; 2) Paramagnética e antiferromagnética; 3) Diamagnética e ferromagnética; 4) Diamagnética e antiferromagnética.

Revertendo de volta para escala de cinza essas categorias correspondem as seguintes regiões da imagem:

1) Paramagnética e ferromagnética	*Clara e Lisa*
2) Paramagnética e antiferromagnética	*Clara e Granulada*
3) Diamagnética e ferromagnética	*Escura e Lisa*
4) Diamagnética e antiferromagnética	*Escura e Granulada*

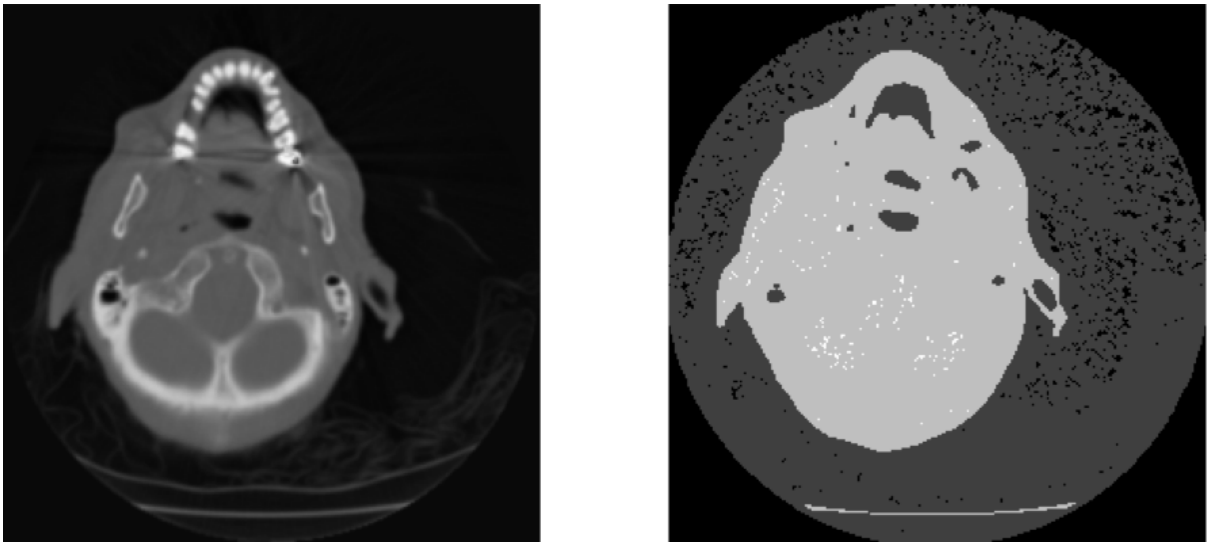

Figura 7: (a) Fatia 147 da pilha *head256.sgi* (b) Fatia 147 após utilizar o método "q-Ising" implementado no software DIP.

Observando a Figura 7 é possível notar que através da técnica de segmentação baseada no modelo de Potts foi possível fazer uma distinção entre (1) o campo de imagem realmente obtido pelos sensores do tomógrafo e (2) o *"fundo"* da imagem (tipicamente uma matriz de zeros a serem substituídos pela intensidade do tom de cinza obtida pelos sensores da máquina). Com esse método, o artefato praticamente se "mistura ao fundo" e pode ser retirado da imagem por técnicas relativamente simples.

Utilizando o método *q-Ising* em uma imagem CT do ouvido interno foi possível distinguir regiões que através de outros métodos seria necessário uma quantidade bem maior de manipulações da imagem.

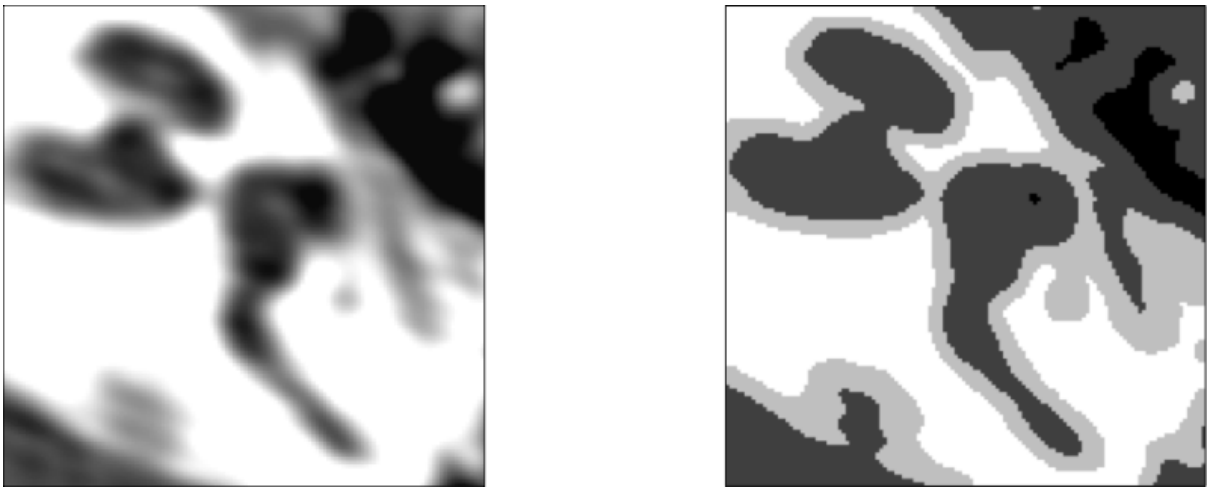

Figura 8: (a) Fatia 12 da pilha *CTA_inOhr.sgi* (b) Fatia 12 após utilizar o método "q-Ising" implementado no software DIP.

3. CONCLUSÃO

Enquanto que a utilização de um filtro de média simplesmente "uniformiza" a região do fundo, o método baseado no modelo de Potts foi capaz de separar regiões que continham tons de cinza extremamente próximos como o caso do campo de imagem obtido pelos sensores do tomógrafo e o "fundo da imagem". Além disso, quando utilizando em uma imagem com transições suaves entre regiões, a técnica chamada *q-Ising* foi capaz de separar bem tais regiões.

4. REFERÊNCIAS

1. R. Kramer, H. J. Khoury, J. W. Vieira, K. A. R. Brown, Skeletal Dosimetry for External Exposures to Photons Based on μCT Images of Spongiosa: Consideration of Voxel Resolution, Cluster Size, and Medullary Bone Surfaces", *Medical Physics*, **36** (11), 5007-5016, 2009.
2. J. W. Vieira and F. R. A. Lima, "A Software to Digital Image Processing to Be Used in the Voxel Phantom Development", *Cellular and Molecular Biology*, **55**, 16-22, 2009.
3. R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 2nd edition, Printice-Hall, USA, 2002.
4. J. Sharp, *Microsoft Visual C# 2010 Step by Step*, Microsoft Press, USA, 2010.
5. K. Engel, "Pre-Integrated Volume Rendering", http://wwwvis.informatik.uni-stuttgart.de/~engel/pre-integrated/data.html, Acessado em fevereiro de 2015.
6. Bentrem, F. W., "A Q-Ising model application for linear-time image segmentation", *Central European Journal of Physics*, 8(5), 2010.