

OTIMIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DE IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC) COM APLICAÇÕES DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO

Mateus das Neves Fragnani³⁰

Nelma Rodrigues Pereira³¹

Thiago Victorino Claus³²

Tobias Soares Gomes³³

Douglas Silvano³⁴

Vanessa Roberg³⁵

RESUMO

A Tomografia Computadorizada é um método de aquisição de imagens com alta resolução espacial e de contraste, sem sobreposição de estruturas anatômicas, o exame não invasivo e de rápida aquisição, permitem o diagnóstico de patologias mais rapidamente, com mais segurança e com altíssima qualidade. O pós-processamento de imagens em TC é uma ferramenta valiosa para uma variedade de aplicações clínicas, devido à sua capacidade de fornecer informações de diagnóstico adicionais. É essencial dispor de dados originais da imagem de excelente qualidade para o desempenho de uma imagem de clínica de pós-processamento útil. Este estudo visa avaliar as características que afetam a qualidade da imagem em TC (ruído, contraste e artefatos). O método de estudo escolhido foi pela revisão bibliográfica em livros, artigos indexados demonstrando a otimização das imagens de TC pela comparação entre uma imagem de menor qualidade e o uso do software para melhoria dos fatores de qualidade. A otimização da qualidade da imagem de TC pretendida neste trabalho foi alcançada aplicando um filtro mediador do software ImageJ (Figura 10(a)), melhorando assim a qualidade da imagem, como mostrado na (Figura 10(b)) devido a minimização do ruído e melhora do contraste, para alcançar o resultado final, contudo utilizou-se outra ferramenta de suavização do software, melhorando assim o realce de bordas da imagem (Figura 10(c)).

Palavras-chaves: Tomografia. Imagem. Otimização.

³⁰ Professor – Radiologia – Faculdade Senac Tubarão – mateus.fragnani@prof.sc.senac.br

³¹ Professora – Tecnologia – Faculdade Senac Tubarão – nelma.rpereira@gmail.com

³² Radiologia - Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares

³³ Radiologia - CIMA Centro de Imagem - Física Médica - QA Soluções em Radioproteção

³⁴ Estudante – Departamento de Engenharia e Gestão do Conhecimento – Universidade Federal de Santa Catarina – douglas.r.silvano@gmail.com

³⁵ Professora – Tecnologia – SENAC – vanessaroberg@gmail.com

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada surgiu, como método de diagnóstico por imagem, no ano de 1972, introduzido por G. N. Hounsfield, em Middlesex-Inglaterra (BUSHONG, 2010).

A tomografia computadorizada (TC) é um método de aquisição de imagens médicas que utiliza radiação ionizante para a formação de imagens de segmentos do corpo. Sua utilização está em constante avanço tecnológico e com o passar dos anos sua aplicação no diagnóstico de diversas patologias vem crescendo, sendo atualmente uma técnica de grande utilização pela comunidade médica. A aquisição de imagens com alta resolução espacial e de contraste, sem sobreposição de estruturas anatômicas, o exame não invasivo e de rápida aquisição, permitem o diagnóstico de patologias mais rapidamente, com mais segurança e com altíssima qualidade.

Resolução espacial é a capacidade de resolver pequenas estruturas. A Tomografia Computadorizada é dividida em resolução no plano de corte e resolução no eixo z. Resolução no plano de corte: Será definida pelo tamanho do pixel que representa a imagem.

Matematicamente a medida feita pelo detector é proporcional a soma dos coeficientes de atenuação ao longo do trajeto da radiação. Os padrões de atenuação são coletados em diferentes ângulos para que a imagem axial do corte irradiado seja reconstruída.

Com os avanços tecnológicos, o método de aquisição sequencial foi substituído por uma aquisição do tipo volumétrica, também chamada espiral. Nesse método, o movimento do tubo de raios X é concomitante ao movimento da mesa. Assim, esse método permite um aumento da velocidade de aquisição de imagens (CHEN, 2012).

Ainda Chen, 2012, descreve que atualmente, as tecnologias possibilitam múltiplas imagens por rotação do tubo, em função da configuração eletrônica do sistema de detecção. Um sistema composto por um tubo de raios-x e um conjunto de detectores adquire padrões da atenuação dos raios X em uma direção através da secção transversal do paciente.

O pós-processamento de imagens em TC é uma ferramenta valiosa para uma variedade de aplicações clínicas, devido à sua capacidade de fornecer informações de diagnóstico adicionais. É essencial dispor de dados originais da imagem de excelente qualidade para o desempenho de uma imagem de clínica de pós-processamento útil. Uma condição requerida para a obtenção de imagens pós-processadas de boa qualidade é que a espessura de corte seja pequena (PIÑERO, 2013).

Atualmente o software de reconstrução das imagens em TC é por retroprojeção filtrada. Este assume que o feixe de raios X é perfeito ao nível do voxel, que o ponto focal do tubo é uma fonte pontual, etc. Deixa muitas informações inexploradas (sobre ruído e voxels adjacentes) (BARNES, 2010). No entanto o Software de Reconstrução Iterativa ameniza um dos principais problemas da técnica de reconstrução de Retroprojeção Filtrada: Ruído de imagem. Para Leiner et al, 2011, os dados são corrigidos com modelos estatísticos de ruído para melhorar a imagem em cada iteração. Introduzido pelos fabricantes em 2009. Apenas equipamentos mais modernos possuem o recurso que tem potencial de redução da dose de 30 a 60% mostrado.

A pesquisa teve início pela análise dos fatores de qualidade da imagem em TC, bem como a influência da evolução tecnológica aplicada nesta técnica. Este estudo visa avaliar as características que afetam a qualidade da imagem em TC (ruído, contraste e artefatos).

O método de estudo escolhido foi pela revisão bibliográfica em livros, artigos indexados demonstrando a otimização das imagens de TC pela comparação entre uma imagem de menor qualidade e o uso do software para melhoria dos fatores de qualidade.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

A coleta de dados bibliográficos foi realizada através de livros técnicos, artigos, textos científicos, sites e teses, sem restrição em língua portuguesa.

Para melhoria da imagem de TC, usamos o software para sistema de processamento e análise de imagens, IMAGEj, versão 1.49v, pode ser copiado gratuitamente da homepage: <http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html>. Para obter a documentação oficial do Imagej deve-se acessar a homepage: <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/index.html>.

3 RESULTADOS

3.1. Nível de Ruído da Imagem

Se um meio homogêneo como água for examinado, cada pixel deverá ser de valor zero. Evidentemente, isso nunca acontece, pois a resolução de contraste do sistema não é perfeita; assim, os números de TC podem resultar em uma média zero, mas existe uma faixa de valores próxima de zero. Essa variação nos valores de TC acima e abaixo de um valor médio é o ruído do sistema (Figura 1).

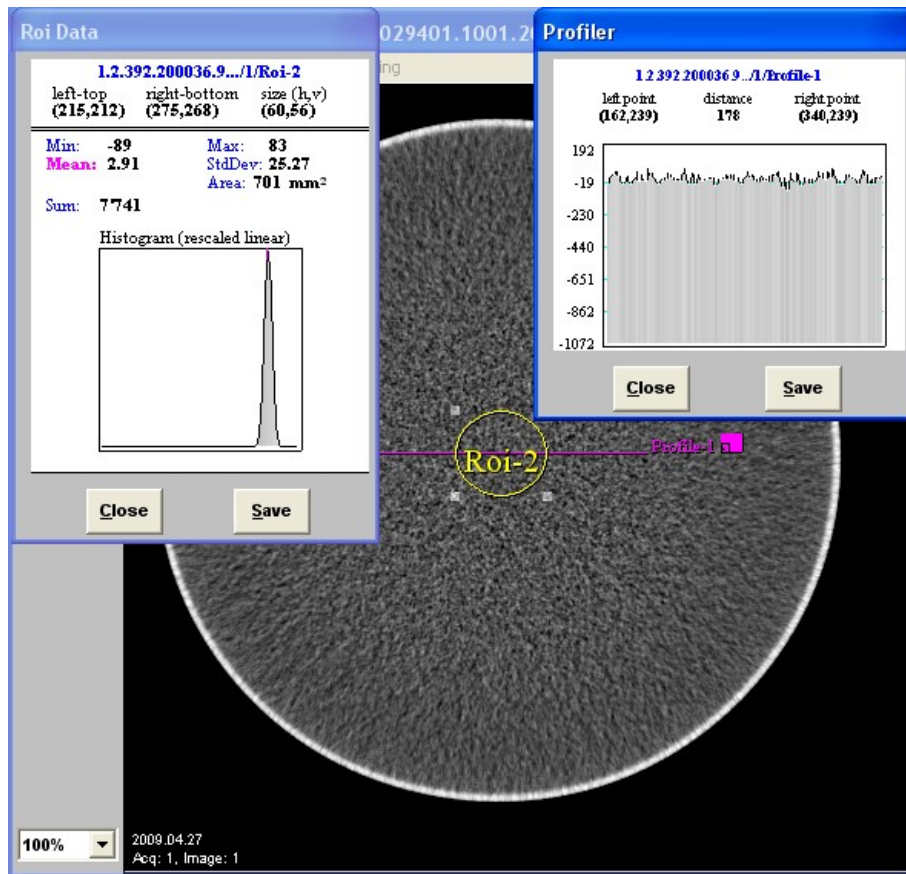


Figura 1. Avaliação do ruído em uma imagem de referência, o Roi descrito na imagem. Se todos os valores de pixel fossem iguais, o ruído seria zero. Grandes variações nos valores de pixel representam elevado ruído na imagem. Fonte: Resultado de Teste de Controle de Qualidade.

- Ruído Quântico: Está relacionado ao número de fótons que chegam até os detectores (Parâmetros de Varredura). Parâmetros de Varredura: kV, mA, tempo de varredura, espessura do corte e tamanho do ponto focal. O aumento do ruído prejudica a resolução de contraste.
- Ruído Eletrônico: Está relacionado com os dispositivos eletrônicos do sistema.

Reconstruções matemáticas: Está relacionado a forma de aproximação dos processos de reconstrução (Parâmetros de Reconstrução).

De modo geral o ruído é o desvio padrão percentual de um grande número de pixels obtidos de um objeto de água conforme demonstra a Figura 2 (a) que é a

imagem de referência deste trabalho. Deve ser compreendido que o ruído depende de vários fatores:

- kVp e filtração
- Tamanho do pixel
- Espessura do corte
- Eficiência do detector
- Dose para o paciente

Em último caso, é a dose no paciente, a quantidade de raios X utilizada pelo detector para produzir a imagem, que controla o ruído. O ruído aparece na imagem como granulosidade. Imagens com baixo ruído têm aparência suave para o olho, e imagens com elevado ruído aparecem manchadas (BUSHONG, 2010).

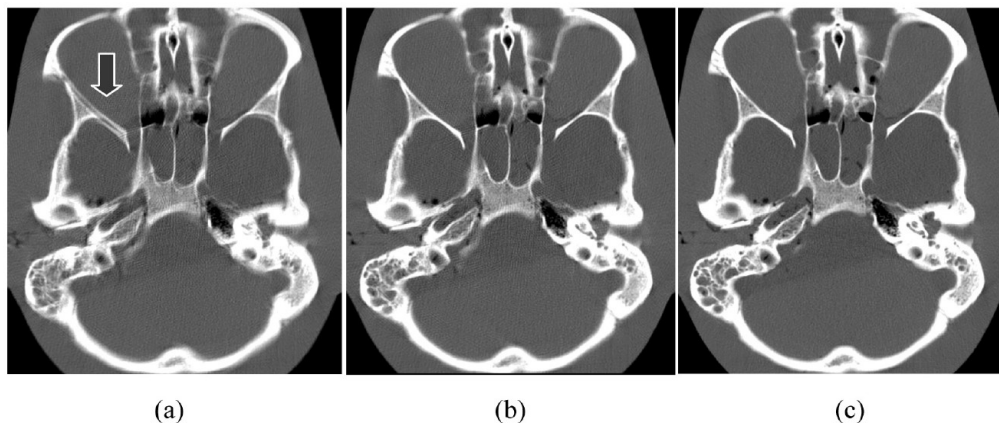


Figura 2. Mostra imagens reconstruídas de um phantom de crânio humano, em equipamento de TC Multi Slice. A imagem apresenta um elevado ruído e artefato (indicado na seta) em comparação com a imagem (b) e (c). Fonte: Hsieh. J, 2009. (p. 417).

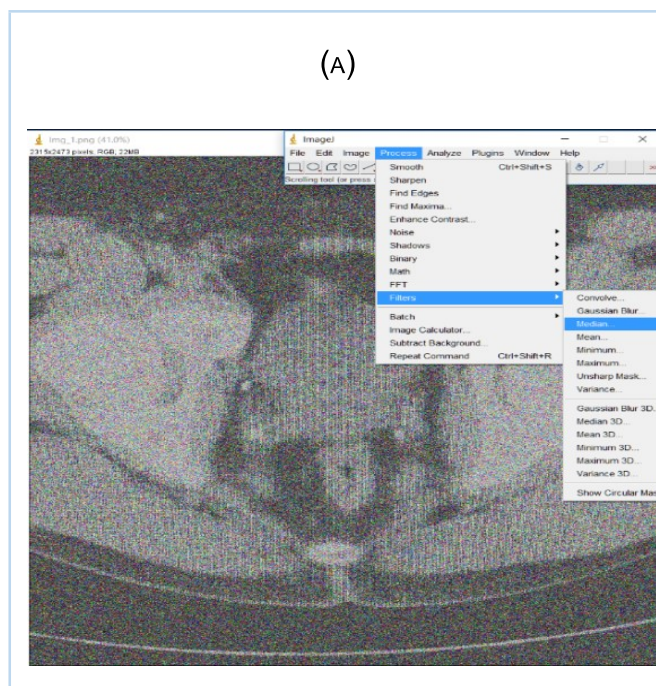


Figura 3. Demonstra a imagem de TC, corte axial, da região da pelve escolhida como referência (a), apresenta alto índice de ruído, a mesma passará pelo processo de otimização da qualidade, utilizando-se um software de pós-processamento para melhoria da qualidade. Fonte: Resultado de teste realizado no software ImageJ.

3.2. Contraste em TC

A capacidade de distinguir um tecido mole de outro sem levar em conta o tamanho ou a forma é chamado de resolução de contraste. A absorção de raios X no tecido é caracterizada pelo coeficiente linear de atenuação de raios X. Na TC, determina-se a absorção de raios X pelo paciente também pela densidade de massa da parte do corpo. O TC consegue amplificar essas diferenças de contraste de forma que a imagem possua alto contraste. A faixa de números de TC para esses tecidos é de, aproximadamente, -100, 50 e 1.000, respectivamente. Essa escala de contraste amplificada permite ao TC fornecer melhor resolução de estruturas adjacentes que tenham composições semelhantes. A resolução de contraste é superior na Figura 4 na imagem (b) devido a suavização pós-processamento.

- **Resolução de Contraste**

É a capacidade de diferenciar estruturas de sua vizinhança com densidades diferentes.

- **Resolução de Baixo Contraste**

Cerca de 90% dos exames em Tomografia Computadorizada são realizados devido à capacidade de resolução de baixo contraste deste equipamento.

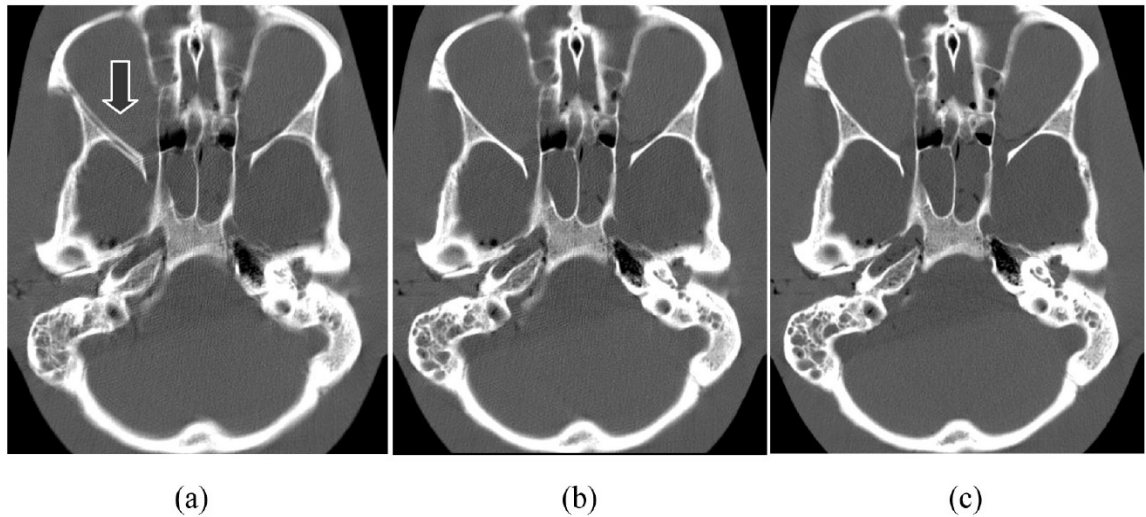


Figura 4. (b) imagens reconstruídas de um phantom de crânio humano, em equipamento de TC Multi Slice. A imagem (b) é uma reconstrução da imagem de referência (a) com compensação, que apresenta melhoria do contraste e minimizando o artefato. Fonte: Hsieh. J, 2009. (p. 417).



Figura 5 (b). Mostra aparente melhora do contraste devido a aplicação de filtro moderador do software (Imagej), devido à minimização do índice ruído da imagem. Fonte: Resultado de teste realizado no software ImajeJ.

3.3. Presença, ou não, de artefatos em TC

Segundo Barrett, 2004, a definição de um artefato de imagem não é tão claramente definida. Teoricamente, um artefato de imagem pode ser definido como qualquer discrepância entre os valores reconstruídos em uma imagem e a verdadeira atenuação coeficientes do objeto. Embora esta definição seja ampla o suficiente para cobrir quase todos os tipos de imagens não ideais, tem pouco valor prático, já que quase todas as imagens produzidas por um scanner de TC contém um artefato por esta definição. De fato, a maioria dos pixels em uma imagem de TC são "artefatos" em algum formato ou forma.

3.3.1. Efeito Cone do Feixe

Está associado à natureza divergente do feixe e reduz a resolução da imagem conforme mostra a Figura 6. A sua correção ocorre por meio de software.

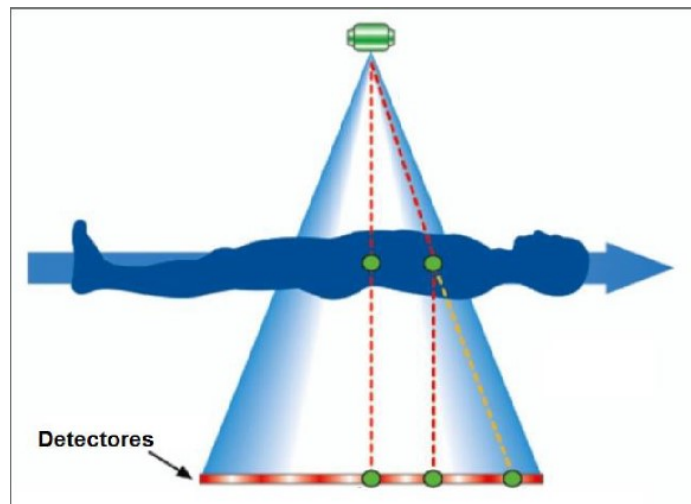


Figura 6. Mostra a característica do feixe de TC em relação ao paciente e a projeção nos detectores.

3.3.2. Efeito Cone do Feixe vs Filtro Adaptativo

Em geral, a opção pelo filtro adaptativo está disponível na edição do protocolo. A Figura 7 mostra o resultado do escaneamento de uma barra de Teflon imerso em água para visualização do efeito cone do feixe.

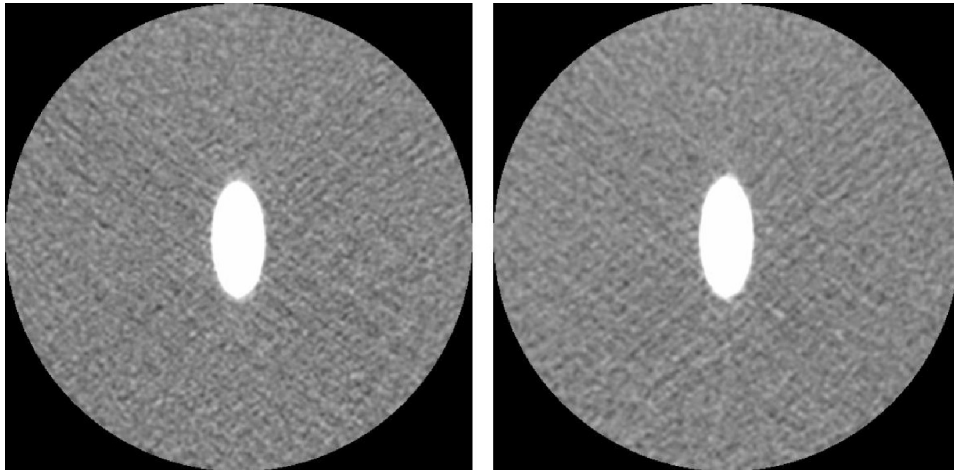


Figura 7. À esquerda com Pitch 0,667 – Filtro inativo a direita com mesmo Pitch 0,667 – Filtro ativo.
Fonte: Barrett, 2004.

3.3.3. Artefatos Pela Presença de Metal e Ósseos

Muitos estudos foram realizados para superar a imagem induzida por artefatos metálicos. Existem softwares que também podem auxiliar na redução desses artefatos (Barret, 2004). Algumas abordagens substituem o sinal de projeção produzido pelo objeto de metal com um sinal de projeção sintetizado baseado na projeção vizinha amostras que não contêm implantes metálicos, e vizinhanças ósseas como mostra a Figura 6. Estas abordagens são bastante eficazes no combate a artefatos em regiões que cercam o objeto de metal (sinais de projeção que não contêm o objeto de metal são bem preservados). Ainda Barret (2004), por outro lado, qualquer informação sobre o objeto de metal em si é completamente perdido. Além disso, a região imediatamente adjacente ao metal objeto também é destruída. Para muitas aplicações clínicas, a interface entre o implante e seus ossos e tecidos moles vizinhos é de grande interesse para o médico. Segundo Barret (2004), a otimização do protocolo é uma ferramenta importante para minimizar os artefatos devido a interfaces ósseas e metais: elevando kV e o mAs, reduzindo o Pitch, a espessura de corte e a colimação são mudanças que minimizem os artefatos.



Figura 8. Mostra os artefatos devido a interfaces metálicas e ósseas. Fonte: Barret, 2004.

Existem softwares que também podem auxiliar na redução desses artefatos. Até onde sabemos um artefato de metal efetivo e acessível esquemas de correção ainda não foram encontrados (Barret, 2004).

3.3.4. Artefatos de Movimento

Recursos para minimizar artefatos de movimento:

- a) Aumentar o pitch (aumenta a velocidade da mesa)
- b) Diminuir tempo de rotação do tubo
- c) Aumentar a espessura do corte (equipamentos sigleslice).

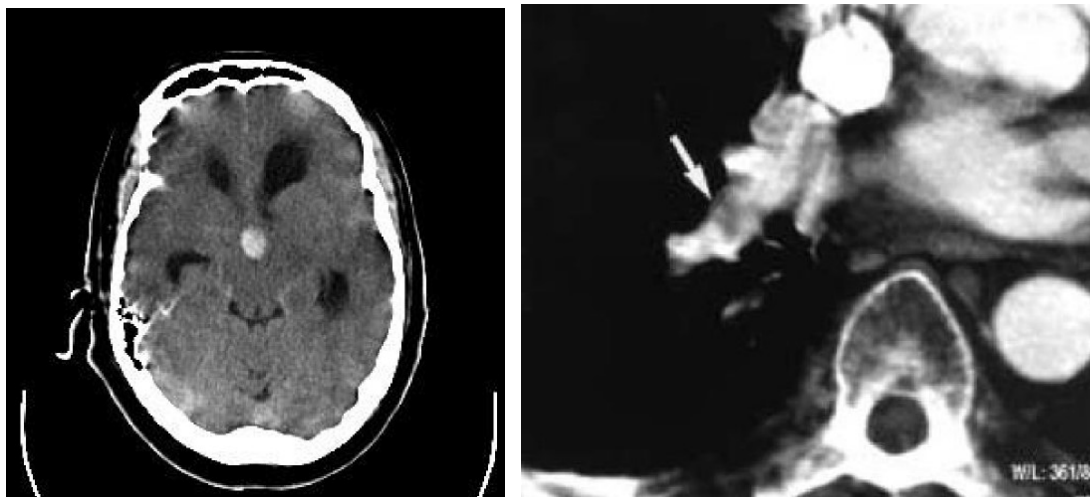


Figura 9. Mostra artefatos de movimento a esquerda em uma TC de crânio e a direita em Tórax.

4 CONCLUSÃO

O processamento de imagens médicas em tomografia computadorizada (TC) vem evoluindo muito nos últimos anos, neste sentido, cada vez mais associa novos procedimentos a esta modalidade, por ser menos invasivo ao paciente quando comparado à outra técnica diagnóstica. A otimização da qualidade da imagem de TC pretendida neste trabalho foi alcançada aplicando um filtro mediador do software ImageJ, melhorando assim a qualidade da imagem, como mostra a Figura 10 (b) devido a minimização do ruído e melhora do contraste, para alcançar o resultado final, contudo utilizou-se outra ferramenta de suavização do software, melhorando assim o realce de bordas da imagem (Figura 10 (c)).

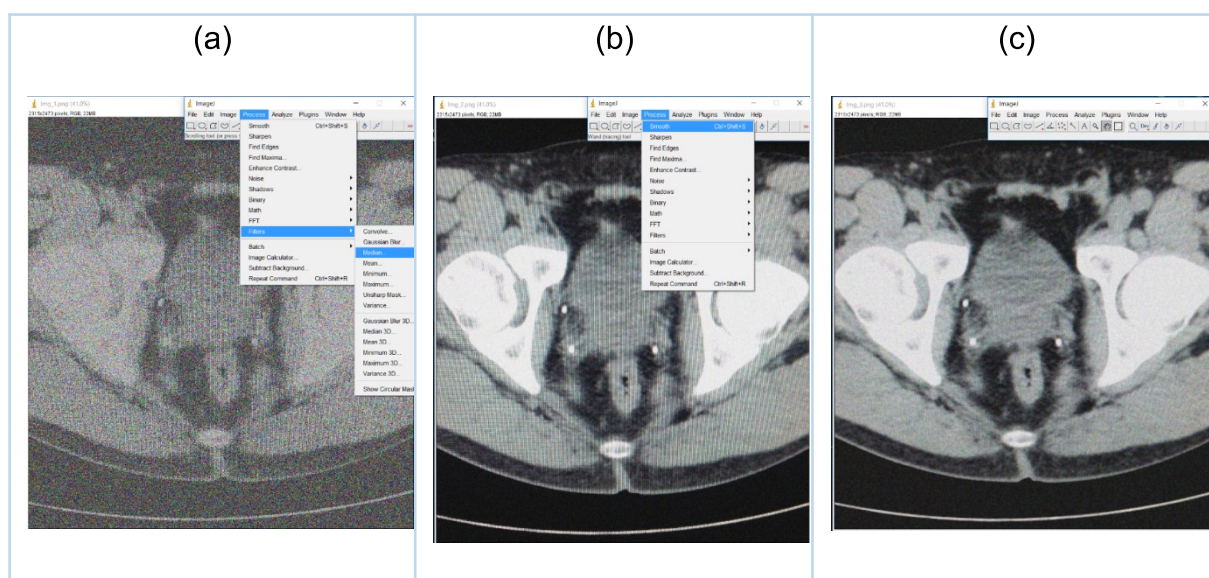


Figura 10. Apresenta o resultado da melhoria da qualidade da imagem de referência (a) com alto índice de ruído, resultando na perda de contraste e ainda esta imagem apresenta aparecimento de artefatos. Fonte: Resultado de teste realizado no software ImageJ.

REFERÊNCIAS

BITELLI, T. **Física e dosimetria das radiações**. 2. Ed. São Paulo: Editora Atheneu; Centro Universitário São Camilo, 2006.

BONTRAGER, L.K; LAMPIGNANO, P. J. RT (R) (CT): **Tratado de Técnicas Radiológicas e Base Anatômica**. Ed. 7. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. Ed. 9. São Paulo: Elsevier, 2010.

CARNEIRO, M. M., Gattass, M., Levy, C. H., Russo, E. M. R., **Interact: um modelo de interação para interfaces**.

CHEN, M.Y.M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia Básica: 2 Ed.** Porto Alegre: AMGH, 2012.

FONSECA, L. T. S., **Uma Arquitetura para Construção de Ferramentas de Manipulação para Visualização**.

GOLDMAN, Lee W. et al. **Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality.** *J. Nucl. Med. Technol.* 2007;35:213-225.

GONZALEZ, R. C., et. al., **Processamento de Imagens Digitais.**São Paulo: Edgarf Blücher Ltda, 2000.

HALL, Eric J. **Radiobiology for the radiologist.** 15th. Philadelphia, USA : Lippincott Williams & Wilkins , c2000. 588 p.

HSIEH. J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances.** 2 Ed. Washington USA, 2009.

Interativa de Dados Volumétricos, Dissertação de Mestrado, Departamento de Informática da PUC-Rio, 1997.

ISRAEL, Gary M. et al. **Patient Size and Radiation Exposure in Thoracic, Pelvic, and Abdominal CT Examinations Performed With Automatic Exposure Control.** *AJR*:195, December 2010.

JESSEN. K. A; PANZER W, SHRIMPTON P. C., et al. *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography.* Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2000.

KALENDER WA: **COMPUTED TOMOGRAPHY. Fundamentals system technology, image**

quality, applications. 2st ed. Publicis Corporate Publishing, Erlangen 2006.

KAZA, Ravi K. et. al. **Emerging Techniques for Dose Optimization in Abdominal CT.** *RadioGraphics* 2014; 34:4–17. [6] KUBO, Takeshi et. al. Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Review. *AJR*:190, February 2008.

LEINER T. et. Al. **Iterative Reconstruction for Reducing Radiation Dose at CT:** Review of Technique and Initial Experience. European Society of Radiology. 2011.

MAHESH, M.; SINGH, S. et. al. CT Radiation Dose Reduction by Modifying Primary Factors. *ACR* 2011.

MATHEWS, J. D.; FORSYTHE, A. V.; ZOE, B. et. al. **Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence:** data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 2013;346:f2360

McCOLLOUGH, Cynthia H. **Perspective on dose reduction:** What are we measuring and why? *Journals*.Vol. 38, n.12, December 2009.

TILLY J. G. Física Radiológica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

WAYNE R. **software para processamento e análise de imagens.** USA: National Institute of Mental Health, java, Homepage: <http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html>.