

Redução da dose de radiação em exames de tomografia computadorizada de crânio utilizando algoritmos de redução de ruído

Reduction of radiation dose in CT scans of the skull using noise reduction algorithms

J V Real¹, M R Neczypor², R B Doro¹

¹Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná; ²Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

E-mail: maria.neczypor9@gmail.com

Resumo: A tomografia computadorizada é a técnica radiográfica responsável pela maior dose de radiação fornecida ao paciente. A otimização dos parâmetros de aquisição faz-se necessária para se obter a menor dose sem perdas de qualidade diagnóstica. Este estudo avaliou o quanto de dose de radiação, em exames de tomografia computadorizada de crânio, pode ser reduzido alterando-se os parâmetros de aquisição e utilizando-se algoritmos de redução de ruído. Foram analisados descritores de qualidade de imagem e dose. Constatou-se que foi possível otimizar a dose de radiação fornecida, estabelecendo-se uma qualidade de imagem aceitável.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, algoritmos de redução de ruído, qualidade da imagem.

Abstract: Computed tomography is the radiographic technique responsible for the highest dose of radiation provided to the patient. The optimization of acquisition parameters is necessary to obtain the lowest dose without loss of diagnostic quality. This study evaluated how much radiation dose, in CT scans of the skull, can be reduced by changing the acquisition parameters and using noise reduction algorithms. Image quality and dose descriptors were analyzed. It was found that it was possible to optimize the radiation dose provided, establishing an acceptable image quality.

Keywords: computed tomography, noise reduction algorithms, image quality.

1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é uma das principais modalidades de imagem utilizadas para diagnóstico desde a sua introdução na década de 1970, além de ser considerada uma das mais importantes invenções do século XX. A TC atual permite a geração de imagens rápidas do corpo humano, permitindo distinguir as estruturas e órgãos por meio das diferenças nos coeficientes de atenuação linear desses tecidos quando irradiados com raios X. No entanto, o maior desafio com o uso da TC é a redução da dose de radiação fornecida ao paciente sem perdas de qualidade da imagem (CARDONA, D. G. G., 2013).

A TC é a modalidade de imagem com a maior dose de radiação entre as técnicas radiográficas. Os exames desnecessários podem aumentar o risco de doenças radioinduzidas para os pacientes. Assim, a dose de radiação deve ser tão baixa quanto possível e, ao mesmo tempo, devem-se obter as informações de diagnóstico necessárias (MOZEJKO, D., 2016).

Em TC, parâmetros de aquisição de imagem, como potencial do tubo (kVp), corrente do tubo (mA), *pitch* e tempo de exposição têm um impacto direto na dose de radiação e na qualidade da imagem. Consequentemente, alterações nestes parâmetros para qualquer protocolo específico devem ser estabelecidos com cuidado, para que a segurança do paciente não seja colocada em risco desnecessariamente. Por outro lado, além dos parâmetros mencionados acima, fatores como tamanho do paciente, idade, sexo, presença de prótese ou agentes de contraste e a natureza do estudo devem ser consideradas antes de estabelecer os parâmetros de varredura. A qualidade da imagem é uma das características mais importantes devido aos pequenos detalhes anatômicos que são de significativa relevância para o diagnóstico (CARDONA, D. G. G., 2013).

Atualmente, os equipamentos de TC podem controlar a dose de radiação conforme a densidade da região anatômica e o tamanho do paciente, reduzindo consideravelmente a dose efetiva do estudo. Também existe a possibilidade de utilização de diferentes algoritmos matemáticos, que são cálculos realizados pelo computador do equipamento de TC no momento da reconstrução das imagens, que podem intensificá-las ou suavizá-las. Estes algoritmos ou filtros influenciam diretamente na qualidade da imagem, alterando a resolução espacial e o ruído (MARCONATO, J. A., 2007).

Os filtros de alta resolução mantêm as frequências espaciais mais elevadas, o que resulta em melhor resolução espacial, em detrimento de um maior ruído na imagem. Filtros de baixa resolução reduzem a contribuição das altas frequências, resultando na redução do ruído e na degradação da resolução espacial (COSTA, V. S., 2015).

Imagens reconstruídas a partir de projeções ruidosas possuem baixa qualidade visual. Assim, se faz necessário o uso de técnicas de filtragem do sinal ruidoso antes ou depois da reconstrução, a fim de reduzir o ruído e obter uma melhora na qualidade visual da imagem, de forma que, ao diminuir a dose de radiação, ainda possamos produzir uma imagem de qualidade adequada para a sua análise (SALVADEO, H. P., 2013).

Assim sendo, o pós-processamento da imagem combinada com filtros de reconstrução adequados são ferramentas muito úteis para redução de ruído da imagem, mantendo a resolução espacial,

possibilitando melhorar a qualidade mesmo em imagens com baixo nível de radiação (EHMAN, E. C., 2014).

Estudos anteriores relataram que os filtros adaptativos com preservação de borda diminuem o ruído qualitativo e quantitativo em imagens de TC de baixa dose, podendo eliminar seletivamente o ruído sem afetar a resolução em varreduras de baixa dose (KALRA, M. K., 2003).

Desta forma, este estudo tem por objetivo avaliar o quanto de dose de radiação, em exames de tomografia computadorizada de crânio, pode ser reduzido usando algoritmos de redução de ruído, a fim de identificar a combinação ideal, a qual resultará em uma menor dose e qualidade de imagem aceitável.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Aquisições das Imagens

As imagens foram adquiridas em um equipamento de tomografia computadorizada modelo Aquillion 64 (TSX-101A), marca Toshiba ®. O equipamento pertence à Unidade de Diagnóstico por Imagem de um hospital universitário de grande porte da cidade de Curitiba, Paraná, Brasil.

O simulador TOS (*Toshiba Medical, Tokyo, Japan*), foi utilizado para medir as unidades de Hounsfield e o desvio padrão das áreas de interesse, a fim de avaliar a qualidade das imagens.

Foram adquiridas as imagens de sete protocolos de crânio em TC com uso do simulador TOS. Dos sete protocolos, um deles trata-se do protocolo de crânio utilizado na rotina antes desta proposta de otimização, denominado neste trabalho como “Crânio Original”. Os demais protocolos, por sua vez, referem-se àqueles sugeridos, os quais tiveram parâmetros de aquisição modificados em relação ao protocolo original, com a finalidade de reduzir a dose e melhorar, ou pelo menos manter, a qualidade das imagens.

2.2 Critérios Avaliados

As imagens dos protocolos sugeridos foram adquiridas e comparadas com as imagens do protocolo original, avaliando-se os critérios descritos nas subseções abaixo.

2.2.1 Ruído

O ruído é o principal fator de aumento de dose em procedimentos de TC, pois está relacionado com os fatores técnicos selecionados pelo operador como a corrente, tensão, tempo de exposição, algoritmos de reconstrução e espessura de corte. O ruído pode prejudicar a resolução de baixo contraste do sistema, pois torna a imagem mais “granulada” prejudicando a visualização de estruturas com densidades muito próximas.

O ruído é definido como o desvio padrão (σ_1) dos números de Hounsfield (HU) dentro de uma região de interesse (ROI, do inglês, *Region of Interest*). Se existem N medidas dos números de Hounsfield (HU) dentro de uma ROI, define-se o desvio padrão (σ_1) desse conjunto de medidas como demonstra a equação 1 (CODY, D. D., 2012).

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (HU_1 - HU)^2}{N-1}} \quad (1)$$

Neste estudo, para avaliação do ruído, as imagens foram avaliadas por meio do software ImageJ®. Uma ROI foi posicionada no centro da imagem, na região composta por água, como mostra a Figura 1.

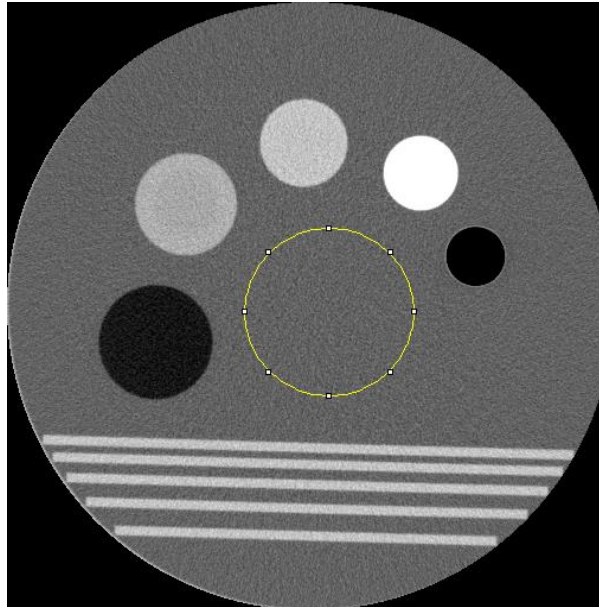


Figura 1: Localização da ROI no simulador TOS. (Fonte: O autor).

2.2.2 Razão contraste-ruído

Em TC, a detecção de baixo contraste é especialmente mais difícil, pois os coeficientes de atenuação são próximos e com isso o número TC será próximo, por isso houve a necessidade de relacionar o contraste de duas regiões com o ruído da imagem, já que o ruído dificulta a detecção de baixo contraste. A razão contraste-ruído (RCR) é definida como a diferença de sinal entre duas áreas adjacentes, determinando a capacidade de distinção do sinal, definida pela equação 2 (CAPELETI, F. F., 2010).

$$RCR = \frac{\text{Média Área 1} - \text{Média Área 2}}{\text{Ruído Área 2}} \quad (2)$$

Onde a Média Área 1 é a média do sinal em unidade Hounsfield para uma região 1 e a Média Área 2 é média do sinal em unidades Hounsfield para uma região adjacente a região 1 e o Ruído Área 2 é o desvio padrão da Área 2.

2.2.3 Índice de Dose Volumétrico $CTDI_{vol}$

Para representar a dose de um protocolo específico que envolve uma série de varreduras, utiliza-se o índice de dose em tomografia computadorizada volumétrica ($CTDI_{vol}$), o qual é essencial para contar sobreposições ou espaços entre consecutivas rotações do feixe de raios X. O $CTDI_{vol}$ é calculado pela equação 3, onde $CTDI_w$ é o índice de dose em tomografia computadorizada ponderado e $pitch$ (fator de passo) é o movimento da mesa por rotação na espessura de colimação (CAPELETI, F. F., 2010).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3)$$

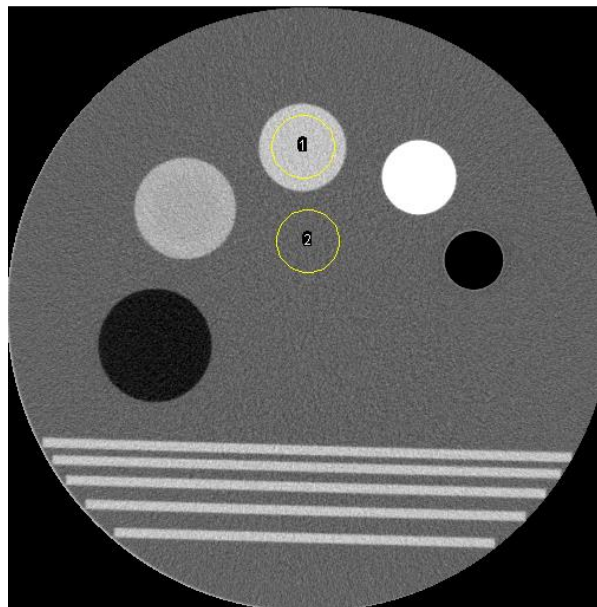


Figura 2: Localização das ROI's. 1) contraste oral, 2) água. (Fonte: O autor).

2.2.4 Figura de Mérito

A otimização e a avaliação de processos de aquisição de imagens em TC, incluindo dose e qualidade da imagem são complexos. Para isto, algumas figuras de mérito (FOM, do inglês, *Figure of Merit*) são propostas. A FOM leva em conta parâmetros nos quais são utilizados para avaliação da qualidade da imagem (como ruído, RCR, resolução espacial) e também parâmetros de aquisição da imagem (como espessura de corte, dose) com isso as FOM's representam uma relação entre estes parâmetros (STROCCHI, S., 2009).

Neste estudo, a FOM foi determinada baseada na grandeza que quantifica a dose ($CTDI_{vol}$) e qualidade da imagem (RCR), conforme a equação 4.

$$FOM = \frac{RCR^2}{CTDI_{vol}} \quad (4)$$

Determinou-se o valor da FOM do protocolo original e dos protocolos sugeridos. A partir deste indicador, determinou-se o melhor protocolo sugerido para posterior avaliação dos algoritmos de redução de ruído.

2.2.5 Algoritmo de Redução de Ruído

Algoritmos ou filtros de redução de ruído permitem reduzir a magnitude do ruído quântico na reconstrução da imagem, aumentando a razão sinal-ruído enquanto preserva a resolução espacial e a textura da imagem. Desta forma, pode-se aprimorar a qualidade das imagens obtidas por meio de aquisições de baixa dose (KAKEDA, S., 2010).

De acordo com o fabricante do equipamento utilizado, os filtros são classificados como 2D-Q00 a 2D-Q02, 3D-Q03 a 3D-Q10 e QDS+.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os parâmetros de aquisição do protocolo original e dos protocolos sugeridos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros de aquisição e critérios avaliados do protocolo de crânio original e sugeridos.

Protocolo	kV	Eff mAs	Tempo de rotação (s)	N × T	CTDI _{vol} (mGy)	Ruído	RCR	FOM
Original	120	286	0,75	0,5 × 32	67,4	27,92	4,53	0,304
Sugestão 1	120	286	0,75	0,5 × 64	62,7	35,77	3,52	0,198
Sugestão 2	120	227	0,75	0,5 × 64	48,5	38,79	3,42	0,241
Sugestão 3	120	183	0,40	0,5 × 64	43,1	32,73	3,98	0,368
Sugestão 4	120	234	0,75	0,5 × 64	50,2	26,57	4,64	0,429
Sugestão 5	120	181	0,75	0,5 × 64	37,1	32,55	3,79	0,387
Sugestão 6	120	217	0,6	0,5 × 64	44,6	28,78	4,17	0,390

As imagens do protocolo original e dos protocolos sugeridos não foram reconstruídas com filtros de redução de ruído, visto que o protocolo original não fazia uso deste recurso. Os protocolos sugeridos 3, 4, 5 e 6 apresentaram valores de FOM superiores que o protocolo original.

O protocolo denominado “Sugestão 5”, apesar de não apresentar a maior FOM dentre os sugeridos, foi o escolhido para avaliação dos algoritmos de redução de ruído por apresentar o menor valor de CTDI_{vol}.

A tabela 2 apresenta os critérios de qualidade de imagem, para todos os algoritmos de redução de ruído, das imagens adquiridas com o protocolo “Sugestão 5”.

O algoritmo que apresentou maior valor de FOM dentre os avaliados foi o 3D-Q10. Entretanto, as imagens apresentaram aspecto muito suavizado, não apresentando resolução de borda adequada. Desta forma, o algoritmo 3D-Q09 foi o escolhido.

A tabela 3 compara os valores de Ruído, RCR e FOM do protocolo original e do protocolo “Sugestão 5” reconstruído com o algoritmo 3D-Q09.

Tabela 2. Critérios de qualidade da imagem.

Algoritmo	Ruído	RCR	FOM
QDS+	32,94	3,66	0,361
3D-Q10	24,38	5,00	0,674
3D-Q09	28,47	4,26	0,489
3D-Q08	29,13	4,16	0,466
3D-Q07	30,04	4,02	0,436
3D-Q06	32,94	3,66	0,361
3D-Q05	33,24	3,63	0,355
3D-Q04	33,56	3,61	0,351
3D-Q03	33,62	3,61	0,351
2D-Q02	30,44	3,97	0,425
2D-Q01	32,92	3,68	0,365
2D-Q00	34,97	3,47	0,325

Tabela 3. Valores comparativos entre Ruído, RCR e FOM.

Protocolo	CTDI _{vol} (mGy)	Ruído	RCR	FOM
Original	67,4	27,92	4,53	0,304
Sugestão 5 + 3D-Q09	37,1	28,47	4,26	0,489

Após análise dos valores, foi possível constatar aumento da FOM em 60,8%, quando comparado o protocolo otimizado com o original.

Estudos anteriores avaliaram o uso de filtros de redução de ruído para melhorar a qualidade das imagens em CT de abdome adquiridas com uma corrente do tubo reduzida (KALRA, M. K., 2003). Em outro estudo, foi possível reduzir a dose de radiação em 25% fazendo uso destes algoritmos de redução de ruído em exames de angiografias cerebrais (KAKEDA, S., 2010). Em nosso estudo, o valor de CTDI_{vol} foi reduzido em 44,9% para exames de TC de crânio.

4. CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi realizada a avaliação da influência dos parâmetros de aquisição e pós-processamento na dose e qualidade da imagem em exames de TC de crânio. Constatou-se que com o

uso de algoritmos de redução de ruído foi possível reduzir a dose de radiação em 44,9%, quando comparado com o protocolo que era utilizado em rotina, sem haver perdas significativas da qualidade da imagem.

REFERÊNCIAS

CAPELETI, F F. **Estudo da dose efetiva, razão sinal-suído e razão contraste-ruído em tomografia computadorizada de múltiplos detectores**. Trabalho de conclusão de curso (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2010. Disponível em: < <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/118510>>. Acesso em: 01 de setembro de 2020.

CARDONA D. G. G.; LEÓN E E. S. E. ; SANTAMARÍA A. Z.; BENÍTEZ L.; GIRALDO J. C. R. R. Development of a computed tomography phantom to evaluate radiation dose and image quality. **Pan American Health CareExchanges (PAHCE)**, p. 1-6, 2013.

CODY DD, PFEIFFER D, MCNITT-GRAY MF, RUCKDESCHEL TG, STRAUSS KJ, WILCOX P. **Computed tomography quality control manual**, 2012.

COSTA, V. S. **Otimização de dose nos protocolos de tomografia de abdome com base nos filtros de reconstrução, tensão e corrente do tubo**. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Rio de Janeiro, 2015.

EHMAN, E. C.; LIFENG, YU.; MANDUCA, A.; HARA, A. K.; SHIUNG, M. M.; JONDAL, D.; LAKE, D. S.; PADEN, R. G.; BLEZEK, D. J.; BRUESEWITZ, M. R.; MCCOLLOUGH, C. H.; HOUGH, D. M.; FLETCHER, J. G. Methods for Clinical Evaluation of Noise Reduction Techniques in Abdomino pelvic CT. **RadioGraphics**, v. 34, n. 4, p. 849–862, 2014.

KALRA, M. K.; MAHER, M. M.; SAHANI, D. V. Low-dose CT of the abdomen: evaluation of image improvement with use of noise reduction filters pilot study. **Radiology**, v. 228, n. 1, p. 251-256, 2003.

MARCONATO, J. A.; AESSE, F. F.; FERREIRA, J. H. P.; PINHEIRO, C. P.; MAZZOLA, A. A. Tomografia computadorizada da coluna lombar após artrodese com emprego de material metálico: avaliação da qualidade da imagem para diferentes algoritmos matemáticos. **RadiolBras**, v. 40, n. 1, p. 17–22, 2007.

MOZEJK, D.; ANDERSEN, H. K.; PEDERSEN, M.; WAALER, D.; MARTINSEN, A. C. T. Image texture and radiation dose properties in CT. **J ApplClin Med Phys**, v. 17, n.3, p. 408-418 , 2016.

KAKEDA, S.; KOROGLI, Y.; OGAWA, Y.; OTSUBO, K.; MORISHITA, Y. Reduction of the Radiation Dose for Multidetector Row CT Angiography of Cerebral Aneurysms Using an Edge-Preserving Adaptive Filter: A Vascular Phantom Study. **AJNR Am J Neuroradiol**, v. 31, n. 5, p. 827–29, 2010.

SALVADEO, D. H. P. **Filtragem de ruído em imagens tomográficas com baixa taxa de contagem utilizando uma abordagem bayesiana contextual.** Tese (Doutorado) – Universidade Federal de São Carlos. São Carlos, 2013.

STROCCHI, S.; VITE, C.; NOVARIO, R.; CACCIATORI, M.; FRIGERIO, G.; CONTE, L. Computer tomography quality indexes: evaluation experience. **Medical Imaging 2009: Physics of Medical. Imaging**, v. 25, n.2, p. 197 – 200, 2009.