

OTIMIZAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO IONIZANTE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

OPTIMIZATION OF IONIZING RADIATION DOSE IN COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

Pâmela Petenucci da Silva¹ Ana Lucia Marcondes²

RESUMO

O grande avanço tecnológico da tomografia computadorizada (TC) tem como consequência o aumento da sua utilização clínica em todo o mundo. Entretanto, quando comparada a outros métodos de diagnóstico por imagem que utilizam a radiação ionizante, é considerada um dos métodos que proporciona as mais altas doses de radiação ionizante para o paciente, perdendo apenas para os equipamentos de fluoroscopia. Tornando-se assim necessária a busca da otimização da dose de radiação ionizante durante exames de TC. Otimização que se torna possível através do manuseio correto de determinados parâmetros técnicos disponíveis nos tomógrafos. Esta revisão tem o objetivo de avaliar que, através da utilização de parâmetros técnicos como a modulação automática (CAE), é possível obter uma redução considerável da dose de radiação ionizante sem prejuízo à qualidade diagnóstica da imagem.

Palavras chaves: Controle Automático de Exposição. Dose. Tomografia Computadorizada.

ABSTRACT

Technological advance of computed tomography (CT) is leading to increased clinical use worldwide. However, compared to other diagnostic imaging methods which use ionizing radiation, it is considered one of the methods that provides the highest doses of ionizing radiation to the patient, second only to fluoroscopy equipment. Thus it makes necessary to search optimization of ionizing radiation dose during CT scans. Such optimization is possible through proper handling of certain technical parameters available in CT scanners. This paper aims to evaluate the possibility of a considerable reduction of ionizing radiation dose, through technical parameters such as automatic modulation (AEC), with no damage to diagnose image quality

Key Words: Automatic Exposure Control. Dose. Tomography Computed.

¹ Graduanda em Tecnologia em Radiologia pela Faculdade de Tecnologia de Botucatu. Av. José Ítalo Bacchi S/N – Jardim Aeroporto. E-mail: pampetenucci@gmail.com

² Docente da Faculdade de Tecnologia de Botucatu, Curso de Radiologia.

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) está entre os métodos de diagnóstico por imagem que utilizam a radiação ionizante para realização de seus exames, sendo ela capaz de realizar exames rápidos com alta qualidade diagnóstica (GARIB et al., 2007). A TC produz imagens anatômicas seccionais de qualquer parte do corpo com clareza, utilizando um tubo de raios X que gira 360° em torno do paciente (NOBREGA, 2005). No lado oposto ao tubo de raios X, está posicionado um conjunto de detectores que captam os fótons de raios X obtidos após atravessarem a área a ser estudada no paciente e, por fim, um algoritmo de reconstrução converte os sinais medidos pelos detectores em uma imagem (CARLOS, 2002, SIEMENS, 2010).

Com o passar dos anos, o número de exames de TC vem crescendo gradativamente, devido ao seu curto tempo de realização do exame e sua constante evolução tecnológica (DALMAZO et al., 2010). Além disso, a obtenção de imagens seccionais com alta resolução espacial permite o diagnóstico de patologias com segurança, rapidez e sem a necessidade de procedimentos invasivos (JORNADA; SILVA, 2013). Nos Estados Unidos, em 2006, estima-se que foram realizados 67 milhões de exames de TC, número relativamente grande comparado a 3 milhões de exames em 1980 (YU et al., 2009).

Entretanto, a TC, comparada a outros métodos de diagnóstico por imagem que utilizam a radiação ionizante, é um dos métodos que proporcionam as mais altas doses de radiação para o paciente, perdendo apenas para os equipamentos de fluoroscopia (PINA et al., 2009). Nos Estados Unidos, aproximadamente 10% dos exames de radiologia diagnóstica são exames de TC, sendo estes responsáveis por 67% da dose efetiva de radiação (METTLER et al., 2000). Sabendo-se que o risco de morte por câncer aumenta 4% para cada 1 Sv de dose efetiva recebida, a redução e otimização de dose nos exames de TC se faz necessária (OKUNO, 2009).

A dose de radiação a que são submetidos os pacientes, além de estar relacionada aos parâmetros como intensidade do feixe de raios X e protocolo de exame utilizado, também é consequência das características geométricas do aparelho e dimensões anatômicas do paciente (PINA et al., 2009). Segundo o princípio ALARA (as low as reasonably achievable ou tão baixa quanto razoavelmente exequível), a dose de radiação deve ser ajustada ao biotipo do paciente e à indicação do estudo, empregando sempre a menor dose de radiação possível.

Os efeitos biológicos da radiação dependem da quantidade, da qualidade da radiação incidente e da natureza do material com a qual está interagindo (OLIVEIRA; MOTA, 1999).

Considera-se radiação ionizante qualquer partícula ou radiação eletromagnética que, ao interagir com a matéria, é capaz de retirar elétrons dos átomos ou de moléculas, transformando os em íons de forma direta ou indireta (FLÔR; GELBCKE, 2009).

Em exposição com o corpo humano, essa radiação pode causar desde mutação genética a morte celular. Sabendo que quanto maior a dose de radiação ionizante, maiores são os efeitos biológicos causados (OKUNO, 2013). Quanto a isso, existe uma preocupação crescente das empresas produtoras dos equipamentos que utilizam radiação ionizante, e até mesmo de pacientes, em relação ao controle da dose de radiação emitida, de modo que estudos estão sendo feitos com intuito de reduzir a dose de radiação nos exames de TC (DALMAZO et al., 2010. TACK et al., 2003).

Os tomógrafos multidetectores (TCMD) proporcionam cortes cada vez mais finos em curtíssimo tempo de exame (AAPM, 2008) e, por conta disso, estes aumentam ainda mais a dose de radiação ionizante dada ao paciente para poder manter sua qualidade diagnóstica (PARENTE, 2013).

Tendo em vista que mesmo com as evoluções nos equipamentos de TC, estes estão proporcionando doses ainda maiores aos pacientes, o presente trabalho tem como objetivo avaliar os parâmetros técnicos como a modulação automática utilizada na TC para buscar a otimização da dose de radiação ionizante, sem acarretar prejuízo à qualidade diagnóstica do exame.

2 DESENVOLVIMENTO DO ASSUNTO

2.1 Dose em TC

A TC emite maior dose de radiação ionizante do que a radiografia convencional (PARENTE, 2013). Na radiografia convencional, uma grande exposição com alta deposição de dose no paciente pode provocar o enegrecimento do filme radiográfico, podendo ocasionar prejuízo no diagnóstico. Já na TC, quanto maior a exposição de radiação, melhor será a imagem diagnóstica com relação à nitidez, contraste e brilho, porém, conseqüentemente maiores serão as doses de radiação ionizante para o paciente. A preocupação em otimizar as doses necessárias em TC é extremamente importante, partindo do fato de que um exame de tórax em TC pode fornecer uma dose de radiação ionizante ao paciente até 400 vezes maior do que em um exame de tórax na radiografia convencional (PINA et al., 2009). Para um exame de joelho a dose de

radiação emitida pelo tomógrafo ao paciente chega a 2,7 mSv, enquanto que em uma radiografia convencional de membros inferiores a dose é de cerca de 0,7 mSv (HENCKEL et al., 2006).

Em seu relatório sobre exposição à radiação, o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR, 2000) afirma que, em todo o mundo, a TC representa ao menos 5% dos exames radiológicos e, conseqüentemente, contribui em 34% da dose de radiação coletiva. A TC ocasionou um aumento de 40% da dose de radiação coletiva eficaz para a população em 1999, em comparação aos 20% em 1990 (KALRA et al., 2004).

Rehani et al. (2000) mostraram, segundo dados epidemiológicos, que as altas doses de radiação ionizante absorvidas pelos tecidos, devido ao excesso de exames em aparelhos de TC, aproximam-se dos níveis que promovem o aumento da probabilidade de incidência de câncer. No entanto, para alguns estudos, esse tipo de estimativa continua controversa por causa da dificuldade na identificação de tumores causados especificamente por exposição à radiação ionizante durante exames de imagenologia médica (AMIS et al., 2007, GONZALEZ, 2009). Entretanto, a prioridade em busca da redução da dose de radiação em TC deve existir, pois o risco de câncer associado à dose de radiação ionizante emitida na TC não é nulo (YU et al., 2009).

2.2 Grandezas Dosimétricas

Como na TC a fonte de radiação está em movimento rotacional no momento do exame, este fato acaba não permitindo o uso dos mesmos instrumentos para mensurar a dose de radiação em que a radiografia convencional (JORNADA; SILVA, 2013). Durante o exame de TC, pequenas áreas do paciente, ou seja, os cortes axiais são irradiados a cada momento até que toda área a ser examinada tenha sido escaneada. Entretanto, a dose de radiação não fica restrita a esses pequenos cortes, se estendendo para áreas adjacentes devido à radiação espalhada e esta deve ser considerada para o cálculo da dose de radiação. Na TC a dose de radiação pode ser quantificada de várias maneiras, tais como a dose estimada pelo fabricante do tomógrafo definida em cada protocolo de exame, a dose efetiva e a dose total absorvida pelo paciente (CARLOS, 2002, AAPM, 2008).

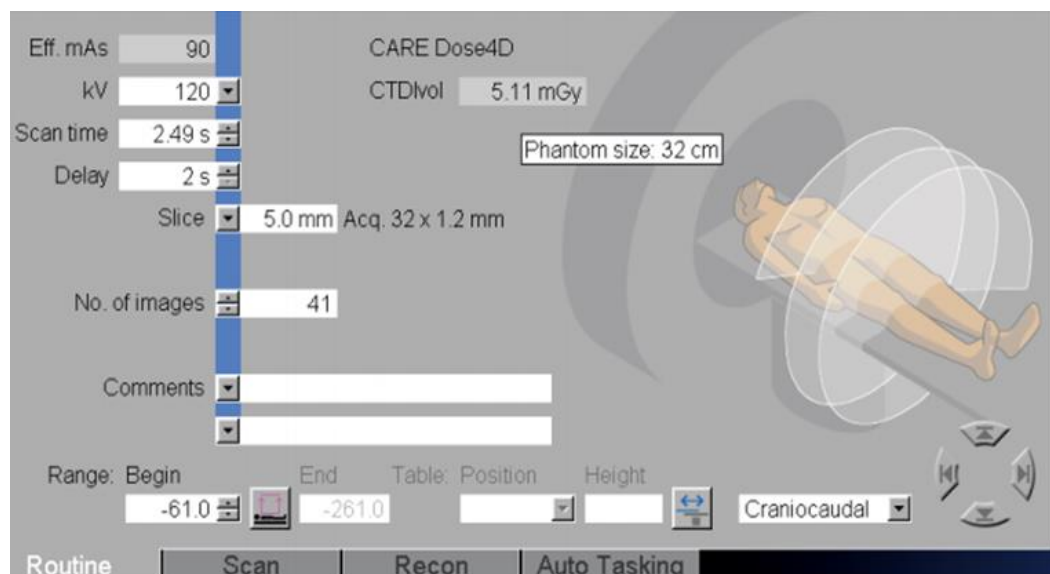
O índice ponderado de dose (CTDI_w) em TC é a dose estimada pelo fabricante, sendo um phantom utilizado para simular uma área do corpo do paciente e sua atenuação durante um determinado exame tomográfico. O índice volumétrico de dose em TC (CTDI_{vol}) calcula a dose média da radiação no interior do volume irradiado (AAPM, 2008).

Para o cálculo da dose absorvida, o comprimento total da área escaneada deve ser considerado, obtendo-se o produto dose comprimento (DLP). O DLP é o produto do CTDIvol e o comprimento da região escaneada, cuja unidade será mGy/cm (CARLOS, 2002; AAPM, 2008; FINATTO et al., 2015).

Com isso, a dose efetiva (E) para um paciente submetido a um determinado protocolo de exame em TC pode ser estimada. A dose efetiva nada mais é do que a soma das doses equivalentes ponderadas nos diferentes órgãos e tecidos, ou seja, é a dose total absorvida no exame. A unidade de dose efetiva é dada em milisieverts (mSv) e para exames de TC é calculada multiplicando o DLP por um fator de conversão tabelado para cada região do corpo a ser estudada, sempre levando em conta a sensibilidade de cada tecido (AAPM, 2008).

Durante a programação ou ao fim de cada exame, o equipamento de TC fornece uma tabela com um relatório contendo o CTDIvol e o DLP da região estudada (Figuras 1 e 2), possibilitando ao operador do equipamento calcular a dose efetiva. Com o cálculo da dose efetiva, durante a programação do exame, é possível o ajuste de alguns parâmetros técnicos visando à otimização da dose radiográfica sem afetar a qualidade diagnóstica da imagem (SIEMENS, 2010).

Figura 1. Informação do CTDIvol do exame de TC, após a seleção de alguns parâmetros técnicos do equipamento de TC da Siemens modelo SOMATOM Definition Flash, para visualização no console do operador.



Fonte: Ulzheimer; Leidecker; Endt, 2011.

Figura 2. Relatório para informação do CTDIvol e DLP do exame de TC para visualização ou arquivamento, do equipamento de TC da Siemens.

AbdomenRoutine				Anlagenzentrum			
000000				SOMATOM Definition Flash			
*17-Sep-1960, O, 50Y				CT 2010A			
17-Sep-2010 13:44							
Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 1365		Total DLP 274 mGycm					
Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm	
Patient Position H-SP							
Topogram	1	120	35 mA		5.3	0.6	
Abdomen	2	120	190	12.71	274	0.5	0.6

Fonte: Ulzheimer; Leidecker; Endt, 2011

2.3 Parâmetros Técnicos

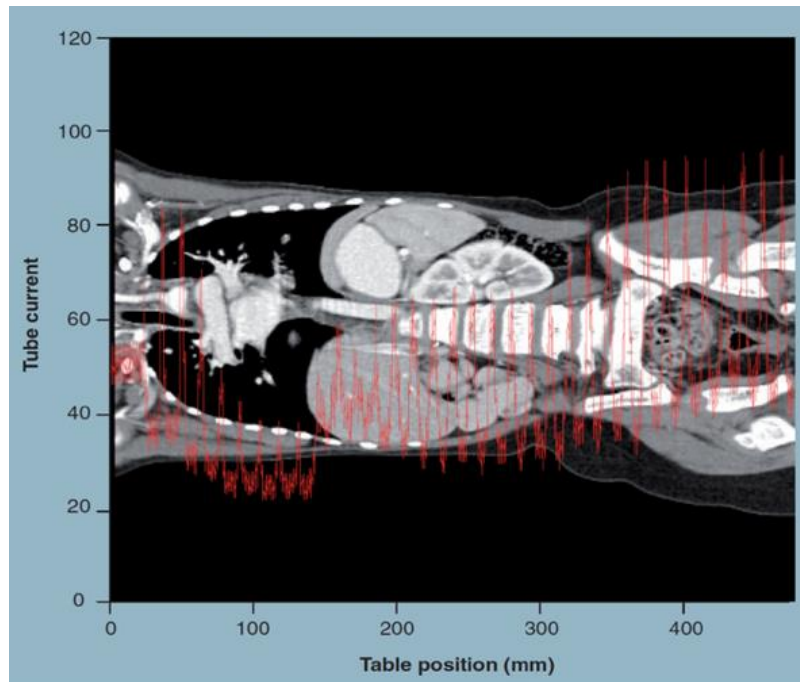
O alcance da qualidade da imagem tomográfica é resultado dos ajustes dos parâmetros técnicos do equipamento de TC pelo operador na busca de uma melhor resolução espacial, resolução de baixo contraste, diminuição de artefatos e baixo ruído. Uma característica importante dos exames tomográficos é a possibilidade de se avaliar estruturas com baixo contraste e que pode ser prejudicada em imagens com maior ruído (GOLDMAN, 2007).

O ruído é o aspecto granulado na imagem de TC, resultado da variação no número de fótons de raios X absorvidos pelos detectores em um determinado tempo, portanto, é dependente da eficiência do detector e da quantidade dos fótons de raios X que atingem o detector possuindo uma relação inversamente proporcional à dose de radiação ionizante recebida pelo paciente (CARLOS, 2002, DALMAZO et al., 2010). O ruído pode ser afetado por diferentes parâmetros, como voltagem do tubo de raios X (kV), corrente do tubo (mA), tempo de exposição (s), espessura do corte, anatomia da região do corpo em estudo, algoritmo de reconstrução, entre outros. É um parâmetro extremamente importante na qualidade da imagem tomográfica, deve ser mantido o mais baixo possível e está intimamente ligado à dose de radiação no exame de TC (KALRA et al., 2004).

Os fatores de exposição relacionados à dose de radiação ionizante para o paciente são: tensão aplicada ao tubo de raios X (kV), corrente no tubo de raios X (mA) e tempo de exposição (s), os quais afetam tanto a qualidade da imagem como a dose de radiação ionizante absorvida pelo paciente (AAPM, 2008). A espessura do corte é selecionada de acordo com o tamanho da estrutura que se deseja estudar. Quanto maior a espessura de corte, menor será o ruído e melhor a resolução de baixo contraste. Entretanto, a imagem estará mais sujeita à presença de artefatos (GONZAGA; SILVA, 2012). A espessura do paciente também é um determinante para o nível de ruído e quanto maior a espessura do paciente, maior o ruído da imagem. A principal solução para diminuir o ruído da imagem é aumentar a dose de radiação ionizante emitida, ajustando de uma melhor forma parâmetros de kV e mA, ou então, adequar outros parâmetros técnicos de forma aceitável para um diagnóstico confiável (CARLOS, 2002, AAPM, 2008).

Os TCMD apresentam um parâmetro de controle automático de exposição (CAE), também chamado de modulador de dose, onde a mA se ajusta automaticamente à espessura do paciente e à densidade da área escaneada (GONZAGA; SILVA 2012). A modulação automática visa ajustar automaticamente a corrente do tubo (mA) para acomodar diferenças de atenuação devido à anatomia, densidade e tamanho do paciente, aplicando uma dosagem de radiação necessária para cada densidade ao longo do corpo (Figura 3). A corrente do tubo pode ser modulada de acordo com a atenuação do paciente em qualquer posição do ângulo de projeção, conhecida como modulação angular, que acontece ao longo do giro de 360° do conjunto tubo de raios X-detectores e também pode ocorrer ao longo do escaneamento do eixo longitudinal do paciente (modulação-Z), ou ambos (YU et al., 2009, GUUN; KOHR, 2010). Podendo ser totalmente pré-programada e ajustada em tempo real, a modulação automática permite a utilização de um dos vários algoritmos para ajustar automaticamente a corrente do tubo de raios X para obter qualidade diagnóstica da imagem com nível de ruído aceitável (MCCOLLOUGH; BRUESEWITZ; KOFLER, 2006). E com isso, possibilitando uma redução de 20% a 50% da dose de radiação ionizante (HRICAK, 2011).

Figura 3. Exemplo de controle automático de exposição (CAE) em uma varredura helicoidal.



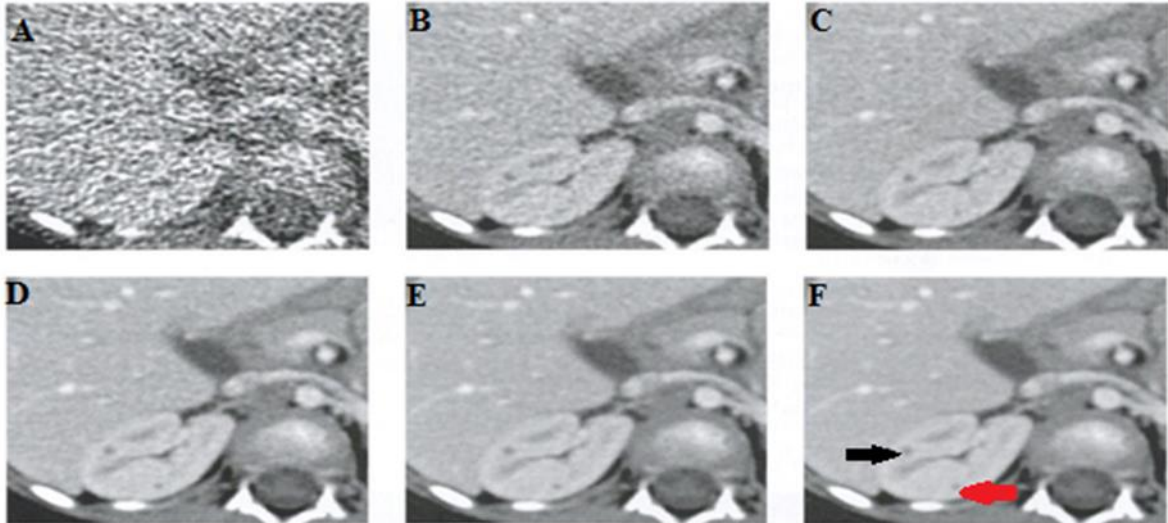
Fonte: Yu et al., 2009.

2.4 Otimização de Dose com Utilização da Modulação Automática

A discussão e preocupação sobre a alta dose de radiação ionizante emitida aos pacientes pelos equipamentos de TC não é de hoje. Em 1994, a GE Medical Systems preocupou-se em fabricar o primeiro sistema de tubo com modulação de corrente, possibilitando uma redução da dose de até 20% (KOPKA et al., 1995).

Mudanças na corrente do tubo de raios X não impactam somente na dose de radiação, mas também afetam o ruído da imagem. A redução da corrente do tubo é extremamente desejável porque reduz a exposição à radiação. No entanto, reduzindo a corrente do tubo e mantendo todos os outros parâmetros da TC iguais, como por exemplo, espessura do corte, levará a um aumento considerável do ruído na imagem. Assim, para equilibrar a dose de radiação e ruído, é importante configurar adequadamente a corrente do tubo, tal que o ruído da imagem não seja excessivamente aumentado e se mantenha a um nível aceitável em que a qualidade diagnóstica da imagem tomográfica não seja prejudicada (Figura 4) (GIRALDO et al., 2015).

Figura 4. Simulações de TC com diferentes níveis de ruído, imagens do abdome na parte média dos rins numa criança de 2 anos A: 0,5% da dose de radiação. B: 5% da dose de radiação. C: 15% da dose de radiação. D: 30% da dose de radiação. E 60% da dose de radiação. F: imagem original, com dose integral. Há duas lesões sutis no rim direito, podendo a lesão maior (seta preta em F) ser detectada por 15% da dose de radiação. A lesão menor (seta vermelha em F) pode ser detectada a 30% da dose de radiação



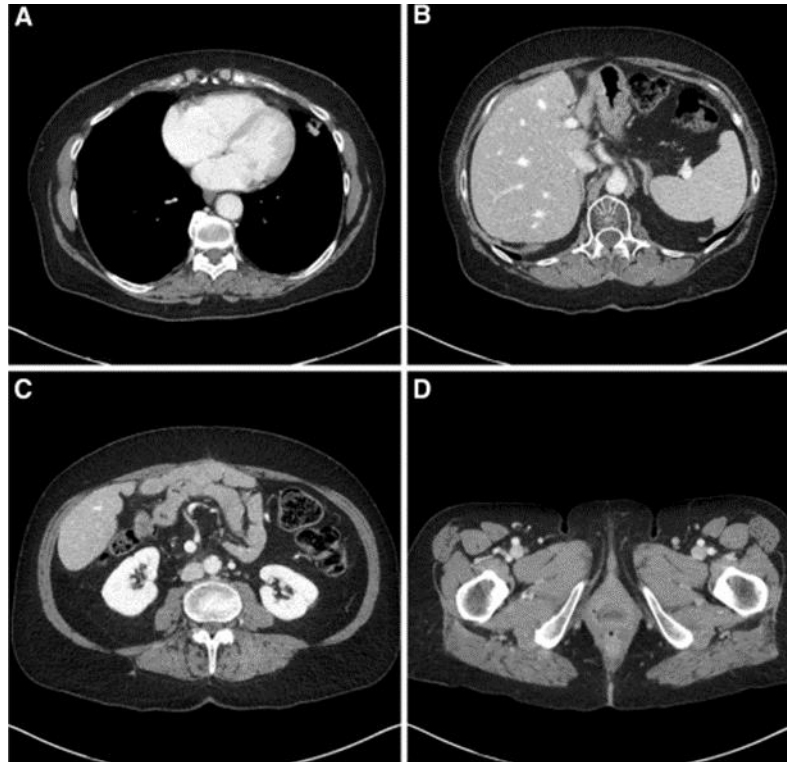
Fonte: Adaptada de: Bae; Whiting, 2008.

Dalmazo et al. (2010) afirmam que deixando a imagem com uma porcentagem maior de ruído, de modo que não prejudique a qualidade diagnóstica, reduzindo parâmetros de kV e mAs de diferentes protocolos de exames, possibilita uma redução da dose de radiação ionizante de 3,8% a 34,3%. Para Hricak et al. (2011), a redução da dose de radiação ionizante chega a 50% com a utilização da modulação automática. Também foi possível obter uma redução no CTDIvol de aproximadamente 45% para 15% da dose absorvida em exames pediátricos (FINATTO et al., 2015). E, também, reduzir em até 17% da dose de radiação ionizante em exames mamários sem obter um aumento significativo do ruído na imagem (GUUN; KOHR, 2010).

Utilizando a modulação automática, é possível uma redução comprovada de até 65% na dose de radiação ionizante em diferentes protocolos de exames em TC, mantendo a qualidade diagnóstica da imagem com níveis aceitáveis de ruído (Figura 5) (GIRALDO et al., 2015).

Figura 5. Uma implementação da modulação automática é a CARE Dose4D (Siemens Healthcare), em que a corrente do tubo automaticamente se adapta ao tamanho e forma do paciente, tanto de modo angular quanto longitudinal. Os valores de mAs eficaz aplicados para as diferentes posições ao longo do paciente varia com a função da atenuação do paciente.

Onde, A: 65 mAs, B: 111 mAs, C: 165 mAs e D: 230 mAs.



Fonte: Giraldo et al., 2015.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando o constante aumento no número de exames de TC, o operador do tomógrafo, sabendo da alta dose de radiação ionizante proporcionada ao paciente durante o exame, deve se preocupar em aprimorar seus conhecimentos, avaliar a dose efetiva de cada exame e, assim, manusear os parâmetros técnicos, como a modulação automática, com objetivo de manter um nível aceitável de ruído com uma dose de radiação ionizante tão baixa quanto razoavelmente possível, pois como foi apresentado, é possível obter uma redução significativa na dose de radiação ionizante durante diferentes protocolos de exame em TC através do manuseio correto de determinados parâmetros técnicos disponíveis no tomógrafo.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The measurement, Reporting, and management of radiation dose. In: CT. AAPM Report N°. 96. **Colege Park, MD: AAPM**; 2008. Disponível em: <http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf>.

Acesso em: 02 ar. 2016.

AMIS, E. S. et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. **Journal of the american college of radiology**, v. 4, n. 5, p. 272-284, 2007. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1546144007001081>>. Acesso em: 19 maio 2016.

BAE, K. T. WHIYING, B. R. Princípios básicos de tomografia computadorizada. Considerações físicas e técnicas, 1. In: LEE et al. **Tomografia computadorizada do corpo em correlação com ressonância magnética**. 2. ed. Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 2008. p. 13-1800. Acesso em: 30 maio 2016.

CARLOS, M. T. **Tomografia computadorizada: formação da imagem e radioproteção**. 2002. 25 p. (Apostila). Disponível em: <<http://files.comunidades.net/professorsiraqui/APOSTILA.PDF>>. Acesso em: 20 abr. 2016.

DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiol.Bras.**, Ribeirão Preto. v.43, n.4, p. 241-248, 2010. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rb/v43n4a08.pdf>>. Acesso em: 01 Set. 2015.

FINATTO, J. et al. Estudo comparativo de descritor de dose em exames pediátricos de tomografia computadorizada. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1A, 2015. Disponível em: <<http://www2.sbpr.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/126>>. Acesso em: 06 abr. 2016.

FLÔR, R. C.; GELBCKE, F. L. Tecnologias emissoras de radiação ionizante e a necessidade de educação permanente para uma práxis segura da enfermagem radiológica. **Rev. bras. enfermagem**, v. 62, n. 5, p. 766-770, 2009. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/reben/v62n5/21.pdf>>. Acesso em: 24 mar. 2016

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Rev. Dent. Press Ortodon Ortop. Facial**, v. 12, n. 2, p. 139-56, 2007. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/dpress/v12n2/18.pdf>>. Acesso em: 15 mar. 2016.

GIRALDO, R. et al. New Approaches to Reduce Radiation While Maintaining Image Quality in MultiDetector Computed Tomography. **Current Radiology Reports**, v. 3, n. 2, p. 1-15, 2015. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1007/s40134-014-0084-6>>. Acesso em: 25 maio 2016.

GONZAGA, N. B. SILVA, T. A. **Estudo de Grandezas Dosimétricas Aplicadas em Pacientes Submetidos a Exames de Tórax Rotina em Tomografia Computadorizada**. 2012. Dissertação (Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações, Minerais e Mestres) –

Centro de Desenvolvimento Da Tecnologia Nuclear. 2012. Disponível em:
<http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/44/083/44083085.pdf>
Acesso em: 09 mar. 2016.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: radiation dose and image quality. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 35, n. 4, p. 213-225, 2007. Disponível em:
<<http://tech.snmjournals.org/content/35/4/213.full.pdf+html>>. Acesso em: 10 jun. 2016.

GONZALEZ, A. B. et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. **Archives of internal medicine**, v. 169, n. 22, p. 2071-2077, 2009. Disponível em:<<http://archinte.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=415368>>.
Acesso em: 20 maio 2016.

GUNN, M. L. KOHR, J. R. State of the art: technologies for computed tomography dose reduction. **Emergency radiology**, v. 17, n. 3, p. 209-218, 2010. Disponível em:
<<http://link.springer.com/article/10.1007/s10140-009-0850-6#page-2>>. Acesso em: 19 maio 2016.

HENCKEL, J. et al. Very low-dose computed tomography for planning and outcome measurement in knee replacement THE IMPERIAL KNEE PROTOCOL. **Journal of Bone & Joint Surgery**, British Volume, v. 88, n. 11, p. 1513-1518. 2006. Disponível em:
<<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/88-B/11/1513.full.pdf>>. Acesso em: 24 abr. 2016.

HRICAK, H. et al. Managing radiation use in medical imaging: a multifaceted challenge. **Radiology**, v. 258, n. 3, p. 889-905, 2011. Disponível em:
<<http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.10101157>>. Acesso em: 21 maio 2016.

JORNADA, T. S.; SILVA, T. A. Obtenção das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricas do abdômen. 2013. **Regional Congress on Radiation Protection and Safety – IRPA**, P 15-19. Rio de Janeiro, RJ. Disponível em:<http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/44/117/44117984.pdf>.
Acesso em: 10 nov. 2015.

KALRA, M. K. et al. Strategies for CT radiation dose optimization 1. **Radiology**, v. 230, n. 3, p. 619-628, 2004. Disponível em:
<<http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.2303021726//>>. Acesso em: 27 mar. 2016.

KOPKA, L. et al. An anatomically adapted variation of the tube current in CT. Studies on radiation dosage reduction and image quality. **RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin**, v. 163, n. 5, p. 383, 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8527750>>. Acesso em: 10 maio 2016.

MCCOLLOUGH, C. H.; BRUESEWITZ, M. R.; KOFLER JR, J. M. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options 1. **Radiographics**, v. 26, n. 2, p. 503-512. 2006. Disponível em: <<http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.262055138>>. Acesso em: 27 abr. 2016.

METTLER, F. J. et al. CT scanning: patterns of use and dose. **Journal of Radiological Protection**, Novo México, v. 20, n. 4, p. 353-9, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11140709>>. Acesso em: 27 abr. 2016.

NÓBREGA, A. **Manual de tomografia computadorizada**: Série tecnologia em radiologia médica. 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2005. cap. 1, p. 2-8.

OKUNO, E. Epidemiologia do câncer devido a radiações e a elaboração de recomendações. **Revista Brasileira de Física Médica**. v. 3, n. 1, p. 43-550, 2009. Disponível em: <www.rbfm.org.br/rbfm/article/download/34/26>. Acesso em: 02 mar. 2018.

OKUNO, E. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estudos avançados**, v. 27, n. 77, p. 185-200, 2013. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ea/v27n77/v27n77a14.pdf>>. Acesso em: 24 mar. 2016.

OLIVEIRA, S. V.; MOTA, H. C. **Notas do Curso básico de licenciamento e fiscalização em radiologia médica e odontológica**. Rio de Janeiro (RJ). In: IRD/CNEN, 1999. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=000098&pid=S0034-7167200600030000500001&lng=pt>. Acesso em: 17 set. 2015.

PARENTE, D. B. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada. **Radiologia Brasileira**, v. 46, n. 2, 2013. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rb/v46n2/01.pdf>>. Acesso em: 24 mar. 2016.

PINA, D. R. et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. In: **Radiol.Bras.** 2009. v.42, n.3, p. 171-177. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rb/v42n3/v42n3a10.pdf>>. Acesso em: 18 set. 2015.

REHANI, M. M. et al. Managing patient dose in computed tomography. *Ann ICRP*, v. 30, n. 4, p. 7-45, 2000. Disponível em: <<http://astro.if.ufrgs.br/med/imagens/CTdose.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2016.

SIEMENS. Guide to low dose. Menschen, 2010. 126 p. Disponível em: <<http://www.siemens.com/press/pool/de/events/healthcare/2010-11-rsna/guide-low-dose-e.pdf>>. Acesso em: 01 mar. 2016.

TACK, D. et al. Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic. **American Journal of Roentgenology**, v. 180, n. 2, p. 305-311, 2003. Disponível em: <<http://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/ajr.180.2.1800305>>. Acesso em: 22 fev. 2015.

ULZHEIMER, S.; LEIDECKER, C.; ENDT, H. **Dose parameters and advanced dose management on SOMATOM scanners**. Forchleim: SIEMENS, 2011. 6 p. Disponível em: <http://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@us/@imaging/documents/download/mdaw/ndq2/~edisp/low_dose_session_27_v2-00308413.pdf>. Acesso em: 16 maio 2016.

UNSCEAR, UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **Sources and effects of ionizing radiation**: sources. United Nations

Publications, 2000. Disponível em:

<https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:32002972>. Acesso em: 10 abr. 2016.

YU, L. et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. **Imaging Med. Rockville Pike** v. 1, n. 1, p. 65-84, 2009. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3271708/>>. Acesso em: 19 abr. 2016.