

MÉTODOS DE DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E SEUS EFEITOS NA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS

Rodrigo C. Dalcin¹, Emilli Viana¹, Márcio A. Machado¹, Cátia Griebler¹, Tayana Portela¹, Caroline de Medeiros^{1*}, Gabrielly G. Kahl¹, Caroline Salvador¹, Octávio J. X. Guimarães¹, Reginaldo M. Gonçalves¹, Peter Kuhn¹

¹Pós-graduação em Proteção Radiológica (PPGPR), Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

* Correspondência ao autor:

Caroline de Medeiros, Me, Pós-graduação em Proteção Radiológica (PPGPR), Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil. Contato: +55 48 3221-6009; E-mail: carol@ifsc.edu.br

RESUMO

Introdução: A tomografia computadorizada (TC) trata-se de um método de diagnóstico por imagem, que utiliza radiação X para a obtenção de cortes de imagens da anatomia em estudo e permite a reconstrução das mesmas nos três planos do espaço (tridimensional), axial, coronal e sagital. **Objetivo:** Comparar dois métodos distintos de dosimetria e avaliar a otimização de protocolos de exposição de exames de TC de crânio. **Metodologia:** O presente estudo foi dividido em duas etapas. Para a primeira coleta de dados, foi utilizado um equipamento de TC marca TOSHIBA, um phantom antropomórfico marca CIRS, e uma câmara de ionização modelo ACCUDOSE. Foram realizadas exposições e quantificadas as diferentes medidas de valores representativos de dose. Para a realização da segunda coleta de dados, foi utilizado um equipamento de TC marca GE, um phantom cilíndrico de polimetil-metacrilato e uma câmara de ionização modelo 10X5-3CT. Novamente, avaliou-se os níveis de dose obtidos por cada protocolo juntamente com a análise do nível de ruído gerado em cada imagem. **Resultados:** Foi observado diferença entre os níveis de dose em TC quando aplicados diferentes protocolos de exposição. Também evidenciou que o segundo método de dosimetria é o mais eficaz e confiável, do que o primeiro método. **Conclusão:** É imprescindível adotar um protocolo coerente, com o que deseja avaliar durante os procedimentos de dosimetria. Visto que, uma escolha do protocolo equivocada gera prejuízos tanto na saúde do paciente, quanto na vida útil do equipamento.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, dosimetria, otimização.

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico por imagem que utiliza radiação X (NASR et al., 2015; PINA et. al., 2009; DAROS, 2005), para a obtenção de imagens de finas “fatias” da anatomia em estudo e permite a reconstrução das mesmas nos três planos do espaço (tridimensional), axial, coronal e sagital (NÓBREGA, 2005; JUNIOR AMARO, YAMASHITA, 2001).

O sistema de funcionamento da TC consiste na utilização de um tubo de raios X, um arranjo de detectores e um computador (NASR et al., 2015; NÓBREGA, 2005). O tubo de raios X gira em torno do paciente, emitindo radiação, enquanto que ao oposto, há um arranjo de detectores que coletam os fótons que interagem com o paciente e os convertem em sinais. Esses são transformados através de complexos algoritmos matemáticos, em imagens da região de estudo (TRATTNER et al., 2017; SANTOS, 2009; BUSHONG, 2010).

Diferença entre Tomografia Computadorizada e Raios X Convencional

Uma das principais diferenças entre os sistemas de TC e raios X convencional é que no primeiro, são obtidas imagem de finas fatias do corpo (NASR et al., 2015), diferente dos sistemas de raios X convencional, que geram uma imagem projetada da anatomia em estudo (ZHENG, 2017; BUSHONG, 2010; PINA 2009).

Há outras diferenças entre os dois sistemas de imagem, onde na radiologia convencional (sistema de processamento úmido) quando a exposição do paciente é elevada, a imagem no filme radiográfico tende a ficar escurecida (PISTÓIA et al., 2004), já na TC quanto maior a exposição, menor será o ruído na imagem (BUSHONG, 2010).

Cronologia da Tomografia Computadorizada

Com o passar dos anos, a TC passou por quatro gerações (CARVALHO, 2007). A diferença principal entre elas está relacionada com o aumento no número de detectores e com a maior velocidade de aquisição das imagens (NÓBREGA, 2005; KALENDER, 2005). Então, os tomógrafos da primeira geração possuíam apenas um detector e o feixe de radiação era estreito e bem colimado (AHMED, 2007). Já os tomógrafos de segunda geração apresentaram uma grande melhora, visto que possuíam 30 detectores e o feixe de radiação agora era em forma de leque. Houve uma grande diminuição no tempo de aquisição das imagens, cerca de 15 segundos por corte (BUSHONG, 2010).

Contudo, nos tomógrafos de terceira geração, existia um conjunto com aproximadamente 960 detectores. Esses detectores juntamente com o tubo de raios X, giram 360° ao redor do paciente. Por este motivo, o tempo para obtenção de uma imagem chega a ser de até 1 segundo (CARVALHO, 2007). Entretanto, a desvantagem que ocorre nesse sistema é o aparecimento ocasional de artefatos do tipo anel, provenientes de possíveis falhas de um ou mais detectores. Essas falhas podem ser minimizadas através de algoritmos matemáticos. Por fim, os tomógrafos de quarta geração possuem um anel fixo com 4800 detectores ou mais e fornecem um círculo completo dentro do gantry. O tubo de raios X gira continuamente efetuando disparos curtos de radiação fazendo com que o tempo de varredura diminua consideravelmente (BUSHONG, 2010; GOLDMANN, 2008).

Além da redução no tempo de realização dos exames, a evolução dos equipamentos de TC trouxe melhoras significativas na qualidade das imagens, sendo possível a investigação de estruturas com maior riqueza de detalhes.

Características da Imagem

Uma característica das imagens em TC é que elas são sintéticas, pois são obtidas através de reconstruções matemáticas, ao invés de ser uma imagem projetada como no sistema de raios X convencional (BUSHONG, 2010; HSIEH, 2003; BUSHBERG, 2002). Uma vez que, a matriz da imagem consiste em várias células, associadas a um determinado tom de cinza ou nível de brilho no monitor. Cada célula é chamada de *pixel*, e a informação numérica obtida com ele é um número de TC. O *pixel* é a representação bidimensional de um volume de tecido correspondente (RODRIGUES; VITRAL, 2007).

Cada *pixel* é visível no monitor com um nível de brilho diferente. Esses níveis correspondem a uma faixa de TC entre -1000 e 3000 para cada *pixel*. Número de TC de -1000 correspondem ao ar e 3000 corresponde a um osso denso (AUGUSTO, 2009). Já em relação ao ruído, este apresenta aspecto granulado observado nas imagens. Ele depende de fatores como tamanho do *pixel*, espessura de corte e eficiência do detector. Imagens com baixo ruído têm aparência suave para os olhos, ao contrário das imagens que possuem alto ruído, que apresentam um aspecto granulado (DA CÁS, 2011).

Uma característica dos equipamentos de TC é que quanto maior for à dose de radiação a que o paciente foi exposto, menor será o nível de ruído das imagens (DALMAZO et al., 2010; MARCONATO et al., 2007). Por este motivo, torna-se imprescindível a relação entre qualidade de imagem e proteção radiológica.

Proteção Radiológica e Dose de Radiação

Para estimar a dose de radiação absorvida pelo paciente durante a realização do exame, o computador realiza cálculos matemáticos e obtém valores de CTDI (Índice de Dose para Tomografia Computadorizada) e DLP (Produto Dose Comprimento) (AMERICAN ASSOCIATION PHYSICISTS IN MEDICINE, 2010). O CTDI é o valor relacionado ao índice de dose absorvida pelo paciente a cada corte. Já o valor do DLP é o total de dose de radiação absorvida pelo paciente em todo escaneamento (DALMAZO et al., 2010).

A Proteção Radiológica é primordial em qualquer área do radiodiagnóstico, principalmente em TC, pois são utilizadas altas taxas de dose em seus procedimentos. Diante disso, a ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) criou normativas a serem rigorosamente seguidas pelos profissionais que trabalham na área de diagnóstico por imagem. Tais normas têm como objetivo principal a redução dos níveis de radiação a que pacientes e trabalhadores estão expostos. Os princípios básicos de proteção radiológica são: justificação, otimização, limitação de dose e prevenção de acidentes (BRASIL, 1998).

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), preocupada com a crescente utilização da TC e de sua contribuição no aumento da dose de radiação na população, publicou em 2000 um documento no qual também faz recomendações para a otimização dos exames tomográficos, com o objetivo de reduzir a dose em pacientes (ICRP, 2000). Em 2007, a ICRP publicou outro documento dedicado ao gerenciamento de dose nos tomógrafos de múltiplos detectores (MDCT). Nesta publicação recomenda-se o uso do

controle automático de exposição (AEC) e da modulação de dose, entretanto mesmo com a utilização desses recursos o operador deve estar atento aos parâmetros técnicos a fim de gerenciá-los para a redução de dose no paciente (ICRU, 2012; ICRP, 2007).

Parâmetros de Protocolo

O controle da dose de radiação está relacionado a alguns fatores que podem ser ajustados no sistema, como a Tensão do tubo de raios X (kVp); Corrente do tubo (mA); Tempo de rotação do tubo (s); Espessura de corte (mm); Pitch; Modulador de dose. Estes parâmetros, quando manipulados, possibilitam que o nível de radiação que incide no paciente seja modificado (ZHENG, 2017; DALMAZO et al., 2010).

Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar dois métodos distintos de dosimetria em TC e identificar o de maior eficácia. Para isso, foi realizada a otimização do protocolo de exames de TC de crânio com a finalidade de reduzir os níveis de radiação a qual os pacientes são expostos, sem que ocorressem perdas significativas na qualidade das imagens.

METODOLOGIA

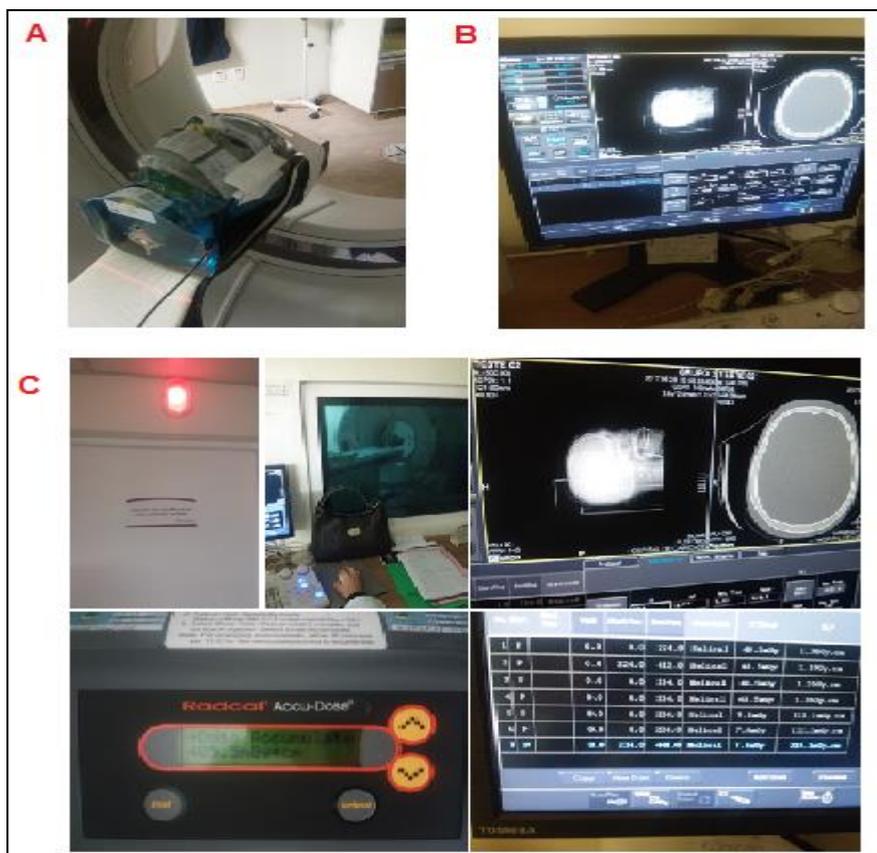
Esta pesquisa utilizou um método quantitativo, do tipo experimental. Além disso, a amostra é não-probabilística por conveniência (DYNIEWICZ et al., 2009).

Procedimento teste nº 1

Na primeira coleta de dados da pesquisa, com o protocolo teste nº 1, foi utilizado um equipamento de TC marca Toshiba, modelo Aquilion, um phantom antropomórfico marca CIRS, modelo 711-Hn Atom Max Dental e Diagnostic (HEAD) e uma câmara de ionização marca RADCAL, modelo ACCUDOSE.

Inicialmente, o phantom antropomórfico foi acomodado na mesa de exames e foi posicionada a câmara de ionização na região superficial do phantom (aproximadamente na altura do processo mastóide), conforme figura 1, painel A. Em seguida, foi selecionado o protocolo padrão de rotina para exames de crânio (trauma), de acordo com a figura 1 painel B. Então, foram realizadas exposições e quantificadas as diferentes medidas de valores representativos de dose obtidas tanto pelo detector de radiação, quanto as fornecidas pelo próprio equipamento de TC, conforme a figura 1, painel C. O procedimento foi reproduzido outras duas vezes gerando alterações nos parâmetros de protocolo.

Figura 1. Procedimento teste nº 1.



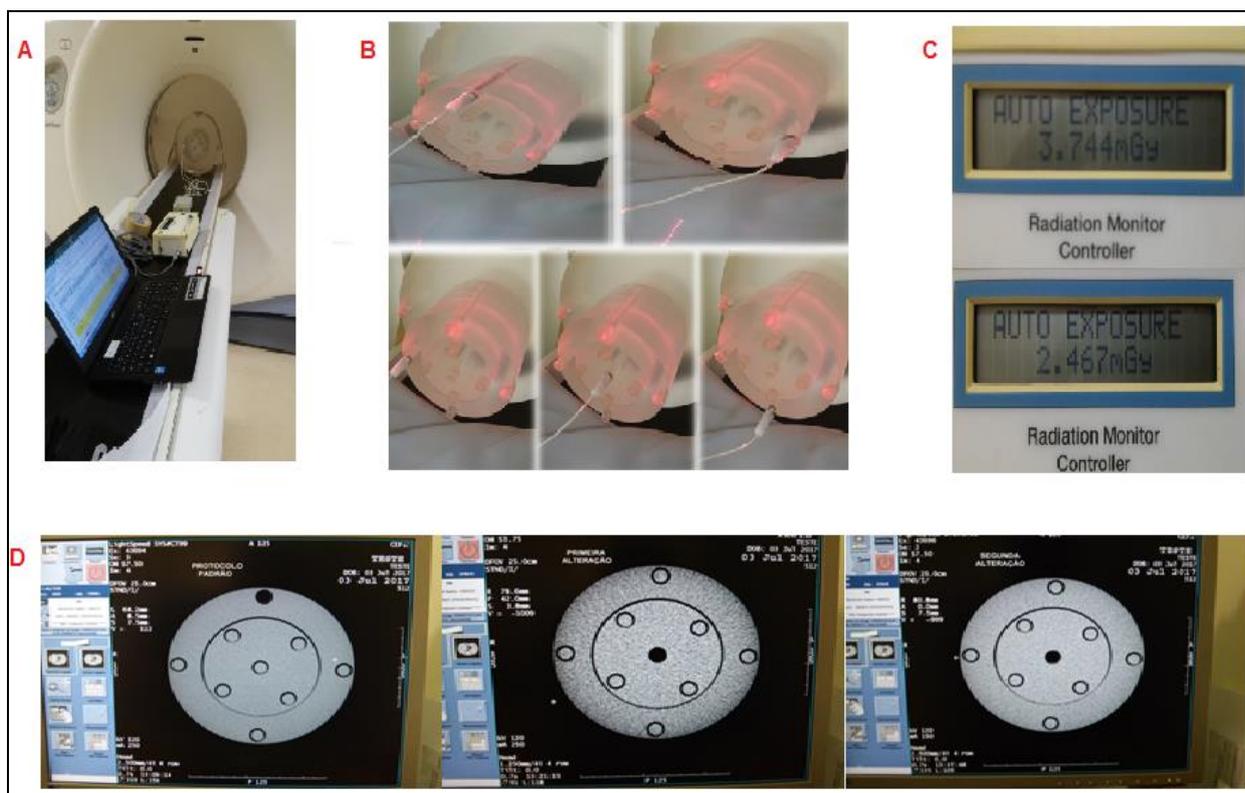
Fonte: autores (2017).

Procedimento teste n° 2

Na segunda coleta, com o protocolo teste n° 2, foi utilizado um equipamento de TC marca GE, modelo LIGHT SPEED, um phantom cilíndrico de polimetil-metacrilato com 15 cm de comprimento e 16 cm de diâmetro que representa a anatomia de crânio e uma câmara de ionização marca RADCAL, modelo 10X5-3CT.

O procedimento iniciou com o phantom acomodado na mesa de exames, conforme figura 2, painel A. Foi selecionado o protocolo padrão de rotina para exames de crânio. A câmara de ionização foi posicionada nas regiões do phantom indicadas como: Central, 12h, 3h, 6h e 9h (figura 2, painel B). Após, realizaram as medidas de dose em cada uma das regiões do phantom (Figura 2, painel C). Por fim, a partir do protocolo padrão n° 2, foram feitas alterações nos parâmetros de exposição e realizado todo o procedimento novamente (Figura 2, painel D).

Figura 2. Procedimento teste n° 2.



Fonte: adaptado por autores (2017).

Análise estatística

Foram utilizados os programas *Microsoft Office* – pacote Excel® e *Graph Pad Prisma* 6.0. Além disso, os dados foram obtidos através de protocolos específicos e tabulados nos programas citados, bem como expressos nas unidades de KVp, mA, s, mm, mGy/cm.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Desfecho primário

A partir do procedimento teste nº 1, realizado no tomógrafo modelo AQUILION, foram feitas alterações nos parâmetros de exposição e realizadas novas mensurações (Tabela 1).

Aquisição	Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Rotação (s)	Corte (mm)	Incremento (mm)	Pitch	Dose (mGy*cm)	DLP (Gy*cm)	CTDI Vol (mGy)	Modulador de dose
Protocolo Padrão	120	250	0,75	64 x 0,5	4	1	406,7	1,369	48,5	Não
Primeira Alteração	120	140	0,75	64 x 0,5	4	1	43	0,111	7,8	Sim
Segunda Alteração	120	186	0,75	64 x 0,5	4	2	96,85	0,326	11,6	Não

Tabela 1. Parâmetros e medidas de exposição obtidos no teste nº 1.

Diante disso, a primeira alteração ocorreu ao ativar o modulador de dose, uma vez que o protocolo padrão não utiliza esse recurso. Foi observado, que as medidas representativas de dose foram reduzidas consideravelmente. Entretanto, isso vai de encontro ao que a literatura preconiza, uma vez que ao utilizar o modulador de dose para exames de crânio, a corrente do tubo tende a aumentar em virtude do controle automático de exposição fazer com que o equipamento deposite maior energia na região da base do crânio, devido a sua estrutura morfológica (DE SOUZA, 2015).

Na segunda alteração houve o aumento do valor do *pitch*, sendo que modificou de 1 para 2. Essa alteração fez com que as medidas representativas de dose fossem reduzidas, quando comparadas com o protocolo padrão. Essa redução ocorreu pelo fato de que valores de *pitch* altos reduzem a sobreposição de imagens, conseqüentemente, reduzindo a exposição. É necessário fazer uma observação a respeito do protocolo utilizado na segunda alteração. Além da alteração no *pitch*, também houve uma alteração na corrente do tubo, quando comparada ao protocolo padrão. Essa por sua vez também contribuiu para a redução dos valores representativos de dose (conforme figura 3), visto que variações de parâmetros como *pitch*, espessura de corte e tempo de rotação são essenciais para a otimização da dose (DALMAZO et al., 2010; PINA et al., 2009; GERBER et al., 2005).

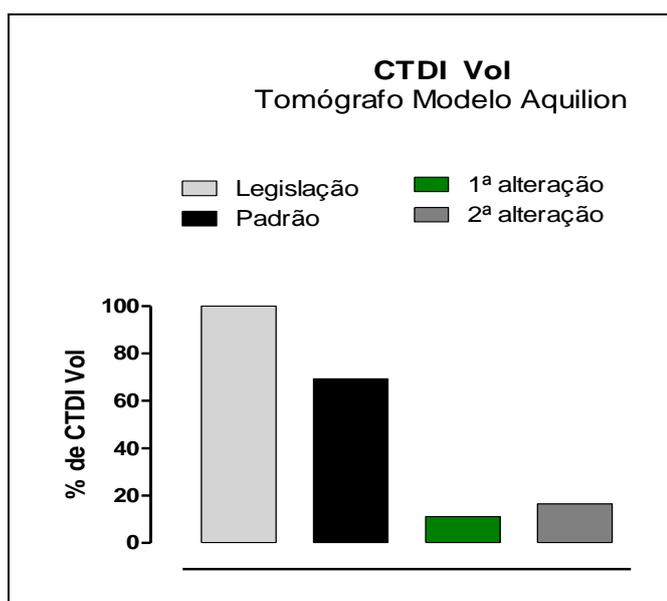


Figura 3. Percentual de dose obtido pelo tomógrafo Modelo Aquilion referentes aos padrões propostos Pela Legislação, Padrão do aparelho e protocolos.

Desfecho secundário

A partir do procedimento teste nº 2, realizado no tomógrafo modelo LIGHT SPEED, foram feitas alterações nos parâmetros de exposição e realizadas novas medições. A tabela 2 representa os parâmetros de protocolo utilizados no ensaio de valores representativos de dose.

Projeção Radiográfica	Protocolo utilizado	Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Pitch	Rotation time (s)	Nº de Linhas	Espessura da linha (mm)	Modulador de dose?
Cabeça (Axial)	Padrão	120	250	0,75	0,70	4	2,50	Não
Cabeça (Axial)	Primeira Alteração	120	250	0,75	0,70	4	1,25	Não
Cabeça (Axial)	Segunda Alteração	120	150	0,75	0,70	4	2,50	Não

Tabela 2. Dados do ensaio de Valores Representativos de Dose – Parâmetros.

Portanto, a primeira alteração de protocolo se deu na espessura de corte. A mesma foi reduzida para 1,25 mm, sendo que a espessura de corte no protocolo padrão é de 2,5 mm. Observou-se que os valores de dose medidos foram inferiores aos do protocolo padrão. Diante disso, alguns estudos como de Dalmazo e colaboradores (2010) verificaram que a mudança de protocolo oportuniza diferentes alterações não só no corte, mas nas variações técnicas do contraste que reflete no ruído e qualidade da imagem. Entretanto, as medidas do CTDI_w, DLP e CTDI_{VOL} foram superiores quando comparadas com as medidas feitas com o protocolo padrão. Isso se dá pelo fato destes parâmetros serem “índices de dose” e dependerem da espessura de corte utilizada no protocolo. Por fim, a medida que se deposita a mesma energia em uma região mais estreita, haverá um aumento no índice de dose.

Conforme Marconato e colaboradores (2004) uma redução de corrente pode ser feita sem comprometer a qualidade de diagnóstico, gerando assim uma redução com aproximadamente 20% da dose média. Então, no presente estudo a segunda alteração houve uma redução no valor da corrente utilizada, diminuindo de 250 mA para 150 mA. Foi observado, uma redução considerável nos níveis de dose (conforme tabela 3 e figura 4).

Protocolo utilizado	Posição da câmara	Dose medida (mGy)	CTDI W medido (mGy)	DLP medido (mGy*cm)	CTDI vol. medido (mGy)
Padrão	12h	3,86	33,71	449,50	44,95
	3h	3,70			
	Central	3,74			
	6h	3,52			
	9h	3,79			
Primeira Alteração	12h	2,53	44,28	590,44	59,04
	3h	2,44			
	Central	2,47			
	6h	2,30			
	9h	2,49			
Segunda Alteração	12h	2,21	19,13	255,10	25,51
	3h	2,09			
	Central	2,13			
	6h	1,97			
	9h	2,15			
Comentários	De acordo com a Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES: Nível de Referência CTDI _{vol} (mGy): Cabeça (adulto) 70 mGy;				

Tabela 3. Dados medidos no teste de valores representativos de dose.

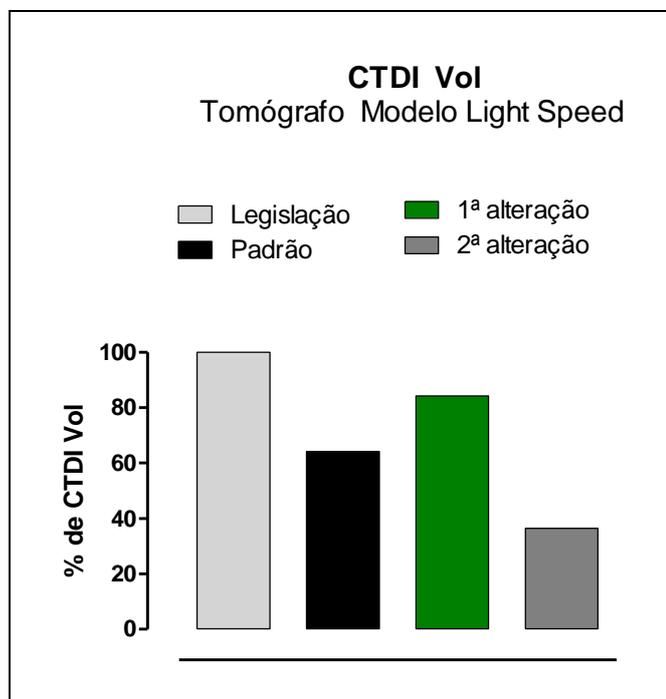
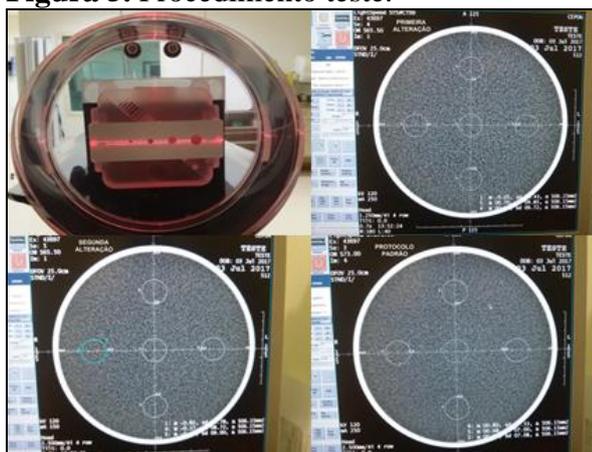


Figura 4. Percentual de dose obtido pelo tomógrafo Modelo Light Speed referentes aos padrões propostos Pela Legislação, Padrão do aparelho e protocolos.

A partir destes dados foram adquiridas imagens para avaliação do nível de ruído gerado com cada protocolo (figura 5), conforme a figura 5.

Figura 5. Procedimento teste.



Fonte: Autores (2017).

As tabelas 4, 5 e 6 representam os valores de ruído mensurados a partir das imagens obtidas através do protocolo padrão, primeira alteração e segunda alteração, respectivamente:

A tabela 4 representa o percentual de ruído na imagem gerada através do protocolo padrão:

Parâmetros		Tensão: 120 kVp	Corrente: 250 mA	Rotation time: 0,7 s	Colimação: 10 mm	Espessura de corte: 2,5 mm
Protocolo	Área (mm ²)	Posição da ROI	Valor Indicado do nº de CT	Ruído	Uniformidade do nº de CT	Ruído (%)
Crânio, corte na água PADRÃO	506,2	12h	0,98	7,08	0,05	0,79
		3h	0,98	7,00	0,05	
		Central	0,93	7,92	-	
		6h	0,80	7,33	-0,13	
		9h	0,95	7,15	0,02	
Comentários	De acordo com a Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES: Tolerância para Valor Indicado do nº de CT: 0 ± 5 (água). Nível de Suspensão para Valor Indicado do nº de CT: Maior que 10 ou menor que -10 (água). Tolerância para Uniformidade do nº de CT: Desvio $\leq 5\%$. Nível de Suspensão para Uniformidade do nº de CT: Desvio maior que 10%. Tolerância para Ruído: Variação $\leq 15\%$ do valor que referência. Nível de Suspensão: Variação maior que 20%.					

Tabela 4. Dados do ensaio de Uniformidade do número CT – protocolo padrão.

A tabela 5 representa o percentual de ruído na imagem gerada através da primeira alteração de protocolo:

Parâmetros		Tensão: 120 kVp	Corrente: 250 mA	Rotation time: 0,7 s	Colimação: 5 mm	Espessura de corte: 1,25 mm
Protocolo	Área (mm ²)	Posição da ROI	Valor Indicado do nº de CT	Ruído	Uniformidade do nº de CT	Ruído (%)
Crânio, corte na água PRIMEIRA ALTERAÇÃO	506,2	12h	0,32	10,30	0,37	1,04
		3h	0,45	10,04	0,50	
		Central	-0,05	10,43	-	
		6h	0,70	9,85	0,75	
		9h	0,37	9,72	0,42	
Comentários	De acordo com a Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES: Tolerância para Valor Indicado do nº de CT: 0 ± 5 (água). Nível de Suspensão para Valor Indicado do nº de CT: Maior que 10 ou menor que -10 (água). Tolerância para Uniformidade do nº de CT: Desvio $\leq 5\%$. Nível de Suspensão para Uniformidade do nº de CT: Desvio maior que 10%. Tolerância para Ruído: Variação $\leq 15\%$ do valor que referência. Nível de Suspensão: Variação maior que 20%.					

Tabela 5. Dados do ensaio de Uniformidade do número CT – procedimento teste 1.

A tabela 6 representa o percentual de ruído na imagem gerada através da segunda alteração de protocolo:

Parâmetros		Tensão: 120 kVp	Corrente: 150 mA	Rotation time: 0,7 s	Colimação: 10 mm	Espessura de corte: 2,5 mm
Protocolo	Área (mm ²)	Posição da ROI	Valor Indicado do nº de CT	Ruído	Uniformidade do nº de CT	Ruído (%)
Crânio, corte na água SEGUNDA ALTERAÇÃO	506,2	12h	-0,43	9,27	0,39	0,98
		3h	-0,34	8,91	0,48	
		Central	-0,82	9,78	-	
		6h	-0,27	8,72	0,55	
		9h	-0,42	9,00	0,40	
Comentários	De acordo com a Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES: Tolerância para Valor Indicado do nº de CT: 0 ± 5 (água). Nível de Suspensão para Valor Indicado do nº de CT: Maior que 10 ou menor que -10 (água). Tolerância para Uniformidade do nº de CT: Desvio $\leq 5\%$. Nível de Suspensão para Uniformidade do nº de CT: Desvio maior que 10%. Tolerância para Ruído: Variação $\leq 15\%$ do valor que referência. Nível de Suspensão: Variação maior que 20%.					

Tabela 6. Dados do ensaio de Uniformidade do número CT – procedimento teste 2.

A figura 6 representa a comparação entre os níveis de ruído da imagem gerada através dos protocolos padrão, primeira alteração e segunda alteração, as quais foram obtidas no Tomógrafo modelo Light Speed.

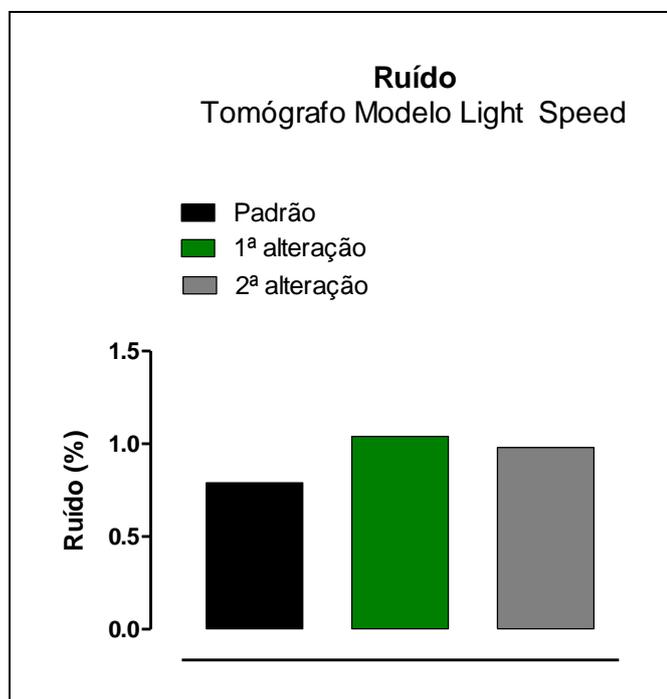


Figura 6. Percentual de ruído obtido pelo tomógrafo Modelo Light Speed referentes aos padrões propostos do aparelho e protocolos.

Diante disso, foi demonstrado que houve maior aumento do ruído na imagem obtida com a primeira alteração de protocolo. Estudo de Marconato e colaboradores (2007) realizaram pesquisa com TC e verificaram que filtros menores e espessuras de corte mais grossas influenciam na resolução especial, bem como no ruído. Por este motivo, espessuras de cortes pequenas geram imagens com ruído elevado (PINA et al., 2005).

CONCLUSÃO

Esse estudo demonstrou as diferenças entre os níveis de dose em TC quando aplicados em diferentes protocolos de exposição. Além disso, evidenciou que o segundo método de dosimetria demonstrou maior eficácia e confiabilidade, do que o primeiro.

No primeiro procedimento de dosimetria obtiveram-se medidas de dose que não condizem com a literatura. É possível que isso tenha ocorrido, devido a câmara de ionização ter sido posicionada em apenas uma região do phantom, impossibilitando a correta ponderação das doses nas demais regiões. Já no segundo procedimento, os valores de doses mensurados foram coerentes com a literatura, sendo possível também avaliar os níveis de ruído nas imagens geradas em cada protocolo.

Dessa forma, a segunda alteração feita no segundo procedimento de dosimetria é o protocolo mais recomendado para utilização na rotina clínica do serviço avaliado, pois houve uma considerável redução de dose de radiação a qual o paciente pode ser submetido durante o exame, com um pequeno aumento do ruído da imagem.

Espera-se que a partir desta investigação surjam novas pesquisas dentro de cada instituição que forneça o exame de Tomografia Computadorizada, a fim de que haja uma constante atualização dos parâmetros de protocolos de exposição seguindo as normativas de proteção radiológica.

REFERÊNCIAS

AHMED, S. N. **Physics and Engeneering of Radiation Detection**. 1. ed. San Diego: Elsevier, 2007.

AMERICAN ASSOCIATION PHYSICISTS IN MEDICINE. **Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography**. Report da AAPM Task Group 111: The future of CT Dosimetry, 2010.

BRASIL. Portaria nº 453, 1º de junho de 1998. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Secretaria de Vigilância Sanitária, Ministério da Saúde. Brasília, 1998.

BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Lippincott Williams & Wilkins. 2. ed. Philadelphia, 2002.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CARVALHO, A. C. P. História da tomografia computadorizada. **Rev. Imagem**, v. 29, n. 2, p. 61-66, 2007.

DA CÁS, E.V. **Proposta para otimização de protocolos em exames de tomografia computadorizada, visando a redução das doses de radiação dos pacientes** [dissertação de mestrado]. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria; 2011.

DAROS, K. A. C. **Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudos de otimização** [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2005.

DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiol Bras**, v. 43, n. 4, p. 241-248. 2010.

DYNIWICZ, A. M. et al. **Metodologia da pesquisa em saúde para iniciantes**. 2. ed. São Caetano: Difusão editora, 2009.

GERBER, T.C. et al. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. **Int J Cardiovasc Imaging**, v. 21, p. 165–76. 2005.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 36, n. 2, p. 57-68, 2008.

HSIEH, J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances**. Washington: SPIE, 2003.

IMEB. Imagens Médica de Brasília. **Tomografia de contraste:** risco de reação alérgica é mínimo. Disponível em < <http://www.imeb.com.br/tomografia-com-contraste-risco-de-reacao-alergica-e-minimo/>> Acesso em 31 Jul. 2017.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.
ICRP Publication 103: **Ann. ICRP**, v. 37, n. (2-4), p 1-332. 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
ICRU Report N. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. **J ICRU**, v. 12, n. 1, p. 1-149. 2012.

JÚNIOR AMARO, E.; YAMASHITA, H. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. **Rev Bras Psiquiatr**, v. 23 (supl), p. 2-3. 2001.

KALENDER, W. A. **Computed Tomography:** fundamentals System Technology. Image Quality, applications. 2. ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005.

LINS, S. **TC de baixa dose no screening e seguimento do câncer de pulmão.** Disponível em <<http://slideplayer.com.br/slide/7306316/>> Acesso em 31 Jul. 2017.

MARQUES, F. J. **Tomografia computadorizada.** Disponível em <<https://pt.slideshare.net/RockdrigoRubio/tomografia-computadorizada>> Acesso em 31 Jul. 2017.

MARCONATO, J. A. et al. Dose reduction and increase of X-ray tube life in computed tomography. **Radiol Bras**, v. 37, n. 5, 2004.

MARCONATO, J. A. et al. Tomografia computadorizada da coluna lombar após artrodese com emprego de material metálico: avaliação da qualidade de imagem para diferentes algoritmos matemáticos. **Radiol Bras**, v. 40, n. 1, p. 17-22. 2007.

NARS, A. et al. Evaluation of the use of tomography in penetrating neck trauma. **Rev. Col. Bras. Cir.**, v. 42, n. 4, p. 215-19. 2015.

NÓBREGA, A. I. D. **Manual de tomografia computadorizada.** 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2005.

PINA, D. R. et al. Controle de Qualidade e Dosimetria em Equipamentos de Tomografia Computadorizada. **Radiol Bras**, v. 42, n. 3, p. 171 – 177, 2009.

PISTÓIA, G. D. et al. The latente image and the chemistery of the radiographic processing. **Rev. Saúde**, v. 30, n. 1, p. 12-20. 2004.

RODRIGUES. A. F; VITRAL, R. F. **Aplicações da Tomografia Computadorizada na Odontologia.** João Pessoa, 2007.

SANTOS, E. S. D.; NACIF, M. S. **Manual de técnicas em tomografia computadorizada.** Rio de Janeiro: Editora Rubio, 2009.

SOUZA, G. S. D. et al. Avaliação de imagens de tomografia computadorizada com o uso do modulador automático de corrente: potencialidades e limitações. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 9, n. 2, p. 18-22, 2015.

TRATTNER, S. et al. Cardiac-specific conversion factors to estimate radiation effective dose from dose-length product in computed tomography. **JAACC Cardiovasc Imaging**, 2017.

ZHENG, X. General equations for optimal selection of diagnostic image acquisition parameters in clinical X-ray imaging. **Radiol Phys Technol**, Aug. 2017.