

CENTRO UNIVERSITÁRIO BRASILEIRO - UNIBRA
TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA

GIOVANA PAIM DAMACENO
GUILHERME HENRIQUE RODRIGUES GOMES
IVAN DA SILVA BORGES DE GUSMÃO
NYCOLE EVELLYN RODRIGUES DA SILVA MENDONÇA

**OTIMIZAÇÃO DA DOSE NA TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA**

RECIFE/2021

GIOVANA PAIM DAMACENO
GUILHERME HENRIQUE RODRIGUES GOMES
IVAN DA SILVA BORGES DE GUSMÃO
NYCOLE EVELLYN RODRIGUES DA SILVA MENDONÇA

OTIMIZAÇÃO DA DOSE NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Artigo apresentado ao Centro Universitário Brasileiro – UNIBRA, como requisito parcial para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

Professor Orientador: Esp. Hugo Christian de Oliveira Felix

RECIFE/2021

O88

Otimização da dose na tomografia computadorizada. / Giovana Paim Damaceno; Guilherme Henrique Rodrigues Gomes; Ivan da Silva Borges de Gusmão; Nycole Evellyn Rodrigues da Silva Mendonça. - Recife: O Autor, 2021.
27 p.

Orientador(a): Esp. Hugo Christian de Oliveira Felix.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Centro Universitário Brasileiro – UNIBRA. Tecnólogo em Radiologia, 2021.

1.Dose de radiação. 2.Otimização. 3.Paciente pediátrico.
4.Tomografia computadorizada. I. Centro Universitário Brasileiro - UNIBRA. II. Título.

CDU: 616-073

GIOVANA PAIM DAMACENO
GUILHERME HENRIQUE RODRIGUES GOMES
IVAN DA SILVA BORGES DE GUSMÃO
NYCOLE EVELLYN RODRIGUES DA SILVA MENDONÇA

OTIMIZAÇÃO DA DOSE NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Artigo aprovado como requisito parcial para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia, pelo Centro Universitário Brasileiro – UNIBRA, por uma comissão examinadora formada pelos seguintes professores:

Esp. Hugo Christian de Oliveira Felix
Professor Orientador

Professor(a) Examinador(a)

Professor(a) Examinador(a)

Recife, _____ de _____ de 2021.

NOTA: _____

Dedicamos esse trabalho ao nosso quarteto fantástico.

*A minha mãe, te levarei em todos os lugares em que eu estiver. Eu vou te amar até
depois do infinito.*

Giovana

Ao meu pai, você estará para sempre no meu coração.

Ivan

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao nosso orientador por todas as condições de trabalho fornecidas.

Agradeço aos meus pais, pela generosidade, por todo apoio e incentivo nos momentos difíceis.

Guilherme

Agradeço a todos que estiveram comigo nessa trajetória repleta de batalhas: minha mãe, Silvana, meus avós, Maria e Reginaldo, minha namorada, Laylla, e minha cachorra, Mel. Amo todos de um jeito único. Obrigado a cada um por me ajudarem de formas distintas e todas válidas.

Ivan

À minha mãe por sempre acreditar em mim, e aos meus amigos Ivan, Giovana e Guilherme pela paciência, ajuda e companheirismo.

Nycole

*“Não há saber mais ou saber menos: há
saberes diferentes.”
(Paulo Freire)*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	07
2 DELINEAMENTO METODOLÓGICO.....	09
3 REFERENCIAL TEÓRICO.....	09
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	15
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	17
REFERÊNCIAS.....	17

OTIMIZAÇÃO DA DOSE NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Giovana P. Damaceno
Guilherme H. R. Gomes
Ivan da S. B. de Gusmão
Nycole E. R. da S. Mendonça
Hugo C. de O. Felix¹

Resumo: Um dos grandes obstáculos com a utilização da tomografia computadorizada é a diminuição da dose na qual o paciente será exposto sem comprometer a qualidade da imagem. O presente trabalho tem como objetivo demonstrar através da literatura científica mais recente a importância da otimização da dose nos exames de tomografia computadorizada. Trata-se de um estudo qualitativo, descritivo, do tipo revisão da literatura, realizado a partir de artigos científicos presentes nas bases de dados da Biblioteca Virtual de Saúde (BVS), SciELO e Medline. Tendo em vista todos os riscos associados à dose de radiação ionizante, como a indução de efeitos estocásticos, é imprescindível estar ciente dos métodos de otimização na realização dos exames tomográficos. Sendo assim, adquirindo exames de boa qualidade, mesmo utilizando doses mais baixas. Esses efeitos não são determinísticos, mas sim relacionados com probabilidade. É necessário que os profissionais das técnicas radiológicas saibam aplicar as técnicas de otimização sem comprometer a qualidade da imagem de modo que prejudique o diagnóstico, avaliando se os riscos dos exames serão compensados pelos benefícios.

Palavras-chave: dose de radiação; otimização; paciente pediátrico; tomografia computadorizada.

1 INTRODUÇÃO

No fim dos anos 50, já estava à disposição dos engenheiros e médicos, elementos para realizar a construção de um tomógrafo. No entanto, somente no ano de 1967, um processo final foi exibido pelo engenheiro britânico Godfrey N. Hounsfield (p. 22). Outra pessoa que forneceu um papel importante para o desenvolvimento da tomografia computadorizada foi o sul-africano Allan M. Cormack (p. 22), o qual foi responsável por criar a matemática necessária para realizar a reconstrução das imagens tomográficas (SILVA, 2018).

¹ Professor da UNIBRA. Esp. em Gestão Educacional. E-mail: prof.hugo@outlook.com

Nas décadas de 1960 e 1970, após Allan Cormack e Godfrey Hounsfield exporem seus relatos, foi desenvolvido o primeiro tomógrafo, que os levou a ganhar o Prêmio Nobel em Medicina em 1979 (SANTOS; COSTA; OLIVEIRA, 2014). Desde então os equipamentos dessa técnica passaram por uma série de evoluções de quatro gerações. A principal característica que diferencia essas gerações é a quantidade de detectores, que são mecanismos de detecção e medição da atenuação da radiação que passa pelo paciente (BONTRANGER; LAMPIGNANO, 2019).

A tomografia computadorizada (TC) é um exame não invasivo que faz a utilização da radiação ionizante (raios X) para produção de imagens das estruturas do corpo (p. 23). No seu processo de aquisição, o tubo de raios X realiza um giro em torno do paciente, e o conjunto de detectores, posicionado em frente ao tubo, fica responsável por coletar os dados (GUERRA, 2020).

Atualmente a TC é de suma importância no desenvolvimento de imagens rápidas do paciente, possibilitando diferenciar órgãos e estruturas do corpo humano através da distinção dos coeficientes de atenuação linear das partes atingidas pela radiação ionizante (CARDONA, *et al.*, 2013).

A TC é de extrema importância para o diagnóstico de COVID-19, por exemplo, uma vez que, através da imagem é capaz de identificar a patologia em estado inicial, diminuindo o risco de contágio e sua disseminação. Bem como, é também importante para pacientes com acidente vascular cerebral, sendo possível identificar um foco hemorrágico ou isquêmico, uma vez que assim que as lesões estão parcialmente calcificadas podem ser observadas na tomografia computadorizada de feixe cônico (MATOS, *et al.*, 2021; VILLORIA, *et al.*, 2019).

Porém, um dos grandes obstáculos com a utilização da tomografia computadorizada é a diminuição da dose na qual o paciente será exposto sem comprometer a qualidade da imagem (CARDONA, *et al.*, 2013). Além disso, a TC, em relação a outros procedimentos de diagnóstico por imagem que usam raios x, é uma das modalidades que aplicam a maior taxa de dose no paciente, apenas a fluoroscopia intervencionista usa uma dose mais alta (SILVA; MARCONDES, 2018).

Contudo, a otimização da dose em TC é fundamental, devendo suceder uma justificativa adequada dos exames feitos, o uso de parâmetros técnicos aptos, a realização de controle de qualidade do aparelho e a aplicação de níveis de referência de diagnóstico o mais baixo possível (RODRIGUES *et al.*, 2012).

Torna-se imprescindível estar por dentro desses meios que fornecem essa melhoria, bem como, o prezar pela saúde e bem-estar do paciente. Desta forma, este estudo tem como objetivo demonstrar através da literatura científica mais recente a importância da otimização da dose nos exames na tomografia computadorizada.

2 DELINEAMENTO METODOLÓGICO

A presente pesquisa trata-se de um estudo qualitativo, descritivo, do tipo revisão da literatura, realizado a partir de artigos científicos presentes nas bases de dados da Biblioteca Virtual de Saúde (BVS), SciELO e Medline publicados no período de janeiro 2009 a outubro de 2021, por meio dos descritores: ALARA, paciente pediátrico, otimização de dose e tomografia computadorizada.

Os critérios de inclusão foram: artigos, livros e portais de Instituições Federais diretamente relacionados ao tema, em língua portuguesa e inglesa, publicados no período mencionado. O uso de artigos mais antigos deve-se ao princípio de tomografia computadorizada a qual permanece a mesma.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

Desde sua introdução no começo dos anos 70, a TC progrediu em todos os pontos para práticas clínicas, tornando-se o avanço técnico mais notável na rapidez para obtenção dos dados e formação de imagens. No princípio, eram necessários pelo menos cinco minutos para que os primeiros scanners de tomografia computadorizada obtivessem o conjunto de informações necessárias para a formação de uma fatia de imagem (TANG; XIE, 2017).

Quatro gerações de tomógrafos convencionais são reconhecidas (p. 23). Na primeira geração, tanto a fonte quanto o detector se movem de maneira linear cerca de 1 grau cada vez que uma nova aquisição é feita. Apenas um detector é necessário para medir a intensidade do feixe. Por fim, realizando uma varredura de 180 graus em torno do paciente. Dessa forma, aumentando o tempo de varredura e oferecendo uma imagem com apenas um plano de corte (SANTOS; COSTA; OLIVEIRA, 2014).

A segunda geração desses tomógrafos seguia o mesmo sistema de trabalho da sua geração anterior, com acréscimo na quantidade de detectores. Um feixe em leque conseguiu reduzir o número de incrementos angulares que era necessário

para a varredura. Isso fez com que se tornasse possível haver uma redução no número de posicionamentos, indo de 180 graus para 6. Também houve uma diminuição no tempo de varredura e, conseqüentemente, no tempo do exame (SANTOS; COSTA; OLIVEIRA, 2014).

Já na terceira geração, seu diferencial foi a conformação em arco móvel do grupo de detectores que, junto da fonte de raios X, executavam um giro de 360 graus em torno do paciente (SANTOS; COSTA; OLIVEIRA, 2014).

E, por fim, na quarta geração, foi implementado um anel fixo de detectores. Ocorreu uma melhora significativa nas imagens, fazendo diminuir a geração de artefatos por problemas mecânicos (SANTOS; COSTA; OLIVEIRA, 2014).

O uso da radiação ionizante na área da saúde ajuda milhões de pacientes todo ano. Entretanto, a aplicação da radiação nesses procedimentos médicos deve considerar meticulosamente os riscos e os benefícios causados pela radiação. O papel de otimização da dose e a alta qualidade de imagem nos exames de TC é um trabalho complexo enfrentado na comunidade de imagens médicas. A otimização consiste em elevar as vantagens do paciente e diminuir os riscos causados pelos efeitos biológicos (GUERRA, 2020).

Devido ao crescente número de exames de TC no mundo, é grande também a preocupação com o risco da indução ao câncer pela exposição à radiação ionizante (ARAÚJO, 2015). Até o presente momento não se sabe ao certo os efeitos biológicos de baixas doses de radiação nos adultos, mas, levando em consideração algumas evidências experimentais que associam exposições a baixas doses da radiação e a indução de tumores e leucemias, protocolos rigorosos de controle de qualidade, otimização e segurança devem ser realizados na rotina diária, obedecendo às normas estabelecidas pelos órgãos reguladores (ALBUQUERQUE *et al.*, 2017).

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) determina três princípios básicos de radioproteção: justificação, otimização e limitação de doses individuais. O princípio da justificação afirma que: as exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando-se os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao detrimento correspondente, levando-se em conta os riscos e benefícios de técnicas alternativas disponíveis, que não envolvam exposição (CNEN 164, 2014).

Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição a fontes devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte. No caso de exposições médicas de pacientes, a otimização médica da proteção radiológica deve ser entendida como a aplicação da dose de radiação necessária e suficiente para atingir os propósitos a que se destina. O último princípio impõe que as doses individuais de trabalhadores e de indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de doses estabelecidos pela CNEN (CNEN 164, 2014).

É possível efetuar um exame de boa qualidade utilizando estratégias de redução da dose e diminuindo os riscos. Alguns fatores em um exame de TC são capazes de afetar tanto a dose absorvida quanto a qualidade da imagem. Algumas maneiras de otimização são consideravelmente simples e podem ser facilmente efetuadas, e através de um preparo adequado do paciente para a realização do exame, é possível facilitar a otimização (ARAÚJO, 2015; SANTOS *et al.*, 2016).

Técnicas para reduzir o nervosismo e ater movimentos do paciente podem ser realizadas com o uso de sedação, anestésicos, imobilizações, etc (ICRP 121, 2013). Estes passos podem diminuir ou eliminar o movimento durante a varredura, porque o borramento causado por movimentos voluntários comprometem negativamente a qualidade da imagem (ARAÚJO, 2015).

De acordo com Finatto *et al.*, (2015), a otimização nos exames de TC deve ser mais acentuada nos pacientes pediátricos, pois esses apresentam um risco acentuadamente maior de desenvolvimento de neoplasias relacionadas à radiação, devido a atividade de divisão celular de órgãos e tecidos em desenvolvimento, e também pela maior expectativa de vida levando em consideração a manifestação tardia dos efeitos biológicos da radiação.

E é isso que fala no princípio de ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* ou tão baixo quanto praticamente exequível, em português). Na TC, a otimização necessita que os exames tenham uma qualidade boa para diagnóstico do procedimento em questão, por isso sempre devem ser utilizadas doses de radiação adequadas para o risco do paciente e do público em geral. (GUERRA, 2020).

Existe um risco maior de malignidade de órgãos sólidos e do sistema hemático com o crescimento da exposição à radiação, até em doses mais baixas, o que é um ponto negativo em comparação ao crescimento do uso da tomografia computadorizada atualmente (COSTA; DINIZ; SILVA, 2016).

Ainda que as grandezas dosimétricas na TC sejam precisas, elas só irão mensurar a dose emitida do tomógrafo. O tamanho do paciente também interfere na dose que será absorvida por ele, fazendo com que a estimativa de dose seja mais complexa (GUERRA, 2020).

Na figura 6 (p. 24) mostra uma simulação do índice de dose da tomografia computadorizada volumétrica (CTDIvol) usado para observar a ligação entre os parâmetros radiológicos e doses em órgãos significativos em pacientes adultos realizado por meio da simulação de Monte Carlo (MC) pelo *software CALDOSE_XCT*. O *software* possui fantasmas virtuais para medir a dose absorvida de acordo com a ICRP 89 com dados pré-determinados de altura e peso (ALBUQUERQUE, 2021).

De acordo com a Instrução Normativa IN Nº 93 (2021), como mostra na tabela 1 (p. 26), estes são os valores representativos de dose em TC médica em paciente adulto típico (para fins de avaliação de exposição médica em adulto), indivíduo com característica biométrica típica de adulto, com peso entre 60 e 75 kg e altura entre 1,60 e 1,75 m.

Para a redução da dose absorvida, se faz necessário que o ruído da imagem seja tolerável e não ocorra a perda de detalhes importantes para o diagnóstico. Alguns produtores ofertam tabelas com determinados valores apropriados de níveis de ruído e recomendam parâmetros para os exames sem que haja a necessidade de repetir o procedimento (ICRP 121, 2013). São abordados alguns parâmetros que interferem na dose recebida pelo paciente:

Nos aparelhos helicoidais de corte único, as varreduras feitas com valores de *pitch* superiores a 1,5 procederá a uma redução da dose absorvida pelo paciente, quando comparados com valores inferiores. Porém para certos tomógrafos *multislice*, respectivo as configurações de mAs efetivo, a dose absorvida não será afetada pelo ajuste no *pitch*, uma vez que qualquer alteração neste parâmetro será compensada com o ajuste da carga do tubo (ARAÚJO, 2015).

Em aparelhos da *Elscint*, *Philips* e *Siemens*, o *pitch* é alterado por outros fatores como velocidade de varredura e redução de artefatos. Tomógrafos *multislice* da *General Electric (GE)* e *Toshiba* têm suas próprias definições de carga do tubo semelhantes aos tomógrafos de corte único, onde o aumento nas configurações do *pitch* reduzirá a dose absorvida pelo paciente, mas poderá acarretar o aumento de ruído da imagem (NAGEL, 2010).

Contudo, é importante atribuir uma atenção especial às configurações do *pitch*. Quando o *pitch* selecionado for menos que 1,0 resultará em sobreposição de feixe de raio x (mesma área irradiada mais de uma vez), com a finalidade de minimizar o ruído para consecução com fatias finas, mas isso trará o aumento da dose absorvida pelo paciente. Para harmonizar essa adversidade, a carga do tubo pode ser reduzida manualmente em cada exame (NAGEL *et al.*, 2010).

A tensão no tubo de raios x (kVp) essencial para produzir imagens com contraste adequado do corpo de um paciente pediátrico é menos que a essencial para um paciente adulto: de 80 a 100 kVp para os pacientes pediátricos, enquanto que para os pacientes adultos, indica-se por volta de 120 kVp (GNANNT *et al.*, 2012).

A redução da dose pode chegar a 33% se o valor da tensão for reduzido 120 kVp para 100 kVp e de até 65% se a tensão for reduzida de 120 kVp para 80 kVp (PAUL, 2011). Entretanto, reduzir a tensão também aumenta o ruído da imagem, no entanto, quando o contraste é maior, imagens com mais ruído são consideravelmente aceitáveis, o que resulta na redução da dose absorvida pelo paciente (ICRP 121, 2013).

Tendo em vista a alta dose de radiação ionizante ofertada ao paciente durante o exame de TC, o operador deve preocupar-se em aprimorar seus conhecimentos, analisar a dose efetiva de cada exame e assim, configurar os parâmetros técnicos, como o controle automática de exposição (CAE), com o intuito de manter um nível aceitável de ruído com uma baixa dose de radiação ionizante. Este acréscimo de ruído é admissível, contanto que as imagens possibilitem um diagnóstico clínico eficaz (RODRIGUES *et al.*, 2012).

Programas de TC contemporâneos disponibilizam controle automático de exposição com modulação de corrente de tubo (MCT) para amenizar a dose em pacientes enquanto a qualidade de imagem não se altera. A modulação de corrente de tubo é usualmente empregada em imagens de TC torácica e abdome-pélvica, onde a corrente de tubo é aumentada em lugares de atenuação maiores, como os ombros, e minimizada em lugares de atenuação menores, como os pulmões. Além disso, o MCT é aplicado em distintos tamanhos dos pacientes, entregando corrente de tubo eficiente para a transferência de fótons de raios X através de cada paciente (BARRETO *et al.*, 2020).

O controle automático de exposição tem o intuito de regular automaticamente a corrente do tubo (mA) para adequar as diferenças de atenuação devido a variação anatômica, dimensão e tamanho do paciente, empregando uma dosagem de radiação precisa para cada densidade ao longo do corpo (p. 25) (SILVA, 2018).

Ao utilizar o MCT embasado em atenuação, é interessante avaliar casos em que objetos de grande atenuação, como implantes metálicos, elevariam a corrente de tubo, por isso é vantajoso determinar uma configuração de corrente limite do tubo. Além do mais, com o limite também pode assegurar exames de baixa dose apropriados, controlando o índice de dose da tomografia computadorizada (CTDI) em uma situação de paciente obeso (BARRETO *et al.*, 2020).

A corrente do tubo pode ser regulada conforme a atenuação do paciente em qualquer ponto do ângulo de projeção, conhecida como modulação angular, que acontece ao longo da volta de 360° do *gantry* juntamente com seus componentes e também pode ocorrer ao longo do escaneamento do eixo longitudinal do paciente (modulação Z), ou os dois (GUNN; KOHR, 2010; YU *et al.*, 2009).

Tendo potencial de ser plenamente planejada e adaptada 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 a condição diagnóstica da imagem com nível de ruído tolerável e com isso, fornece uma redução de 20% a 50% da dose de radiação ionizante (HRICAK *et al.*, 2011).

Os níveis de referência de dose (NRD) podem ser definidos como uma grandeza compreensível referente à dose absorvida pelo paciente que realizou um determinado exame. O NRD vem sendo determinado nas últimas décadas, uma ferramenta significativa e sugerida no processo de otimização de exames de imagem que utilizam radiação ionizante (ICRP 135, 2017; OLIVEIRA, 2020).

Os valores do NRD não devem ser considerados limites de dose, mas sim valores de referência de otimização que não devem ser ultrapassados sem justificção e devem ser atualizados periodicamente (OLIVEIRA, 2020). Existem algumas grandezas que atualmente são usadas para a indicação dos valores de NRD para TC que são o índice de dose da tomografia computadorizada volumétrico e o produto dose-comprimento (DLP) visto que são grandezas cujos valores já são apresentados durante o exame, portanto de fácil aquisição (ICRP 135, 2017).

O NRD desconsidera a qualidade da imagem e não é o processo de otimização como um todo. Qualquer modificação nos protocolos com a finalidade de

restringir a dose no paciente deve ser feita de maneira que não resulte na falta de informações essenciais para o diagnóstico (OLIVEIRA, 2020).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Comparada à radiografia convencional a TC possui uma dose de radiação ionizante muito maior. Na radiografia convencional, uma elevada taxa de dose no paciente pode acarretar no escurecimento do filme radiográfico, sendo capaz de causar uma perda no diagnóstico. Já na TC, quanto mais elevada a dose de radiação, melhor ficará a imagem em relação ao brilho, nitidez e contraste, entretanto isso também aumentará a exposição à radiação ao paciente (SILVA; MARCONDES, 2018).

Uma pesquisa australiana com 680.211 pessoas expostas a baixas doses de radiação ionizante em exames de TC avaliou o risco de desenvolver câncer em pessoas expostas a exames de tomografia, comparado ao risco de indivíduos não expostos. Esse estudo contou com a comparação entre grupos para estimar o risco. Notou-se que a incidência geral de câncer no grupo de pessoas expostas foi 24% maior do que a das não expostas. Foi verificado um aumento de 1,6% no risco de câncer para cada TC adicional e esse risco foi maior nas menores idades. A dose efetiva por exame foi estimada em 4,5 mSv (MATHEWS *et al.*, 2013).

O gráfico 1 (p. 26) apresenta um estudo da *World Health Organization* (2016), que demonstra o risco atribuível ao longo da vida (LAR) da incidência de câncer associado a exames de TC de crânio e abdome. O gráfico aponta que os maiores riscos são em pacientes de 0 a 15 anos de idade, e que essa incidência é maior nos exames de abdome. Os dados apresentados podem ser compreendidos de uma forma quantitativa, por exemplo, o *LAR* de 0,1% significa que a cada 1000 pacientes que fazem uma TC de crânio 1 irá desenvolver um câncer radioinduzido.

Através de um questionário elaborado por Madrigano *et al.*, (2014) com o intuito de avaliar o conhecimento dos médicos não radiologistas sobre a utilização da radiação ionizante em exames de imagem, averiguou-se que o próprio conceito de radiação ionizante é escasso entre os mesmos, uma vez que 45% dos médicos responderam que a ressonância magnética e a ultrassonografia são métodos de imagem que utilizam radiação ionizante. Destaca-se a quantidade relativamente alta de médicos que marcaram a RM, o que prejudica o princípio da justificação, pois

esse método em certos casos se apresenta como ótima possibilidade para reduzir a exposição à radiação ionizante. Com isso, a preocupação em relação ao conhecimento inapropriado da sociedade médica sobre doses de radiação em exames de imagem vem repercutindo na literatura.

Contudo, para que os médicos possam de forma racional solicitar exames radiológicos ponderando o risco em relação ao benefício, é necessário que tenham entendimento sobre o uso da radiação ionizante e seus efeitos. As imagens de TCE ainda são responsáveis pela maioria das tomografias computadorizadas em crianças. É oportuno alertar a comunidade em geral como os médicos não radiologistas que pedem a maioria das tomografias, para os riscos potenciais (MATHEWS *et al.*, 2013)

É muito importante visar a otimização de dose na TC, pelo fato de que um exame de tórax na radiografia convencional utiliza uma dose de radiação ionizante 400 vezes menor que em um exame de tórax de tomografia computadorizada. Em uma radiografia de membros inferiores é aproximadamente 0,7 mSv, já em uma tomografia de joelho a dose emitida no paciente é de 2,7 mSv (MARCONDES; SILVA, 2018).

Haverá malefícios e vantagens interligados ao realizar um exame de TC. Apesar da tomografia computadorizada apresentar uma taxa de dose mais elevada quando comparada a outros exames que também usam radiação ionizante, sendo utilizada da forma adequada para obter um diagnóstico, a dose absorvida pelo paciente é vista como um risco muito pequeno ao próprio. Exames de tomografia computadorizada emitem uma dose que é correspondente à radiação liberada por fontes naturais de radiação durante um ano (GUERRA, 2020).

Tendo em vista todos os riscos associados à dose de radiação ionizante, como a indução de efeitos estocásticos, é imprescindível estar ciente dos métodos de otimização na realização dos exames tomográficos. Sendo assim, adquirindo exames de boa qualidade, mesmo utilizando doses mais baixas. Esses efeitos não são determinísticos, mas sim relacionados com probabilidade.

Segundo Filho *et al.*, (2020) em sua pesquisa realizada a fim de averiguar o emprego dos parâmetros de otimização de dose pelos profissionais de saúde das técnicas radiológicas, entendeu-se que: 96,2% dos entrevistados otimizam a dose no paciente, 3,8% não otimizam, informando o motivo da empresa não permitir alterações no protocolo. A respeito da forma de otimização 38,5% responderam a

regra dos 15% e 61,5% responderam incorretamente o método. Para meios de otimização modular a dose 65,4% utilizam-na, 23,1% aplicam *Suerview* e 11,5% utilizam outra forma de otimizar. 50% usam o modulador nos pacientes, 15,4% não usam, 30,8% utilizam às vezes e 3,8% disseram que o aparelho não disponibiliza o modulador.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através da revisão de literatura realizada, foi possível atingir o objetivo de apresentar a importância da otimização de dose na rotina do profissional das técnicas radiológicas. É necessário que os operadores saibam aplicar as técnicas de otimização sem comprometer a qualidade da imagem de modo que prejudique o diagnóstico.

Além disso, a justificativa desses exames é algo a se levar em conta também, já que é um dos três princípios básicos da proteção radiológica. Antes do médico solicitar o exame, deve-se avaliar se os riscos dos exames serão compensados pelos benefícios. Reuniões clínicas multidisciplinares e atividades de ensino contínuo são importantes formas de disseminar informações sobre o tema que traga a conscientização de médicos não radiologistas acerca da banalização e uso de protocolos desnecessários.

REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, J. S. *et al.* Estimation of absorbed dose in head CT scans based on mA and mAs modulation and volumetric Air Kerma Index (CVOL) Petrolina/PE, Brazil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. v. 9, n. 2. p. 5-6, 2021. Disponível em: <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/1679/847>. Acesso em: 26 out. 2021.

ALBUQUERQUE, A. S. *et al.* Radiação e exames diagnósticos: qual o risco real? **Revista da Sociedade de Cardiologia de São Paulo**. p. 82, 2017. Disponível em: <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/biblio-847844>. Acesso em: 29 out. 2021.

ARAÚJO, M. W. C. **Dosimetria de pacientes pediátricos em exames de tomografia computadorizada de crânio**. p. 104, 2015. Dissertação (Mestrado em engenharia biomédica)-Universidade Federal de Pernambuco. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/16768>. Acesso em: 29 out. 2021.

BARRETO, I. *et al.* Patient size matters: effect of tube current modulation on size-specific dose estimates (SSDE) and image quality in low-dose lung cancer screening CT. **Journal of Applied Medical Physics**. p. 88, 2020. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acm2.12857>. Acesso em: 26 out. 2021.

BONTRANGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia**: associada. 9. ed. Rio de Janeiro-RJ: Elsevier, 2019.

BRASIL. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Resolução 164/14**. CNEN NN 3.01. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. 2014. Disponível em: <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>. Acesso em: 26 out. 2021.

CARDONA, D. G. *et al.* Development of a computed tomography phantom to evaluate radiation dose and image quality. **Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)**. p. 2, april/may. 2013. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6568276?denied=>. Acesso em: 9 set. 2021.

DINIZ, K. D.; COSTA, I. K. F.; SILVA, R. A. R. da. Segurança do paciente em serviços de tomografia computadorizada: uma revisão integrativa. **Revista Eletrônica de Enfermagem**. v. 18, p. 9, 2016. Disponível em: <https://revistas.ufg.br/fen/article/view/35312>. Acesso em: 9 set. 2021.

FILHO, L. J. S. *et al.* Estudo sobre o comportamento dos profissionais das técnicas radiológicas em relação a otimização de dose em tomografia computadorizada. **Journal of Health**. 23^a ed. p.1, 2020. Disponível em: <http://www.cesage.com.br/revistas/index.php/JournalofHealth/article/view/1126>. Acesso em: 26 out. 2021.

FINATTO, J. *et al.* Estudo comparativo de descritor de dose em exames pediátricos de tomografia computadorizada. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. p. 1-2, 2015. Disponível em: <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/126>. Acesso em: 26 out. 2021.

GNANNT, R. Automated tube potential selection for standard chest and abdominal CT in follow-up patients with testicular cancer: Comparison with Fixed Tube Potential. **Eur Radiol**. 1-2, 2012. . Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22549104/>. Acesso em: 26 out. 2021.

GUERRA, V. H. **Otimização de doses em procedimentos de tomografia computadorizada pediátrica**. p. 107. 2020. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-06112020-103944/pt-br.php>. Acesso em: 24 out. 2021.

GUNN, M. L; KOHR, J. R. State of the art: technologies for computed tomography dose reduction. **Emergency Radiology**. p. 209, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10140-009-0850-6>. Acesso em: 24 out. 2021.

HRICAK, H. *et al.* Managing adiation use in medical imaging: a multifaceted challenge. **Radiology**. v. 258, n. 3, p. 896, 2011. Disponível em: <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiol.10101157>. Acesso em: 29 out. 2021.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Report 89**, 2002.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135**, 2017.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121**, 2013.

MADRIGANO, R. R. *et al.* **Avaliação do conhecimento de médicos não radiologistas sobre aspectos relacionados à radiação ionizante em exames de imagem**. Trabalho realizado na Escola de Medicina da Universidade Anhembi Morumbi, São Paulo- SP. p. 213-214, 2014. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rb/a/Wz3CbzFdLMzPpRn33zD4V3p/?lang=pt>. Acesso em: 29 out. 2021.

MATHEWS J. D. *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**. p. 1-6,2013. Disponível em: <https://www.bmj.com/content/346/bmj.f2360>. Acesso em: 29 out. 2021.

MATOS, M. J. *et al.* Diagnósticos diferenciais de opacidade em vidro fosco aguda na tomografia computadorizada de Tórax: ensaio pictórico. **Einstein**. p. 2-4, 2021. Disponível em: <https://journal.einstein.br/pt-br/article/diagnosticos-diferenciais-de-opacidade-em-vidro-fosco-aguda-na-tomografia-computadorizada-de-torax-ensaio-pictorico/>. Acesso em: 29 out. 2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instrução Normativa nº 93, de 27 de maio de 2021. **Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, e dá outras providências.** 2021. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-93-de-27-de-maio-de-2021-323016253>. Acesso em: 29 out. 2021.

NAGEL H. D. Guideline for optimization of the radiation exposure of CT examinations. **Science & Technology for Radiology**. 2 ed., p.17, 2010. Disponível em: <https://www.semanticscholar.org/paper/Guideline-for-Optimization-of-the-Radiation-of-CT-2-Nagel/56a1521b6c5816abb21b77b9c305c4d085843a46>. Acesso em: 29 out. 2021.

OLIVEIRA, C. M.; BARCELAR, A. Níveis de referência para diagnóstico em tomografia computadorizada. **Revista Brasileira de Física Médica**. p. 4, 2020. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/205866/001111835.pdf?sequence=1>. Acesso em: 29 out. 2021.

PAUL J. F. Individually adapted coronary 64-slice CT angiography based on precontrast attenuation values, using different kVp and tube current settings: evaluation of image quality. **Int J Cardiovasc Imaging**. 2011. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10554-011-9960-9#citeas>. Acesso em: 29 out. 2021.

RODRIGUES, S. I. *et al.* Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira [online]**. p. 2, 2012. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rb/a/GJ4jDgnYZPH4gPhHrvdZHyr/abstract/?lang=pt#ModalArticles>. Acesso em: 29 out. 2021.

SANTOS, C. A. *et al.* Otimização dos protocolos de tomografia computadorizada em pacientes pediátricos. **Revista Pleiade**. p.99-100, 2016. Disponível em: <https://pleiade.uniamerica.br/index.php/pleiade/article/view/315>. Acesso em: 29 out. 2021.

SANTOS, K. C. P.; COSTA, C.; OLIVEIRA, J. X. Tomografia computadorizada. *In*: FREITAS, C. F. (org.). **Imaginologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2014. p. 11-26.

SILVA, P. P. MARCONDES, L. A. Otimização da dose de radiação ionizante em tomografia computadorizada. **Tekhne e Logos**. p. 90-95, 2018. Disponível em: <http://revista.fatecbt.edu.br/index.php/tl/article/view/423>. Acesso em: 29 out. 2021.

SILVA, S. M. T. **TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA: Uma Proposta para a Aplicação da Matemática no Ensino Médio**. 2018. 76 p. Dissertação (Mestrado Profissional em Matemática em Rede Nacional) - Instituto de Matemática, Estatística e Física, Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande, 2018. Disponível em: https://profmat.furg.br/images/TCC/sinara_final_Com-Ficha-catalogrfica.pdf. Acesso em: 29 out. 2021.

TANG, X.; XIE, H. X-ray Computed Tomography for Diagnostic Imaging — From Single to Multi-Slice. In: **Handbook of X-ray Imaging**: CRC Press, 2017. p. 637-668.

VILLORIA, E. M. et al. Panoramic radiography and cone beam computed tomography in the early diagnosis of atheroma in the extracranial and intracranial internal carotid artery: a case report. **Int. J. Odontostomat.** v. 13, n. 1, p. 76, 2019. Disponível em: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-381X2019000100075&lng=es&nrm=iso. Acesso em: 26 out. 2021.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). 2016. **Communicating radiation risks in paediatric imaging: information to support health care discussions about benefit and risk**. World Health Organization. Disponível em: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/205033>. Acesso em: 29 out. 2021.

YU, L. et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. **Imaging Med.** p. 5-28, 2009. DOI: 10.2217/iim.09.5. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3271708/#__ffn_sectitle. Acesso em: 29 out. 2021.

ANEXOS

Figura 1 - Godfrey N. Hounsfield



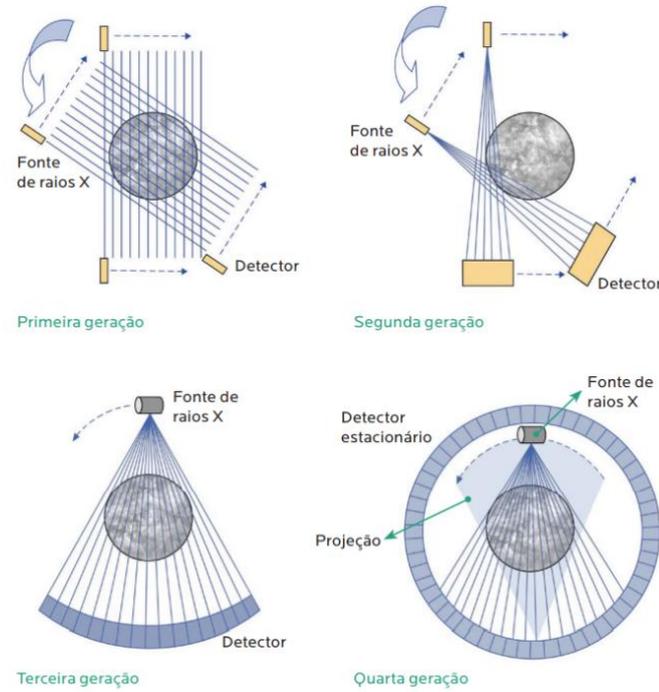
Fonte: SILVA (2018)

Figura 2 - Allan M. Cormack



Fonte: SILVA (2018)

Figura 3 - As quatro gerações dos tomógrafos



Fonte: SANTOS; COSTA; OLIVEIRA (2014)

Figura 4 - Componentes do equipamento de TC



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2018)

Figura 5 - Painel de controle



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2018)

Figura 6 - CALDOSE_XCT software interface

Select phantom:	Adult: Male, 79.0 kg, 176.4 cm ▾	
Age (years):	35 ?	
Examination:	Head ▾	
Scanner:	PHILIPS Brilliance 64 or 40 ▾	
Voltage (kVp):	120 ▾ ?	
Total collimation (mm):	40 ?	
Table increment (mm):	16 ?	
Pitch:	0.4 ?	
Scan mode:	Helical (spiral) ▾	
<p>CALDose_XCT delivers conversion coefficients, unless the users provides values for at least one of the following quantities:</p>		
Air Kerma at Iso Centre (mGy):	<input type="text"/>	<p>For CT simulations the phantom is placed on a carbon fibre table and the arms are removed.</p>
Tube loading (mAs):	<input type="text"/>	
CDTIvol (mGy):	32	
E-mail address(optional):	<input type="text"/>	

Fonte: ALBUQUERQUE *et al.* (2021)

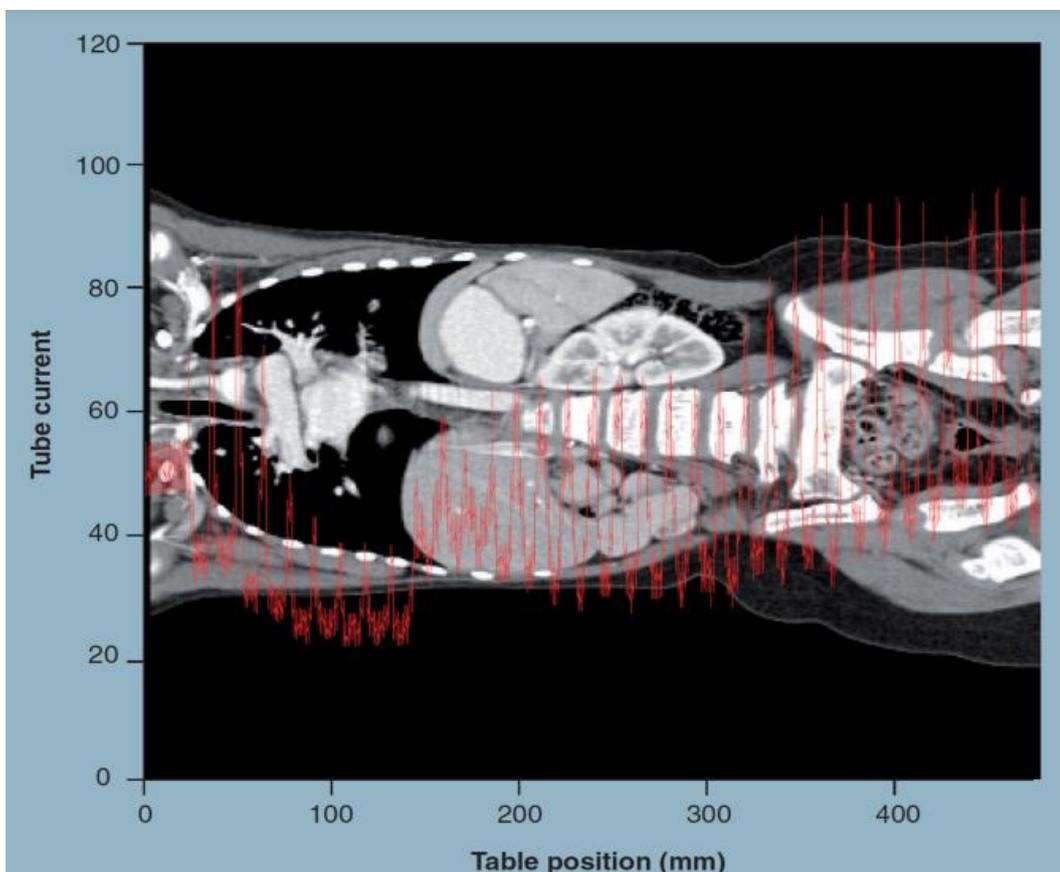
Figura 7 - Relatório de doses absorvidas por órgãos e tecidos emitidos pelo software

DATE: 01-08-2018 TIME: 9:34:59.
 HEAD CT EXAMINATION FOR PHILIPS Brilliance 64 or 40
 MALE ADULT PATIENT, AGE: 39.0 YEARS
 BODY MASS: 79.0 KG, STANDING HEIGHT: 176.4 CM
 120 kVcp 8.0 mm Al 7 Deg Tungsten IPEM/SR78
 MEAN SPECTRAL ENERGY: 63.4 keV
 HELICAL (SPIRAL) SCAN, TABLE INCREMENT: 1.57 CM
 NUMBER OF ROTATIONS: 10 PITCH: 0.39
 SOURCE-TO-ISO-CENTRE DISTANCE: 57.0 cm
 TOTAL FIELD SIZE AT ISO-CENTRE: 60.6 cm x 15.7 cm
 BEAM WIDTH AT ISO-CENTRE: 4.0 cm SCAN LENGTH: 15.7 c
 USER CTDIvol: 32.000 mGy

ABSORBED DOSE		
ORGAN/TISSUE	mGy	%
EYES	19.77	1.51
BRAIN	19.90	0.19
ORAL MUCOSA	1.224	3.13
LUNGS	0.032	4.20
MUSCLE	0.256	0.36
SKIN (AREA COVERED BY CT BEAM)	22.40	0.46
SALIVARY GLANDS	2.860	1.83
EXTRATHORACIC AIRWAYS	4.684	1.25
LYMPHATIC NODES	0.044	7.05
SKELETON AVERAGE	10.09	0.12
MAXIMUM RBM ABSORBED DOSE	17.08	0.91
MAXIMUM BSC ABSORBED DOSE	21.74	0.91
MALE WEIGHTED DOSE	0.628	0.23

Fonte: ALBUQUERQUE *et al.* (2021)

Figura 8 - Um exemplo de controle automático de exposição em um *scan* helicoidal



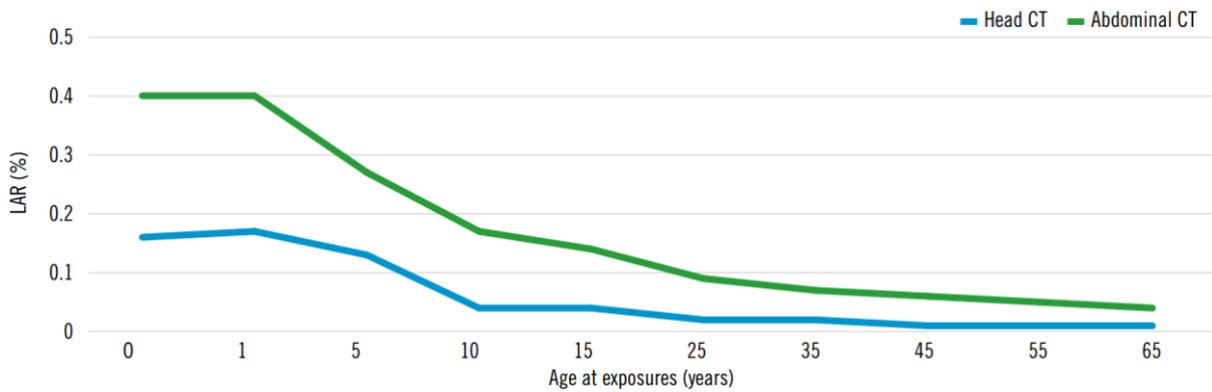
Fonte: YU *et al.* (2009)

Tabela 1 - Valores representativos de dose em TC

Exame	CTDIvol (mGy)
	Referência Máxima
Cabeça (adulto típico*)	70
Abdome (adulto típico*)	25

Fonte: MINISTÉRIO DA SAÚDE (2021)

Gráfico 1 - Risco atribuível ao longo da vida, medido pelo sexo, de incidência de câncer associado à exposição à radiação de TC abdominal e de cabeça, em função da idade de exposição



Fonte: WHO (2016)