

# Estudo da Viabilidade de Otimização do Protocolo de Tomografia Computadorizada de Crânio Utilizando Figura de Mérito (FOM)

## Study of the Feasibility of Optimizing the Skull Computed Tomography Protocol Using Figure of Merit

Danillo M. Oliveira<sup>1</sup>, Claudio L. R. Junior<sup>1</sup>, João V. B. Valença<sup>3</sup>, Marcelo M. Garcia<sup>1</sup>, Fábio A. R. Silva<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Hospital Universitário de Lagarto – HUL-UFS/EBSERH, Lagarto, Brasil

<sup>2</sup>Universidade Federal de Sergipe – UFS, Nossa Senhora da Glória, Brasil

<sup>3</sup>Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre - UFCSPA, Porto Alegre, Brasil

### Resumo

O Exame médico de tomografia computadorizada é um método de diagnóstico por imagem que emprega doses relativamente altas de radiação, comparando-se com outras modalidades diagnósticas. De acordo com a Resolução RDC 611/2022 as exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário à obtenção do objetivo radiológico, bem como ser compatíveis com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem. O objetivo deste trabalho é apresentar a avaliação de um processo de otimização do protocolo do exame de tomografia computadorizada de crânio utilizando o método da figura de mérito (FOM; do inglês, *Figure Of Merit*), avaliando parâmetros de aquisição das imagens, dose e qualidade da imagem. A FOM foi calculada utilizando a razão contraste ruído (CNR; do inglês, *Contrast to Noise Ratio*) e o índice de dose em tomografia computadorizada volumétrica (CTDI<sub>vol</sub>; do inglês, *Computed Tomography Dose Index*). O Simulador de avaliação da qualidade da imagem tomográfica do próprio equipamento de tomografia foi utilizado para calcular o CNR e o CTDI<sub>vol</sub> indicado pelo equipamento referente a cada protocolo avaliado. O critério estabelecido para indicar o protocolo mais otimizado foi o que obteve um maior valor de FOM. Foram avaliados 10 protocolos, variando a corrente, o tempo de rotação do tubo e o iDose, além do protocolo de rotina utilizado atualmente. Dentre os protocolos avaliados, dois protocolos apresentaram um melhor desempenho, sendo eles Protocolo 08 e Protocolo 09, promovendo um aumento na FOM de 34,47% e 31,61% e uma redução de dose de 50,29% e 50,10% respectivamente, em relação ao protocolo de rotina utilizado atualmente.

**Palavras-chave:** otimização; tomografia computadorizada; figura de mérito.

### Abstract

Computerized tomography medical examinations are an imaging diagnostic method that employs high doses of radiation, compared to other diagnostic modalities. According to Resolution RDC 611/2022, medical exposures of patients must be optimized to the minimum value necessary to obtain the radiological objective, as well as being compatible with acceptable image quality standards. The objective of this work is to present the evaluation of a process to optimize the skull computed tomography examination protocol using the figure of merit (FOM) method, evaluating image acquisition parameters, dose and quality of image. FOM was calculated using contrast-to-noise ratio (CNR) and volumetric computed tomography dose index (CTDI<sub>vol</sub>). The tomographic image quality assessment simulator of the tomography equipment itself was used to calculate the CNR and CTDI<sub>vol</sub> indicated by the equipment for each evaluated protocol. The criterion established to indicate the most optimized protocol was the one that obtained the highest FOM value. 10 protocols were evaluated, varying the current, tube rotation time and iDose, in addition to the routine protocol currently used. Among the protocols evaluated, two protocols showed better performance, Protocol 08 and Protocol 09, promoting an increase in FOM of 34.47% and 31.61% and a dose reduction of 50.29% and 50.10% respectively, in relation to the routine protocol currently used.

**Keywords:** optimization; computed tomography; figure of merit.

## 1. Introdução

Todas as exposições nos campos da radiologia diagnóstica e intervencionista estão sujeitas aos princípios de justificação e otimização, que são comuns às práticas que lidam com radiações ionizantes (1).

Os desenvolvimentos técnicos e clínicos vinculados à análise por tomografia computadorizada (TC) nem sempre levaram a uma redução da dose no paciente por exame (2). Este fato justifica a preocupação crescente acerca da magnitude das doses em exames de TC e, por

consequência, dos potenciais riscos que estas implicam.

Uma vez justificado, cada exame deve ser realizado de modo que a dose administrada ao paciente seja tão baixa quanto possível na perspectiva de atingir o objetivo clínico. O processo de otimização requer necessariamente, portanto, equilíbrio entre dois parâmetros principais: a dose no paciente e a qualidade da imagem (3).

De acordo com a Resolução RDC 611/2022 (4), todos os procedimentos realizados em serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista devem observar os princípios da justificação, da otimização, da limitação da dose (não aplicável às exposições

médicas) e da prevenção de acidentes. Estes princípios devem ser respeitados de modo a garantir que o risco inerente ao uso da radiação ionizante seja o menor possível, enfatizando a segurança do paciente e assegurando a qualidade diagnóstica das imagens obtidas e procedimentos realizados.

Como exemplo de parâmetros possíveis de serem utilizados na busca de otimização de protocolos radiológicos se pode citar a ideia de Figura de Mérito (FOM; do inglês, *Figure Of Merit*) (5). A figura de mérito reúne, num único índice quantitativo, grandezas que podem ser apresentadas de diferentes formas. Strocchi et al. (5) definiram três métodos de FOM's que incluem parâmetros de qualidade de imagem e modalidade de aquisição, sendo que dois deles incluem também o parâmetro de dose de radiação. A primeira FOM relaciona a razão contraste ruído (CNR; do inglês, *Contrast to Noise Ratio*) da imagem e o indicador de dose da modalidade, a segunda FOM inclui parâmetros de ruído, resolução espacial, espessura de corte e indicador de dose, já a terceira FOM avalia apenas os parâmetros de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial e espessura de corte), não levando em conta uma grandeza dosimétrica (5).

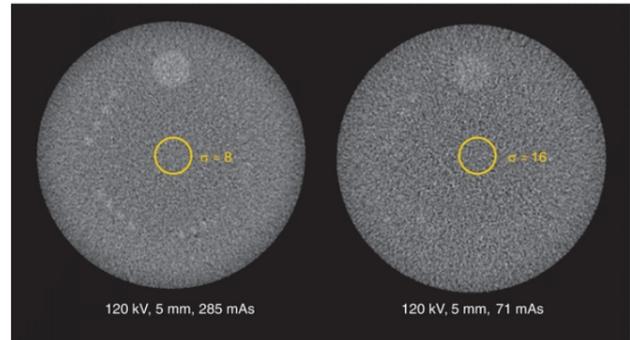
A escolha da formulação da FOM a ser utilizada depende, dentre outras coisas, da modalidade diagnóstica, sendo uma ferramenta que contribui na escolha do protocolo mais otimizado (6,7). Para figuras de mérito que usam o indicador dosimétrico, um protocolo com maior valor de FOM implica, a priori, em uma melhor relação entre a qualidade da imagem e a dose (8).

Um indicador de dose utilizado em tomografia computadorizada é o  $CTDI_{vol}$ , que é uma grandeza que considera o kerma no ar em um simulador de 16 ou 32 cm de PMMA considerando irradiações não contíguas no eixo z, ou seja, o *pitch*. Desta forma, o  $CTDI_{vol}$  representa a média da dose no plano x-y e a dose média z na posição central do corte, como se um comprimento de 100 mm tivesse sido irradiado em determinado *pitch* (definido como uma razão entre o avanço da mesa durante uma rotação de 360° do tubo e a largura da colimação total do feixe de raios X) (9).

Os parâmetros de aquisição e pós processamento das imagens tomográficas impactam diretamente nos indicadores dosimétricos e de qualidade da imagem. O ruído e a dose em uma imagem tomográfica possuem importante correlação conforme ilustrado na Figura 1. Na imagem à direita da Figura 1 é observado um maior ruído, conseqüentemente uma pior resolução de baixo contraste, em relação a imagem da esquerda, entretanto a quantidade do produto corrente pelo tempo (mAs) para a obtenção da imagem a direita é significativamente menor do que o obtido na imagem a esquerda (10). Além disso, existem inúmeras fontes potenciais de ruído que se originam de diferentes componentes e etapas do processo de

formação da imagem e que devem ser considerados em um processo de otimização.

Baseando-se nos conceitos apresentados, o objetivo deste estudo é utilizar e discutir acerca do uso da Figura de Mérito no processo de otimização do protocolo de tomografia computadorizada de crânio de um hospital universitário.



**Figura 1.** Comparação de dois cortes tomográficos da secção de detectabilidade de baixo contraste do ACR Phantom. Imagem à esquerda obtida com 285 mAs; imagem à direita obtida com 71 mAs.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Equipamento

O tomógrafo Philips, modelo MX 16-slice, instalado na Unidade de Diagnóstico por Imagem de um Hospital Universitário na cidade de Lagarto/SE, foi utilizado neste trabalho.

### 2.2. Simulador

Para aquisição das imagens foi utilizado o simulador de avaliação da qualidade da imagem disponibilizado pelo fabricante do equipamento de TC (Figura 2). Este simulador é composto por duas partes que abrangem aspectos de cabeça (20 cm de diâmetro) e do corpo (30 cm de diâmetro). Na parte da cabeça, o simulador possui três camadas, sendo uma camada física, que permite obter resposta a impulsos e a medida da espessura de cortes tomográficos, uma camada de água, para a medida de ruído e uniformidade da imagem, e uma camada multipinos, para verificação da escala de contraste e exatidão do número de CT. Na parte do 'corpo', o simulador possui camada única, com dois pinos, que pode ser utilizada para a medida de ruído e para a exatidão do número de CT (11).



**Figura 2.** Simulador de avaliação da qualidade da imagem tomográfica utilizado neste trabalho.

### 2.3. Aquisição das imagens

Inicialmente, imagem tomográfica da região da cabeça do simulador foi obtida com uso do protocolo de crânio utilizado na rotina atual do serviço de tomografia computadorizada. Em seguida foram adquiridas as imagens tomográficas da mesma região do simulador com uso de 10 protocolos diferentes. Os protocolos testados apresentavam variação em parâmetros como a corrente, o tempo de rotação do tubo e o iDose, conforme apresentado na Tabela 1. O iDose é um recurso de redução de ruído disponibilizado pelo fabricante do tomógrafo, ele utiliza algoritmos iterativos para melhorar a qualidade da imagem ao reduzir o ruído, entretanto, níveis elevados de iDose podem causar uma aparência artificial na imagem (11).

As imagens foram adquiridas com colimação de 16x0,75 mm, *pitch* de 0,6713, tensão de 120 kVp, espessura de corte de 2,0 mm e com uma matriz de 512x512. O modulador de dose não foi ativado.

**Tabela 1** – Especificação de parâmetros utilizados na rotina (corrente, tempo e iDose) e nos protocolos testados.

| Protocolo | Identificação | Corrente (mA) | Tempo (s) | iDose |
|-----------|---------------|---------------|-----------|-------|
| 01        | Rotina        | 300           | 0,75      | 3     |
| 02        | Corrente 01   | 250           | 0,75      | 3     |
| 03        | Corrente 02   | 200           | 0,75      | 3     |
| 04        | Tempo 01      | 300           | 0,60      | 3     |
| 05        | iDose 01      | 300           | 0,75      | 4     |
| 06        | iDose 02      | 300           | 0,75      | 5     |
| 07        | Combinação 01 | 250           | 0,75      | 4     |
| 08        | Combinação 02 | 200           | 0,75      | 5     |
| 09        | Combinação 03 | 200           | 0,60      | 5     |
| 10        | Combinação 04 | 250           | 0,75      | 5     |
| 11        | Combinação 05 | 200           | 0,75      | 4     |

Fonte: O autor (2025).

O protocolo 01 faz referência aos parâmetros utilizados na rotina atual do serviço, usado como referência para as análises. Nos protocolos 02 e 03 apenas o valor associado à corrente (mA) foi variado, enquanto no protocolo 04 foi variado o tempo de rotação do tubo. Nos protocolos 05 e 06 apenas o iDose foi alterado e, dos protocolos 07 ao

11, foram elaboradas combinações distintas para os parâmetros aplicados.

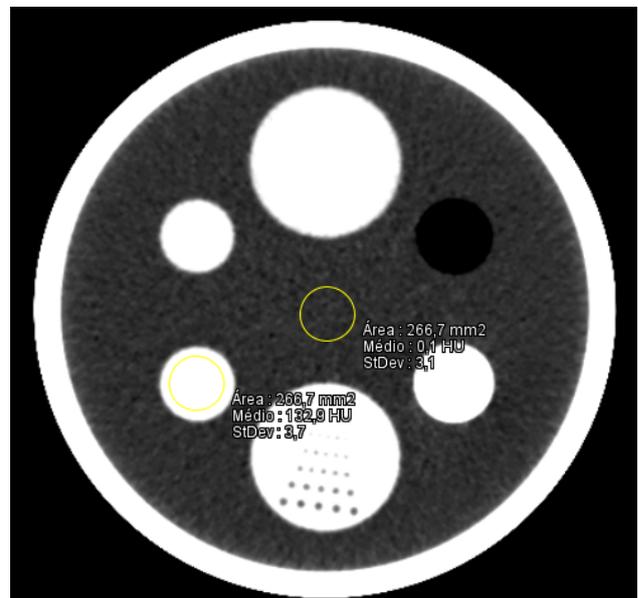
### 2.4. Figura de Mérito (FOM)

Para este estudo foi utilizada a figura de mérito (FOM) que correlaciona a qualidade da imagem obtida com uma grandeza dosimétrica de relevância para a modalidade. A qualidade da imagem tomográfica foi analisada com uso da razão contraste ruído (CNR) (5), definida pela equação (1):

$$CNR = \frac{CT_{estrutura\ 1} - CT_{estrutura\ 2}}{\sigma_{estrutura\ 2}} \quad (1)$$

Onde  $CT_{estrutura\ 1}$  é o número de CT médio da estrutura 1,  $CT_{estrutura\ 2}$  é o número de CT médio da estrutura 2 e  $\sigma_{estrutura\ 2}$  é o desvio padrão do número de CT da estrutura 2.

Para o cálculo da CNR, neste trabalho, analisamos duas estruturas na imagem tomográfica do simulador de avaliação da qualidade da imagem, sendo a estrutura 1 o acrílico e a estrutura 2, a água (Figura 3). Essas estruturas foram selecionadas de acordo com o trabalho desenvolvido por Strocchi et al.(5), no qual elas são utilizadas para a obtenção final da FOM. Para cada protocolo proposto foram obtidas as medidas do número de CT médio da estrutura 1 e estrutura 2 e o desvio padrão da estrutura 2 utilizando a ROI (Região de Interesse; do inglês, *Region Of Interest*). Essas medidas foram realizadas para 3 imagens em cada protocolo, sendo a média desses valores utilizada para o cálculo da CNR.



**Figura 3.** Imagem tomográfica do simulador utilizando o protocolo de crânio rotina, mostrando as medidas das ROIs nas duas estruturas avaliadas.

Com o CNR definido, a FOM foi calculada com uso da expressão (2):

$$(2)$$

$$FOM = \frac{CNR^2}{CTDI_{vol}}$$

Como o serviço de tomografia computadorizada deste estudo não possui instrumental dosimétrico para tomografia computadorizada, os valores dos  $CTDI_{vol}$  não foram obtidos experimentalmente. Entretanto, o valor do  $CTDI_{vol}$  utilizado em cada caso foi obtido por meio da indicação do próprio

equipamento de tomografia computadorizada utilizado.

### 3. Resultados

Na Tabela 2 são apresentados os resultados do  $CTDI_{vol}$ ,  $CT_{estrutura\ 1}$ ,  $CT_{estrutura\ 2}$ ,  $\sigma_{estrutura\ 2}$ , CNR e FOM calculados para cada protocolo avaliado.

**Tabela 2.** Resultados referentes ao  $CTDI_{vol}$ ,  $CT_{estrutura\ 1}$ ,  $CT_{estrutura\ 2}$ ,  $\sigma_{estrutura\ 2}$ , CNR e FOM obtidos para o protocolo de rotina e avaliados.

| Protocolo | Identificação | $CTDI_{vol}$ (mGy) | $CT_{estrutura\ 1}$ (HU) | $CT_{estrutura\ 2}$ (HU) | $\sigma_{estrutura\ 2}$ | CNR   | FOM   |
|-----------|---------------|--------------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|-------|-------|
| 01        | Rotina        | 46,38              | 132,2                    | 0,2                      | 3,1                     | 42,14 | 38,28 |
| 02        | Corrente 01   | 38,62              | 132,2                    | 0,2                      | 3,4                     | 39,20 | 39,78 |
| 03        | Corrente 02   | 30,86              | 132,1                    | 0,0                      | 3,6                     | 36,71 | 43,68 |
| 04        | Tempo 01      | 46,35              | 132,4                    | 0,3                      | 3,1                     | 43,08 | 40,03 |
| 05        | iDose 01      | 46,38              | 132,0                    | 0,5                      | 2,9                     | 45,36 | 44,36 |
| 06        | iDose 02      | 46,38              | 132,3                    | 0,4                      | 2,6                     | 51,36 | 56,88 |
| 07        | Combinação 01 | 38,62              | 131,9                    | 0,2                      | 3,1                     | 42,93 | 47,73 |
| 08        | Combinação 02 | 30,86              | 132,1                    | 0,4                      | 3,1                     | 42,46 | 58,43 |
| 09        | Combinação 03 | 30,90              | 132,2                    | 0,5                      | 3,2                     | 41,59 | 55,98 |
| 10        | Combinação 04 | 38,62              | 132,1                    | 0,3                      | 2,8                     | 46,53 | 56,06 |
| 11        | Combinação 05 | 30,86              | 132,5                    | 0,1                      | 3,5                     | 37,83 | 46,37 |

Fonte: O autor (2025).

A Tabela 3 apresenta as diferenças percentuais entre o  $CTDI_{vol}$ , CNR e FOM dos protocolos avaliados em relação ao protocolo de rotina utilizado.

**Tabela 3.** Diferenças percentuais entre os protocolos avaliados e o protocolo de rotina no que se refere ao  $CTDI_{vol}$ , CNR e FOM.

| Protocolo | Identificação | $CTDI_{vol}$ (%) | CNR (%) | FOM (%) |
|-----------|---------------|------------------|---------|---------|
| 01        | Rotina        | -                | -       | -       |
| 02        | Corrente 01   | -20,09%          | -7,50%  | 3,77%   |
| 03        | Corrente 02   | -50,29%          | -14,78% | 12,34%  |
| 04        | Tempo 01      | -0,06%           | 2,18%   | 4,37%   |
| 05        | iDose 01      | 0,00%            | 7,09%   | 13,69%  |
| 06        | iDose 02      | 0,00%            | 17,96%  | 32,70%  |
| 07        | Combinação 01 | -20,09%          | 1,86%   | 19,79%  |
| 08        | Combinação 02 | -50,29%          | 0,76%   | 34,47%  |
| 09        | Combinação 03 | -50,10%          | -1,32%  | 31,61%  |
| 10        | Combinação 04 | -20,09%          | 9,44%   | 31,71%  |
| 11        | Combinação 05 | -50,29%          | -11,39% | 17,44%  |

Fonte: O autor (2025).

A Figura 4 apresenta a correlação entre o valor obtido do  $CTDI_{vol}$  e a FOM calculada para cada protocolo avaliado.

### 4. Discussão

Dentre os protocolos de tomografia computadorizada de crânio avaliados que variaram apenas um parâmetro (Protocolos de 02 a 06) em relação ao protocolo de rotina, destaca-se o Protocolo 06 (iDose 02), no qual o valor da FOM foi 32,70% superior ao valor de referência (Tabela 3). O resultado obtido com o citado protocolo não está relacionado a variação no parâmetro dosimétrico considerado ( $CTDI_{vol}$ ), pois apenas o parâmetro de

pós processamento foi alterado, diminuindo o ruído da imagem.

Embora o tempo de rotação do tubo influencie a dose e a qualidade da imagem tomográfica, já que a redução do tempo de rotação geralmente está associada ao aumento da corrente do tubo para garantir uma exposição adequada em um tempo mais curto, no protocolo em que o tempo de rotação do tubo foi diminuído (Protocolo 04), percebeu-se uma variação de dose insignificante e uma FOM praticamente equivalente ao protocolo de rotina.

Considerando os protocolos avaliados que combinaram variações entre os parâmetros (Protocolos de 07 a 11), destaca-se o Protocolo 08 (Combinação 02), com uma FOM 34,47% superior ao valor da FOM obtida com o protocolo de rotina. A este resultado está associada redução de dose ( $CTDI_{vol}$ ) de 50,29% em relação ao protocolo de rotina, principal motivo que embasa o aumento da FOM. Esse resultado foi alcançado com a redução da corrente e alteração do iDose.

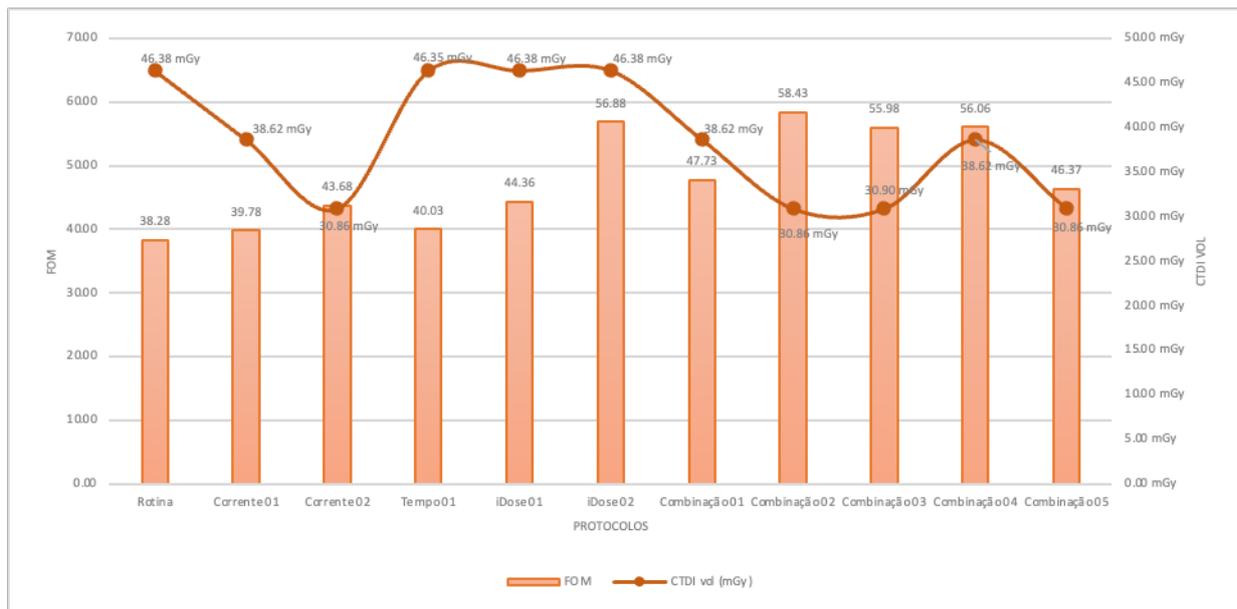
Observa-se, por meio da Tabela 02 e da Figura 4, que os protocolos avaliados que apresentaram um melhor desempenho do FOM, foram, Protocolo 06 (iDose 02) com um valor de FOM de 56,88, Protocolo 08 (Combinação 02) com um valor de FOM de 58,43, Protocolo 09 (Combinação 03) com um valor de FOM de 55,98 e Protocolo 10 (Combinação 04) com um valor de FOM de 56,06. Nota-se que em comum a estes protocolos está o parâmetro iDose utilizado, o que demonstra a influência dos recursos de pós processamentos das imagens em um processo de otimização. O iDose utiliza algoritmos iterativos para melhorar a qualidade da imagem ao reduzir o ruído gerado durante a aquisição das imagens. Isso permite

diminuir a dose de radiação necessária para obter uma imagem de qualidade diagnóstica.

Dentre os protocolos com melhor desempenho do FOM e a maior redução de dose, destacam-se Protocolo 08 (Combinação 02) com uma  $CTDI_{vol}$  de 30,86 mGy e Protocolo 09 (Combinação 03) com uma  $CTDI_{vol}$  de 30,90 mGy. De acordo com a Instrução Normativa n° 93 da RDC 611, a referência máxima dos valores representativos de dose em tomografia computadorizada ( $CTDI_{vol}$ ) para exames de crânio é de 70 mGy (12). Desta forma, os

Protocolo 08 e Protocolo 09 encontra-se abaixo do limite dosimétrico estabelecidos pela legislação nacional vigente.

Felipe et al. (8) concluíram que, na prática clínica, para a implementação de novos protocolos, o físico médico deve validar os exames junto a equipe de médicos radiologistas, reforçando a ideia de uso da FOM como um parâmetro orientador de otimização, mas não independente de outras análises.



**Figura 4**– Gráfico apresentando os resultados calculados das FOM correlacionados com os valores dos  $CTDI_{vol}$  de cada protocolo avaliado.

## 5. Conclusões

O estudo realizado avaliou um processo de otimização do protocolo do exame de tomografia computadorizada de crânio utilizando o método da figura de mérito (FOM), avaliando parâmetros de aquisição das imagens, dose e qualidade da imagem.

Variações dos parâmetros de aquisição foram implementados nos protocolos avaliados, gerando 10 protocolos propostos, além do protocolo utilizado atualmente. Os Protocolo 08 (Combinação 02) e Protocolo 09 (Combinação 03) apresentaram um melhor desempenho dentre os protocolos avaliados, com uma melhor relação entre a qualidade da imagem e a dose (sendo este o fator decisivo no que se refere ao aumento da FOM). Levando este resultado em consideração, os Protocolo 08 e Protocolo 09 se apresentam como opção a ser explorada por outras vias, em estudos a serem realizados, a fim de validar seu uso como protocolo de tomografia computadorizada de crânio para o serviço de tomografia computadorizada estudado neste trabalho.

## Agradecimentos

Ao Hospital Universitário de Lagarto – HUL-UFS/EBSERH e a Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares – EBSERH.

## Referências

1. International Atomic Energy Agency, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).
2. United Nations Scientific Committee on The Effects of atomic radiation, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Volume II: Effects, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, United Nations, New York (2000).
3. International Atomic Energy Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No.RS-G-1.5, IAEA, Vienna (2002).
4. BRASIL. Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. RDC N° 611, de 09 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista. Brasília: 2022.
5. Strocchi S, Vite C, Novario R, Cacciatori M, Frigerio G, Conte L. Computed Tomography quality indexes: evaluation experience. Physics of Medical Imaging. 2009;7258:72584T-1-72584T-8.
6. Bonfleur DR, Real JV, Filipov D. Estudo da viabilidade de Otimização dos Protocolos Pediátricos em Exames de Tomografia Computadorizada de Crânio. Revista Brasileira de Física Médica. 2021; 15:616-619.

7. Borg M, Badr I, Royle GJ. The use of Figure of Merit (FOM) for optimisation in digital mammography: A literatura review. *Radiation Protection Dosimetry*. 2012;151(1): 81-8.
8. Felipe AS, Carlos LSP, Davi SA, Perseu LAHP, Laélia C, Marcela CAE, et al. Otimização de Protocolos Usados na Rotina Clínica de um Tomógrafo em um hospital Universitário. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2022; 16:681.
9. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA Human Health Series N° 19. Vienna: 2012.
10. BUSHBERG, J. T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2021. V. 4.
11. Philips Medical Systems. Manual de Instruções: MX 16-Slice. Veenpluis 4-6.
12. BRASIL. Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN N° 93, de 27 de maio de 2021. Estabelece os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, e dá outras providências. Brasília: 2021.

**Contato:**

Danillo Menezes Oliveira  
Hospital Universitário de Lagarto – HUL-  
UFS/EBSERH  
Av. Brasília, s/n - Novo Horizonte, Lagarto – SE,  
CEP: 49400-000  
E-mail: danillo.oliveira@ebserh.gov.br