

AValiação DAS INCERTEZAS NA METODOLOGIA DOSIMÉTRICA DE
TOMOGRaFIA COMPUTADORIZADA PARA FEIXE CÔNICO LARGO

Fillipe Machado de Jesus

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Ricardo Tadeu Lopes

Luís Alexandre Gonçalves
Magalhães

Rio de Janeiro

Fevereiro de 2025

AVALIAÇÃO DAS INCERTEZAS NA METODOLOGIA DOSIMÉTRICA DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA FEIXE CÔNICO LARGO

Fillipe Machado de Jesus

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Aprovada por: Prof. Ricardo Tadeu Lopes

Prof. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Prof. Davi Ferreira de Oliveira

Prof. Carlos Eduardo de Almeida

Prof. Hugo Reuters Schelin

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2025

Jesus, Fillipe Machado de

Avaliação das Incertezas na Metodologia Dosimétrica de Tomografia Computadorizada para Feixe Cônico Largo / Fillipe Machado de Jesus. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2025.

IX, 61 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2025.

Referências Bibliográficas: p. 36-40.

1. Dosimetria. 2. Incerteza. 3. Feixe cônico largo. I. Lopes, Ricardo Tadeu *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

AValiação das Incertezas na Metodologia Dosimétrica de Tomografia Computadorizada para Feixe Cônico Largo

Fillipe Machado de Jesus

Fevereiro/2025

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Programa: Engenharia Nuclear

O advento dos aparelhos de TC de feixe cônico largo enfatizou um problema referente a metodologia dosimétrica. Neste contexto, a Comissão Eletrotécnica Internacional propôs uma metodologia satisfatória; a qual é recomendada – e teve sua aplicação prática explicada em detalhes – pela Agência Internacional de Energia Atômica. O objetivo deste estudo foi investigar a consistência da metodologia recomendada por meio da análise dos resultados dosimétricos, bem como através da avaliação das incertezas. Uma câmara de ionização tipo lápis de 300 mm foi usada para validar os resultados obtidos com a câmara de ionização tipo lápis de 100 mm. Um objeto simulador de 160 mm de diâmetro e um objeto simulador de 320 mm de diâmetro foram usados no protocolo experimental. Para as tensões de tubo mais baixas e mais altas disponíveis, os valores de $CTDI_{ar,160}$ obtidos pela dosimetria de 1 passo com a câmara de ionização tipo lápis de 300 mm foram maiores do que os respectivos valores obtidos pela dosimetria de 2 e 3 passos com a câmara de ionização tipo lápis de 100 mm. Este estudo estabeleceu que o posicionamento cuidadoso da câmara de ionização tipo lápis de 100 mm em 2 ou 3 passos, bem como a execução adequada das outras partes dosimétricas recomendadas pela Agência Internacional de Energia Atômica, representa uma abordagem validada com até 20% de incerteza para a dosimetria de tomografia computadorizada de feixe cônico largo.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

EVALUATION OF UNCERTAINTIES IN COMPUTED TOMOGRAPHY
DOSIMETRIC METHODOLOGY FOR WIDE CONE BEAM

Fillipe Machado de Jesus

February/2025

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Department: Nuclear Engineering

The advent of wide cone beam CT scanners has highlighted a problem regarding dosimetric methodology. In this context, the International Electrotechnical Commission has proposed a satisfactory methodology; which is recommended – and has had its practical application explained in detail – by the International Atomic Energy Agency. The aim of this study was to investigate the consistency of the recommended methodology by analyzing the dosimetric results; and evaluating the uncertainties. A 300-mm pencil-type ionization chamber was used to validate the results obtained with the 100-mm pencil-type ionization chamber. A 160-mm diameter phantom and a 320-mm diameter phantom were also used in the experimental protocol. For the lowest and highest tube voltages available, the $CTDI_{air,160}$ values obtained by 1-step dosimetry with the 300-mm pencil-type ionization chamber were greater than the respective values obtained by 2- and 3-step dosimetry with the 100-mm pencil-type ionization chamber. This study established that careful positioning of the 100-mm pencil-type ionization chamber in 2 or 3 steps, as well as proper execution of the other dosimetric parts recommended by the International Atomic Energy Agency, represents a validated approach within up to 20% uncertainty for wide cone beam computed tomography dosimetry.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
1. Introdução	1
1.1. Revisão Bibliográfica	2
CAPÍTULO II	5
2. Fundamentação Teórica	5
2.1. Dosimetria em TC	5
2.1.1. CTDI _w	5
2.2. Filtro de Modelagem do Feixe	7
2.3. Incerteza da Medição	8
2.3.1. Estatística	8
2.3.1.1. Medida de Tendência Central	8
2.3.1.1.1. Média Amostral	8
2.3.1.1.2. Medidas de Dispersão	9
2.3.1.2.1. Amplitude, Desvio Absoluto e Desvio Absoluto Médio	9
2.3.1.2.2. Variância	10
2.3.1.2.3. Desvio Padrão	11
2.3.1.2.4. Desvio Padrão da Média	11
2.3.2. Probabilidade	12
2.3.2.1. Distribuições	12
2.3.2.1.1. Distribuição Normal	12
2.3.2.1.2. Distribuição Retangular	14
2.3.2.1.3. Distribuição Triangular	14
2.3.3. Expressão da Incerteza	15
2.3.3.1. Tipo A e Tipo B	15
2.3.3.2. Mensurando e Grandezas de Entrada	16
2.3.3.3. Incerteza Padrão Combinada, Incerteza Combinada Relativa e Incerteza Expandida	17
CAPÍTULO III	19
3. Metodologia	19

3.1. Aparelho de TC de Feixe Cônico Largo	19
3.2. Dosimetria em TC de Feixe Cônico Largo	19
3.2.1. Metodologia Recomendada	19
3.2.2. Colimação de Referência	22
3.3. Materiais Dosimétricos	22
3.4. Incerteza	24
3.4.1. Componentes de Incerteza	24
3.4.2. Análise de Incerteza no Processo Total de Medição de Dose em TC de Feixe Cônico Largo	25
CAPÍTULO IV	26
4. Resultados	26
4.1. Influência Direta do FB no $CTDI_{ar,160}$	26
4.2. Principal Componente de Incerteza para a Dosimetria em TC de Feixe Cônico Largo	27
4.3. Incertezas Associadas ao Processo Total de Medição de Dose	28
4.4. $CTDI_{100,160>40}$ para a CITL de 100 mm com 2 Passos	29
CAPÍTULO V	30
5. Discussão	30
5.1. $CTDI_{ar,160}$	30
5.2. Incerteza	31
5.3. $CTDI_{100,160>40}$	32
CAPÍTULO VI	33
6. Conclusões	33
CAPÍTULO VII	34
7. Trabalho Futuro	34
CAPÍTULO VIII	35
8. Suporte Financeiro	35
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36
ANEXO	41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Curvas de isodose para uma projeção radiográfica e uma projeção de TC (Adaptado de NAGEL, 2002)	5
Figura 2: Posicionamento do objeto simulador padrão de corpo, com a CITL inserida no orifício central para a dosimetria, no interior do gantry (Fonte: o autor)	6
Figura 3: Esquema da disponibilização dos orifícios no objeto simulador, tanto o central quanto os periféricos, nos quais a CITL é inserida para a realização das medidas (ANDRADE, 2008)	7
Figura 4: Valores típicos de probabilidade para a distribuição normal (CORREA, 2003)	13
Figura 5: Distribuição retangular (PACÍFICO, 2020)	14
Figura 6: Distribuição triangular (Adaptado de KOTZ, DORP, 2004)	15
Figura 7: Protocolo experimental para dosimetria no ar	21
Figura 8: CITL de 100 mm e CITL de 300 mm utilizadas no estudo	23
Figura 9: Comparação dos valores médios de $CTDI_{ar,160}$, em relação ao número de passos e a CITL, para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV	26
Figura 10: Avaliação da incerteza padrão relativa referente ao $CTDI_w$ para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV	27
Figura 11: Valores de $CTDI_{100,160>40}$ resultantes da dosimetria realizada com 2 passos da CITL de 100 mm para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV	29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe extra pequeno	24
Tabela 2: Avaliação da incerteza expandida ($k = 2$) para todas as possibilidades de tensão do tubo de raios X	28

CAPÍTULO I

1. Introdução

A adequação do método de índice de dose em tomografia computadorizada (do inglês, *computed tomography dose index* - CTDI) para medições em objetos simuladores – no caso de avaliação de dose em modo de varredura helicoidal - gerou ampla discussão entre a comunidade científica (DIXON, 2003; MORI *et al.*, 2005; NAKONECHNY *et al.*, 2005). Existem duas questões principais: primeiro, se este índice - que é baseado num único corte na região central do objeto simulador – é realmente representativo, tendo em vista toda a parte anatômica do paciente a ser varrida durante o exame; e segundo, como levar em conta a situação dos aparelhos de tomografia computadorizada (TC) multicorte, nos quais o feixe primário permite colimações que se aproximam do comprimento ativo do detector de radiação.

A teoria do método de CTDI para medição livre no ar está baseada na hipótese de que o nível de radiação espalhada diminui, para um nível desprezível, fora dos limites da distância definida; a qual é representada pelo comprimento ativo de 100 milímetros (mm) da câmara de ionização tipo lápis (CITL) utilizada na prática dosimétrica. No entanto, para medição no objeto simulador, uma quantidade significativa de radiação é espalhada além do final do comprimento ativo da CITL (DIXON *et al.*, 2005). Portanto, embora a utilização do CTDI para fins de comparação entre protocolos de exame seja apropriada, este índice de dose não contabiliza toda a energia transmitida durante a varredura tomográfica. Tendo como consequência, uma inviabilidade de estimar adequadamente a dose do paciente.

O advento dos aparelhos de TC equipados com tecnologia de feixe cônico largo - que podem fornecer até 160 mm de colimação ao longo do eixo do paciente em uma única rotação do tubo - enfatizou o referido problema. Neste contexto, estudos concluíram que para dosimetria em feixes provenientes de colimações acima de 40 mm, tanto a metodologia quanto a instrumentação classicamente utilizadas já não são mais satisfatórias (BOONE, 2007; DIXON e BALLARD, 2007). Em outras palavras, os objetos simuladores cilíndricos de 150 mm de comprimento – feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) - e a CITL de 100 mm de comprimento não possuem o comprimento necessário para a estimativa do CTDI.

Metodologias alternativas para dosimetria em TC de feixe cônico largo foram sugeridas. O uso de arranjo de dosímetros termoluminescentes (do inglês, *thermoluminescent dosimeters* - TLDs) e a execução de simulação computacional com o método de Monte Carlo, dentre todas as possibilidades estudadas, foram as metodologias mais citadas (ZHOU e BOONE, 2008; KYRIAKOU *et al.*, 2008). Entretanto, essas propostas têm limitações. A implementação do arranjo de TLDs resulta em um método preciso, mas consome muito tempo e requer um número

considerável de TLDs. A simulação de Monte Carlo é uma alternativa promissora, mas demanda informações detalhadas por parte do fabricante do aparelho de TC; as quais podem ser classificadas como segredo de fabricação e como consequência não estarem disponíveis. Como a tendência dos tomógrafos modernos é fornecer colimações cada vez mais largas, com o propósito de cobertura anatômica total do órgão ou região de interesse no menor tempo possível, um estudo avaliou a utilização de um objeto simulador mais extenso — 750 mm de comprimento — juntamente com uma CITL mais extensa — 300 mm de comprimento (LIN e HERRNSDORF, 2010). Embora esses equipamentos sejam adequados para uso em laboratórios, seu uso na rotina clínica para testes de desempenho em instituições de saúde representa um problema relevante. Este problema é composto pela dificuldade de transporte devido ao peso, bem como pela dificuldade financeira dos hospitais e clínicas em comprar esses novos equipamentos.

Sendo assim, a Comissão Eletrotécnica Internacional (do inglês, *International Electrotechnical Commission* - IEC) (2010) propôs uma metodologia satisfatória baseada nos equipamentos tradicionalmente disponíveis nas instituições de saúde. A aplicação prática desta metodologia foi então explicada em detalhes, bem como recomendada, no documento *Human Health Report No. 5* (2011) da Agência Internacional de Energia Atômica (do inglês, *International Atomic Energy Agency* - IAEA). Embora a metodologia citada não altere o fato do CTDI ser considerado como medida inadequada para estimar realmente as doses dos pacientes, os médicos ainda utilizam os valores de CTDI – que são informados pelos aparelhos de TC - como ferramenta de trabalho durante o desenvolvimento de protocolos para a execução dos exames; assim como os físicos médicos durante os estudos de otimização (EFOMP, 2019; BAPTISTA *et al.*, 2019; DAMILAKIS, 2021; ZHAO *et al.*, 2022; PACE *et al.*, 2023). Isto foi demonstrado em publicações recentes (HARA *et al.*, 2019; YANG *et al.*, 2019; LU *et al.*, 2021), as quais inclusive enfatizaram a importância do desenvolvimento de um estudo dosimétrico que avalie todas as configurações de tensão do tubo de raios X e tamanho de filtro de modelagem do feixe disponíveis em aparelhos de TC equipados com tecnologia de feixe cônico largo. Entretanto, a IEC e a IAEA não publicaram resultados da análise de incerteza para a metodologia proposta e recomendada. Portanto, há uma ausência em relação ao conhecimento destes dados; os quais avaliam a confiabilidade da dosimetria e, conseqüentemente, a consistência metodológica.

Este trabalho teve como objetivo investigar a consistência da metodologia recomendada, analisando os resultados dosimétricos obtidos para cada configuração de tensão do tubo de raios X e filtro de modelagem do feixe; assim como avaliando as incertezas associadas ao processo total de medição de dose.

1.1. Revisão Bibliográfica

PLATTEN *et al.* (2013) estudaram a viabilidade dos passos com a CITL de 100 mm ao longo do feixe de 160 mm em um aparelho de TC de feixe cônico largo, no âmbito da metodologia recomendada. Ao realizarem a dosimetria do feixe com 2 passos

para totalizar 200 mm e em seguida realizarem com 3 passos para totalizar 300 mm, com o objetivo de comparar as possibilidades explicadas pela IAEA, foi constatada uma diferença de 2% entre os resultados. Diante da referida constatação, os autores – no papel de membros do Instituto de Física e Engenharia em Medicina (*Institute of Physics and Engineering in Medicine* - IPeM) do Reino Unido – aconselharam a adoção desta metodologia por parte dos físicos médicos envolvidos nos testes de garantia da qualidade em serviços de TC que utilizam aparelhos equipados com tecnologia de feixe cônico largo.

HU e MCLEAN (2014) avaliaram a exatidão dos índices de dose informados por um aparelho de TC de feixe cônico para radioterapia. A investigação foi baseada numa comparação entre os resultados dosimétricos obtidos com a metodologia recomendada para feixe cônico largo – ou seja, através de objetos simuladores cilíndricos de 150 mm de comprimento e CITL de 100 mm de comprimento - e os disponibilizados no sistema de relatório de dose do aparelho de TC. Para viabilizar uma estimativa de dose do paciente mais realista, visto que a teoria relacionada com a metodologia recomendada não leva em conta toda a radiação espalhada que contribui para a dose do paciente, os autores também testaram uma metodologia alternativa. A instrumentação da metodologia testada consistiu em objetos simuladores cilíndricos customizados de 450 mm de comprimento e CITL de 300 mm de comprimento. Deste modo, os índices de dose fornecidos pelo aparelho de TC, para cada um dos protocolos de exames investigados, foram comparados tanto com os valores dosimétricos provenientes da metodologia recomendada como também com os oriundos da metodologia alternativa. A discrepância verificada na avaliação comparativa entre o índice de dose informado pelo aparelho de TC e o calculado pela metodologia alternativa, para o protocolo do exame de rotina de cabeça, foi um dos maiores destaques do estudo; na qual o sistema de relatório de dose subestimou o índice de dose em 43%. O estudo também destacou uma subestimativa de apenas 11% no sistema de relatório de dose, ao comparar o índice de dose informado pelo aparelho de TC e o calculado pela metodologia recomendada. Consequentemente, como a metodologia compatível com o sistema de relatório de dose do aparelho de TC é a metodologia recomendada, os autores reconheceram a aplicabilidade e a praticidade da metodologia recomendada. Entretanto, os autores afirmaram que a metodologia alternativa demonstrou a importância do desenvolvimento de um novo método de dosimetria que leve em conta, de fato, toda a radiação espalhada que contribui para a dose do paciente.

ABUHAIMED *et al.* (2014) analisaram a eficiência do CTDI através da implementação de um estudo dosimétrico usando a técnica de Monte Carlo, no âmbito da metodologia recomendada. A simulação computacional consistiu na execução do método de 3 passos com a CITL de 100 mm, para protocolo de exame de cabeça e protocolo de exame de tórax, em um aparelho de TC de feixe cônico para radioterapia. Para fins de validação, a dosimetria também foi realizada experimentalmente usando o método de 3 passos com a CITL de 100 mm no referido aparelho de TC. Abordando especificamente a parte dosimétrica referente às medições em objetos simuladores, na fase de simulação computacional, o estudo também foi conduzido com objetos simuladores cilíndricos de 600 mm de comprimento e CITL de 100 mm de comprimento para permitir a análise da eficiência do CTDI. A comparação entre os valores de CTDI obtidos por simulação computacional e os medidos de modo

experimental resultou em concordância dentro de $\pm 3\%$. A partir desta validação do modelo computacional desenvolvido por Monte Carlo, a análise proposta pelo estudo teve início e os seguintes resultados da eficiência do CTDI foram apresentados: em torno de 82% para o protocolo do exame de cabeça e aproximadamente 76% para o protocolo do exame de tórax. Os autores declararam o quanto a metodologia recomendada representa uma abordagem prática e destacaram a possibilidade da dosimetria numérica (simulação computacional por Monte Carlo) desenvolver fatores de correção que melhorem significativamente a eficiência do CTDI.

BUCKLEY *et al.* (2017) avaliaram possíveis métodos de dosimetria em TC de feixe cônico para radioterapia. As metodologias foram testadas para dosimetrias de protocolos de exame de cabeça e de tórax em dois aparelhos de TC. A instrumentação destas metodologias consistiu em objetos simuladores cilíndricos customizados de 450 mm de comprimento e distintas câmaras de ionização. Para viabilizar uma comparação com resultados provenientes de instrumentação adotada como padrão de dosimetria em TC, as dosimetrias dos protocolos citados também foram realizadas com base na metodologia recomendada. Sendo assim, na avaliação entre cada metodologia testada e a metodologia recomendada, os resultados dosimétricos obtidos com a metodologia recomendada subestimaram os índices de dose em todos os cenários comparativos. A partir desta constatação, os autores enfatizaram os objetos simuladores cilíndricos de 150 mm de comprimento como sendo os principais causadores dos índices de dose subestimados; visto que a utilização dos mesmos leva a uma condição dosimétrica de não consideração de toda a radiação espalhada que contribui para a dose do paciente.

WEIR e ZHANG (2018) avaliaram a exatidão dos índices de dose informados por um aparelho de TC de feixe cônico largo. O estudo realizou uma comparação entre os resultados dosimétricos obtidos com a metodologia recomendada e os disponibilizados no sistema de relatório de dose do aparelho de TC. Além disto, para viabilizar uma estimativa de dose do paciente mais realista, os autores testaram metodologias alternativas baseadas na utilização de objetos simuladores cilíndricos de 600 mm de comprimento e distintas câmaras de ionização. Avaliando cada cenário comparativo entre os resultados dosimétricos fornecidos pelo aparelho de TC e os calculados no estudo, os autores destacaram subestimativas de até 38% no sistema de relatório de dose.

BUJILA *et al.* (2018) investigaram a adequação do método de passos para a rotina clínica, no âmbito da metodologia recomendada. O referido método foi executado com distintas câmaras de ionização em um aparelho de TC de feixe cônico largo. Ao compararem os índices de dose obtidos nas dosimetrias, os autores constataram discrepâncias de até 8%. Como conclusão da investigação, a viabilidade da metodologia recomendada foi confirmada pelos autores.

CAPÍTULO II

2. Fundamentação Teórica

2.1. Dosimetria em TC

As grandezas dosimétricas utilizadas em radiologia convencional não se aplicam a TC. A distribuição de dose absorvida em órgãos ou tecidos de um paciente que realiza exames de TC é diferente de um exame de radiologia convencional, onde a dose decresce continuamente da entrada do feixe de raios X até a saída (MARTIN, 2008). No caso da TC, devido à geometria rotacional de irradiação, a dose é igualmente distribuída na mesma curva de isodose, mas diminui no sentido do centro, conforme apresentado na Figura 1.

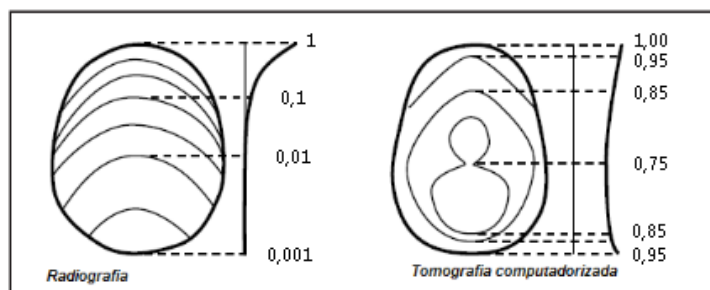


Figura 1: Curvas de isodose para uma projeção radiográfica e uma projeção de TC (Adaptado de NAGEL, 2002).

Como consequência, descritores especiais são necessários para representar a distribuição de dose em TC; dentre os quais destaca-se o índice de dose ponderado em tomografia computadorizada (do inglês, *weighted computed tomography dose index* - $CTDI_w$).

2.1.1. $CTDI_w$

Define-se o $CTDI$ como sendo a integral da dose absorvida para uma rotação do tubo de raios X, dividida pela colimação do feixe ($N \times T$), medida em um objeto simulador cilíndrico - feito de PMMA - padrão de cabeça (160 mm de diâmetro) ou de

corpo (320 mm de diâmetro), ao longo do eixo longitudinal z (DIXON, 2019; SAMEI e PELC, 2020). Deste modo, a Equação 1 apresenta o $CTDI_{100}$:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(Z) dZ \quad \text{Equação 1}$$

Onde:

$CTDI_{100}$ é o CTDI medido com uma CITL de 100 mm de comprimento, sendo a unidade de medida miligray (mGy);

D é a dose absorvida média ao longo do eixo z, sendo a unidade de medida mGy;

z é o eixo longitudinal;

N é o número de cortes adquiridos simultaneamente em uma rotação do tubo;

T é a espessura de corte adquirido, sendo a unidade de medida mm.

O objeto simulador e a CITL são alinhados com o isocentro - localizado no interior do portal (do inglês, *gantry*) - do aparelho de TC; sendo o eixo longitudinal onde os mesmos estão posicionados coincidente ao eixo de rotação do tubo, conforme apresentado na Figura 2.



Figura 2: Posicionamento do objeto simulador padrão de corpo, com a CITL inserida no orifício central para a dosimetria, no interior do gantry (Fonte: o autor).

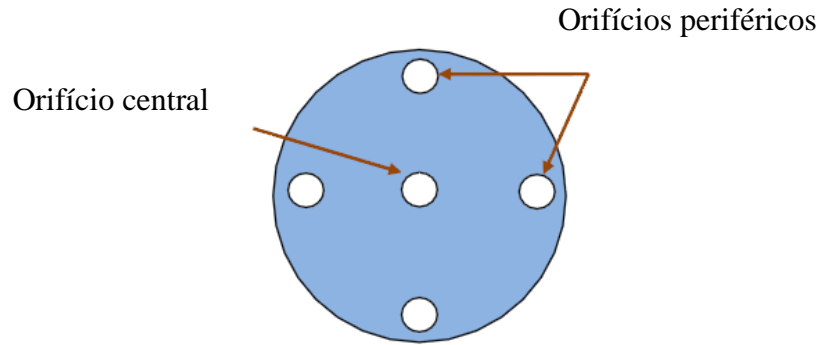


Figura 3: Esquema da disponibilização dos orifícios no objeto simulador, tanto o central quanto os periféricos, nos quais a CITL é inserida para a realização das medidas (ANDRADE, 2008).

Os valores de CTDI medidos no centro e na periferia do objeto simulador (Figura 3) permitem calcular o $CTDI_w$ (LI *et al.*, 2022), o qual é definido pela Equação 2:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad \text{Equação 2}$$

Onde:

$CTDI_w$ é o CTDI ponderado, sendo a unidade de medida mGy;

$CTDI_{100,c}$ é a leitura medida com a CITL posicionada no orifício central, sendo a unidade de medida mGy;

$CTDI_{100,p}$ é a média das leituras medidas com a CITL posicionada em cada orifício periférico, sendo a unidade de medida mGy.

O $CTDI_w$ pode ser normalizado por unidade de produto da corrente do tubo (medida em miliampère - mA) pelo tempo de rotação do tubo (medida em segundo - s). Deste modo, a unidade de medida do referido índice de dose, $nCTDI_w$, é mGy/mAs.

2.2. Filtro de Modelagem do Feixe

A escolha dos parâmetros de exposição para a formação das imagens de TC deve sempre ser feita de acordo com a estrutura anatômica e a idade do paciente a ser examinado. Por exemplo, a seleção correta da região circular – na qual as medidas da transmissão do feixe de raios X através do paciente são adquiridas durante o exame de TC – é muito importante. Esta região circular é chamada de campo de visão de varredura (do inglês, *scan-field of view* – S-FOV) ou apenas campo de visão (do inglês,

field of view – FOV), e no caso da seleção de uma região circular específica adicional – para fins de reconstrução das imagens – é chamada de campo de visão de exibição (do inglês, *display-field of view* – D-FOV). A relevância mencionada é enfatizada pela relação direta que o S-FOV tem com o filtro de modelagem do feixe chamado de filtro gravata borboleta (do inglês, *filter bowtie* – FB), o qual é disponibilizado em diversos tamanhos pelo tomógrafo (LIN *et al.*, 2022; VERFAILLIE *et al.*, 2024). Estes filtros mantêm a maior intensidade da radiação na parte mais espessa da estrutura anatômica, que está relacionada à região central do paciente, e menor intensidade da radiação nas regiões periféricas do paciente (RUSSO, 2018; BUSHBERG *et al.*, 2021). Portanto, o tamanho do FB a ser usado é definido pelo S-FOV selecionado para a realização do exame de TC do paciente (TREB e LI, 2020).

2.3. Incerteza da Medição

Todo processo de medição é realizado com o auxílio de um instrumento. A impossibilidade de realizar uma medição exata faz com que os resultados tragam consigo uma incerteza que se traduz na dispersão em relação a sua medida de tendência central, sendo geralmente a média amostral. Uma medida é então caracterizada pelo valor medido e a respectiva incerteza da medição. Deste modo, a qualidade de uma dada medição está diretamente relacionada com a sua incerteza; e avaliar corretamente essa incerteza é de suma importância para a credibilidade dos resultados da medição (JCGM/BIPM, 2008).

Dada a dúvida existente em relação a medição realizada, devido ao fato da mesma não ser exata, para quantificar a incerteza são empregadas medidas de tendência central e de dispersão; as quais são pertencentes a determinadas distribuições de probabilidade de ocorrência dos eventos em estudo, para um determinado nível de confiança (PACÍFICO, 2020).

2.3.1. Estatística

2.3.1.1. Medida de Tendência Central

2.3.1.1.1. Média Amostral

A média amostral - ou apenas média - é a soma dos valores de cada medida dividido pelo número de medições (JCGM/BIPM, 2008), a qual é dada pela Equação 3:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \quad \text{Equação 3}$$

Onde:

μ é a média;

N é o número de medições;

X_i é o valor de cada medida.

Quanto maior o número de medições, mais próxima a média estará do valor verdadeiro (DANIEL e CROSS, 2013).

2.3.1.2. Medidas de Dispersão

2.3.1.2.1. Amplitude, Desvio Absoluto e Desvio Absoluto Médio

Todo intervalo de dados possui uma amplitude que é dada pela diferença entre o maior e o menor valor do intervalo, de modo a expressar a dispersão ao redor da média. A partir do módulo da diferença entre a média do intervalo de dados – que constitui a referida amplitude – e o valor de cada medida é obtido o desvio absoluto. E por meio da divisão deste desvio absoluto pelo número de medições é encontrado o desvio absoluto médio (PACÍFICO, 2020). As Equações 4, 5 e 6 demonstram a amplitude, o desvio absoluto e o desvio absoluto médio, respectivamente:

$$A = X_{m\acute{a}ximo} - X_{m\acute{i}nimo} \quad \text{Equação 4}$$

Onde:

A é a amplitude;

$X_{m\acute{a}ximo}$ é o maior valor do intervalo;

$X_{m\acute{i}nimo}$ é o menor valor do intervalo.

$$D_{abs} = \sum_{i=1}^N |\mu - X_i| \quad \text{Equação 5}$$

Onde:

D_{abs} é o desvio absoluto;

N é o número de medições;

μ é a média;

X_i é o valor de cada medida.

$$D_{abs\ médio} = \frac{\sum_{i=1}^N |\mu - X_i|}{N} \quad \text{Equação 6}$$

Onde:

$D_{abs\ médio}$ é o desvio absoluto médio;

N é o número de medições;

μ é a média;

X_i é o valor de cada medida.

Dentre as medidas de dispersão citadas, o desvio absoluto médio é a medida de dispersão mais robusta; visto que representa o valor médio das distâncias entre os valores de cada medida e a média (PACÍFICO, 2020).

2.3.1.2.2. Variância

Uma outra importante medida de dispersão é a variância, a qual é obtida através da elevação da Equação 6 ao quadrado. Como o referido cálculo está relacionado a uma amostra da população pertencente ao intervalo de dados, não sendo vinculado a toda a população, é necessária a aplicação de um fator de correção – o denominador $N-1$ (PACÍFICO, 2020). Deste modo, a Equação 7 apresenta a variância:

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (\mu - X_i)^2}{N-1} \quad \text{Equação 7}$$

Onde:

S^2 é a variância;

N é o número de medições;

μ é a média;

X_i é o valor de cada medida.

A variância apresenta a dispersão na forma quadrática. Para atender a demanda da apresentação da dispersão em uma forma linear é implementado o desvio padrão.

2.3.1.2.3. Desvio Padrão

O desvio padrão é utilizado para intervalo de dados que possui uma distribuição simétrica em relação à média (PACÍFICO, 2020). Esta medida de dispersão é dada pela Equação 8, sendo representada pela raiz quadrada positiva da variância:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\mu - X_i)^2}{N-1}} \quad \text{Equação 8}$$

Onde:

σ é o desvio padrão;

N é o número de medições;

μ é a média;

X_i é o valor de cada medida.

2.3.1.2.4. Desvio Padrão da Média

Quando há conhecimento do comportamento do sistema de medição utilizado, emprega-se o desvio padrão da média (IAEA, 2007); o qual é dado pela Equação 9:

$$S(\bar{\mu}) = \frac{1}{\sqrt{N}} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\mu - X_i)^2}{N-1}} \quad \text{Equação 9}$$

Onde:

$S(\bar{\mu})$ é o desvio padrão da média;

N é o número de medições;

μ é a média;

X_i é o valor de cada medida.

2.3.2. Probabilidade

2.3.2.1. Distribuições

Determinado valor pertencente a um conjunto de valores das medidas é uma variável aleatória X , a qual apresenta determinada probabilidade de ocorrência. Para cada valor assumido por esta variável aleatória existe uma função $P(X)$, chamada função densidade de probabilidade, que expressa a probabilidade de ocorrência. Portanto, para cada valor x_i assumido por X , há uma probabilidade do evento A_i ocorrer (PACÍFICO, 2020). Deste modo, a Equação 10 apresenta a função densidade de probabilidade:

$$P(X = x_i) = P(A_i) \quad \text{Equação 10}$$

Um exemplo que expressa o referido conceito é o ato de jogar um dado não viciado e obter o número 3 – a face 3 do dado. Conseqüentemente, X assume o valor 3 e a função densidade de probabilidade é considerada como sendo $1/6$. Usando a Equação 10, a Equação 11 é obtida:

$$P(X = 3) = P(\text{face } 3) = \frac{1}{6} \approx 0,17 \quad \text{Equação 11}$$

Para este exemplo em questão, $P(X)$ é uma constante e a distribuição de probabilidade considerada uniforme; sendo a variável aleatória discreta, já que a face de um dado é um número inteiro. Porém, rotineiramente há situações onde a variável aleatória não é discreta, e sim contínua, podendo assumir qualquer valor compreendido na amplitude do intervalo de dados proveniente da medição. Deste modo, para diversos fenômenos nos quais a variável aleatória contínua predomina, considera-se um tipo característico de distribuição de probabilidade – a distribuição normal. Entretanto, para outros fenômenos, as distribuições de probabilidade chamadas de retangular e triangular são empregadas (JCGM/BIPM, 2008).

2.3.2.1.1. Distribuição Normal

Quando várias medições são realizadas com um instrumento, nem sempre o mesmo resultado é obtido; de modo que os resultados oscilam simetricamente em torno do valor verdadeiro, o qual é representado pela média (CORREA, 2003). Esta distribuição de probabilidade que foi gerada, chamada de distribuição normal, apresenta como

parâmetros tanto a média quanto o desvio padrão; sendo sua função densidade de probabilidade dada pela Equação 12:

$$P(X) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{\left[-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right]} \quad \text{Equação 12}$$

$P(X)$ é dependente tanto da média quanto do desvio padrão do intervalo de dados. Deste modo, a partir dos referidos parâmetros, é possível calcular a probabilidade de ocorrência do evento $X = x_i$; sendo sua distribuição de probabilidade representada pela soma de $P(X)$ em relação ao intervalo de dados (PACÍFICO, 2020). Considerando que a variável aleatória em questão é contínua, integra-se $P(X)$, resultando em $F(X)$; cujo valor está relacionado a probabilidade de ocorrência do evento x_i , conforme Equação 13:

$$F(X) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{\left[-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right]} dx = 1 \quad \text{Equação 13}$$

A probabilidade de ocorrência do evento citado é representada pela região sob a curva do gráfico. Deste modo, a Figura 4 demonstra os valores típicos de probabilidade para a distribuição normal. Por exemplo, levando em conta uma dispersão de 2 desvios padrões em torno da média, a probabilidade é de 95,46 % de chance de a variável aleatória assumir um valor entre $\mu - 2\sigma$ e $\mu + 2\sigma$.

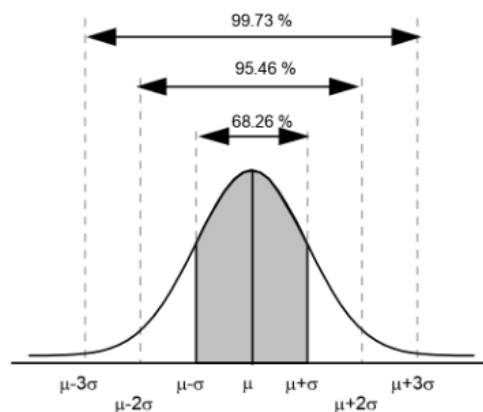


Figura 4: Valores típicos de probabilidade para a distribuição normal (CORREA, 2003).

2.3.2.1.2. Distribuição Retangular

A distribuição retangular é considerada quando não há nenhuma informação sobre o comportamento da função densidade de probabilidade, para o intervalo de dados em estudo; sendo necessária a suposição de que a variável aleatória pode assumir, de modo equiprovável, qualquer valor dentro do referido intervalo de dados (JCGM/BIPM, 2008). A referida função densidade de probabilidade é dada pela Equação 14, na qual a amplitude do intervalo de dados é igual a $2a$:

$$P(X) = \frac{1}{2a} \quad \text{Equação 14}$$

A Figura 5 exemplifica uma distribuição retangular.

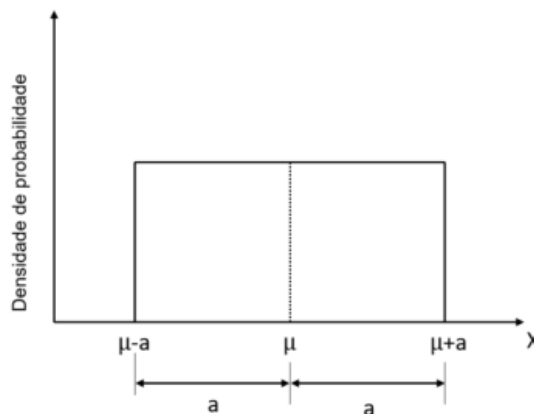


Figura 5: Distribuição retangular (PACÍFICO, 2020).

2.3.2.1.3. Distribuição Triangular

A distribuição triangular é considerada quando há uma alta probabilidade de a variável aleatória assumir um valor no centro do intervalo de dados (JCGM/BIPM, 2008). A função densidade de probabilidade para esta distribuição é dada pela Equação 15, cuja característica apresentada é uma amplitude unitária para o intervalo de dados:

$$P(X) = f(x) = \begin{cases} 4x, & 0 \leq x \leq 0,50 \\ 4(1 - x), & 0,50 \leq x \leq 1,00 \end{cases} \quad \text{Equação 15}$$

A Figura 6 exemplifica uma distribuição triangular.

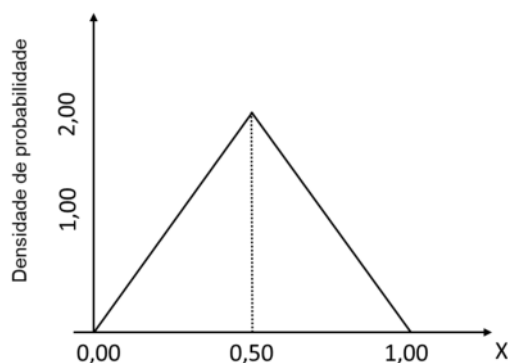


Figura 6: Distribuição triangular (Adaptado de KOTZ, DORP, 2004).

2.3.3. Expressão da Incerteza

2.3.3.1. Tipo A e Tipo B

A medição é o ato de atribuir valor a uma grandeza, encontrando conseqüentemente a medida da grandeza - o resultado da medição. Este resultado contém, além do valor da grandeza, informações provenientes do processo da medição; as quais são demonstradas por meio da expressão da incerteza (JCGM/BIPM, 2008).

A incerteza é constituída de componentes que apresentam classificações distintas, Tipo A e Tipo B, sendo cada uma levada em consideração a partir do método que foi utilizado para avaliar a componente em questão. A avaliação do Tipo A consiste em implementar um método de análise estatística para avaliar os valores obtidos sob condições de medição definidas, enquanto a avaliação do Tipo B é definida como o método de avaliação via outros meios que não sejam relacionados com análise estatística. Este método referente a avaliação do Tipo B é geralmente caracterizado pelo uso do manual do fabricante do instrumento; bem como pela experiência prática com o desempenho e pelo uso do certificado de calibração, do referido instrumento.

A incerteza Tipo A é calculada através do desvio padrão (vide Equação 8), ao passo que a obtenção da incerteza Tipo B é dada pela Equação 16; sendo D o divisor correspondente ao tipo de distribuição de probabilidade (o valor de 1 é assumido para o caso de distribuição normal, o valor de 3 para retangular e o valor de 6 para triangular):

$$u_B = \frac{A}{2\sqrt{D}} \quad \text{Equação 16}$$

Onde:

u_B é a incerteza Tipo B;

A é a amplitude do intervalo de dados;

D é o divisor correspondente ao tipo de distribuição de probabilidade.

2.3.3.2. Mensurando e Grandezas de Entrada

O mensurando Y pode ser representado pela função f, a qual é dada pela Equação 17, com X_N grandezas de entrada:

$$Y = f(X_1, X_2, X_3, \dots, X_N) \quad \text{Equação 17}$$

Onde:

Y é o mensurando;

X é a grandeza de entrada.

De modo individual, a determinada grandeza X_N pode ser obtida tanto por meio de série estatística quanto através de referências externas (PACÍFICO, 2020). Sendo assim, exemplificando; para medir a velocidade de um carro, a função f apresenta duas grandezas de entrada – a posição (X_1) dada em metros e o tempo (X_2) dado em segundos. A função em questão é dada pela Equação 18:

$$V = f(X_1, X_2) = f(\text{posição}, \text{tempo}) = \frac{x}{t} \quad \text{Equação 18}$$

Onde:

V é a velocidade;

x é a posição;

t é o tempo.

No caso de serem levados em conta fatores de correção provenientes de certificados (PACÍFICO, 2020), para a posição e para o tempo, a Equação 19 seria a maneira mais adequada para representar a referida função:

$$V = f(\text{posição}, \text{tempo}, k_1, k_2) = \frac{x}{t} k_1 k_2 \quad \text{Equação 19}$$

Onde:

V é a velocidade;

x é a posição;

t é o tempo;

k é o fator de correção.

Existe a possibilidade da ocorrência de um cenário simples, no qual o mensurando dependeria apenas de uma variável (PACÍFICO, 2020). Por exemplo, a medição de carga elétrica; a qual seria representada pela média de x_n medidas, conforme apresentado na Equação 20:

$$M = f(X_1) = f\left(\frac{(x_1+x_2+\dots+x_n)}{n}\right) = f(\bar{X}_1) = \bar{M} \quad \text{Equação 20}$$

Onde:

M é a carga elétrica;

x é a medida;

n é o número de medidas;

\bar{M} é a média.

2.3.3.3. Incerteza Padrão Combinada, Incerteza Combinada Relativa e Incerteza Expandida

O procedimento de considerar as dispersões – que estão em torno dos valores das médias – para todas as grandezas de entrada, ao combiná-las, resulta na representação da dispersão total pertinente ao valor do mensurando (JCGM/BIPM, 2008). Deste modo, a incerteza padrão combinada é obtida por meio da raiz quadrada positiva da variância combinada, para N grandezas de entrada (PACÍFICO, 2020). A referida incerteza é dada pela Equação 21:

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)^2 u^2(x_i)} \quad \text{Equação 21}$$

Onde:

$u_c(y)$ é a incerteza padrão combinada da função f que representa o mensurando;

$u^2(x_i)$ é o termo quadrático referente a incerteza padrão de cada grandeza de entrada x_i .

Caso o formato do mensurando consista apenas de termos multiplicativos ou divisórios, a incerteza padrão combinada pode ser simplificada e dar origem a incerteza combinada relativa (PACÍFICO, 2020); sendo a referida incerteza representada pela Equação 22:

$$u_c(y)(\%) = \frac{u_c(y)}{Y} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{u(x_i)}{x_i}\right)^2} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (u_i)^2} \quad \text{Equação 22}$$

Onde:

$u_c(y)$ (%) é a incerteza combinada relativa;

$u_c(y)$ é a incerteza padrão combinada da função f que representa o mensurando;

Y é o mensurando.

No campo das aplicações em saúde, a incerteza deve ser expressa com base em um intervalo que garanta a confiabilidade do valor obtido como resultado da medição, de modo a validá-lo dentro de um certo nível de confiança. Sendo assim, para que este resultado esteja baseado em um intervalo que forneça nível de confiança de 95,46 % (classicamente considerado para a área de saúde), é necessária a aplicação de um fator – chamado de fator de abrangência e representado como k – com valor igual a 2 (JCGM/BIPM, 2008). Ou seja, multiplicando a incerteza padrão combinada pelo fator de abrangência citado, $k = 2$, obtém-se um intervalo dentro do qual é encontrado o valor verdadeiro do mensurando com maior confiança. O resultado desta multiplicação caracteriza uma incerteza intitulada incerteza expandida, conforme apresentado na Equação 23:

$$U = k \cdot u_c(y) \quad \text{Equação 23}$$

Onde:

U é a incerteza expandida;

k é o fator de abrangência;

$u_c(y)$ é a incerteza padrão combinada.

CAPÍTULO III

3. Metodologia

3.1. Aparelho de TC de Feixe Cônico Largo

O estudo foi realizado em um aparelho de TC de feixe cônico largo do modelo intitulado Aquilion ONE ViSION Edition®, que foi lançado pela Canon (Canon Medical Systems, Otawara, Tochigi, Japão) em 2012. O Aquilion ONE ViSION Edition® é equipado com uma fileira de 320 detectores ao longo do eixo z. Cada detector têm um comprimento de 0,5 mm no isocentro do eixo rotacional; permitindo assim uma colimação de até 160 mm, para varredura em modo axial. No entanto, para varredura em modo helicoidal, a colimação máxima permitida é restrita a 32 mm. A disponibilidade de um tempo de rotação do tubo de raios X mínimo de 0,27 s também é uma característica importante deste aparelho de TC, principalmente para uso em exames de angiografia coronariana por TC (KANG, 2019).

Este estudo foi inicialmente baseado em parâmetros de exposição – colimação máxima de 160 mm e tensão mínima do tubo de raios X de 80 kV – recomendados na publicação da Image Gently (RIGSBY *et al.*, 2018). No entanto, para caracterizar o aparelho de TC, outras tensões disponíveis – 100 kV, 120 kV e 135 kV – foram utilizadas.

3.2. Dosimetria em TC de Feixe Cônico Largo

3.2.1. Metodologia Recomendada

As medições de dose da radiação seguiram a metodologia recomendada pela IAEA (2011), e foram calculadas através da Equação 24:

$$CTDI_{100,(NxT)>40} = CTDI_{100,ref} \cdot \left(\frac{CTDI_{ar,NxT}}{CTDI_{ar,ref}} \right) \quad \text{Equação 24}$$

Onde:

$CTDI_{100,(N \times T) > 40}$ é o CTDI para colimação desejada superior a 40 mm, sendo a unidade de medida mGy;

$CTDI_{100,ref}$ é o CTDI para colimação de referência, no objeto simulador, sendo a unidade de medida mGy;

$CTDI_{ar,N \times T}$ é o CTDI para colimação desejada, no ar, sendo a unidade de medida mGy;

$CTDI_{ar,ref}$ é o CTDI para colimação de referência, no ar, sendo a unidade de medida mGy.

Esta equação demonstra que para colimações desejadas maiores que 40 mm (a principal razão para a necessidade de criar uma nova metodologia dosimétrica), o valor do CTDI deve ser obtido através do CTDI em um objeto simulador cilíndrico padrão, usando uma colimação de referência; e corrigido pela razão do CTDI no ar para a colimação desejada em relação ao CTDI no ar para a colimação de referência. A colimação de referência em questão deve ser de 20 mm ou o valor mais próximo fornecido pelo aparelho de TC (IAEA, 2011).

Os valores do CTDI nos objetos simuladores cilíndricos (tanto o de cabeça quanto o de corpo), para a colimação de referência, foram calculados usando as Equações 1 e 2, respectivamente; levando em conta que a referida Equação 1 representa a dose integrada no comprimento ativo de 100 mm da CITL. Três medições consecutivas - o procedimento padrão em dosimetria de TC – foram realizadas no orifício central e nos orifícios periféricos; gerando então a média central (referente ao $CTDI_{100,c}$) e a média periférica (referente ao $CTDI_{100,p}$), respectivamente. Estes valores de média foram substituídos na Equação 2, resultando no valor do CTDI ponderado ($CTDI_w$); em outras palavras, no valor do CTDI ponderado para a colimação de referência usando a CITL de 100 mm ($CTDI_{100,ref}$).

Tanto o valor do CTDI no ar para a colimação desejada quanto o valor do CTDI no ar para a colimação de referência - $CTDI_{ar,N \times T}$ e $CTDI_{ar,ref}$, respectivamente – foram obtidos através da Equação 1, aplicando os valores de média gerados a partir de três medições consecutivas.

Para o $CTDI_{ar,N \times T}$, existem instruções específicas relacionadas à colimação desejada; as quais estabelecem o comprimento ativo integrado mínimo que é necessário para uma dosimetria eficiente em feixes de aparelhos de TC do tipo cônico largo. Estas instruções informam que o comprimento integrado não pode ser inferior a 100 mm (o comprimento ativo da CITL) e precisa ser superior a $(N \times T) + 40$ mm; sendo N o número de detectores ativos e T o valor da espessura de corte adquirido. Portanto, a colimação do feixe máxima para usar a CITL precisa ser de até 60 mm. No caso de colimações acima de 60 mm, o comprimento ativo integrado mínimo é obtido medindo a dose em passos contíguos ao longo do feixe; o qual está disposto no eixo z.

A recomendação da IAEA (2011) para uma colimação desejada de 160 mm, levando em conta a utilização de uma CITL de 100 mm, é referente a implementação de 2 passos ou 3 passos. O comprimento integrado de 200 mm é suficiente, de acordo com

o requisito da IEC (2010); no entanto, o comprimento integrado de 300 mm também é recomendado. Este estudo realizou ambas as abordagens para fazer uma avaliação comparativa. Sendo assim, no caso de 2 passos, as medições foram feitas nos lados esquerdo e direito do feixe em relação ao isocentro (consequentemente, as médias dessas medidas precisaram ser somadas); e para 3 passos, as medições foram feitas no centro, lado esquerdo e lado direito do feixe em relação ao isocentro (consequentemente, as médias dessas medidas precisaram ser somadas).

As medições foram feitas respeitando a necessidade de uma distância maior que a metade da colimação desejada, entre a mesa do aparelho de TC e a borda do comprimento ativo da CITL de 100 mm, afim de evitar qualquer radiação espalhada proveniente da mesa (IAEA, 2011). A recomendação da IAEA é utilizar uma distância maior que a metade do comprimento integrado. O comprimento integrado mínimo é $(N \times T) + 40$ mm. Portanto, para uma colimação desejada de 160 mm, a distância deve ser de pelo menos 120 mm. Este estudo utilizou uma distância igual a 160 mm para fins conservadores. A referida distância foi implementada através de uma régua plástica de 300 mm para precisão, conforme recomendado pela IAEA (2011); e um bloco de polietileno foi utilizado para fins de suporte. O protocolo experimental mencionado é apresentado na Figura 7.

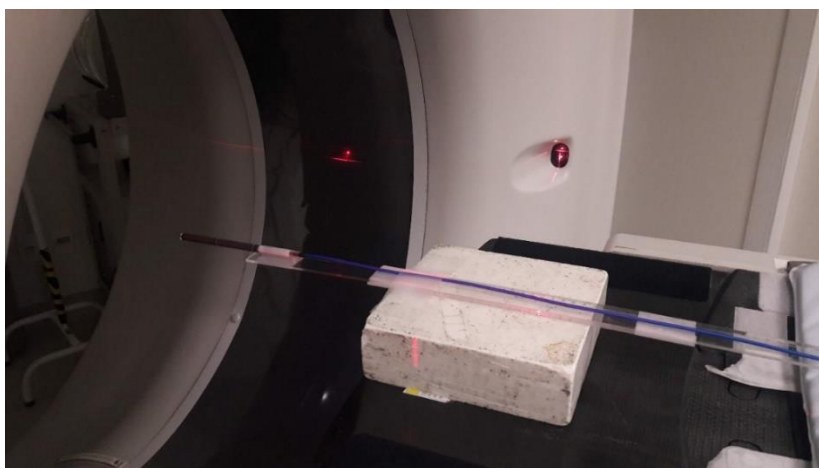


Figura 7: Protocolo experimental para dosimetria no ar (Fonte: o autor).

Uma CITL de 300 mm de comprimento ativo também foi utilizada para validar os resultados obtidos com a CITL de 100 mm. O comprimento ativo desta CITL de 300 mm garantiu a necessidade de apenas uma posição de medição. Este procedimento foi descrito como a medição em 1 passo. Sendo assim, o protocolo experimental para dosimetria no ar foi idêntico ao usado para a CITL de 100 mm.

Todos os índices de dose em TC discutidos acima foram obtidos através de varredura em modo axial, considerando um único corte e a mesa parada, bem como tempo de rotação de tubo de raios X de 1 s e 100 mA; para em seguida realizar a normalização por 100 mAs. Posteriormente, estes índices normalizados resultaram no

respectivo valor de CTDI ponderado normalizado corrigido para a colimação desejada (CTDI_w corrigido); em outras palavras, CTDI_{100,(N×T)>40}.

3.2.2. Colimação de Referência

A instrução dada pela IAEA (2011) em relação à colimação de referência está baseada numa condição de trabalho ideal, a qual provavelmente representa a realidade para muitos pesquisadores e físicos médicos em instituições de saúde ao redor do mundo. Por exemplo, WEIR e ZHANG (2018) tiveram acesso a menor colimação fornecida pelo aparelho de TC - um aparelho de TC de feixe cônico largo do modelo intitulado Revolution CT®, desenvolvido pela GE Medical Systems – para a realização de um estudo dosimétrico, viabilizando assim a utilização da mesma como colimação de referência. No entanto, no presente estudo, a condição de trabalho disponibilizada pela instituição de saúde privada que assinou uma parceria científica não foi favorável a esse respeito. O modo de serviço do aparelho de TC não foi disponibilizado; portanto, a menor colimação disponível para uso neste cenário não ideal, a colimação de 40 mm, foi implementada como colimação de referência.

A preocupação com o tema colimação de referência foi apresentada por ABUHAIMED *et al.* (2014) durante a avaliação da metodologia recomendada pela IAEA. Na implementação de um estudo dosimétrico utilizando a técnica de Monte Carlo, um aparelho de TC de feixe cônico para radioterapia foi simulado; permitindo assim uma avaliação comparativa especificamente entre o uso do feixe de 20 mm e do feixe de 40 mm como referência. Foi encontrada uma diferença de ± 1 % entre a dosimetria realizada com a colimação de referência de 20 mm e a dosimetria realizada com a colimação de referência de 40 mm. Este resultado comprova que a aplicação da colimação de 40 mm como referência, na dosimetria realizada no presente estudo, não representou uma limitação. Além disto, se o critério de orientação para uso da metodologia dosimétrica convencional é estabelecido para feixes de até 40 mm, segundo o IPEM (PLATTEN *et al.*, 2013) e a Associação Americana de Físicos em Medicina (do inglês, *American Association of Physicists in Medicine* - AAPM) (AAPM, 2019a), a consideração da colimação de 40 mm como uma opção para colimação de referência é viável.

3.3. Materiais Dosimétricos

Os materiais dosimétricos utilizados no estudo foram 2 objetos simuladores cilíndricos de TC - padrão de cabeça (160 mm de diâmetro) e padrão de corpo (320 mm de diâmetro) - e 1 conjunto dosimétrico de TC desenvolvidos pela Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW GmbH, Friburgo, Baden-Württemberg, Alemanha).

O conjunto dosimétrico de TC consistiu em uma CITL de 100 mm do modelo TM30009, um adaptador do modelo T16018 e um eletrômetro DIADOS E do modelo T11035. Esta CITL de 100 mm é uma câmara cilíndrica não selada calibrada em termos de produto kerma no ar-comprimento no Laboratório de Produtos para Saúde (LABPROSAUD – localizado em Salvador, Bahia, Brasil); para as qualidades de feixe de raios X RQT-8 camada semi-redutora (do inglês, *half-value layer* - HVL) = 6,90 mm de alumínio, RQT-9 HVL = 8,40 mm de alumínio e RQT-10 HVL = 10,10 mm de alumínio, conforme definido pela IEC (2005). A calibração foi obtida usando um campo de radiação com largura de 42,00 mm e altura de 21,00 mm, bem como uma distância entre o plano de medição e o ponto focal igual a 1 metro. A incerteza associada com a referida calibração, incerteza expandida (fator de abrangência, $k = 2$), foi de 2,40 % para cada uma das qualidades de radiação; a qual está declarada no certificado de calibração de número LABPROSAUD-C246-19.

A CITL de 300 mm do modelo TM30017 referente ao mesmo fabricante, implementada na fase de validação dos resultados obtidos com a CITL de 100 mm, é uma câmara cilíndrica não selada calibrada em termos de produto kerma no ar-comprimento na Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB, Brunsvique, Baixa Saxônia, Alemanha); para as qualidades de feixe de raios X RQT-8 HVL = 6,90 mm de alumínio, RQT-9 HVL = 8,40 mm de alumínio e RQT-10 HVL = 10,10 mm de alumínio, conforme definido pela IEC (2005). A calibração foi obtida através do seguinte arranjo geométrico: uma abertura retangular com largura de 81,55 mm e altura de 30,40 mm foi centralizada no eixo do feixe a uma distância de 97,95 cm do ponto focal; em seguida a câmara foi posicionada - na horizontal - perpendicularmente ao eixo do feixe, com o centro do anel marcador de cor vermelha no meio da câmara, o qual estava a 1 metro do ponto focal. A incerteza associada com a referida calibração, incerteza expandida (fator de abrangência, $k = 2$), foi de 1,50 % para cada uma das qualidades de radiação; a qual está declarada no certificado de calibração de número PTB-60061-14.

Tanto a CITL de 100 mm quanto a CITL de 300 mm utilizadas no estudo são mostradas na Figura 8.

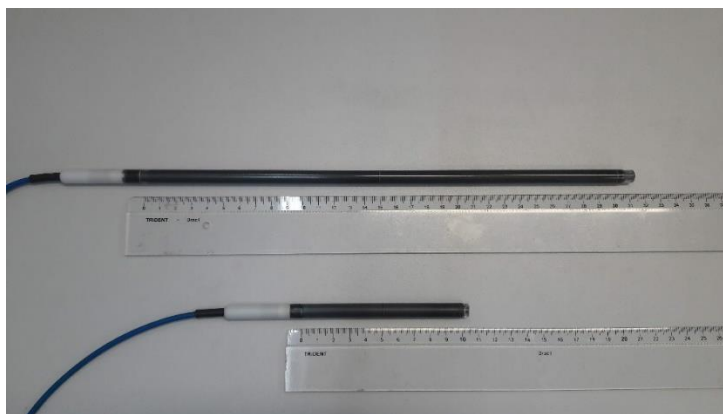


Figura 8: CITL de 100 mm e CITL de 300 mm utilizadas no estudo (Fonte: o autor).

3.4. Incerteza

3.4.1. Componentes de Incerteza

O presente estudo está baseado nas instruções fornecidas pelo documento *Evaluation of measurement data - Guide to the expression of Uncertainty in Measurement (GUM)* (2008) do Comitê Conjunto para Guias de Metrologia/Escritório Internacional de Pesos e Medidas (do inglês e do francês, *Joint Committee for Guides in Metrology/Bureau International des Poids et Mesures - JCGM/BIPM*) para a análise e expressão da incerteza, levando em conta 10 componentes de incerteza. Estas componentes estão descritas na Tabela 1; para exemplificar a análise aplicada a cada caso de método de passo, bem como cada caso de configuração de tensão do tubo de raios X e filtro de modelagem do feixe investigados.

Tabela 1: Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe extra pequeno.

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	11,89	0,31	-	mGy	2,61		
CTDI _{ar,40}	13,70	0,01	-	mGy	0,07		
CTDI _w	7,08	0,37	-	mGy	5,23		
Voltagem do tubo	80,00	-	0,29	kV	0,36		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,99	11,98
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	6,15	-	0,07	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

O referido exemplo de análise enfatiza a seguinte característica encontrada em todos os resultados do presente estudo, levando em conta a incerteza padrão relativa: as componentes de incerteza que mais contribuíram para a incerteza foram provenientes da avaliação Tipo A. Embora as componentes oriundas da avaliação Tipo B não tenham contribuído de modo significativo, a componente que apresentou a maior contribuição está relacionada com o certificado de calibração da CITL.

3.4.2. Análise de Incerteza no Processo Total de Medição de Dose em TC de Feixe Cônico Largo

Tomando as derivadas parciais de cada variável apresentada na Equação 24, a Equação 25 e a Equação 26 foram encontradas para o processo total de medição de dose em TC de feixe cônico largo:

$$\sigma_{CTDI_{100,ref}}^2 = \left(\frac{1}{3}\right)^2 \sigma_c^2 + \left(\frac{2}{3}\right)^2 \sigma_p^2 \quad \text{Equação 25}$$

$$\sigma_{CTDI_{100,(N_{xT})>40}}^2 = \left(\frac{CTDI_{ar,N_{xT}}}{CTDI_{ar,ref}}\right)^2 \sigma_{CTDI_{100,ref}}^2 + \left(\frac{CTDI_{100,ref}}{CTDI_{ar,ref}}\right)^2 \sigma_{CTDI_{ar,N_{xT}}}^2 + \left(\frac{CTDI_{ar,N_{xT}} \cdot CTDI_{100,ref}}{CTDI_{ar,ref}}\right)^2 \sigma_{CTDI_{ar,ref}}^2 \quad \text{Equação 26}$$

Onde:

σ_c^2 e σ_p^2 foram obtidos por meio de um conjunto de medidas referentes ao orifício central e aos orifícios periféricos, respectivamente;

$\sigma_{CTDI_{ar,N_{xT}}}^2$ e $\sigma_{CTDI_{ar,ref}}^2$ foram contribuições estatísticas.

CAPÍTULO IV

4. Resultados

4.1. Influência Direta do FB no $CTDI_{ar,160}$

A Figura 9 demonstra a influência direta do FB no $CTDI_{ar,160}$, considerando o número de passos e a CITL, para todos os valores de tensão do tubo de raios X disponíveis. Os valores de S-FOV fornecidos pelo Aquilion ONE ViSION Edition® são 180 mm, 240 mm, 320 mm, 400 mm e 500 mm; os quais correspondem aos seguintes tamanhos do FB: extra pequeno (SS), pequeno (S), médio (M), grande (L) e extra grande (LL), respectivamente.

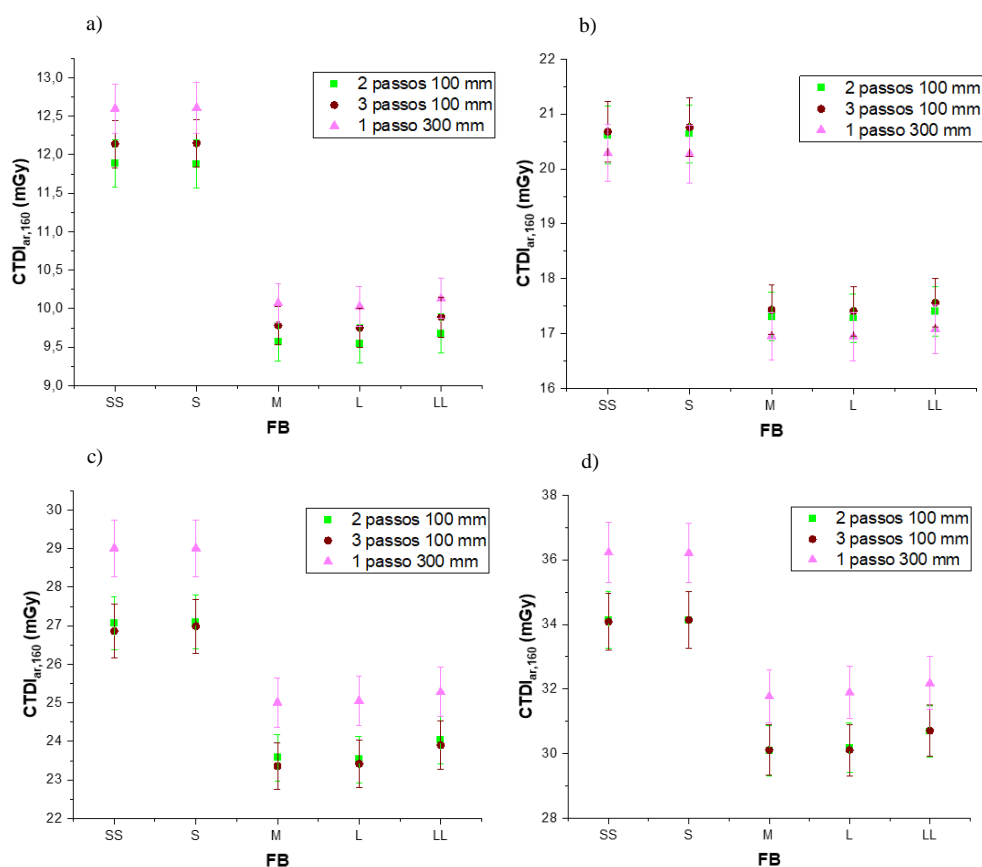


Figura 9: Comparação dos valores médios de $CTDI_{ar,160}$, em relação ao número de passos e a CITL, para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV.

4.2. Principal Componente de Incerteza para a Dosimetria em TC de Feixe Cônico Largo

A principal componente de incerteza para a dosimetria em TC de feixe cônico largo é apresentada na Figura 10. Considerando o tamanho do FB, a Figura 10 mostra a incerteza padrão relativa referente ao $CTDI_w$; a qual está relacionada à tensão do tubo de raios X.

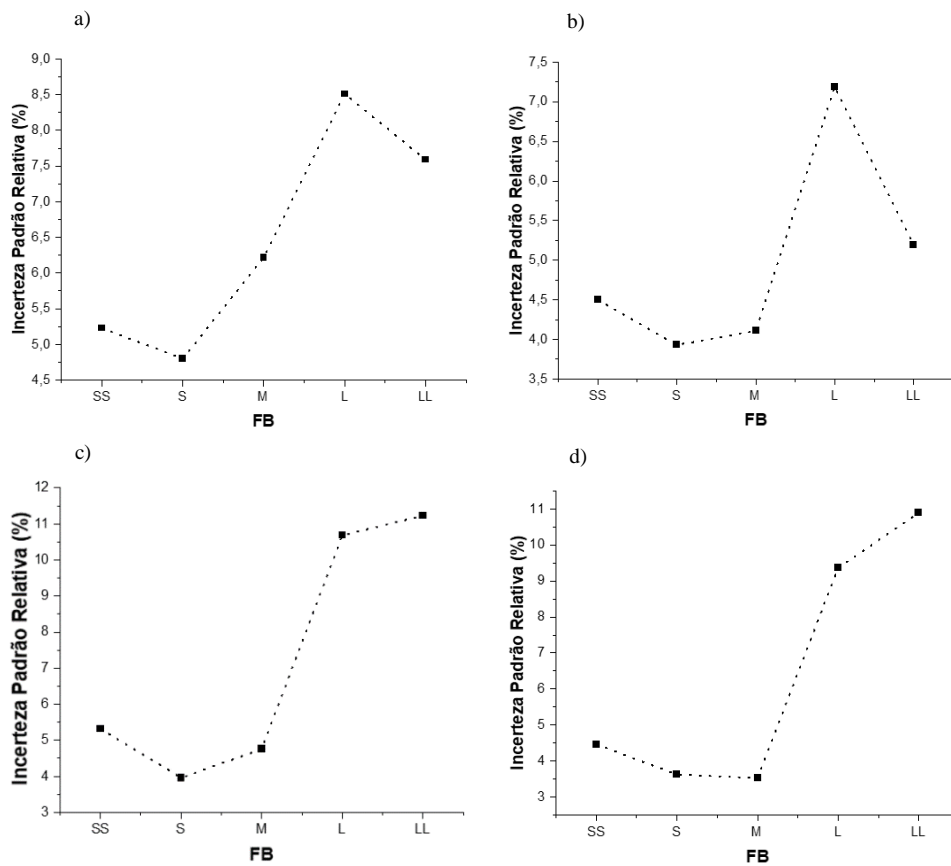


Figura 10: Avaliação da incerteza padrão relativa referente ao $CTDI_w$ para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV.

4.3. Incertezas Associadas ao Processo Total de Medição de Dose

As incertezas associadas ao processo total de medição de dose estão representadas na Tabela 2. Considerando o tamanho do FB, a Tabela 2 mostra a incerteza expandida ($k = 2$); a qual está relacionada à tensão do tubo de raios X.

Tabela 2: Avaliação da incerteza expandida ($k = 2$) para todas as possibilidades de tensão do tubo de raios X.

Voltagem do Tubo (kV)	FB	Incerteza Expandida (%)
80	SS	11,98
	S	11,24
	M	13,74
	L	18,00
	LL	16,24
100	SS	10,68
	S	9,76
	M	10,08
	L	15,48
	LL	11,90
120	SS	12,08
	S	9,82
	M	11,12
	L	22,12
	LL	23,20
135	SS	10,62
	S	9,26
	M	9,10
	L	19,58
	LL	22,56

4.4. $CTDI_{100,160>40}$ para a CITL de 100 mm com 2 Passos

Os resultados da implementação da metodologia dosimétrica recomendada pela IAEA utilizando a CITL de 100 mm com 2 passos, de acordo com o FB, são mostrados na Figura 11; para todos os valores de tensão do tubo de raios X disponíveis.

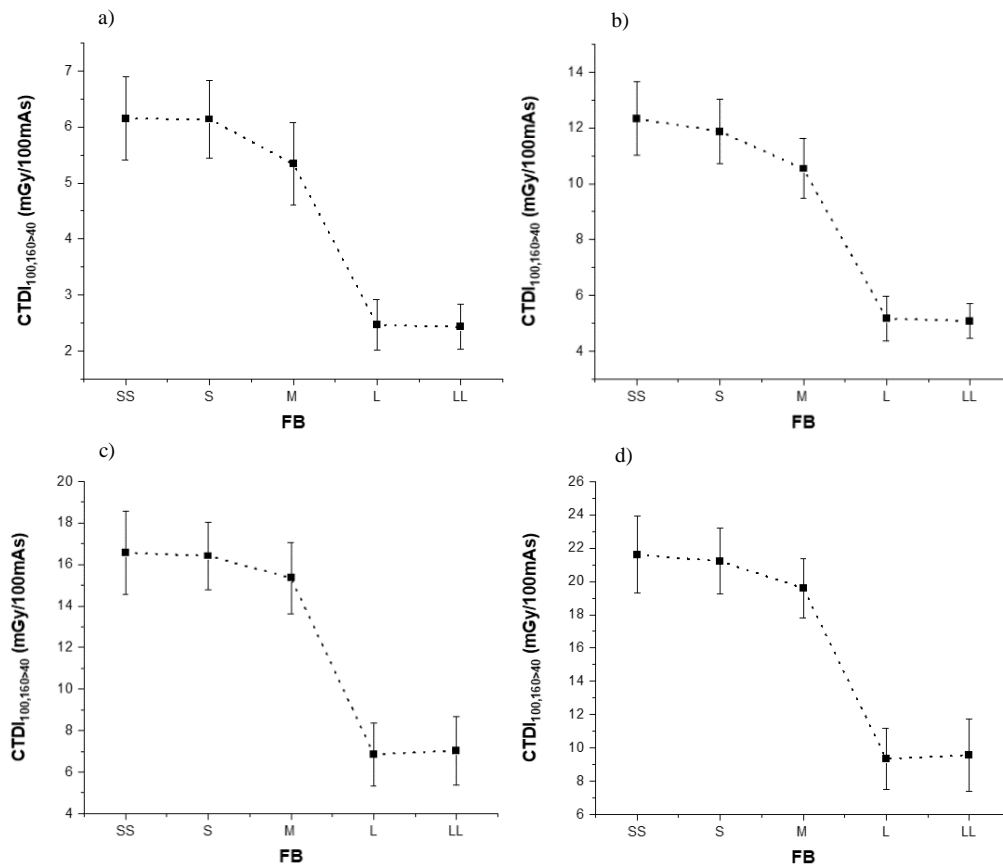


Figura 11: Valores de $CTDI_{100,160>40}$ resultantes da dosimetria realizada com 2 passos da CITL de 100 mm para quatro tensões do tubo de raios X: a) 80 kV; b) 100 kV; c) 120 kV; e d) 135 kV.

CAPÍTULO V

5. Discussão

A pesquisa na área da dosimetria em TC de feixe cônico largo forneceu os primeiros resultados em 2009. GELEIJNS *et al.* (2009) desenvolveram um estudo inovador, com base em ensaios experimentais e computacionais, no aparelho de TC intitulado Aquilion ONE®; o qual foi lançado pela Canon em 2007 como sendo o primeiro aparelho de TC equipado com a tecnologia de feixe cônico largo. A discussão de dados a seguir busca revelar os resultados de uma análise dosimétrica sob o ponto de vista da configuração de tensão do tubo de raios X e tamanho do FB, bem como da respectiva avaliação da incerteza. Esta discussão complementa a pesquisa iniciada por GELEIJNS *et al.* (2009) e atualiza o modelo do aparelho de TC estudado (porque são do mesmo fabricante e da mesma família tecnológica, porém diferem quanto às melhorias feitas nas ferramentas de aquisição para otimização dos exames).

A avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose forneceu esclarecimentos. De acordo com a Figura 10, a incerteza padrão relativa referente ao $CTDI_w$ apresentou valores específicos para cada cenário estudado - configuração de tensão e FB – devido a referida componente proveniente do $CTDI_w$ ter feito a maior contribuição para a incerteza; resultando em um impacto direto na incerteza expandida (vide Tabela 2). Embora as componentes referentes ao $CTDI_{ar,160}$ e ao certificado de calibração da CITL também tenham representado contribuições relevantes para a incerteza, conforme descrito na Tabela 1, valores distintos não foram apresentados à medida que cada cenário foi sendo analisado.

5.1. $CTDI_{ar,160}$

Os valores de $CTDI_{ar,160}$ obtidos pela dosimetria de 2 passos com a CITL de 100 mm foram iguais para os tamanhos do FB SS e S. Da mesma forma, os valores resultantes da dosimetria de 3 passos também foram iguais para estes filtros, conforme constatado na Figura 9. A aplicação da mesma análise individual em relação à dosimetria realizada com 2 passos e 3 passos, para os demais tamanhos do FB, resultou na identificação de valores de $CTDI_{ar,160}$ semelhantes.

Os valores de $CTDI_{ar,160}$ obtidos pela dosimetria de 1 passo com a CITL de 300 mm foram maiores do que os respectivos valores obtidos pela dosimetria de 2 e 3 passos com a CITL de 100 mm, considerando cada configuração de tensão e FB (vide Figura 9). A exceção foi apresentada nos resultados provenientes da utilização da tensão de 100 kV; a qual ocorreu devido à dosimetria ter sido realizada com o tubo de raios X em distinto estágio de desempenho (especificamente no caso desta tensão de 100 kV, após

o término dos ensaios dosimétricos utilizando a CITL de 100 mm, houve um intervalo de 4 meses em relação ao início dos ensaios dosimétricos com a CITL de 300 mm). Entretanto, analisando um padrão comparativo de resultados agrupados por tamanho do FB, verificou-se que as maiores diferenças entre os valores médios estão relacionadas às dosimetrias que implementaram 120 kV e 135 kV; sendo elas: aproximadamente 7 % (SS e S) e 6 % (M, L e LL) para 120 kV, bem como aproximadamente 6 % (SS e S) e 5 % (M, L e LL) para 135 kV. Estas evidências comprovaram a viabilidade do protocolo experimental para dosimetria no ar recomendado pela IAEA.

Os resultados discutidos acima levaram ao estabelecimento de uma recomendação, por parte do presente estudo, sobre a relevância da CITL de 300 mm para a rotina clínica: instituições de saúde que têm a CITL de 300 mm em seu departamento de física médica – ou existe a possibilidade de obtê-la – devem considerar a compatibilidade deste tipo de CITL com a metodologia recomendada pela IAEA e implementá-la nos testes dosimétricos; pois esse procedimento simplificará a parte de medição de dose no ar (a CITL não precisará ser movida ao longo do feixe), permitindo também resultados tão consistentes quanto os obtidos por meio dos métodos de passos com a CITL convencional.

5.2. Incerteza

A avaliação das componentes de incerteza estabeleceu a componente decorrente da dosimetria do $CTDI_w$ como sendo a principal. Na literatura, um estudo desenvolvido por ROSENDAHL *et al.* (2019) citou esta mesma evidência e apresentou como justificativa o fato do tubo de raios X não ter uma posição inicial fixa quando cada prática de exposição começa no Aquilion ONE®. Este fato se torna mais crítico a partir da consideração da radiação espalhada proveniente da atenuação total pela mesa do aparelho de TC, devido à mesa estar dentro do feixe. Além disto, a utilização de dois objetos simuladores cilíndricos também explica a característica estabelecida pelo presente estudo. Neste sentido, a dosimetria realizada com o objeto simulador de 160 mm de diâmetro para os tamanhos do FB SS, S e M; bem como com o objeto simulador de 320 mm de diâmetro para os tamanhos do FB L e LL - de acordo com as instruções fornecidas pelo fabricante do aparelho de TC no documento *Advice from STUK/september 2012: Guidelines for paediatric CT examinations* (2012) da Autoridade de Segurança Nuclear e de Radiação na Finlândia (do finlandês, *Säteilyturvakeskus* - STUK) - contribuiu para os seguintes valores de incerteza padrão relativa: 5-6 % e 8 %, respectivamente, na implementação de 80 kV; e 4-5 % e 11 %, respectivamente, na implementação de 120 kV. A justificativa para estas tendências crescentes (vide Figura 10) está baseada no Efeito Compton, pois a utilização de um objeto simulador de 320 mm de diâmetro para os casos de tamanhos maiores do FB está diretamente relacionada com o aumento da radiação espalhada; a qual conseqüentemente resulta numa menor contribuição para o sinal gerado na CITL.

A análise das incertezas associadas ao processo total de medição de dose desempenha um papel fundamental na avaliação da consistência de todo o protocolo

experimental proposto como metodologia para dosimetria em feixes cônicos largos. Portanto, o presente estudo analisou a incerteza expandida ($k = 2$), considerando o método de 2 passos e os tamanhos do FB, e encontrou valores na faixa de 9-23 % (vide Tabela 2). Uma publicação conjunta da AAPM e da Federação Europeia das Organizações de Física Médica (do inglês, *European Federation of Organisations for Medical Physics* - EFOMP) define a tolerância de até 20 % como recomendação referente a incerteza (AAPM, 2019b); e apenas para os casos dos tamanhos do FB L e LL utilizando 120 kV, bem como do tamanho do FB LL utilizando 135 kV, não foram constatadas as respectivas concordâncias com a recomendação. Embora estes referidos resultados não estejam em conformidade com a recomendação internacional, eles foram apenas 2 % ou 3 % maiores do que o limite estabelecido.

5.3. $CTDI_{100,160>40}$

Os valores de $CTDI_{100,160>40}$ provenientes da dosimetria realizada com 2 passos da CITL de 100 mm, bem como das demais partes dosimétricas, levaram à observação de padrões que correspondem aos resultados obtidos na dosimetria do $CTDI_w$. Como a Figura 11 mostrou um agrupamento de valores para os tamanhos do FB SS, S e M; e outro agrupamento de valores para os tamanhos do FB L e LL, foi observada uma correspondência com a tendência apresentada pelos valores de incerteza padrão relativa referente a dosimetria do $CTDI_w$. A explicação para a evidência citada está relacionada com a definição da metodologia recomendada, pois consiste em uma adaptação da dosimetria do $CTDI_w$. Em outras palavras, como esperado, a dosimetria do $CTDI_w$ apresenta o maior impacto dosimétrico, dentre todas as partes constituintes da metodologia recomendada.

CAPÍTULO VI

6. Conclusões

O presente estudo realizou o protocolo experimental de dosimetria no ar, por meio dos métodos de dois passos e três passos, utilizando a CITL de 100 mm; e através da comparação com um método de dosimetria em passo único com a CITL de 300 mm, os resultados demonstraram que estes métodos de dois passos e três passos são viáveis.

Ao aplicar o fator de abrangência $k = 2$, a concordância dos valores de incerteza expandida com o nível de tolerância de 20 % recomendado pela AAPM e EFOMP foi demonstrada. Sendo assim, a metodologia dosimétrica recomendada pela IAEA é consistente com a análise de todas as componentes de incerteza.

A apresentação dos valores de $CTDI_{100,160>40}$ resultantes da dosimetria realizada com 2 passos da CITL de 100 mm, bem como das demais partes dosimétricas, indicou a existência de padrões que correspondem aos resultados encontrados na dosimetria do $CTDI_w$. Portanto, a dosimetria do $CTDI_w$ representa a parte de maior impacto, dentre todas as partes constituintes da metodologia recomendada pela IAEA.

CAPÍTULO VII

7. Trabalho Futuro

Como continuação do estudo, pretende-se:

Estudar as doses recebidas por pacientes pediátricos em exames de angiografia de tórax e exames de tórax de alta resolução, realizados no mesmo aparelho de TC de feixe cônico largo da instituição de saúde privada.

CAPÍTULO VIII

8. Suporte Financeiro

O presente estudo teve o apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), através de uma bolsa de doutorado vinculada ao contrato nº 167603/2018-3.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM (American Association of Physicists in Medicine), 2019a, *Performance evaluation of computed tomography systems, The report of AAPM task group 233*, AAPM report n° 233, American Association of Physicists in Medicine, Alexandria, Estados Unidos da América.
- AAPM (American Association of Physicists in Medicine), 2019b, *Estimating patient organ dose with computed tomography: A review of present methodology and required DICOM information, A joint report of AAPM task group 246 and the European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP)*, AAPM report n° 246, American Association of Physicists in Medicine, Alexandria, Estados Unidos da América.
- ABUHAIMED, A., MARTIN, C. J., SANKARALINGAM, M., *et al.*, 2014, “An assessment of the efficiency of methods for measurement of the computed tomography dose index (CTDI) for cone beam (CBCT) dosimetry by Monte Carlo simulation”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 59, n. 21, pp. 6307-6326. DOI: 10.1088/0031-9155/59/21/6307.
- ANDRADE, M. E. A., 2008, *Avaliação da qualidade de imagem e do índice volumétrico de Kerma Ar em tomografia computadorizada (C_{VOL}) em Recife*, Dissertação de M.Sc., Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Recife, Brasil.
- BAPTISTA, M., DI MARIA, S., VIEIRA, S., *et al.*, 2019, “Dosimetric assessment of the exposure of radiotherapy patients due to cone-beam CT procedures”, *Radiation and Environmental Biophysics*, v. 58, n. 1, pp. 21-37. DOI: 10.1007/s00411-018-0760-7.
- BOONE, J. M., 2007, “The trouble with CTDI₁₀₀”, *Medical Physics*, v. 34, n. 4, pp. 1364-1371. DOI: 10.1118/1.2713240.
- BUCKLEY, J. G., WILKINSON, D., MALARODA, A., *et al.*, 2017, “Investigation of the radiation dose from cone-beam CT for image-guided radiotherapy: A comparison of methodologies”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 19, n. 1, pp. 174-183. DOI: 10.1002/acm2.12239.
- BUJILA, R., KULL, L., DANIELSSON, M., *et al.*, 2018, “Applying three different methods of measuring CTDI_{free air} to the extended CTDI formalism for wide-beam scanners (IEC 60601-2-44): A comparative study”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 19, n. 4, pp. 281-289. DOI: 10.1002/acm2.12363.
- BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M. JR., *et al.*, 2021, *The essential physics of medical imaging*, 4th edition, Filadélfia, Wolters Kluwer.
- CORREA, S. M. B. B., 2003, *Probabilidade e Estatística*, 2ª edição, Belo Horizonte, PUC Minas Virtual.

- DAMILAKIS, J., 2021, “What has been achieved and what remains to be done”, *Investigative Radiology*, v. 56, n. 1, pp. 62-68. DOI: 10.1097/RLI.0000000000000727.
- DANIEL, W. W., CROSS, C. L., 2013, *Biostatistics: A foundation for analysis in the health sciences*, 10th edition, Hoboken, Wiley.
- DIXON, R. L., 2003, “A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI”, *Medical Physics*, v. 30, n. 6, pp. 1272-1280. DOI: 10.1118/1.1576952.
- DIXON, R. L., 2019, *The physics of CT dosimetry: CTDI and beyond*, 1st edition, Boca Raton, CRC Press.
- DIXON, R. L., BALLARD, A. C., 2007, “Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond CTDI₁₀₀”, *Medical Physics*, v. 34, n. 8, pp. 3399-3413. DOI: 10.1118/1.2757084.
- DIXON, R. L., MUNLEY, M. T., BAYRAM, E., 2005, “An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose”, *Medical Physics*, v. 32, n. 12, pp. 3712-3728. DOI: 10.1118/1.2122507.
- EFOMP (European Federation of Organisations for Medical Physics), 2019, *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT)*, EFOMP-ESTRO-IAEA protocol, European Federation of Organisations for Medical Physics, Utrecht, Holanda.
- GELEIJNS, J., ARTELLS, M. S., BRUIN, P. W. D., *et al.*, 2009, “Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 54, n. 10, pp. 3141-3159. DOI: 10.1088/0031-9155/54/10/012.
- HARA, T., NIWA, S., URIKURA, A., *et al.*, 2019, “Assessment of longitudinal beam property and contrast uniformity for 256- and 320-row area detector computed tomography scanners in the 160-mm nonhelical volume-acquisition mode”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 20, n. 8, pp. 164-170. DOI: 10.1002/acm2.12670.
- HU, N., MCLEAN, D., 2014, “Measurement of radiotherapy CBCT dose in a phantom using different methods”, *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, v. 37, n. 4, pp. 779-789. DOI: 10.1007/s13246-014-0301-x.
- IAEA (International Atomic Energy Agency), 2007, *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*, technical reports series n° 457, International Atomic Energy Agency, Viena, Áustria.
- IAEA (International Atomic Energy Agency), 2011, *Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners*, IAEA human health report n° 5, International Atomic Energy Agency, Viena, Áustria.
- IEC (International Electrotechnical Commission), 2005, *Medical diagnostic X-ray equipment, Radiation conditions for use in the determination of characteristics*, IEC-61267, International Electrotechnical Commission, Genebra, Suíça.
- IEC (International Electrotechnical Commission), 2010, *Medical electrical equipment, Part 2-44 Edition 3 Amendment 1, Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography*, IEC-60601-2-44-

Edition3-Amendment1, Committee Draft (CD) 62B/804/CD, International Electrotechnical Commission, Geneva, Suíça.

JCGM/BIPM (Joint Committee for Guides in Metrology/Bureau International des Poids et Mesures), 2008, *Evaluation of measurement data - Guide to the expression of Uncertainty in Measurement (GUM): GUM 1995 with minor corrections*, JCGM 100, Joint Committee for Guides in Metrology/Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres, França.

KANG, E.-J., 2019, “Clinical applications of wide-detector CT scanners for cardiothoracic imaging: An update”, *Korean Journal of Radiology*, v. 20, n. 12, pp. 1583-1596. DOI: 10.3348/kjr.2019.0327.

KOTZ, S., DORP, J. R. V., 2004, *Beyond Beta: Other continuous families of distributions with bounded support and applications*, 1st edition, Singapura, World Scientific Publishing Company.

KYRIAKOU, Y., DEAK, P., LANGNER, O., *et al.*, 2008, “Concepts for dose determination in flat-detector CT”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 53, n. 13, pp. 3551-3566. DOI: 10.1088/0031-9155/53/13/011.

LI, Y., JIANG, Y., LIU, H., *et al.*, 2022, “A phantom study comparing low-dose CT physical image quality from five different CT scanners”, *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, v. 12, n. 1, pp. 766-780. DOI: 10.21037/qims-21-245.

LIN, P.-J. P., HERRNSDORF, L., 2010, “Pseudohelical scan for the dose profile measurements of 160-mm-wide cone-beam MDCT”, *American Journal of Roentgenology*, v. 194, n. 4, pp. 897-902. DOI: 10.2214/AJR.09.3048.

LIN, X., ZHUO, W., LIU, H., *et al.*, 2022, “Potential of fluid dynamic bowtie filter for dose reduction and image quality improvement of cone-beam CT”, *Applied Sciences*, v. 12, n. 18, 9346. DOI: 10.3390/app12189346.

LU, H., YE, X., ZHANG, H., *et al.*, 2021, “Study on a specific test method for dosimetric characterization of ultra-wide detector computed tomography”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 193, n. 1, pp. 55-65. DOI: 10.1093/rpd/ncab021.

MARTIN, C. J., 2008, “Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 128, n. 4, pp. 389-412. DOI: 10.1093/rpd/ncm495.

MORI, S., ENDO, M., NISHIZAWA, K., *et al.*, 2005, “Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry”, *Medical Physics*, v. 32, n. 4, pp. 1061-1069. DOI: 10.1118/1.1877852.

NAGEL, H. D., 2002, *Radiation exposure in computed tomography: Fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology*, 4th edition, Hamburgo, CTB Publications.

NAKONECHNY, K. D., FALLONE, B. G., RATHEE, S., 2005, “Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in CT”, *Medical Physics*, v. 32, n. 1, pp. 98-109. DOI: 10.1118/1.1835571.

- PACE, M., BONANNO, E., BORZÌ, G. R., *et al.*, 2023, “Organ dose in CT: Comparison between measurements and computational methods”, *Physica Medica*, v. 112, 102627. DOI: 10.1016/j.ejmp.2023.102627.
- PACÍFICO, L. D. C., 2020, *Caracterização das qualidades de radioproteção N10 a N150 no laboratório de metrologia do departamento de ciências radiológicas LABMETRO/DCR/IBRAG/UERJ*, Dissertação de M.Sc., Programa de Pós-Graduação em Física Médica do IBRAG/UERJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- PLATTEN, D. J., CASTELLANO, I. A., CHAPPLE, C.-L., *et al.*, 2013, “Radiation dosimetry for wide-beam CT scanners: Recommendations of a working party of the Institute of Physics and Engineering in Medicine”, *British Journal of Radiology*, v. 86, 20130089. DOI: 10.1259/bjr.20130089.
- RIGSBY, C. K., MCKENNEY, S. E., HILL, K.D., *et al.*, 2018, “Radiation dose management for pediatric cardiac computed tomography: A report from the Image Gently ‘Have-A-Heart’ campaign”, *Pediatric Radiology*, v. 48, n. 1, pp. 5-20. DOI: 10.1007/s00247-017-3991-x.
- ROSENDAHL, S., BÜERMANN, L., BOROWSKI, M., *et al.*, 2019, “CT beam dosimetric characterization procedure for personalized dosimetry”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 64, n. 7, 075009. DOI: 10.1088/1361-6560/ab0e97.
- RUSSO, P., 2018, *Handbook of X-ray imaging: Physics and technology*, 1st edition, Boca Raton, CRC Press.
- SAMEI, E., PELC, N. J., 2020, *Computed Tomography: Approaches, applications and operations*, 1st edition, Cham, Springer.
- STUK (Säteilyturvakeskus), 2012, *Advice from STUK/september 2012: Guidelines for paediatric CT examinations*, STUK protocol, Säteilyturvakeskus, Helsinque, Finlândia.
- TREB, K., LI, K., 2020, “Accuracy of weighted CTDI in estimating average dose delivered to CTDI phantoms: An experimental study”, *Medical Physics*, v. 47, n. 12, pp. 6484-6499. DOI: 10.1002/mp.14528.
- VERFAILLIE, G., RUTTEN, J., DEWULF, L., *et al.*, 2024, “Influence of X-ray spectrum and bowtie filter characterisation on the accuracy of Monte Carlo simulated organ doses: Validation in a whole-body CT scanning mode”, *Physica Medica*, v. 127, 104837. DOI: 10.1016/j.ejmp.2024.104837.
- WEIR, V. J., ZHANG, J., 2018, “Radiation dose measurements in a 256-slice computed tomography scanner”, *Journal of Medical Physics*, v. 43, n. 2, pp. 85-92. DOI: 10.4103/jmp.JMP_129_17.
- YANG, K., RUAN, C., LI, X., *et al.*, 2019, “Data of CT bow tie filter profiles from three modern CT scanners”, *Data in Brief*, v. 25, 104261. DOI: 10.1016/j.dib.2019.104261.
- ZHAO, A., FOPMA, S., AGRAWAL, R., 2022, “Demystifying the CT radiation dose sheet”, *RadioGraphics*, v. 42, n. 4, pp. 1239-1250. DOI: 10.1148/rg.210107.

ZHOU, H., BOONE, J. M., 2008, “Monte Carlo evaluation of $CTDI_{\infty}$ in infinitely long cylinders for water, polyethylene and PMMA with diameters from 10 mm – 500 mm”, *Medical Physics*, v. 35, n. 6, pp. 2424-2431. DOI: 10.1118/1.2921829.

ANEXO

A.1. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	11,88	0,31	-	mGy	2,61		
CTDI _{ar,40}	13,72	0,00	-	mGy	0,00		
CTDI _w	7,09	0,34	-	mGy	4,80		
Voltagem do tubo	80,00	-	0,29	kV	0,36		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,62	11,24
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	6,14	-	0,07	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.2. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe médio

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	9,57	0,25	-	mGy	2,61		
CTDI _{ar,40}	10,95	0,01	-	mGy	0,09		
CTDI _w	6,11	0,38	-	mGy	6,22		
Voltagem do tubo	80,00	-	0,29	kV	0,36		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	6,87	13,74
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	5,34	-	0,06	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.3. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	9,54	0,25	-	mGy	2,62		
CTDI _{ar,40}	10,90	0,02	-	mGy	0,18		
CTDI _w	2,82	0,24	-	mGy	8,51		
Voltagem do tubo	80,00	-	0,29	kV	0,36		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	9,00	18,00
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	2,47	-	0,03	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.4. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 80 kV e filtro de modelagem do feixe extra grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	9,68	0,25	-	mGy	2,58		
CTDI _{ar,40}	11,54	0,02	-	mGy	0,17		
CTDI _w	2,90	0,22	-	mGy	7,59		
Voltagem do tubo	80,00	-	0,29	kV	0,36		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	8,12	16,24
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	2,43	-	0,03	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.5. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 100 kV e filtro de modelagem do feixe extra pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	20,62	0,53	-	mGy	2,57		
CTDI _{ar,40}	23,41	0,00	-	mGy	0,00		
CTDI _w	14,00	0,63	-	mGy	4,50		
Voltagem do tubo	100,00	-	0,29	kV	0,29		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,34	10,68
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	12,33	-	0,15	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.6. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 100 kV e filtro de modelagem do feixe pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	20,64	0,53	-	mGy	2,57		
CTDI _{ar,40}	23,42	0,01	-	mGy	0,04		
CTDI _w	13,47	0,53	-	mGy	3,93		
Voltagem do tubo	100,00	-	0,29	kV	0,29		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	4,89	9,78
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	11,87	-	0,14	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.7. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 100 kV e filtro de modelagem do feixe médio

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	17,31	0,45	-	mGy	2,60		
CTDI _{ar,40}	19,58	0,02	-	mGy	0,10		
CTDI _w	11,92	0,49	-	mGy	4,11		
Voltagem do tubo	100,00	-	0,29	kV	0,29		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,29	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,05	10,10
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	10,54	-	0,13	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.8. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 100 kV e filtro de modelagem do feixe grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	17,28	0,44	-	mGy	2,55		
CTDI _{ar,40}	19,52	0,01	-	mGy	0,05		
CTDI _w	5,84	0,42	-	mGy	7,19		
Voltagem do tubo	100,00	-	0,29	kV	0,29		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,29	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	7,75	15,50
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	5,17	-	0,06	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.9. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 100 kV e filtro de modelagem do feixe extra grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	17,40	0,45	-	mGy	2,59		
CTDI _{ar,40}	20,42	0,01	-	mGy	0,05		
CTDI _w	5,97	0,31	-	mGy	5,19		
Voltagem do tubo	100,00	-	0,29	kV	0,29		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,29	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,96	11,92
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	5,08	-	0,06	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.10. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 120 kV e filtro de modelagem do feixe extra pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	27,06	0,69	-	mGy	2,55		
CTDI _{ar,40}	30,38	0,04	-	mGy	0,13		
CTDI _w	18,61	0,99	-	mGy	5,32		
Voltagem do tubo	120,00	-	0,29	kV	0,24		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	6,04	12,08
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	16,57	-	0,20	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.11. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 120 kV e filtro de modelagem do feixe pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	27,10	0,70	-	mGy	2,58		
CTDI _{ar,40}	30,41	0,03	-	mGy	0,10		
CTDI _w	18,42	0,73	-	mGy	3,96		
Voltagem do tubo	120,00	-	0,29	kV	0,24		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	4,92	9,84
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	16,42	-	0,20	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.12. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 120 kV e filtro de modelagem do feixe médio

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	23,58	0,60	-	mGy	2,54		
CTDI _{ar,40}	26,43	0,04	-	mGy	0,15		
CTDI _w	17,21	0,82	-	mGy	4,76		
Voltagem do tubo	120,00	-	0,29	kV	0,24		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,57	11,14
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	15,35	-	0,18	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.13. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 120 kV e filtro de modelagem do feixe grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	23,53	0,60	-	mGy	2,55		
CTDI _{ar,40}	26,34	0,08	-	mGy	0,30		
CTDI _w	7,68	0,82	-	mGy	10,68		
Voltagem do tubo	120,00	-	0,29	kV	0,24		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	11,07	22,14
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	6,86	-	0,08	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.14. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 120 kV e filtro de modelagem do feixe extra grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	24,04	0,62	-	mGy	2,58		
CTDI _{ar,40}	28,01	0,01	-	mGy	0,04		
CTDI _w	8,19	0,92	-	mGy	11,23		
Voltagem do tubo	120,00	-	0,29	kV	0,24		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	11,61	23,22
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	7,03	-	0,08	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.15. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 135 kV e filtro de modelagem do feixe extra pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	34,14	0,88	-	mGy	2,58		
CTDI _{ar,40}	38,58	0,03	-	mGy	0,08		
CTDI _w	24,43	1,09	-	mGy	4,46		
Voltagem do tubo	135,00	-	0,29	kV	0,21		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	5,31	10,62
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	21,62	-	0,26	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.16. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 135 kV e filtro de modelagem do feixe pequeno

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	34,13	0,88	-	mGy	2,58		
CTDI _{ar,40}	38,66	0,03	-	mGy	0,08		
CTDI _w	24,03	0,87	-	mGy	3,62		
Voltagem do tubo	135,00	-	0,29	kV	0,21		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	4,65	9,30
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	21,22	-	0,25	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.17. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 135 kV e filtro de modelagem do feixe médio

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	30,09	0,77	-	mGy	2,56		
CTDI _{ar,40}	33,91	0,07	-	mGy	0,21		
CTDI _w	22,11	0,78	-	mGy	3,53		
Voltagem do tubo	135,00	-	0,29	kV	0,21		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	4,57	9,14
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	19,61	-	0,23	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.18. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 135 kV e filtro de modelagem do feixe grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	30,18	0,77	-	mGy	2,55		
CTDI _{ar,40}	33,87	0,06	-	mGy	0,18		
CTDI _w	10,47	0,98	-	mGy	9,36		
Voltagem do tubo	135,00	-	0,29	kV	0,21		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	9,80	19,60
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	9,34	-	0,11	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

A.19. Avaliação das incertezas associadas ao processo total de medição de dose, de acordo com o método de 2 passos, utilizando a CITL de 100 mm; para a configuração de tensão do tubo de raios X de 135 kV e filtro de modelagem do feixe extra grande

Componente de Incerteza	Valor	Tipo A	Tipo B	Símbolo da Unidade	Incerteza Padrão Relativa (%)	Incerteza Padrão Combinada (%)	Incerteza Expandida (%) k = 2
CTDI _{ar,160}	30,69	0,79	-	mGy	2,57		
CTDI _{ar,40}	35,89	0,03	-	mGy	0,08		
CTDI _w	11,19	1,22	-	mGy	10,90		
Voltagem do tubo	135,00	-	0,29	kV	0,21		
Posicionamento da CITL	100,00	-	0,30	mm	0,29		
Temperatura	24,00	-	0,03	°C	0,12		
Pressão atmosférica	101,32	-	0,00	kPa	0,00	11,28	22,56
Produto corrente-tempo de exposição	100,00	-	0,29	mAs	0,29		
Certificado de calibração da CITL	9,57	-	0,11	mGy	1,20		
Resolução do eletrômetro	28,32	-	0,00	mGy.cm	0,00		

B. Artigo publicado na revista Radiation Measurements

Radiation Measurements 177 (2024) 107266



Contents lists available at ScienceDirect

Radiation Measurements

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radmeas



Wide cone beam CT dosimetry: Analysis of results and uncertainty evaluation

Fillipe M. de Jesus^{a,b,*}, Luciana T. Campos^{c,b}, Simone K. Renha^d, Priscila M.D.S. Dias^e, Leonardo D.C. Pacifico^b, Samara C.F. Machado^b, Vitor M. Sardenberg^e, Ricardo T. Lopes^a, Luís A.G. Magalhães^b

^a Nuclear Engineering Program (Programa de Engenharia Nuclear - PEN), Federal University of Rio de Janeiro (Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ), Rio de Janeiro, Brazil

^b Pediatric Computed Tomography Dosimetry Research Group, Department of Radiological Sciences (Departamento de Ciências Radiológicas - DCR), Rio de Janeiro State University (Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ), Rio de Janeiro, Brazil

^c Department of Applied Physics and Thermodynamics (Departamento de Física Aplicada e Termodinâmica - DFAT), Rio de Janeiro State University (Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ), Rio de Janeiro, Brazil

^d Institute of Radiation Protection and Dosimetry (Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD), National Nuclear Energy Commission (Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN), Rio de Janeiro, Brazil

^e Clínica de Diagnóstico Por Imagem (CDPI), Diagnósticos da América S.A. (DASA), Barra Shopping, Rio de Janeiro, Brazil

ARTICLE INFO

Keywords:

Wide cone beam CT

Uncertainty

Bowtie filter

ABSTRACT

Objective: To investigate the consistency of the recommended methodology, we analyzed the dosimetric results obtained for each setup beam shaping filter and tube voltage and evaluated the uncertainty associated with the full dose measurement process.

Methods: A 300-mm PTIC was used to validate the results obtained with the 100-mm PTIC. Considering the other dosimetric parts, a cylindrical 160-mm diameter PMMA phantom and a cylindrical 320-mm diameter PMMA phantom were also used in the experimental protocol.

Results: For the lowest and highest tube voltages available, the $CTDI_{air,160}$ values obtained by 1-step dosimetry with the 300-mm PTIC were greater than the respective values obtained by 2- and 3-step dosimetry with the 100-mm PTIC.

Conclusion: This study established that careful positioning of the 100-mm PTIC in 2 or 3 steps, as well as proper execution of the other dosimetric parts recommended by the IAEA, represents a validated approach within up to 20% uncertainty for wide cone beam CT dosimetry.

C. Documento desenvolvido para o Programa de Radioproteção em Saúde do Departamento de Ciências Radiológicas/ UERJ, estabelecendo o procedimento dosimétrico nas vistorias para aparelhos de TC de feixe cônico largo



Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes (IBRAG)

Departamento de Ciências Radiológicas (DCR)

Programa de Radioproteção em Saúde (PRS)

**TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA – DOSIMETRIA EM
TOMÓGRAFOS DE FEIXE CÔNICO LARGO**

FILIPPE MACHADO DE JESUS
EDIÇÃO 1
30/08/2024