

Universidade de São Paulo
Instituto de Física

Estudo experimental dos perfis de dose em tomografia computadorizada

Yuri Naghirniac de Stefani

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto de Física como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Paulo Roberto Costa - Orientador (IF-USP)
Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens (IPEN)
Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia (UFS)



São Paulo
2023

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Stefani, Yuri Naghirniac de

Estudo experimental dos perfis de dose em tomografia computadorizada.
São Paulo, 2023.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Instituto de Física.
Depto. de Física Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa.

Área de Concentração: Física Médica.

Unitermos: 1. Objetos simuladores; 2. Tomografia computadorizada;
3. Tomografia computadorizada por raios X; 4. Dosimetria

USP/IF/SBI-036/2023

University of São Paulo
Physics Institute

Experimental studies of dose profiles on computed tomography

Yuri Naghirniac de Stefani

Supervisor: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Dissertation submitted to the Physics Institute of
the University of São Paulo in partial fulfillment of
the requirements for the degree of Master of
Science.

Examining Committee:

Prof. Dr. Paulo Roberto Costa - Supervisor (IF-USP)
Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens (IPEN)
Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia (UFS)



São Paulo
2023

Quando já não conseguimos mudar a situação, somos desafiados a mudar nós mesmos.

Viktor Frankl

Agradecimentos

Dedico este trabalho para os meus pais, Ricardo e Cristina, que viram meu lado cientista desde a infância.

Queria agradecer imensamente ao meu orientador, Paulo Costa, por ter me concedido a honra de fazer este projeto, apoio e a paciência para me ajudar a realizar este trabalho.

Aos técnicos de laboratório, em especial Marcos e Alex, que fizeram um excelente trabalho na usinagem do material simulador.

À professora Denise, que dedicou bastante tempo para me ajudar a realizar as medições e tirar dúvidas.

Ao InRad por dispor os equipamentos de tomografia computadorizada utilizados para esse estudo.

Ao Paulo Zago e à Jhenefer Bortoleti pelo companheirismo e ajuda durante as medições no InRad.

Ao Raphael Moratta e à Elsa Pimenta, pela amizade e ajuda na revisão dessa dissertação.

À Camila Amorim, Andrew Frimaio e Ana Carolina Sirico, pelo apoio nas reuniões para o projeto PIPE.

Ao Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica, em especial à professora Elizabeth, que me recebeu com muito respeito.

À professora Ana Carolina de Magalhães, que me mostrou o maravilhoso mundo da Física Médica.

À minha psicóloga Rayane, por me ajudar a colocar minha cabeça em ordem.

À minha irmã Raíssa e avó Ivone, que sempre me apoiaram e me inspiraram nesses anos complicados.

Aos meus amigos do muvucão: Gilles, Dito, Thiago, Karen e Juliana (e agora, o mais recente, Miguel), pelos momentos de lazer e tranquilidade.

À minha companheira Thuany, que sempre me ajuda e consegue transformar um árduo caminho em uma jornada repleta de aprendizado.

Resumo

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica que permite a obtenção de imagens tridimensionais do corpo humano. Desde sua introdução na prática clínica, esta modalidade de produção de imagens foi fundamental para diagnóstico de doenças, sendo utilizada no mundo inteiro. Nas últimas décadas, a avaliação dosimétrica em CT foi realizada utilizando-se a grandeza $CTDI_{100}$. Porém, com a evolução dos equipamentos de tomografia computadorizada e a utilização de feixes mais largos, o uso da grandeza $CTDI_{100}$ se tornou inadequado por subestimar a dose distribuída no eixo longitudinal dos objetos simuladores. Desta forma, foi proposta uma nova metodologia de medição e grandezas representativas das doses em equipamentos de CT. Esta metodologia prevê a determinação de distribuições de doses para diferentes valores de distâncias diretamente irradiadas, L , representadas por funções de aproximação ao equilíbrio, $h(L)$. Com essas funções, são estimadas as grandezas doses de equilíbrio (D_{eq}), comprimento de equilíbrio (L_{eq}) e fração de espalhamento (α). A metodologia permite, ainda, a estimativa da eficiência geométrica na direção z . No presente trabalho, esta metodologia foi implementada utilizando equipamentos de CT no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas FMUSP (GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips). Foram realizadas medições considerando dois métodos de aquisição de dados (*single scan* e *serial*). As medições foram realizadas com diferentes protocolos para cada equipamento, variando o *pitch*, tensão, filtro e eixo de rotação. As curvas $h(L)$ obtidas por ambos os métodos apresentam compatibilidade. O método *single scan* foi escolhido para estimar os parâmetros e a curva de $h(L)$ porque apresenta um custo operacional menor, e também obtém uma curva mais completa, em comparação com o método *serial*. Avaliando os três tomógrafos, pôde-se perceber que o aumento da colimação diminui a eficiência geométrica, que, para protocolos de *cabeça*, variou entre 53% e 89% no eixo central e entre 71% e 90% no eixo periférico e para protocolos de *corpo* variou entre 53% e 61% no eixo central e entre 64% e 92% no eixo periférico.

Palavras-chave: Objeto Simulador; Tomografia Computadorizada; Dose de Equilíbrio; Dosimetria

Abstract

Computed Tomography (CT) is a technique that allows the acquisition of three-dimensional images of the human body. Since its introduction in clinical practice, this imaging modality has been essential for disease diagnosis and is used worldwide. In recent decades, dosimetric evaluation in CT has been performed using the $CTDI_{100}$ physical quantity. However, with the evolution of CT equipment and the use of wider beams, the use of the physical quantity $CTDI_{100}$ has become inadequate as it underestimates the dose distributed along the longitudinal axis of simulated objects. Thus, a new measurement methodology and dose representative physical quantities for CT equipment were proposed. This methodology involves determining dose distributions for different scan lengths, L , represented by equilibrium approximation functions, $h(L)$. With these functions, the physical quantities equilibrium doses (D_{eq}), equilibrium lengths (L_{eq}), and scatter fractions (α) are estimated. The methodology also allows for the estimation of geometric efficiency in the z-direction. In this study, this methodology was implemented using CT equipment at the Radiology Institute of Hospital das Clínicas FMUSP (GE Discovery CT750HD from General Electric, Aquilion CXL 128 from Toshiba, and Brilliance 64 from Philips). Measurements were taken using two data acquisition methods (single scan and serial). The measurements were performed using different protocols for each equipment, varying the pitch, voltage, filter, and rotation axis. The $h(L)$ curves obtained by both methods were compatible. The single scan method was chosen to estimate parameters and the $h(L)$ curve because it has lower operational costs and provides a more complete curve than the serial method. Evaluating the three CT scanners showed that increasing the collimation reduces geometric efficiency, which for head protocols ranged from 53% to 89% at the central axis and from 71% to 90% at the peripheral axis, and for body protocols ranged from 53% to 61% at the central axis and from 64% to 92% at the peripheral axis.

Keywords: Phantom; Computed Tomography; Equilibrium Dose; Dosimetry

Lista de Figuras

- Figura 1. Objeto simulador de CTDI. São realizadas medições em dois objetos simuladores diferentes: para *cabeça* e *corpo*. O objeto simulador de *cabeça* possui 16 cm de diâmetro, enquanto o objeto simulador de *corpo* possui 32 cm de diâmetro. Fonte: (Oncology Medical Physics) Disponível em: <https://oncologymedicalphysics.com/ct-dosimetry/>. Acesso em: 03/02/2023. 27
- Figura 2. $DL(z)$ em função de z para várias *larguras diretamente irradiada L*, de 100 mm até 400 mm. Fonte: (NAKONECHNY; FALLONE; RATHEE, 2005)..... 30
- Figura 3. Estruturas que compõe o objeto simulador ICRU/AAPM. Fonte: (ICRU, 2012). 36
- Figura 4. Estruturas que compõe o objeto simulador. Da esquerda para a direita, seções: A, B e C. Foto tirada por Marcos Santos de Souza (editado)..... 37
- Figura 5. a) Pinos para acoplar as seções do objeto simulador. b) Um pino inserido em um cilindro do objeto simulador. Figura de autoria própria..... 37
- Figura 6. Placa *End Cap* do objeto simulador. A área selecionada em verde (no topo da imagem) é onde a câmara de ionização deve ser introduzida para medição no eixo periférico. Fonte: Marcos Santos de Souza. 38
- Figura 7. Lacuna entre as seções do objeto simulador. Figura de autoria própria. 38
- Figura 8. Seções do objeto simulador montado. Figura de autoria própria..... 39
- Figura 9. Objeto simulador ICRU/AAPM sob a mesa de um tomógrafo. Figura de autoria própria..... 39
- Figura 10. Câmaras de ionização foram inseridas nos orifícios central e periférico do objeto simulador. Figura de autoria própria. 40
- Figura 11. Projeção do objeto simulador obtida pelo tomógrafo da Aquilion CXL 128 da Toshiba. É possível visualizar as estruturas internas do objeto simulador, incluindo a câmara de ionização na posição $z = 0$ do objeto simulador. Figura de autoria própria. 41

Figura 12. Aumentando a largura de medição, o valor de $h(L)$ é maior, crescendo assintoticamente. Fonte: (ICRU, 2012).	44
Figura 13. Fluxograma de como obter a curva $h(L)$ pelo método <i>single scan</i>	49
Figura 14. Objeto simulador alinhado com o laser do tomógrafo. Figura de autoria própria.....	50
Figura 15. Diagrama dos procedimentos para as medições.....	51
Figura 16. Diferença entre duas funções gL, D^* , sendo que a curva vermelha se aproxima a uma tendência linear. (AAPM, 2020).....	54
Figura 17. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 80 kV para todos os equipamentos e <i>pitches</i> estudados. Figura de autoria própria.	61
Figura 18. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 100 kV para todos os equipamentos e <i>pitches</i> estudados. Figura de autoria própria.	62
Figura 19. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 120 kV para todos os equipamentos e <i>pitches</i> estudados. Figura de autoria própria.	62
Figura 20. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 140 kV para todos os equipamentos e <i>pitches</i> estudados (135 kV para Aquilion CXL 128 da Toshiba). Figura de autoria própria.	63
Figura 21. Funções $H(L)$ para os três tomógrafos estudados. Figura de autoria própria.	64
Figura 22. Gráfico de $H(L)$ os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips. As medições foram feitas com 120 kV. Figura de autoria própria.....	65
Figura 23. Função que descreve $hw(L)$ para os três equipamentos. Figura de autoria própria.....	66
Figura 24. As medições pelo método <i>serial</i> e as estimativas obtidas pelo método <i>single scan</i> . Medições realizadas com 120 kV, posição da câmara de ionização no eixo central	

e filtro tipo <i>corpo</i> . Os valores de <i>pitch</i> são: General Electric – <i>pitch</i> = 0,984; Toshiba – <i>pitch</i> = 0,828; Philips – <i>pitch</i> = 0,983. Figura de autoria própria.	68
Figura 25. Função $Gc(L)$ para os três tomógrafos. Figura de autoria própria.....	70
Figura 26. Resultado da função $Gc(L)$ para medições em equipamentos da Siemens, Philips e GE. Fonte: (ICRU, 2012).	70
Figura 27. Medição utilizando o tomógrafo da General Electric. Figura de autoria própria.	78
Figura 28. Dados da medição para General Electric da taxa espacial de dose em função da posição. Figura de autoria própria.	79
Figura 29. Dados da medição para General Electric da taxa espacial de dose em função da posição, com a posição centralizada. Figura de autoria própria.	79
Figura 30. Curva $h(L)$ obtida pelo método <i>single scan</i> . Figura de autoria própria.....	80
Figura 31. Crescimento assintótico obtido por dados hipotéticos. Figura de autoria própria.....	83

Lista de Tabelas

Tabela 1. Protocolos adotados para medições no equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.	42
Tabela 2. Protocolos adotados para medições no equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.	42
Tabela 3. Protocolos adotados para medições no equipamento Brilliance 64 da Philips.	43
Tabela 4. Resultado dos parâmetros Deq , α , Leq , Deq , Dw e $Deq.w$ para o equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.	58
Tabela 5. Resultado dos parâmetros Deq , α , Leq , Deq , Dw e $Deq.w$ para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.....	59
Tabela 6. Resultado dos parâmetros Deq , α , Leq , Deq , Dw e $Deq.w$ para o equipamento Brilliance 64 da Philips.	60
Tabela 7. Razão das doses obtidas pelos dados da CI e da integral da taxa de dose.....	69
Tabela 8. Resultado das eficiências, ϵh , para o equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.	71
Tabela 9. Resultado das eficiências, ϵh , para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.	72
Tabela 10. Resultado das eficiências, ϵh , para o equipamento Brilliance 64 da Philips.	72
Tabela 11. Resultado das eficiências médias, ϵh , por filtro e para os eixos central e periférico para os três equipamentos. Também estão as eficiências, ϵ , obtidas por Boone (2007) (BOONE, 2007).	73
Tabela 12. Exemplo de dados medidos em <i>tempo real</i> pela câmara de ionização.....	81
Tabela 13. Protocolos para caso hipotético.	82

Tabela 14. Dados da Posição e da taxa espacial de dose em dK/dt	82
Tabela 15. Estimativa da dose para diferentes L	83

Lista de Vídeos

Vídeo 1 – “Método serial medição”:

<https://www.youtube.com/watch?v=kzr4bMOoM5E>

Vídeo 2 - “Método single scan medição”:

<https://www.youtube.com/watch?v=J0RaXGyAW8c>

Vídeo 3 – “Método single scan degraus”:

<https://www.youtube.com/watch?v=jrjxkoN8Ie0>

Vídeo 4 – “Método single scan integração”:

<https://www.youtube.com/watch?v=LgyP1hf446Q>

Acrônimos

AAPM – *American Association of Physics in Medicine*

CT – *Computed Tomography*

CTDI – *Computed Tomography Dose Index*

DICOM – *Digital Imaging and Communication in Medicine*

DLP – Produto Dose-Comprimento

HCFMUSP – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

ICRU – *International Commission on Radiation Units*

InRad – Instituto de Radiologia do HCFMUSP

MMC – Método Monte Carlo

MSCT – *Multi-Slice Computed Tomography*

PE – Polietileno

PMMA – Polimetilmetacrilato

SSDE – Estimativa de Dose Especificada pelo Tamanho

TC – Tomografia Computadorizada

TLD – Dosímetro Termoluminescentes

UHMW – Ultra Alto Peso Molecular

Glossário

	Definição original	Definição adotado nesta dissertação
a	Width (mm, along the axis of rotation) of the pre-patient z-axis collimator geometrically projected from the centroid of the x-ray source. Parameter a corresponds to the full-width at half- $f_p(0)$ of the primary-beam dose profile $f_p(z)$. “Collimation width” is used interchangeably with “ a ” and refers to a geometric projection on the axis of rotation.	Abertura do colimador pré-paciente ao longo do eixo de rotação (mm).
α (alfa)	Fit parameter (dimensionless) associated with the magnitude of the exponential term in the approach-to-equilibrium function $h(L)$; $0 \leq \alpha \leq 1$. For $\alpha = 1$, scattering contributions dominate; for $\alpha = 0$, primary-radiation contributions dominates.	Fração de espalhamento. Parâmetro adimensional associado à magnitude do termo exponencial na função $h(L)$: $0 \leq \alpha \leq 1$. Para contribuição de espalhamento sendo dominante, $\alpha = 1$. Para radiação primária dominante, $\alpha = 0$. Ver Equação (15).
b	Scan interval (mm). In axial scanning, b is the midpoint-to-midpoint spacing between successive scans. In helical scanning, b is the distance the table moves continuously at constant velocity v per rotation period τ : $b = v \cdot \tau$, the table advance per rotation	Em varredura helicoidal, b é a distância que a mesa se move continuamente, no eixo z, em uma velocidade constante v por período de rotação do gantry τ : $b = v \cdot \tau$.
$D_L(z)$	Cumulative dose (mGy) at longitudinal position z resulting from scanning over a range L .	Dose acumulada na posição longitudinal z , resultante de uma <i>distância diretamente irradiada</i> sobre uma distância L .
D_{eq}	Equilibrium dose (mGy) accumulated at longitudinal position $z = 0$, at the midpoint of a scanning range sufficiently long so that radiation from the “scatter tails” of outlying scan sections is sufficiently remote to make negligibly small additional contributions toward the accrual of dose. For scanning at pitch: $p = b/(nT)$, $D_{eq} \propto a/b = a/(nT)$, i.e., the equilibrium dose is directly proportional to the collimation width a and inversely proportional to the scan interval b , i.e., inversely proportional to the pitch p .	<i>Dose de equilíbrio na posição longitudinal</i> $z = 0$. É a estimativa de dose para um objeto simulador infinito com uma extensão infinita de varredura. Ver Equação (10).
$D_{eq,c}$ e $D_{eq,p}$	D_{eq} determined at the central and periphery of the phantom, respectively.	D_{eq} nas posições centrais e periféricas de um objeto simulador, respectivamente.
$D_{eq,w}$	The spatial average of D_{eq} . ¹	<i>Dose de equilíbrio ponderada</i> . Definido como $D_{eq,c} \cdot 1/3 + D_{eq,p} \cdot 2/3$. Ver Equação (20).
\widehat{D}_{eq}	Equilibrium dose-pitch product (mGy), $p \cdot D_{eq}$, where D_{eq} is the equilibrium dose evaluated at pitch p . Since D_{eq} is inversely proportional to p , the product $p \cdot D_{eq}$ is independent of p .	<i>Produto de Dose de equilíbrio pitch</i> . Definido como D_{eq} multiplicado pelo <i>pitch</i> . Ver Equação (11).

¹ No relatório 200 da AAPM, a nomenclatura utilizada para *Average equilibrium dose* é \overline{D}_{eq} .

$f(z)$	Single-scan dose profile (mGy) at longitudinal position z , where the table is stationary. $f(z)$ is comprised of a component $f_p(z)$ associated with primary radiation plus a component $f_s(z)$ associated with scatter radiation. The collection of $f(z)$ values for a single axial scan is referred to as the “dose profile.” It is assumed that $f(z)$ is a symmetric function and that $f(0)$, the midpoint value, is the peak value.	<i>Função do perfil de dose na posição longitudinal z, onde a mesa é estacionária. $f(z)$ é composta pela radiação primária, $f_p(z)$, mais a componente secundária, que é a radiação espalhada, $f_s(z)$. $f(z) = f_p(z) + f_s(z)$.</i>
$h(L)$	Relatório 111 da AAPM: Approach-to-equilibrium function (dimensionless), an empirically derived expression characterizing the dependence on scanning length L of the ratio of the central-plane cumulative dose $D_L(z)$ to the equilibrium dose D_{eq} . Relatório 200 da AAPM: $D_L(0)$. This representation of $D_L(0)$ is used in ICRU Report 87 in order to present the behavior of the dose integral as a function of scanning length in a more conventional mathematical form.	Função de aproximação ao equilíbrio. Descrição caracterizada empiricamente para a dose em função de L . Ver Equação (9).
$h_c(L)$ e $h_p(L)$	The function $h(L)$ determined at the central and peripheral (edge) positions of the chamber within the center section of the phantom, respectively. ²	Função $h(L)$ para as posições centrais e periféricas, respectivamente.
$h_w(L)$	$h_c(L) / 3 + h_p(L) \cdot 2/3$. ³	<i>Função $h(L)$ ponderada.</i> Definido como $h_c(L) / 3 + h_p(L) \cdot 2/3$. Ver Equação (21).
$H(L)$	$h(L)/D_{eq}$. Approach-to-equilibrium function. In AAPM Report 111, the lowercase h is used. We are following the convention introduced by ICRU Report 87. ⁴	<i>Função de aproximação ao equilíbrio normalizada</i> (adimensional). Definido como $h(L)/D_{eq}$. Ver Equação (15).
l	The length of the ion chamber or other dosimeter used for phantom measurements. The length is measured in the z direction, i.e., parallel to the axis of rotation.	Comprimento da câmara de ionização tipo lápis ou outro dosímetro para a medição no objeto simulador $CTDI_{100}$.
L	The length of the irradiated region. It is centered about the mid-plane of the phantom or about the irradiated region in an infinite phantom.	Largura diretamente irradiada pelo tomógrafo. Distância total irradiada pelo feixe de raios X.
L_{eq}	The finite scanning length in AAPM Report 111 for which the cumulative dose is deemed to be close enough to D_{eq} for practical purposes.	Comprimento de equilíbrio. Valor de L para que $D_L(z = 0)$ seja próximo a $D_{eq}(z = 0)$. Ver Equação (15).

² Estas grandezas não aparecem no relatório 111 da AAPM.

³ Estas grandezas não aparecem no relatório 111 da AAPM.

Observação: No relatório 200 da AAPM, a nomenclatura utilizada para este conceito é $\bar{h}(L)$.

⁴ Esta grandeza não existe no relatório 111 da AAPM. No relatório 111 da AAPM, a grandeza *Approach-to-equilibrium function* usa $h(L)$ como nomenclatura.

N	Number (dimensionless) of rotations of the x-ray tube associated with a sequence of scanning over a range L , where N may not be an integer for helical scanning.	Número de rotações do tubo de raios X ao redor do <i>gantry</i> .
nT	Sometimes referred to as the collimation. nT is that portion of the beam width, measured along the axis of rotation, which is intercepted by the active detectors and used to create images. nT is always less than the full beam width in that there is always some overbeaming to guarantee that the active part of the detector is completely within the beam. (nT can be broken up into n data acquisition rows, each of projected width T .)	<i>Colimação</i> . T é a espessura do corte tomográfico. n é o número de cortes tomográficos para uma rotação do tubo de raios X.
p	Pitch. Here the definition is generalized to apply to either axial or helical scanning. The pitch is the ratio $b/(nT)$.	<i>Pitch</i> . Definido como $b/(nT)$ para scanner helicoidal. Ver Equação (5).
τ	Period (s) of rotation of the x-ray source over 2π about the axis of rotation.	Período (em segundos) da rotação do tubo de raios X sobre o ângulo de 2π radianos no eixo de rotação.
v	Constant table velocity (mm/s) in a sequence of helical scanning.	Velocidade constante do <i>scanner</i> . É expresso por $v = b/\tau$. Ver Equação (25).
z	The coordinate axis coincident with the axis of rotation of the gantry. $z = 0$ locates the central plane, i.e., the midpoint in a range of scanning over length L . For scanning without table translation, $z = 0$ locates central plane of the scanner.	Coordenada axial do tomógrafo no eixo de rotação do <i>gantry</i> .

Sumário

1	Introdução	20
2	Fundamentos teóricos	24
2.1	Evolução dos equipamentos de tomografia computadorizada	24
2.2	Grandezas dosimétricas tradicionais em CT	25
2.3	Novas grandezas dosimétricas em CT	29
2.3.1	<i>Dose absorvida acumulada</i>	29
2.3.2	<i>Dose de equilíbrio</i>	31
2.3.3	<i>Produto de equilíbrio dose-pitch</i>	31
2.3.4	<i>Função de aproximação ao equilíbrio normalizada</i>	31
2.3.5	Função de aproximação ao equilíbrio generalizada	33
2.3.6	<i>Dose de equilíbrio ponderada</i>	34
3	Materiais e métodos	35
3.1	Materiais	35
3.1.1	Objeto simulador ICRU/AAPM	35
3.1.2	Medições utilizando câmara de ionização	40
3.1.3	Tomógrafos utilizados	41
3.2	Métodos	43
3.2.1	Obtenção da curva $h(L)$	43
3.2.1.1	Aplicação do método <i>serial</i>	44
3.2.1.2	Aplicação do método <i>single scan</i>	46
3.2.2	Procedimentos experimentais	50
3.2.3	Determinação dos parâmetros <i>Deq</i> , <i>Leq</i> e α	51
3.2.4	Validação do método <i>single scan</i> através do método <i>serial</i>	55
3.2.5	Estimativa da eficiência geométrica na direção z	56

4	Resultados e discussão	57
4.1	Parâmetros de ajuste das funções $h(L)$	57
4.1.1	Funções $h(L)$ para os protocolos estudados	61
4.1.2	Funções $H(L)$ para os protocolos utilizado	63
4.1.3	Funções $hw(L)$ para os protocolos medidos	66
4.2	Validação do método <i>single scan</i> através do método <i>serial</i>	67
4.2.1	Avaliação comparativa entre o método <i>serial</i> e a função $h(L)$	67
4.2.2	Avaliação comparativa entre a CI e a integral da taxa de dose	68
4.3	Análise da função $Gc(L)$ dos equipamentos estudados	69
4.4	Avaliação da eficiência geométrica na direção z	71
5	Conclusão	74
	Apêndice A – Exemplo para a obtenção da curva $h(L)$ – caso real	78
	Apêndice B – Exemplo para a obtenção da curva $h(L)$ – caso hipotético	81
	Apêndice C – Incerteza da medição	85
	Referências bibliográficas	87

1 Introdução

Desde a descoberta dos raios X, no final do século XIX, este tipo de radiação tem sido utilizada para diagnósticos médicos por permitir a produção de imagens de estruturas anatômicas do corpo humano de forma não invasiva (DANCE; CHISTOFIDES; MAIDMENT; MCLEAN *et al.*, 2014). Nas primeiras décadas de uso desta tecnologia, eram utilizadas imagens bidimensionais de raios X. Contudo, para estas imagens, a superposição das estruturas tornava difícil identificação de posições de lesões no interior do corpo do paciente. Para dar conta dessa limitação, no início dos anos 70 foram desenvolvidos os equipamentos de tomografia computadorizada (em inglês CT, *Computed Tomography*) (KALENDER, 2011). Estes equipamentos puderam produzir imagens tridimensionais, aumentando o nível de detalhamento geométrico das imagens produzidas, além de melhoras significativas na identificação de estruturas de baixo contraste. O funcionamento desta técnica se dá através de múltiplas imagens de raios X sequenciais medidas em diversos ângulos ao redor do paciente que, ao serem reconstruídas, formam imagens de secções transversais do corpo.

Atualmente, a tomografia computadorizada é muito utilizada para diagnóstico por imagens, representando cerca de 9,5% dos exames de medicina diagnóstica em adultos nos Estados Unidos (NCRP, 2019). Tendo em vista a natureza ionizante dos raios X e que a CT não é uma modalidade de baixa dose (REHANI; SZCZYKUTOWICZ; ZAIDI, 2020), é necessário haver cuidados para que seu uso na área médica traga mais benefícios do que possíveis danos à saúde dos pacientes. Portanto, para a adequada avaliação dos riscos, são necessárias técnicas para diminuir a dose sobre os pacientes e também uma metodologia para avaliar os níveis de doses entregues aos indivíduos que realizam exames de imagens em CT (MCCOLLOUGH; BRUESEWITZ; KOFLER, 2006).

Na década de 1970, foram propostas várias métricas para avaliar a dose em CT (COSTA, 2014), tanto utilizando câmaras de ionização e dosímetros termoluminescentes (DIXON, 2019), quanto câmaras de ionização tipo lápis (*pencil chamber*) (JUCIUS; KAMBIC, 1977). Posteriormente, foi introduzida a grandeza dosimétrica *Computed Tomography Dose Index* (CTDI), que utiliza objetos simuladores (*phantoms*) de polimetilmetacrilato (PMMA) de 32 cm de diâmetro (para avaliação de procedimentos de *corpo*) e 16 cm (para avaliação de procedimentos de *cabeça*), utilizando câmaras de ionização tipo lápis para medição. Esta grandeza foi proposta por Shope *et al.* (1981)

(SHOPE; GAGNE; JOHNSON, 1981) e vem sendo amplamente utilizada desde então. O CTDI foi revisto posteriormente, em 1995, por Leitz *et al* (1995) (LEITZ; AXELSSON; SZENDRO, 1995), introduzindo a grandeza $CTDI_{100}$, definindo o comprimento de medição de 100 mm, em que são realizadas medições nos eixos centrais e periféricos do objeto simulador.

Com a introdução dos equipamentos multi-cortes (*multi-slice*) e de feixe cônico (*cone-beam*) (KALENDER, 2011), o uso do $CTDI_{100}$ se tornou inadequado pois os feixes de raios X, que antes eram mais estreitos, tornaram-se da ordem de grandeza do comprimento de medição estabelecido, de 100 mm. Os processos de medição de $CTDI_{100}$ como definidos na literatura e nos programas de controle de qualidade e acreditação em CT, passaram a, potencialmente, subestimar as doses utilizadas nos procedimentos (BOONE, 2007). Esta diferença passou a ocorrer uma vez que, em equipamentos com feixes largos, há uma parte significativa da radiação que é espalhada no objeto simulador que atinge distâncias que se estendem além dos 100 mm de medição tradicionalmente adotadas pela instrumentação utilizada para a avaliar o $CTDI_{100}$.

De acordo com Boone (2007) (BOONE, 2007), para objetos simuladores de *corpo*, valores de eficiência entre 63% e 88% eram avaliadas para medições nos eixos centrais e periféricos, respectivamente, sendo essa uma limitação da grandeza $CTDI_{100}$. A definição de eficiência, utilizada nesse trabalho, é a razão da dose medida em 100 mm de comprimento e a dose total estimada a uma comprimento infinito. Outra limitação em relação ao $CTDI_{100}$ é estar limitado em dois objetos simuladores (*cabeça e corpo*), o que causa dificuldades de avaliar a dose recebida pelo paciente justamente por haver diversidade física entre os pacientes. Essas limitações indicam que o $CTDI_{100}$ deixava de ser uma grandeza adequada para avaliação dosimétrica de procedimentos clínicos modernos (DIXON, 2006), sendo necessário o estabelecimento de uma nova abordagem e a definição de novas grandezas para a avaliação da dose em CT.

Para superar as limitações da aplicação da grandeza $CTDI_{100}$ para avaliação dosimétrica de equipamentos modernos de CT, que utilizam feixes largos, uma nova metodologia foi proposta pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), (AAPM, 2010). A metodologia proposta foi baseada nas formulações analíticas de Dixon (2003) (DIXON, 2003), que descrevem o perfil de dose em um objeto simulador cilíndrico. Esses estudos também indicam o uso de uma câmara de ionização de

dimensões pequenas para realizar as medições, em lugar das câmaras de ionização tipo lápis utilizadas para a avaliação do $CTDI_{100}$ (DIXON; BALLARD, 2007). Os novos parâmetros propostos pela AAPM para avaliação de doses em equipamentos de CT multi-cortes são a *dose de equilíbrio* (D_{eq}), a *distância de equilíbrio* (L_{eq}) e a *fração de espalhamento* (α). Também foram avaliados os descritores de dose *produto de equilíbrio dose-pitch* ($p \cdot D_{eq}$), *função de aproximação ao equilíbrio* ($H(L)$) e *produto dose-comprimento* (DLP). Todos estes parâmetros serão adequadamente definidos no Capítulo 2 desta dissertação.

Para implementar as grandezas descritas no relatório 111 da AAPM (AAPM, 2010), foi proposta a utilização de um objeto simulador de polietileno de ultra alto peso molecular (PE-UHMW) com 300 mm de diâmetro e 600 mm de comprimento. Este objeto simulador possibilita medições em distâncias superiores aos 100 mm como na definição do $CTDI_{100}$ (AAPM, 2020). O PE-UHMW possui uma atenuação similar ao PMMA para fótons com 100 keV de energia e também possui equivalência radiológica com o tecido adiposo (AAPM, 2020). Este objeto simulador foi idealizado a partir de uma parceria entre a AAPM e o *International Committee for Radiological Units* (ICRU), (ICRU, 2012). Daqui em diante, o objeto simulador utilizado é chamado de ICRU/AAPM.

O objetivo deste trabalho foi estudar e aplicar as novas grandezas definidas nos relatórios 111 e 200 da AAPM. Para isso, o objeto simulador ICRU/AAPM foi construído na Oficina Central do Instituto de Física da USP e utilizado para realizar medições em tomógrafos de três fabricantes diferentes: General Electric (GE Discovery CT750HD); Toshiba (Aquilion CXL 128); Philips (Brilliance 64). Estes tomógrafos estão instalados no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (InRad-FMUSP). Foram, também, avaliados dois métodos de medições, chamados *serial* e *single scan*.

Este trabalho está dividido em cinco capítulos:

- Capítulo 1: introdução com a motivação e objetivos deste projeto.
- Capítulo 2: apresentação da teoria tradicional e recente da dosimetria em CT.
- Capítulo 3: descrição das metodologias utilizadas para as medições no objeto simulador.

- Capítulo 4: resultados e discussão das medições e análises.
- Capítulo 5: conclusões avaliadas neste projeto.

2 Fundamentos teóricos

2.1 Evolução dos equipamentos de tomografia computadorizada

O equipamento de CT foi uma invenção de grande importância para a radiologia, sendo a primeira técnica não invasiva para obter imagens da parte interna do corpo humano sem a sobreposição das estruturas anatômicas (BUZUG, 2008). O desenvolvimento da tecnologia de CT começou no início dos anos 70, pelo engenheiro Godfrey Hounsfield, conhecida como primeira geração de CT (KALENDER, 2011). Os primeiros protótipos possuíam imagens de 6400 pixels (matriz de pixels de 80x80). Os tomógrafos da primeira geração utilizaram feixes estreitos (*pencil beam*) de raios X. A produção de imagens consistia em transladar o feixe para gerar cada projeção. Após esta translação, havia uma pequena rotação, e o processo se repetia até gerar uma imagem bidimensional de uma fatia. Na segunda geração (1972), foram introduzidos os feixes em forma de leque (*fan beam*). Os processos de translação e rotação foram mantidos. Os primeiros tomógrafos comerciais foram da segunda geração (KALENDER, 2011).

A partir da terceira geração (1976), não havia mais translação do tubo de raios X, apenas uma rotação única, com os detectores acoplados e em sincronia com o tubo de raios X. Na quarta geração, os detectores eram estacionários e apenas o tubo de raios X gira em torno do paciente. Atualmente, os tomógrafos de CT seguem o design básico da terceira geração (KALENDER, 2011).

Inicialmente, a geração de imagens em um tomógrafo era muito lenta. Devido aos movimentos involuntários dos pacientes, havia perda na qualidade das imagens. Para manter o tubo de raios X funcionando, é necessário este estar ligado a uma fonte de alta tensão. Nos primeiros tomógrafos, o tubo de raios X estava conectado à fonte de alta tensão através de cabos. Devido à presença destes cabos, o movimento de rotação do tubo de raios X era limitado, pois os cabos precisavam ser enrolados e desenrolados à medida que o tubo girava em torno do paciente (KALENDER, 2011).

Em 1987 foram introduzidos equipamentos de tomografia computadorizada em que a fonte de alta tensão transmite energia elétrica diretamente no tubo de raios X através de contatos deslizantes. Esta inovação, originalmente introduzida pela Siemens Medical Systems e pela Toshiba Medical Systems, possibilitou a operação dos tomógrafos em rotação contínua (KALENDER, 2011). Esta tecnologia, conhecida como *slip rings*, permitiu a redução do tempo de rotação do sistema tubo-detectores para um segundo ou menos. A rotação contínua permitiu o desenvolvimento da CT helicoidal, introduzida por Willi Kalender *et al.* (1990) (KALENDER; SEISSLER; KLOTZ; VOCK, 1990). Entretanto, a varredura em modo helicoidal apresentou, inicialmente, muitos artefatos, prejudicando a qualidade das imagens. Porém, estes obstáculos relacionados às varreduras espirais foram eliminados com a melhoria dos recursos computacionais e métodos de interpolações, tornando este tipo de varredura de imagem adequada para obtenção de imagens clínicas. Na década de 1990, houve avanços para tornar o tempo de medição de um volume mais curto. Em 1998, foi introduzido uma forma de medição com uma matriz de detectores que tinham quatro colunas de detecção (aumentando a área de medição) e tempo de 500 ms para cada rotação (KALENDER, 2011). Isso representa uma redução de tempo por um fator 8 para o mesmo volume em comparação com um tomógrafo com um segundo por rotação realizando uma imagem tomográfica por rotação. O uso desta tecnologia, chamada de *Multi-Slice Computed Tomography* (MSCT), se tornou uma tendência que é utilizada até os dias atuais.

2.2 Grandezas dosimétricas tradicionais em CT

Durante a década de 1970, surgiram metodologias para descrever técnicas dosimétricas para CT (COSTA, 2014). Inicialmente, era utilizado, para distribuição de dose, dosímetros termoluminescentes (TLD) (DIXON, 2019). Também foi introduzido um sistema com filme dosimétrico para a medição da dose superficial em CT. Desde a década de 1980, a medição do CTDI é realizada utilizando-se uma câmara de ionização tipo lápis (*pencil chamber*) (DIXON; EKSTRAND, 1978) mas também já foram propostas medições utilizando dosímetros termoluminescentes (PERNICKA, 1990).

Inicialmente, a grandeza para avaliar a dose em CT era chamada de *multiple slice average dose* (MSAD) e era aplicada para representar a dose absorvida em procedimentos tomográficos (DIXON, 2019). A MSAD é definida considerando uma série de N rotações

do tubo de raios X ao redor do *gantry*. A cada rotação do tubo de raios X, a mesa de paciente do tomógrafo é deslocada com intervalo b ao longo eixo z , sendo que z é a coordenada axial do tomógrafo no eixo de rotação do *gantry*. O valor de MSAD representa a dose média para a posição em $z = 0$, sendo definida como:

$$MSAD = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz', \quad (1)$$

em que $f(z')$ é o perfil de dose e L é a extensão de distância diretamente irradiada pelo feixe primário do tomógrafo (DIXON; BOONE, 2010), sendo a distância total irradiada pelo tubo de raios X (DIXON, 2019). Utilizando a quantidade de rotações do tubo de raios X e o deslocamento da mesa por rotação do tubo de raios X, o valor de L pode ser calculada como $L = N \cdot b$.

A grandeza *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) foi introduzida em 1981 (SHOPE; GAGNE; JOHNSON, 1981) e adaptada nos anos posteriores. Foi estabelecido que a distância de medição L deve ser longa o suficiente para que a dose atinja um equilíbrio. Assim foi definido o $CTDI_{\infty}$ como:

$$CTDI_{\infty} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} f(z') dz', \quad (2)$$

sendo T a espessura de cada fatia de corte tomográfico como descrito pelo fabricante. Porém, os limites de integração indicam que deve ser um valor suficientemente alto para se aproximar de um valor de equilíbrio (DIXON, 2019). Portanto, em 1984, o *Food and Drugs Administration* (FDA) definiu que os limites de integração deveriam ser $\pm 7T$, (FDA, 1984).

O material que a FDA definiu para os objetos simuladores em CT era o polimetilmetacrilato (PMMA). Os objetos simuladores para dosimetria em CT possuem formatos cilíndricos com diâmetro de 32 cm para representar o corpo e 16 cm para representar a cabeça (FDA, 1984). Estes objetos simuladores suportam uma câmara de ionização alinhada ao eixo axial de rotação, tanto no eixo central quanto periférico. A Figura 1 apresenta o objeto simulador de CTDI.



Figura 1. Objeto simulador de CTDI. São realizadas medições em dois objetos simuladores diferentes: para *cabeça* e *corpo*. O objeto simulador de *cabeça* possui 16 cm de diâmetro, enquanto o objeto simulador de *corpo* possui 32 cm de diâmetro. Fonte: (Oncology Medical Physics) Disponível em: <https://oncologymedicalphysics.com/ct-dosimetry/>. Acesso em: 03/02/2023.

Em 1995, foi introduzido o $CTDI_{100}$, que utiliza uma câmara de ionização tipo lápis (*pencil chamber*) de 100 mm para sua medição direta. A grandeza $CTDI_{100}$ é definida pela integral do perfil de dose nos limites de -50 mm a $+50$ mm dividida por nT . A divisão da integral por nT , ao invés de apenas por T , acomoda o fato de que, a partir da década de 90, os equipamentos de tomografia passaram a realizar n cortes tomográficos a cada rotação do sistema tubo-detectores. A expressão analítica para o $CTDI_{100}$ é:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{50mm} f(z') dz'. \quad (3)$$

A grandeza $CTDI_{100}$ possui valores diferentes para a medição com a posição da câmara de ionização no eixo central ou nos eixos periféricos do objeto simulador. A medição de $CTDI_{100}$ é realizada no eixo central do objeto simulador e em quatro posições diferentes na periferia. O valor de $CTDI_{100}$ na periferia é a média das doses medidas nos quatro eixos periféricos.

Porém, devido a uma pesquisa nacional realizada na Suécia, introduziu-se a ideia de um único valor de $CTDI_{100}$ para representar a dose (LEITZ; AXELSSON; SZENDRO, 1995). Desta forma, surgiu a grandeza $CTDI$ ponderado ($CTDI_w$), sendo indicada para representar a dose média na seção transversal do objeto simulador. A equação para $CTDI_w$ é:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}, \quad (4)$$

em que $CTDI_{100,c}$ é a o valor do $CTDI_{100}$ medido no eixo central e $CTDI_{100,p}$ é a média dos valores do $CTDI_{100}$ medidos nos quatro eixos periféricos do objeto simulador.

O motivo para os pesos de 1/3 no eixo central e 2/3 no eixo periférico tem como origem um postulado introduzido por Leitz *et al.* (1995) (LEITZ; AXELSSON; SZENDRO, 1995) de que a dose decai linearmente na direção radial. A partir deste postulado, foi convencionado utilizar o peso de 1/3 para os valores medidos no eixo central e de 2/3 para os valores medidos no eixo periférico.

Com a introdução do CT helicoidal, foi definido o conceito de *pitch*, p , sendo:

$$p = \frac{b}{nT}. \quad (5)$$

Utilizando este conceito, foi definida uma nova grandeza baseada no $CTDI_w$, o $CTDI$ volumétrico ($CTDI_{vol}$), definido como:

$$CTDI_{vol} = p^{-1}CTDI_w. \quad (6)$$

O valor da grandeza $CTDI_{vol}$ representa a média volumétrica de dose absorvida no objeto simulador (AAPM, 2008). A grandeza $CTDI_{vol}$ não representa a dose absorvida em pacientes por haver diferentes dimensões entre pacientes e o material de construção do objeto simulador não representar adequadamente tecidos biológicos (MCCOLLOUGH; LENG; BOONE; MCNITT-GRAY, 2011).

A grandeza $CTDI_{vol}$ também é utilizada para avaliar a exposição de radiação. Multiplicando $CTDI_{vol}$ com L , é definido o *produto dose-comprimento* (DLP):

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}. \quad (7)$$

A grandeza DLP possui dimensão de $mGy \cdot cm$.

2.3 Novas grandezas dosimétricas em CT

Com os avanços da tecnologia de CT, introduzindo na prática clínica feixes de raios X mais largos, a medição do $CTDI_{100}$ demonstrou-se não ser mais adequada para a representação da dose⁵ em CT. Idealmente, deve-se estimar a dose em uma distância infinita (AAPM, 2010). Uma forma possível de obter uma estimativa da dose para um tamanho infinito é pelo Método Monte Carlo (COSTA; NERISSIAN; UMISED; GONZALES *et al.*, 2022; GONZALES, 2019). Boone (2007) avaliou a relação entre valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_{\infty}$, adotando como eficiência, ε , a razão entre estas grandezas (BOONE, 2007). As estimativas de ε realizadas por Boone foram feitas pelo Método Monte Carlo, utilizado para modelar o equipamento Lightspeed 16 da General Electric, com $T = 10$ mm e tensão de 120 kV. Os resultados obtidos de eficiência média, para o objeto simulador de 32 cm de diâmetro foram de 63% e 88%, para posição da câmara de ionização no eixo central e na periferia, respectivamente. Para o objeto simulador de 16 cm de diâmetro foram obtidos valores de 82% e 90%, para posição da câmara de ionização no eixo central e periférico, respectivamente. Como conclusão, a eficiência para a grandeza de $CTDI_{100}$ é baixa, dependendo da posição da câmara de ionização (centro e periferia), da tensão e do diâmetro do objeto simulador (BOONE, 2007).

Assim, foi necessário o desenvolvimento de uma nova forma de medição de grandezas representativas das doses em CT em equipamentos de feixe largo (MORI; ENDO; NISHIZAWA; TSUNOO *et al.*, 2005). A fim de adequar grandezas dosimétricas aos avanços da tecnologia, o relatório 111 da AAPM (AAPM, 2010) apresentou uma nova metodologia para dosimetria em CT.

2.3.1 Dose absorvida acumulada

Esta metodologia adota como base em sua formulação a dose acumulada na região central de um objeto simulador e, a partir dela, deriva parâmetros que dependem das seleções geométricas (colimação, espaçamento entre cortes, extensão de exposição, etc.) e de exposição (tensão, mAs, filtro, etc.) que caracterizam um dado de protocolo

⁵ No presente trabalho o termo “dose” será utilizado para representar a dose absorvida dentro de objeto simulador, não devendo ser confundido com a dose entregue aos pacientes durante um exame tomográfico.

tomográfico. A dose absorvida acumulada na região central de um objeto simulador cilíndrico resultante de múltiplas rotações cobrindo um comprimento de varredura L pode ser descrita pelo produto de convolução (AAPM, 2010; 2020; ICRU, 2012):

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z - z') dz' = \frac{1}{b} f(z) \otimes \Pi\left(\frac{z}{L}\right), \quad (8)$$

em que $D_L(z)$ é a *dose absorvida acumulada*. Nesta equação, $\Pi\left(\frac{z}{L}\right)$ é uma função retangular de altura unitária e largura L (DIXON, 2003). Esta definição é válida na ausência de modulação de corrente do tubo. A Figura 2 apresenta exemplos de várias curvas $D_L(z)$ para diferentes valores de L .

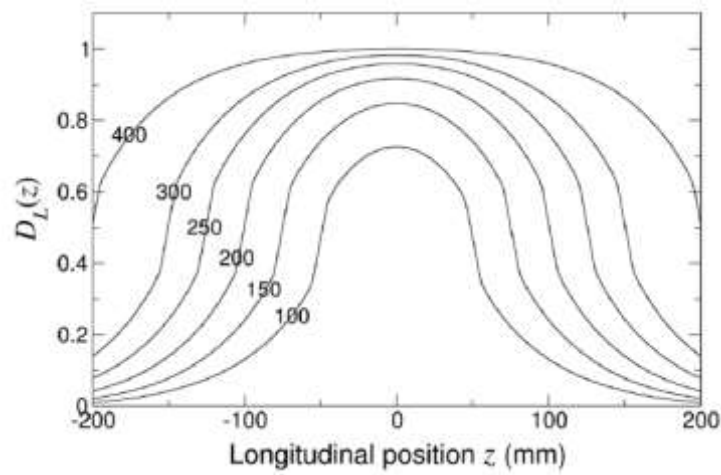


Figura 2. $D_L(z)$ em função de z para várias *larguras diretamente irradiada* L , de 100 mm até 400 mm. Fonte: (NAKONECHNY; FALLONE; RATHEE, 2005).

É possível avaliar a Equação (8) para o caso de $z = 0$, sendo a *função de aproximação ao equilíbrio* ($h(L)$) (ICRU, 2012):

$$h(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'. \quad (9)$$

Para o relatório 111 da AAPM (AAPM, 2010), a nomenclatura utilizada para a representar a *dose absorvida acumulada na posição longitudinal em $z = 0$* é $D_L(z = 0)$ ($D_L(z)$ em $z = 0$), que não é utilizada neste trabalho. De acordo com o ICRU 87 (ICRU, 2012), as grandezas $D_L(z = 0)$ e $h(L)$ são semelhantes (matematicamente sinônimos), representando distribuições da dose absorvida no isocentro ($z = 0$) do objeto simulador. Neste trabalho, é utilizada a nomenclatura $h(L)$ para representar a dose absorvida acumulada na posição longitudinal.

2.3.2 Dose de equilíbrio

A partir da Figura 2, é possível perceber que os dados de $h(L)$ tendem a crescer, até atingir um limite, conforme ocorre o aumento de L . O crescimento de $h(L)$ é assintótico. O parâmetro *dose de equilíbrio*, D_{eq} , representa $h(L)$ em um objeto simulador para o caso de L tender ao infinito (AAPM, 2010):

$$D_{eq} = \frac{1}{b} \int_{-\infty}^{+\infty} f(z') dz' \propto a/b, \quad (10)$$

em que a é a largura do colimador pré-paciente ao longo do eixo de rotação. Esta colimação é utilizada para limitar a largura do feixe de raios X, evitando radiação desnecessária no paciente (SAMEI; PECK, 2019). Por D_{eq} ser proporcional à a/b , o parâmetro pode ser escrito em função de a e b , sendo $D_{eq} = D_{eq}(a, b)$ (AAPM, 2010).

2.3.3 Produto de equilíbrio dose-pitch

A Equação (10) identifica que D_{eq} é proporcional a razão a/b . Multiplicando D_{eq} pelo *pitch* (b/nT), se obtém o *produto de equilíbrio dose-pitch* (\widehat{D}_{eq}) (AAPM, 2010), sendo uma alternativa para expressar D_{eq} de forma independente de b :

$$\widehat{D}_{eq} = p \cdot D_{eq}(a, p) \propto \frac{a}{nT}. \quad (11)$$

Para diferentes valores de *pitch*, a seguinte relação é verdadeira, mantendo \widehat{D}_{eq} constante:

$$\widehat{D}_{eq}(a) = p_1 \cdot D_{eq}(a, p_1) = p_2 \cdot D_{eq}(a, p_2). \quad (12)$$

Esta explicação é válida apenas se a e nT se mantiverem constantes. Isso implica que, para dois valores de *pitch*, p_1 e p_2 , \widehat{D}_{eq} se mantém constante (AAPM, 2010).

2.3.4 Função de aproximação ao equilíbrio normalizada

Com os parâmetros D_{eq} e $h(L)$, é possível definir a grandeza *função de aproximação ao equilíbrio*, $H(L)$ (AAPM, 2010; DIXON; BOONE, 2010), sendo definida como:

$$H(L) = \frac{h(L)}{D_{eq}}. \quad (13)$$

$H(L)$ pode ser expressa analiticamente por uma função exponencial crescente (ICRU, 2012):

$$H(L) = \frac{1}{1 + \eta} + \frac{\eta}{1 + \eta} \cdot \left(1 - e^{-\frac{L}{d}}\right), \quad (14)$$

em que d e η são parâmetros para serem encontrados para que a função $H(L)$ se adeque aos dados experimentais. O fator η é a *razão entre a intensidade do feixe espalhado e a do feixe primário (SPR)* (DIXON; MUNLEY; BAYRAM, 2005).

A expressão da função $H(L)$ utilizada no presente trabalho foi a Equação (15), sendo essa a equação utilizada pelo relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020):

$$H(L) = (1 - \alpha) + \alpha \cdot \left[1 - e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}\right] = 1 - \alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}. \quad (15)$$

em que α é a *fração de espalhamento* e L_{eq} é o *comprimento de equilíbrio* (AAPM, 2010).

O parâmetro α é ligeiramente menor do que 1 para medições no eixo central em objetos simuladores com um alto valor de diâmetro (como, por exemplo, 30 cm), em que o feixe espalhado domina a contribuição da radiação primária (AAPM, 2010).

A partir da Equação (14), para o caso de L tender ao limite de infinito, os termos da equação $1/(1 + \eta)$ e $\eta/(1 + \eta)$ são definidos como *fração primária* e *fração de espalhamento*, respectivamente, representando a fração da radiação primária e espalhada em $z = 0$ (ICRU, 2012).

Já na Equação (15), o primeiro termo, $(1 - \alpha)$, corresponde à razão da radiação primária da dose acumulada na posição $z = 0$. O segundo termo, $\alpha \cdot \left[1 - e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}\right]$, representa a fração da radiação espalhada. Para o caso de L tender ao infinito, a fração de radiação espalhada se torna α . Desta forma, é possível observar que α e $\eta/(1 + \eta)$ representam a fração da radiação espalhada para $L = \infty$ (GONZALES, 2019), como indicado na Equação (16).

$$\alpha = \frac{\eta}{1 + \eta}. \quad (16)$$

Sendo α matematicamente igual à $\eta/(1 + \eta)$, será definida como *fração de espalhamento*.

O parâmetro L_{eq} indica uma distância de L grande o suficiente para que $h(L)$ seja próximo à D_{eq} . Para $L = L_{eq}$, o valor da exponencial se torna um valor próximo a zero, sendo $e^{-\frac{4L_{eq}}{L_{eq}}} = e^{-4} \approx 0,0183$, tornando a diferença de $h(L = L_{eq})$ para D_{eq} é menor do que 2% (AAPM, 2010).

Outro modelo para descrever a curva com um crescimento assintótico de $H(L)$, está representado pela Equação (17) (LI; ZHANG; YANG; LIU, 2014):

$$H(L) = 1 - \alpha \cdot e^{-\left(\frac{L}{d}\right)^n}, \quad (17)$$

onde os parâmetros a serem determinados são α , d , e n . O modelo de $H(L)$ descrito pela Equação (17) não foi utilizado nesse trabalho.

Uma aplicação prática para os resultados é utilizar o descritor $H(L)$ para calcular o valor da *estimativa de dose especificada pelo tamanho* (SSDE) em posição longitudinal (SSDE(z)) em pacientes (LI; MARSCHALL; YANG; LIU, 2022).

A curva de crescimento da dose é expressa por $h(L)$, sendo representado matematicamente pela seguinte função (AAPM, 2020):

$$h(L) \approx D_{eq} \cdot H(L) = D_{eq} \left[1 - \alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}} \right]. \quad (18)$$

2.3.5 Função de aproximação ao equilíbrio generalizada

A função $H(L)$ é a normalização de $h(L)$ por D_{eq} . Porém, também é possível normalizar a função $h(L)$ por $CTDI_{vol}$ (ICRU, 2012), que fornece um comportamento generalizado da função de aproximação ao equilíbrio aproximadamente independente do espectro, filtro *bow-tie*, colimação, fabricante, etc.. Esta generalização é definida pela função $G_x(L)$ (adimensional):

$$G_x(L) = \frac{h_x(L)}{CTDI_{vol}}, \quad (19)$$

em que o índice x representa se a medição foi realizado no eixo central ou periférico (sendo que o índice x é c para eixo central e p para eixo periférico). A função $G_x(L)$ permite a comparação dos resultados considerando diferentes tomógrafos ou protocolos clínicos (como diferentes para espectro de raios X, filtro, largura da colimação, etc.) (ICRU, 2012).

2.3.6 Dose de equilíbrio ponderada

A grandeza *dose de equilíbrio ponderada* ($D_{eq,w}$), indica um valor representativo da dose de equilíbrio média na seção transversal do objeto simulador. A forma de se obter $D_{eq,w}$ é análoga ao $CTDI_w$, em que a representação da dose média da seção transversal é a soma de 1/3 da dose no eixo central mais 2/3 da média das doses nos eixos periféricos:

$$D_{eq,w} = \frac{1}{3}D_{eq,c} + \frac{2}{3}D_{eq,p}, \quad (20)$$

em que $D_{eq,c}$ e $D_{eq,p}$ são as doses de equilíbrio para medições com a câmara de ionização no eixo central e periférico, respectivamente. Para o relatório 200 da AAPM, a nomenclatura utilizada para a *dose de equilíbrio ponderada* é $\overline{D_{eq}}$ (AAPM, 2020).

Também pode-se obter *função $h(L)$ ponderada* ($h_w(L)$) como:

$$h_w(L) = \frac{1}{3}h_c(L) + \frac{2}{3}h_p(L), \quad (21)$$

sendo $h_c(L)$ para o eixo central e $h_p(L)$ para o eixo periférico. Também é possível unir as grandezas \widehat{D}_{eq} e $D_{eq,w}$, multiplicando $D_{eq,w}$ pelo *pitch*, resultando na grandeza $\widehat{D}_{eq,w}$.

3 Materiais e métodos

3.1 Materiais

Para a implementação da metodologia deste trabalho, foi construído um objeto simulador para realizar medições em três diferentes tomógrafos do InRad-FMUSP. Foram selecionados diferentes protocolos clínicos dedicados a exames de *cabeça e corpo* para esta implementação. As medições foram realizadas com câmaras de ionização e os resultados foram avaliados segundo a metodologia proposta pelo relatório 200 da AAPM.

3.1.1 Objeto simulador ICRU/AAPM

No presente trabalho, o dispositivo utilizado para medições da dose absorvida acumulada foi proposto inicialmente pelo ICRU 87 (ICRU, 2012) e será identificado como objeto simulador ICRU/AAPM. A descrição deste objeto simulador, com seu desenho técnico, foi apresentado no relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020) e é construído em polietileno de ultra alto peso molecular (PE-UHMW). O motivo da escolha deste material é por este ser leve e por possuir uma similaridade radiológica com tecido adiposo (AAPM, 2020). O objeto simulador é formado por três cilindros acopláveis (cada um com 300 mm de diâmetro e 200 mm de comprimento), resultando em 600 mm de comprimento no total. Como a densidade do UHMW é de $0,97 \text{ kg/cm}^3$, a massa de cada cilindro é de 13,7 kg. Logo, os três cilindros acopladas possuem uma massa total de 41,1 kg. Na parte interna do objeto simulador, há orifícios para poder inserir a câmara de ionização no eixo central e periférico.

A Figura 3 mostra as estruturas do objeto simulador ICRU/AAPM. Nesta Figura, aparecem três seções intermediárias, que são cilindros acopláveis.

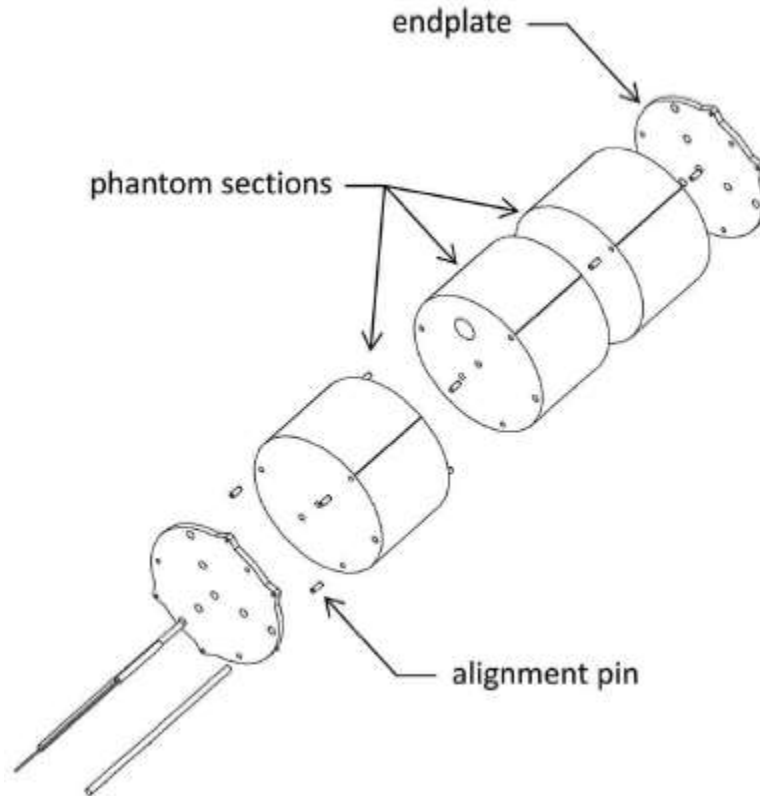


Figura 3. Estruturas que compõe o objeto simulador ICRU/AAPM. Fonte: (ICRU, 2012).

Para a construção do objeto simulador, foi realizada a cotação dos materiais necessários em empresas que comercializam plásticos industriais⁶. Após a compra dos materiais, os componentes do objeto simulador ICRU/AAPM foram construídos pela Oficina Central do Instituto de Física da USP para serem utilizados nas medições do presente projeto (Figura 4). Os cilindros, da esquerda para a direita, são nomeados, para este trabalho, como *A*, *B* e *C*, respectivamente. No cilindro *B*, pode-se perceber que há um orifício. Este orifício tem a finalidade de testes para contraste, o que não foi utilizado neste trabalho. Para montar o objeto simulador, os cilindros *A* e *B* devem ser alinhadas para que sejam aplicados pinos (Figura 5a) nos furos para juntar os cilindros (Figura 5b).

Com os cilindros *A* e *B* acopladas, o mesmo deve ser feito para os cilindros *B* e *C*. Nas extremidades do objeto simulador, existem placas de 15 mm de espessura, chamadas de *End Caps* (Figura 6).

⁶ Os materiais utilizados como matéria prima do objeto simulador aplicado no presente projeto custaram R\$5113,26 no segundo semestre de 2021.

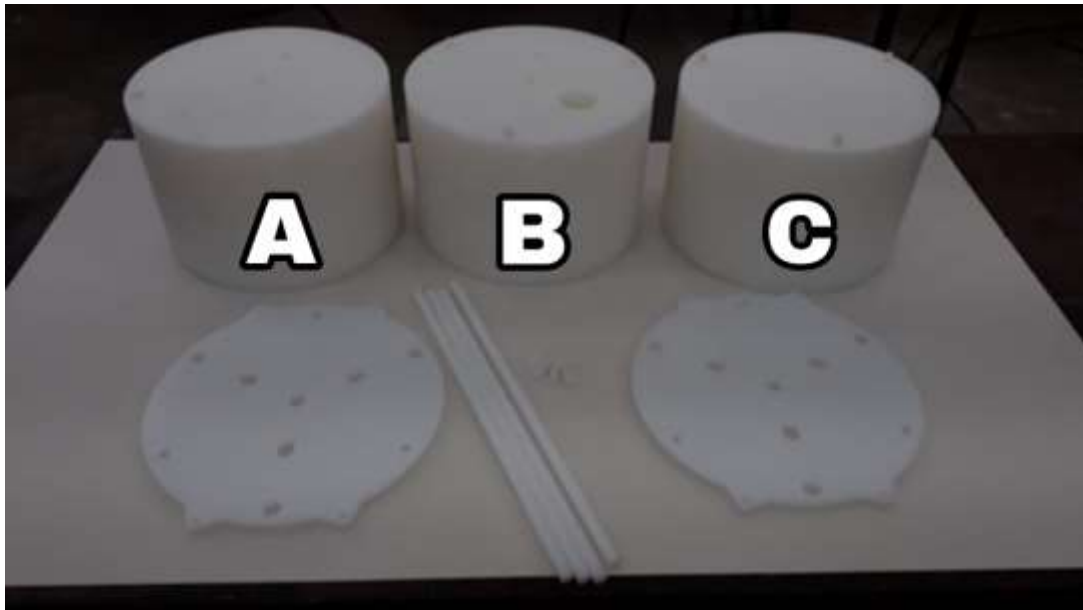


Figura 4. Estruturas que compõe o objeto simulador. Da esquerda para a direita, seções: A, B e C. Foto tirada por Marcos Santos de Souza (editado).

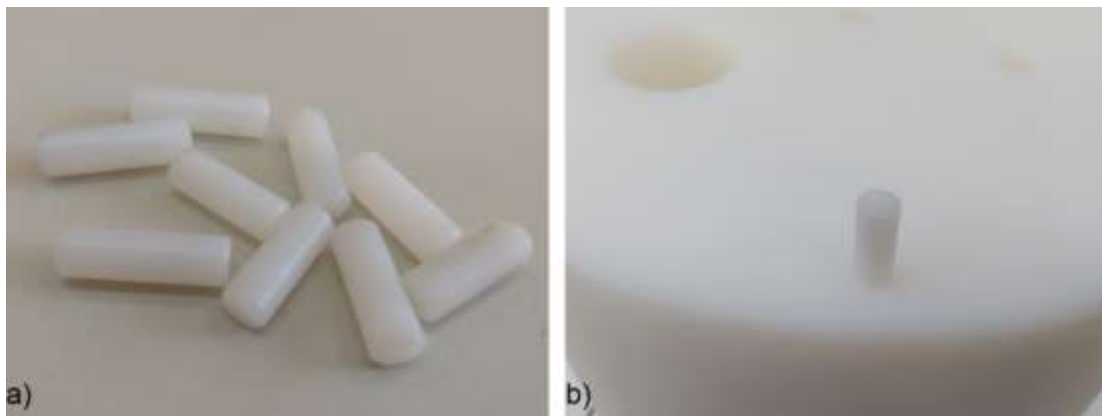


Figura 5. a) Pinos para acoplar as seções do objeto simulador. b) Um pino inserido em um cilindro do objeto simulador. Figura de autoria própria.

As placas possuem dois suportes para fornecer a estabilidade ao objeto simulador. Em cada suporte da placa, há um orifício para que uma corda possa ser utilizada para a fixação firme das três partes do objeto simulador. A corda precisa ser bem resistente e de baixo Z_{ef} , como nylon ou polietileno, para não provocar atenuação significativa dos raios X no momento da medição. Após montado, deve-se verificar se não há lacunas entre os cilindros (Figura 7).



Figura 6. Placa *End Cap* do objeto simulador. A área selecionada em verde (no topo da imagem) é onde a câmara de ionização deve ser introduzida para medição no eixo periférico. Fonte: Marcos Santos de Souza.



Figura 7. Lacuna entre as seções do objeto simulador. Figura de autoria própria.

O objeto simulador ICRU/AAPM completo aparece montado na Figura 8. Com o objeto simulador montado (Figura 9), pode-se realizar as medições em tomógrafos.

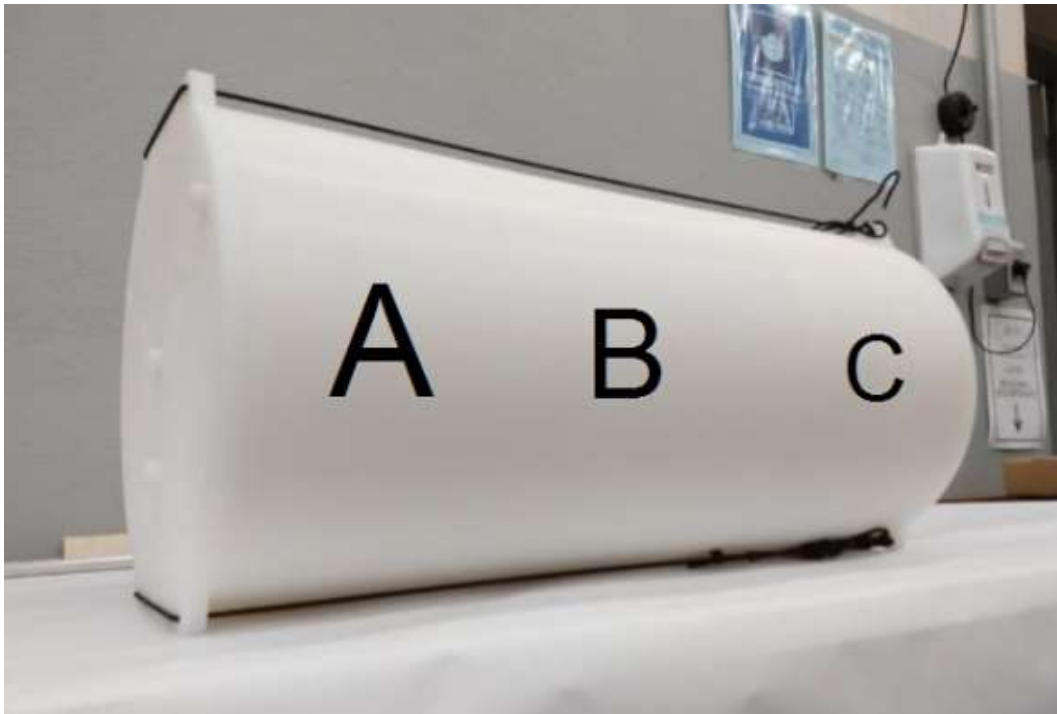


Figura 8. Seções do objeto simulador montado. Figura de autoria própria.



Figura 9. Objeto simulador ICRU/AAPM sob a mesa de um tomógrafo. Figura de autoria própria.

O objeto simulador ICRU/AAPM é utilizado tanto para exames de protocolos clínicos de *cabeça* quanto de *corpo*. Isso contrasta com as medições para $CTDI_{100}$, que emprega objetos simuladores diferentes para *cabeça* e *corpo*.

3.1.2 Medições utilizando câmara de ionização

Para medições considerando extensões de varredura maiores, é utilizado uma câmara de ionização de dimensões pequenas, tipo dedal (AAPM, 2010). Este método fornece diretamente o valor da medição, pela integração da corrente dentro da câmara (DIXON; BALLARD, 2007).

A medição consiste em inserir este tipo de câmara de ionização nos orifícios existentes na região do eixo central e periférico do objeto simulador (Figura 10).



Figura 10. Câmaras de ionização foram inseridas nos orifícios central e periférico do objeto simulador. Figura de autoria própria.

A câmara de ionização deve ser centralizada cuidadosamente no objeto simulador. No cabo condutor que está acoplado à câmara de ionização, foi marcado a posição para que se verifique que a câmara de ionização está na posição $z = 0$ do objeto simulado. A posição da câmara de ionização no interior do objeto simulador pode ser checado utilizando a radiografia por projeção de varredura do tomógrafo (Figura 11).

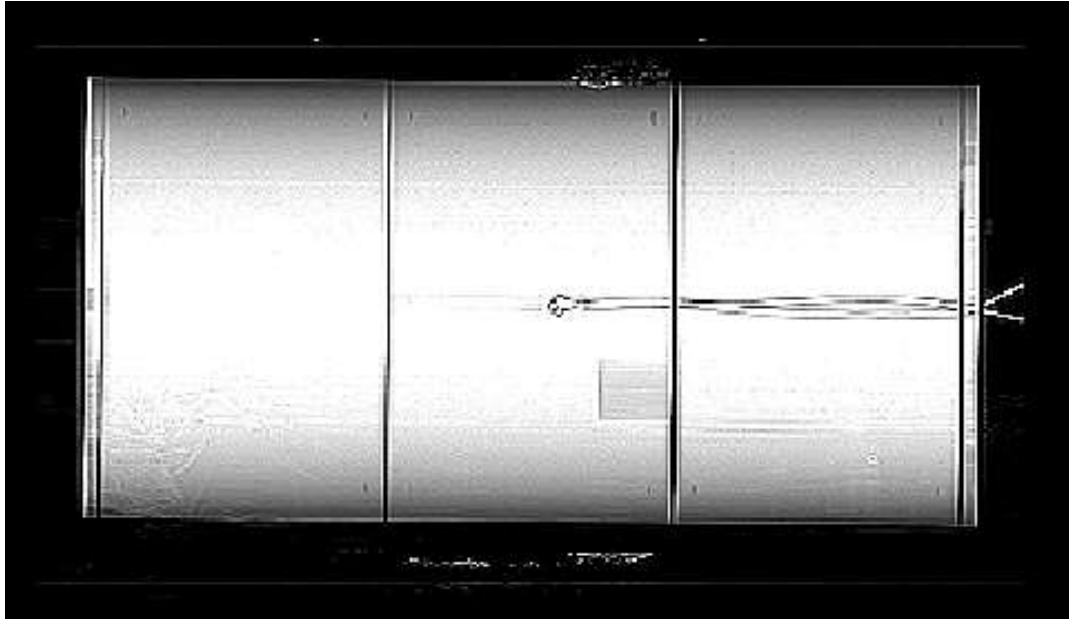


Figura 11. Projeção do objeto simulador obtida pelo tomógrafo da Aquilion CXL 128 da Toshiba. É possível visualizar as estruturas internas do objeto simulador, incluindo a câmara de ionização na posição $z = 0$ do objeto simulador. Figura de autoria própria.

O uso de uma câmara de ionização tipo dedal para obter a dose em uma distância de medição $v \cdot t_0$ é sempre idêntica à integração do perfil de dose $f(z)$ sob o comprimento L (DIXON, 2019). Este método de medição utilizando uma câmara de ionização tipo dedal apresenta resultados equivalentes ao uso de uma câmara de ionização do tipo lápis (ANDERSON, 2005).

A câmara de ionização utilizada neste trabalho foi fabricada pela Radcal Corporation e possui volume de $0,6 \text{ cm}^3$, modelo $10 \times 6-0.6\text{CT}$ (S/N 02- 4831) (Radcal Corporation, 2011). Esta câmara de ionização foi conectada a um módulo digitalizador, Accu-Gold+ (model AGDM+, S/N 48-1054). A câmara de ionização possibilita duas formas de apresentar os resultados das medições: por taxa de kerma no ar (dK/dt) em *tempo real* (continuamente) ou pela integração da dose total obtida após uma varredura. Ambas são registradas automaticamente pelo sistema de medição em arquivos MS-Excel.

3.1.3 Tomógrafos utilizados

As medições no objeto simulador ICRU/AAPM foram realizadas em três tomógrafos de diferentes companhias: *General Electric (GE Discovery CT750HD)*,

Toshiba (Aquilion CXL 128), e *Philips (Brilliance 64)*. As Tabelas 1-3 apresentam os protocolos escolhidos para a realização das medições em cada tomógrafo.

Tabela 1. Protocolos adotados para medições no equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.

Parâmetro	Protocolos	
	<i>corpo</i>	<i>cabeça</i>
Tensão (kV)	80, 100, 120 e 140	80, 100, 120 e 140
Tempo de rotação (s)	1,0	1,0
<i>Pitch</i>	0,516 e 0,984	0,531 e 0,969
Filtro <i>Bow-tie</i>	<i>Body</i>	<i>Head</i>
Colimação (mm)	40	20
Número de imagens por rotação	64	32
Largura do detector (mm)	0,625	0,625
Carga por rotação (mAs)	100	100

Tabela 2. Protocolos adotados para medições no equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.

Parâmetro	Protocolos	
	<i>corpo</i>	<i>cabeça</i>
Tensão (kV)	80, 100, 120 e 135	80, 100, 120 e 135
Tempo de rotação (s)	1,0	1,0
<i>Pitch</i>	0,641, 0,828 e 1,484	0,656, 0,844 e 1,406
Filtro <i>Bow-tie</i>	<i>Body Std Axial</i>	<i>Head Brain</i>
Colimação (mm)	32	16
Número de imagens por rotação	64	32
Largura do detector (mm)	0,5	0,5
Carga por rotação (mAs)	100	100

Tabela 3. Protocolos adotados para medições no equipamento Brilliance 64 da Philips.

Parâmetro	Protocolos	
	<i>corpo</i>	<i>cabeça</i>
Tensão (kV)	80, 100, 120 e 140	80, 100, 120 e 140
Tempo de rotação (s)	1,0	1,0
<i>Pitch</i>	0,643, 0,983 e 1,173	0,670, 0,893 e 1,173
Filtro <i>Bow-tie</i>	<i>Std B</i>	<i>Std UB</i>
Colimação (mm)	40	40
Número de imagens por rotação	64	32
Largura do detector (mm)	0,625	0,625
Carga por rotação (mAs)	100	100

3.2 Métodos

Nesta subseção são descritos os processos para medição pelos dois métodos utilizados: *serial* e *single scan* (AAPM, 2020). Posteriormente, são descritas as metodologias para obtenção dos parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α , que descrevem $h(L)$ (Equação (18)). Também é descrito como os dados experimentais foram validados e como foi avaliada a eficiência para o mesmo comprimento de medição em $CTDI_{100}$, para o caso de $L = 100$ mm.

3.2.1 Obtenção da curva $h(L)$

Existem dois métodos de medição para obter os dados da curva $h(L)$ em diferentes valores de L , o método *serial* e método *single scan* (AAPM, 2020). No método *serial* (descrito com mais detalhes na seção 3.2.1.1) obtém-se um único valor de $h(L)$ por medição para um dado valor de L , com a varredura sendo realizada de $-L/2$ a $+L/2$. O procedimento é repetido para vários valores de L para formar a curva $h(L)$. No método *single scan* (descrito com mais detalhes na seção 3.2.1.2) obtém-se a curva $h(L)$ com uma única varredura ao longo de todo o objeto simulador. Este método necessita de uma câmara de ionização que possa fazer medições da taxa de kerma no ar (dK/dt) em *tempo real*.

No presente trabalho, os parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α da função que descreve $h(L)$ (Equação (18)) foram obtidos a partir do método *single scan*, que é mais recomendável segundo o relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020). Contudo, também é possível obter a curva $h(L)$ pelo método *serial*. A vantagem do método *single scan* é adquirir vários dados de $h(L)$ com uma única varredura, enquanto o método *serial* produz apenas um valor de $h(L)$ por varredura, consumindo mais tempo de medição.

3.2.1.1 Aplicação do método *serial*

O método *serial* realiza um conjunto de k medições de varreduras com diferentes distâncias L para se obter um conjunto de k dados de $h(L)$. Para um conjunto $k = 3$ diferentes valores de L (Figuras 12a, 12b e 12c), a Figura 12d mostra $h(L)$ versus L para as medições nos três diferentes valores de L .

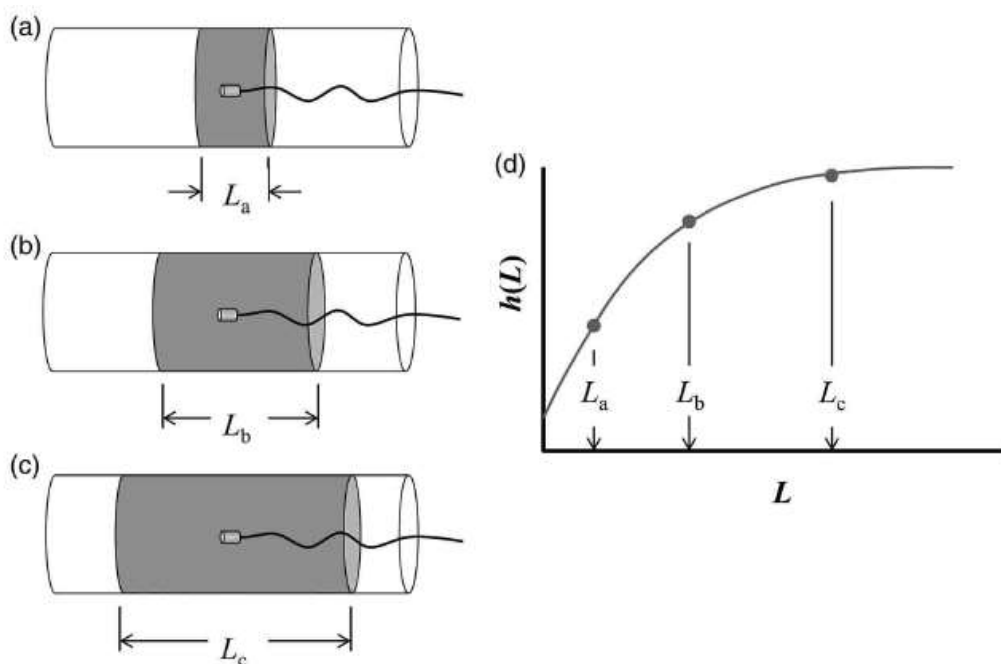


Figura 12. Aumentando a largura de medição, o valor de $h(L)$ é maior, crescendo assintoticamente.

Fonte: (ICRU, 2012).

Para cada medição, os valores de dose absorvida acumulada são apresentados no display ligado ao módulo digitalizador da câmara de ionização. O método *serial* não é recomendável para este fim por necessitar de diversas medições de diferentes distâncias L , demandando mais tempo do que o método *single scan*, além de desgastar o tomógrafo. Para o método *serial*, os dados $h(L)$ para diferentes distâncias L foram medidos para

protocolos de 120 kV, filtro tipo *corpo* e posição da câmara de ionização no eixo central. As medições pelo método *serial* foram realizadas para validar a compatibilidade com o método *single scan*.

Um cuidado que deve ser tomado ao se aplicar o método *serial* é o cálculo adequado de L . A distância selecionada no console do tomógrafo é a *largura de reconstrução de imagens*, que é significativamente menor do que L . A *largura de reconstrução de imagens* representa a largura da imagem tomográfica reconstruída, o que desconsidera o valor do *over-ranging* (AAPM, 2010), que é um incremento de medição pelos tomógrafos para que a matriz de detector tenha detectado toda a *largura de reconstrução de imagens* (AAPM, 2020).

O conceito de *over-ranging* também é encontrado na literatura como *over-scanning*, como no relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020). Desta forma, devido ao fato de a *largura de reconstrução de imagens* desconsiderar o *over-ranging*, a extensão de reconstrução das imagens do objeto selecionada no console do equipamento (*largura de reconstrução de imagens*) precisa ser corrigida para obter o valor de L .

Existem diversos métodos para estimar o *over-ranging*. O método mais simples considera a relação do DLP com o $CTDI_{vol}$, que foi descrita em 2.2, pela Equação (7) (SCHILHAM; VAN DER MOLEN; PROKOP; DE JONG, 2010). O valor de L é expresso pela soma da *largura de reconstrução de imagens* com o *over-ranging*:

$$L = L_{imagens} + L_{over-ranging}, \quad (22)$$

em que $L_{imagens}$ é a *largura de reconstrução de imagens* e $L_{over-ranging}$ é o valor estimado do *over-ranging*. Com esse método, o valor do *over-ranging* é estimado de forma simples:

$$L_{over-ranging} = \frac{CTDI_{vol}}{DLP} - L_{imagens}. \quad (23)$$

Os valores de DLP e $CTDI_{vol}$ são fornecidos pelo cabeçalho DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). No relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020), a distância L , para o método *serial*, foi calculada utilizando a expressão:

$$L = DLP/CTDI_{vol}. \quad (24)$$

Para este trabalho, a distância L , no método *serial*, utilizou a mesma metodologia utilizada pelo relatório 200 da AAPM (Equação (24)).

Um outro método proposto para estimar o *over-ranging* realiza a medição com cinco fitas (*imaging plates*) ao redor de um objeto simulador de acrílico, em que é realizado uma varredura helicoidal. As imagens são carregadas e salvas no formato DICOM. O *over-ranging* é estimado utilizando uma ROI (*region of interest*) contendo a imagem das cinco fitas ao longo do eixo z (URIKURA; HARA; YOSHIDA; NISHIMARU *et al.*, 2019). Esse método não foi utilizado nesse trabalho.

O *Vídeo 1* mostra como foi realizado o método *serial*, indicando, também, os dados do cabeçalho DICOM de $CTDI_{vol}$ e DLP. Este vídeo apresenta uma medição do equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric com os seguintes protocolos clínicos: tensão de 120 kV, *pitch* de 0,984, filtro tipo *corpo* e posição da câmara de ionização no eixo central.

3.2.1.2 Aplicação do método *single scan*

O método *single scan* possibilita a obtenção dos dados para a curva $h(L)$ com apenas uma única varredura e é um método mais simples de utilizar, em comparação ao método *serial* (AAPM, 2020). Para este método, a câmara de ionização realiza medições da taxa do kerma no ar, dK/dt . O método de medição *single scan* está representado no *Vídeo 2*. A partir deste vídeo, pode-se observar que há “degraus” no gráfico do perfil de dose. Esses degraus são causados pela atenuação da mesa em que o objeto simulador está suportado. Observando a reprodução (*Vídeo 3*), é possível visualizar que, quando o tubo de raios X passa abaixo do objeto simulador, há uma queda no perfil de dose, devido à atenuação da mesa.

Os dados da medição são exportados para um arquivo do MS-Excel em que uma coluna são registrados os valores taxa de kerma no ar e em outra coluna é registrado o tempo a partir do início da medição. A primeira etapa do tratamento dos dados registrados é a conversão das colunas taxa de kerma no ar, dK/dt , em taxa espacial de kerma no ar, dK/dz , e a coluna que registra o tempo a partir do início da medição em posição da câmara de ionização. Para isso, utiliza-se a velocidade da mesa de exames durante a varredura (AAPM, 2020).

A velocidade da mesa pode ser obtida diretamente no console do tomógrafo ou no cabeçalho DICOM pela TAG 0018,9309. Um cuidado necessário para se ter é que o termo *table speed* é frequentemente utilizado para indicar o deslocamento da mesa por rotação (AAPM, 2020). A velocidade da mesa também pode ser representada por protocolos de medição do tomógrafo, sendo a distância da mesa por rotação do tubo de raios X no *gantry* dividido pelo tempo de uma rotação:

$$v = \frac{dz}{dt} = \frac{b}{\tau}, \quad (25)$$

onde v é a velocidade da mesa durante a varredura e τ o tempo de cada rotação do tubo de raios X no *gantry*. Pela definição de *pitch*, o deslocamento da mesa por rotação pode ser escrito como $b = p \cdot nT$. Desta forma, a velocidade é:

$$v = \frac{p \cdot nT}{\tau}. \quad (26)$$

Neste trabalho, a velocidade da mesa foi obtida a partir da Equação (26). Utilizando os dados da taxa de kerma no ar pelo tempo (dK/dt), deve-se dividir pela velocidade (dz/dt), para que seja obtida a taxa espacial de dose (dK/dz) (AAPM, 2020). Os dados registrados na coluna referente ao tempo devem ser multiplicados pela velocidade para que também estejam no domínio distância.

Ainda nos dados no domínio distância, a referência dos dados deve ser alterada para que a posição $z = 0$ esteja no centro, equidistante dos limites superior e inferior. Este procedimento só pode ser aplicado em casos em que a velocidade da mesa de exames é constante, correspondente à maioria dos casos práticos.

Um detalhe a se observar é que, em comparação com o método *serial*, o método *single scan* não utiliza a correção da *largura de reconstrução de imagens*. Isso ocorre porque, para o método *single scan*, a largura de medição é estimada multiplicando-se o tempo medido (obtido pela câmara de ionização) pela velocidade de translação da mesa (obtida através de parâmetros do tomógrafo ou pelo cabeçalho DICOM).

Para os valores de dose absorvida medidos pela câmara de ionização em *tempo real*, o tempo entre duas amostragens consecutivas é constante. Sendo a velocidade de translação da mesa constante, a diferença entre dois dados de posição consecutivos também é constante. A forma adotada no presente trabalho para realizar a integração dos

valores da taxa espacial de dose foi pelo método da integral de Riemann. O processo de integração é demonstrado visualmente no *Vídeo 4*. A validação deste método de integração numérica foi realizada comparando-se os dados obtido pela integral da taxa espacial de kerma no ar (dK/dz) com os valores correspondentes fornecidos pela câmara de ionização (AAPM, 2020). Neste caso, para uma mesma medição, o resultado apresentado pela câmara de ionização deve ser muito similar ao valor da integral da taxa de dose. Para esta comparação, foram utilizadas medições com os seguintes protocolos: tensão de 120 kV, posição da câmara de ionização no eixo central, filtro tipo *corpo* e *pitches* de 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. Para se calcular a diferença percentual entre as duas formas de obter a dose absorvida, foi utilizada a expressão:

$$R_{dose} (\%) = \left(\frac{Dose_{integral}}{Dose_{CI}} - 1 \right) \cdot 100 [\%], \quad (27)$$

em que $R_{dose} (\%)$ é a diferença percentual, $Dose_{integral}$ é a dose obtida pela integração numérica da taxa espacial de kerma no ar (dK/dz) e $Dose_{CI}$ é a dose medida pela câmara de ionização. O resultado esperado para $R_{dose} (\%)$ deve ser muito próximo a zero, uma vez que os métodos medem a mesma grandeza. A Figura 13 apresenta o fluxograma de como é obtida a curva $h(L)$ pelo método *single scan*.

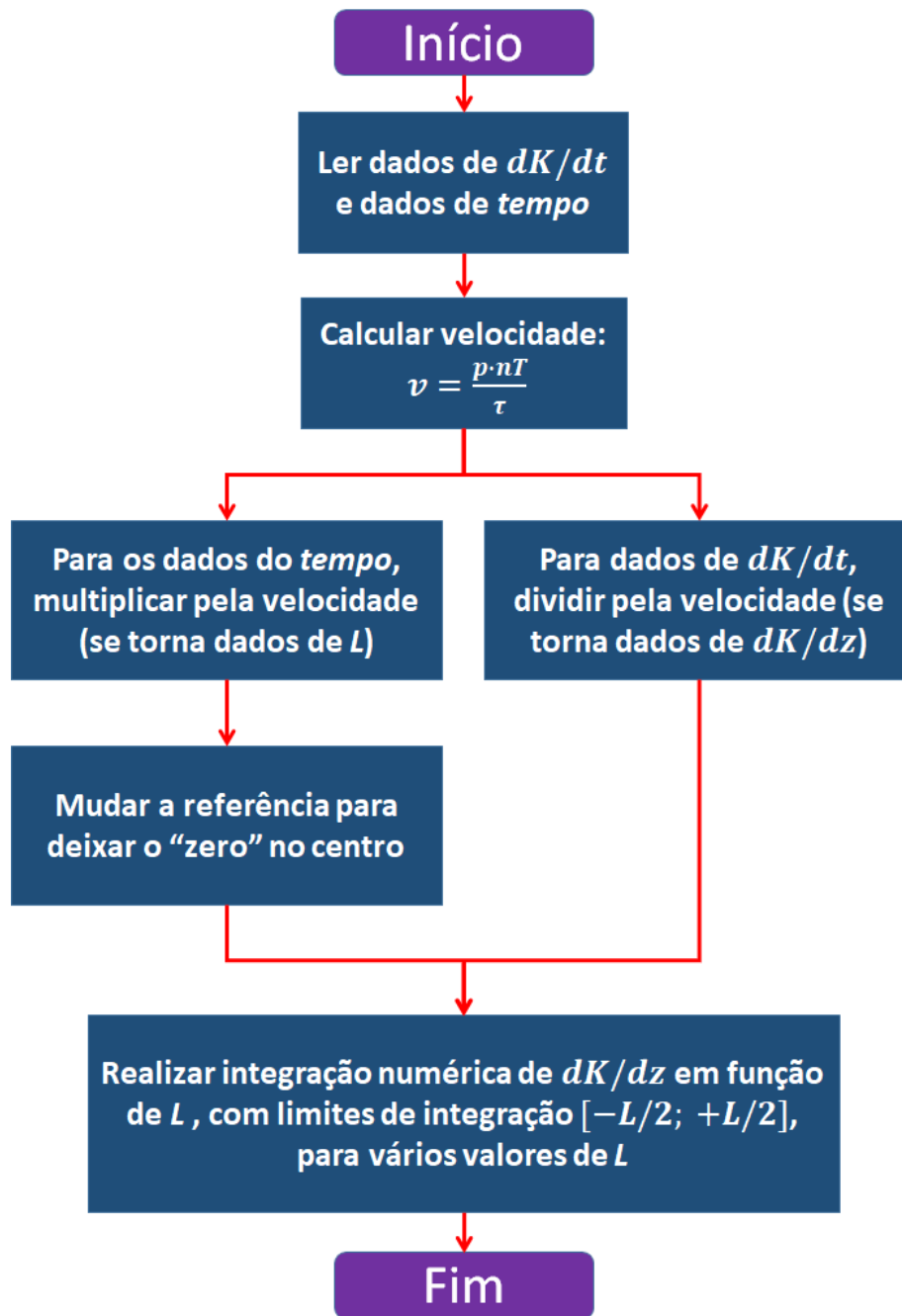


Figura 13. Fluxograma de como obter a curva $h(L)$ pelo método *single scan*.

O Apêndice A indica a obtenção da curva $h(L)$ para o caso real utilizado neste projeto: tomógrafo da General Electric, tensão de 120 kV, posição da câmara de ionização no eixo central, filtro tipo *corpo* e *pitch* de 0,984. No Apêndice B é apresentado um exemplo dos cálculos para a obtenção da curva $h(L)$ a partir dos dados da câmara de ionização em *tempo real* para um caso hipotético simplificado.

3.2.2 Procedimentos experimentais

Os passos a seguir foram realizados para preparar as medições com objeto simulador ICRU/AAPM (AAPM, 2020) nos equipamentos tomográficos e protocolos clínicos estudados.

1. **Montar o objeto simulador.** As peças do objeto simulador devem ser montadas e amarradas.
2. **Posicionamento do objeto simulador.** O objeto simulador deve ser posicionado sobre a mesa do tomógrafo com eixo alinhado ao eixo z da mesa. O furo para a câmara de ionização na periferia (indicado pelo círculo verde na Figura 6) deve estar posicionado na posição superior. O objeto simulador deve estar alinhado com o laser do tomógrafo (Figura 14).



Figura 14. Objeto simulador alinhado com o laser do tomógrafo. Figura de autoria própria.

3. **Câmara de ionização no eixo central.** A câmara de ionização deve ser posicionada no orifício central do objeto simulador. A posição da câmara de ionização deve ser checada com a radiografia de projeção para garantir que esteja na posição $z = 0$.
4. **Selecionar parâmetros.** Deve ser realizada uma varredura de 600 mm.
5. **Repetição.** Repetir o item (4) para cada combinação de interesse (tensão, *pitch*, filtro, etc.), com a câmara de ionização no eixo central.
6. **Câmara de ionização no eixo periférico.** A câmara de ionização deve ser posicionada no orifício periférico do objeto simulador. A posição da câmara de

ionização deve ser checada com a radiografia de projeção para garantir que esteja na posição $z = 0$.

7. **Repetição.** Repetir o item (4) para cada combinação de interesse (tensão, *pitch*, filtro, etc.), com a câmara de ionização no eixo periférico.

O diagrama para o processo de medições aparece na Figura 15.

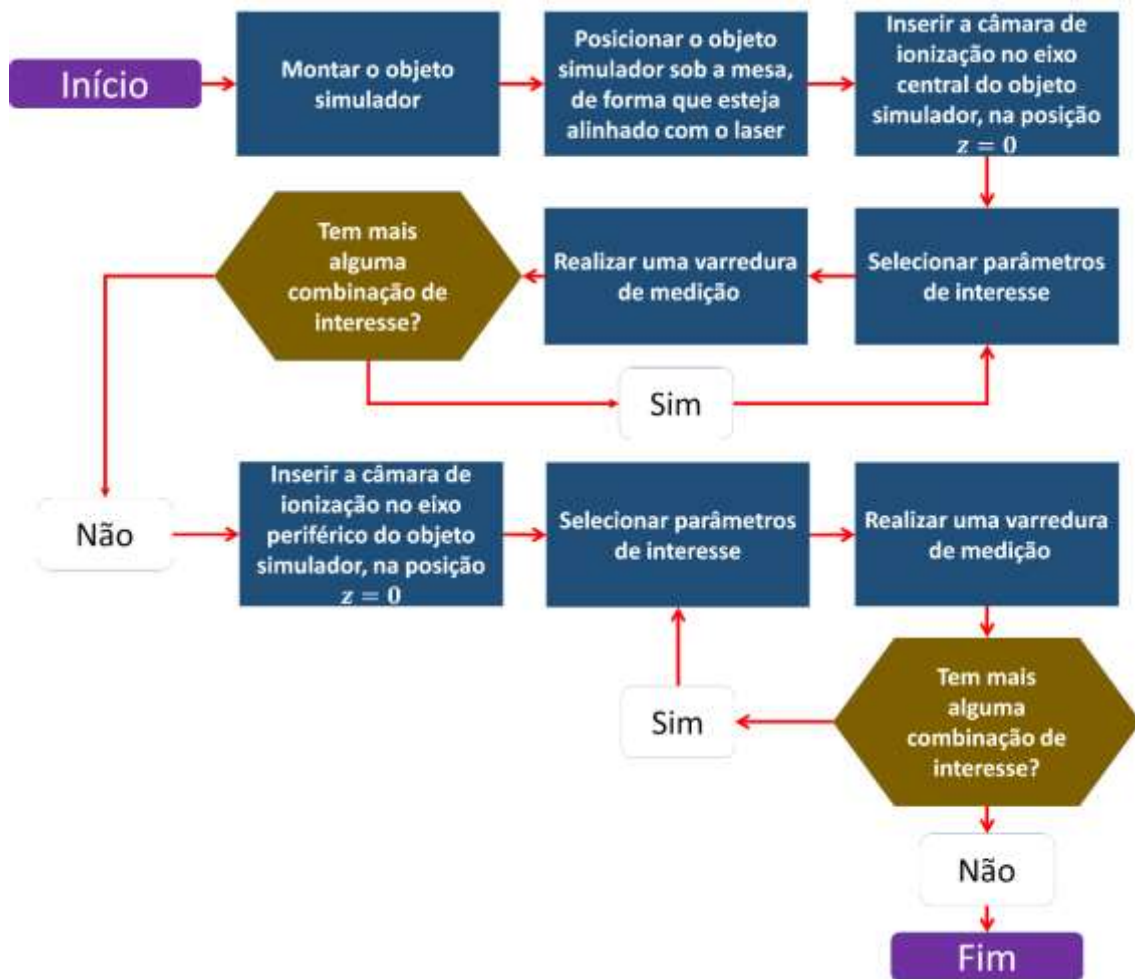


Figura 15. Diagrama dos procedimentos para as medições.

3.2.3 Determinação dos parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α

Para determinar as funções que descrevem $h(L)$, resultantes dos protocolos estudados no presente trabalho, foi utilizada a função descrita pelo relatório 200 da AAPM (Equação (18)), conforme explicado na seção 2.3.4. A determinação dos parâmetros destas funções utiliza os resultados experimentais obtidos com o objeto simulador e com a câmara de ionização e que representam os valores empíricos de $h(L)$.

Estes valores empíricos são utilizados para a determinação dos parâmetros de ajuste desta função (D_{eq} , L_{eq} e α).

Há dois métodos válidos para obter os parâmetros da função que representa $h(L)$. Um método para estimar os parâmetros é pelo *método mínimos quadrados Levenberg-Marquardt*, utilizando a ferramenta de ajuste de curva de função não-linear, pelo programa Origin 2020. Este método foi utilizado para obter os parâmetros da função que representa $h(L)$ na tese de doutorado de Gonzales (2019) (GONZALES, 2019).

Outro método para obter os parâmetros da função que representa $h(L)$ foi proposto pelo relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020). Daqui em diante, este método é chamado de *método AAPM*. Este método implica em uma manipulação algébrica da função que representa $h(L)$, de forma que os dados sejam linearizados. Este método foi aplicado por Stefani *et al.* (2022) (STEFANI; NERISSIAN; COSTA, 2022), utilizado para comparar ambos os métodos (*mínimos quadrados Levenberg-Marquardt* e método AAPM).

A partir dos parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α , foi obtida a função que representa $h(L)$ e as grandezas \widehat{D}_{eq} , $D_{eq,w}$ e $\widehat{D}_{eq,w}$. Também foram obtidos e discutidos os gráficos de $h_w(L)$, $H(L)$ e $G_c(L)$ para os seguintes protocolos: tensão de 120 kV, posição da câmara de ionização no eixo central, filtro tipo *corpo* e *pitches* de 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente.

Para a obtenção dos parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α da função que descreve $h(L)$, foi utilizado, neste trabalho, o método da AAPM. Este método consiste em uma manipulação algébrica da função que descreve $h(L)$ (AAPM, 2020).

A partir da função que descreve $h(L)$ (Equação (18)), pode-se dividir D_{eq} em ambos os lados:

$$\frac{h(L)}{D_{eq}} = 1 - \alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}. \quad (28)$$

Isolando o termo $\alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}$, resulta em:

$$1 - \frac{h(L)}{D_{eq}} = \alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}}. \quad (29)$$

É aplicado o logaritmo na base 2 em ambos os lados e utilizando a propriedade de soma de logaritmos:

$$\log_2 \left[1 - \frac{h(L)}{D_{eq}} \right] = \log_2 \left[\alpha \cdot e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}} \right] = \log_2(\alpha) + \log_2 \left[e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}} \right]. \quad (30)$$

Utilizando a identidade $e = 2^{\frac{1}{\ln(2)}}$, resulta em:

$$\log_2 \left[1 - \frac{h(L)}{D_{eq}} \right] = \log_2(\alpha) + \log_2 \left[2^{\frac{-4 \cdot L}{\ln(2) \cdot L_{eq}}} \right] = \log_2(\alpha) + \frac{-4 \cdot L}{\ln(2) \cdot L_{eq}}. \quad (31)$$

É definido $L_{1/2}$ como valor de L de forma que $e^{-\frac{4 \cdot L}{L_{eq}}} = \frac{1}{2}$:

$$e^{-\frac{4 \cdot L_{1/2}}{L_{eq}}} = \frac{1}{2} \rightarrow L_{eq} = \frac{4}{\ln(2)} L_{1/2} \approx 5,77 L_{1/2}. \quad (32)$$

Aplicando a variável $L_{1/2}$ na Equação 31:

$$\log_2 \left[1 - \frac{h(L)}{D_{eq}} \right] = \log_2(\alpha) - \frac{L}{L_{1/2}}, \quad (33)$$

que é a função a ser demonstrada, que aparece no relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020).

A Equação 33 representa uma função linear de variável L , em que $\log_2(\alpha)$ é o coeficiente linear e $-\frac{1}{L_{1/2}}$ é o coeficiente angular. Portanto, $\log_2 \left[1 - \frac{h(L)}{D_{eq}} \right]$ possui um caráter linear.

Assim, pode-se definir outra equação:

$$g(L, D^*) = \log_2 \left[1 - \frac{h(L)}{D^*} \right], \quad (34)$$

em que D^* é a estimativa da dose de equilíbrio. Pode-se perceber que a Equação (34) é similar ao lado direito da Equação (33), apenas alterando D_{eq} por D^* . Caso um dado de $h(L)$ seja superior a D^* , este dado e todos com o valor de L superiores são desconsiderados. Isto ocorre porque, caso $h(L)$ seja superior a D^* , o argumento do logaritmo se torna negativo, tornando o dado inválido.

Assim, pode-se obter a regressão linear com a curva da função $g(L, D^*)$. A melhor estimativa para D_{eq} é a que maximiza o coeficiente de determinação R^2 da função

$g(L, D^*)$. A Figura 16 representa um exemplo com dois valores para D^* (22,2 mGy e 21,9 mGy).

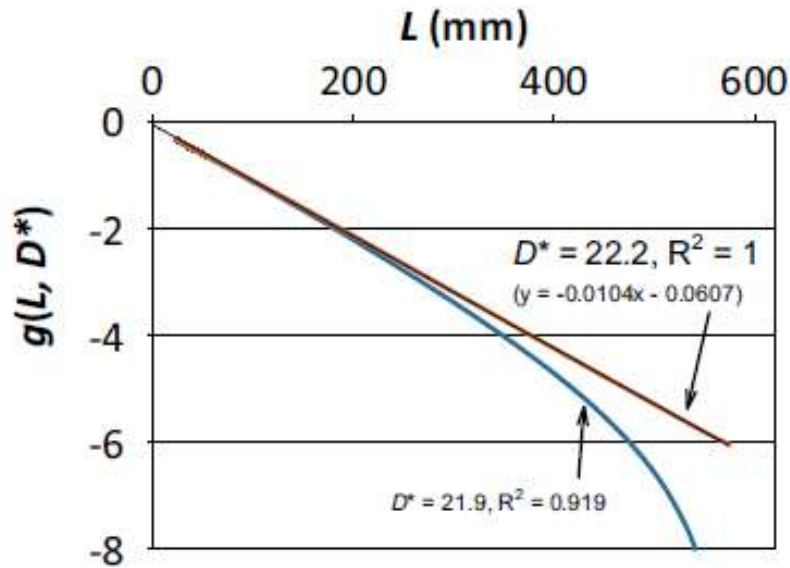


Figura 16. Diferença entre duas funções $g(L, D^*)$, sendo que a curva vermelha se aproxima a uma tendência linear. (AAPM, 2020).

Na Figura 16, para o caso de $D^* = 21,9 \text{ mGy}$, pode-se perceber que a curva diverge de uma linha reta, indicando que não é o valor correto da dose de equilíbrio. A melhor estimativa, neste caso, é para $D^* = 22,2 \text{ mGy}$, sendo uma função linear. Para cada aumento em $L_{1/2}$ na variável L causa um decaimento na função $g(L, D^*)$ em 1. Este decréscimo significa a redução da distância de D_{eq} e $h(L)$ pela metade. Caso D^* não seja uma boa estimativa de D_{eq} , a função $g(L, D^*)$ não possui uma tendência linear.

Estimar o valor da dose de equilíbrio possui duas formas: uma por “tentativa e erro” e a outra é utilizando um software de ajuste de função (no caso do relatório 200 da AAPM, é aplicando o recurso Excel-Solver neste trabalho). Com este ajuste numérico, pode-se encontrar o valor da dose de equilíbrio que melhor se adapta aos dados experimentais. Como o gráfico que se adapta aos dados experimentais na função $g(L, D^*)$ é uma função de primeiro grau (obtida por projeção linear), o coeficiente angular pode ser usado para determinar L_{eq} e o coeficiente linear pode ser usado para obter o valor de a . Obtendo a L_{eq} a partir do coeficiente angular (aqui chamado de $coef_{angular}$):

$$coef_{angular} = -\frac{1}{L_{1/2}} = -\frac{4}{L_{eq} \cdot \ln(2)} \therefore L_{eq} = -\frac{4}{coef_{angular} \cdot \ln(2)}, \quad (35)$$

e obtendo o valor de a partindo do coeficiente linear (aqui chamado de $coef_{linear}$):

$$\log_2 a = coef_{linear} \therefore a = 2^{coef_{linear}}. \quad (36)$$

Desta forma, foram obtidos os parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α para a função que descreve $h(L)$. A forma como foi obtida as incertezas dos parâmetros está descrita no Apêndice C.

Nesta metodologia de obter os parâmetros, comparada com o método dos mínimos quadrados de Levenberg-Marquardt, há uma boa compatibilidade para o parâmetro D_{eq} , mas há também uma divergência mais acentuada para os parâmetros L_{eq} e a (STEFANI; NERSISSIAN; COSTA, 2022). No entanto, para a metodologia utilizada por Stefani et al. (2022), foram utilizados poucos dados discretos, não obtidas pelo método *single scan*.

3.2.4 Validação do método *single scan* através do método *serial*

Para obter os dados de $h(L)$, foram apresentados dois métodos, *serial* e *single scan*. Como descrito anteriormente, o método *serial* se baseia nos dados de dose absorvida integrados pelo sistema eletrônico da câmara de ionização. O método *single scan* se baseia nos dados da taxa de dose absorvida registrados em *tempo real*. Como os dois métodos devem estimar o comportamento da dose absorvida da câmara de ionização na posição $z = 0$ em função da extensão de varredura, L , é esperado que os dados de ambos sejam equivalentes, considerando as incertezas envolvidas. A convergência entre os resultados de ambos os métodos foi utilizada para validar o modelo de cálculo *single scan*. Para isso, foi realizada uma avaliação comparativa entre resultados dos dois métodos para a tensão de 120 kV, câmara de ionização no eixo central e filtro tipo *corpo*. Os valores de *pitches* são 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. Com os valores obtidos por ambos os métodos, foi calculada a razão entre os dados do método *single scan* e *serial* a partir a seguinte equação:

$$R_{métodos}(L) = \left(\frac{h(L)_{single}}{h(L)_{serial}} - 1 \right) \cdot 100 [\%], \quad (37)$$

em que $R_{métodos}(L)$ é a razão entre os métodos *single scan* e *serial*, $h(L)_{single}$ e $h(L)_{serial}$ são as métricas que representam a equação que descreve $h(L)$ pelo método

single scan e *serial*, respectivamente. É esperado que $R_{m\u00e9todos}(L)$ seja um valor pr\u00f3ximo de 0. Os resultados desta compara\u00e7\u00e3o s\u00e3o apresentados no pr\u00f3ximo cap\u00edtulo.

3.2.5 Estimativa da efici\u00eancia geom\u00e9trica na dire\u00e7\u00e3o z

Devido ao avan\u00e7o da tecnologia em CT, medi\u00e7\u00f5es em 100 mm de comprimento se tornaram inadequadas, inviabilizando o uso de c\u00e2maras de ioniza\u00e7\u00e3o tipo l\u00e1pis, utilizadas em $CTDI_{vol}$, como discutidas na se\u00e7\u00e3o 2.3. Desta forma, o uso de uma c\u00e2mara de ioniza\u00e7\u00e3o tipo l\u00e1pis, utilizada em $CTDI_{vol}$, apresenta uma baixa efici\u00eancia geom\u00e9trica na dire\u00e7\u00e3o z (BOONE, 2007).

Para avaliar a efici\u00eancia geom\u00e9trica na dire\u00e7\u00e3o z nos equipamentos utilizados neste projeto, foi introduzida a m\u00e9trica ε_h para representar a efici\u00eancia geom\u00e9trica neste trabalho, sendo definida como:

$$\varepsilon_h = \frac{h(100\text{ mm})}{h(L = \infty)} \cdot 100 [\%] = \frac{h(100\text{ mm})}{D_{eq}} \cdot 100 [\%]. \quad (38)$$

A grandeza ε_h \u00e9 muito similar \u00e0 m\u00e9trica ε , apresentada por Boone (2007), que define a efici\u00eancia para $CTDI_{100}$ (BOONE, 2007).

As efici\u00eancias ε_h foram estimadas para todas as combina\u00e7\u00f5es de protocolos medidos. Obtendo a efici\u00eancia ε_h para todos os protocolos de medi\u00e7\u00e3o, foi obtida a m\u00e9dia das efici\u00eancias para protocolos de *corpo* e *cabe\u00e7a* com a posi\u00e7\u00e3o da c\u00e2mara de ioniza\u00e7\u00e3o no eixo central e perif\u00e9rico. As efici\u00eancias obtidas s\u00e3o comparadas com os dados publicados por Boone (2007) (BOONE, 2007).

4 Resultados e discussão

4.1 Parâmetros de ajuste das funções $h(L)$

Os parâmetros de ajuste da função que representa $h(L)$ foram estimados segundo a metodologia apresentada no capítulo anterior. Foram avaliados os parâmetros para todas as medições. Os valores de *pitch* e filtro *bow-tie* tipo *cabeça* e *corpo* variam para cada tomógrafo. Os valores para tensão são os mesmos para todos os tomógrafos (80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV), com exceção do tomógrafo Aquilion CXL 128 da Toshiba, em que a tensão máxima é 135 kV, e não 140 kV. As Tabelas 4-6 representam os parâmetros (D_{eq} , L_{eq} e α). Junto com os parâmetros, foram determinados os valores de \widehat{D}_{eq} , D_w e $\widehat{D}_{eq.w}$. Nas Tabelas 4-6, são apresentadas as incertezas para os parâmetros descritos. O método de obtenção das incertezas dos parâmetros de ajuste aparecem na seção 3.2.3. Avaliando os valores obtidos, pode-se perceber que os valores de α tendem a ser próximos a 1 para medições no eixo central, mas tendem a ser significativamente menores do que 1 para medições em eixos periféricos. Conforme mencionado no relatório 111 da AAPM (AAPM, 2010), o parâmetro α é ligeiramente menor que 1 para medições no eixo central em objetos simuladores de grande diâmetro (no caso, 30 cm). A variação nos resultados de α que ocorre em medições no eixo periférico é devido à posição não simétrica da câmara de ionização em relação ao tubo de raios X. Quando o tubo de raios X passa pela posição $L = 0$, o feixe atravessa o objeto simulador em diferentes ângulos, percorrendo diferentes distâncias até atingir a câmara de ionização, resultando em variações significativas nos valores de α . Os dados de D_{eq} tendem a crescer conforme a tensão aumenta e o *pitch* é menor. Isso é coerente porque, quanto maior a tensão, maior a energia dos fótons incidentes. Em relação ao *pitch*, quanto menor, mais lenta é a varredura, aumentando a quantidade de fótons incidente e, conseqüentemente, a dose depositada no detector. Uma observação a ser feita é que, para o caso do equipamento Brilliance 64 da Philips, os valores de *Produto de equilíbrio dose-pitch* não mantêm uma constante para diferentes valores de *pitch*, conforme esperado pela Equação (12). Porém, como mencionado em 2.3.3, os valores de \widehat{D}_{eq} são constantes apenas se a e nT se mantiverem constantes. Portanto, pode-se inferir que o valor de a não é constante com os demais parâmetros selecionados nos protocolos para este modelo de equipamento.

Tabela 4. Resultado dos parâmetros D_{eq} , α , L_{eq} , \widehat{D}_{eq} , D_w e $\widehat{D}_{eq,w}$ para o equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.

Tensão (kV)	Centro					Periférico					
	$pitch$	D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_w (mGy)	$\widehat{D}_{eq,w}$ (mGy)
<i>Cabeça</i>											
80	0,531	9,6(0,4)	44,0(1,0)	0,95(0,01)	5,1(0,2)	9,1(0,4)	23,6(0,9)	0,85(0,03)	4,9(0,2)	9,3(0,3)	5,0(0,2)
	0,969	4,8(0,2)	40,8(1,4)	0,94(0,02)	4,6(0,2)	5,0(0,2)	32,6(2,8)	0,58(0,04)	4,9(0,2)	4,9(0,2)	4,8(0,2)
100	0,531	19,2(0,9)	46,5(0,9)	0,95(0,01)	10,2(0,5)	17,2(0,8)	32,9(1,4)	0,68(0,02)	9,1(0,4)	17,9(0,6)	9,5(0,3)
	0,969	10,1(0,5)	44,8(1,3)	0,95(0,01)	9,8(0,4)	9,5(0,4)	37,4(3,5)	0,59(0,05)	9,2(0,4)	9,7(0,3)	9,4(0,3)
120	0,531	32,6(1,5)	51,9(0,9)	0,95(0,01)	17,3(0,8)	27,2(1,2)	30,2(0,8)	0,91(0,02)	14,4(0,6)	29,0(1,0)	15,4(0,5)
	0,969	17,9(0,8)	52,6(1,3)	0,94(0,01)	17,3(0,8)	14,5(0,7)	19,1(0,9)	1,74(0,10)	14,1(0,6)	15,6(0,5)	15,2(0,5)
140	0,531	46,7(2,1)	51,3(0,9)	0,94(0,01)	24,8(1,1)	35,8(1,6)	25,6(0,7)	0,98(0,02)	19,0(0,9)	39,4(1,3)	20,9(0,7)
	0,969	24,8(1,1)	49,0(1,3)	0,94(0,01)	24,1(1,1)	21,0(0,9)	36,7(2,4)	0,72(0,04)	20,3(0,9)	22,3(0,7)	21,6(0,7)
<i>Corpo</i>											
80	0,516	8,0(0,4)	44,2(1,7)	0,97(0,03)	4,1(0,2)	7,9(0,4)	31,3(3,1)	0,63(0,06)	4,1(0,2)	7,9(0,3)	4,1(0,1)
	0,984	4,4(0,2)	46,6(2,3)	0,97(0,03)	4,3(0,2)	4,6(0,2)	36,2(4,1)	0,65(0,06)	4,5(0,2)	4,5(0,2)	4,4(0,2)
100	0,516	18,8(0,8)	52,4(1,6)	0,97(0,02)	9,7(0,4)	16,8(0,8)	39,5(2,7)	0,67(0,04)	8,6(0,4)	17,5(0,6)	9,0(0,3)
	0,984	9,6(0,4)	50,5(2,1)	0,98(0,03)	9,4(0,4)	9,4(0,4)	34,8(2,7)	0,77(0,05)	9,2(0,4)	9,5(0,3)	9,3(0,3)
120	0,516	31,2(1,4)	52,9(1,5)	1,00(0,02)	16,1(0,7)	27,1(1,2)	43,0(2,6)	0,67(0,03)	14,0(0,6)	10,8(0,9)	14,7(0,5)
	0,984	16,3(0,7)	53,7(2,2)	0,97(0,02)	16,1(0,7)	15,3(0,7)	44,2(3,9)	0,63(0,04)	15,1(0,7)	18,4(0,5)	15,4(0,5)
140	0,516	45,6(2,1)	54,8(1,6)	0,96(0,02)	23,5(1,1)	39,4(1,8)	38,5(1,7)	0,89(0,03)	20,3(0,9)	41,5(1,4)	21,4(0,7)
	0,984	23,9(1,1)	54,9(2,2)	0,96(0,02)	23,5(1,1)	19,4(0,9)	44,8(3,1)	0,71(0,04)	19,1(0,9)	20,9(0,7)	20,6(0,7)

Tabela 5. Resultado dos parâmetros D_{eq} , α , L_{eq} , \widehat{D}_{eq} , D_w e $\widehat{D}_{eq,w}$ para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.

Tensão (kV)	Centro					Periférico					
	$pitch$	D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_w (mGy)	$\widehat{D}_{eq,w}$ (mGy)
<i>Cabeça</i>											
80	0,656	4,1(0,2)	18,0(0,8)	1,00(0,03)	2,7(0,1)	9,2(0,4)	19,8(0,7)	0,92(0,02)	6,0(0,3)	7,5(0,3)	4,9(0,2)
	0,844	4,7(0,2)	28,2(1,1)	0,94(0,02)	4,0(0,2)	7,1(0,3)	18,6(0,6)	1,17(0,02)	6,0(0,3)	6,3(0,2)	5,3(0,2)
	1,406	3,6(0,2)	36,9(1,6)	0,93(0,02)	5,1(0,2)	4,5(0,2)	16,2(0,6)	1,35(0,03)	6,3(0,3)	4,2(0,1)	5,9(0,2)
100	0,656	17,7(0,8)	44,3(0,8)	0,96(0,01)	11,6(0,5)	17,4(0,8)	24,2(0,7)	0,89(0,02)	11,4(0,5)	17,5(0,6)	11,5(0,4)
	0,844	14,0(0,6)	46,4(1,1)	0,93(0,01)	11,8(0,5)	13,6(0,6)	24,6(0,9)	0,88(0,02)	11,5(0,5)	13,8(0,4)	11,6(0,4)
	1,406	8,0(0,4)	43,1(1,2)	0,95(0,01)	11,2(0,5)	8,0(0,4)	28,6(1,6)	0,78(0,03)	11,2(0,5)	8,0(0,3)	11,2(0,4)
120	0,656	25,3(1,1)	40,4(0,8)	0,94(0,01)	16,6(0,7)	26,4(1,2)	24,4(0,8)	0,84(0,02)	17,3(0,8)	26,1(0,9)	17,1(0,6)
	0,844	16,6(0,7)	54,1(1,1)	0,99(0,01)	14,0(0,6)	18,1(0,8)	19,3(1,2)	0,81(0,04)	15,3(0,7)	17,6(0,6)	14,8(0,5)
	1,406	13,0(0,6)	45,3(1,2)	0,94(0,01)	18,3(0,8)	12,8(0,6)	32,8(2,2)	0,62(0,03)	18,1(0,8)	12,9(0,4)	18,1(0,6)
135	0,656	39,1(1,8)	48,4(0,8)	0,94(0,01)	25,6(1,2)	36,4(1,6)	29,2(0,8)	0,83(0,01)	23,9(1,1)	37,3(1,2)	24,5(0,8)
	0,844	30,5(1,4)	47,4(0,9)	0,96(0,01)	25,7(1,2)	27,8(1,3)	28,2(0,9)	0,88(0,02)	23,4(1,1)	28,7(1,0)	24,2(0,8)
	1,406	18,5(0,8)	48,2(1,2)	0,96(0,01)	26,0(1,2)	16,6(0,7)	30,6(1,3)	0,86(0,02)	23,4(1,1)	17,2(0,5)	24,2(0,8)
<i>Corpo</i>											
80	0,641	11,1(0,5)	45,3(1,5)	0,96(0,02)	7,1(0,3)	11,1(0,5)	15,0(1,2)	1,20(0,12)	7,1(0,3)	11,1(0,4)	7,1(0,2)
	0,828	8,4(0,4)	44,8(1,7)	0,95(0,02)	7,0(0,3)	9,8(0,4)	19,4(1,0)	1,46(0,07)	8,1(0,4)	9,3(0,3)	7,7(0,2)
	1,484	4,8(0,2)	46,0(2,4)	0,95(0,03)	7,1(0,3)	4,4(0,2)	42,9(10,2)	0,47(0,11)	6,5(0,3)	4,5(0,1)	6,7(0,2)
100	0,641	21,2(1,0)	49,2(1,5)	0,95(0,02)	13,6(0,6)	22,8(1,0)	30,0(1,5)	0,82(0,04)	14,6(0,7)	22,3(0,7)	14,3(0,5)
	0,828	16,4(0,7)	48,4(1,6)	0,97(0,02)	13,6(0,6)	17,5(0,8)	37,9(3,8)	0,54(0,04)	14,5(0,7)	17,1(0,6)	14,2(0,5)
	1,484	9,2(0,4)	49,5(2,4)	0,95(0,03)	13,6(0,6)	-	-	-	-	-	-
120	0,641	33,3(1,5)	50,7(1,4)	0,96(0,02)	21,3(1,0)	34,4(1,5)	40,9(2,8)	0,59(0,03)	22,0(1)	34,0(1,1)	21,8(0,7)
	0,828	25,7(1,2)	51,0(1,7)	0,94(0,02)	21,3(1,0)	26,7(1,2)	25,9(0,9)	1,31(0,03)	22,1(1)	26,4(0,9)	21,8(0,7)
	1,484	14,4(0,6)	51,6(2,4)	0,94(0,03)	21,3(1,0)	-	-	-	-	-	-
135	0,641	43,5(2,0)	52,0(1,5)	0,94(0,02)	27,9(1,3)	41,5(1,9)	31,9(2,1)	0,73(0,04)	26,6(1,2)	42,2(1,4)	27,0(0,9)
	0,828	33,6(1,5)	51,8(1,6)	0,96(0,02)	27,8(1,3)	33,2(1,5)	40,4(3,1)	0,60(0,04)	27,5(1,2)	33,3(1,1)	27,6(0,9)
	1,484	18,7(0,8)	52,3(2,4)	0,95(0,03)	27,8(1,2)	-	-	-	-	-	-

Tabela 6. Resultado dos parâmetros D_{eq} , α , L_{eq} , \widehat{D}_{eq} , D_w e $\widehat{D}_{eq,w}$ para o equipamento Brilliance 64 da Philips.

Tensão (kV)	<i>pitch</i>	Centro				Periférico					
		D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_{eq} (mGy)	L_{eq} (cm)	α	\widehat{D}_{eq} (mGy)	D_w (mGy)	$\widehat{D}_{eq,w}$ (mGy)
<i>Cabeça</i>											
80	0,670	3,2(0,1)	48,7(2,3)	0,97(0,03)	2,1(0,1)	3,2(0,1)	25,0(1,8)	0,81(0,05)	2,1(0,1)	3,2(0,1)	2,1(0,1)
	0,893	3,2(0,1)	50,4(3,1)	0,96(0,05)	2,9(0,1)	3,3(0,1)	33,0(4,0)	0,76(0,10)	2,9(0,1)	3,3(0,1)	2,9(0,1)
100	0,670	6,9(0,3)	51,1(2,0)	0,98(0,03)	4,6(0,2)	6,6(0,3)	36,0(2,5)	0,78(0,05)	4,4(0,2)	6,7(0,2)	4,5(0,1)
	0,893	7,2(0,3)	53,7(2,3)	0,95(0,03)	6,4(0,3)	6,8(0,3)	44,8(4,9)	0,59(0,05)	6,1(0,3)	6,9(0,2)	6,2(0,2)
120	0,670	12,3(0,6)	54,9(2,0)	0,96(0,02)	8,2(0,4)	11,0(0,5)	41,2(3,3)	0,67(0,05)	7,4(0,3)	11,5(0,4)	7,7(0,3)
	0,893	12,2(0,6)	54,9(2,2)	0,96(0,02)	10,9(0,5)	11,7(0,5)	46,2(4,8)	0,63(0,06)	10,5(0,5)	11,9(0,4)	10,6(0,4)
	1,173	12,3(0,6)	54,9(2,6)	0,96(0,03)	14,4(0,6)	11,7(0,5)	45,1(4,3)	0,65(0,05)	13,7(0,6)	11,9(0,4)	13,9(0,5)
140	0,670	18,2(0,8)	55,9(2,0)	0,95(0,02)	12,2(0,5)	16,8(0,8)	29,9(1,2)	1,19(0,04)	11,3(0,5)	17,3(0,6)	11,6(0,4)
	0,893	18,2(0,8)	55,6(2,2)	0,95(0,02)	16,2(0,7)	16,9(0,8)	43,8(3,0)	0,73(0,04)	16,2(0,7)	17,3(0,6)	16,2(0,5)
<i>Corpo</i>											
80	0,643	3,1(0,1)	48,2(2,1)	0,97(0,03)	2,0(0,1)	3,1(0,1)	29,9(2,2)	0,84(0,06)	2,0(0,1)	3,1(0,1)	2,0(0,1)
	0,983	3,3(0,1)	50,6(3,4)	0,96(0,05)	3,2(0,1)	3,1(0,1)	30,8(2,4)	0,93(0,07)	3,1(0,1)	3,2(0,1)	3,1(0,1)
	1,173	3,3(0,1)	51,1(2,8)	0,96(0,04)	3,8(0,2)	3,7(0,2)	32,8(4,5)	0,71(0,11)	4,3(0,2)	3,6(0,1)	4,2(0,1)
100	0,643	7,1(0,3)	52,7(2,0)	0,96(0,02)	4,6(0,2)	6,9(0,3)	29,1(1,5)	1,04(0,05)	4,4(0,2)	7,0(0,2)	4,5(0,1)
	0,983	7,2(0,3)	53,5(3,0)	0,96(0,05)	7,1(0,3)	7,3(0,3)	44,1(4,6)	0,6(0,06)	7,2(0,3)	7,3(0,2)	7,1(0,2)
	1,173	7,2(0,3)	53,8(2,7)	0,96(0,03)	8,5(0,4)	6,3(0,3)	37,7(3,3)	0,84(0,07)	7,4(0,3)	6,6(0,2)	7,8(0,3)
120	0,643	11,8(0,5)	52,7(1,9)	0,96(0,02)	7,6(0,3)	11,3(0,5)	40,9(3,5)	0,63(0,05)	7,2(0,3)	11,4(0,4)	7,4(0,2)
	0,983	12,2(0,6)	55,2(3,0)	0,96(0,04)	12,0(0,5)	12,1(0,5)	47,1(4,4)	0,60(0,05)	11,9(0,5)	12,2(0,4)	11,9(0,4)
	1,173	12,3(0,6)	54,9(2,6)	0,95(0,03)	14,4(0,6)	13,1(0,6)	49,4(5,9)	0,54(0,07)	15,3(0,7)	12,8(0,4)	15,0(0,5)
140	0,643	18,1(0,8)	55,6(1,9)	0,95(0,02)	11,6(0,5)	16,1(0,7)	42,9(3,1)	0,67(0,04)	10,4(0,5)	16,8(0,6)	10,8(0,4)
	0,983	18,2(0,8)	56,2(3,0)	0,94(0,04)	17,9(0,8)	16,2(0,7)	37,1(1,8)	1,06(0,04)	15,9(0,7)	16,9(0,6)	16,6(0,5)
	1,173	18,3(0,8)	55,8(2,6)	0,95(0,03)	21,5(1,0)	18,9(0,9)	42,7(3,5)	0,77(0,06)	22,2(1,0)	18,7(0,6)	22,0(0,7)

4.1.1 Funções $h(L)$ para os protocolos estudados

As Figuras 17-20 representam as curvas de $h(L)$ normalizadas para 100 mAs em função de L utilizando os dados das Tabelas 4-6. Todas as curvas apresentam um crescimento assintótico, que é coerente com o aspecto exponencial da Equação (18). A partir das curvas, pode-se observar que, conforme a tensão utilizada no equipamento aumenta, o valor de D_{eq} tende a crescer. O mesmo pode ser observado em relação ao $pitch$.

Para os protocolos usando mesma tensão e mesmo filtro (*cabeça* ou *corpo*), o aumento do $pitch$ implica no decréscimo de D_{eq} . Isso ocorre porque o aumento do $pitch$ implica no aumento da velocidade da mesa. Com o scanner mais rápido, para a mesma tensão do tubo de raios X e demais parâmetros fixos, a dose absorvida é menor.

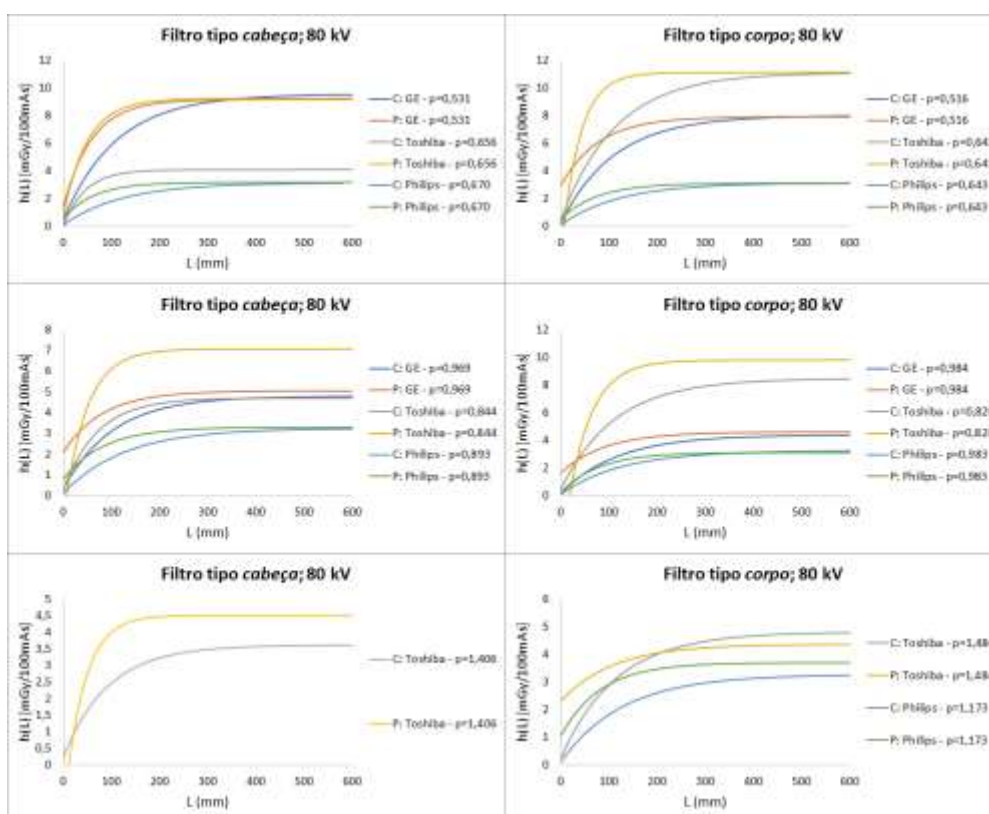


Figura 17. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 80 kV para todos os equipamentos e $pitch$ s estudados. Figura de autoria própria.

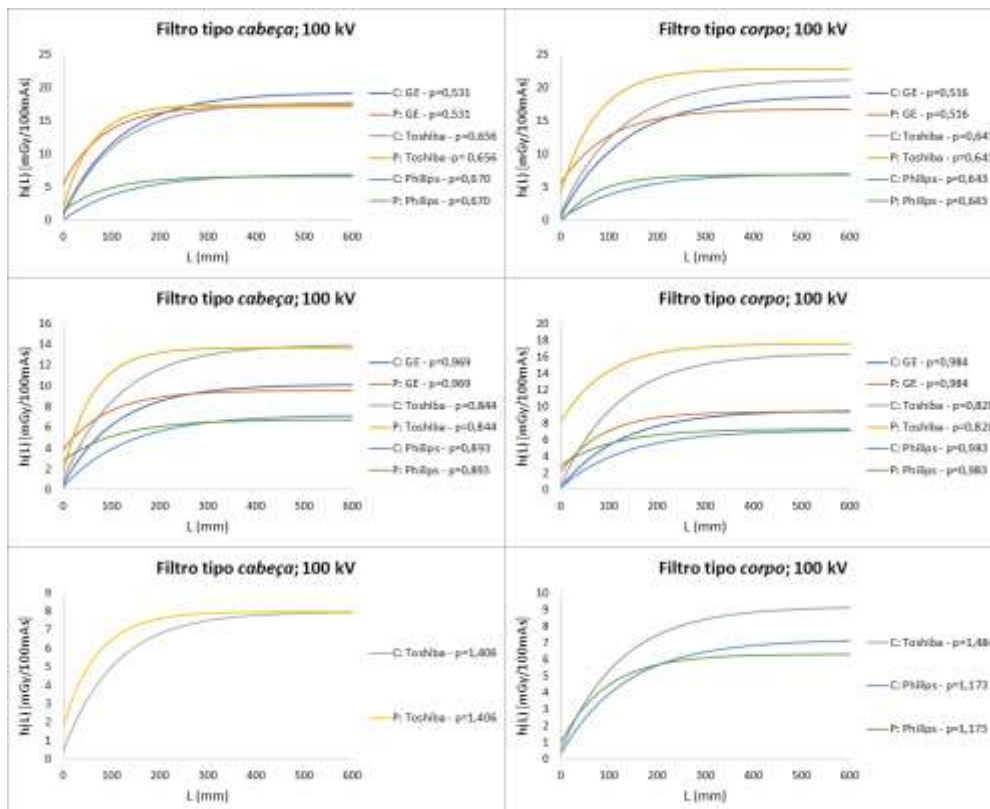


Figura 18. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 100 kV para todos os equipamentos e pitches estudados. Figura de autoria própria.

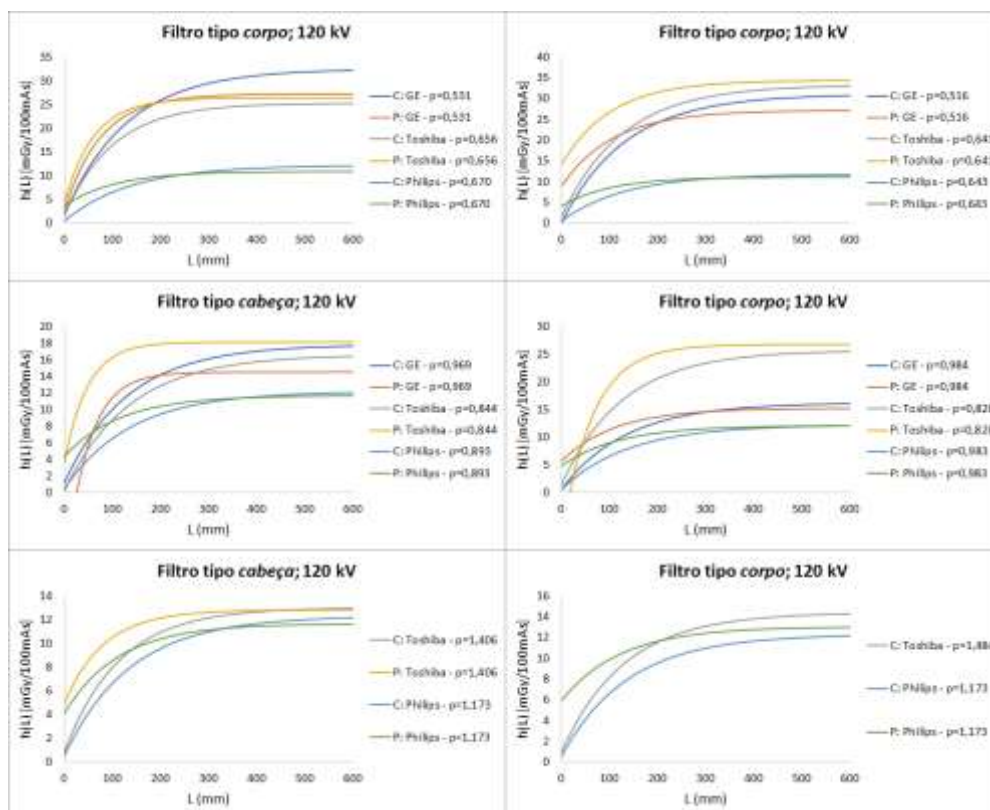


Figura 19. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 120 kV para todos os equipamentos e pitches estudados. Figura de autoria própria.

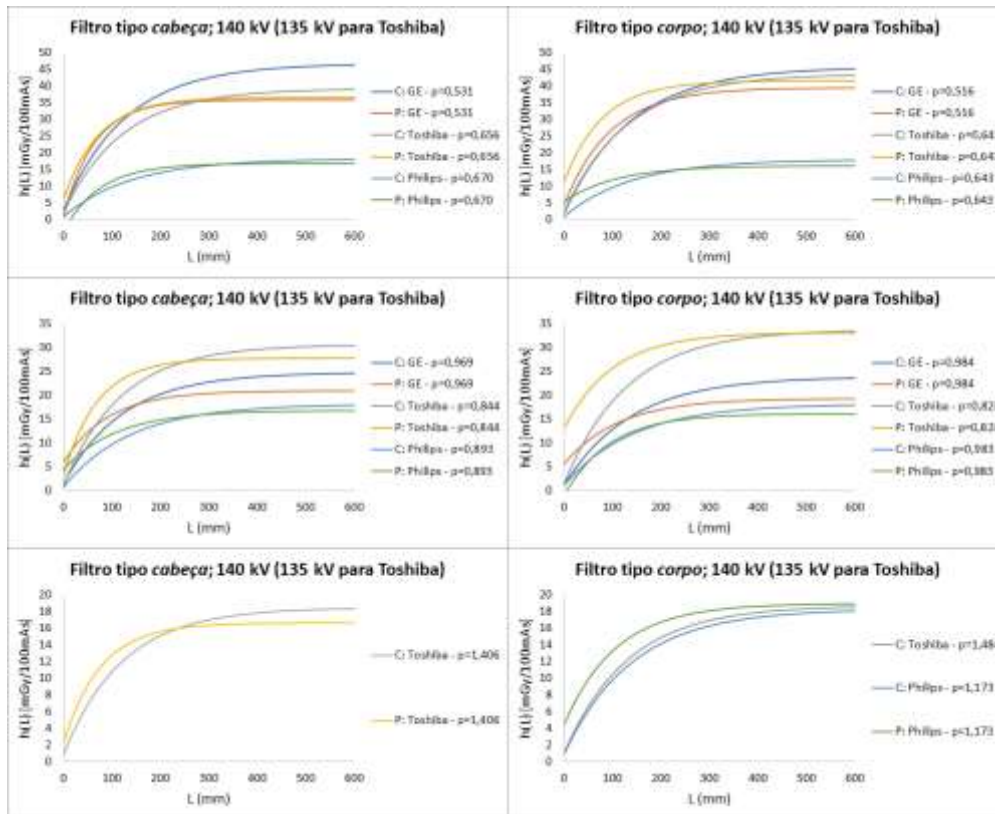


Figura 20. Funções $h(L)$ normalizadas para 100 mAs obtidas com tensões de 140 kV para todos os equipamentos e *pitches* estudados (135 kV para Aquilion CXL 128 da Toshiba). Figura de autoria própria.

4.1.2 Funções $H(L)$ para os protocolos utilizado

A Figura 21 indica as funções $H(L)$ (Equação (15)) para os três tomógrafos utilizados, com os protocolos: tensão de 120 kV, posição no eixo central, filtro tipo *corpo* e *pitches* 0,984, 0,828 e 0,983 para tomógrafos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente.

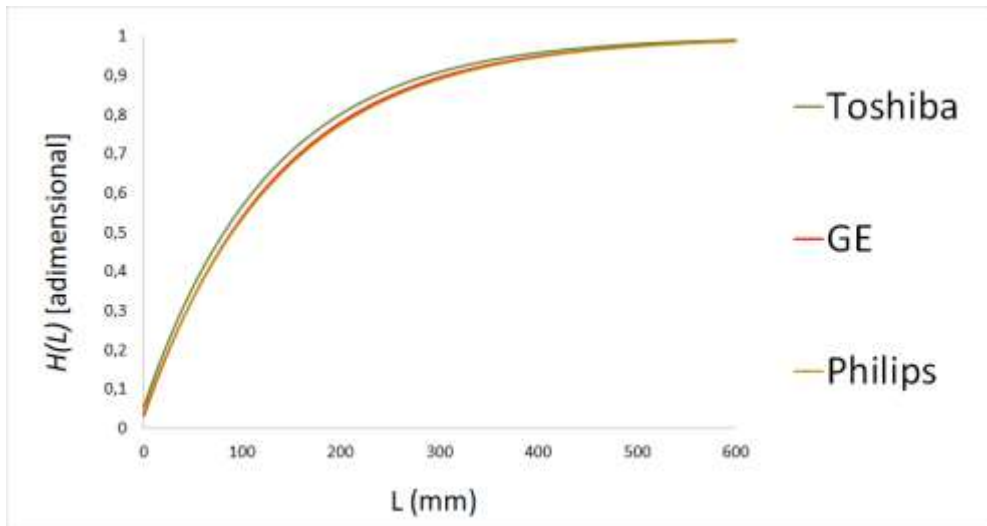


Figura 21. Funções $H(L)$ para os três tomógrafos estudados. Figura de autoria própria.

Para os equipamentos da General Electric e da Philips, as curvas estão muito próximas, praticamente sobrepostas. A curva que mais diverge é a função para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba. Enquanto todos os valores de α foram muito próximos (0,97, 0,94 e 0,96 para General Electric, Toshiba e Philips, respectivamente), os valores de L_{eq} foram próximos para a General Electric e Philips (53,7 cm e 55,2 cm, respectivamente), com exceção para Toshiba (51,0 cm). Quanto maior for L_{eq} , mais acentuada é o crescimento da curva. Isso pode ser percebido matematicamente pela Equação (18) da função $h(L)$. Pela Figura 21, a curva da Toshiba teve um crescimento mais rápido, seguida da General Electric e Philips.

A Figura 22 representa as curvas para as funções $H(L)$ para os tomógrafos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips considerando diferentes valores de $pitch$ e posições de avaliação central e periférico. As curvas representam medições realizadas com 120 kV.

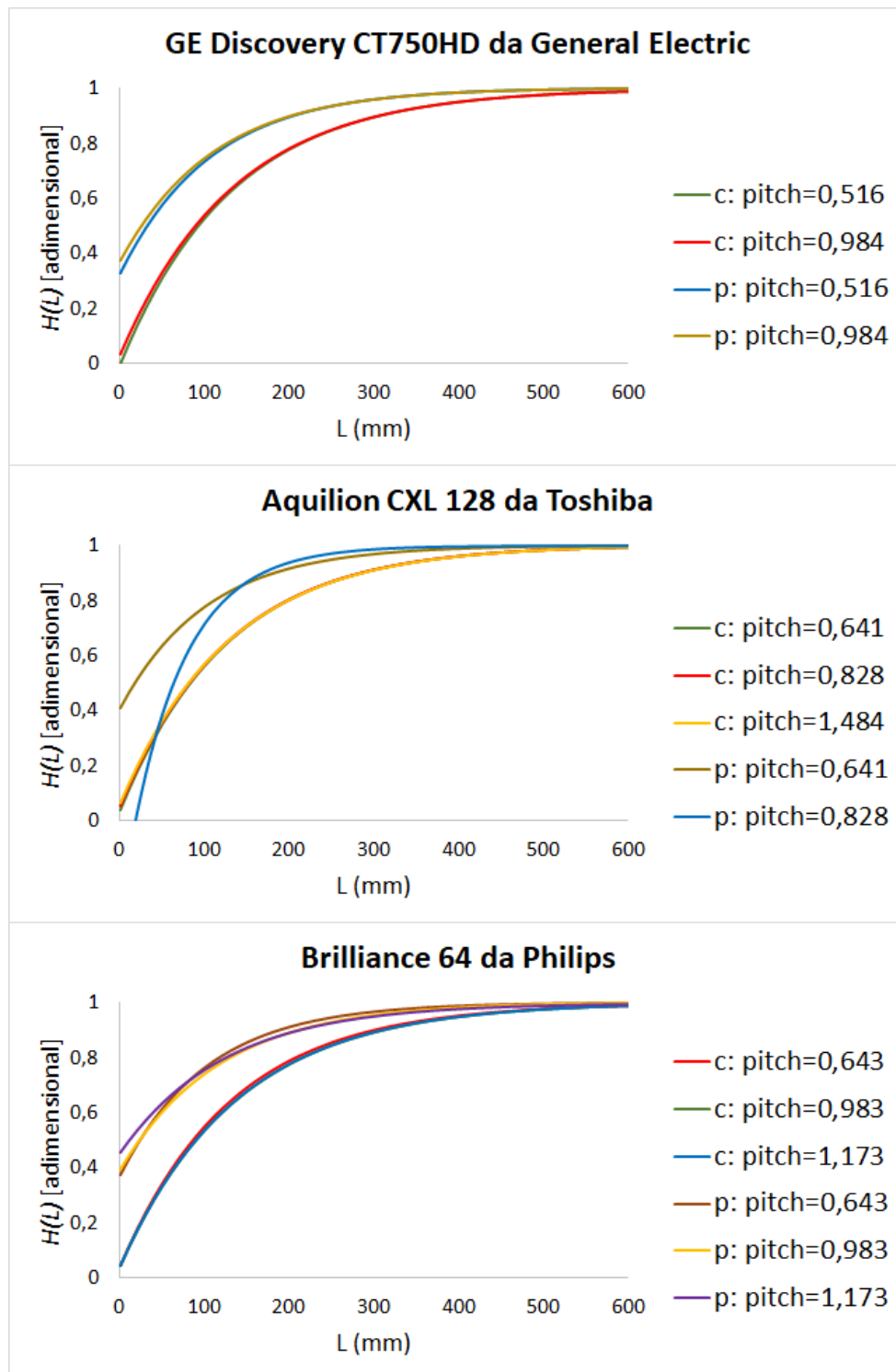


Figura 22. Gráfico de $H(L)$ os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips. As medições foram feitas com 120 kV.

Figura de autoria própria.

É possível perceber que, para medições da câmara de ionização posicionada no eixo central, a curva $H(L)$ tendem a ser próximos à origem em $L = 0$. Para medições no eixo periférico, a função $H(L)$ tende a ser um valor significativamente maior que zero em

$L = 0$. Isso ocorre porque o valor do parâmetro α tende ser significativamente menor do que 1 para as medições no eixo periférico. As curvas para a posição central tendem a ser muito próximas, até mesmo para *pitchs* diferentes.

4.1.3 Funções $h_w(L)$ para os protocolos medidos

O gráfico de $h_w(L)$ está indicado pela Figura 23. Os protocolos de medição para avaliar $h_w(L)$ foram: tensão de 120 kV e *pitches* de 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. As curvas de $h_w(L)$ foram obtidas utilizando a Equação (21), a partir das funções que descrevem $h_c(L)$ e $h_p(L)$. Sendo $h_w(L)$ uma combinação das funções no eixo central e periférico, as curvas possuem características de ambas as funções.

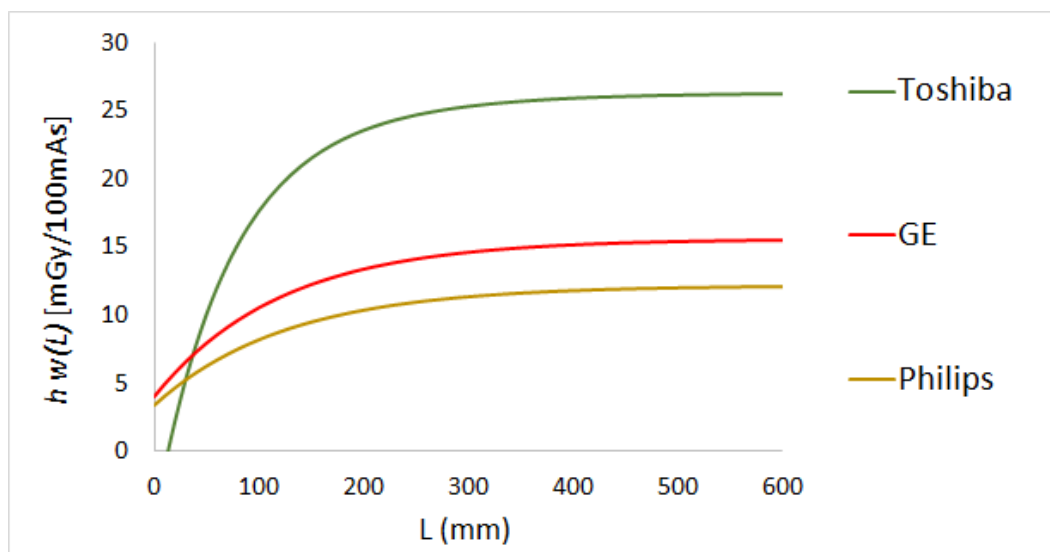


Figura 23. Função que descreve $h_w(L)$ para os três equipamentos. Figura de autoria própria.

Como indicado pelas Tabelas 4-6, os dados de α , para o eixo periférico, são positivos para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric e Brilliance 64 da Philips. Porém, é negativo para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba. Por esse motivo que apenas para o equipamento da GE e da Philips que têm a curva $h_w(L)$ com um valor positivo em $L = 0$. Esses resultados não são universais, mas os representativos somente dos dados obtidos no presente trabalho. O valor de α é diferente para o equipamento da Toshiba em relação aos equipamentos da GE e Philips porque,

conforme explicado no início deste subcapítulo, medições no eixo periférico apresentam uma assimetria.

4.2 Validação do método *single scan* através do método *serial*

Neste subcapítulo, apresenta-se a análise da concordância entre as medições obtidas através da taxa de dose em tempo real e obtidas por meio da CI. Esta análise tem por objetivo verificar a equivalência dos resultados obtidos por ambas as abordagens de medição.

4.2.1 Avaliação comparativa entre o método *serial* e a função $h(L)$

Foram realizadas medições utilizando o método *serial* para a tensão de 120 kV e filtro *corpo*. Os valores de *pitches* foram 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. A metodologia para obter a *largura diretamente irradiada*, como informada na seção 3.2.1.1, foi através dos valores de DLP e $CTDI_{vol}$, apresentados nos cabeçalhos DICOM das respectivas imagens associadas a estas medições.

A Figura 24 mostra os resultados da comparação entre as medições pelo método *serial* com a curva obtidas pela utilização dos parâmetros D_{eq} , L_{eq} e α na equação que descreve $h(L)$. A incerteza estimada é de 4,5% dos valores obtidos pela câmara de ionização (Apêndice C).

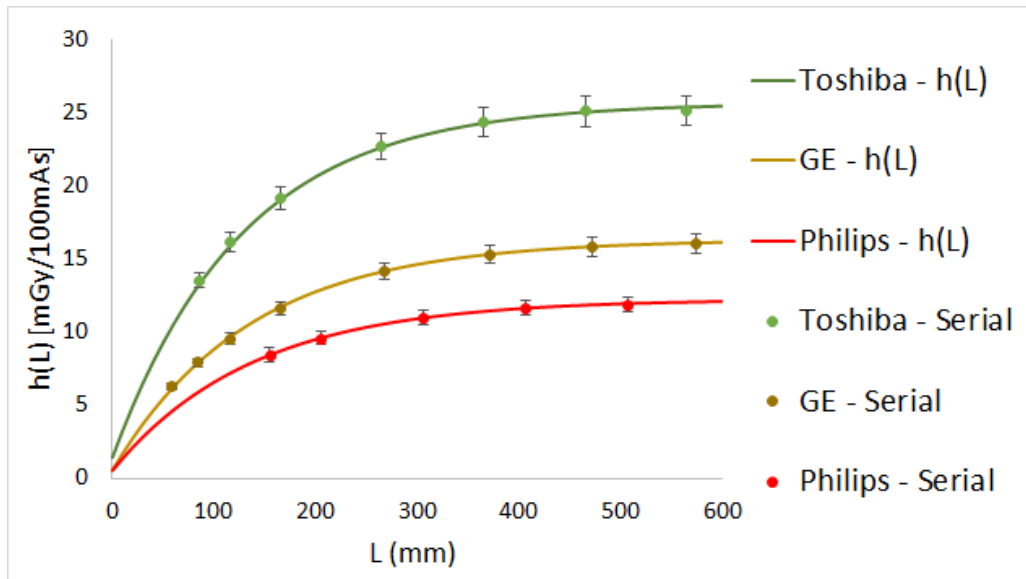


Figura 24. As medições pelo método *serial* e as estimativas obtidas pelo método *single scan*. Medições realizadas com 120 kV, posição da câmara de ionização no eixo central e filtro tipo *corpo*. Os valores de *pitch* são: General Electric – *pitch* = 0,984; Toshiba – *pitch* = 0,828; Philips – *pitch* = 0,983. Figura de autoria própria.

Pela Figura 24, pode-se reparar que as curvas obtidas pela função que descreve $h(L)$ estão de acordo com os dados do método *serial*. Utilizando a Equação (28) para obter a razão entre os dados obtidos pelos métodos *single scan* e *serial*, foi encontrado que a razão $R_{m\u00e9todos}(L)$ possui uma média de 1,0%, -0,3% e 0,5% para equipamentos da GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente.

4.2.2 Avaliação comparativa entre a CI e a integral da taxa de dose

Como comentado na seção 3.2.1.2, uma forma de avaliar os dados obtidos através da câmara de ionização é comparar com a integral da taxa espacial de dose (dK/dz) da medição equivalente. Foram comparados os dados com os seguintes parâmetros: tensão de 120 kV, filtro tipo *corpo*, *pitches* são 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. A *largura de reconstrução de imagem* utilizada para esta comparação é a mesma utilizada para obter a curva $h(L)$ com o método *single scan*, que

é 600 mm. Com os resultados de $Dose_{CI}$ e $Dose_{integral}$, foram encontrados os valores de R_{dose} (%), apresentados na Tabela (7).

Tabela 7. Razão das doses obtidas pelos dados da CI e da integral da taxa de dose.

	GE Discovery CT750HD		Aquilion CXL 128		Brilliance 64	
	(General Electric)		(Toshiba)		(Philips)	
	Pitch = 0,984		Pitch = 0,828		Pitch = 0,983	
	Centro	Periferia	Centro	Periferia	Centro	Periferia
$Dose_{integral}$ (mGy)	16,1(0,7)	15,3(0,7)	25,5(1,1)	26,7(1,2)	12,1(0,5)	12,1(0,5)
$Dose_{CI}$ (mGy)	16,0(0,7)	15,1(0,7)	25,3(1,1)	26,6(1,2)	12,0(0,5)	11,9(0,5)
R_{dose} (%)	0,7	0,9	0,6	0,4	1,1	1,0

Pode-se perceber que os dados de $Dose_{CI}$ e $Dose_{integral}$ são muito próximos. O valor médio de R_{dose} (L) é de 0,8%. Isso valida a integração da taxa espacial de dose com os dados obtidos pela CI.

4.3 Análise da função $G_c(L)$ dos equipamentos estudados

Conforme mencionado na seção 3.2.3, foi avaliada a função $G_c(L)$, representando a curva da função $h(L)$ dividida por $CTDI_{100}$ (ICRU, 2012). Os protocolos de medição para avaliar $G_c(L)$ foram: tensão de 120 kV, filtro tipo *corpo* e *pitches* de 0,984, 0,828 e 0,983 para os equipamentos GE Discovery CT750HD da General Electric, Aquilion CXL 128 da Toshiba e Brilliance 64 da Philips, respectivamente. Os resultados da função $G_c(L)$ estão apresentados na Figura 25.

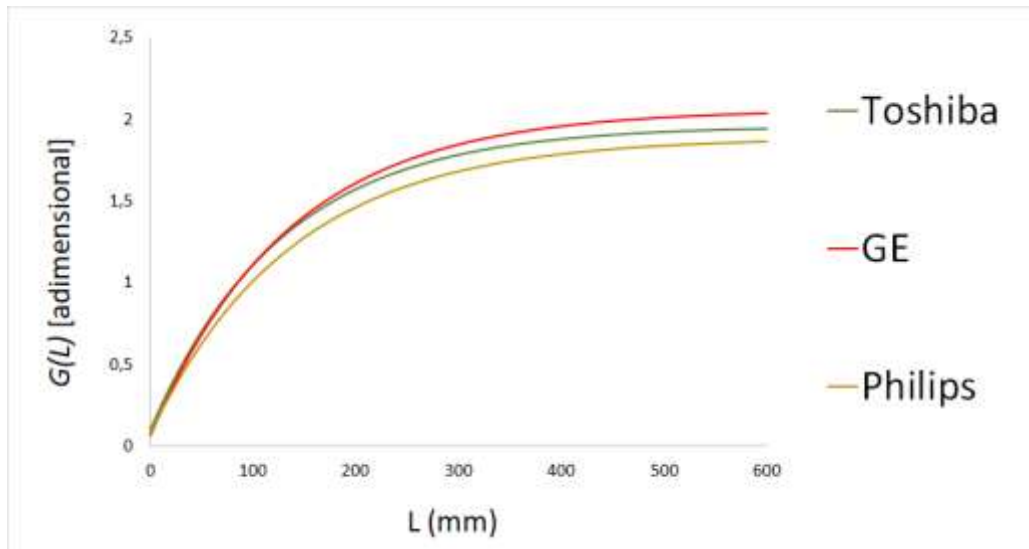


Figura 25. Função $G_c(L)$ para os três tomógrafos. Figura de autoria própria.

A partir da Figura 25, percebe-se que as funções $G_c(L)$ obtidas para os três tomógrafos são muito similares. Para $L = 600$ mm, os valores $G_c(L = 600)$ possuem uma dispersão inferior a 10%. O comportamento da função representada na Figura 25 é semelhante ao resultado descrito no ICRU 87 (ICRU, 2012), apresentado na Figura 26.

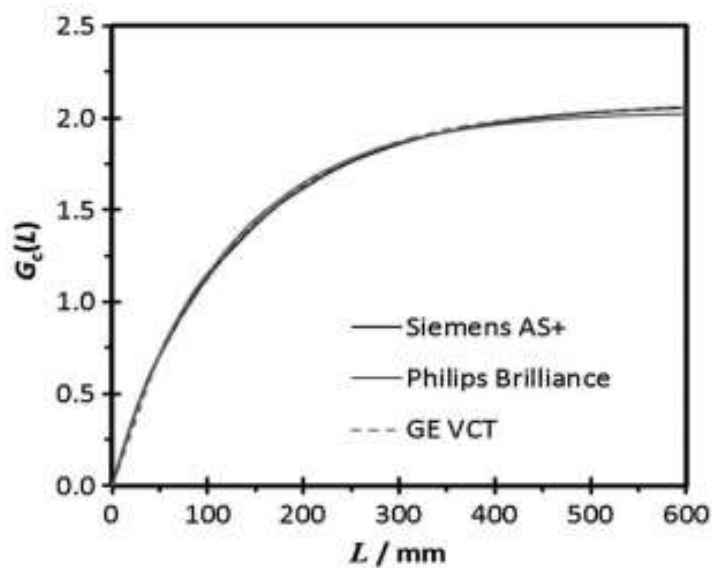


Figura 26. Resultado da função $G_c(L)$ para medições em equipamentos da Siemens, Philips e GE.

Fonte: (ICRU, 2012).

É esperada a equivalência entre os resultados da função $G_c(L)$ obtidos nesse trabalho e os resultados divulgados pelo ICRU 87, pois a função $G_c(L)$ corrige $h(L)$ independentemente do tomógrafo, para uma mesma tensão (ICRU, 2012).

4.4 Avaliação da eficiência geométrica na direção z

Como descrito na seção 3.2.5, foram avaliadas as eficiências geométricas para dados de 100 mm de medição, sendo a largura utilizada para medição em $CTDI_{100}$.

As Tabelas 8-10 apresentam os resultados de ε_h para os equipamentos da GE, Toshiba e Philips, respectivamente. As eficiências foram estimadas para todas as medições realizadas.

Tabela 8. Resultado das eficiências, ε_h , para o equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric.

Tensão (kV)	Pitch	<i>cabeça</i>		<i>corpo</i>		
		Centro	Periferia	Centro	Periferia	
		ε_h (%)	ε_h (%)	Pitch	ε_h (%)	ε_h (%)
80	0,531	62%	84%	0,516	61%	82%
	0,969	65%	83%	0,984	59%	79%
100	0,531	60%	80%	0,516	55%	76%
	0,969	61%	80%	0,984	56%	76%
120	0,531	56%	76%	0,516	53%	73%
	0,969	56%	79%	0,984	54%	75%
140	0,531	57%	80%	0,516	54%	69%
	0,969	58%	76%	0,984	54%	71%

Tabela 9. Resultado das eficiências, ϵ_h , para o equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba.

Tensão (kV)	<i>cabeça</i>			<i>corpo</i>		
		Centro	Periferia		Centro	Periferia
	<i>Pitch</i>	ϵ_h (%)	ϵ_h (%)	<i>Pitch</i>	ϵ_h (%)	ϵ_h (%)
80	0,656	89%	88%	0,641	60%	92%
	0,844	77%	86%	0,828	61%	81%
	1,406	68%	89%	1,484	60%	81%
100	0,656	61%	83%	0,641	58%	78%
	0,844	61%	83%	0,828	58%	81%
	1,406	63%	81%	1,484	58%	-
120	0,656	65%	84%	0,641	56%	78%
	0,844	53%	90%	0,828	57%	72%
	1,406	61%	82%	1,484	57%	-
135	0,656	59%	79%	0,641	56%	79%
	0,844	58%	79%	0,828	56%	78%
	1,406	58%	77%	1,484	56%	-

Tabela 10. Resultado das eficiências, ϵ_h , para o equipamento Brilliance 64 da Philips.

Tensão (kV)	<i>cabeça</i>			<i>corpo</i>		
		Centro	Periferia		Centro	Periferia
	<i>Pitch</i>	ϵ_h (%)	ϵ_h (%)	<i>Pitch</i>	ϵ_h (%)	ϵ_h (%)
80	0,670	58%	84%	0,643	58%	78%
	0,893	57%	77%	0,983	56%	75%
	1,173	-	-	1,173	56%	79%
100	0,670	55%	74%	0,643	55%	74%
	0,893	55%	76%	0,983	54%	76%
	1,173	-	-	1,173	54%	71%
120	0,670	54%	74%	0,643	55%	76%
	0,893	53%	73%	0,983	54%	74%
	1,173	54%	73%	1,173	54%	76%
140	0,670	54%	69%	0,643	54%	74%
	0,893	54%	71%	0,983	54%	64%
	1,173	-	-	1,173	54%	70%

Para filtro tipo *cabeça*, considerando o eixo central do objeto simulador, as eficiências médias mínimas e máximas, considerando todos os valores de tensão e *pitch*, foram de, respectivamente, 56% e 84% para o equipamento GE Discovery CT750HD, 53% e 90% para o equipamento Aquilion CXL 128 e 53% e 84% para o equipamento Brilliance 64. Da mesma forma, para filtro tipo *corpo*, estas eficiências foram de 53% e 82% para o equipamento GE Discovery CT750HD, 56% e 92% para o equipamento Aquilion CXL 128 e 54% e 79% para o equipamento Brilliance 64.

A Tabela 11 indica o resultado das eficiências médias para os três modelos de equipamentos estudados, com os filtros de *cabeça/corpo* e posição no eixo central/periférico. Também foram incluídos os dados adquiridos por Boone (2007) para a eficiência de $CTDI_{100}$, obtido por Método Monte Carlo do modelo do equipamento Lightspeed CT, da General Electric (BOONE, 2007).

Tabela 11. Resultado das eficiências médias, ε_h , por filtro e para os eixos central e periférico para os três equipamentos. Também estão as eficiências, ε , obtidas por Boone (2007) (BOONE, 2007).

	<i>Cabeça</i>		<i>Corpo</i>	
	Centro	Periferia	Centro	Periferia
	$\varepsilon_h(\%)$	$\varepsilon_h(\%)$	$\varepsilon_h(\%)$	$\varepsilon_h(\%)$
Discovery CT750HD	59%	80%	56%	75%
Aquilion CXL 128	64%	83%	58%	80%
Brilliance 64	55%	75%	55%	74%
	$\varepsilon(\%)$	$\varepsilon(\%)$	$\varepsilon(\%)$	$\varepsilon(\%)$
Boone, 2007	82%	90%	63%	88%

Estes resultados corroboram com os valores de eficiência obtidas por Boone (2007) (BOONE, 2007), que a avaliação de dose em CT por medição em uma varredura de 100 mm representa somente uma parcela do feixe de raios X. É importante deixar claro que, os maiores valores de eficiência para o equipamento Aquilion CXL 128, da Toshiba, não implicam necessariamente em maior eficiência do tomógrafo em comparação com as outras companhias, mas indica que a eficiência geométrica na direção z é maior.

5 Conclusão

A avaliação dosimétrica tradicional em Tomografia Computadorizada tem como base a grandeza $CTDI_{100}$, que demonstrou ser inadequada para a avaliação de feixes largos utilizados nos equipamentos mais modernos. Esta incompatibilidade foi identificada por alguns autores como o “paradigma do CTDI”. Nas últimas duas décadas este paradigma foi estudado e novas formulações para a dosimetria em equipamentos de CTs de feixes largos foram propostas. Estas formulações foram reunidas em duas publicações organizadas pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM). Visando a validação e o entendimento da utilização destes novos métodos dosimétricos, o presente trabalho aplicou a metodologia descrita pelo relatório 111 da AAPM (AAPM, 2010) para avaliar a dose em Tomografia Computadorizada. O método utiliza um objeto simulador de ultra alto peso molecular (UHMW), com 300 mm de diâmetro e 600 mm de largura, descrito no relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020) e no ICRU 87 (ICRU, 2012). Este objeto simulador foi produzido pela Oficina Central do IFUSP.

Neste objeto simulador foram obtidas as distribuições de doses para diferentes valores de L . A partir destes dados, foram obtidas as curvas $h(L)$. Com essas curvas, foram estimadas as *doses de equilíbrio* (D_{eq}). Também foram estimados outros parâmetros da função que descreve $h(L)$: *largura de equilíbrio* (L_{eq}) e *fração de espalhamento* (α).

Foram realizadas medições no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (InRad-FMUSP), utilizando três equipamentos de CT de diferentes fabricantes: General Electric (GE Discovery CT750HD), Toshiba (Aquilion CXL 128) e Philips (Brilliance 64). Em cada tomógrafo, as medições foram realizadas alternando parâmetros de medição sendo eles: *pitch*, tensão, filtro (*cabeça* e *corpo*), posição da câmara de ionização (centro e periferia). O processo de medição da dose no objeto simulador foi realizado utilizando uma câmara de ionização de $0,6 \text{ cm}^3$ de volume sensível, conforme recomendado na literatura (DIXON; BALLARD, 2007).

As medições foram realizadas em *tempo real*, permitindo obter a curva $h(L)$ com apenas uma única medição (método *single scan*). Também foram obtidas as curvas $h(L)$ a partir do método *serial*, que obtém os pontos de dose com medições de varreduras

diferentes. A estimativa para o valor de L , na aplicação do método *single scan*, foi realizada considerando a velocidade de deslocamento da mesa multiplicada pelo tempo total de medição. Para o método *serial*, L foi obtida considerando a razão entre o DLP e o CTDI, fornecidos nos cabeçalhos DICOM das respectivas imagens. Aplicando-se as curvas $h(L)$ obtidas por ambos os métodos (para os três tomógrafos utilizados, com o valor de *pitch* de 0,984 para General Electric, 0,828 para Toshiba e 0,983 para Philips, filtro tipo corpo, tensão de 120 kV e medição no eixo central), houve uma compatibilidade nas curvas de ambos os métodos.

O método *single scan* foi escolhido para estimar os parâmetros e a curva de $h(L)$ porque apresenta um custo operacional (incluindo desgaste do tomógrafo e tempo de medição) menor, e também obtém uma curva mais completa, em comparação com o método *serial*. O método *serial*, embora possível, demonstrou-se ser operacionalmente mais trabalhosos, não trazendo melhorias qualitativas para os resultados dos parâmetros α , L_{eq} e D_{eq} (AAPM, 2020). Desta forma, apesar de ter sido avaliado, não foi aplicado no presente trabalho para esta finalidade.

Para avaliar a dose em uma largura de 100 mm de medição, que é a largura utilizada na determinação tradicional do $CTDI_{100}$, foi avaliada a função $h(L = 100 \text{ mm})$ e a dose de equilíbrio D_{eq} . Esta forma de comparação de dose já foi realizada (BOONE, 2007), comparando $CTDI_{100}$ com $CTDI_{\infty}$, indicando baixa eficiência da grandeza $CTDI_{100}$ para a avaliação de equipamentos tomográficos modernos com feixe largo.

Em comparação com os dados apresentados por Boone (2007) (BOONE, 2007), percebe-se que a eficiência geométrica na direção z é menor nos três tomógrafos analisados. Isso é coerente porque, devido ao avanço da tecnologia de CT, a largura do feixe de raios X se torna maior. Conseqüentemente, a eficiência geométrica na direção z de medição se torna menor. Avaliando os três tomógrafos medidos, pode-se perceber que o aumento da colimação diminui a eficiência geométrica. No caso do equipamento Brilliance 64 da Philips, por a colimação ser a mesma para *cabeça* e *corpo* (40 mm) a eficiência variou pouco. Para o sistema GE Discovery CT750HD da General Electric, com a colimação para *cabeça* sendo de 20 mm e, para *corpo*, é 40 mm, foi percebido que a eficiência para *corpo* foi menor. O mesmo foi percebido para os dados do equipamento Aquilion CXL 128 da Toshiba. A colimação para *cabeça* é de 16 mm e,

para *corpo*, é 32 mm. Os resultados indicam que a eficiência para *cabeça* foi significativamente maior e, além disso, foi a maior eficiência entre os três fabricantes avaliados. Isso faz sentido, pois a colimação de *cabeça* do sistema Aquilion CXL 128 da Toshiba é a que possui a menor largura.

No Brasil, os programas de controle de qualidade e de monitoração de doses em radiologia diagnóstica e intervencionista são regidos pela Resolução da Diretoria Colegiada - RDC N° 611, de 9 de março de 2022. No caso da Tomografia Computadorizada, a Instrução Normativa N° 93, de 27 de maio de 2011, é a que apresenta os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança neste tipo de sistemas. As exigências desta Instrução Normativa baseiam-se em medições tradicionais de $CTDI_{vol}$ e DLP. Em outras regiões, como na América do Norte, Europa e Ásia, as avaliações rotineiras de dosimetria em equipamentos de CT também mantêm como base as medições tradicionais utilizando o $CTDI_{vol}$. Há uma discussão internacional em um comitê da *International Electrotechnical Commission* propondo alterações nas metrologias de avaliação destes equipamentos para introdução de outras grandezas dosimétricas para estes equipamentos, entre elas a Dose de Equilíbrio. Assim, nos métodos de controle de qualidade atuais, o uso do objeto simulador ICRU/AAPM ainda não está sendo implementado, mas acredita-se que isto deverá ocorrer em revisões futuras do arcabouço normativo relacionado à esta modalidade de diagnóstico por imagem.

Algumas sugestões para trabalhos futuros são:

- Realizar medições em outros equipamentos de tomografia computadorizada de outros fabricantes e outros modelos.
- Realizar medições com modulação de corrente do tubo de raios X (TCM) (DIXON; BOONE, 2013).
- Realizar as medições com objetos simuladores de $CTDI_{100}$ acoplados.
- Aplicação do Método Monte Carlo para o material PE-UHMW em um objeto simulador infinito, como já realizado para o material de PMMA (COSTA; NERISSIAN; UMISED; GONZALES *et al.*, 2022).
- Utilizar a função $H(L)$ para calcular o SSDE(z), conforme indicado no trabalho de Li et al. (LI; MARSCHALL; YANG; LIU, 2022).
- Comparar os resultados obtidos com medições de $CTDI_{100}$ nos equipamentos utilizados neste trabalho.

- Realizar medições com apenas uma câmara de ionização, tanto no eixo central quanto eixo periférico e comparar com os resultados desse trabalho.

Apêndice A – Exemplo para a obtenção da curva $h(L)$ – caso real

Neste apêndice é realizado um exemplo de obtenção da função $h(L)$ para a medição realizada pelo equipamento GE Discovery CT750HD da General Electric, com os seguintes protocolos clínicos: tensão de 120 kV, *pitch* de 0,984, filtro tipo *corpo* e posição da câmara de ionização no eixo central. O perfil de dose obtido para estes protocolos aparece na Figura 27.

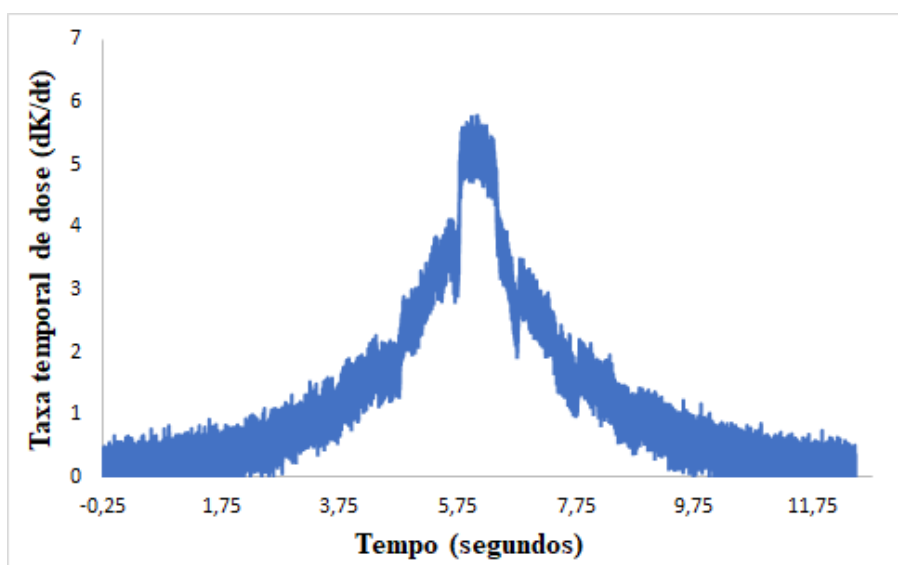


Figura 27. Medição utilizando o tomógrafo da General Electric. Figura de autoria própria.

De acordo com a Tabela 1, a colimação (nT) é de 40 mm e o tempo por rotação é de 1,0 segundo. Calculando a velocidade (Equação (26)), a velocidade de deslocamento da mesa é de $\frac{p \cdot nT}{\tau} = \frac{0,984 \cdot 40 \text{ mm}}{1,0 \text{ s}} = 39,36 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Multiplicando o eixo do tempo pela velocidade e dividindo o eixo da taxa de dose pelo tempo pela velocidade, resulta na Figura 28.

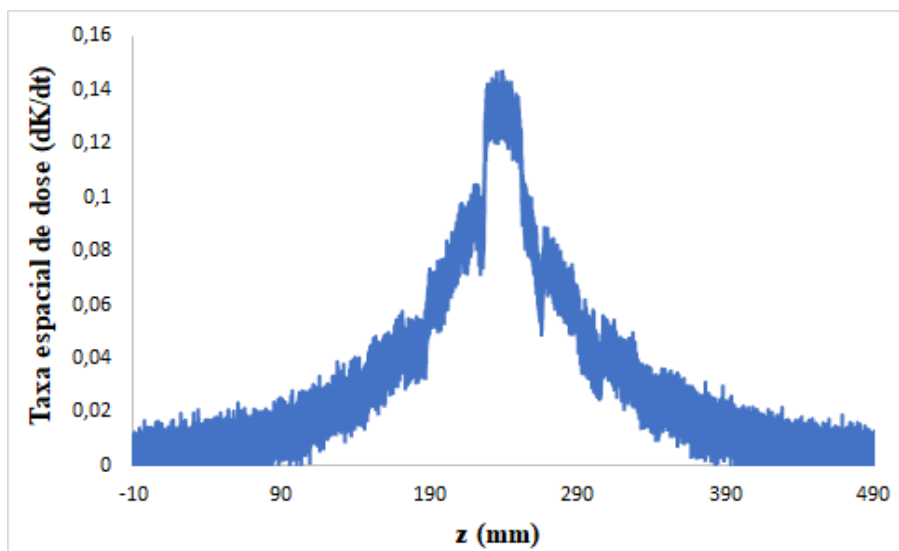


Figura 28. Dados da medição para General Electric da taxa espacial de dose em função da posição. Figura de autoria própria.

Pela Figura 28, a posição precisa ser centralizada para que a origem esteja no eixo central. Os limites do eixo das abscissas da Figura 28 vão de $-9,8$ mm a $491,0$ mm, portanto deve-se somar $-240,6$ mm em todos os pontos do eixo da distância para que o gráfico fique centralizado na origem, conforme indicado na Figura 29.

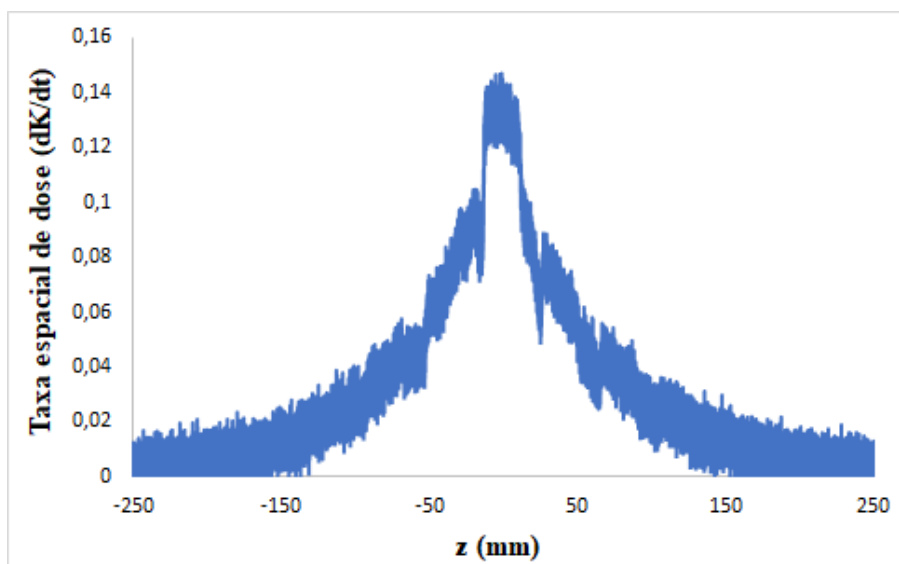


Figura 29. Dados da medição para General Electric da taxa espacial de dose em função da posição, com a posição centralizada. Figura de autoria própria.

Aplicando a integração numérica de Riemann para vários valores de L (limites de $-L/2$ e $+L/2$), é obtida a dose em função de L , como é mostrada na Figura 30 junto com a função que descreve $h(L)$.

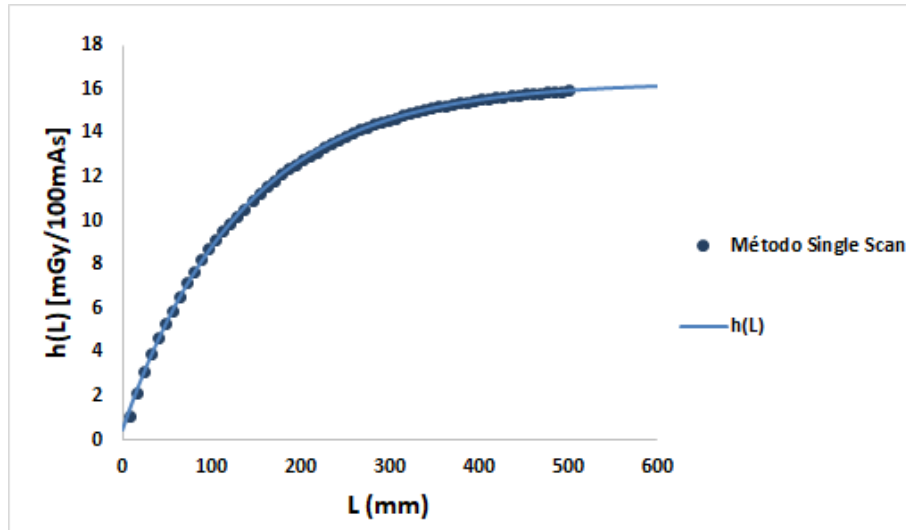


Figura 30. Curva $h(L)$ obtida pelo método *single scan*. Figura de autoria própria.

É importante mencionar que, na Figura 30, foi realizada uma medição com L de 600 mm. Apesar de realizar uma medição em uma grande distância no objeto simulador, a câmara de ionização não mede toda a distância de varredura. Isso ocorre porque a câmara de ionização mede o feixe de raios X e o espalhamento, mas, se a câmara de ionização está fora do alcance do feixe de raios X, só é possível medir a radiação espalhada. Sendo a radiação espalhada menor do que a sensibilidade da câmara de ionização, não é realizada a medição. Para a Figura 30, a distância total medida é de 501,0 mm.

Apêndice B – Exemplo para a obtenção da curva $h(L)$ – caso hipotético

A câmara de ionização, ao realizar uma medição na largura L total do objeto simulador para medir a dose total, também realiza a medição em *tempo real* da taxa de dose (mGy/s). A partir do método *single scan*, descrito pelo relatório 200 da AAPM (AAPM, 2020), é possível obter a curva $h(L)$ com apenas uma medição.

A seguir um **exemplo** hipotético simplificado de uma tabela da taxa de dose para estimar a curva do perfil de dose em uma medição de um objeto simulador de 600 mm. Os resultados estão disponíveis na Tabela 12. Pode-se observar que a taxa de dose é máxima ao redor de 5 segundos (tempo médio). Isso ocorre porque é na metade do tempo de varredura que a câmara de ionização está mais próxima do tubo de raios X e, conseqüentemente, recebe o máximo de radiação.

Tabela 12. Exemplo de dados medidos em *tempo real* pela câmara de ionização.

Tempo (s)	Taxa de dose (mGy/s)
0,0	0,07
0,5	0,18
1,0	0,41
1,5	0,87
2,0	1,66
2,5	2,90
3,0	4,54
3,5	6,46
4,0	8,22
4,5	9,65
5,0	10,14
5,5	9,64
6,0	8,28
6,5	6,46
7,0	4,52
7,5	2,88
8,0	1,66
8,5	0,87
9,0	0,41
9,5	0,18
10,0	0,07

A Tabela 13 indica os parâmetros utilizados para esse exemplo.

Tabela 13. Protocolos para caso hipotético.

Protocolos	
Tempo de rotação (s)	1,0
<i>Pitch</i>	1,5
Colimação (mm)	40

Neste caso a velocidade é $v = \frac{p \cdot nT}{\tau} = \frac{1,5 \cdot 40 \text{ mm}}{1,0 \text{ s}} = 60 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ e a distância total é calculada por $L = \frac{p \cdot nT}{\tau} \cdot t = \frac{1,5 \cdot 40 \text{ mm}}{1,0 \text{ s}} \cdot 10 \text{ s} = 600 \text{ mm}$. Multiplicando os dados da coluna do tempo pela velocidade, esta coluna fica no domínio da posição. Porém, os dados da posição ficariam de 0 a 600 mm. A origem deve estar no eixo central, sendo equidistante dos limites superior e inferior. Portanto, deve-se subtrair 300 mm para todos os casos de posição, de forma que os limites sejam de -300 mm a +300 mm. Os dados da coluna da taxa de dose devem ser divididos pela velocidade para encontrar a taxa espacial de dose dK/dz . Na coluna da posição e da taxa espacial de dose, os dados devem estar como a Tabela 14.

Tabela 14. Dados da Posição e da taxa espacial de dose em dK/dt.

Posição (mm)	dK/dz (mGy/mm)
-300	$1,13 \cdot 10^{-3}$
-270	$2,92 \cdot 10^{-3}$
-240	$6,87 \cdot 10^{-3}$
-210	$1,45 \cdot 10^{-2}$
-180	$2,76 \cdot 10^{-2}$
-150	$4,84 \cdot 10^{-2}$
-120	$7,57 \cdot 10^{-2}$
-90	$1,08 \cdot 10^{-1}$
-60	$1,37 \cdot 10^{-1}$
-30	$1,61 \cdot 10^{-1}$
0	$1,69 \cdot 10^{-1}$
30	$1,61 \cdot 10^{-1}$
60	$1,38 \cdot 10^{-1}$
90	$1,08 \cdot 10^{-1}$
120	$7,53 \cdot 10^{-2}$
150	$4,79 \cdot 10^{-2}$
180	$2,77 \cdot 10^{-2}$
210	$1,45 \cdot 10^{-2}$
240	$6,80 \cdot 10^{-3}$
270	$2,93 \cdot 10^{-3}$
300	$1,14 \cdot 10^{-3}$

A estimativa das doses para diferentes L utiliza o método da integral numérica, aproximando os dados por pequenos retângulos e somando a área de cada um deles. A estimativa da dose com uma L de 60 mm, por exemplo, é a soma dos dados da taxa dK/dt de -30 mm a $+30$ mm e multiplicados por 30. A razão desta multiplicação por 30 está na integral numérica que é a base dos retângulos. Pela mesma forma, para estimar a dose de uma largura L de 120 mm, deve-se somar todos os dados da taxa dK/dt de -60 a $+60$ mm; para estimar a dose com L de 180 mm, deve-se somar todos os dados da taxa dK/dt de -90 a $+90$ mm e assim por diante.

Para este exemplo, os dados estimados da dose estão na Tabela 15.

Tabela 15. Estimativa da dose para diferentes L .

L (mm)	$h(L)$ (mGy)
60	29,4
120	45,9
180	58,9
240	67,9
300	73,7
360	77,0
420	78,7
480	79,6
540	79,9
600	80,1

A Figura 31 indica o gráfico das doses estimadas em função do comprimento L .

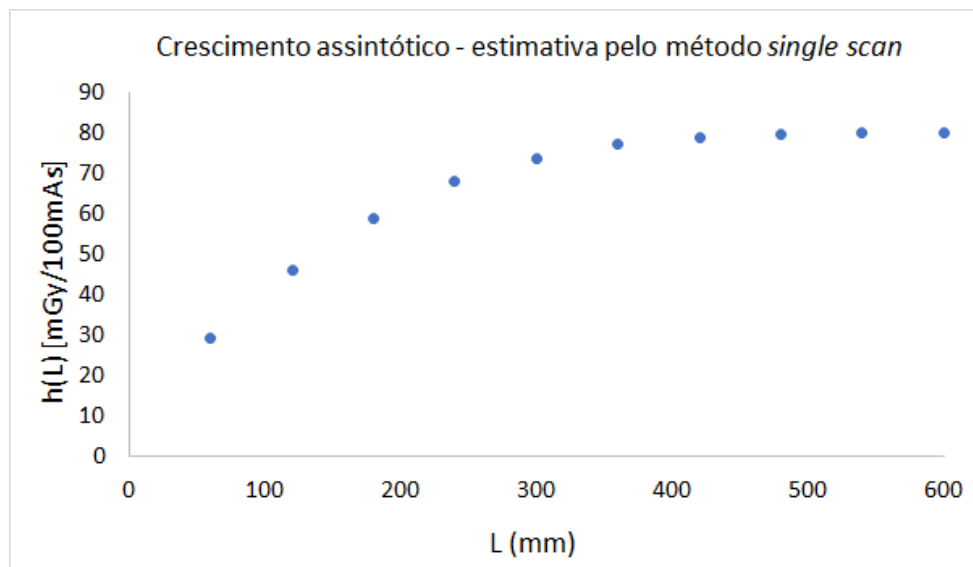


Figura 31. Crescimento assintótico obtido por dados hipotéticos. Figura de autoria própria.

É importante ressaltar que este é um exemplo simplificado. Na câmara de ionização *tempo real* utilizada, para uma medição, são gerados milhares de dados de taxa de dose.

Apêndice C – Incerteza da medição

Para a parte experimental deste trabalho, é necessário estimar a incerteza das medições. Os fatores de incerteza considerados neste trabalho foram: a incerteza de medição da câmara de ionização e a incerteza da posição do objeto simulador sobre o isocentro. A câmara de ionização utilizada, da empresa Radcal, possui uma incerteza da exatidão de $\pm 4\%$ (Radcal Corporation, 2011). Em relação à incerteza da posição do objeto simulador, a incerteza da dose se refere à lei do inverso do quadrado da distância (OKUNO; YOSHIMURA, 2014).

Para a incerteza da posição do objetos simuladores no isocentro, foi utilizado a espessura do laser do tomógrafo, que é, aproximadamente, 1 cm. Considerando que o objeto simulador deve ser posicionado de acordo com o posicionamento do laser, foi considerado que a incerteza da posição do objeto simulador sobre a mesa é de 0,5 cm para as posições em x , y e z . Para a lei do inverso do quadrado da distância é necessário obter a distância da fonte ao detector, pois o objeto simulador deve estar no isocentro. Foi encontrado, a partir do cabeçalho DICOM, a TAG *Distance Source to Detector*, que fornece a distância procurada. Porém, apenas o equipamento da General Electric forneceu esta TAG. Para os equipamentos da Toshiba e Philips, esta TAG não está habilitada. Neste caso, o valor fornecido pelo cabeçalho DICOM pela General Electric foi utilizado como aproximação para as outras empresas (Toshiba e Philips). O valor da TAG *Distance Source to Detector* fornecido pelo cabeçalho DICOM pela General Electric foi de, aproximadamente, 946 mm. Neste caso, a distância da fonte ao isocentro é a metade da distância da fonte ao detector, sendo $946/2 \text{ mm} = 473 \text{ mm}$.

Assim, considerando que a incerteza da posição do objeto simulador sobre a mesa é de 5 mm, a incerteza da dose recebida pela câmara de ionização, de acordo com a posição do objeto simulador, é:

$$\sigma_{\text{posição}} = 100 \cdot \left(\frac{473 + 5}{473} \right)^2 - 100 \approx 2,1\%. \quad (39)$$

A incerteza das medições, sendo composta com a incerteza da câmara de ionização e a incerteza da posição do objeto simulador é:

$$\sigma \approx \sqrt{4,0^2 + 2,1^2} \approx 4,5\%. \quad (40)$$

Utilizando a incerteza experimental das medições, foram obtidas as incertezas de ajuste dos parâmetros da função que descreve $h(L)$. Desta forma, a incerteza considerada para $h(L)$ e D_{eq} foram de 4,5%.

Como explicado na seção 3.2.3, foi realizada uma regressão linear utilizando a função Excel-Solver (AAPM, 2020) para obter o valor de D_{eq} e os coeficientes linear e angular da função $g(L, D^*)$ (Equação (34)), com o objetivo de maximizar o coeficiente de determinação função $g(L, D^*)$.

Para calcular as incertezas dos coeficientes linear e angular da função $g(L, D^*)$, utilizou-se o método dos mínimos quadrados (HELENE; VANIN, 1981) aplicado aos dados da função $g(L, D^*)$, obtidas pelo Excel-Solver. Para aplicar o método dos mínimos quadrados, é necessário calcular a incerteza da função $g(L, D^*)$. Isso foi feito utilizando a propagação de incertezas:

$$\begin{aligned} \sigma_{g(L, D^*)} &= \sqrt{\left(\frac{\partial g(L, D^*)}{\partial h(L)}\right)^2 \cdot \sigma_{h(L)}^2 + \left(\frac{\partial g(L, D^*)}{\partial D^*}\right)^2 \cdot \sigma_{D^*}^2} = \\ &= \sqrt{\left(\frac{1}{(1-\frac{h(L)}{D^*}) \cdot \ln(2) \cdot D^*}\right)^2 \cdot \left(\sigma_{h(L)}^2 + \frac{h(L)^2}{D^{*2}} \cdot \sigma_{D^*}^2\right)}, \end{aligned} \quad (41)$$

sendo que $\sigma_{h(L)} = \sigma_{D^*} = 4,5\%$.

A partir das incertezas dos coeficientes linear e angular, foi realizada a propagação de incerteza da Equação (42) (para L_{eq}) e da Equação (43) (para a) para obter as incertezas dos parâmetros L_{eq} e a , respectivamente:

$$\sigma_{L_{eq}} = \left| \frac{\partial L_{eq}(coef_{angular})}{\partial coef_{angular}} \cdot \sigma_{coef_{angular}} \right| = \left| -\frac{4 \cdot \sigma_{coef_{angular}}}{\ln(2) \cdot coef_{angular}^2} \right|, \quad (42)$$

$$\sigma_a = \left| \frac{\partial a(coef_{linear})}{\partial coef_{linear}} \cdot \sigma_{coef_{linear}} \right| = \left| 2^{coef_{linear}} \cdot \ln(2) \cdot \sigma_{coef_{linear}} \right|, \quad (43)$$

em que $\sigma_{coef_{angular}}$ e $\sigma_{coef_{linear}}$ representam as incertezas dos coeficientes angular e linear, respectivamente. Para o uso do método dos mínimos quadrados, foi considerado apenas os dados de $g(L, D^*)$ em que L é maior do que a colimação.

Referências bibliográficas

AAPM. AAPM Report 096 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. **American Association of Physicists in Medicine**, AAPM Report 096, 2008.

AAPM. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. **American Association of Physicists in Medicine**, AAPM Report 111, 2010.

AAPM. The Design and Use of the ICRU/AAPM CT Radiation Dosimetry Phantom: An Implementation of AAPM Report 111. **American Association of Physicists in Medicine**, AAPM Report 200, 2020.

ANDERSON, J. C., D.: ARBIQUE, G.: LANE, T. SU-FF-I-14: New Approaches to Practical CT Dosimetry - Anderson - 2005 - Medical Physics - Wiley Online Library. **Medical Physics**, 32, p. 1907, 2005.

BOONE, J. M. The trouble with CTDI100. **Medical Physics**, 34, n. 4, p. 1364-1371, 2007.

BUZUG, T. M. **Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT**. Leipzig: Springer, 2008.

COSTA, P. R. in: **The Phantoms of Medical and Health Physics**. Madson, USA: Springer, 2014.

COSTA, P. R.; NERSSISSIAN, D. Y.; UMISEDON, N. K.; GONZALES, A. H. L. *et al.* A comprehensive Monte Carlo study of CT dose metrics proposed by the AAPM Reports 111 and 200. **Medical Physics**, 49, n. 1, p. 201-218, Jan 2022.

DANCE, D. R.; CHISTOFIDES, S.; MAIDMENT, A. D. A.; MCLEAN, I. D. *et al.* **Diagnostic Radiology Physic: A Handbook for Teachers and Students**. Viena: Technical Editors, 2014.

DIXON, R. L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. **Medical Physics**, 30, n. 6, p. 1272-1280, 2003.

DIXON, R. L. Restructuring CT dosimetry - A realistic strategy for the future requiem for the pencil chamber. **Medical Physics**, 33, n. 10, p. 3973-3976, Oct 2006.

DIXON, R. L. **The Physics of CT Dosimetry: CTDI and Beyond**. 1st ed. Boca Raton: CRC Press, 2019.

DIXON, R. L.; BALLARD, A. C. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: beyond CTDI100. **Medical physics**, 34, n. 8, 2007.

DIXON, R. L.; BOONE, J. M. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities-With or without phantom motion. **Medical Physics**, 37, n. 6, p. 2703-2718, 2010.

DIXON, R. L.; BOONE, J. M. Dose equations for tube current modulation in CT scanning and the interpretation of the associated CTDIvol. **Medical Physics**, 40, n. 11, 2013.

DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. A Film Dosimetry System for Use in Computed Tomography. **Radiology**, 127, p. 255-258, 1978.

DIXON, R. L.; MUNLEY, M. T.; BAYRAM, E. An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. **Medical Physics**, 32, n. 12, p. 3712-3728, 2005.

FDA, U. S. Code of Federal Regulations, Diagnostic x-ray systems and their major components. 21 CFR 1020.33 Govt. Printing Office. 1984.

GONZALES, A. H. L. **Simulation and validation of dose profiles and their use to estimate dosimetric quantities for Computed Tomography**. 2019. (Tese de doutorado) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

HELENE, O., A., M.; VANIN, V., R. **Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental**. 2 ed. Editora Edgard Blücher LTDA, 1981.

ICRU. Radiation Dosimetry and Image Quality Assessment in Computed Tomography. **International Commission on Radiation Units and Measurements**, Report 87, 2012.

JUCIUS, R., A.; KAMBIC, G., X. Radiation dosimetry in computed tomography. **PROC. Application of Optical Instrumentation in Medicine VI**, SPIE 0127, p. 286-295, 1977.

KALENDER, W. A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. 5 ed. John Wiley & Sons, 2011.

KALENDER, W. A.; SEISSLER, W.; KLOTZ, E.; VOCK, P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. **Radiology**, 176, n. 1, p. 181-183, 1990.

LEITZ, W.; AXELSSON, B.; SZENDRO, G. Computed-Tomography Dose Assessment - a Practical Approach. **Radiation Protection Dosimetry**, 57, n. 1-4, p. 377-380, 1995.

LI, X.; MARSCHALL, T. A.; YANG, K.; LIU, B. Calculation of scan length and size-specific dose at longitudinal positions of body CT scans using dose equilibrium function. **Medical physics**, p. 1-9, 2022.

LI, X. H.; ZHANG, D.; YANG, J.; LIU, B. A study of the short- to long-phantom dose ratios for CT scanning without table translation. **Medical Physics**, 41, n. 9, 2014.

MCCOLLOUGH, C. H.; BRUESEWITZ, M. R.; KOFLER, J. M. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. **Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc**, 26, n. 2, p. 503-512, 2006.

MCCOLLOUGH, C. H.; LENG, S. Y., L.: CODY, D. D.; BOONE, J. M.; MCNITT-GRAY, M. F. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. **Radiology**, 259, p. 311-316, 2011.

MORI, S.; ENDO, M.; NISHIZAWA, K.; TSUNOO, T. *et al.* Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. **Medical physics**, 32, n. 4, p. 1061-1069, 2005.

NAKONECHNY, K., D; FALLONE, B. G.; RATHEE, S. Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in CT. **Medical physics**, 32, n. 1, 2005 Jan 2005.

NCRP. Medical Radiation Exposures of Patients in the United States. **National Council on Radiation Protection and Measurements**, Report 184, 2019.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. 1 ed. São Paulo: Oficina de Textos, 2014.

Oncology Medical Physics. Disponível em: <https://oncologymedicalphysics.com/ct-dosimetry/>. Acesso em: 03/02/2023.

PERNICKA, F. CT Dosimetry Using a TL Technique. **Radiation Protection Dosimetry**, 34, n. 1-4, p. 271-274, 1990.

Radcal Corporation. 10X6-0.6C: The Chamber for Computed Tomography Dose Index (CTDI), 2011.

REHANI, M. M.; SZCZYKUTOWICZ, T. P.; ZAIDI, H. CT is still not a low-dose imaging modality. **Medical Physics**, 47, n. 2, p. 293-296, 2020.

SAMEI, E.; PECK, D. P. **Hendee's Physics of Medical Imaging**. 5 ed. Oxford, UK: John Wiley e Sons, 2019.

SCHILHAM, A.; VAN DER MOLEN, A. J.; PROKOP, M.; DE JONG, H. W. Overranging at Multisection CT: An Underestimated Source of Excess Radiation Exposure. **Radiographics**, 30, n. 4, p. 1057-1067, 2010.

SHOPE, T. B.; GAGNE, R. M.; JOHNSON, G. C. A Method for Describing the Doses Delivered by Transmission x-ray Computed-Tomography. **Medical Physics**, 8, n. 4, p. 488-495, 1981.

STEFANI, Y. N.; NERSISSIAN, D. Y.; COSTA, P. R. Comparison between two methods for estimation of Equilibrium Dose in MSCT procedures. **Brazilian Journal of Radiation Science**, 10-02A, p. 01-11, 2022.

URIKURA, A.; HARA, T.; YOSHIDA, T.; NISHIMARU, E. *et al.* Overranging and overbeaming measurement in area detector computed tomography: A method for simultaneous measurement in volume helical acquisition. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, 20, n. 7, p. 160-165, Jul 2019.