

Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Instituto de Física

**Validação macroscópica de equipamento de tomografia  
computadorizada simulado por método de Monte Carlo**

Raquel da Silva Munari

Porto Alegre  
2022

Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Instituto de Física

Raquel da Silva Munari

**Validação macroscópica de equipamento de tomografia  
computadorizada simulado por método de Monte Carlo**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito necessário para obtenção do grau de Bacharel em Física.

Orientador: Luis Gustavo Pereira

Porto Alegre  
2022

# Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer à professora Doutora Gabriela Hoff pela grande (enorme) colaboração neste trabalho e à equipe do Hospital de Clínicas de Porto Alegre responsável pelas medições aqui utilizadas.

Ao meu orientador, pela paciência e sabedoria.

E ao grupo GASP [1] que me ouviu apresentar sobre a evolução deste trabalho durante toda a iniciação científica.

Segundo, é difícil me perguntar a quem não devo agradecer por essa trajetória e esse trabalho.

Aos meus pais, por todas as vezes em que eu saía de casa às 7h e retornava às 23h e tinha pizza quente pra comer em cima do fogão. Por todo apoio, por tudo.

Aos meus irmãos, que me ensinaram a ler, a escrever. E grande parte de quem eu sou.

Aos meus sobrinhos, porque vocês foram a inspiração que eu precisava pra só continuar tentando.

Aos meus cunhados, que também são família.

Aos meus amigos e colegas, em nenhuma ordem especial:

Isa. Desde a quinta série e pra sempre.

Lis. Desde a cadeira de Cálculo B e pra sempre.

Gustavo. Sério, brigada.

Marcos. Por todas as fotos de cachorro que eu ganhei depois de reclamar de cansaço.

Elisa. Dona de duas das minhas maiores viradas de vida. Eu não sei o que fiz de bom pra conhecer você.

Rodrigo. Matheus. Por todas as viagens de ônibus e adoração coletiva à professora Sandra.

Rodrigo de SP. Do plugdj pra vida.

Natalia. Pela parceria durante a pesquisa.

Lucas. Por todas as vezes em que eu queria desistir de tudo e você dizia que ok, eu podia. Isso sempre me fez continuar.

À todas as pessoas maravilhosas que conheci no curso de Física (que felizmente foram muitas!).

Por fim, ao Gabriel. Por causa de uma reclamação de dor nas costas (durante a execução deste trabalho) que virou uma entrega de uma cadeira (rosa!) na porta da minha casa. Te amo muito.

*"Nobody's perfect."*

– Hannah Montana

# Resumo

A realização do exame de tomografia computadorizada como método de diagnóstico cresceu significativamente nos últimos anos. Em paralelo, observou-se um aumento na dose de radiação desses exames, o qual pode estar associado à alguns fatores relacionados à rápida evolução tecnológica dos aparelhos. Entre esses fatores, destaca-se a falta de protocolo para diferentes biotipos corporais existentes. O objetivo desse trabalho foi validar, de forma macroscópica, a aplicação de uma simulação computacional desenvolvida por meio do método de Monte Carlo (utilizando o Geant4) de um aparelho de tomografia de marca e modelo GE Healthcare *BrightSpeedSeries*<sup>®</sup>, utilizado pelo Hospital de Clínicas de Porto Alegre, a fim de comparar dados de dosimetria como método de validação da simulação. Foram implementadas e devidamente validadas as configurações de geometria de feixe de irradiação circular e helicoidal, assim como as aberturas do feixe. Também foi realizada a validação dos espectros utilizados na simulação. Para os únicos parâmetros que não se tinha informação, observou-se que o feixe com abertura em leque necessita cobrir inteiramente a área transversal do objeto que se deseja irradiar e que a mesa oca com borda entre 0,625 e 1,25 cm obteve os melhores resultados em comparação com os dados do hospital. No futuro, planeja-se validar, também, os detectores de imagem já implementados.

**Palavras-chave:** tomografia computadorizada, simulação computacional, Geant4.

# Abstract

Computed tomography has grown significantly in recent years as a diagnostic method. In parallel, an increase in the radiation dose of these exams was observed, which may be associated with some factors related to the fast technological evolution of the machines. Among these factors, we can highlight lack of protocol for different existing body biotypes. The main goal of this work was to validate, in a macroscopic way, the application of a computer simulation developed through the Monte Carlo method (using Geant4) of a tomography machine, brand and model GE Healthcare *BrightSpeedSeries*<sup>®</sup>, used by the Hospital de Clínicas de Porto Alegre, in order to compare dosimetry data as a simulation validation method. Circular and helical beam geometry configurations, as well as the fan beam, were implemented and properly validated. The validation of the spectra used in the simulation was also carried out. For the only parameters for which information was not available, it was observed that the fan beam opening needs to completely cover the cross-sectional area of the object to be irradiated and that the hollow table with an edge between 0.625 and 1.25 cm obtained the best results in comparison with the hospital's data. In the future, it is also planned to validate the image detectors already implemented.

**Keywords:** computed tomography scan, computer simulation, Geant4.

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Abordagem Teórica</b>	<b>3</b>
2.1	Tomografia computadorizada e dosimetria . . . . .	3
2.1.1	O aparelho de tomografia computadorizada . . . . .	4
2.1.2	Geometrias do feixe de irradiação . . . . .	4
2.1.3	Dosimetria para testes de constância . . . . .	7
2.1.4	Proteção Radiológica . . . . .	8
2.2	Interação da radiação com a matéria . . . . .	8
2.2.1	Efeito fotoelétrico . . . . .	8
2.2.2	Espalhamento incoerente (de Compton) . . . . .	9
2.2.3	Espalhamento coerente (de Rayleigh) . . . . .	10
2.3	Simulação Computacional pelo método de Monte Carlo e o Geant4 . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>12</b>
3.1	Aplicação Desenvolvida . . . . .	12
3.1.1	Mesa . . . . .	14
3.1.2	Simulador não-antropomórfico . . . . .	14
3.1.3	Geometrias do feixe de irradiação . . . . .	15
3.1.4	Detectores de imagem . . . . .	20
3.1.5	Validação das Grandezas Dosimétricas . . . . .	20
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussão</b>	<b>22</b>
4.0.1	Testes de Unidade . . . . .	22
4.0.2	Espectros de Energia . . . . .	28
4.0.3	Validação das Grandezas Dosimétricas . . . . .	29
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>35</b>
5.1	Perspectivas Futuras . . . . .	36
	<b>Referências</b>	<b>37</b>
<b>A</b>	<b>Tubo gerador de raios X</b>	<b>41</b>
<b>B</b>	<b>Resultados da Validação das Grandezas Dosimétricas</b>	<b>43</b>

# Capítulo 1

## Introdução

A tomografia computadorizada (TC) é um exame que utiliza de imagens reconstruídas por um computador para fins de diagnóstico. A partir da emissão de um feixe de raios X por um tubo que gira em torno do paciente de forma contínua, são geradas radiografias transversais do corpo e pode-se fazer reconstruções tridimensionais se desejado.

Nos últimos anos, em todo o mundo, houve um grande crescimento desse tipo de exame em relação à totalidade dos exames radiodiagnósticos. No início da década de 1990, por exemplo os exames em TC correspondiam a aproximadamente 2% do total de exames radiológicos; já nos anos 2000, em alguns países desenvolvidos os exames de TC superaram até 30% do total de exames radiodiagnóstico [2].

Estima-se que aproximadamente 29.000 cânceres poderiam estar relacionados a tomografias computadorizadas nos Estados Unidos da América a cada ano, o que foi associado possivelmente à alta frequência de uso e abuso da TC, ao aumento da dose de radiação e da dose acumulada em TC de alta precisão e ao fraco entendimento dos riscos carcinogênicos [3]. Os fatores para o aumento da dose de radiação nos exames são diversos, tal como a tendência de se fazer a varredura de um volume maior que o necessário, a repetição de exames, visto que a escolha dos parâmetros de controle do feixe gerado não é tão simples como no aparelho convencional de raios X, além do fato de que os protocolos de exames são predefinidos pelo fabricante no momento da instalação do aparelho, não havendo protocolos diferenciados para diferentes biotipos de corpos adultos. Dessa forma, pacientes com volumes corporais menores acabam por receber doses bem maiores que a mínima necessária para geração da imagem diagnóstica. A maioria dos serviços apresenta um protocolo diferenciado para crianças, mas esse protocolo não é satisfatório visto que a massa e volume do paciente em idade infantil são muito variáveis. Além disso, não há protocolo diferenciado para adulto obeso, e não há prática diferenciada para adolescentes, que apresentam características diferenciadas no sistema musculoesquelético em relação a pessoa adulta [2].

Nesse caso, faz-se a importância de aplicações que possam ser utilizadas como fontes de pesquisa para situações reais [4].

O objetivo desse trabalho foi validar macroscopicamente uma simulação compu-

---

tacional do aparelho de tomografia de marca e modelo GE Healthcare *BrightSpeedSeries*<sup>®</sup>, utilizado pelo Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), a fim de comparar dados de dosimetria como método de validação da simulação.

A proposta é poder utilizar-se dessa aplicação, futuramente, para estudos de dosimetria em pacientes, até então, não protocolados.

# Capítulo 2

## Abordagem Teórica

Neste capítulo serão apresentados aspectos teóricos da tomografia computadorizada, como o funcionamento do aparelho de tomografia, assim como as diferentes configurações de geometria do feixe de irradiação de fótons e testes de controle da qualidade dos equipamentos tomográficos. Será abordada a importância da proteção radiológica, cuja relevância se dá pelo cuidado à todas as pessoas (pacientes e trabalhadores ocupacionalmente expostos) que podem sofrer aos efeitos da exposição à radiação ionizante. Também serão discutidos os processos físicos de interação da radiação com a matéria de interesse desse trabalho, situados no intervalo de energia de aplicação da tomografia computadorizada (o efeito fotoelétrico e o espalhamento incoerente e coerente). E, por fim, o uso do método de Monte Carlo na simulação computacional e, particularmente, o uso do Geant4 como um conjunto completo de ferramentas computacionais para realizar simulações das interações de partículas com a matéria.

### 2.1 Tomografia computadorizada e dosimetria

Na tomografia computadorizada, diferentemente de como era feito nos primeiros exames de radiografia convencional, as medidas de transmissão de raios X não são registradas em um filme radiográfico, mas sim em um dispositivo de armazenamento de dados digitais e um algoritmo matemático sofisticado é aplicado, produzindo uma descrição numérica da densidade tecidual em função da posição [5].

Imagens de seções transversais do corpo humano são geradas a partir desses dados obtidos medindo a atenuação de raios X [6], sendo, desde forma, reconstruídas bidimensionalmente, com uma função de densidade em duas dimensões com linhas de medição situadas no plano, ou tridimensionalmente, como funções de densidade tridimensionais e linhas com orientações arbitrárias no espaço [7].

A TC surgiu como método de diagnóstico no início da década de 1970 (e difundida na década de 80), sofrendo muitas evoluções desde o seu aparecimento até os dias de hoje, reduzindo o tamanho dos aparelhos e o tempo de aquisição das imagens, melhorando a qualidade da imagem, além do surgimento de novas aplicações e maior flexibilidade no tratamento dos dados com o passar dos anos [2].

Como a TC utiliza os raios X como fonte de energia, é importante que haja controle e cuidado com os níveis de radiação utilizados nesse método de diagnóstico. Junto ao fato de que o uso da TC como método diagnóstico vem crescendo a cada ano [8], torna imprescindível a realização de estudos de dosimetria dos pacientes que são submetidos a diferentes procedimentos realizados por estes equipamentos, além de testes de constância para a verificação do bom funcionamento (conforme regulamentos) dos aparelhos. Nas subseções seguintes será descrito o princípio básico de funcionamento geral de uma máquina de TC, as possíveis configurações de geometria de feixe de irradiação de fótons utilizadas atualmente e, também, como são realizados os estudos de dosimetria e testes de constância.

### 2.1.1 O aparelho de tomografia computadorizada

Os componentes básicos de um aparelho de TC moderno se resumem à mesa (maca, para o paciente se deitar e se posicionar para o exame) e ao *gantry* (também chamado de pórtico ou portal), por onde é permitida a passagem da mesa. Nele, há um tubo gerador de raios X e um arco detector posicionados em lados opostos do portal.

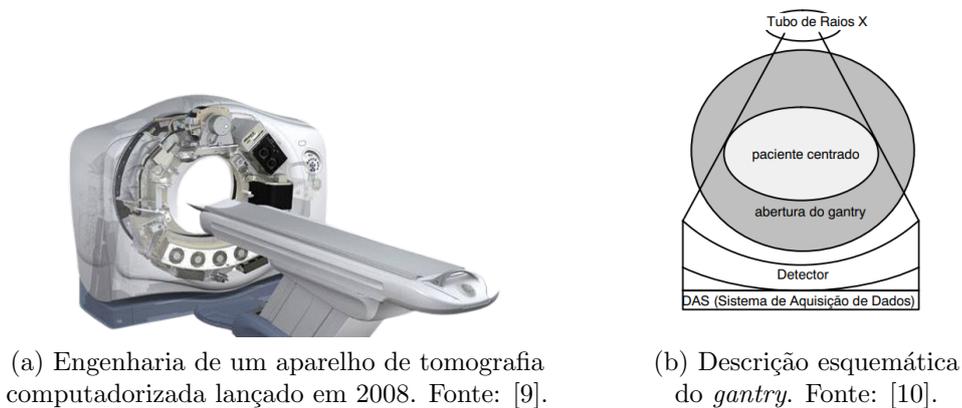


Figura 2.1: Visão interna do *gantry* de um aparelho de TC.

No exame de TC são feitas múltiplas medições em diversos ângulos do sistema tubo-detector em relação ao objeto, que são convertidas em sinal digital e enviadas ao computador para fazer a reconstrução final das imagens tomográficas.

### 2.1.2 Geometrias do feixe de irradiação

A cada inovação no modo de mover o tubo gerador de raios X em conjunto com o(s) detector(es) e seu posicionamento (além da mudança na disposição e no número de detectores) obtinha-se um marco na evolução dos aparelhos de tomografia. E cada um desses marcos ficou conhecido como uma "geração" nova de aparelhos. Os aparelhos de primeira geração, por exemplo, irradiavam um feixe que era chamado

*pencil beam* devido ao seu formato (um feixe muito bem colimado, feito para atingir apenas uma área do detector). Nessa geração, tinha-se apenas um tubo de raios X e um detector que eram reposicionados até varrer meio círculo em torno do objeto do qual se desejava gerar a imagem, o que gerava um tempo longo de varredura e imagens de baixa qualidade.

Já na segunda geração de aparelhos, o feixe irradiado era delgado, em forma de leque (*fan beam*) e atingia um conjunto de aproximadamente 30 detectores alinhados. Novamente, esse conjunto de tubo-detectores (agora detectores no plural) eram reposicionados até varrer meio círculo mas, dessa vez, diminuindo drasticamente o número de reposicionamentos necessários.

Na terceira geração, a fileira de 30 detectores foi substituída por um arco com (pelo menos) mais de 100 detectores independentes mecanicamente conectado ao tubo de raios X. Além disso, nesse caso, o sistema tubo-detectores é móvel e capaz de fazer um círculo completo ( $360^\circ$ ) em torno do objeto. Isso elimina os reposicionamentos e deixa todo o processo de aquisição de dados para reconstrução de imagem muito mais rápido.

No Brasil, hoje em dia, os aparelhos de tomografia devem ser no mínimo de terceira geração. O aparelho utilizado para comparar dados de dosimetria nesse trabalho, em uso no HCPA, o GE Healthcare *BrightSpeedSeries*<sup>®</sup> (o aparelho utilizado como parâmetro para a simulação) é da terceira geração.



Figura 2.2: Aparelho de tomografia computadorizada marca-modelo GE Healthcare *BrightSpeed Series*<sup>®</sup>. Fonte: GE Healthcare.

Nos aparelhos da quarta geração surge um anel de detectores fixo de mais de 1.000 até quase 5.000 detectores fazendo um círculo completo. Nesse caso, apenas o tubo de raios X (que continua delgado, em forma de leque) se move em 360° em torno do paciente. Como os detectores estão fixos, é eliminada a preocupação com o desajuste entre o tubo e o detector.

Até o início da quarta geração ainda utilizava-se aparelhos cuja mesa permanecia estática durante a coleta de dados. Quando desejava-se fazer uma varredura completa de algum órgão, eram realizados ciclos repetidos em que a mesa se movia e estacionava para o tubo de raios X dar uma volta completa. A necessidade de aparelhos com menor tempo de varredura e melhor qualidade de imagem 3-D fez surgir os aparelhos helicoidais. O processo de aquisição de imagem desses aparelhos é idêntico aos de terceira ou quarta geração, com a diferença de que a mesa se move longitudinalmente enquanto o tubo de raios X gira continuamente em torno dela. Logo, o feixe de raios X descreve uma trajetória helicoidal e não mais circular ou semicircular. Esse método torna o exame muito mais rápido mas deve utilizar-se de princípios de reconstrução espacial que se baseiam em interpolação dos dados para a reconstrução de imagens de corte axial, para que não haja artefatos (discrepância entre os verdadeiros números dos objetos e o coeficiente de atenuação nas imagens reconstruídas [11]) nessas imagens.

Além disso, independente de seu posicionamento, há aparelhos que possuem somente uma fileira de detectores e à essa tecnologia se dá o nome SDCT (do inglês *Single Detector Computed Tomography* ou, em tradução livre, tomografia computadorizada de detector único). Para os aparelhos que possuem mais de uma fileira de arco-detectores se dá o nome de MDCT (*Multi Detectors Computed Tomography* ou tomografia computadorizada de detectores múltiplos) e com eles é possível, para cada volta completa do tubo, a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente (dessa forma, aumentando a resolução da imagem reconstruída e diminuindo o tempo de aquisição da imagem).

Há, ainda, aparelhos modernos de quinta geração que ficaram conhecidos como tomografia por feixe de elétrons, em razão do processo utilizado para a geração do feixe de raios X. A diferença nesses aparelhos está apenas na substituição do tubo de Coolidge (tubo gerador de raios X) móvel pelo gerador do feixe de elétrons que está integrado à própria arquitetura da máquina. Todo o processo de geração de feixe de raios X é o mesmo do tubo de Coolidge, mas nesse caso o processo é estacionário, sendo incorporado à arquitetura do aparelho.

Por fim, temos a tomografia de feixe cônico (*cone beam*), outra tecnologia moderna. Ela tem sua aplicação voltada para a produção de imagens tridimensionais e de corte anatômico para a região maxilofacial, utilizando uma placa detectora para a coleta de dados. Apresenta suas vantagens em relação à TC quando se considera o custo do exame, do equipamento e as doses de radiação depositadas no paciente [2].

### 2.1.3 Dosimetria para testes de constância

A Resolução de Diretoria Colegiada (RDC), da Anvisa, n° 330 de 20 de dezembro de 2019 define teste de constância como a avaliação rotineira dos parâmetros técnicos e de desempenho de instrumentos e equipamentos de determinada instalação [12]. Um dos testes de constância realizado em aparelhos de tomografia computadorizada é feito utilizando um simulador não-antropomórfico como forma de obter dados de dosimetria (medidas de referência).

Para realizar a dosimetria, ou seja, o estudo das medidas de dose pela exposição à radiação [13], são comumente utilizados fantomas (ou *phantoms*, como são chamados em inglês). Fantomas são simuladores que podem ser utilizados para estimativas de dose no paciente e avaliação das interações da radiação com a matéria, assim como também são empregados para calibração de equipamentos de radiodiagnósticos, como a tomografia, e estimativas da qualidade de imagens médicas [14]. Eles podem ou não ser semelhantes em morfologia e características antropométricas à alguma estrutura biológica de interesse.

No caso do simulador não-antropomórfico (cuja geometria espacial não remete à nenhuma morfologia humana) utilizado pelo HCPA para testes de dosimetria, ele possui características antropométricas (sendo um cilindro que pode ter diferentes raios, contemplando as dimensões de uma cabeça e de tórax adulto mediano e de um tórax pediátrico mediano [15]) e seu material é o polimetilmetacrilato (PMMA), uma resina acrílica que usualmente é utilizada para fins protéticos [16], mas que também é utilizado para a fabricação de fantomas por ser um material relativamente barato que simula de forma adequada a atenuação do feixe como faz o tecido humano, para todas as energias na faixa de diagnóstico [17].

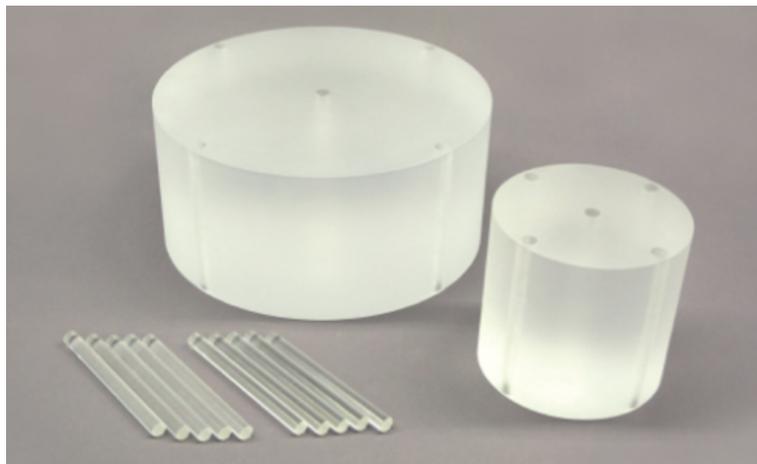


Figura 2.3: Simulador não antropomórfico de tórax adulto mediano e cabeça, respectivamente, da marca Kyoto Kagaku, feitos de PMMA. Fantomas típicos utilizados para testes de constância. Fonte: [15].

### 2.1.4 Proteção Radiológica

Numa sexta-feira de 8 de Novembro de 1895, ao final da tarde, Röntgen conseguiu, por acidente, reproduzir radiação eletromagnética numa faixa de comprimento de onda que hoje em dia chamamos pertencentes aos raios X. Não demorou muito para que o uso desses raios, até então desconhecidos, fossem utilizados (combinados à placas fotográficas) para fins de diagnóstico médico [18].

No entanto, a rápida disseminação do uso da radiação X para fins diagnósticos sem o devido conhecimento da forma de interação desse tipo de radiação com a matéria, acabou por trazer a descoberta de consequências negativas. Sem proteção ou conhecimento profundo sobre a irradiação, só foi percebida como nociva quando foram constatadas lesões cutâneas graves nos pacientes expostos aos raios X durante muito tempo, assim como nos médicos que manuseavam o tubo (na época, ampola de Crookes). Procurou-se, então, reduzir o tempo de exposição aos raios, aumentando a intensidade do feixe e, para os que manuseavam o aparelho, foram fabricadas proteções de chumbo e cabines isolantes. Ali, o ramo de proteção radiológica havia nascido [18].

Desde então, o uso e a preocupação proveniente do uso de radiação ionizante como ferramenta de diagnóstico vêm crescendo paralelamente. Foram criados órgãos, comissões, normas e todo tipo de regulamentação necessário [19–23] para que se possa minimizar os efeitos da exposição à radiação de pacientes e trabalhadores ocupacionalmente expostos, empregando todos os métodos possíveis e razoáveis para tal, como atesta o princípio de segurança de radiação ALARP (*As Low As Reasonably Practicable*, ou, em tradução literal, “tão baixo quanto razoavelmente praticável”) [24].

## 2.2 Interação da radiação com a matéria

A fim de validar a simulação, foi estudada a energia depositada nas câmaras dentro do fantoma (para comparação com dados experimentais). Por isso, torna-se importante entender os processos físicos responsáveis por essa deposição de energia.

Na TC, o feixe é composto por fótons de raios X, que são radiação eletromagnética. Possuem zero massa e carga, e viajam na velocidade da luz.

Apesar de haver um grande número de possíveis interações entre fótons e a matéria, no intervalo de interesse desse trabalho (cuja diferença de potencial máxima entre o cátodo e o ânodo do tubo gerador de raios X se encontra entre 80 e 140 kVp) os processos de interação ocorrem principalmente por efeito fotoelétrico e espalhamento incoerente, com uma probabilidade menor (mas existente) de espalhamento coerente [25].

### 2.2.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre da interação entre um fóton e um elétron atômico fortemente ligado (com energia de ligação atômica não desprezível). Como resultado

dessa interação, o fóton fornece energia suficiente a um dos elétrons atômicos de forma a romper sua energia de ligação, então ele é ejetado (passando a ser chamado de fotoelétron) e o fóton completamente absorvido.

A energia do fotoelétron será dada por

$$E_{e^-} = h\nu - E_l \quad (2.1)$$

onde  $h\nu$  é a energia do fóton incidente e  $E_l$  a energia de ligação do elétron que foi ejetado.

Além do fotoelétron, a interação também cria um átomo ionizado com uma lacuna em uma de suas camadas. Esta vaga é rapidamente preenchida através da captura de um elétron livre do meio e/ou rearranjo de elétrons de outras camadas do átomo. Portanto, um ou mais fótons de raios X característicos também podem ser gerados [26].

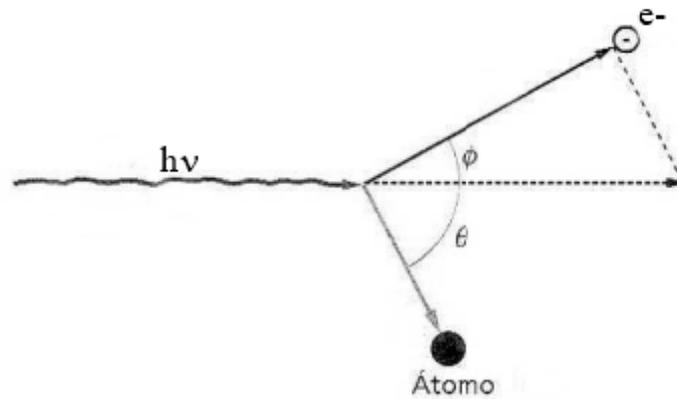


Figura 2.4: Esquema da direção de espalhamento das partículas envolvidas: fóton, átomo (supõe-se que o íon formado é rapidamente neutralizado) e fotoelétron.

Fonte: [27].

### 2.2.2 Espalhamento incoerente (de Compton)

O espalhamento incoerente ocorre da interação entre um fóton e um elétron livre. Em condições normais, todos os elétrons em um meio estão ligados, no entanto, se a energia do elétron for da ordem de  $eV$  e a do fóton da ordem de  $keV$ , podemos considerá-lo como livre.

Além disso, o fóton não é completamente absorvido nesse caso, apenas sua direção e energia mudam (parte de sua energia inicial será transferida ao elétron).

Nessa interação, a energia do elétron será dada por

$$E_{e^-} = \frac{(1 - \cos\theta)h\nu/mc^2}{1 + (1 - \cos\theta)h\nu/mc^2} h\nu \quad (2.2)$$

onde  $\theta$  é o ângulo de espalhamento do fóton e  $mc^2$  a energia de repouso do elétron. Por conservação de energia, a energia do fóton espalhado será dada por  $h\nu - E_{e^-}$  [26].

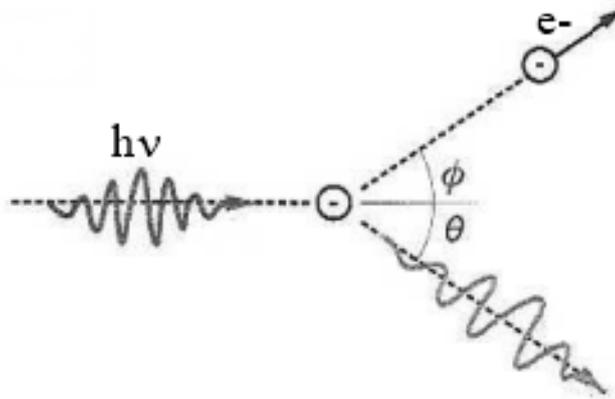


Figura 2.5: Direção de espalhamento do fóton e do elétron no espalhamento incoerente. Fonte: [27].

### 2.2.3 Espalhamento coerente (de Rayleigh)

No espalhamento coerente a interação também ocorre entre um fóton e um elétron atômico ligado. Nesse processo, o fóton incidente é absorvido pelo elétron, causando uma excitação do átomo que reemite um fóton com energia igual à do fóton incidente. A direção do fóton pode ser alterada, mas será próxima da direção de incidência [28].

## 2.3 Simulação Computacional pelo método de Monte Carlo e o Geant4

A simulação computacional pelo método de Monte Carlo é uma ferramenta que, atualmente, é comumente utilizada em diversos segmentos da ciência e da engenharia para simular problemas que podem ser representados por processos estocásticos (ou seja, problemas cuja evolução de um sistema de valores no tempo é representada por uma família de variáveis aleatórias). Na área de Física Médica, em particular, o uso de simulações de transporte de radiação por este meio vêm crescendo rapidamente nas últimas décadas [29].

O método de Monte Carlo é caracterizado como um método matemático estocástico, utilizando-se de sequências de números aleatórios para gerar simulações de problemas que podem ser descritos de modo probabilístico. Essas sequências são

geradas através das distribuições de probabilidade conhecidas e que caracterizam os processos referentes aos fenômenos físicos envolvidos na simulação [29].

O Geant4 [30–32] é uma ferramenta computacional utilizada para simulações, através do método de Monte Carlo, da interação da radiação com a matéria. Utiliza a estrutura de programação orientada a objetos (na linguagem C++) e foi desenvolvido em colaboração de cientistas e engenheiros de *software* de todo o mundo [33].

Suas aplicações incluem física de altas energias, física nuclear e de aceleradores (sendo amplamente utilizado para tais meios pela instituição CERN), ciência do espaço e estudos em ciências médicas. O Geant4 destaca-se devido à sua flexibilidade e a quantidade de funcionalidades oferecidas para os diferentes campos da física [34], sendo difusa sua utilização, também, na área da Física Médica [35, 36].

# Capítulo 3

## Metodologia

Neste capítulo será apresentada a metodologia de construção da aplicação desenvolvida, passando por cada um dos componentes que se encontram na simulação e justificando a escolha dos parâmetros utilizados. Também será explicado o método escolhido para validação das grandezas dosimétricas da simulação.

### 3.1 Aplicação Desenvolvida

A aplicação foi desenvolvida utilizando-se a ferramenta Geant4 na versão 11.0. O Geant4 é responsável por toda e qualquer interação da radiação com o meio material simulado. Nele, pode-se caracterizar diferentes geometrias e materiais, utilizando-se dos processos e modelos físicos de interesse.

Nessa simulação foi incluída a lista de processos e modelos físicos recomendada no manual do Geant4 para simulações com fótons e elétrons de baixa energia (descrevendo as interações de elétrons e fótons com matéria até cerca de 250 eV), *Standard Option 4* [37].

A simulação tem os seguintes componentes:

1. A mesa onde deita o paciente (ou é posicionado o fantoma), que se pode ajustar para ser oca ou ser completamente maciça (o tamanho da borda da mesa oca também é ajustável);
2. O simulador não-antropomórfico (fantoma) com características antropométricas, sendo um cilindro cujas dimensões de raio variam para contemplar uma cabeça (raio 8 cm) e um tórax (raio 16 cm) de um adulto mediano;
3. O feixe de irradiação;
4. Detectores de imagem.

Como descrito no Subcapítulo 2.1.1, no aparelho de TC (e em específico, nos de terceira geração, alvo da simulação do trabalho), existe o *gantry* (pórtico ou portal) que contém ambos o tubo gerador de raios X numa extremidade e a linha de

detectores na outra. O *gantry* faz uma revolução completa em torno do corte que se deseja obter a imagem, ao mesmo tempo que a mesa com o paciente (ou objeto de interesse, como o fantoma) andam em um determinado "passo" (deslocando-se um certo comprimento por vez). Assim, a cada passo forma-se um efeito de "espiral" no feixe de irradiação. A detecção é possível, nesse método de obtenção de imagem, através da tecnologia MDCT (tomografia computadorizada de detectores múltiplos). A máquina de tomografia utilizada pelo HCPA, a qual é de interesse simular, possui 8 linhas de detectores.

Na simulação, foi possível deslocar tanto a mesa quanto o fantoma simulados. O feixe de irradiação também forma uma espiral com extensão de acordo com o deslocamento da mesa. No entanto, ainda não simula-se 8 linhas de detectores e os detectores não giram ao redor da mesa. Considerando o tempo de execução da aplicação e limitações no código, foi mais viável simular um círculo contendo múltiplos detectores situado ao redor do centro da simulação.

No que diz respeito à validação da dosimetria no fantoma, como experimentalmente é feito apenas uma volta no centro do simulador (e não utilizamos detectores de imagem para essa validação), a implementação dos detectores não faria diferença nesses resultados.

Além disso, para este trabalho, onde o foco é a validação inicial da simulação, não se preocupou com a validação da geração de imagens utilizando os detectores (cujo trabalho ainda está em andamento).



Figura 3.1: Visão frontal da simulação (sem o feixe de irradiação e os detectores), onde temos o fantoma posicionado em cima da mesa oca, com as cinco câmaras de ar. Fonte: a autora.



Figura 3.2: Visão lateral da simulação (sem o feixe de irradiação e os detectores), onde temos o fantoma posicionado em cima da mesa oca, com as cinco câmaras de ar. Fonte: a autora.

### 3.1.1 Mesa

No manual do fabricante [10] é dada a distância do isocentro ao tubo de raios X, como mostra na Figura 3.3. Na simulação, a mesa é posicionada abaixo do isocentro e do fantoma simulado (cujo centro sempre coincide com o do isocentro).

Não é fornecido no manual informações sobre as dimensões da mesa, apenas o peso máximo permitido nela. As dimensões utilizadas foram medidas pessoalmente pela equipe de suporte do HCPA. As dimensões (mantendo as coordenadas utilizadas pelo manual) são 57 cm em  $x$  (largura), 5 cm em  $y$  (altura) e 180 cm em  $z$  (comprimento).

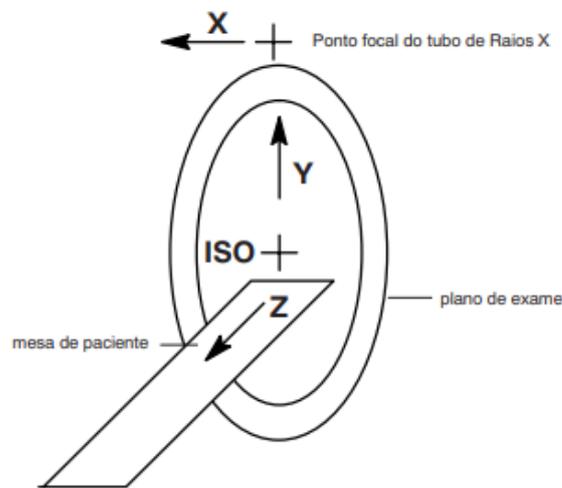


Figura 3.3: Sistema de coordenadas utilizadas, de acordo com o manual do fabricante. Fonte: [10].

O material da mesa também não é uma informação disponível no manual. É sabido que a mesa deve ser constituída de material resistente e rígido para suportar o peso do paciente e que esse material deve apresentar pouca atenuação do feixe de raios X para não inferir na reconstrução da imagem nem gerar o aparecimento de artefatos.

Pela literatura foi descoberto que a parte superior da mesa apresenta uma camada de fibra de carbono [38], a poliacrilonitrila (PAN). Esse foi o material de escolha para a mesa da simulação.

A altura da borda da mesa é ajustável. Como não tinha-se a informação da espessura da camada de fibra de carbono, fizeram-se alguns testes em relação ao tamanho dela.

### 3.1.2 Simulador não-antropomórfico

Os fantasmas simulados seguiram a descrição encontrada no manual dos fabricantes dos simuladores utilizados pelo HCPA para realizar os testes de constância (da

marca Kyoto Kagaku) [15]. Tratam-se de cilindros de PMMA com comprimento de 15 cm e diâmetros de 16 cm para o fantoma de cabeça e 32 cm para o fantoma de tórax.

Eles possuem cinco câmaras (cinco tubos, de mesmo comprimento do cilindro e raio de 6,55 mm) que são distribuídos conforme a Figura 3.4, tendo um espaço de 1 cm entre os tubos das extremidades e a borda do fantoma. Essas câmaras (que são buracos no fantoma) na realidade possuem um sistema eletrônico próprio de detecção. Na simulação, o Geant4 permite determinar a energia depositada nas câmaras de ar sem necessidade de simular esse sistema.

**Posição das câmaras**

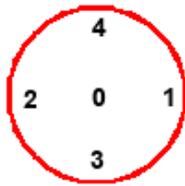


Figura 3.4: Posição das cinco câmaras de ar no fantoma da simulação. Fonte: a autora.

### 3.1.3 Geometrias do feixe de irradiação

Na simulação é possível definir a quantidade de fótons que caracterizam o feixe. Quanto maior a quantidade de fótons, melhor estatística terá a simulação do evento (e, conseqüentemente, o tempo de execução da aplicação). Esses fótons, independente da quantidade, serão distribuídos aleatoriamente na geometria escolhida para o feixe, dentro do ângulo que pode ser fixo ou variar de 0 a 360°.

Também é possível decidir entre diferentes configurações para a geometria do feixe, podendo ser este circular ou helicoidal.

Na geometria circular, os fótons têm sua posição inicial entre 0 e 360°, descrevendo um círculo de raio fixo em torno do corte de interesse. As equações de posição inicial de um fóton em um ponto  $P$  qualquer do círculo são dadas por:

$$x_2 = \sqrt{\frac{R^2}{1 + \left(\frac{\text{sen}\theta}{\text{cos}\theta}\right)^2}} \quad (3.1)$$

$$y_2 = \frac{\text{sen}\theta}{\text{cos}\theta} x_2 \quad (3.2)$$

onde  $R$  é o raio da fonte circular, como mostra na Figura 3.5.

É fornecido pelo manual do fabricante [10] que a distância do isocentro à fonte de raios X é de 54,1 cm, então foi escolhido esse parâmetro para  $R$  na simulação.

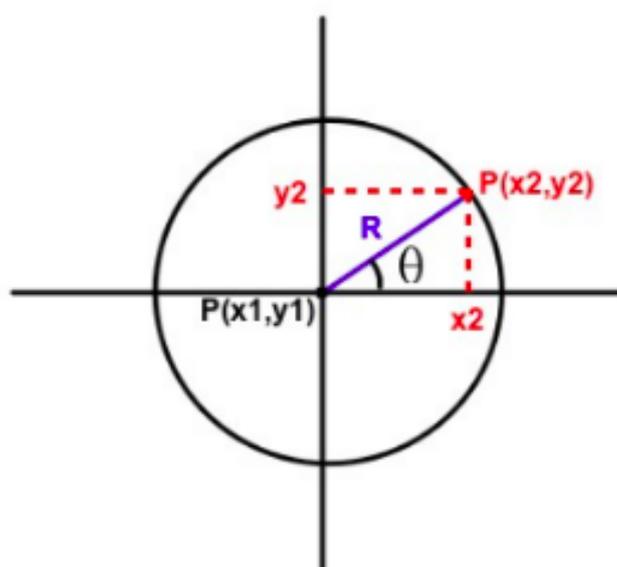


Figura 3.5: Esquema da distância entre os pontos na circunferência do círculo e o ponto central. Fonte: a autora.

Como dito anteriormente, na TC, o tubo emissor de radiação X move-se percorrendo ângulos entre 0 a 360°, ao mesmo tempo que a mesa com o objeto a ser imageado, se move linearmente. Assim sendo, têm-se o efeito de irradiação em forma de uma "espiral". Por isso, na emissão dos fótons do feixe com geometria helicoidal, a distribuição dos fótons acontece também no eixo z, e depende do passo da mesa (deslocamento da mesa por volta do tubo).

$$z_2 = \left( \frac{\arctan\left(\frac{\text{sen}\theta}{\text{cos}\theta}\right) + \pi}{2\pi} \right) \times \text{passo da mesa} \quad (3.3)$$

Tanto o feixe de geometria circular quanto o feixe de geometria helicoidal podem apresentar dois tipos de abertura: a abertura de corte (espessura do feixe) e a abertura em leque.

Foi fornecido pelo relatório de dosimetria do HCPA que a abertura de corte utilizada por eles foi de 1,25 mm, assim como foi fornecido o dado de que o *pitch* (deslocamento da mesa por volta do tubo dividido pela espessura do feixe) possui valor 0,875. Dessa forma, foi possível calcular o deslocamento realizado pela mesa por volta do tubo (passo da mesa) como 1,09375 mm (multiplicando essas duas grandezas).

No entanto, não foi fornecido o valor da abertura do feixe na direção da linha de detectores (denominada "abertura em leque"). Apenas é estabelecido na literatura (como mostra na Figura 3.6) que essa abertura tem, no máximo, o tamanho do arco de detectores e sabe-se, pelo manual da fabricante [10], que o tamanho de um dos detectores do arco é de 1,25 mm. É sabido, também, que existem *pelo menos* 100 detectores no arco [2], mas utilizando essa quantidade de detectores o feixe não teria abertura o suficiente para cobrir o diâmetro do menor fantoma utilizado pelo HCPA para dosimetria (o de cabeça, com raio de 8 cm) e, de acordo com o próprio manual de referência técnica da máquina, para realização de testes de dosimetria utilizando fantasmas é necessário que todas as câmaras sejam irradiadas pelo feixe ao mesmo tempo. Dado isso, foram realizados testes com diferentes aberturas de feixe. Assim sendo, com base nas medidas de dose obtidas pelo simulador em comparação com as medidas de dose fornecidas experimentalmente pelo HCPA, iniciou-se um processo de otimização da geometria, testando-se diferentes aberturas do feixe na direção da linha de detectores com diferentes configurações de mesa (mesa oca com espessuras de borda diferentes, mesa maciça e simulação sem a mesa), para compreender-se o impacto desses parâmetros na simulação e, assim, poder aproximar-se da realidade do aparelho de tomografia.

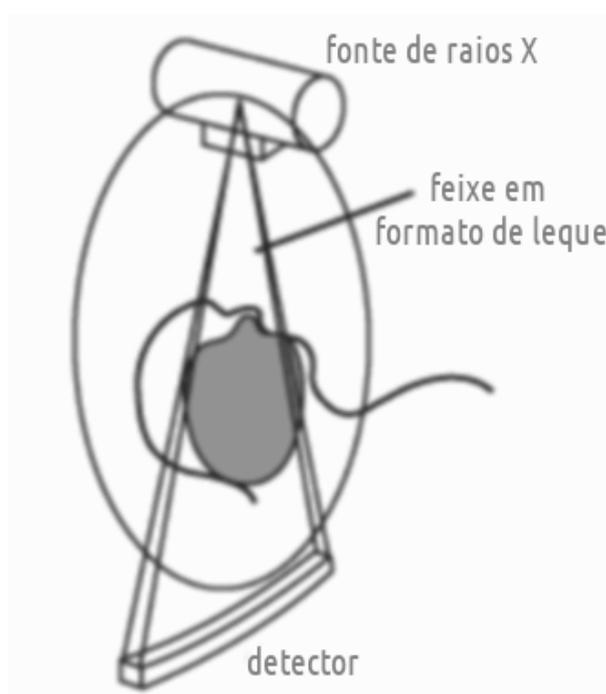


Figura 3.6: Aberturas do feixe em formato de leque. A abertura lateral é a abertura de corte e a abertura frontal (abertura em leque) é a abertura com tamanho máximo total na direção da linha de detectores. Fonte: [39].

Além disso, para fazer-se a verificação das aberturas do feixe, foi colocado um plano detector de fótons no centro da simulação. A medida da abertura de corte do feixe é obtida de forma direta, observando-se o comprimento dessa abertura no plano detector. Já para a abertura em leque, deve-se fazer o cálculo considerando que a detecção, como mostra na Figura 3.7, vai ter o comprimento  $X$ .

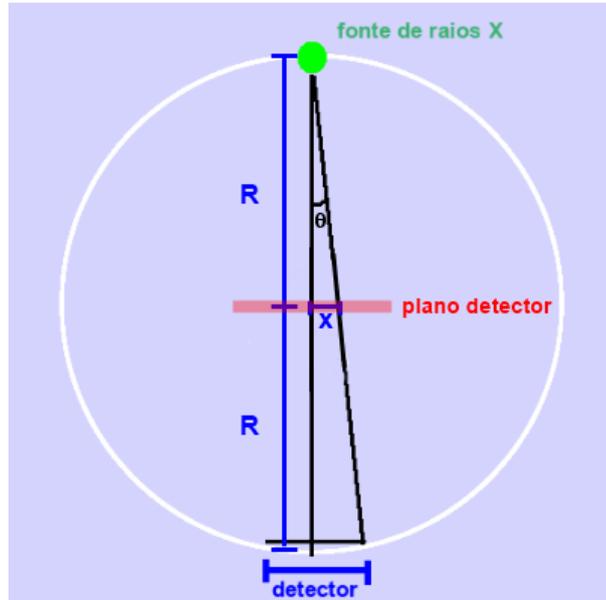


Figura 3.7: Esquema da posição do plano detector na simulação. Fonte: [39].

Sabendo que

$$\operatorname{tg}\theta = \frac{X}{R} = \frac{\text{tamanho do detector}/2}{2R} \quad (3.4)$$

basta multiplicarmos a medida obtida no plano por 4 para verificar-se a medida da abertura em leque do feixe.

Já os espectros de energia do feixe foram retirados do *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data* [40]. Para melhor compreender a geração do feixe de raios X e os espectros de energia, foi adicionado o Apêndice A com informações sobre o tubo de Coolidge e seu funcionamento.

### 3.1.4 Detectores de imagem

Para a construção do anel de detectores de imagem, dividiu-se o perímetro do círculo pelo tamanho de um único detector da linha de detectores. Nesse caso, os detectores são múltiplos cubos (de dimensões 1,25 mm) que formam o anel.

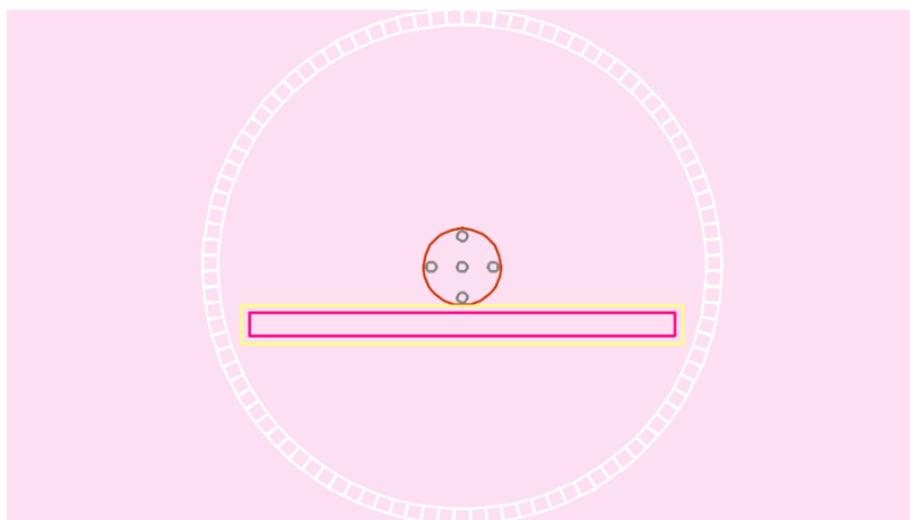
Como o *gantry* é composto pelo tubo de raios X e pelos detectores em extremidades opostas, o raio do anel de detectores deveria ser o mesmo do feixe de irradiação (0,541 m). Porém, na simulação, como temos um anel composto por detectores, se os detectores fossem colocados na mesma posição inicial dos fótons, eles seriam todos contabilizados no momento de saída, antes mesmos da interação com o fantoma da simulação. Para corrigir isso, optou-se por escolher um raio ligeiramente maior para o anel do que o do feixe (0,55 m, totalizando 2764 detectores).

### 3.1.5 Validação das Grandezas Dosimétricas

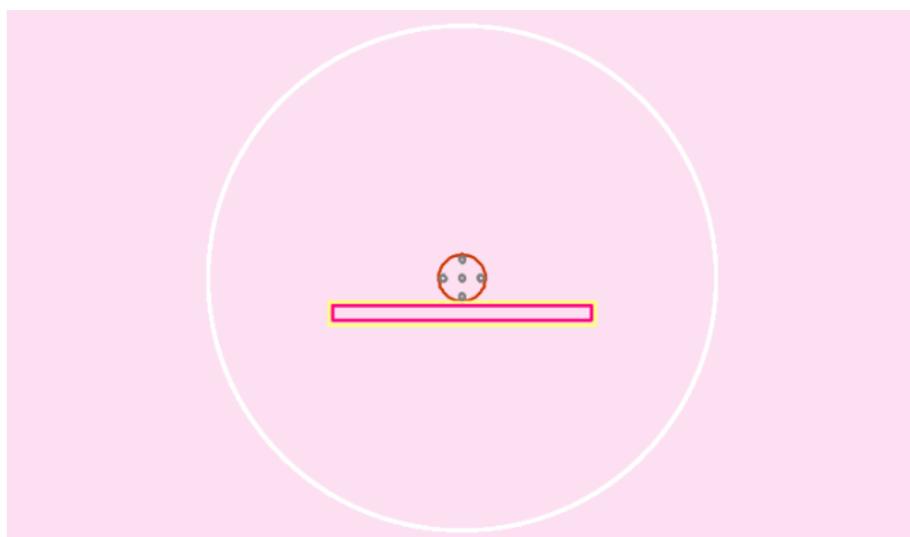
As grandezas dosimétricas são utilizadas para avaliar e quantificar a exposição do ser ou objeto de interesse à radiação. Uma dessas grandezas é a dose absorvida, que expressa a energia absorvida, por exemplo, em um determinado ponto do corpo (um órgão ou tecido).

No relatório recebido pelo HCPA, constam-se 3 medidas de dose absorvida (das quais utilizou-se a média), em mGy, para cada uma das 5 câmaras dos fantomas de cabeça (raio 8 cm) e tórax adulto (raio 16 cm), para espectros de energia de 80, 100, 120 e 140 kVp. Notou-se que para a medida no fantoma de cabeça, para o espectro de 80 kVp, as medidas estavam incompletas e, por isso, neste trabalho descartou-se a utilização desses parâmetros.

A medida de saída do Geant4 na simulação é diretamente a energia depositada por fóton em cada câmara. A fim de evitar fatores de conversão (de eV para Gy, visto que  $1mGy \simeq 6,24 \times 10^{15} eV/kg$ , onde é necessário calcular o peso do fantoma na simulação baseado na sua densidade e volume) optou-se por graficar a normalização da energia absorvida nas câmaras externas (câmaras 1, 2, 3 e 4) pela câmara central (câmara 0), que deveria ser a mesma para a medida do hospital e a medida da simulação. Ou seja, na simulação dividiu-se, por exemplo, a energia depositada por fóton na câmara 1 pela energia depositada por fóton na câmara 0 (ambas em eV) e comparou-se, em formato de gráfico, com a dose absorvida pela câmara 1 dividida pela dose absorvida pela câmara 0 (em Gy) dos dados recebidos pelo hospital. Para verificar-se que o tamanho da abertura do feixe em leque e a configuração da mesa estavam próximos da realidade (únicos parâmetros que não se tinha descrição completa), a normalização das duas grandezas deveria ser a mesma.



(a) Detectores de imagem na simulação (versão com raio menor e, portanto, menos detectores). Fonte: a autora.



(b) Detectores de imagem na simulação (versão com 2764 detectores). Fonte: a autora.

Figura 3.8: Visão interna do *gantry* de um aparelho de TC.

# Capítulo 4

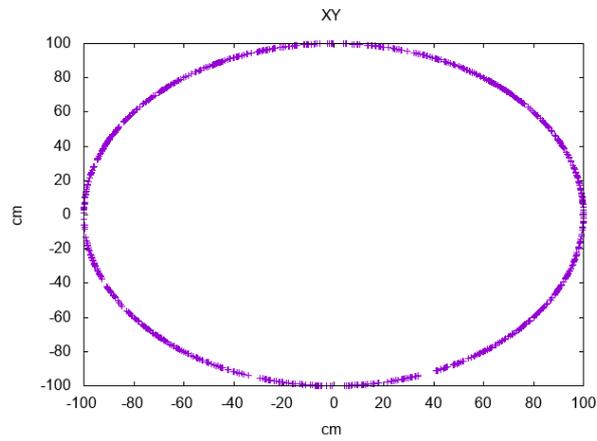
## Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos de validações de diferentes parâmetros da aplicação. Serão apresentados os testes de unidade realizados para validar as configurações de geometria do feixe de irradiação, a validação da utilização correta dos espectros de energia pela simulação e, por fim, a validação das grandezas dosimétricas, assim como a discussão dos resultados obtidos.

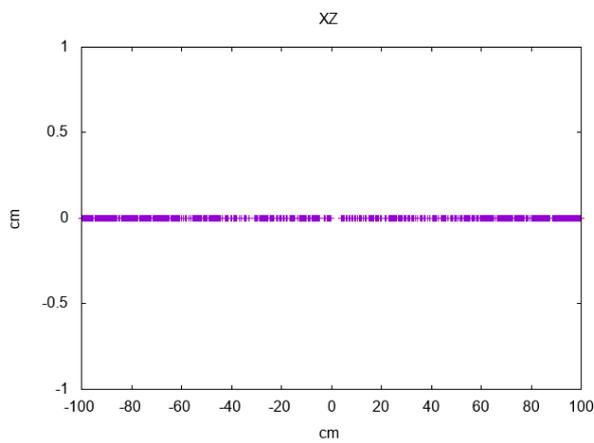
### 4.0.1 Testes de Unidade

A validação da geometria do feixe de irradiação na simulação foi feita através de testes de unidade, onde verifica-se se a configuração desejada do feixe está de acordo com o definido. Para isso, utilizou-se da partícula própria do Geant4, o geantino. Essa partícula imaginária não interage com a matéria, sendo apenas detectada a sua presença e posição no espaço.

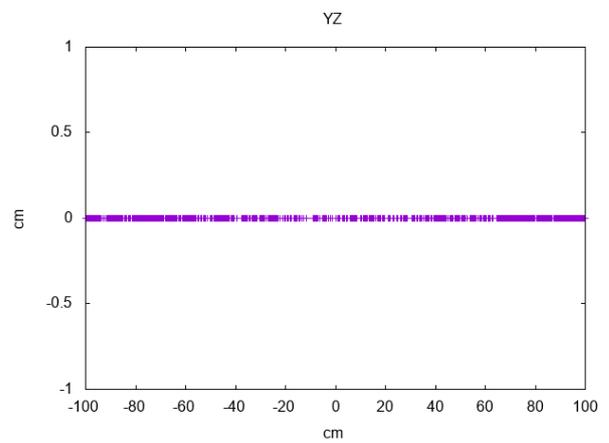
Nas Figuras 4.1 e 4.2, observa-se que o raio definido para a posição inicial da saída das partículas de geantino entre 0 e 360° definido na simulação é o desejado para a fonte circular. É possível observar a diferença na distribuição das partículas quando temos mais ( $10^4$ ) e menos ( $10^3$ ) eventos iniciais.



(a) Plano XY. Fonte: a autora.

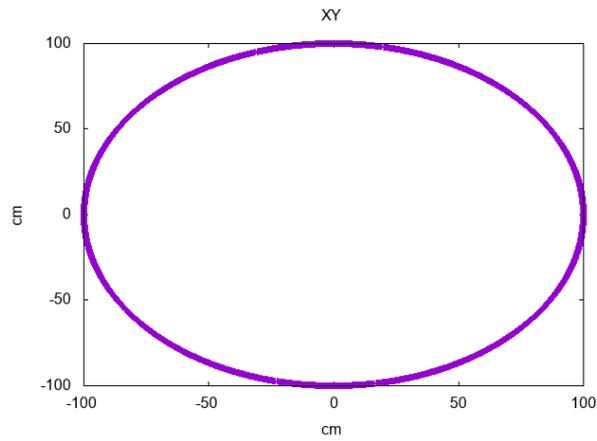


(b) Plano XZ. Fonte: a autora.

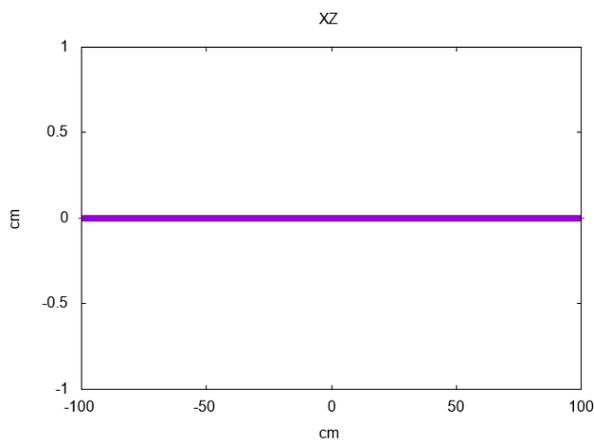


(c) Plano YZ. Fonte: a autora.

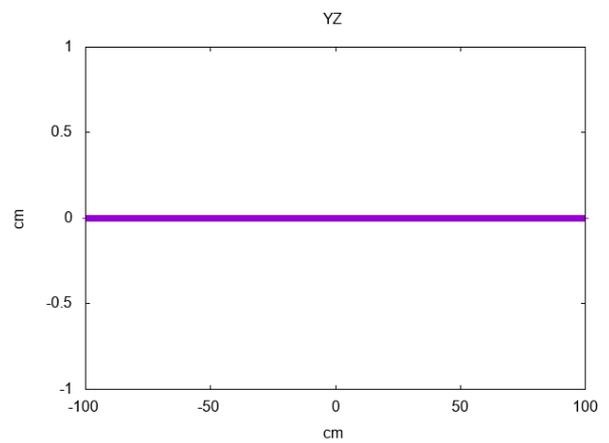
Figura 4.1: Posição inicial de  $10^3$  partículas de geantino na simulação para fonte de geometria circular (distribuídas de 0 a  $360^\circ$ ).



(a) Plano XY. Fonte: a autora.



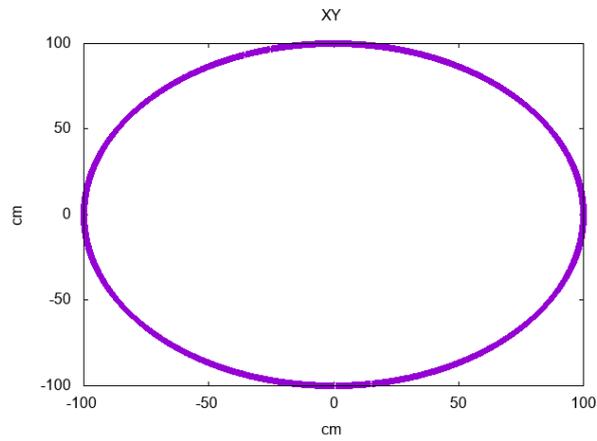
(b) Plano XZ. Fonte: a autora.



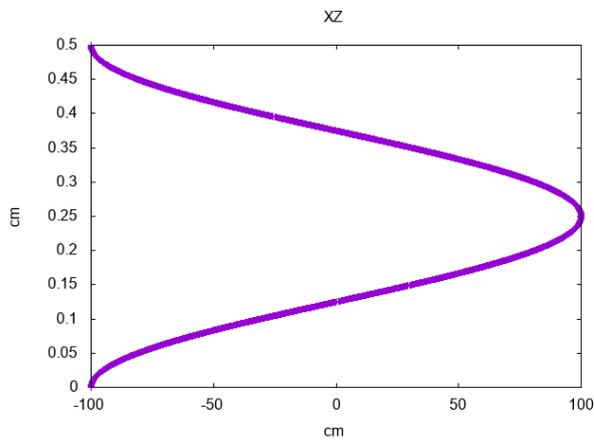
(c) Plano YZ. Fonte: a autora.

Figura 4.2: Posição inicial de  $10^4$  partículas de geantino na simulação para fonte de geometria circular (distribuídas de 0 a  $360^\circ$ ).

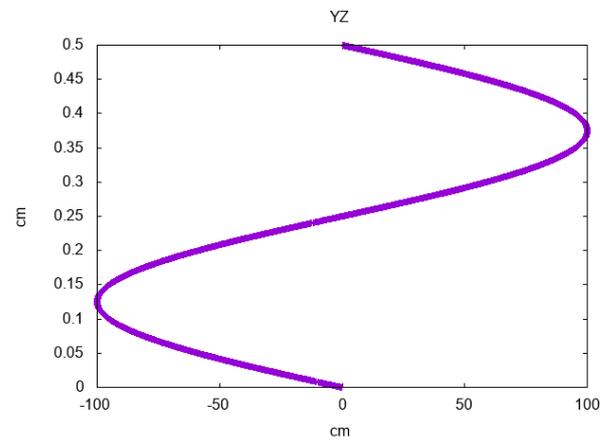
Já nas Figuras 4.3 e 4.4, observa-se o feixe em espiral, efeito da fonte de geometria helicoidal, com diferentes deslocamentos da mesa por volta do tubo. Nesse caso, há distribuição das partículas também no eixo z.



(a) Plano XY. Fonte: a autora.

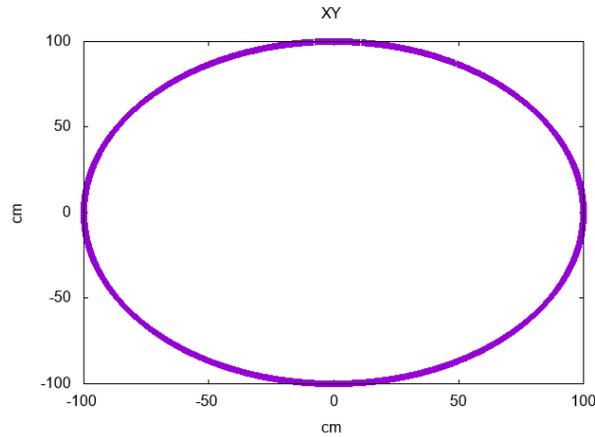


(b) Plano XZ. Fonte: a autora.

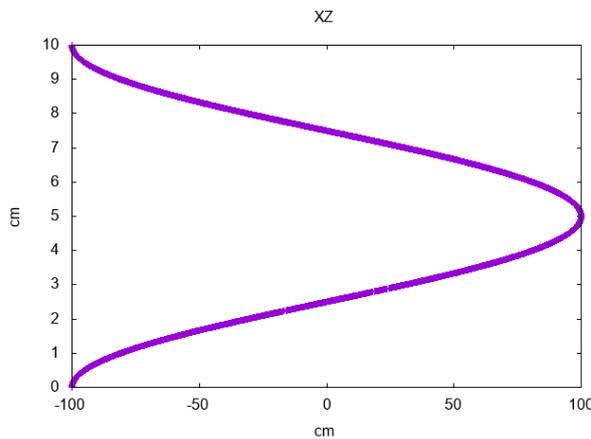


(c) Plano YZ. Fonte: a autora.

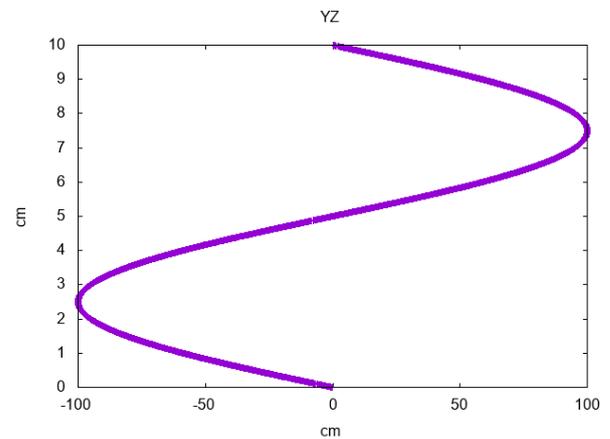
Figura 4.3: Posição inicial de  $10^4$  partículas de geantino na simulação para fonte de geometria helicoidal (distribuídas de 0 a  $360^\circ$ ). Passo da mesa definido como 0,5 cm para verificação.



(a) Plano XY. Fonte: a autora.



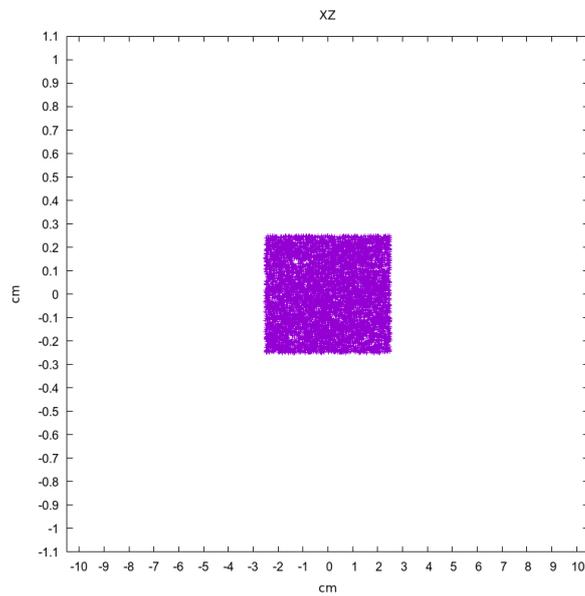
(b) Plano XZ. Fonte: a autora.



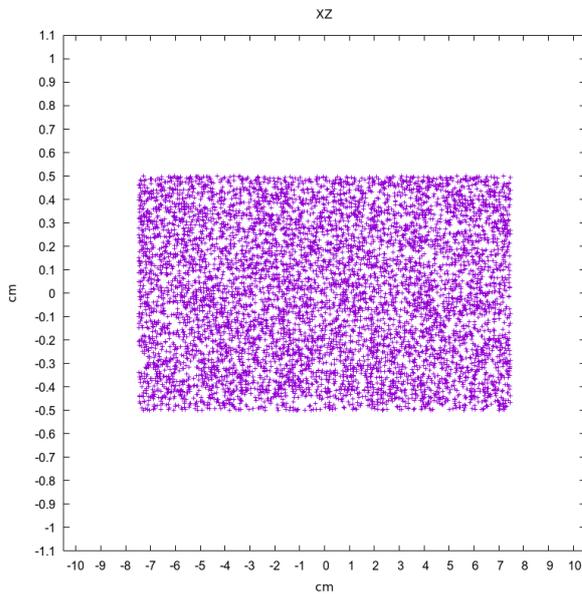
(c) Plano YZ. Fonte: a autora.

Figura 4.4: Posição inicial de  $10^4$  partículas de geantino na simulação para fonte de geometria helicoidal (distribuídas de 0 a  $360^\circ$ ). Passo da mesa definido como 10 cm para verificação.

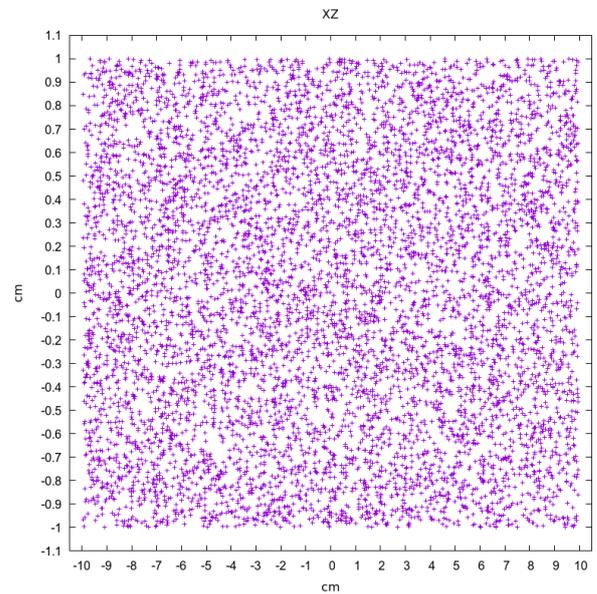
A Figura 4.5 refere-se à detecção das partículas de geantino do feixe no plano detector, colocado no centro da simulação para verificar-se o tamanho das aberturas do feixe (abertura de corte e abertura em leque). Nas Figuras (a), (b) e (c), que estão na mesma escala, é possível ver as diferentes configurações de geometria do feixe escolhidas como parâmetros na simulação. Lembrando que o tamanho da abertura de corte é uma medida obtida de forma direta no plano detector e o tamanho da abertura em leque é obtida multiplicando metade da medida obtida no plano por 4.



(a) Abertura de corte definida como 0,5 cm e abertura em leque definida como 10 cm. Fonte: a autora.



(b) Abertura de corte definida como 1 cm e abertura em leque definida como 30 cm. Fonte: a autora.

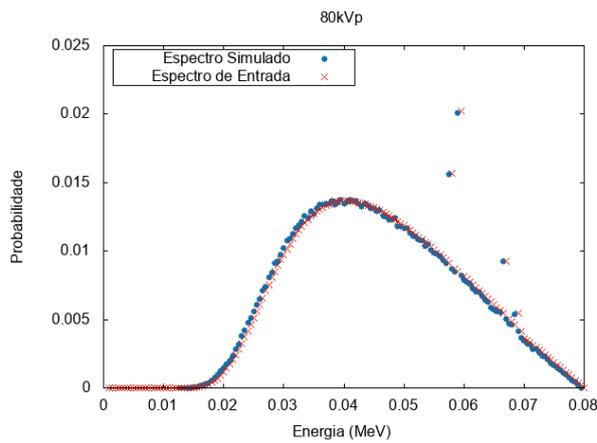


(c) Abertura de corte definida como 2 cm e abertura em leque definida como 40 cm. Fonte: a autora.

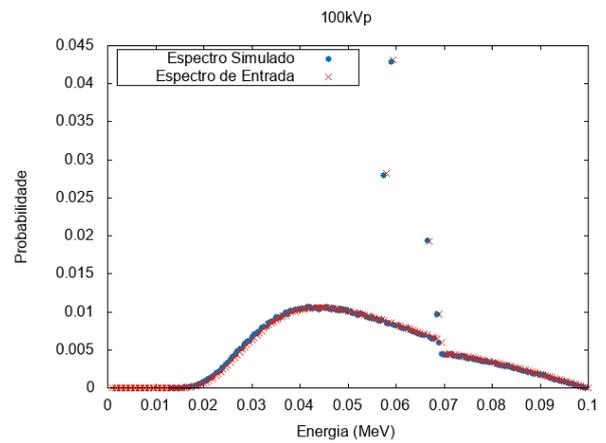
Figura 4.5: Medidas de  $10^3$  partículas de geantino no plano detector utilizado para fazer a verificação das aberturas do feixe.

### 4.0.2 Espectros de Energia

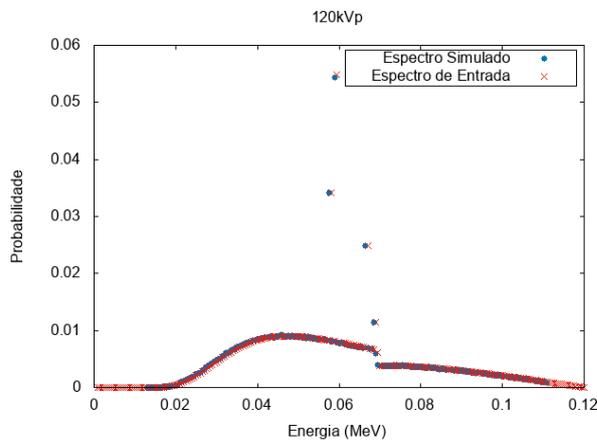
Na Figura 4.6 encontra-se o resultado da verificação dos espectros de energia de 80, 100, 120 e 140 kV<sub>p</sub> utilizados na simulação. Neste caso, utilizou-se de fótons para verificar-se se a distribuição da energia dos fótons na simulação era a esperada (dada pelo arquivo de texto de entrada, que continha a energia inicial do fóton e a probabilidade de sua ocorrência dentro daquele espectro).



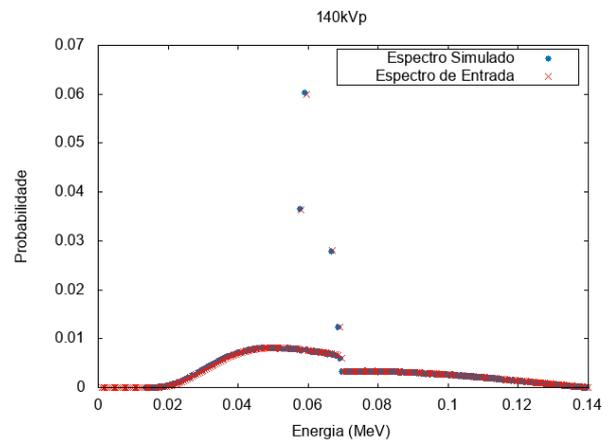
(a) Espectro de 80 kV<sub>p</sub>. Fonte: a autora.



(b) Espectro de 100 kV<sub>p</sub>. Fonte: a autora.



(c) Espectro de 120 kV<sub>p</sub>. Fonte: a autora.



(d) Espectro de 140 kV<sub>p</sub>. Fonte: a autora.

Figura 4.6: Resultado dos espectros simulados para  $10^6$  fótons iniciais.

### 4.0.3 Validação das Grandezas Dosimétricas

Para validar as grandezas dosimétricas, optou-se por utilizar dos parâmetros que se encontram nas Tabelas 4.1 e 4.2. Cada gráfico corresponde a (somente) uma irradiação de  $10^8$  fótons iniciais (devido a limitações no tempo de rotação da aplicação).

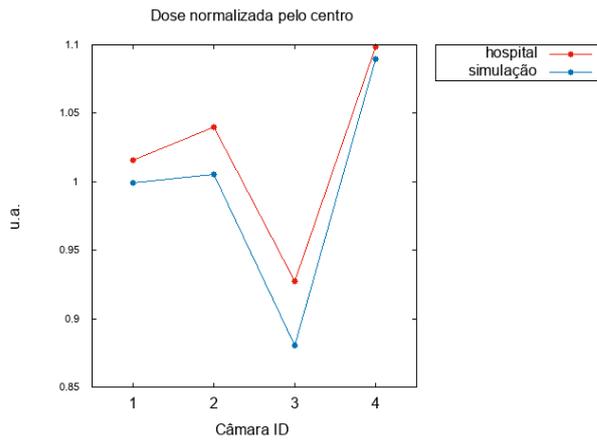
Parâmetros de mesa	
A	Mesa maciça de espessura 5 cm
B	Bordas de 1,25 cm
C	Bordas de 0,625 cm
D	Bordas de 0,3125 cm
E	Sem mesa na simulação

Parâmetros de feixe	
1	32 cm ( $4 \times$ o raio do menor fantoma)
2	64 cm ( $4 \times$ o raio do maior fantoma)

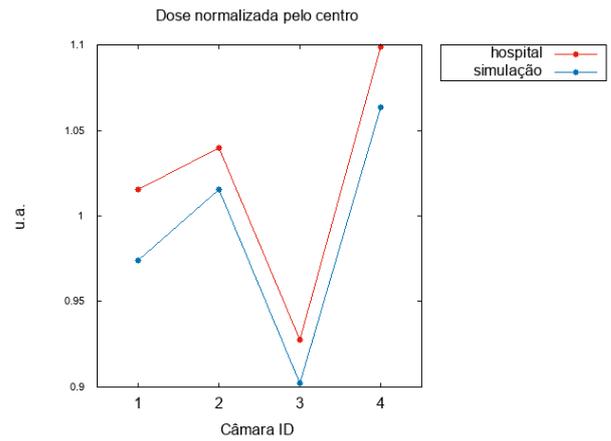
Tabela 4.1: Legenda dos parâmetros utilizados para a configuração da mesa.

Tabela 4.2: Legenda dos parâmetros utilizados para o tamanho da abertura (em leque) do feixe.

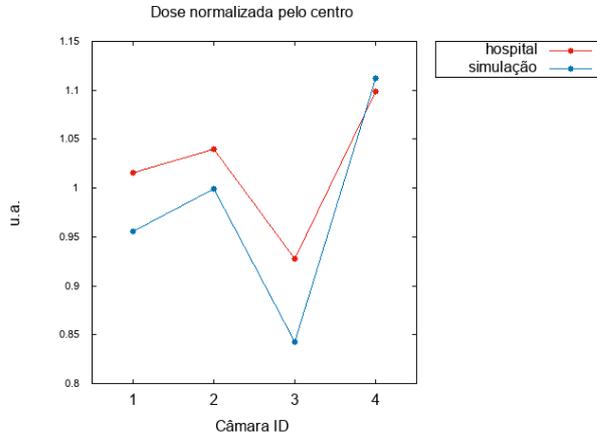
Todos os resultados, cujas legendas encontram-se nas tabelas acima, estão no Apêndice B. Os melhores resultados para o fantoma de cabeça, ou seja, aqueles cuja variação percentual entre os dados do hospital e da simulação são menores ou iguais a 10% em sua maioria (limite de exatidão para testes de constância em aparelhos de tomografia conforme a legislação nacional [41]), foram dos parâmetros B1 (borda de 1,25 cm e feixe com 32 cm de abertura em leque) e C1 (borda de 0,625 cm e feixe também com 32 cm de abertura em leque). Na Figura 4.7 têm-se um exemplo da proximidade da normalização dos dados do hospital e da normalização dos dados da simulação utilizando esses parâmetros.



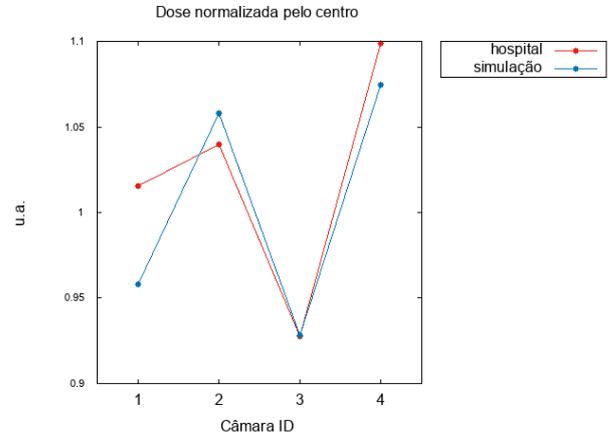
(a) Parâmetro B1 para fonte circular. Fonte: a autora.



(b) Parâmetro C1 para fonte circular. Fonte: a autora.



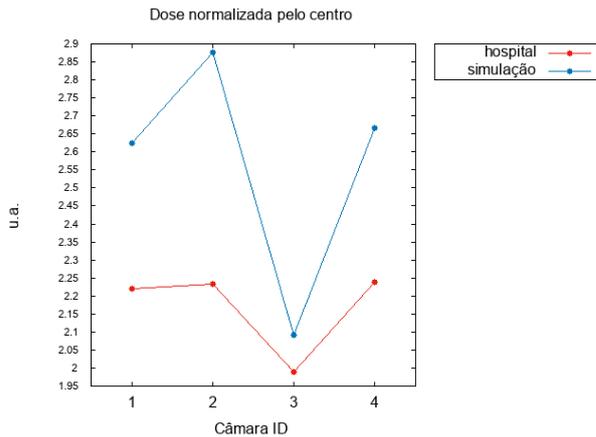
(c) Parâmetro B1 para fonte helicoidal. Fonte: a autora.



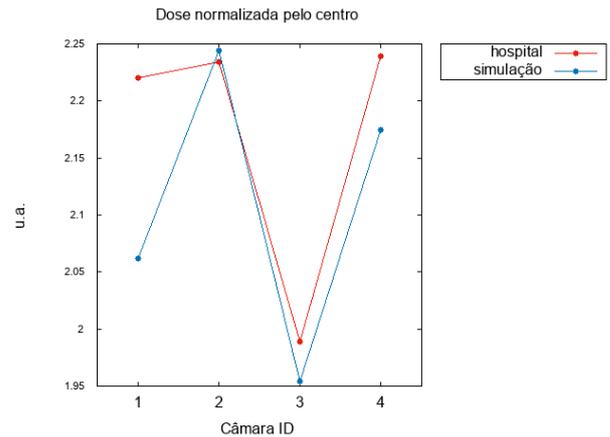
(d) Parâmetro C1 para fonte helicoidal. Fonte: a autora.

Figura 4.7: Resultados de validação das grandezas dosimétricas obtidos para o fantoma de cabeça no espectro de 100 kVp.

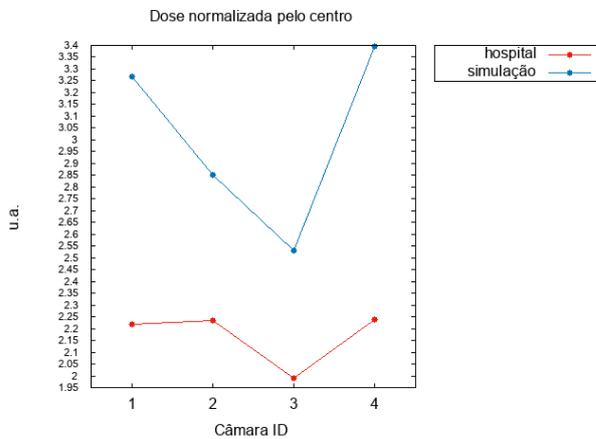
Os mesmos parâmetros são os que obtiveram melhores resultados para o fantoma de tórax, porém, nesse caso, quando a abertura de feixe em leque é de 64 cm. Na Figura 4.8 é possível notar que a diferença entre as normalizações dos dados do hospital e da simulação é maior, nesse caso, que para o fantoma de cabeça. Esse comportamento se repete para todos os espectros.



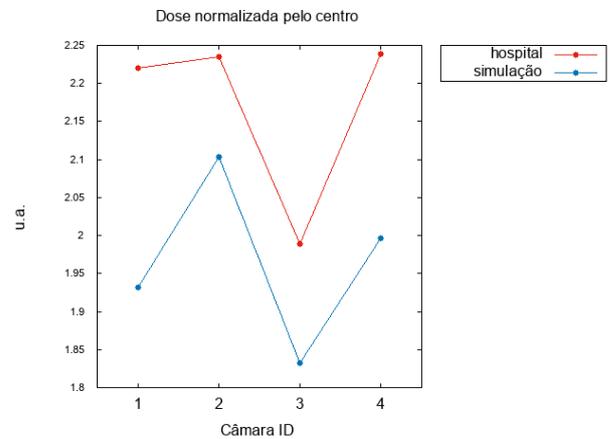
(a) Parâmetro B2 para fonte circular. Fonte: a autora.



(b) Parâmetro C2 para fonte circular. Fonte: a autora.



(c) Parâmetro B2 para fonte helicoidal. Fonte: a autora.



(d) Parâmetro C2 para fonte helicoidal. Fonte: a autora.

Figura 4.8: Resultados de validação das grandezas dosimétricas obtidos para o fantoma de tórax adulto no espectro de 100 kVp.

Nas Tabelas das Figuras 4.9 à 4.15 encontram-se as variações percentuais entre as medidas de normalização do hospital e da simulação. Em vermelho, destacado, estão as variações percentuais cujos valores estão acima de 10%.

As Tabelas das Figuras 4.9, 4.10 e 4.11 referem-se ao fantoma de cabeça, enquanto as Tabelas das Figuras 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15 referem-se ao fantoma de tórax adulto.

Ainda que os mesmos parâmetros da abertura em leque (de 0,625 e 1,25 cm) tenham obtido os melhores resultados para o fantoma de tórax e para para o fantoma de cabeça, é possível notar, nas Tabelas das Figuras 4.9 à 4.15, que há um maior número de dados de variação percentual acima de 10% para o fantoma de tórax em relação ao fantoma de cabeça.

100 kVp									
B1 - Circular					C1 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	1.015468113976	1	0.999014500000	1.65	1	1.015468113976	1	0.974189400000	4.24
2	1.039710538218	2	1.005665000000	3.39	2	1.039710538218	2	1.015275000000	2.41
3	0.927544097693	3	0.880568200000	5.33	3	0.927544097693	3	0.902353200000	2.79
4	1.098688376300	4	1.089691000000	0.83	4	1.098688376300	4	1.063419000000	3.32
B1 - Helicoidal					C1 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	1.015468113976	1	0.955656900000	6.26	1	1.015468113976	1	0.957866400000	6.01
2	1.039710538218	2	0.999338400000	4.04	2	1.039710538218	2	1.058105000000	-1.74
3	0.927544097693	3	0.842850200000	10.05	3	0.927544097693	3	0.928375700000	-0.09
4	1.098688376300	4	1.112059000000	-1.20	4	1.098688376300	4	1.074645000000	2.24

Figura 4.9: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B1 e C1 para o fantoma de cabeça, espectro de 100 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

120 kVp									
B1 - Circular					C1 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	0.996132888030	1	0.957362300000	4.05	1	0.996132888030	1	0.962704700000	3.47
2	1.013769262319	2	0.948613200000	6.87	2	1.013769262319	2	0.920112200000	10.18
3	0.920548426789	3	0.819472400000	12.33	3	0.920548426789	3	0.890286400000	3.40
4	1.069022089412	4	1.057582000000	1.08	4	1.069022089412	4	1.058621000000	0.98
B1 - Helicoidal					C1 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	0.996132888030	1	0.945502800000	5.35	1	0.996132888030	1	0.938629000000	6.13
2	1.013769262319	2	0.932117500000	8.76	2	1.013769262319	2	0.935426300000	8.38
3	0.920548426789	3	0.880966700000	4.49	3	0.920548426789	3	0.844984100000	8.94
4	1.069022089412	4	1.092477000000	-2.15	4	1.069022089412	4	0.952474600000	12.24

Figura 4.10: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B1 e C1 para o fantoma de cabeça, espectro de 120 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

140 kVp									
B1 - Circular					C1 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	0.971802127037	1	0.877207500000	<b>10.78</b>	1	0.971802127037	1	1.018542000000	-4.59
2	1.003463752561	2	0.849444700000	<b>18.13</b>	2	1.003463752561	2	0.988799200000	1.48
3	0.915991804078	3	0.759267900000	<b>20.64</b>	3	0.915991804078	3	0.860162700000	6.49
4	1.051712362182	4	1.012101000000	3.91	4	1.051712362182	4	1.063652000000	-1.12
B1 - Helicoidal					C1 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	0.971802127037	1	0.859070100000	<b>13.12</b>	1	0.971802127037	1	0.935527800000	3.88
2	1.003463752561	2	0.923160500000	8.70	2	1.003463752561	2	0.958148100000	4.73
3	0.915991804078	3	0.817100300000	<b>12.10</b>	3	0.915991804078	3	0.888816200000	3.06
4	1.051712362182	4	1.052513000000	-0.08	4	1.051712362182	4	1.092315000000	-3.72

Figura 4.11: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B1 e C1 para o fantoma de cabeça, espectro de 140 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

80 kVp									
B2 - Circular					C2 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.595430963866	1	3.466858000000	<b>-25.14</b>	1	2.595430963866	1	2.870260000000	-9.58
2	2.602530263038	2	3.299051000000	<b>-21.11</b>	2	2.602530263038	2	2.735184000000	-4.85
3	2.313643396742	3	2.614299000000	<b>-11.50</b>	3	2.313643396742	3	2.259731000000	2.39
4	2.634386092655	4	3.519701000000	<b>-25.15</b>	4	2.634386092655	4	2.945656000000	<b>-10.57</b>
B2 - Helicoidal					C2 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.595430963866	1	2.837168000000	-8.52	1	2.595430963866	1	3.304866000000	<b>-21.47</b>
2	2.602530263038	2	2.774473000000	-6.20	2	2.602530263038	2	3.281331000000	<b>-20.69</b>
3	2.313643396742	3	2.244043000000	3.10	3	2.313643396742	3	2.748536000000	<b>-15.82</b>
4	2.634386092655	4	3.425260000000	<b>-23.09</b>	4	2.634386092655	4	2.969343000000	<b>-11.28</b>

Figura 4.12: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B2 e C2 para o fantoma de tórax adulto, espectro de 80 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

100 kVp									
B2 - Circular					C2 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.219988271760	1	2.625045000000	<b>-15.43</b>	1	2.219988271760	1	2.061770000000	7.67
2	2.234648571668	2	2.876362000000	<b>-22.31</b>	2	2.234648571668	2	2.244565000000	-0.44
3	1.989193264639	3	2.092570000000	-4.94	3	1.989193264639	3	1.954199000000	1.79
4	2.238837228784	4	2.665397000000	<b>-16.00</b>	4	2.238837228784	4	2.174949000000	2.94
B2 - Helicoidal					C2 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.219988271760	1	3.268887000000	<b>-32.09</b>	1	2.219988271760	1	1.931455000000	<b>14.94</b>
2	2.234648571668	2	2.850712000000	<b>-21.61</b>	2	2.234648571668	2	2.103274000000	6.25
3	1.989193264639	3	2.531323000000	<b>-21.42</b>	3	1.989193264639	3	1.832021000000	8.58
4	2.238837228784	4	3.397564000000	<b>-34.10</b>	4	2.238837228784	4	1.996060000000	<b>12.16</b>

Figura 4.13: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B2 e C2 para o fantoma de tórax adulto, espectro de 100 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

120 kVp									
B2 - Circular					C2 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.054350417163	1	2.224794000000	-7.66	1	2.054350417163	1	2.047788000000	0.32
2	2.030512514899	2	2.354748000000	-13.77	2	2.030512514899	2	1.868232000000	8.69
3	1.803814064362	3	1.771121000000	1.85	3	1.803814064362	3	1.702202000000	5.97
4	2.038617401669	4	2.020954000000	0.87	4	2.038617401669	4	1.888150000000	7.97
B2 - Helicoidal					C2 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	2.054350417163	1	2.285567000000	-10.12	1	2.054350417163	1	1.943090000000	5.73
2	2.030512514899	2	2.577396000000	-21.22	2	2.030512514899	2	1.886196000000	7.65
3	1.803814064362	3	1.961223000000	-8.03	3	1.803814064362	3	1.644484000000	9.69
4	2.038617401669	4	2.385162000000	-14.53	4	2.038617401669	4	1.915865000000	6.41

Figura 4.14: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B2 e C2 para o fantoma de tórax adulto, espectro de 120 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

140 kVp									
B2 - Circular					C2 - Circular				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	1.943049112142	1	1.961435000000	-0.94	1	1.943049112142	1	1.832176000000	6.05
2	1.926411774116	2	1.915580000000	0.57	2	1.926411774116	2	1.919365000000	0.37
3	1.744200927852	3	1.707995000000	2.12	3	1.744200927852	3	1.755169000000	-0.62
4	1.920172772356	4	2.131651000000	-9.92	4	1.920172772356	4	1.929198000000	-0.47
B2 - Helicoidal					C2 - Helicoidal				
Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %	Câmara	Hospital	Câmara	Simulação	Variação %
1	1.943049112142	1	1.881878000000	3.25	1	1.943049112142	1	1.968340000000	-1.28
2	1.926411774116	2	1.918820000000	0.40	2	1.926411774116	2	2.075839000000	-7.20
3	1.744200927852	3	1.459990000000	19.47	3	1.744200927852	3	1.967450000000	-11.35
4	1.920172772356	4	2.164507000000	-11.29	4	1.920172772356	4	1.935497000000	-0.79

Figura 4.15: Resultados de variação percentual entre as medidas de normalização do hospital e da simulação, obtidos para os parâmetros B2 e C2 para o fantoma de tórax adulto, espectro de 140 kVp. Destacado em vermelho estão as variações percentuais com valores acima de 10%. Fonte: a autora.

# Capítulo 5

## Conclusões

Neste trabalho foi desenvolvida uma aplicação inicial de uma simulação computacional de uma máquina de tomografia utilizando os mesmos parâmetros disponíveis do aparelho GE Healthcare *BrightSpeedSeries*<sup>®</sup>.

Foram realizados testes de unidade para garantir a validade das implementações do feixe circular e do feixe helicoidal na simulação, assim como para a implementação das aberturas do feixe (abertura de corte e abertura em leque). Também validou-se a implementação dos espectros de energia de 80, 100, 120 e 140 kVp. Todos os testes foram considerados conclusivamente realizados com sucesso.

Na validação das grandezas dosimétricas, observou-se que para a abertura em leque do feixe, é necessário que ela cubra inteiramente a área transversal do objeto alvo de irradiação. Observou-se, também, que a configuração da mesa que melhor se ajusta aos dados experimentais é a mesa oca, com um tamanho de borda entre 0,625 e 1,25 cm.

Os detectores de imagem, ainda não validados, já detectam as partículas de interesse (fótons de raios X) e estão implementados na aplicação de forma que o tempo de rodagem da simulação é aproximadamente o mesmo sem os detectores.

Observa-se, ainda e finalmente, que se tratando de um processador Intel Core I5 de segunda geração com 4 *threads*, a aplicação em questão demorou um tempo aproximado de 2 horas de rodagem para  $10^8$  fótons iniciais (que se mostraram necessários para se obter bons resultados em termos da distribuição de partículas e análise estatística). Já um *cluster* com processador AMD Ryzen 9 de terceira geração com 24 *threads* demorou em torno de um minuto e meio para rodar os mesmos parâmetros. Como a simulação envolve o uso de diferentes parâmetros e repetição dos parâmetros utilizados para amostragem estatística, faz-se importante o uso de um bom equipamento computacional para a pesquisa científica utilizando-se da aplicação.

## 5.1 Perspectivas Futuras

Visando-se a continuação e o avanço científico no viés deste trabalho, cita-se abaixo algumas possibilidades do avanço dessa pesquisa:

- ◆ Para melhor validar a configuração da abertura do feixe em leque e a configuração da mesa na simulação, simular os mesmos parâmetros mais vezes, a fim de se realizar análise estatística dos dados normalizados e, também, futuramente, absolutos de dose.
- ◆ Além disso, para otimizar os parâmetros do exame de tórax, cujos resultados obtiveram maiores variações percentuais, fazer mais testes em relação à configuração da abertura do feixe em leque.
- ◆ Validar os detectores de imagem já implementados a fim de, futuramente, poder-se utilizar da aplicação para realizar estudos de dosimetria em corpos com diferentes volume e massa.

# Referências

- [1] Gasp: Grupo de análise e simulações de partículas. <https://www.ufrgs.br/gasp/>. (Acesso em 04/23/2022).
- [2] Arnaldo Prata Mourão. *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. Difusão Editora, 2018.
- [3] Shumei Ma, Boyu Kong, Bing Liu, and Xiaodong Liu. Biological effects of low-dose radiation from computed tomography scanning. *International Journal of Radiation Biology*, 89(5):326–333, 2013.
- [4] RS Munari, G Hoff, A Bacelar, M Anés, T Severo Garcia, and LG Pereira. Avaliação da configuração da geometria de irradiação de feixe de fótons em tomografia computadorizada na dosimetria de simulador não-antropomórfico.
- [5] Lawrence A Shepp and Joseph Bernard Kruskal. Computerized tomography: the new medical x-ray technology. *The American Mathematical Monthly*, 85(6):420–439, 1978.
- [6] Gabor T Herman. *Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projections*. Springer Science & Business Media, 2009.
- [7] Rolf Clackdoyle and Michel Defrise. Tomographic reconstruction in the 21st century. *IEEE Signal Processing Magazine*, 27(4):60–80, 2010.
- [8] Daniella Braz Parente. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada, 2013.
- [9] Ge healthcare. <https://www.gehealthcare.com>. (Acesso em 02/06/2022).
- [10] GE Medical Systems. *BrightSpeed Series<sup>®</sup> Manual de Referência Técnica*, 2006.
- [11] Gabriela de Abreu Pegoraro. Artefatos em tomografia computadorizada: revisão de literatura e relato de caso. 2015.
- [12] MS/ANVISA. Resolução da diretoria colegiada da agência nacional de vigilância sanitária nº 330/2019. 2019.

- [13] Gisela Benacon Cruz. Construção de simulador antropomórfico de próstata 3d para uso em radioterapia. 2018.
- [14] Larissa Thompson and TP CAMPOS. Avanços no desenvolvimento de fantoma antropomórfico e antropométrico de cabeça e pescoço infanto-juvenil para dosimetria. In *International Nuclear Atlantic Conference*, page 28, 2005.
- [15] Kyoto Kagaku. Ct-di phantom (head and body phantom). [https://www.kyotokagaku.com/en/products\\_data/ph-59/](https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-59/). (Acesso em 01/29/2022).
- [16] Rahul Bhola, Shaily M Bhola, Hongjun Liang, and Brajendra Mishra. Biocompatible denture polymers-a review. *Trends Biomater Artif Organs*, 23(3):129–136, 2010.
- [17] FDA. Phantoms. <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/nationwide-evaluation-x-ray-trendsnext/phantoms>, 2017. (Acesso em 02/06/2022).
- [18] John S Laughlin. History of medical physics. *Physics Today*, 36(7):26–33, 1983.
- [19] Iceru. <https://www.icru.org/>. (Acesso em 02/17/2022).
- [20] Icrp. <https://www.icrp.org/>. (Acesso em 02/17/2022).
- [21] National council on radiation protection & measurements | bethesda, md. <https://ncrponline.org/>. (Acesso em 02/17/2022).
- [22] Comissão nacional de energia nuclear. <https://www.gov.br/cnen/pt-br>. (Acesso em 02/17/2022).
- [23] Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes básicas de proteção radiológica, 2005.
- [24] Michael Jones-Lee and Terje Aven. Alarp: What does it really mean? *Reliability Engineering & System Safety*, 96(8):877–882, 2011.
- [25] Natalia Amaral Lourenço, Gabriela Hoff, Iana Borba, Maikon Moreira de Pires, Chiara das Dores do Nascimento, Everton Granemann Souza, Tiago Severo Garcia, Henrique Trombini, and Luis Gustavo Pereira. Uso do método de monte carlo para caracterização adicional de materiais para aplicação em blindagem de fótons. *Revista Brasileira de Física Médica*, 15:610–610, 2021.
- [26] Nicholas Tsoufanidis and Sheldon Landsberger. *Measurement & detection of radiation*. CRC press, 2021.
- [27] Emico Okuno and Elisabeth Mateus Yoshimura. *Física das radiações*. Oficina de Textos, 2016.

- [28] Glenn F Knoll. *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons, 2010.
- [29] Hélio Yoriyaz. Método de monte carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):141–149, 2009.
- [30] J Allison, Katsuya Amako, John Apostolakis, Pedro Arce, M Asai, T Aso, E Bagli, A Bagulya, S Banerjee, GJNI Barrand, et al. Recent developments in geant4. *Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 835:186–225, 2016.
- [31] John Allison, Katsuya Amako, JEA Apostolakis, HAAH Araujo, P Arce Dubois, MAAM Asai, GABG Barrand, RACR Capra, SACS Chauvie, RACR Chytracek, et al. Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on nuclear science*, 53(1):270–278, 2006.
- [32] Sea Agostinelli, John Allison, K al Amako, John Apostolakis, H Araujo, Pedro Arce, Makoto Asai, D Axen, Swagato Banerjee, GJNI Barrand, et al. Geant4—a simulation toolkit. *Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506(3):250–303, 2003.
- [33] Geant4 collaboration. <https://geant4.web.cern.ch/collaboration>. (Acesso em 03/19/2022).
- [34] Alex Cristóvão Holanda de OLIVEIRA. Desenvolvimento de um sistema computacional baseado no código geant4 para avaliações dosimétricas em radioterapia. 2016.
- [35] DE Carver, SD Kost, MJ Fernald, KG Lewis, et al. Development and validation of a geant4 radiation transport code for ct dosimetry. *Health physics*, 108(4):419, 2015.
- [36] G Hoff, EE Streck, A Lai, V Fanti, B Golosio, CD Nascimento, and EG Souza. Using geant4 monte carlo toolkit to evaluate a low power x-ray tube generator configuration. *Applied Radiation and Isotopes*, 168:109487, 2021.
- [37] Geant4 collaboration. geant4 homepage - physicslistguide - docs - electromagnetic physics constructors - em opt4. <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsListGuide/html/electromagnetic/Opt4.html>. (Acesso em 04/02/2022).
- [38] Ludvig Vinasco Korsfeldt and Mazin Tais. The effects of a carbon fiber table top on radiation dose and image quality during fluoroscopy, 2014.

- 
- [39] Daniela Gamba Garib, Rubens Raymundo Jr, Melissa Vasconcellos Raymundo, Denys Vasconcellos Raymundo, and Sandrina Niza Ferreira. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, 12(2):139–156, 2007.
- [40] K. Cranley, Brian Gilmore, and G. W. A Fogarty. Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. 1998.
- [41] Fernando da Silva Ramos, Rebeca de Souza Vasconcelos, Marcel dos Santos Gonçalves, and Marcus Vinicius Linhares de Oliveira. Análise comparativa dos testes de controle de qualidade em tomografia computadorizada de acordo com as legislações nacional e internacional. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 3(1A), 2015.
- [42] Johanna Pinho Huber, Isadora Gris Mognol, Ingridy Paula de Godoy, Larissa Galiassi, Rafhiza Amel Salha, Cláudia Irene Wesoloski, et al. Raio x. *Ação Odonto*, (2), 2017.
- [43] Radiation dosimetry. <https://www.radiation-dosimetry.org/pt-br/o-que-e-espectro-de-raios-x-caracteristico-e-continuo-definicao/?msclkid=439bec3cb56b11ec95d6036af9cf4582>. (Acesso em 04/07/2022).

# Apêndice A

## Tubo gerador de raios X

A TC, como qualquer outro aparelho moderno de raios X, utiliza um tubo de Coolidge para a geração do feixe. O princípio do funcionamento é o mesmo do que, por exemplo, na radiografia, com a diferença de que o tubo não permanecerá estático durante a geração do feixe na tomografia [2].

O tubo de Coolidge funciona com dois eletrodos metálicos (o ânodo e o cátodo) encapsulados num vidro a vácuo, recebendo energia elétrica e a convertendo em radiação X e calor. Quando o cátodo é aquecido pela corrente elétrica, emite uma grande quantidade de elétrons, que são fortemente atraídos pelo ânodo chegando até ele com uma alta energia cinética. Chocando-se com o ânodo, transferem sua energia para os elétrons que estão nos átomos do ânodo. Esses elétrons são acelerados e emitem ondas eletromagnéticas, os raios X [42].

O feixe gerado é policromático (com fótons de energia variável), sendo que os fótons são gerados em sua maioria por Bremsstrahlung (radiação eletromagnética produzida pela aceleração ou desaceleração de um elétron), em uma faixa de energia que varia de 30 keV a 140 keV [2].

Quando fala-se em kVp (quilovoltagem de pico) nos espectros de energia, refere-se à tensão de pico aplicada ao tubo de raios X, visto que a energia que é transformada em radiação varia de zero até a energia máxima do elétron quando atinge o ânodo (de modo que um tubo alimentado por 100 kV não poderá criar fótons de raio X com energia superior a 100 keV) [43].

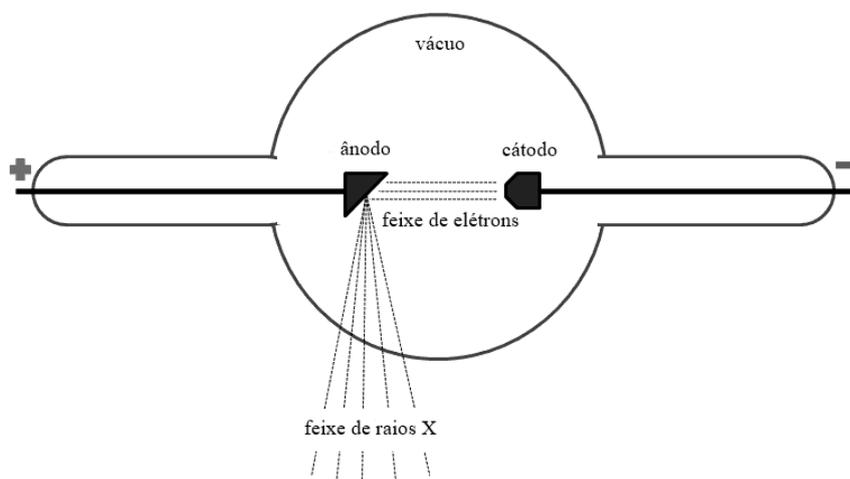


Figura A.1: Esquema dos componentes básicos de um tubo de Coolidge. Fonte: [43].

# Apêndice B

## Resultados da Validação das Grandezas Dosimétricas

Neste anexo encontram-se todos os resultados obtidos durante a verificação da abertura do feixe em leque e da configuração da mesa. Os parâmetros estão legendados nas Tabelas B.1 e B.2.

<b>Parâmetros de mesa</b>	
A	Mesa maciça de espessura 5 cm
B	Bordas de 1,25 cm
C	Bordas de 0,625 cm
D	Bordas de 0,3125 cm
E	Sem mesa na simulação

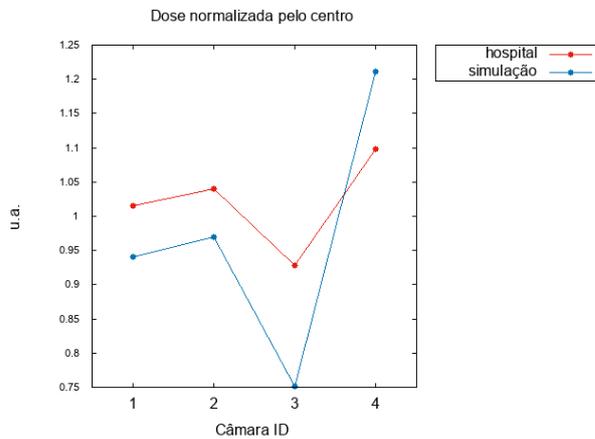
Tabela B.1: Legenda dos parâmetros utilizados para a configuração da mesa.

<b>Parâmetros de feixe</b>	
1	32 cm (4× o raio do menor fantoma)
2	64 cm (4× o raio do maior fantoma)

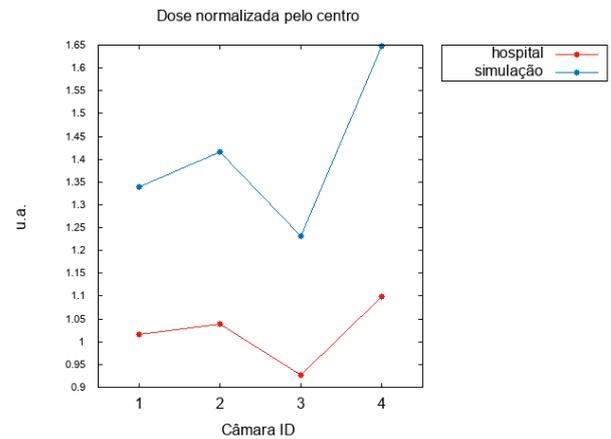
Tabela B.2: Legenda dos parâmetros utilizados para o tamanho da abertura (em leque) do feixe.

Circular  
**Fantoma de cabeça**

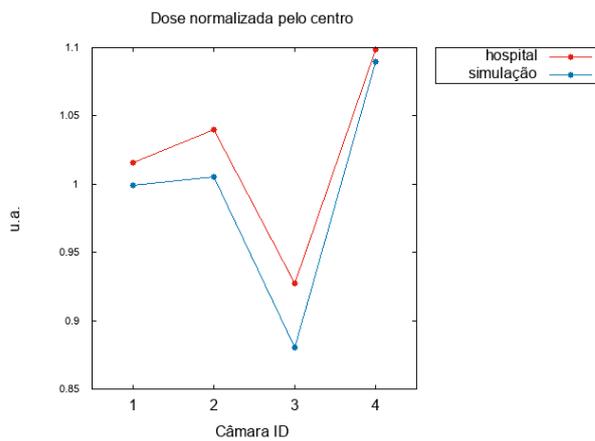
100 kVp



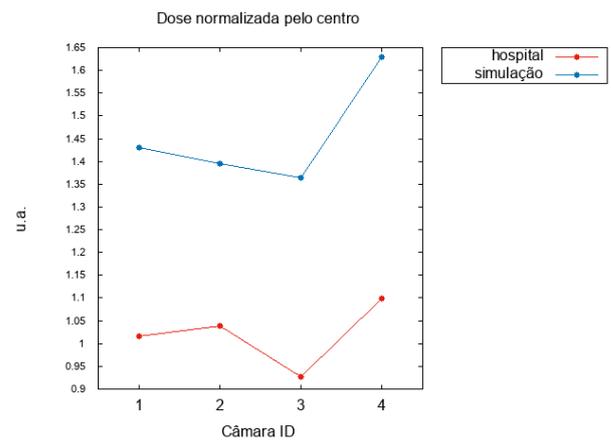
(a) A1. Fonte: a autora.



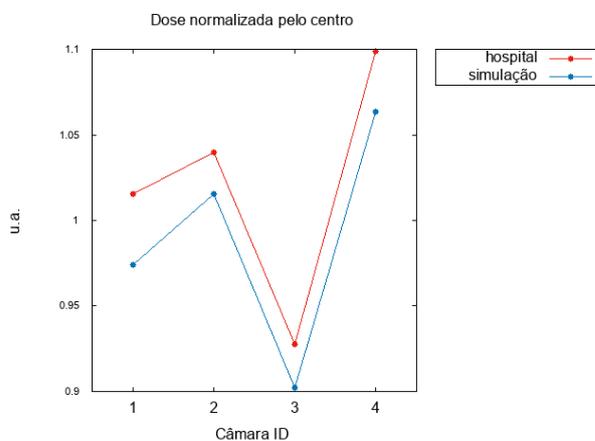
(b) A2. Fonte: a autora.



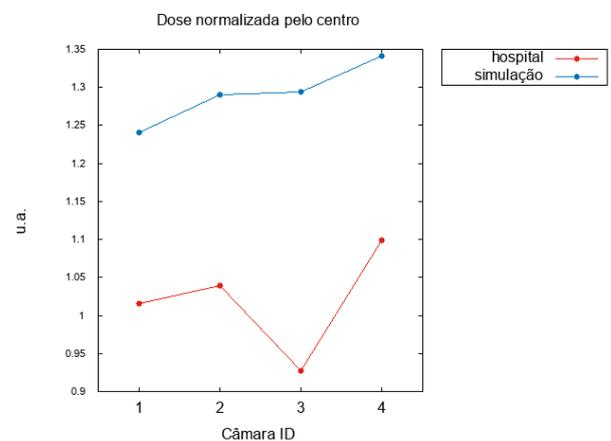
(c) B1. Fonte: a autora.



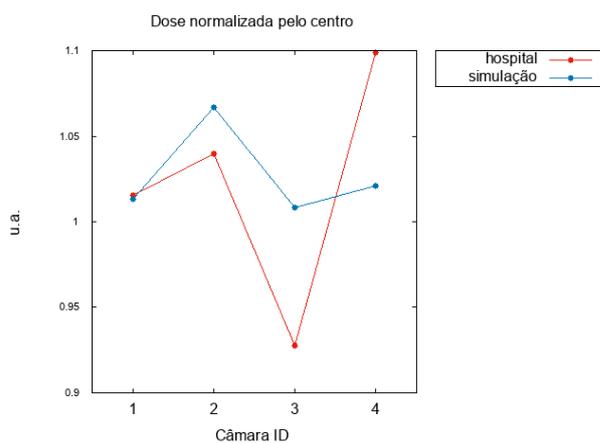
(d) B2. Fonte: a autora.



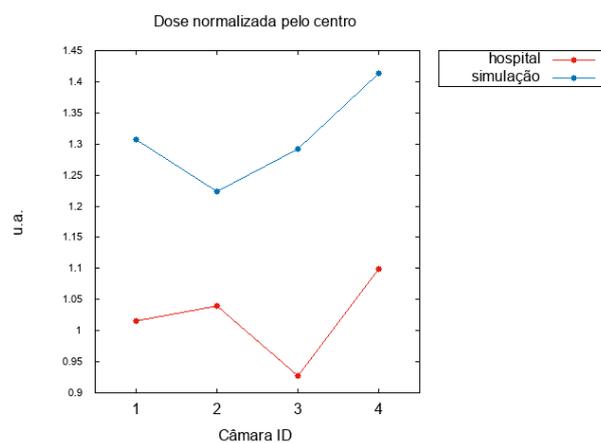
(e) C1. Fonte: a autora.



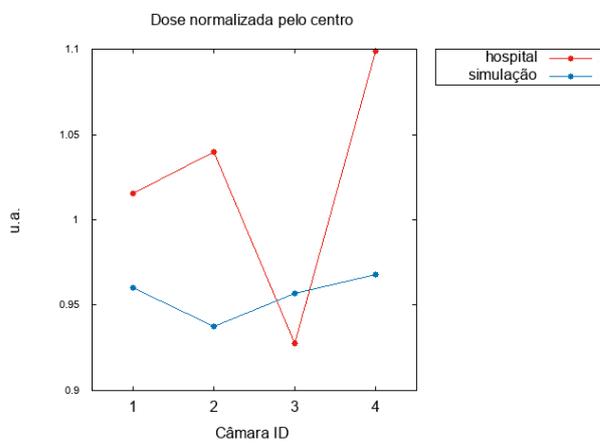
(f) C2. Fonte: a autora.



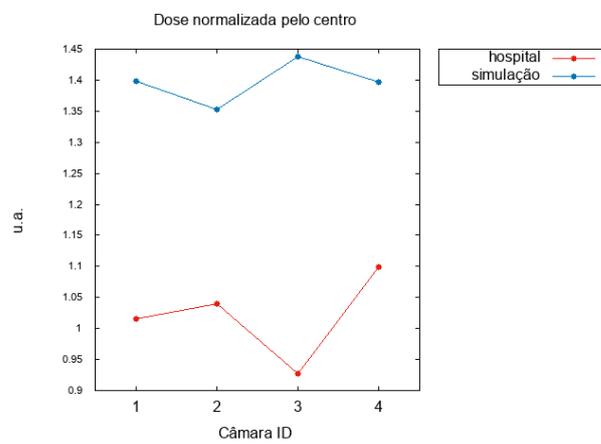
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

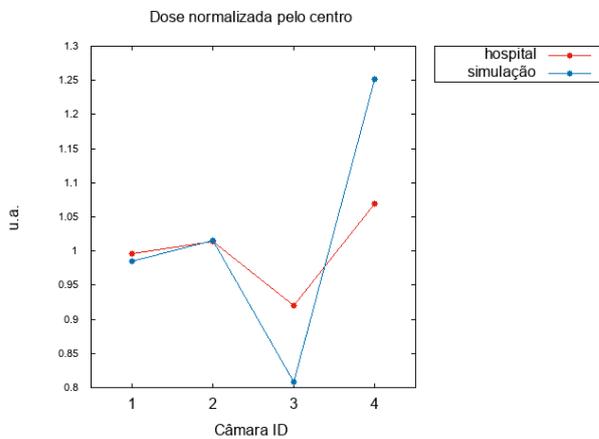


(i) E1. Fonte: a autora.

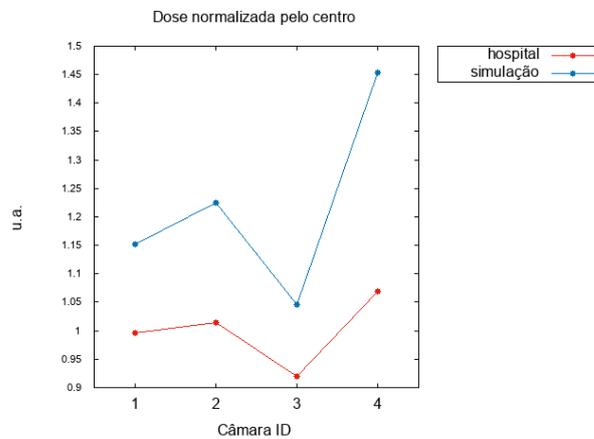


(j) E2. Fonte: a autora.

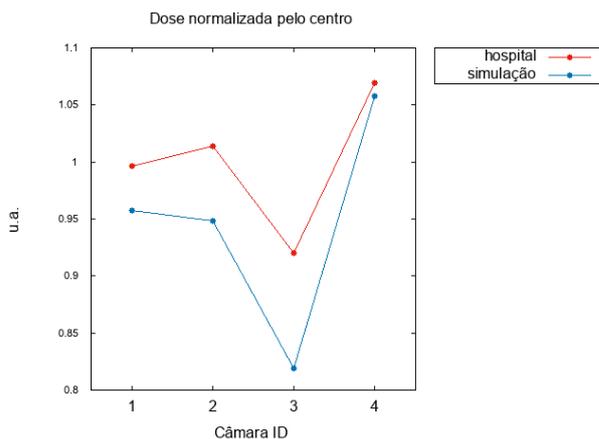
120 kVp



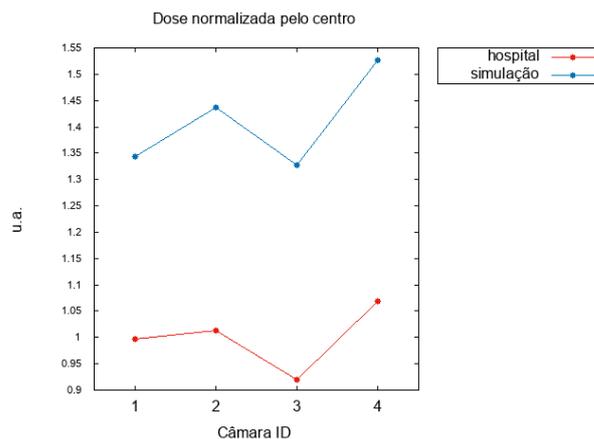
(a) A1. Fonte: a autora.



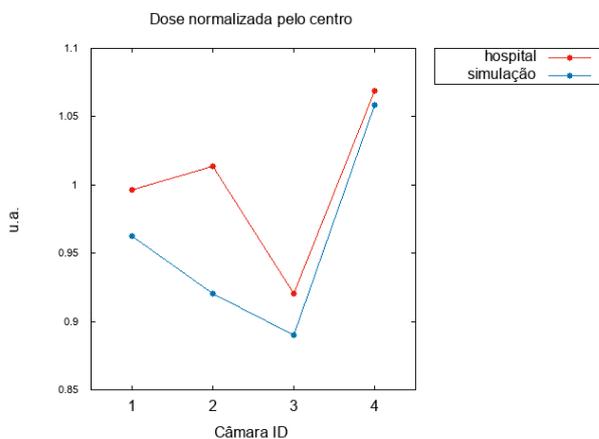
(b) A2. Fonte: a autora.



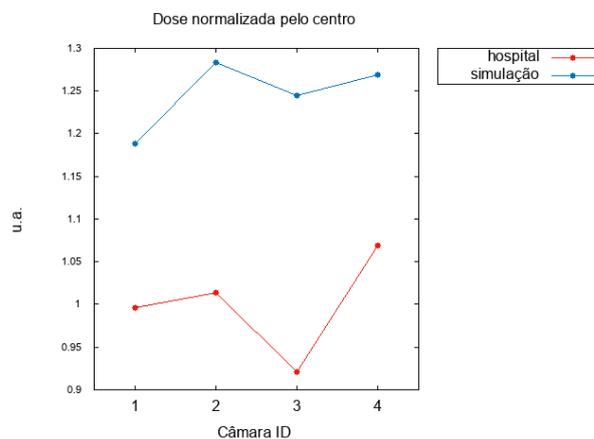
(c) B1. Fonte: a autora.



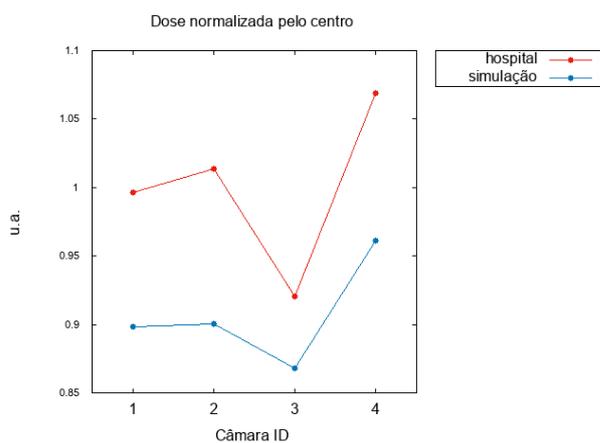
(d) B2. Fonte: a autora.



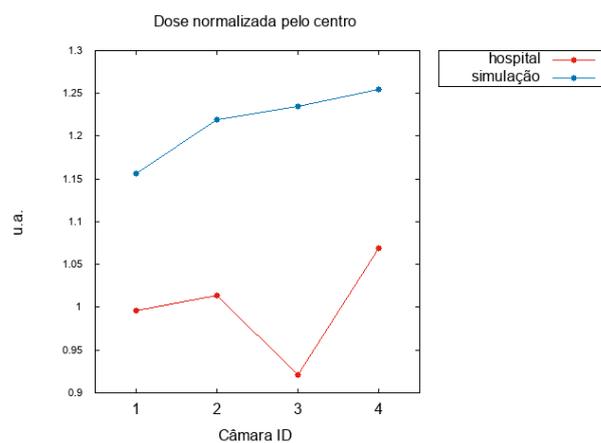
(e) C1. Fonte: a autora.



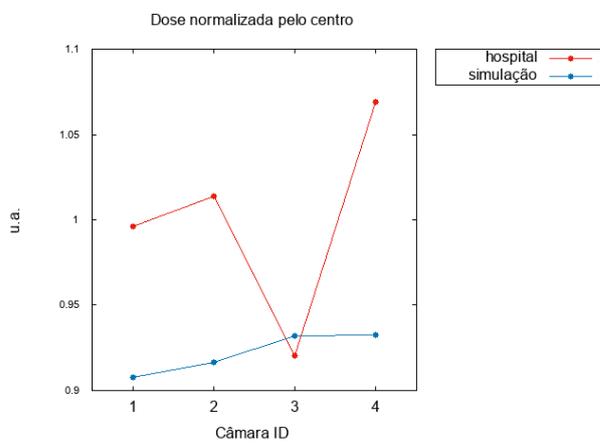
(f) C2. Fonte: a autora.



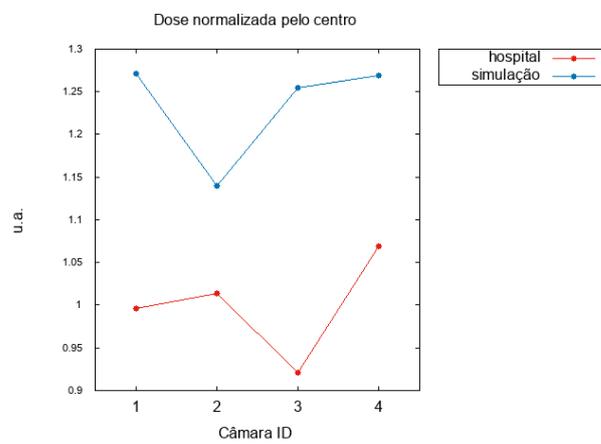
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

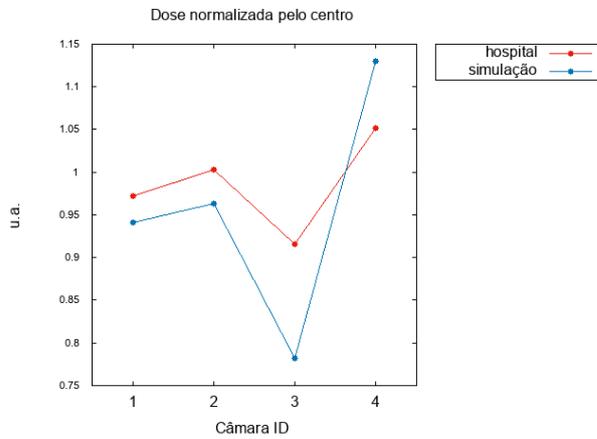


(i) E1. Fonte: a autora.

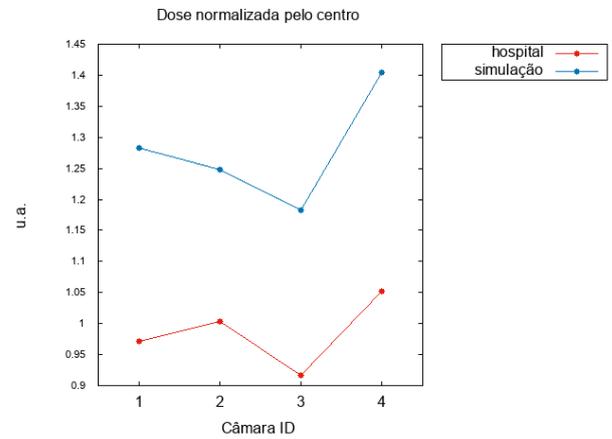


(j) E2. Fonte: a autora.

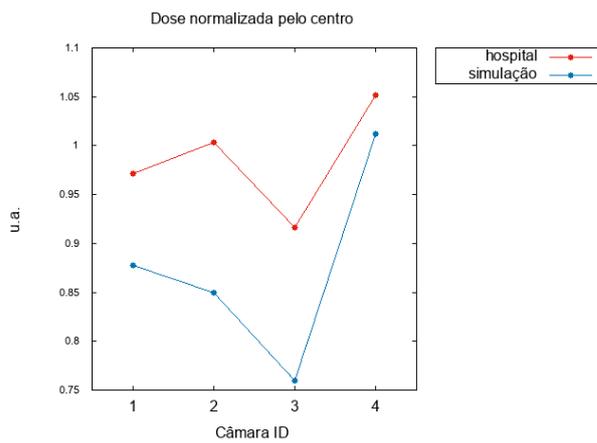
140 kVp



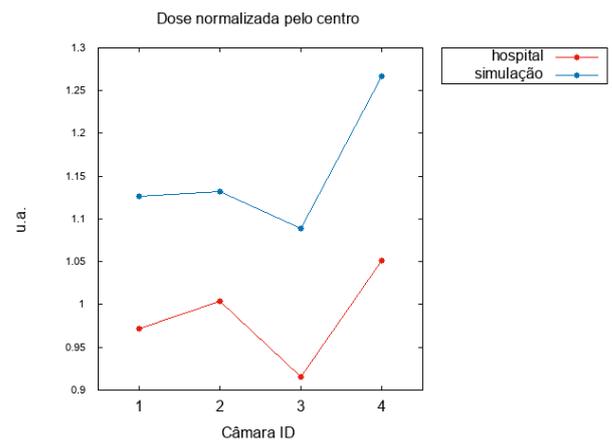
(a) A1. Fonte: a autora.



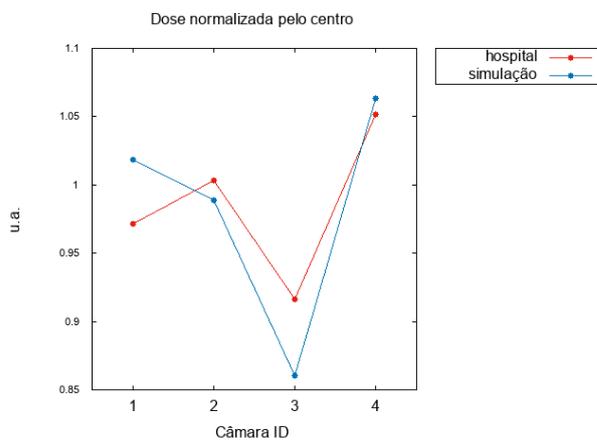
(b) A2. Fonte: a autora.



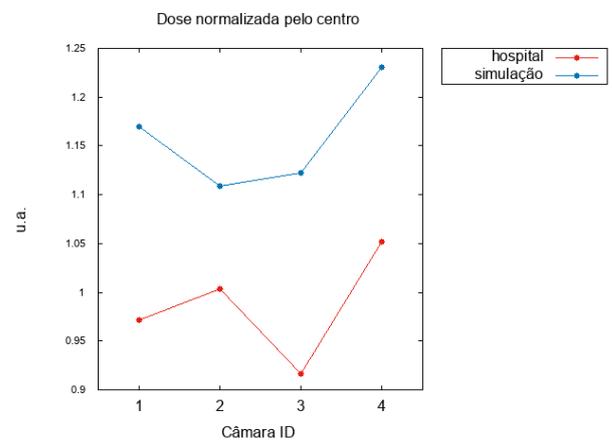
(c) B1. Fonte: a autora.



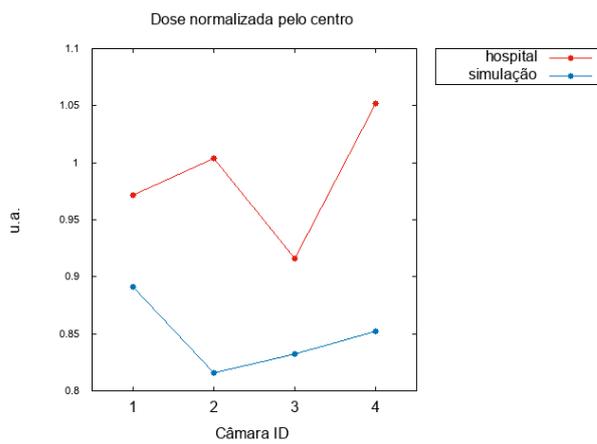
(d) B2. Fonte: a autora.



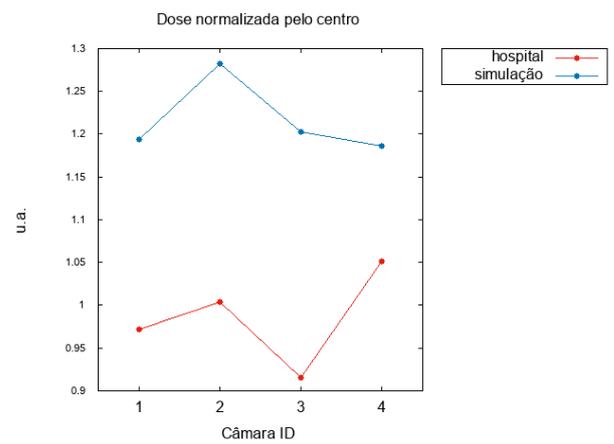
(e) C1. Fonte: a autora.



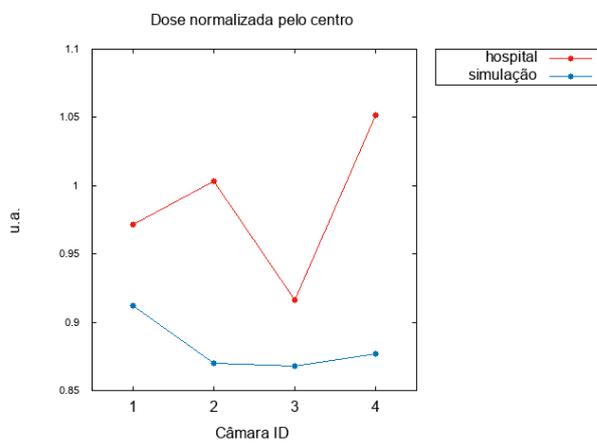
(f) C2. Fonte: a autora.



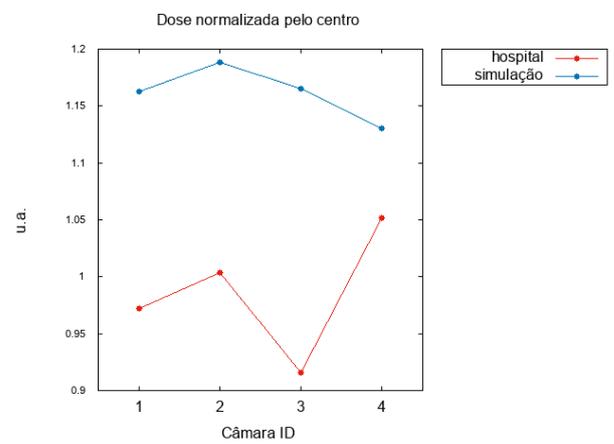
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.



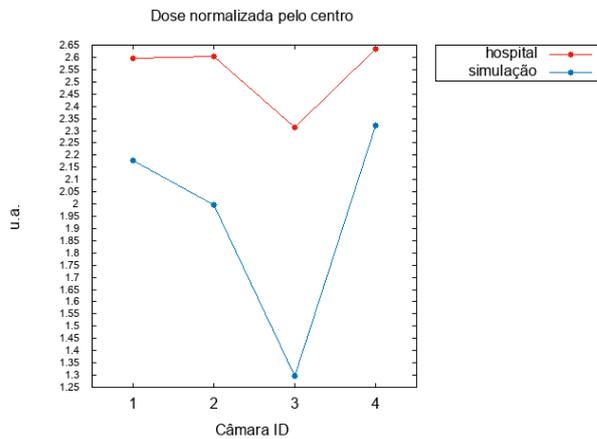
(i) E1. Fonte: a autora.



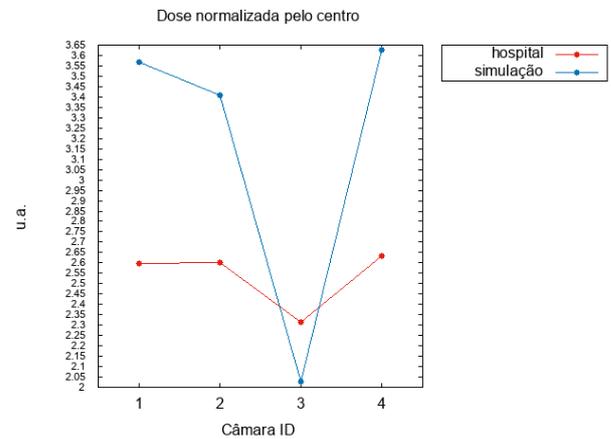
(j) E2. Fonte: a autora.

Circular  
**Fantoma de tórax adulto**

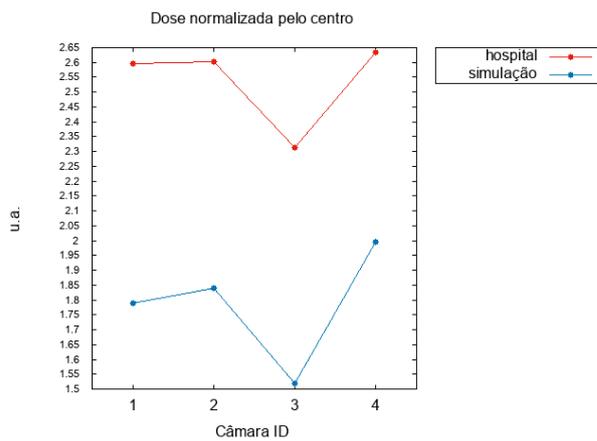
80 kVp



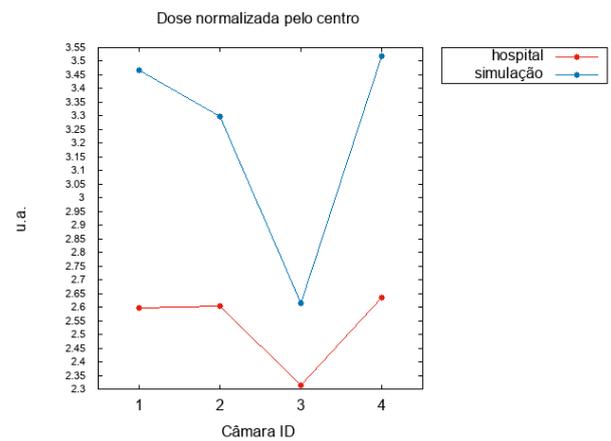
(a) A1. Fonte: a autora.



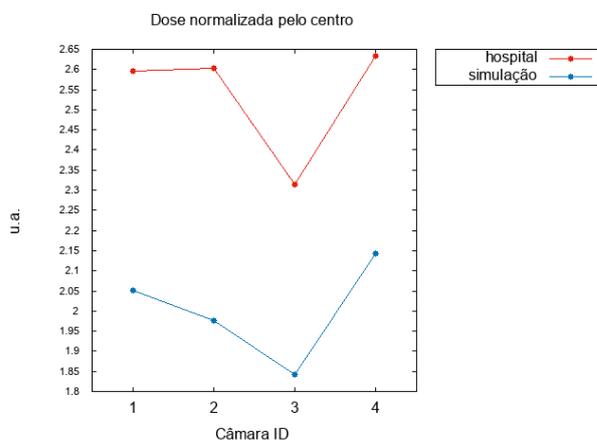
(b) A2. Fonte: a autora.



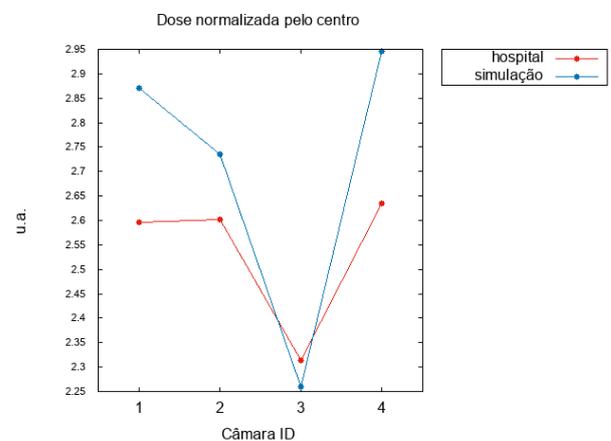
(c) B1. Fonte: a autora.



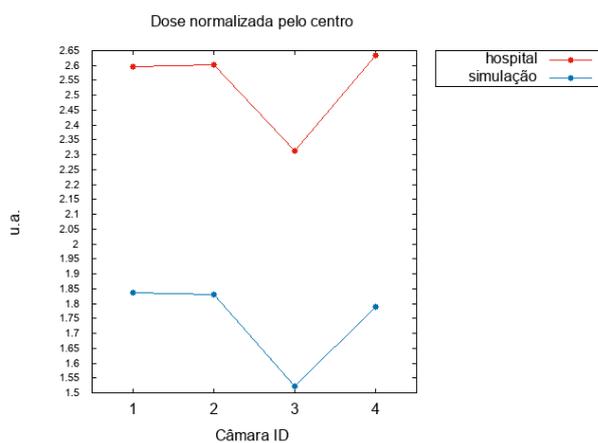
(d) B2. Fonte: a autora.



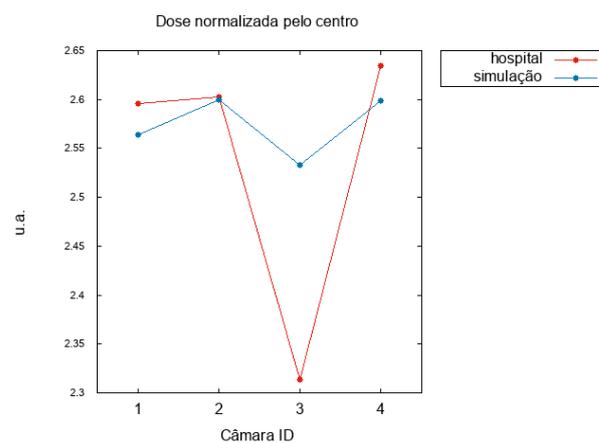
(e) C1. Fonte: a autora.



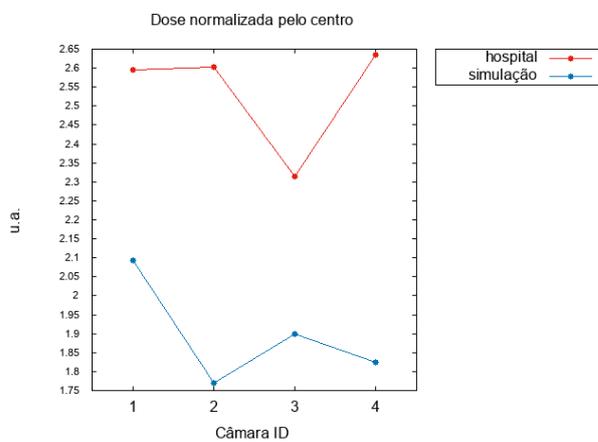
(f) C2. Fonte: a autora.



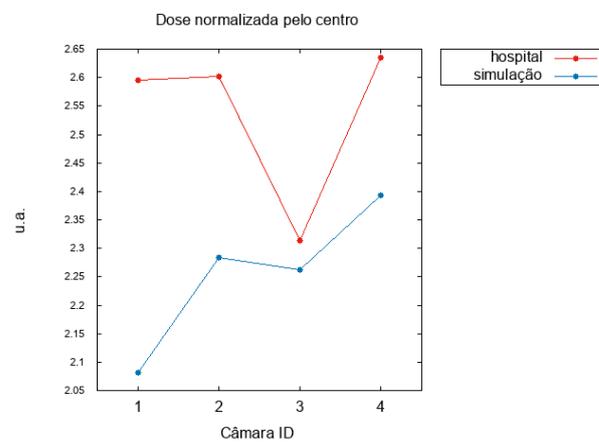
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

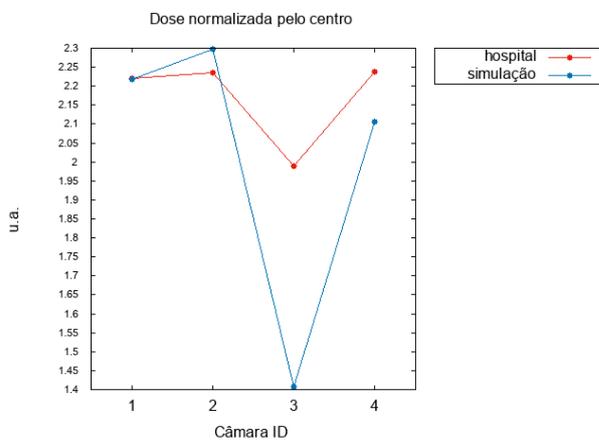


(i) E1. Fonte: a autora.

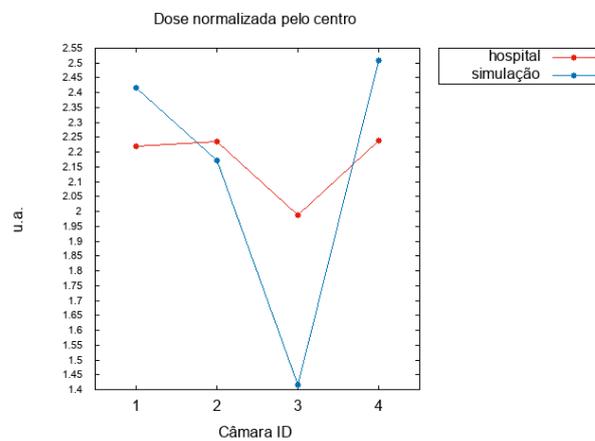


(j) E2. Fonte: a autora.

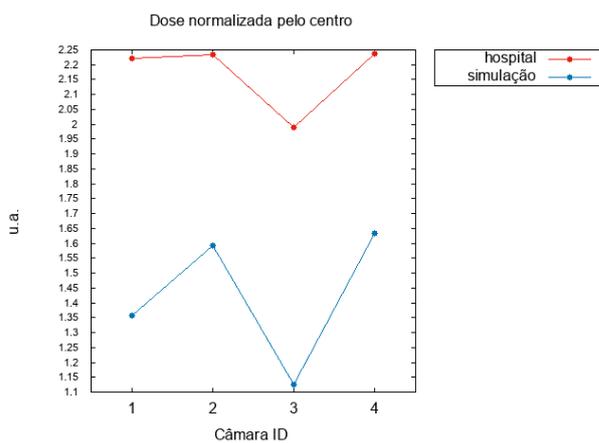
100 kVp



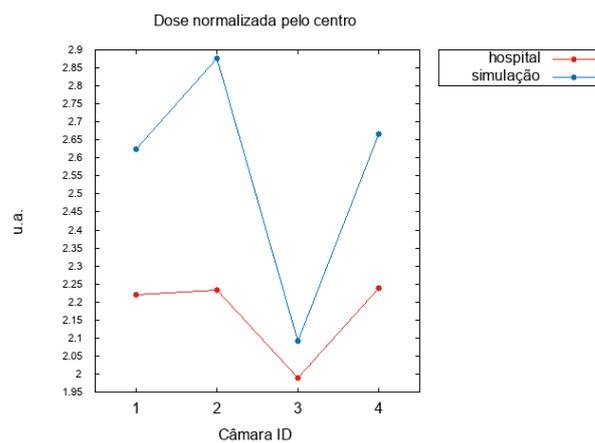
(a) A1. Fonte: a autora.



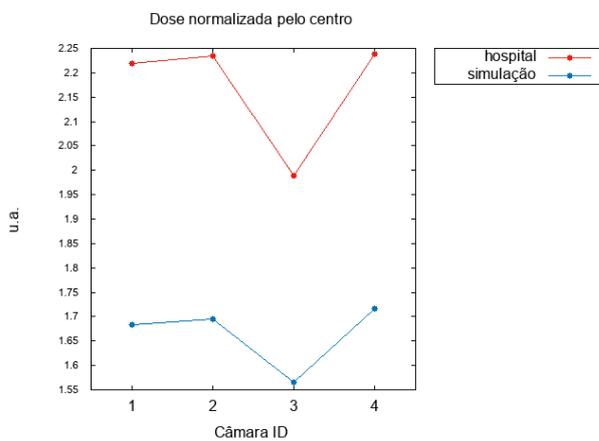
(b) A2. Fonte: a autora.



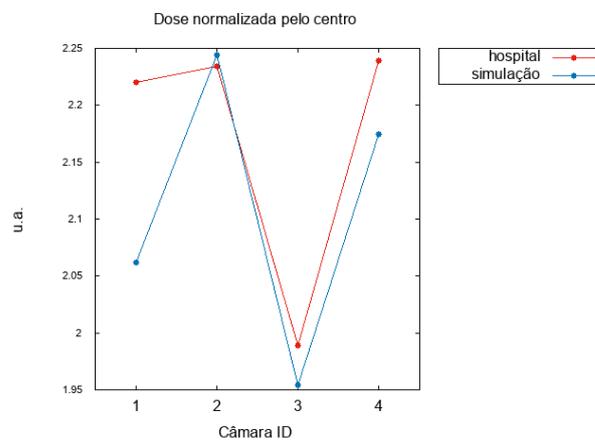
(c) B1. Fonte: a autora.



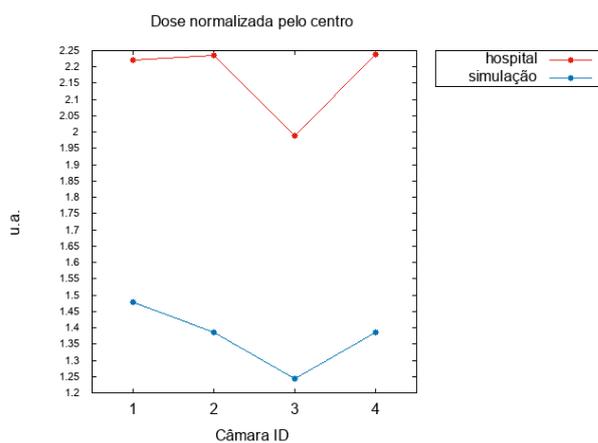
(d) B2. Fonte: a autora.



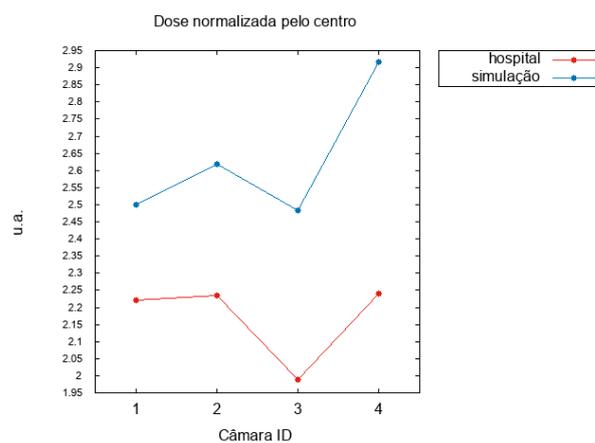
(e) C1. Fonte: a autora.



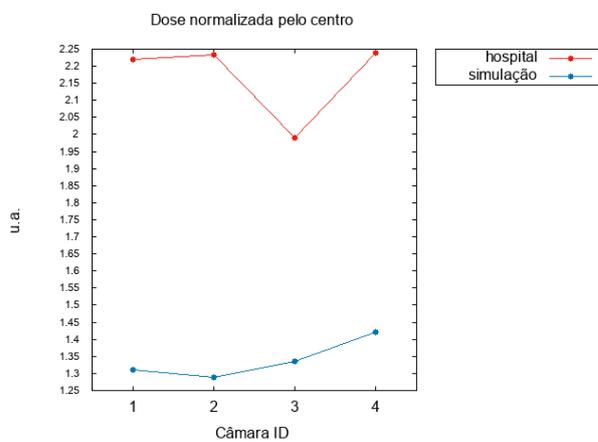
(f) C2. Fonte: a autora.



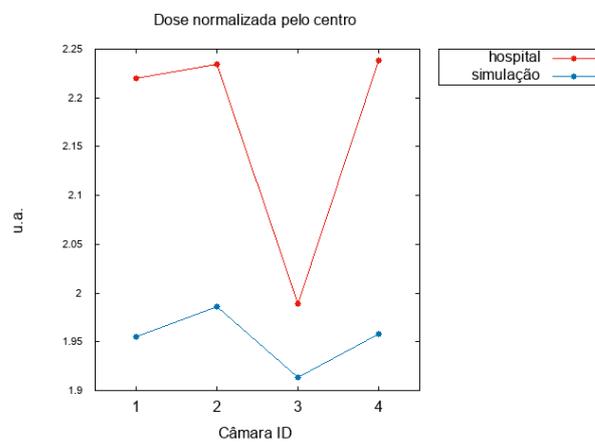
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

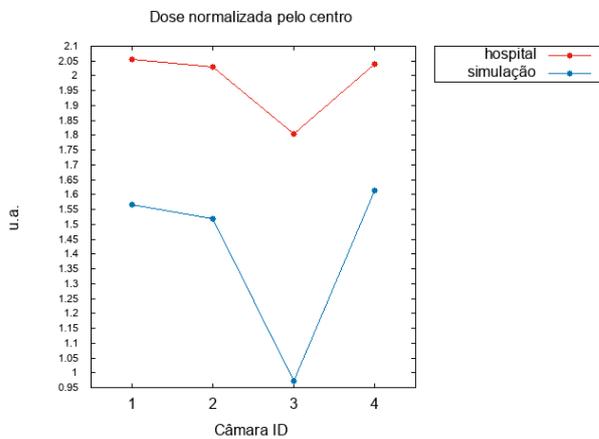


(i) E1. Fonte: a autora.

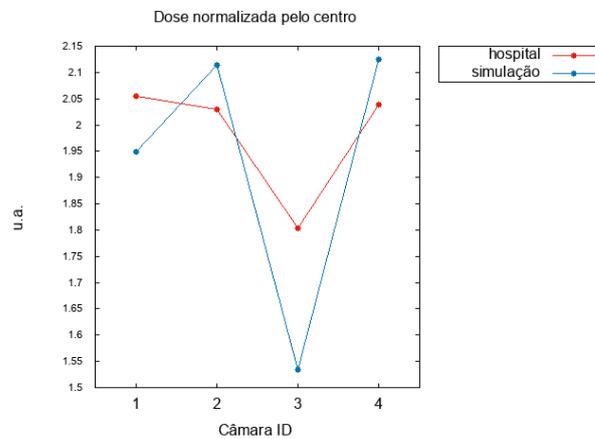


(j) E2. Fonte: a autora.

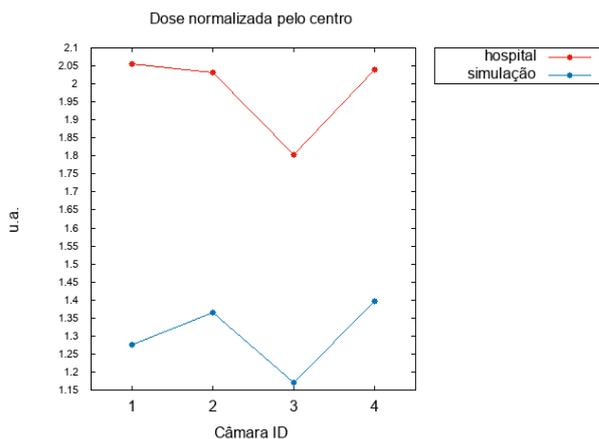
120 kVp



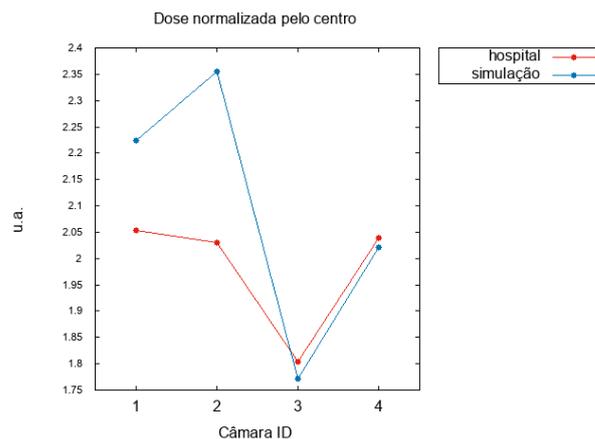
(a) A1. Fonte: a autora.



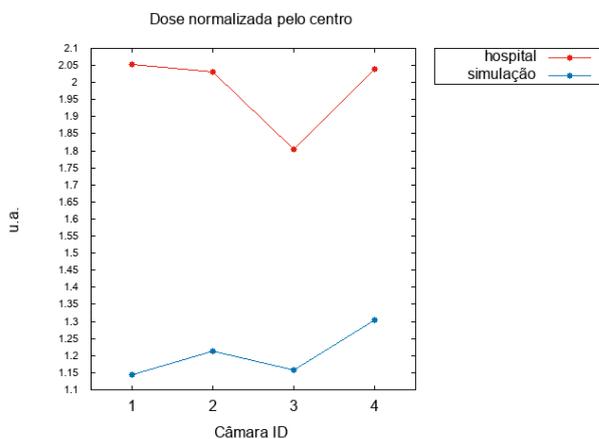
(b) A2. Fonte: a autora.



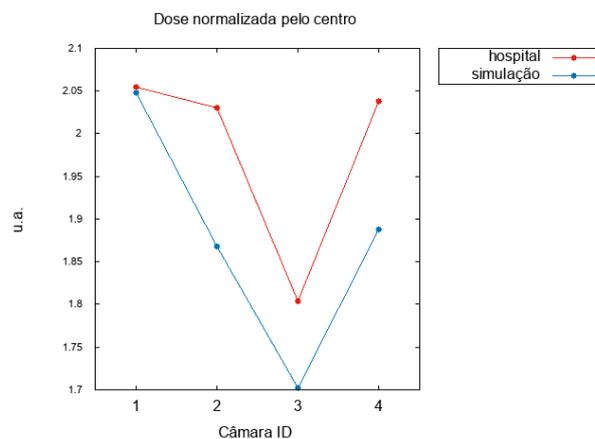
(c) B1. Fonte: a autora.



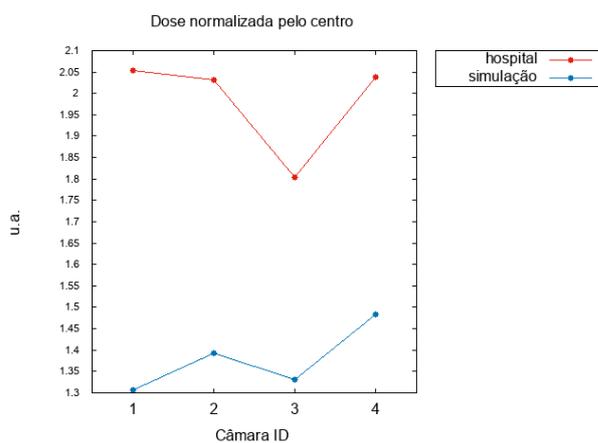
(d) B2. Fonte: a autora.



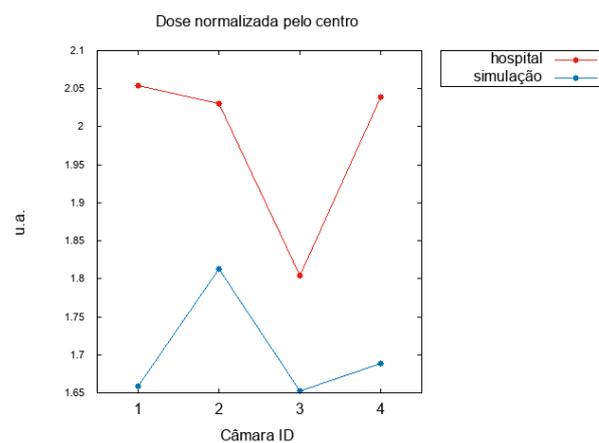
(e) C1. Fonte: a autora.



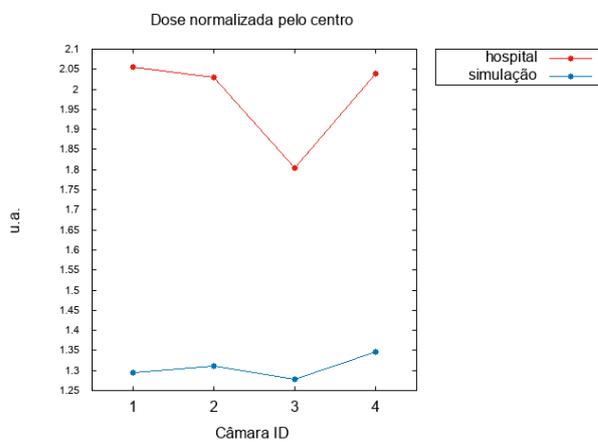
(f) C2. Fonte: a autora.



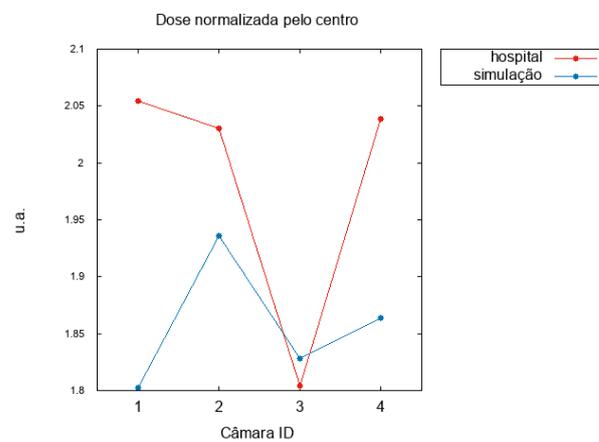
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

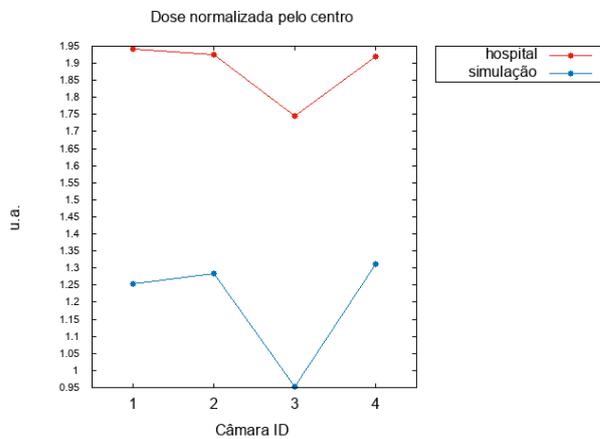


(i) E1. Fonte: a autora.

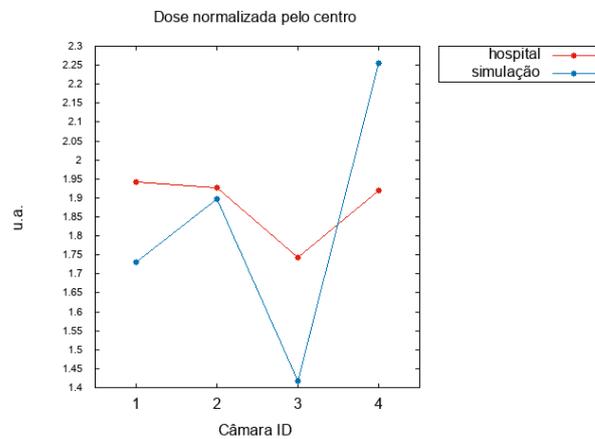


(j) E2. Fonte: a autora.

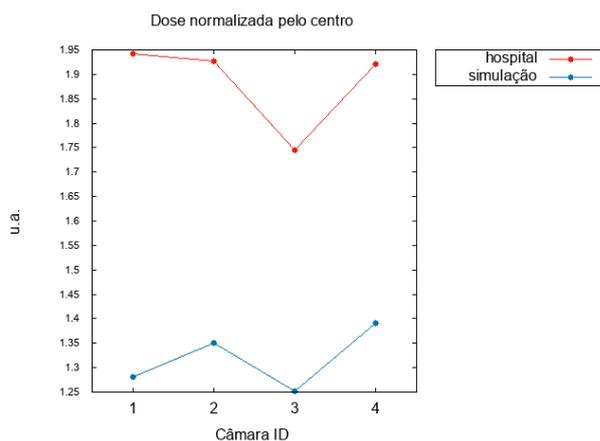
140 kVp



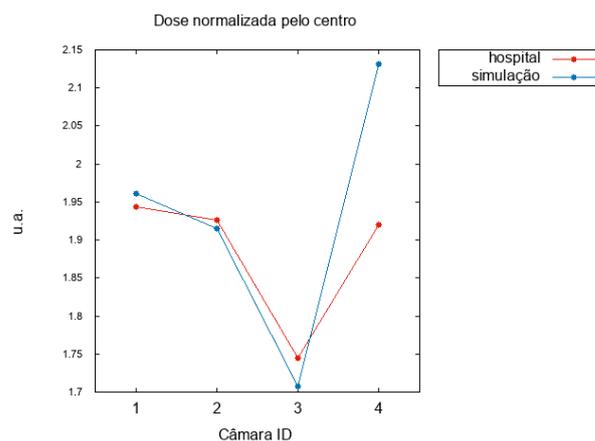
(a) A1. Fonte: a autora.



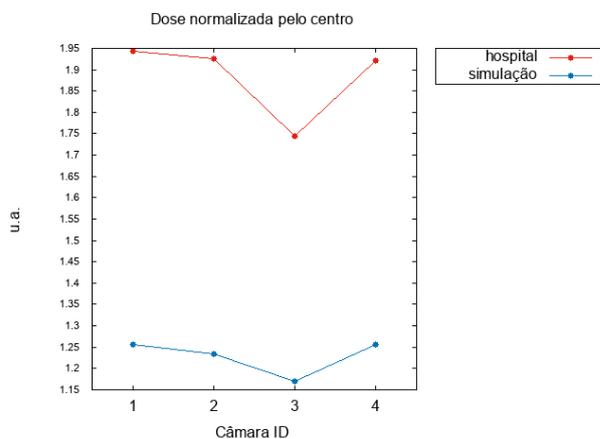
(b) A2. Fonte: a autora.



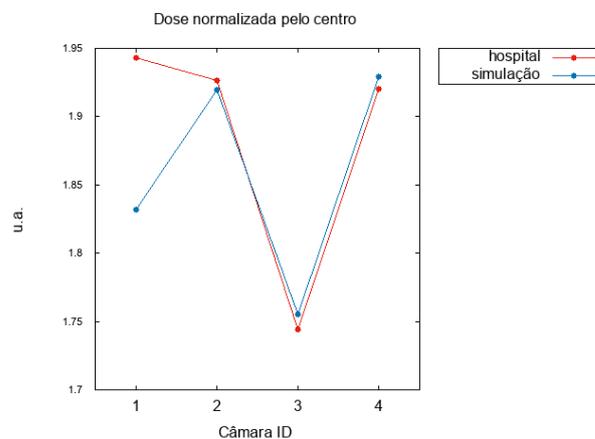
(c) B1. Fonte: a autora.



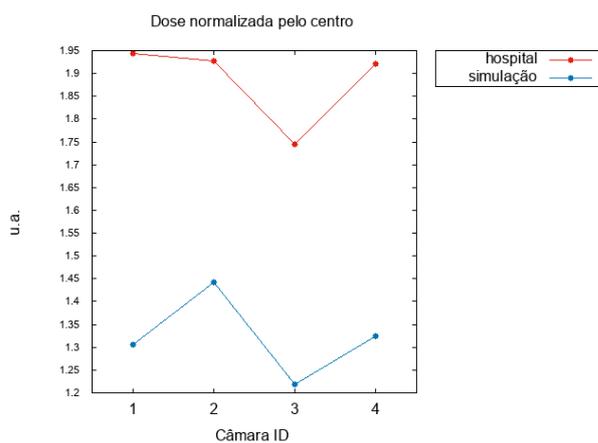
(d) B2. Fonte: a autora.



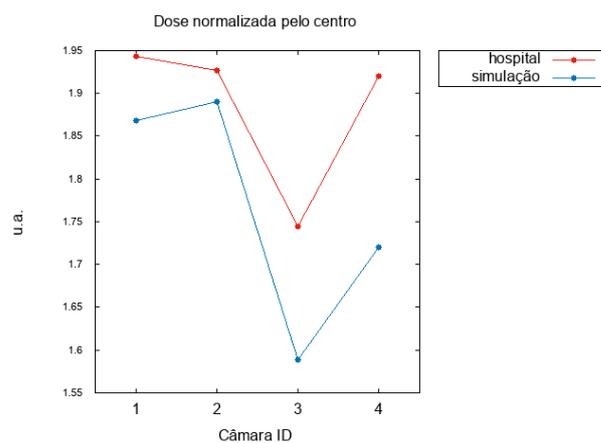
(e) C1. Fonte: a autora.



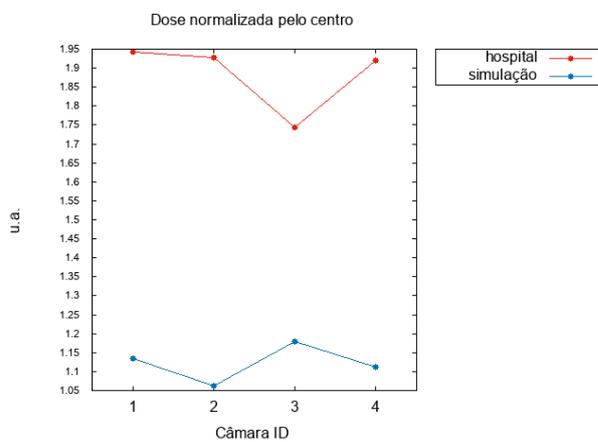
(f) C2. Fonte: a autora.



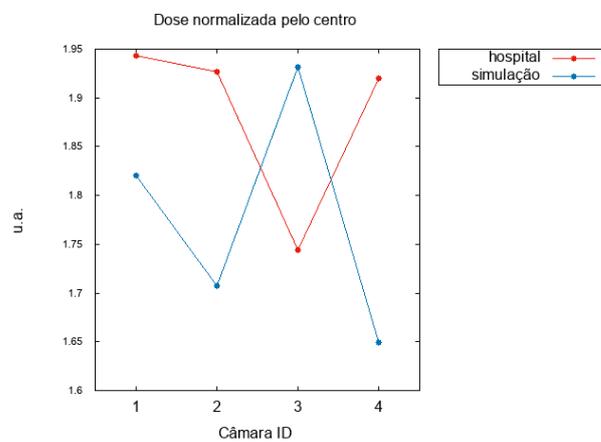
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.



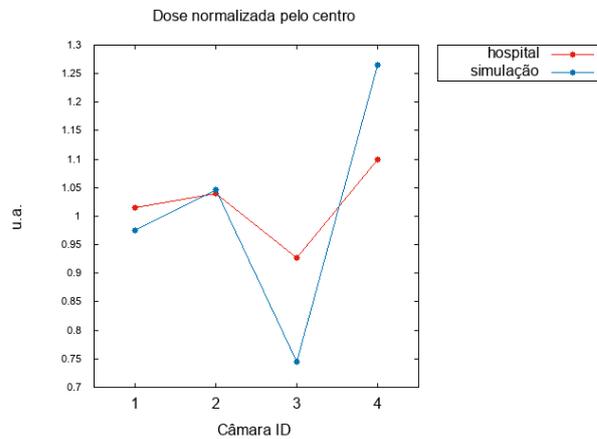
(i) E1. Fonte: a autora.



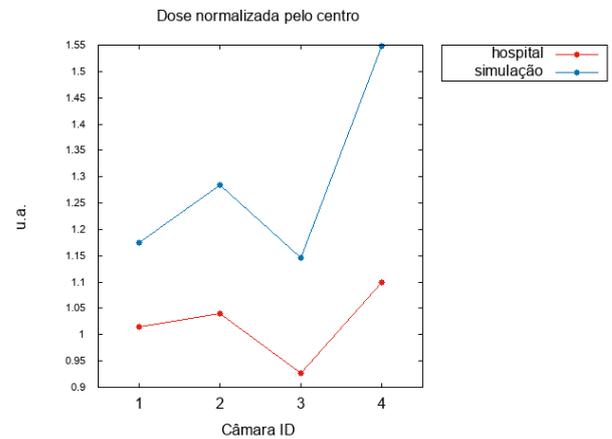
(j) E2. Fonte: a autora.

## Helicoidal Fantoma de cabeça

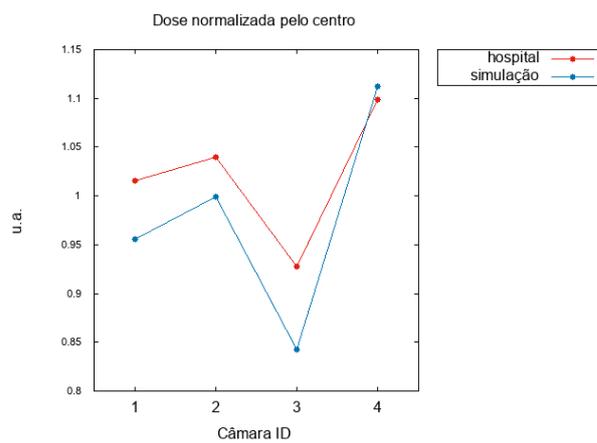
100 kVp



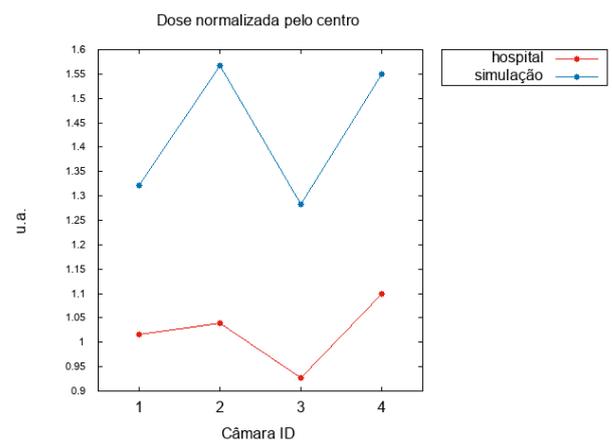
(a) A1. Fonte: a autora.



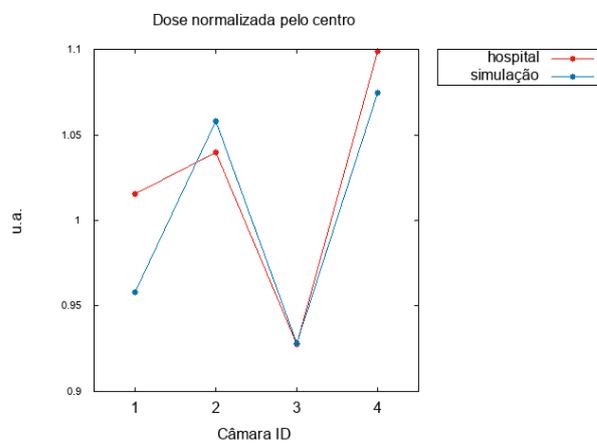
(b) A2. Fonte: a autora.



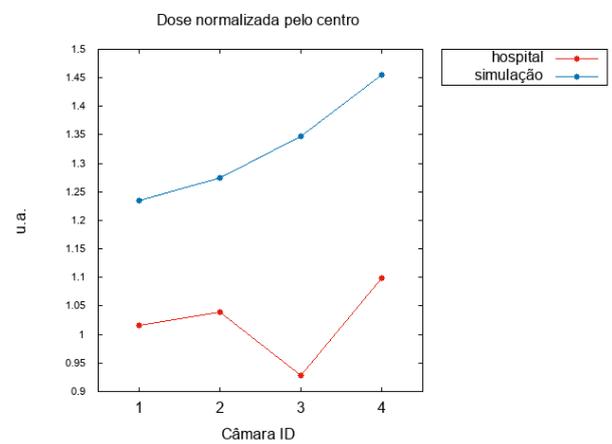
(c) B1. Fonte: a autora.



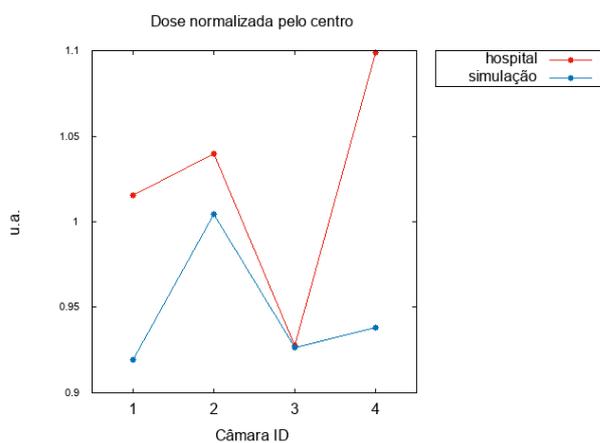
(d) B2. Fonte: a autora.



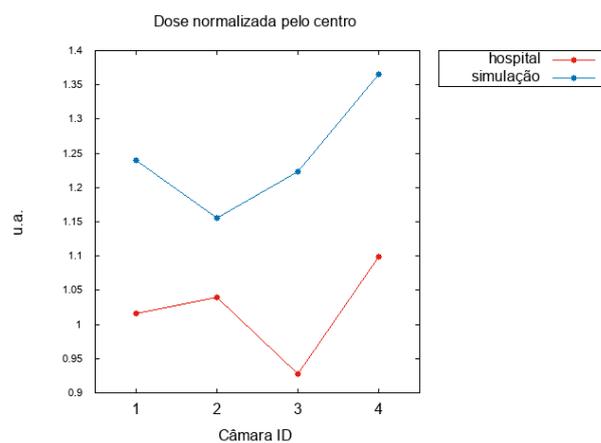
(e) C1. Fonte: a autora.



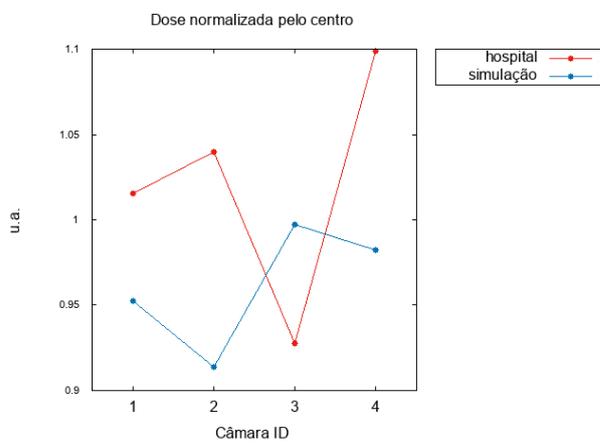
(f) C2. Fonte: a autora.



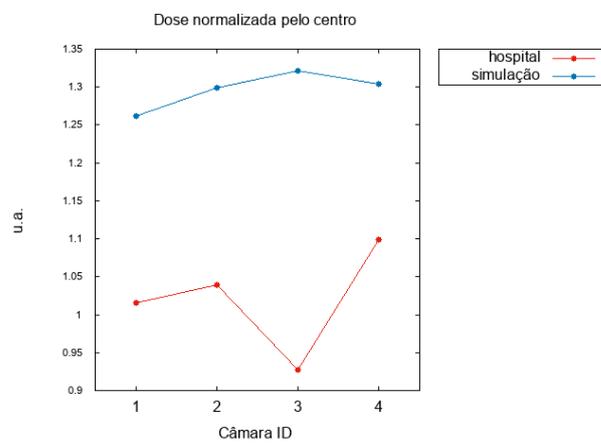
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

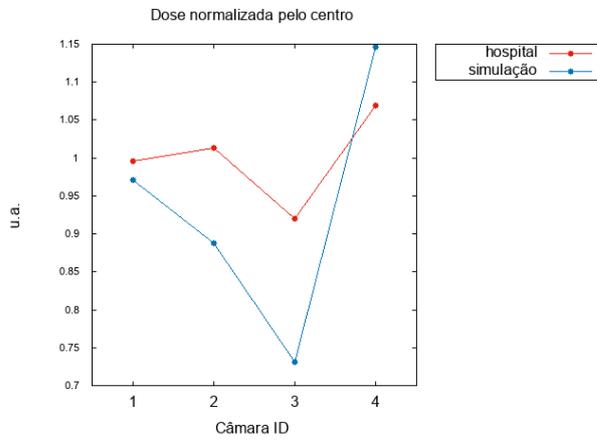


(i) E1. Fonte: a autora.

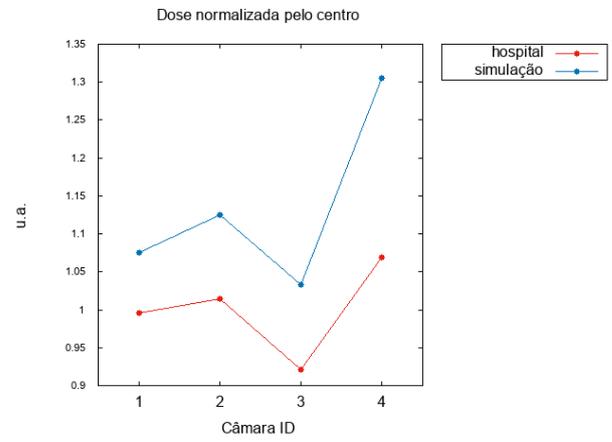


(j) E2. Fonte: a autora.

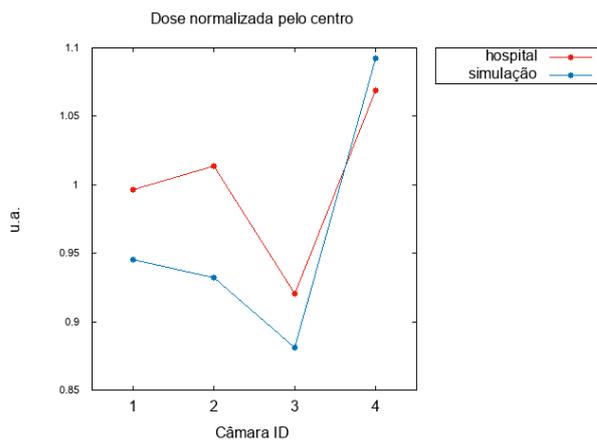
120 kVp



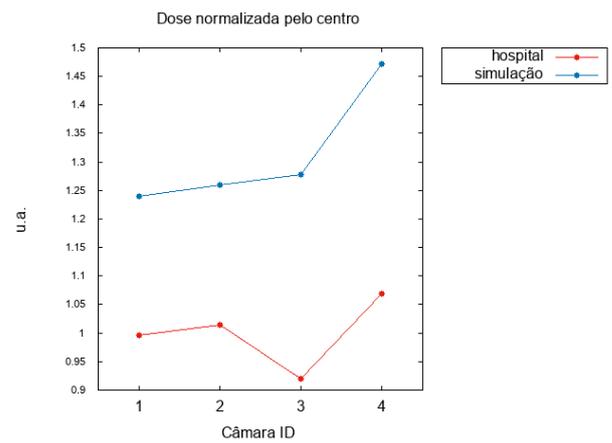
(a) A1. Fonte: a autora.



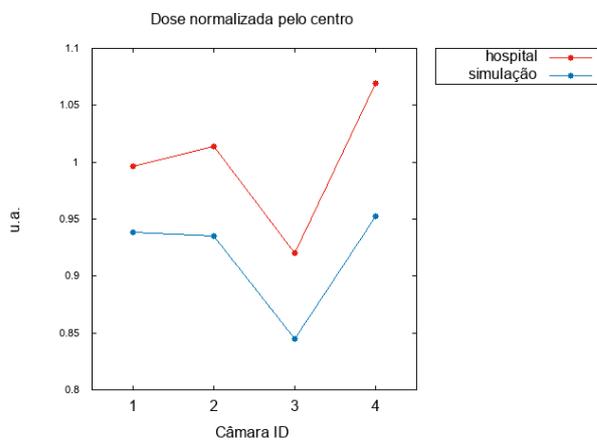
(b) A2. Fonte: a autora.



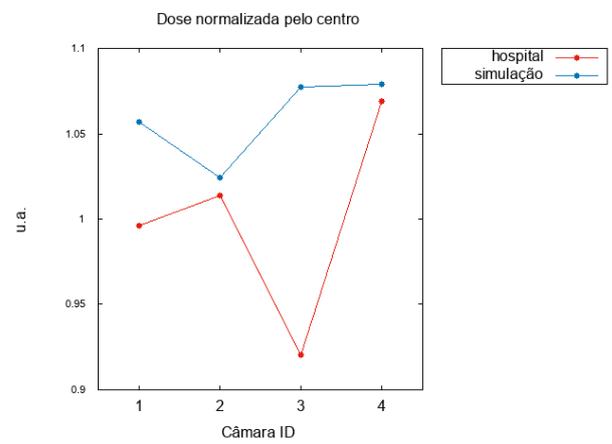
(c) B1. Fonte: a autora.



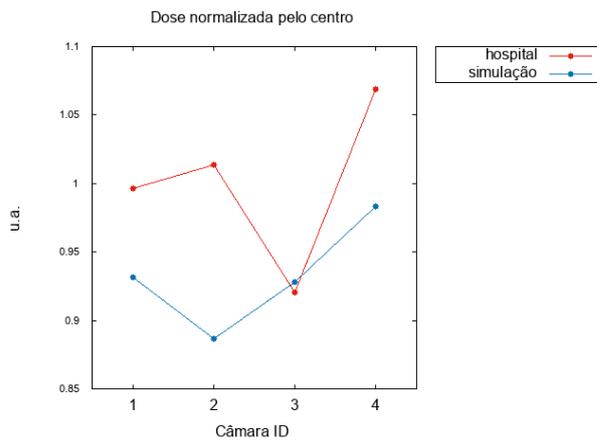
(d) B2. Fonte: a autora.



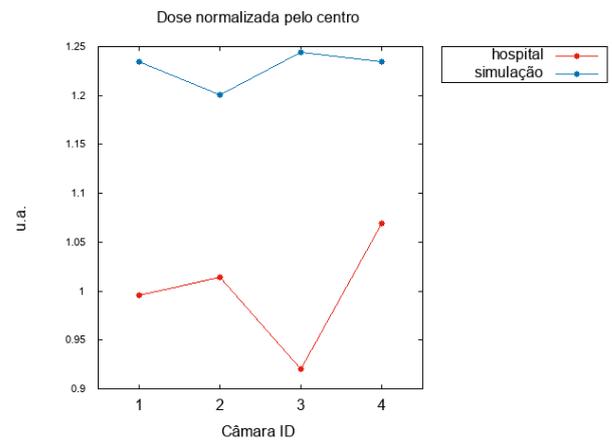
(e) C1. Fonte: a autora.



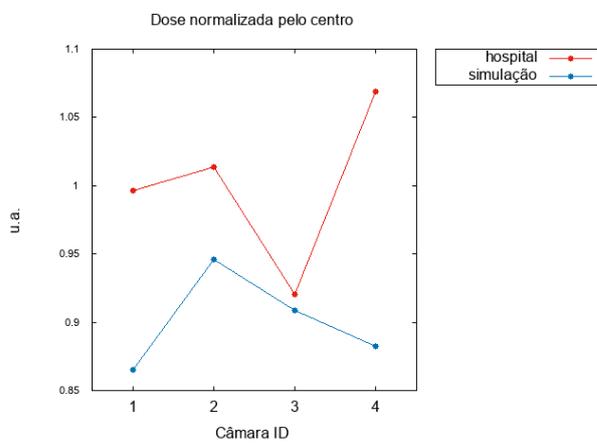
(f) C2. Fonte: a autora.



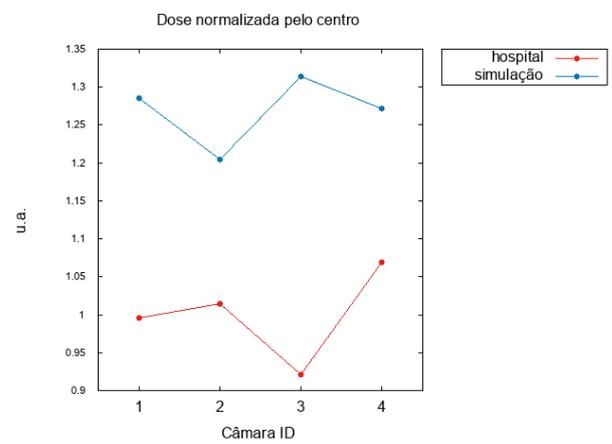
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

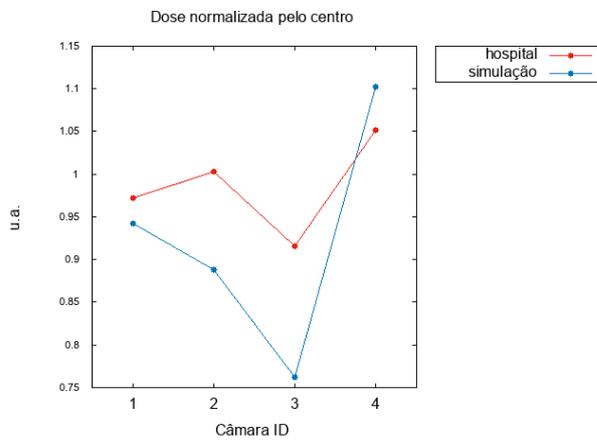


(i) E1. Fonte: a autora.

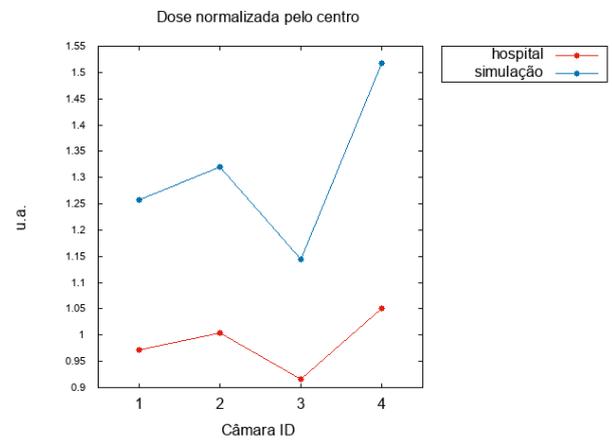


(j) E2. Fonte: a autora.

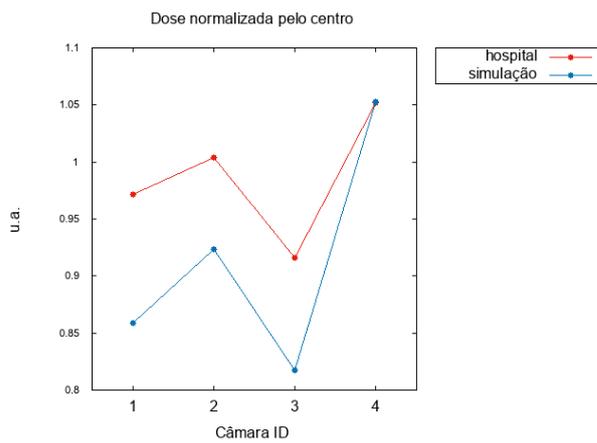
140 kVp



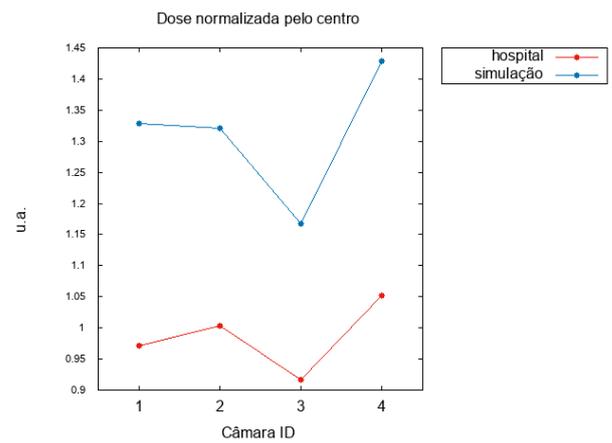
(a) A1. Fonte: a autora.



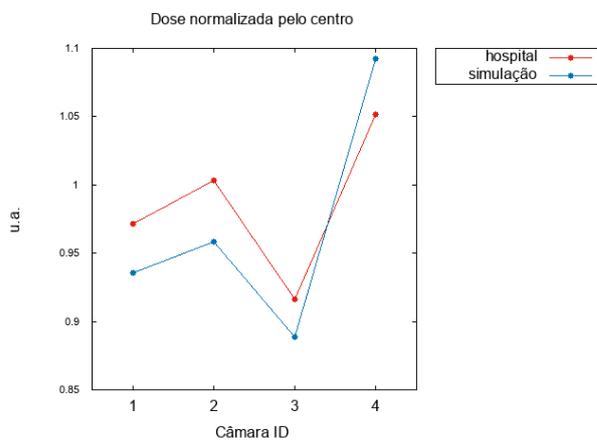
(b) A2. Fonte: a autora.



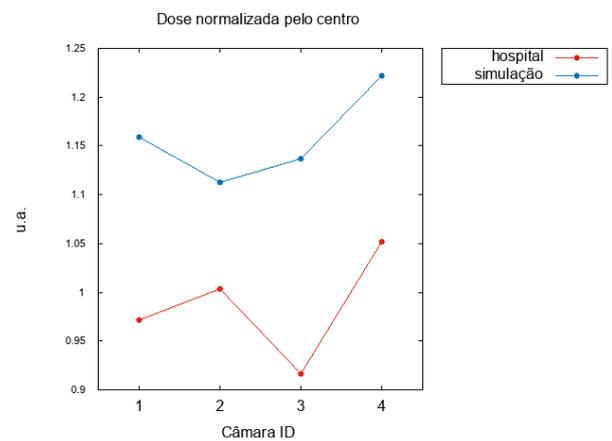
(c) B1. Fonte: a autora.



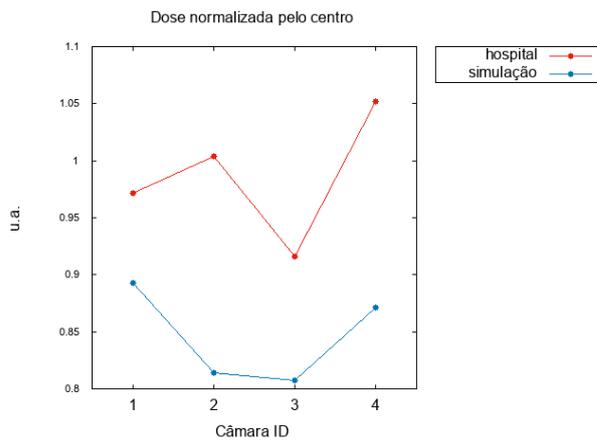
(d) B2. Fonte: a autora.



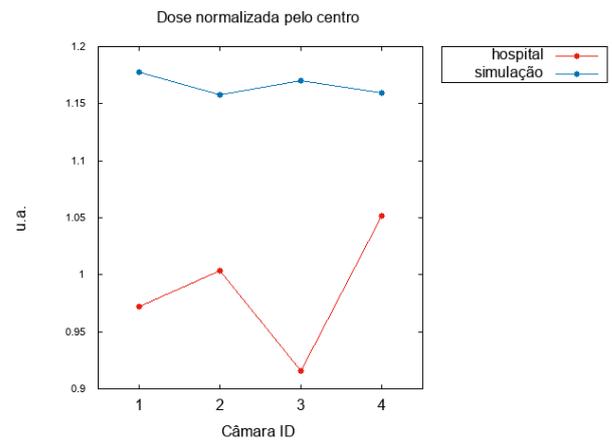
(e) C1. Fonte: a autora.



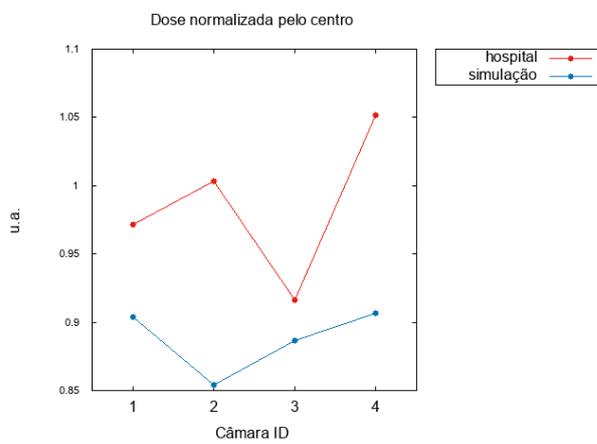
(f) C2. Fonte: a autora.



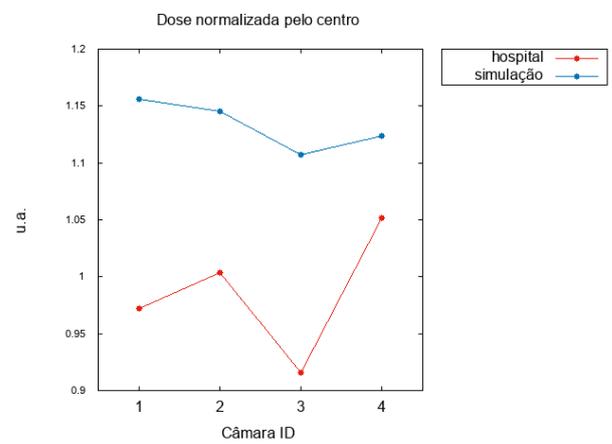
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.



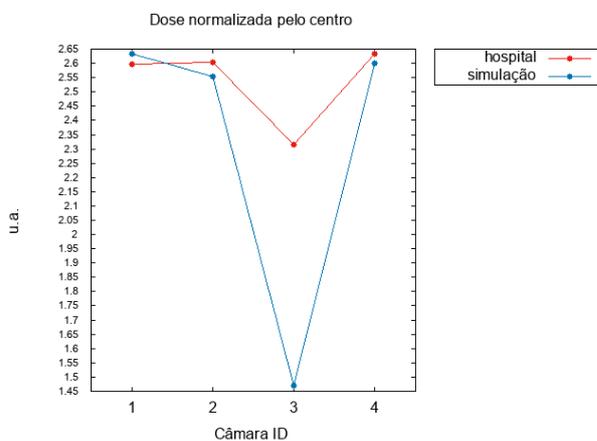
(i) E1. Fonte: a autora.



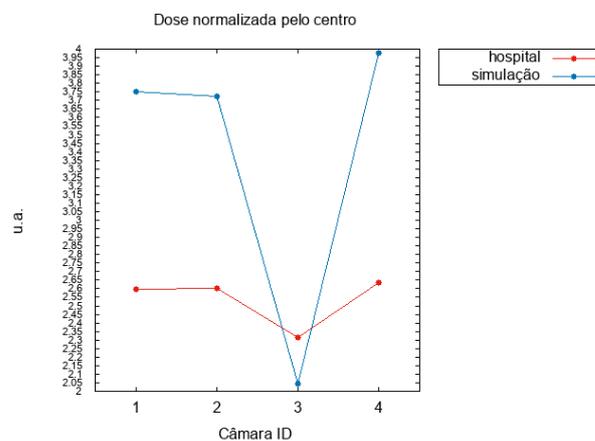
(j) E2. Fonte: a autora.

## Helicoidal Fantoma de tórax adulto

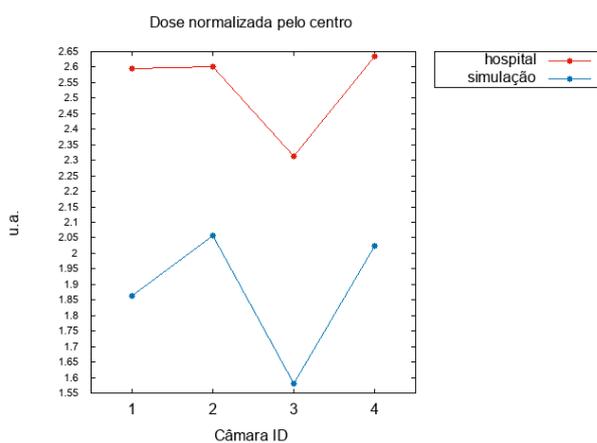
80 kVp



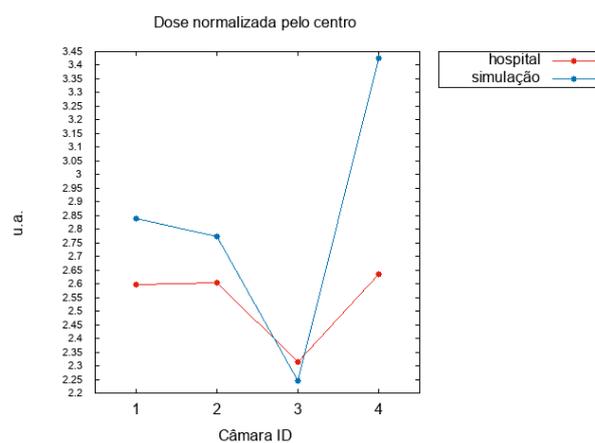
(a) A1. Fonte: a autora.



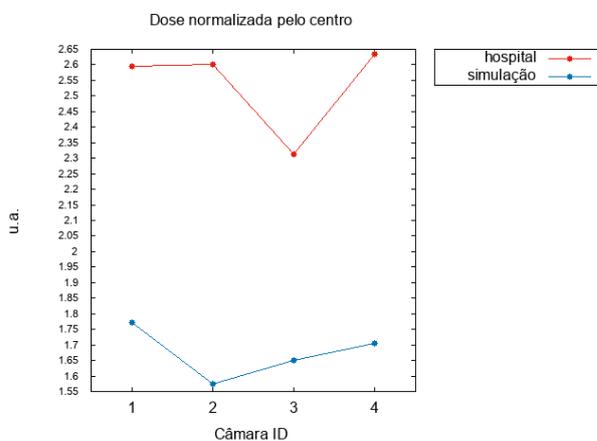
(b) A2. Fonte: a autora.



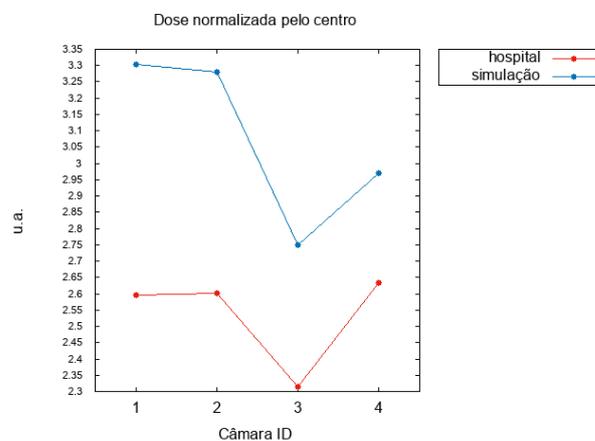
(c) B1. Fonte: a autora.



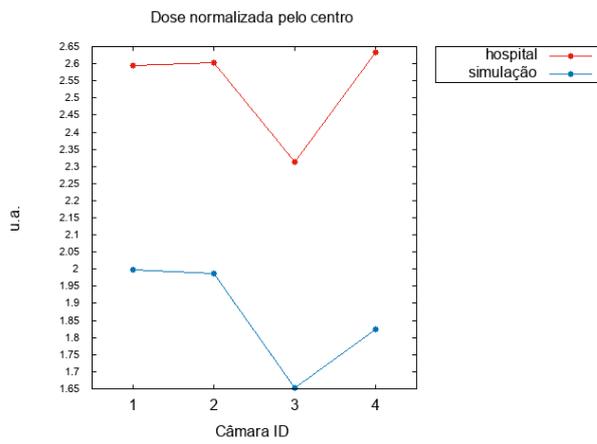
(d) B2. Fonte: a autora.



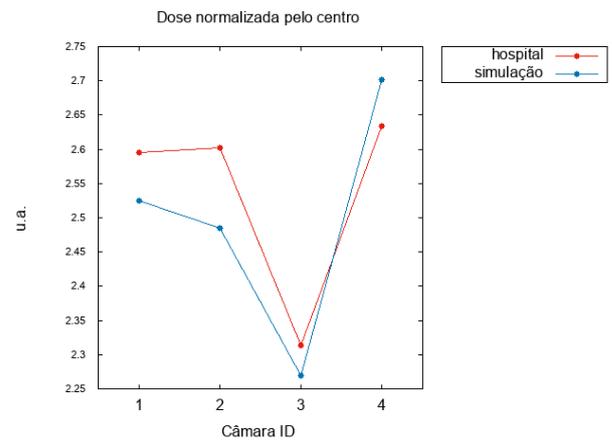
(e) C1. Fonte: a autora.



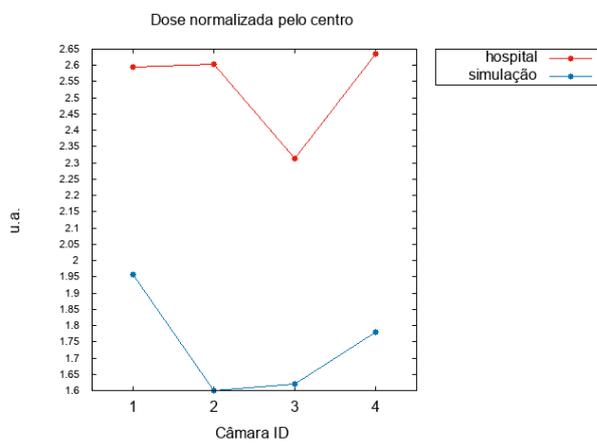
(f) C2. Fonte: a autora.



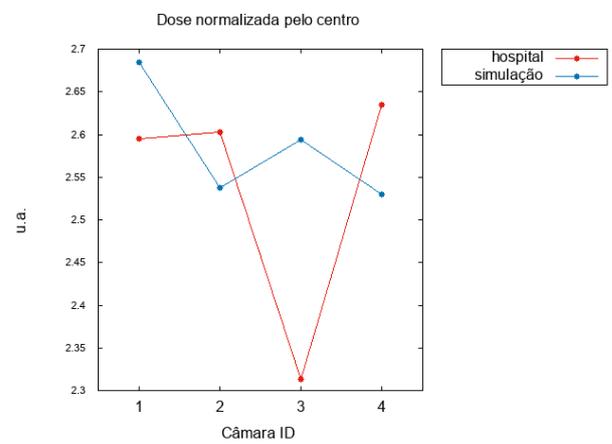
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

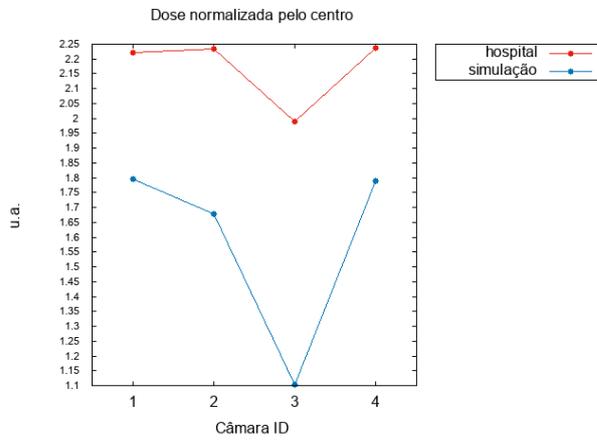


(i) E1. Fonte: a autora.

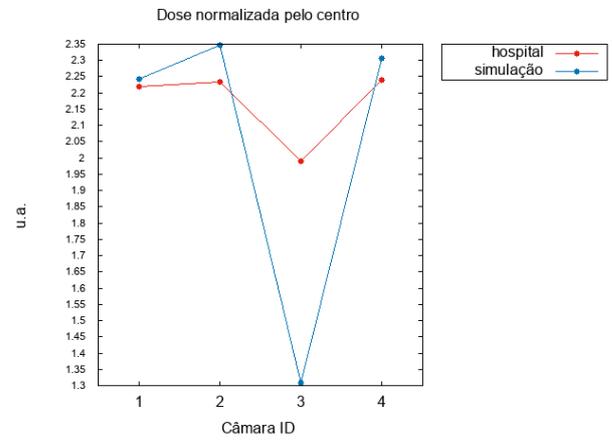


(j) E2. Fonte: a autora.

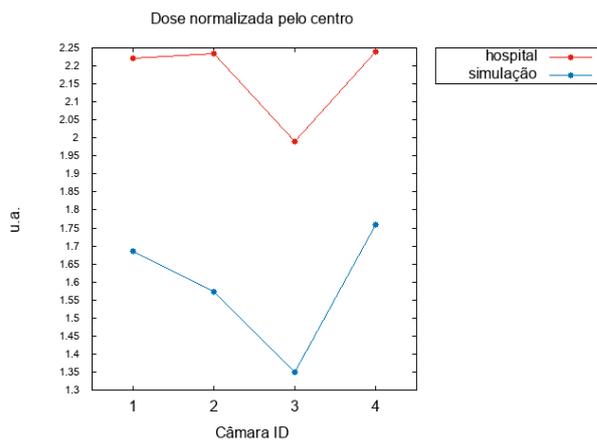
100 kVp



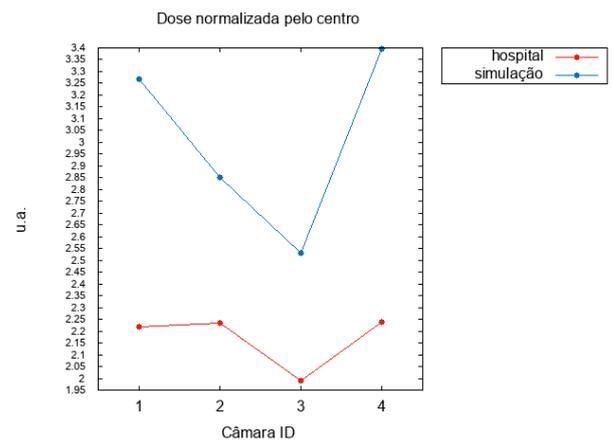
(a) A1. Fonte: a autora.



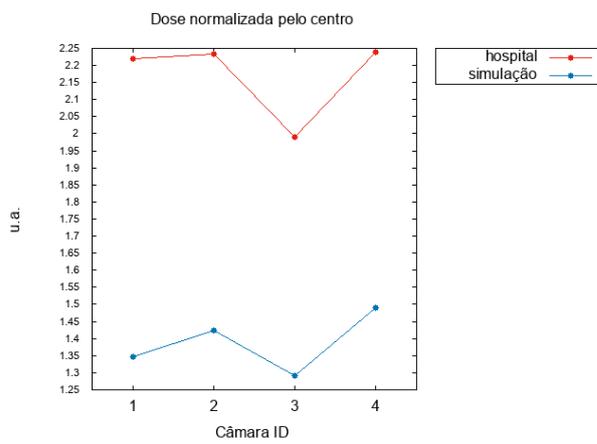
(b) A2. Fonte: a autora.



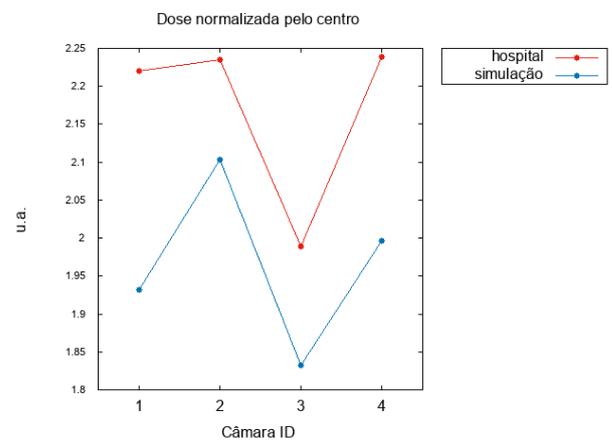
(c) B1. Fonte: a autora.



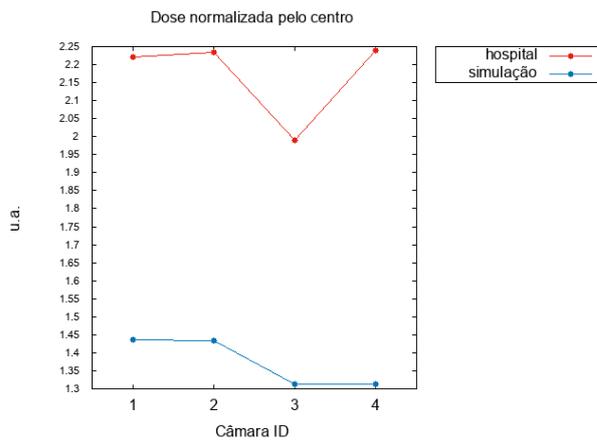
(d) B2. Fonte: a autora.



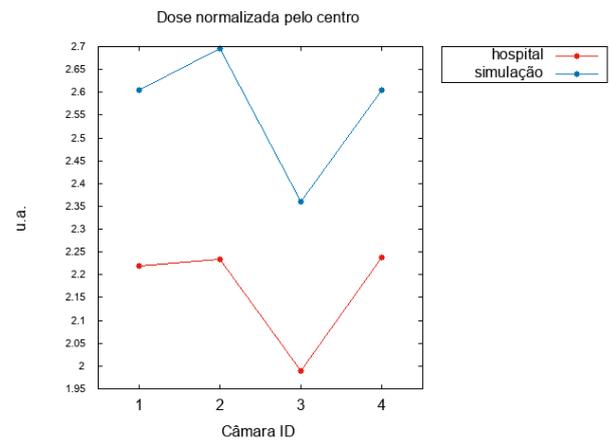
(e) C1. Fonte: a autora.



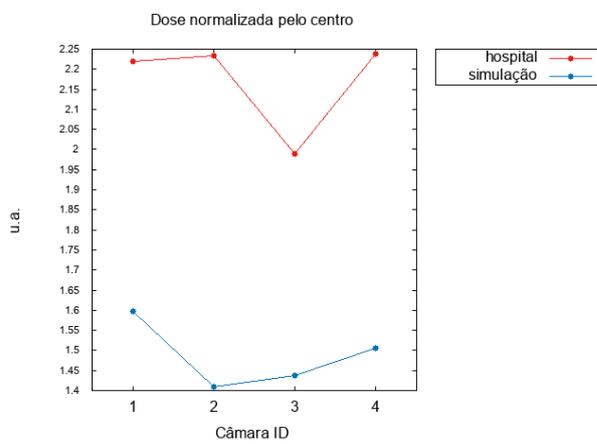
(f) C2. Fonte: a autora.



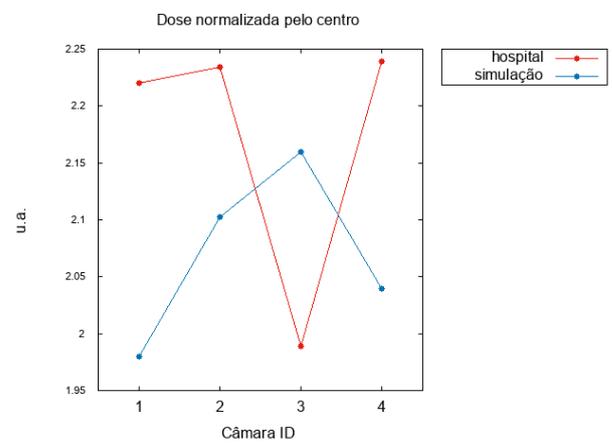
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

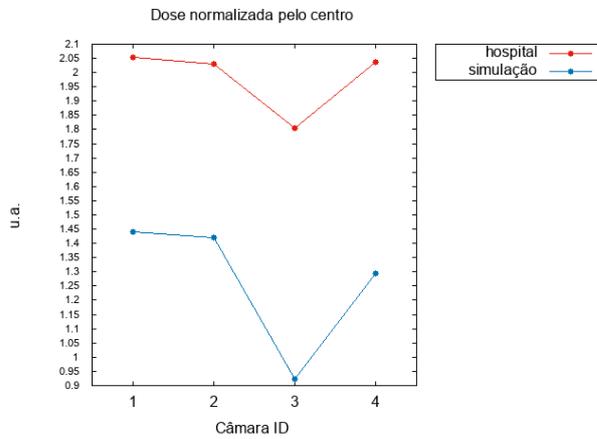


(i) E1. Fonte: a autora.

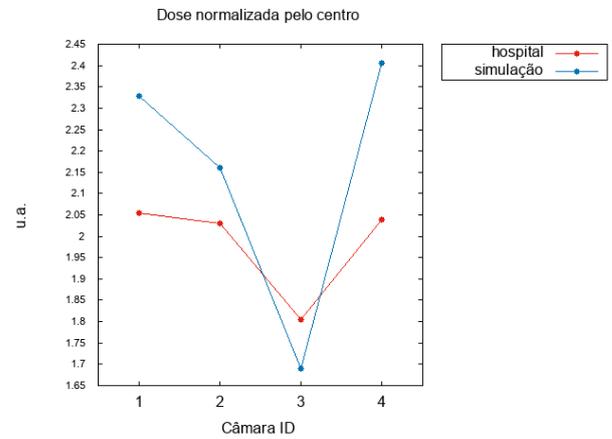


(j) E2. Fonte: a autora.

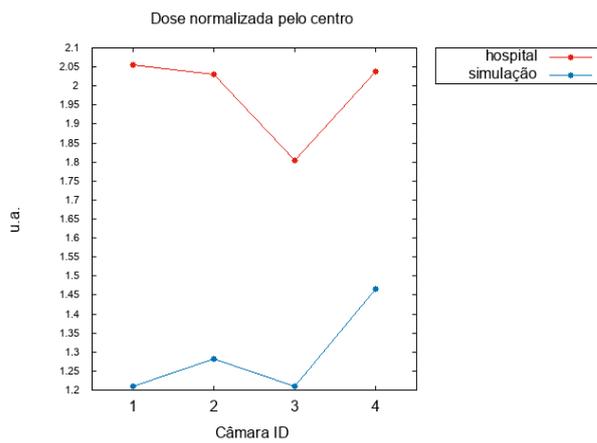
120 kVp



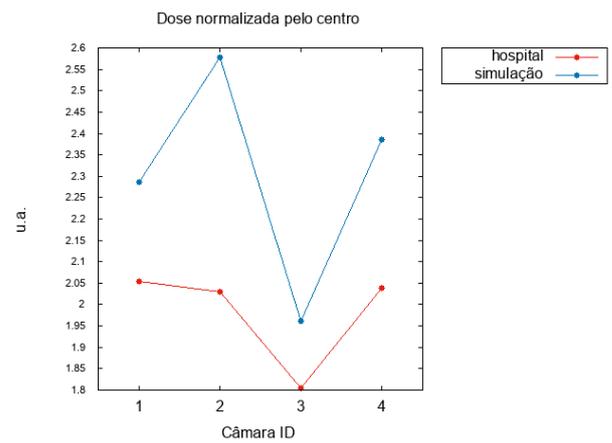
(a) A1. Fonte: a autora.



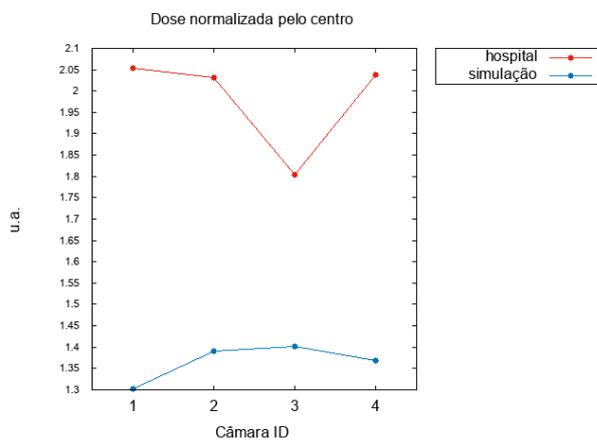
(b) A2. Fonte: a autora.



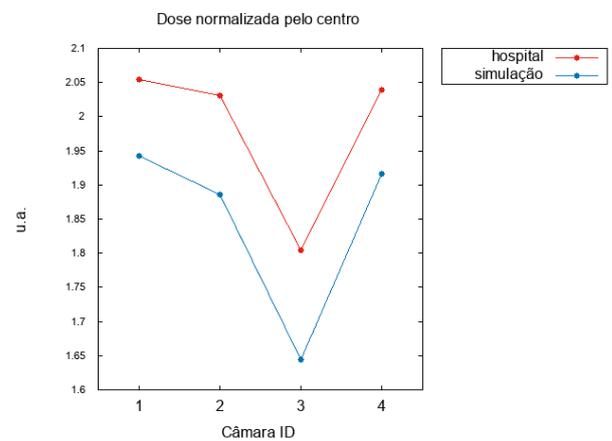
(c) B1. Fonte: a autora.



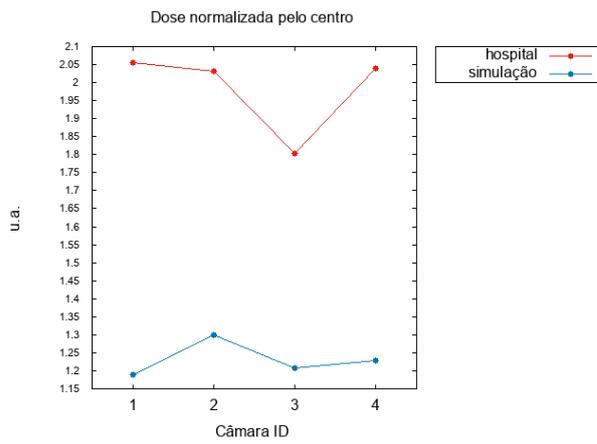
(d) B2. Fonte: a autora.



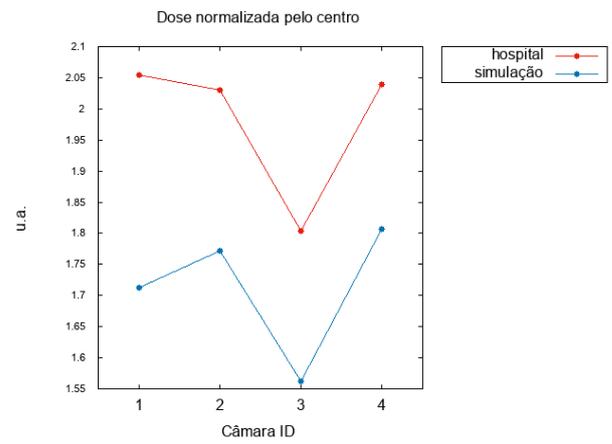
(e) C1. Fonte: a autora.



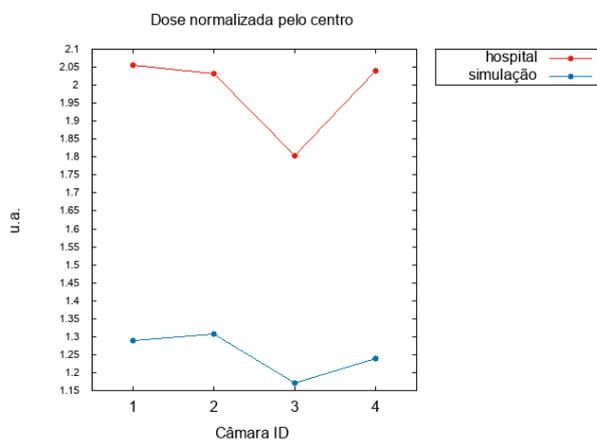
(f) C2. Fonte: a autora.



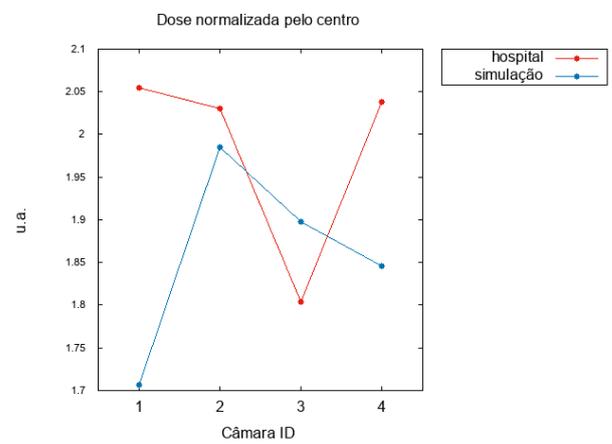
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.

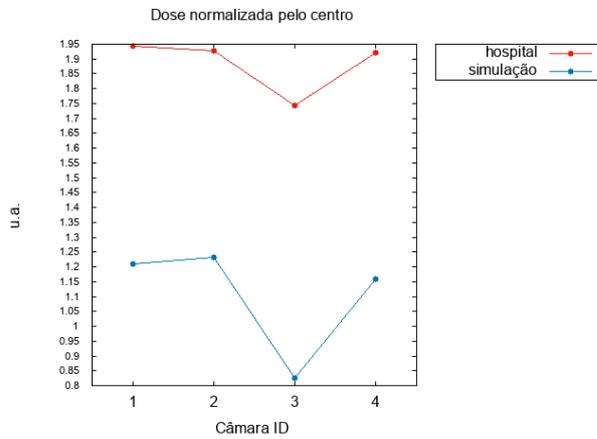


(i) E1. Fonte: a autora.

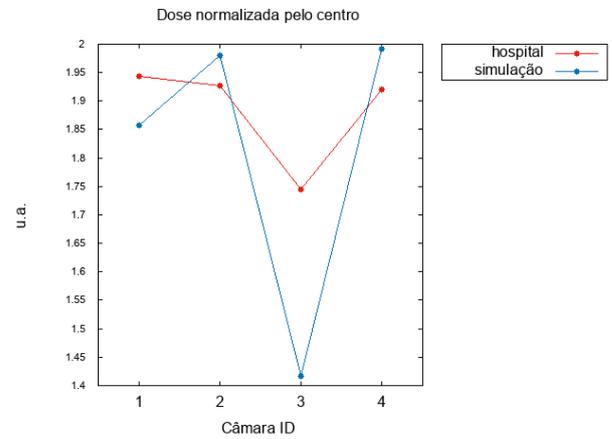


(j) E2. Fonte: a autora.

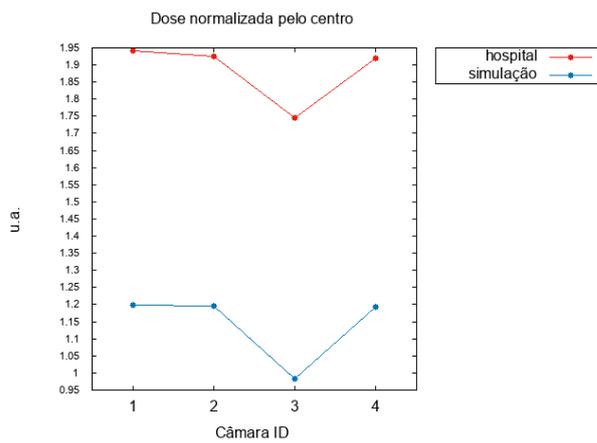
140 kVp



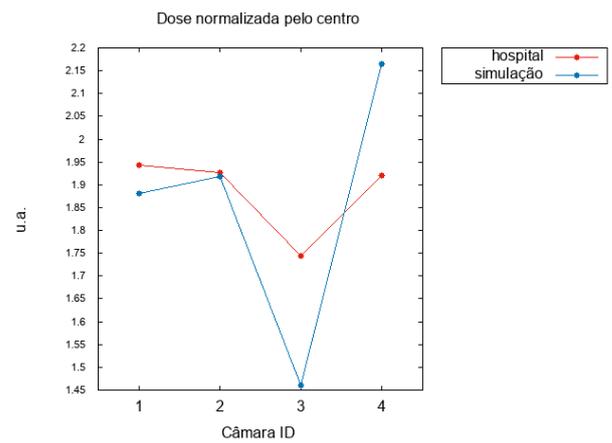
(a) A1. Fonte: a autora.



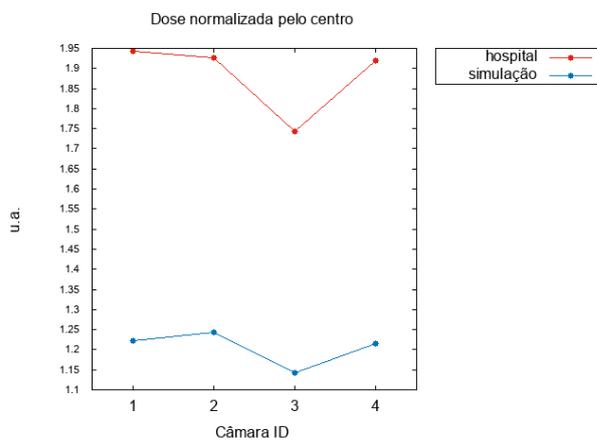
(b) A2. Fonte: a autora.



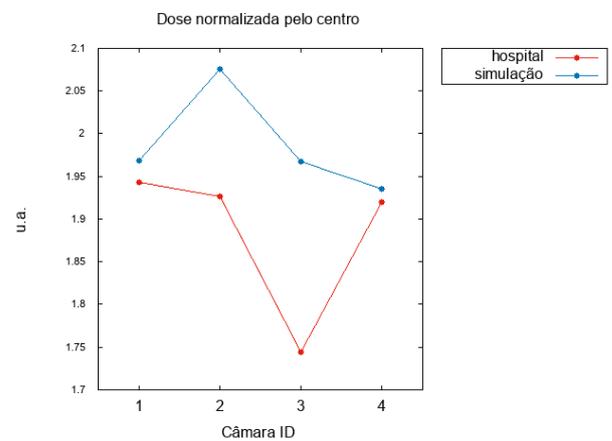
(c) B1. Fonte: a autora.



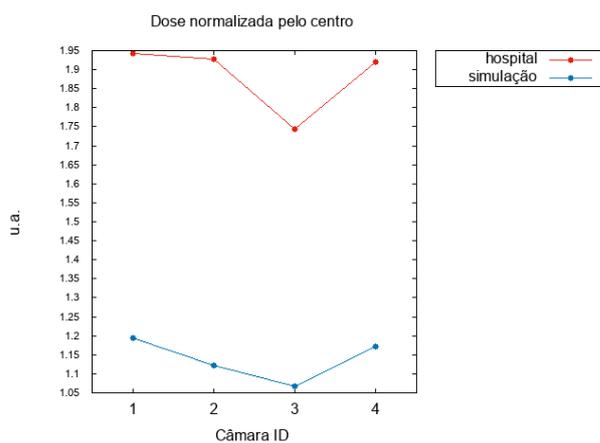
(d) B2. Fonte: a autora.



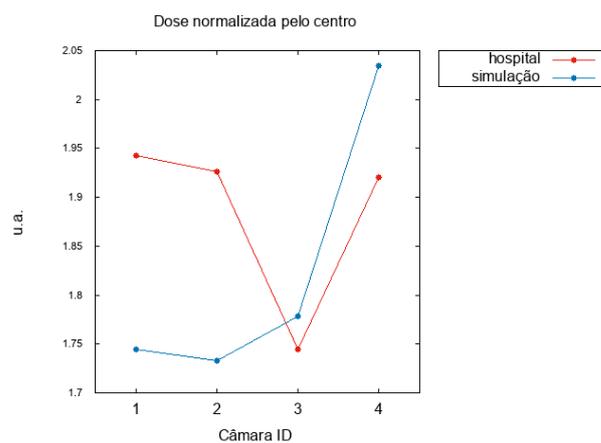
(e) C1. Fonte: a autora.



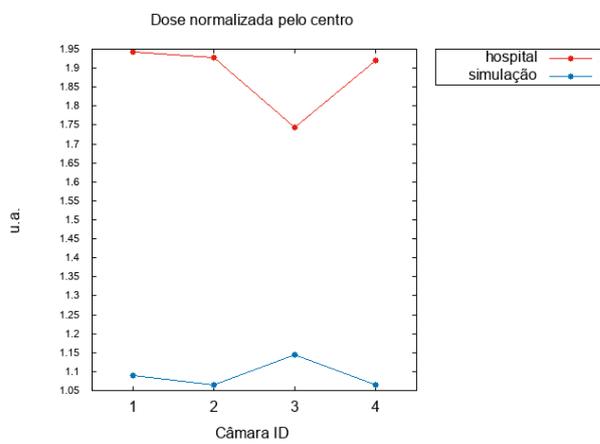
(f) C2. Fonte: a autora.



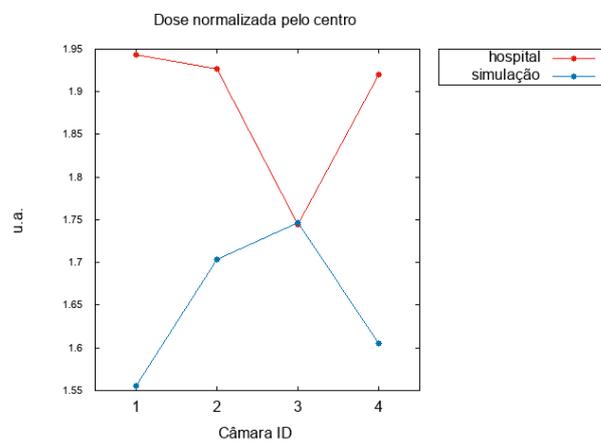
(g) D1. Fonte: a autora.



(h) D2. Fonte: a autora.



(i) E1. Fonte: a autora.



(j) E2. Fonte: a autora.