

# Método de dosimetria de aceleradores lineares com medidas ponto a ponto e sistema automatizado 3D

## Linear accelerator dosimetry method with point-to-point measurements and 3D automated system

Luiz Flávio Kalil Telles<sup>1</sup>, Leo Sousa S. Oliveira<sup>2</sup>, Lucas Delbem Albino<sup>4</sup>, Iago Lucas Batista Galvão<sup>3</sup>, Márcio Valério de Araújo<sup>3</sup>, Fernanda Fernandes Ferro de Lucena<sup>1</sup>, Nallyanne Gouveia<sup>1</sup>, Divanizia do Nascimento Souza<sup>2</sup>

<sup>1</sup>CHAMA – Complexo Hospitalar Manoel André, Arapiraca, Brasil

<sup>2</sup>Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, Brasil

<sup>3</sup>Laboratório de Manufatura do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brasil

<sup>4</sup>Real Hospital Português, Recife, Brasil

### Resumo

Uma Radioterapia de qualidade requer a habilidade de determinar a dose absorvida com acurácia mínima de 95% em qualquer ponto de interesse no volume alvo no paciente. Para tanto, dados dosimétricos do feixe de tratamento são necessários para alimentar o sistema de planejamento que libera a dose de radiação. Para obtenção de tais dados deve ser empregado sistema automatizado de varredura de campo de radiação 3D, composto por fantoma e software. Tal sistema requer o uso de método de integração de sinal detector sincronizado com o seu tempo de varredura. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema automatizado de varredura ponto a ponto para obtenção de parâmetros dosimétricos de feixes de aceleradores lineares utilizados em radioterapia. Para isso, foi desenvolvido um sistema composto por um fantoma de água com sistema automatizado de posicionamento de detector e um modelo matemático (software), sendo denominado de Phantom Telles. O modelo matemático, chamado de FOCAL usa aproximações da equação de transporte para interpolar os dados medidos e simular medidas realizadas com sistemas de varredura comerciais. O Phantom-Telles foi validado no Real Hospital Português em Recife, por meio de comparação entre dados de percentagem de dose profunda (PDD) e perfil de campo de radiação de um acelerador linear VARIAN-Truebeam 6 MV obtidos com um 3D Blue Phantom (IBA). Os resultados mostraram que os dados obtidos com o Phantom-Telles estavam em conformidade com os obtidos com o Blue Phantom, com variações de até 1% em regiões de alto gradiente de dose, sendo menores que 1% nas outras regiões. Os resultados indicam que o Phantom-Telles tem potencial para uso em controle de qualidade e comissionamento de aceleradores lineares.

**Palavras-chave:** Acelerador Linear; Dosimetria; Automação; Teoria de Transporte; Microcontrolador.

### Abstract

Good Radiotherapy requires the ability to determine the absorbed dose at any point of interest in the patient with a minimum accuracy of 95%. Data are needed to enable proper planning and delivery of radiation dose. The most convenient equipment for carrying out the measurements that result in these data is an 3D automatic radiation field scanning system. Such a system requires the use of signal integrating methods with integration times that are long relative to the field sweeping time. The objective of this work was to develop a point-to-point measurement system to obtain dosimetric parameters of linear accelerator beams used in radiotherapy. For this, a water phantom was built, named phantom-Telles, being composed by an automated system for detector positioning and a calculation model identified as FOCAL. The model uses the transport equation with approximations to interpolate data measured in the phantom-Telles in order to simulate continuous scan measurements made by commercial phantoms. The new phantom was validated at the Real Hospital Português in Recife, Brazil, through comparisons between dose depth percentage (PDD) and dose profile curves in radiation fields of 6 MV beams from a Varian-TrueBeam linear accelerator measured with a 3D Blue Phantom (IBA). The results of the PDD and Profile measurements showed that the data obtained with the phantom-Telles conformed to those obtained with the Blue Phantom. The simulated and measured point-to-point data in the new phantom differed by up to 2% from those obtained by scanning in the Blue Phantom in region of high dose gradient and around 1% elsewhere. The data set obtained in this work indicates that the phantom Telles has potential for use in quality control and commissioning of linear accelerators.

**Keywords:** Linear accelerator; Dosimetry; Automation, Transport Theory, Microcontroller.

### 1. Introdução

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de medidas para obtenção de parâmetros dosimétricos de feixes de aceleradores lineares de radioterapia. Para isso foi construído o Phantom-Telles, composto por sistema automatizado de posicionamento do detector e por um modelo de

cálculo (software) denominado de FOCAL. Esse modelo usa a equação de transporte com aproximações para interpolar os dados medidos e simular medidas de varredura contínuas, como as feitas por sistemas de dosimetria comerciais.

Alguns sistemas de dosimetria comerciais utilizam método de medida por varredura de

parâmetros dosimétricos e pacotes estatísticos para diminuir o ruído do sinal do detector ao longo das medições. O sistema proposto neste trabalho emprega o método de medida ponto a ponto, com o sensor parado em cada medida, o que possibilita medidas com menos pontos quando comparado com os que empregam o método de varredura.

De acordo com o ICRU (1), para radioterapia com uso de alta tecnologia, como a de intensidade modulada (IMRT – *Intensity-modulated Radiation Therapy*), a utilização de dosimetria computacional e imagens 3D é essencial. A distribuição de dose complexa e as características da liberação de dose na IMRT aumentaram a importância de medições precisas dos feixes de aceleradores lineares (2). O processo de aquisição desses dados e inserção deles no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS – *Treatment Planning System*) chama-se comissionamento, e o mais conveniente equipamento para obtenção de tais dados é um sistema automatizado de varredura de campo de radiação<sup>3</sup>. Esse sistema consiste em um tanque com água e um mecanismo automatizado que desloca um suporte no qual é acoplado um detector de radiação com grande precisão. O movimento de varredura do sensor de radiação, no interior do tanque, pode ser realizado nos três eixos cartesianos. As medidas de dose de radiação para aquisição de dados podem ser realizadas com um par de câmara de ionização ou diodos, sendo que um deles é fixado no feixe e seu sinal serve como referência, evitando que flutuações na taxa de dose do acelerador linear interfiram no resultado da dosimetria. Utilizar o sistema de varredura para dosimetria de feixes de elétrons ou fótons requer o uso de métodos de integração de sinal com tempos de integração curtos em relação ao tempo de varredura do campo de radiação (3).

No comissionamento, medidas relativas, tais como as de percentagem de dose profunda (PDD) e perfil de dose do campo de radiação (perfil de campo) são realizadas com sistemas automatizados de varredura. É fortemente recomendado que as aquisições dos dados dos feixes sejam realizadas na água com detectores adequados, que tenham suficiente sensibilidade, estabilidade, fuga de sinal negligenciável, pouca dependência energética, suficiente resolução espacial e linearidade de resposta à dose de radiação (3).

### 1.1 Automação de sistemas de dosimetria

As tecnologias de automação têm sido cada vez mais usadas na indústria e em outros setores para melhorar a eficiência, a qualidade dos produtos, a produtividade e a segurança dos trabalhadores. A automação também é muito utilizada na área da saúde, incluindo a radioterapia (4). Os sistemas de dosimetria são dotados de um nível significativo de automação com diversos componentes mecânicos

e eletroeletrônicos integrados. Os componentes, por exemplo, possibilitam controlar o deslocamento de forma automática, planejada e com bastante precisão, de um detector dentro de um reservatório com água e ao mesmo tempo realizar a integração do sinal do instrumento de medida; entretanto a validação periódica deste sistema é essencial (5,6,7).

### 1.2 Simulação de feixes clínicos de Aceleradores Lineares - Teoria de Transporte

Aceleradores Lineares produzem raios X através da interação de feixes de elétrons acelerados a altas energias com um alvo de material pesado (normalmente tungstênio). O feixe produzido no alvo e que encontra o paciente é chamado de radiação direta. O termo radiação indireta ou extra-focal é utilizado para denominar o feixe espalhado pelos componentes do cabeçote da unidade de tratamento. A incidência do feixe de radiação direta no filtro aplanador de feixe (FF – *Flattening Filter*), no colimador primário e secundário (PC – *Primary Collimator* e SC – *Secondary Collimator*) produz uma contaminação de elétrons que com a radiação direta e indireta constitui o feixe incidente. A radiação espalhada no FF, PC e SC pode variar de 2% até 15%, dependendo do tamanho do campo de radiação, configuração do cabeçote e da energia do feixe<sup>1</sup>. A fonte extra-focal produz uma penumbra mais acentuada do que a penumbra do feixe direto, devido a face do colimador secundário que é paralela aos fótons primários.

Fótons são partículas indiretamente ionizantes, que depositam a maior parte de sua energia através de partículas secundárias carregadas. Por meio de interações, elas liberam a energia absorvida do fóton em um intervalo de 0,3 até 2,5 cm, considerando água como o meio. Para fazer o cálculo da dose depositada no paciente, existem duas classes de algoritmos de cálculo: um se baseia em correção, e o outro em modelo. Na aproximação baseada em correção, relações de medidas em água são utilizadas com algumas correções para o cálculo de dose no paciente. No algoritmo baseado em modelo, as medidas em água são utilizadas para criar uma modelagem da fonte de radiação direta e indireta que será utilizada no planejamento do tratamento do paciente. Normalmente esses modelos são constituídos de multi-fontes, para simular fótons primários e espalhados pelo FF, PC e SC (1).

Na última década, os algoritmos de cálculo de dose dos TPS têm mudado dramaticamente. A expectativa é que no futuro o cálculo de distribuição de dose se torne mais acessível (1). Para esse cálculo, normalmente é empregado o Método Monte Carlo, que é a mais acurada maneira de determinar a dose de radiação em um meio, uma vez que leva em consideração a teoria de transporte (8,9), tornando-se onipresente na física

médica nos últimos 50 anos (9). Além do Método Monte Carlo, é possível também resolver o problema da teoria de transporte de partículas no cálculo da dose de radiação no paciente, emitida por aceleradores lineares, utilizando técnicas determinísticas (10,11).

A forma genérica da equação de transporte é apresentada em Duderstadt et al. (11). A equação de transporte é uma equação integro-diferencial com sete variáveis independentes:  $x, y, z$ , que são as coordenadas da posição da partícula;  $E$ , a energia da partícula; duas coordenadas cilíndricas relacionadas à direção de propagação da partícula ( $\Omega$ ) e; a variável tempo ( $t$ ).

Um caso especial da equação de transporte leva em consideração que há simetria em relação a um plano onde o fluxo angular  $\varphi(x)$  dependerá apenas de uma coordenada, por exemplo  $x$ . Desse modo, obtêm-se:

$$\hat{\Omega} \cdot \Delta\varphi(x) = \left( \Omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \Omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \Omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \varphi(x) = \Omega_x \frac{\partial}{\partial x} \varphi(x) \quad (1)$$

Sendo que:

$$\mu \equiv \cos\theta = \Omega_x \quad (2)$$

onde  $\theta$  é o ângulo entre a direção de propagação da partícula e o eixo  $x$ . Com isso, pode-se escrever a equação de transporte unidimensional:

$$\frac{1}{v} \frac{\partial \varphi}{\partial t} + \mu \frac{\partial \varphi}{\partial x} + \Sigma_t \varphi = \int_0^\infty dE' \int_{-1}^{+1} d\mu' \Sigma_s(E' \rightarrow E, \mu' \rightarrow \mu) \varphi(x, E', \mu', t) + s \quad (3)$$

sendo  $v$  a velocidade da partícula,  $\Sigma_t$  a seção de choque total,  $\Sigma_s$  a seção de choque de espalhamento e  $S$  a fonte de partículas. Todo o formalismo apresentado sobre a equação de transporte é descrito com mais detalhes em Duderstadt et al. (11).

Pode-se afirmar que há uma justificativa de cunho social para o desenvolvimento deste sistema. Segundo levantamento do censo do Ministério da Saúde de 2018, há cerca de 242 serviços de radioterapia no país e todos eles necessitam de um sistema de dosimetria automatizado para controle de qualidade do feixe dos seus aceleradores lineares. Os sistemas de varredura comerciais são importados com preços que podem chegar a U\$ 100.000,00. A maior parte desses serviços atendem via Sistema Único de Saúde (SUS), sendo seus equipamentos radioterapia doados pelo Ministério da Saúde.

## 2. Materiais e Métodos

Para a construção de um sistema de dosimetria de três dimensões automatizado, capaz de medir a dose de radiação ponto a ponto dentro de um simulador com água, foi necessário o desenvolvimento da parte de automação e do

modelo matemático para simulação da distribuição de dose entre os pontos medidos.

### 2.1 Projeto do Phantom Telles

Para contribuir com as demandas de controle de qualidade em ambientes de radioterapia, o projeto Phantom-Telles foi iniciado no Laboratório de Manufatura do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte e depois reestruturado, programado e calibrado na Universidade Federal de Sergipe. A sua parte física é composta por um tanque de acrílico, ao qual estão acopladas duas barras retangulares de alumínio e dois fusos trapezoidais que servem de guias para a movimentação, em um eixo, do suporte do sensor que é acionado por motores de passo. Tais motores funcionam de forma sincronizada para proporcionar maior torque, estabilidade e precisão para os movimentos do suporte do detector. Em cima das barras está posicionada uma estrutura que movimenta esse suporte em uma configuração denominada CoreXY. Além disso, nessa estrutura, a transmissão do movimento do eixo dos motores é feita por correias dentadas. A Figura 1 mostra uma imagem do fantoma com a estrutura mecânica de movimentação automática para o detector, motores de acionamento, e uma caixa com o sistema eletrônico embarcado para controle dos motores e a comunicação de dados.

Na caixa de controle (Figura1) foi instalado quatro Drivers Wotiom modelos WD-2404, que operam com tensões de 9 V a 42 V e saída de corrente contínua regulável entre 0,7 A e 4 A. Dois dos drivers são para os motores do eixo Z e dois para os motores do CoreXY. Os drivers dos eixos Z foram configurados para trabalharem com corrente de 2,8 A (esse eixo demanda maior carga dos motores), 2 micropassos para cada passo completo e 400 pulsos/revolução. Os drivers dos eixos XY foram configurados para trabalharem com corrente de 2,5 A (menor carga), 4 micropassos para cada passo completo e 800 pulsos/revolução.

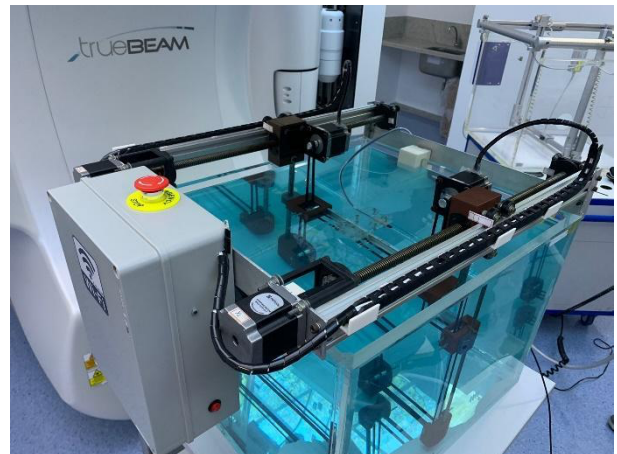


Figura 1. Foto mostrando os componentes do Phantom-Telles

Esses parâmetros de funcionamento foram definidos depois de vários testes e calibração. Os motores de passo são parte importante do equipamento, sendo dispositivos que operam com elevada precisão. Tais motores têm alto torque em baixas velocidades, o que é importante em aplicações que exijam movimentos precisos e suaves. Os motores que foram instalados são da marca Wotiom modelo WS23-0150-30-4 com torque de até 15 kgf.cm e ângulo de passo de 1,8 graus. Os componentes instalados que contribuem para proteção elétrica são fusível, botão de emergência físico, botão de emergência virtual e sensores de fim de curso virtual.

A fonte chaveada utilizada é capaz de fornecer 200 W de potência, garantindo que os drivers controlem os motores e que toda a eletrônica seja alimentada. Além disso, o circuito conta com dois reguladores de tensão, os quais são responsáveis por transformar os 24 V de entrada em 12 V, para acionar a ventoinha de refrigeração e 5 V para alimentar o sistema eletrônico embarcado. Esse sistema conta com uma placa de desenvolvimento ESP8266 responsável por criar um webservice, gerenciar perfis de Wi-Fi, e se comunica com o microcontrolador principal, permitindo que o Phantom-Telles opere em diferentes modos e aplicações. O microcontrolador principal recebe os comandos da placa ESP8266, controlando a movimentação dos motores de passo, que por sua vez posicionam tridimensionalmente o suporte do detector dentro do reservatório de água. Toda a programação do sistema eletrônico embarcado foi feita utilizando linguagem C++.

A página web que é exibida para o usuário do Phantom-Telles é construída através de vários comandos "cliente.println", que envia códigos HTML, CSS e JavaScript necessários para gerar cada seção da página web. A parte dinâmica da página para atualização das barras de progresso é controlada pela linguagem JavaScript. A página web carregada para o operador do equipamento, em um navegador para aparelhos móveis, como um smartphone, por exemplo, está ilustrada na Figura 2.

Controlar o Phantom-Telles por meio de um navegador de internet resulta em diversas vantagens, incluindo a compatibilidade com vários sistemas operacionais. Essa abordagem é principalmente útil em ambientes corporativos, onde os profissionais podem usar diferentes sistemas operacionais em seus computadores. Para controlar o equipamento não é necessário instalar softwares específicos para cada sistema operacional, o que pode economizar tempo e recursos. O operador pode monitorar e controlar o sistema de qualquer dispositivo com acesso à internet, como um computador, tablet ou smartphone. Para a página web, foram priorizados controles simples e intuitivos, incluindo barras de

progresso para o deslocamento dos eixos e informações em milímetros e centímetros.

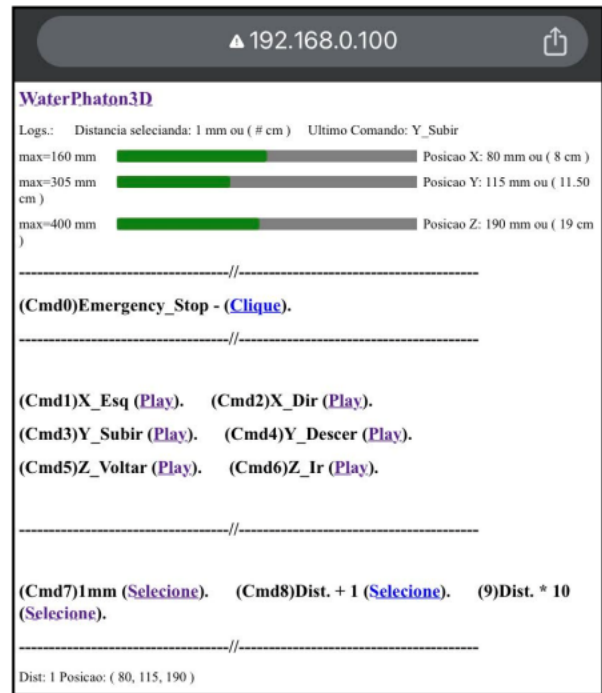


Figura 2. Página web de controle do Phantom-Telles carregado em um smartphone.

## 2.2 Simulação Computacional FOCAL

O software FOCAL (ou simulador FOCAL) é um modelo matemático, que utiliza aproximações da Equação de Transporte para simular a propagação de radiação em um meio e interpola a dose medida pelos sensores dentro do fantoma de água. As aproximações são:

- A simulação do transporte de raios X na água, considerando o feixe como uma fonte externa pontual com espectro e distribuição angular. Mais informações sobre essa configuração podem ser encontradas no trabalho de Berger (12).
- Não será considerado a variação do fluxo angular com o tempo. As medidas no acelerador são realizadas com taxa de dose constante.
- Considerar simetria cônica em relação ao eixo x, conforme a equação (4).
- Para a simulação do perfil de campo não foi considerado o espalhamento de radiação no meio.
- O volume avaliado na simulação é o tanque de água, portanto não há fonte de fótons dentro da geometria e S=0 (Figura 3).

Com as aproximações utilizadas até aqui a equação (3) se reduz a:

$$\mu \frac{\partial \phi}{\partial x} + \Sigma \phi = 0 \quad (4)$$

A origem do sistema na fonte pontual e a direção de viagem do fóton resultam na localização da partícula. A solução desta equação diferencial é uma exponencial.

•No caso da PDD, a equação (4) foi resolvida, resultando na PDD para o campo 0. As PDD dos campos quadrados foram obtidas por interpolação polinomial somente da parte do espalhamento, que é a PDD medida menos a PDD do campo 0.

•A variável energia foi discretizada; dentro de cada grupo a dependência energética é desconsiderada (Método Multigrupo (11))

A seção de choque  $\Sigma$  se relaciona com o coeficiente de atenuação mássico ( $\alpha$ ) por meio da equação:

$$\alpha = \Sigma_t / uA \quad (5)$$

sendo  $u$  a unidade de massa atômica (1/12 da massa do átomo do nuclídeo  $^{12}\text{C}$ ) e  $A$  a massa atômica do elemento alvo (13). Os valores de coeficientes de atenuação mássicos são encontrados no NIST Standard Database 126 (13) para cada grupo de energia. Foram utilizados 82 grupos de energia.

•Discretização da variável angular. Para cada ângulo de emissão da fonte a equação (5) foi resolvida para todos os grupos de energia. Os coeficientes de atenuação mássico não variam com o ângulo de emissão.

•O material do filtro aplanador de feixe foi considerado como cobre (Software de Planejamento de Tratamento Eclipse versão 16 – “Varian Medical System/SIEMENS”).

•Foi utilizado o espectro de fótons da fonte após o alvo (espectro devido ao Bremsstrahlung), obtido com o Software de Planejamento de Tratamento Eclipse versão 16 (14).

• A variação angular da emissão do alvo foi obtida no “Golden Beam data” do Halcyon (Feixe de 6 MV de fótons – “Varian Medical System/SIEMENS”)

•Não foi avaliada a variação espectral do feixe com o ângulo de emissão (14).

As considerações mencionadas foram incorporadas no código MATLAB, sendo a execução dos códigos em sequência fundamental para garantir a correta operação do programa:

- 1) Método inverso para determinar a espessura do filtro aplanador de feixe e sua forma.
- 2) Espectro do feixe após o filtro e a PDD do campo “0”.
- 3) Cálculo inverso para modelar a fonte para ser utilizado na interpolação dos dados medidos.
- 4) Determinar a porcentagem de dose profunda (PDD).
- 5) Perfis de campo.

Essa modelagem é para feixes de 6 MV com o filtro aplanador de feixe (FF) de aceleradores lineares VARIAN.

### 2.3 Execução das Medidas e Validação

A validação do sistema foi realizada por comparação com um sistema de varredura comercial Blue Phantom fabricado pela IBA, no Real Hospital Português (RHP) de Pernambuco. O feixe de 6 MV usado nas medidas foi gerado em acelerador linear da marca Varian (Siemens) de modelo TrueBeam. Para essas medidas, o Phantom-Telles foi posicionado em uma mesa de nivelamento, em que o alinhamento pode ser ajustado nas três dimensões. Os mesmos dados foram coletados pelos dois sistemas, com o mesmo detector, e mesmas configurações de feixe, tamanho de campo, profundidades, distância fonte superfície (SSD), posição do gantry (ângulo 0°), no mesmo dia, na mesma mesa de suporte regulável.

A coleta de dados, no Phantom-Telles, foi realizada com a câmara de ionização CC13 (IBA), com volume sensível de 0,13 cc, ligada à control Unit CCU (dosímetro), que forneceu uma tensão no sensor de -300V. Foi programado no acelerador uma unidade de monitor (UM) alta, e medidas do feixe foram realizadas com a câmara no modo nA (corrente elétrica) para cada posição de medida. Este método de dosimetria é mais rápido, mas só pode ser utilizado nos casos em que o acelerador fornece uma taxa de dose estável, dentro das especificações do fabricante. No caso do RHP, essa estabilidade foi garantida pelo controle de qualidade prévio feito pela instituição.

As medidas com o Phantom IBA foram realizadas no modo varredura com detector de campo e de referência fixados no campo de radiação (CC13 nos dois casos). A velocidade de varredura foi de 0,5 cm/s para PDD e 1,5 cm/s no perfil de campo. A tensão utilizada no dosímetro foi -300V. Os resultados obtidos foram usados sem tratamento estatístico para diminuir o ruído (Figura 4).

A PDD no campo 10 x 10 cm foi medida para 8 profundidades e ajustada pelo FOCAL para que fosse possível obter PDD em quaisquer profundidades, sendo que o limite de profundidade

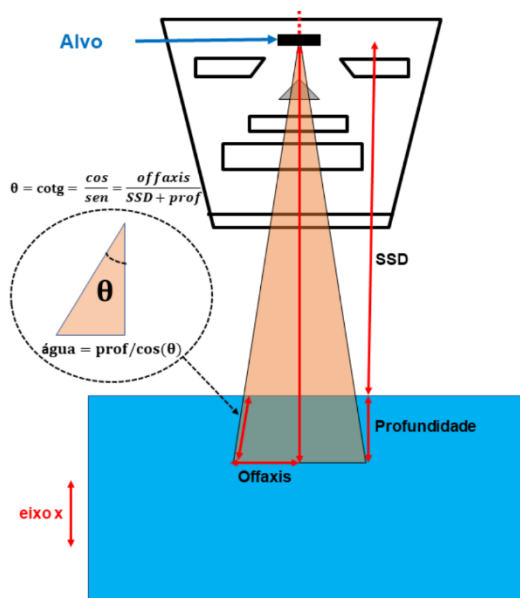


Figura 3. Geometria utilizada para simular a dosimetria de comissionamento

do sistema é 20 cm. O sistema não faz ajuste da superfície até a profundidade de “buildup” (15).

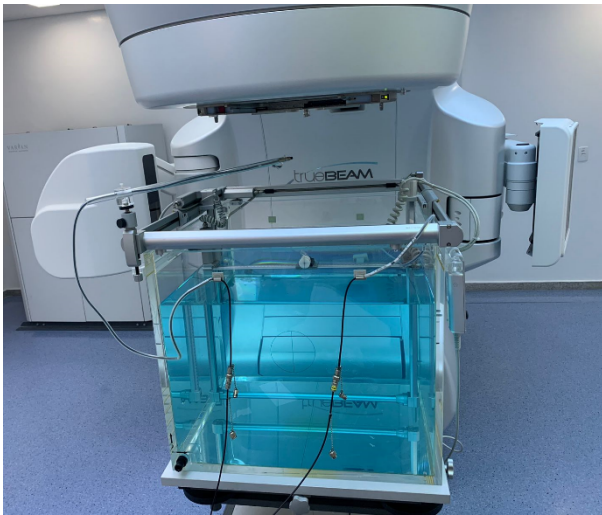


Figura 4. Phantom-IBA

A quantidade de pontos medida foi definida conforme a disponibilidade de uso do acelerador linear. A PDD foi obtida pelo sistema de referência com técnica de varredura para os mesmos campos.

Para as medidas realizadas com o Phantom-Telles, empregando o método ponto a ponto, na região de planura do perfil de campo, que é a região de maior percentual de dose relativa, os passos foram de 1,0 cm; na região de penumbra, onde ocorre uma diminuição brusca dos percentuais de dose relativa, os passos variaram entre 5 mm e 1 mm. Os dados obtidos foram normalizados a 100% no eixo central para visualização da variação percentual de dose relativa ao decorrer do deslocamento do detector em todas as medidas.

O FOCAL faz um cálculo inverso a partir da medida de perfil criando um termo fonte para cada profundidade medida. Esse termo é a razão entre a espessura de cobre e o ângulo de emissão do feixe, simulando a atenuação do FF e do colimador secundário. Esse cálculo utiliza incrementos na espessura de cobre até que o perfil medido seja igual ao perfil simulado. A espessura de cobre é calculada pelo método inverso para três profundidades 1,5 cm, 10 cm, e 20 cm; para as outras profundidades o termo fonte é obtido por interpolação da espessura pelo ângulo de emissão dessas três profundidades.

O modelamento matemático ajustou todas as medidas nas profundidades de 1,5 cm, 10 cm e 20 cm e calculou o perfil do campo na profundidade de 5 cm. Para essa profundidade, o perfil foi totalmente simulado, não havendo nenhum ponto medido. Esse procedimento foi repetido para os campos de 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm. Portanto, o sistema foi idealizado para simular qualquer perfil nas profundidades entre 1,5 cm e 20 cm.

Alguns resultados adicionais são apresentados neste trabalho, embora fora do objetivo, tais como o espectro do feixe no eixo do campo após o filtro aplanador de feixe (FF), a energia média no eixo e fora do eixo. Esses dados serão comparados com o modelamento matemático AAA do Eclipse (VMS). A seguir, serão mostrados também os termos fonte que simulam o FF e o colimador secundário.

### 3. Resultados

#### 3.1. PDD

Uma comparação entre dados de PDD obtidos com o Phantom-Telles, o Phantom IBA e a PDD simulada são mostrados na Figura 5, para o campo 10 cm x 10 cm e SSD = 100 cm.

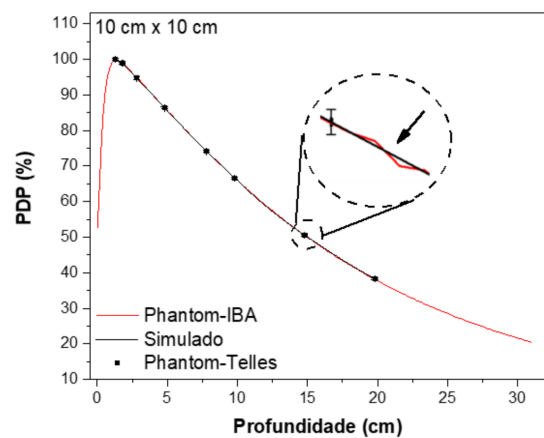
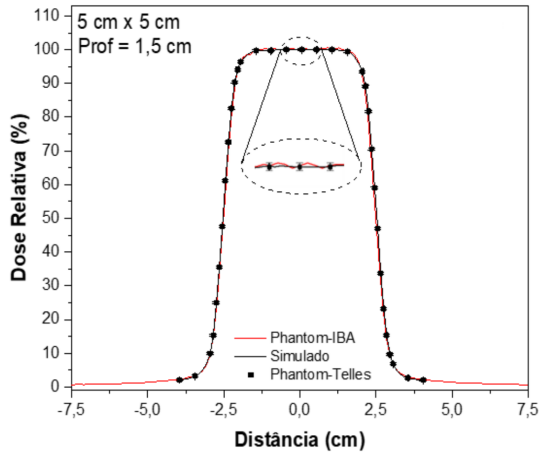


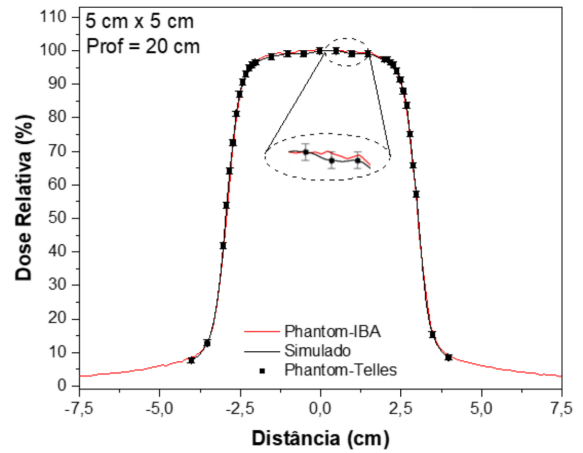
Figura 5. PDD medida e simulado pelo FOCAL. Somente com a união do focal com o Phantom-Telles é possível obter uma curva com muitos pontos.

#### 3.2 Perfis de Feixe

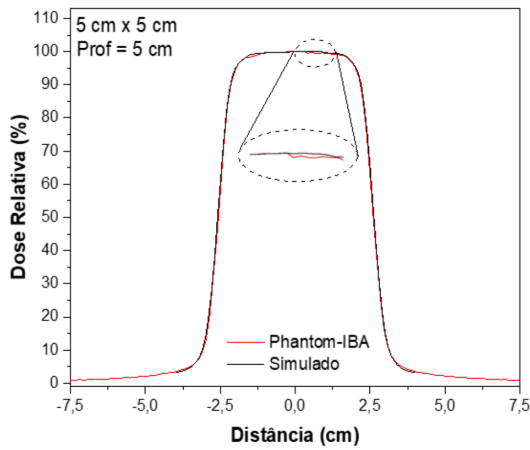
Nas Figuras de 6 a 17 estão os perfis de campo medidos e os simulados pelo FOCAL. Em cada gráfico, um detalhe ampliado da região de planura dos perfis ilustra que as diferenças entre os dados de doses relativas obtidos com o Phantom-IBA (método de varredura), Phantom-Telles (método ponto a ponto) e FOCAL apresentaram variação máxima de 0,4% entre eles, o que significa que os perfis definidos pelos três métodos são coincidentes. Nas Figuras 7, 11 e 15 são apresentados somente os perfis obtidos com o Phantom IBA e simulados pelo FOCAL.



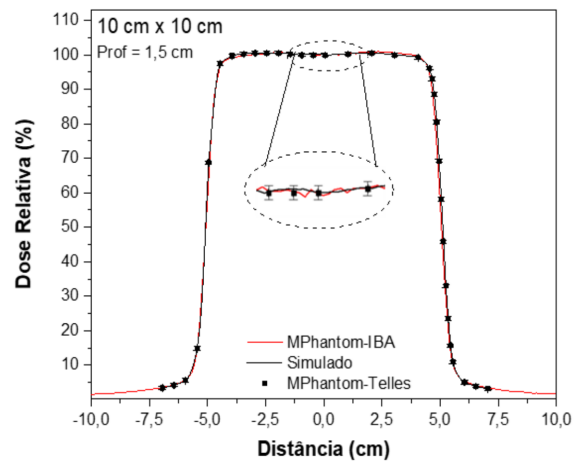
**Figura 6.** Perfis do campo 5 cm x 5 cm na profundidade de 1,5 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



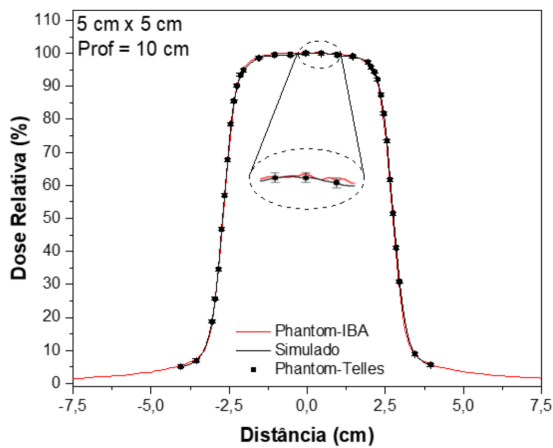
**Figura 9.** Perfis do campo 5 cm x 5 cm na profundidade de 20 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



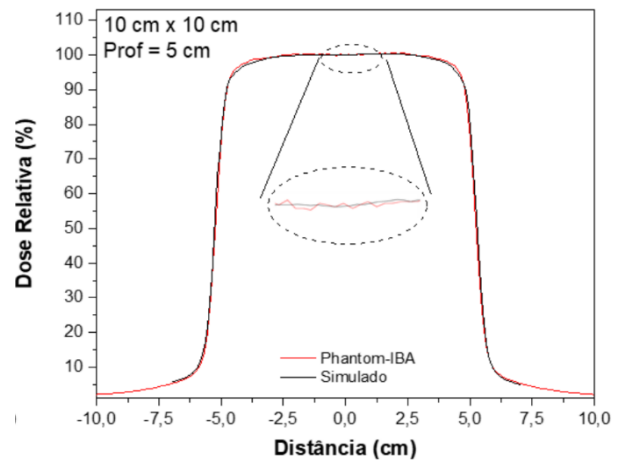
**Figura 7.** Perfis do campo 5 cm x 5 cm na profundidade de 5 cm obtidos com o Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



**Figura 10.** Perfis do campo 10 cm x 10 cm na profundidade de 1,5 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



**Figura 8.** Perfis do campo 5 cm x 5 cm na profundidade de 10 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



**Figura 11.** Perfis do campo 10 cm x 10 cm na profundidade de 5 cm obtidos com o Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

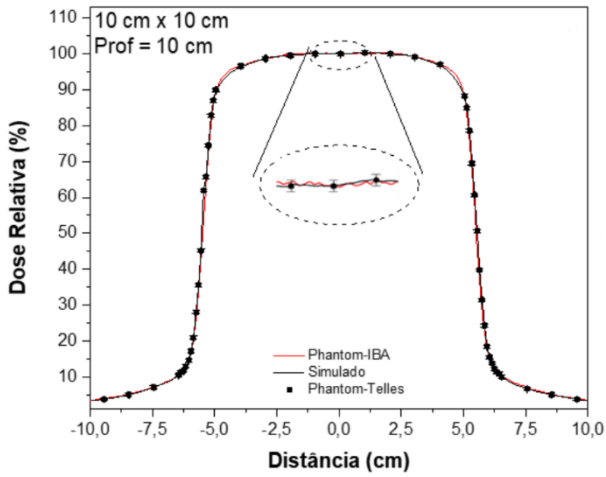


Figura 12. Perfis do campo 10 cm x 10 cm na profundidade de 10 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

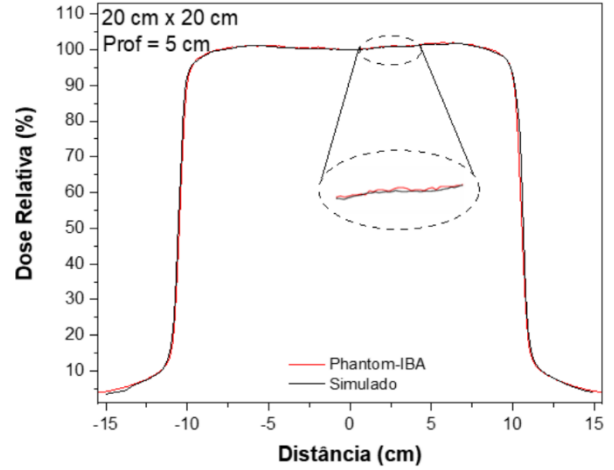


Figura 15. Perfis do campo 20 cm x 20 cm na profundidade de 5 cm obtidos com o Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

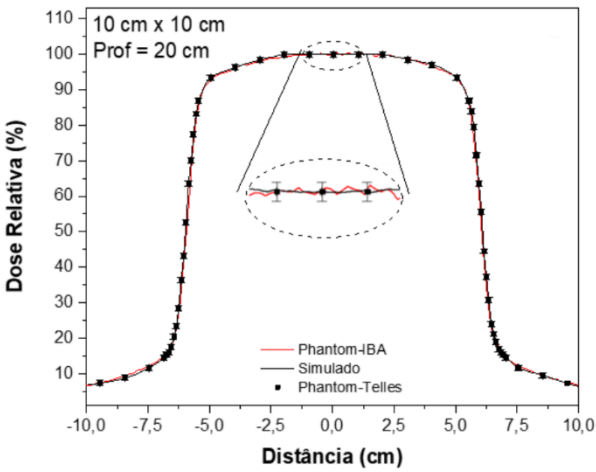


Figura 13. Perfis do campo 10 cm x 10 cm na profundidade de 20 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

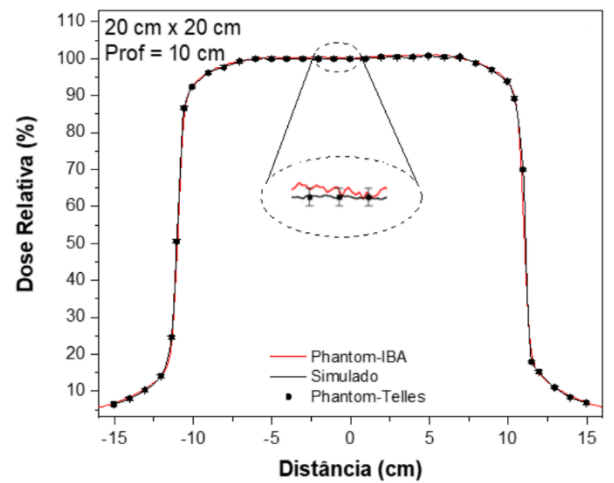


Figura 16. Perfis do campo 20 cm x 20 cm na profundidade 10 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

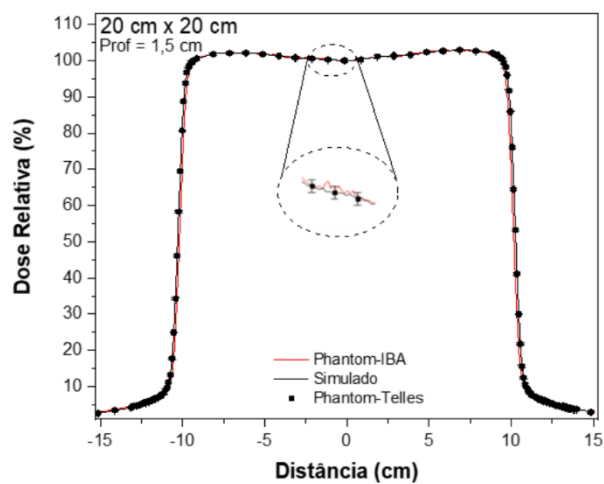


Figura 14. Perfis do campo 20 cm x 20 cm na profundidade de 1,5 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.

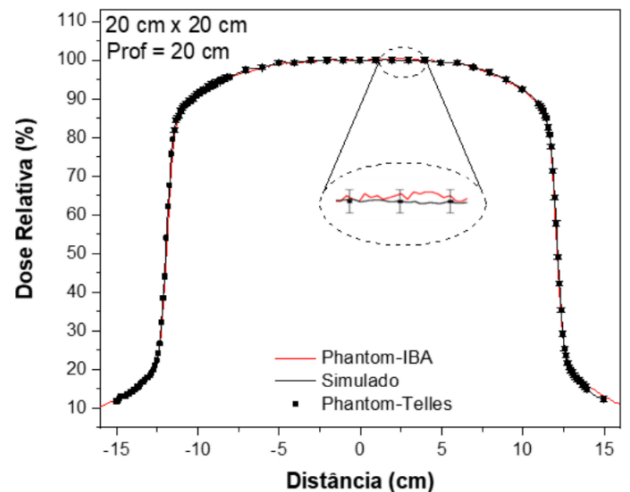
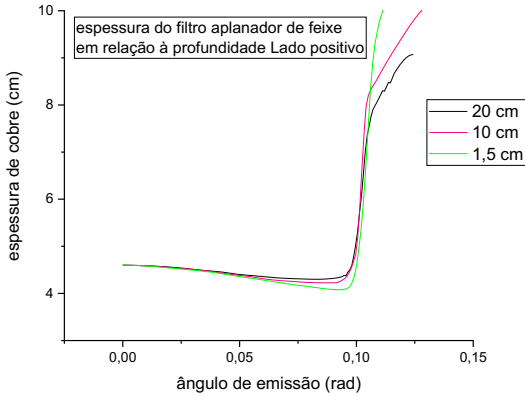


Figura 17. Perfis do campo 20 cm x 20 cm na profundidade de 20 cm, obtidos com o Phantom Telles, Phantom IBA e simulado com o FOCAL.



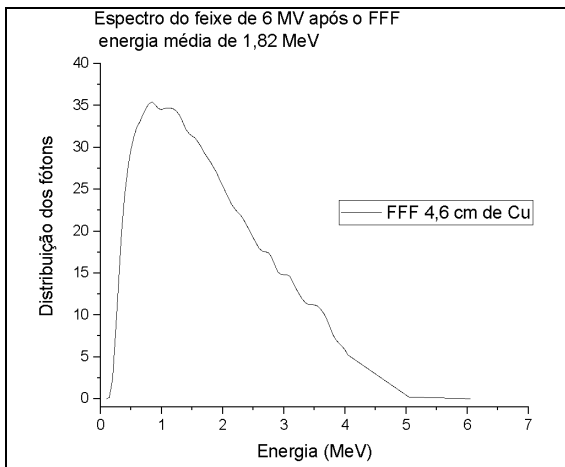
### 3.3 Modelagem da fonte

A simulação da atenuação do FF e do colimador secundário é mostrado na Figura 18 para cada profundidade medida.



**Figura 18.** Espessura de cobre em função do ângulo de emissão do fóton, simulando o efeito do FF e do colimador secundário, calculada para as profundidades de 1,5 cm, 10 cm e 20 cm no campo de 20 cm x 20 cm.

A Figura 19 mostra o espectro do feixe após o FF. Este espectro é calculado pelo FOCAL quando um FF de 4,6 cm de espessura de cobre é considerado no cálculo da PDD do campo "0".



**Figura 19.** Espectro do feixe de 6 MV TrueBeam após o FF, simulado com o FOCAL.

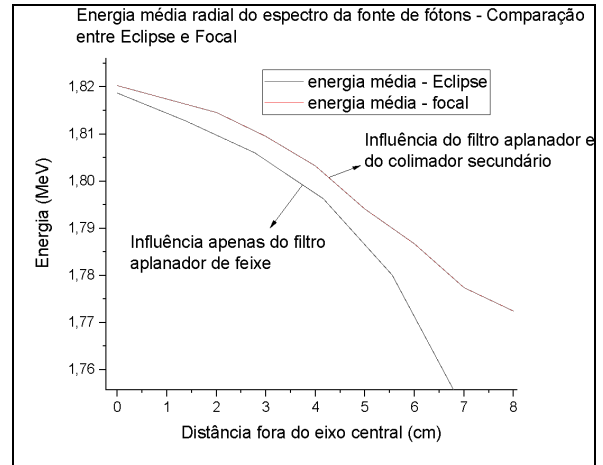
A Figura 20 mostra a energia média do espectro do feixe em função da distância do seu eixo central, determinada no Eclipse (AAA) e pelo FOCAL.

### 4. Discussão

Da comparação entre os dados obtidos com os dois sistemas, Phantom Telles e Phantom IBA, pode-se afirmar que:

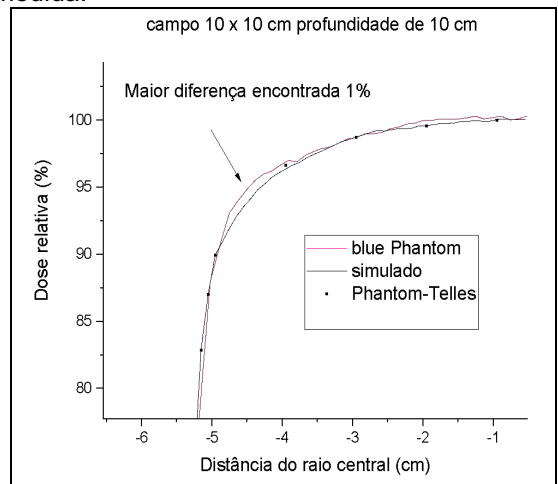
- 1) A maior diferença encontrada foi de 1% na região indicada no perfil do campo 10 cm x 10 cm, na profundidade de 10 cm (Figura 21).
- 2) A PDD e o perfil de campo definidos no Phantom-Telles apresentaram menos

oscilações estatísticas que com o método de varredura.



**Figura 20.** Variação da energia média do espectro do feixe em relação à distância ao seu eixo central.

- 3) O sistema Phantom-Telles com o FOCAL tem potencial de tornar mais rápida a obtenção de dados de comissionamento de aceleradores lineares por demandar menos pontos de medida.



**Figura 21.** Comparação entre dados obtidos com o Phantom-Telles com simulador FOCAL e o Blue Phantom IBA.

A energia média do espectro após o FF obtido por simulação Monte Carlo no trabalho de Bagheri et al. (14) foi de 1,63 MeV e 1,9 MeV no estudo de Mohan et al. (16). O valor encontrado pelo sistema deste trabalho foi 1,82 MeV.

### 5. Conclusões

O desenvolvimento do Phantom-Telles, que agrega fantoma de água e o simulador FOCAL, possibilita a introdução de uma nova metodologia de medição de PDD e perfil de campo de feixes de aceleradores lineares empregados em radioterapia, que resulta em maior rapidez na obtenção de dados dosimétricos desses feixes e maior precisão dos resultados em comparação aos

obtidos com sistemas comerciais de varredura desse tipo de dados.

## Referências

1. International Commission on Radiation Units and Measurements, Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity Modulated Radiotherapy Therapy (IMRT), ICRU Rep. 83, ICRU Bethesda, MD; 2010.
2. Kim J, Shin DO, Choi SH, Min S. Guideline on Acceptance Test and Commissioning of High-Precision External Radiation Therapy Equipment. *Progr Med Phys.* 2018; 29(4):123-136.
3. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, Geijn JV. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group 45; 1994.
4. Oliveira LSS. Phantom-Telles: sistema de medidas ponto a ponto para procedimentos dosimétricos em radioterapia [tese] São Cristóvão (SE): Universidade Federal de Sergipe; 2023.
5. Mellenberg DE, Dahl RA., Blackwell CR. Acceptance testing of an automated scanning water phantom. *Med Phys.* 1990; 17(2):311-4.
6. Banzi M, Shiloh M. Getting Started with Arduino. [s.l.] Maker Media, Inc.; 2022.
7. Schwartz M. Internet of Things with ESP8266. [s.l.] Packt Publishing Ltd; 2016.
8. Verhagen F, Seuntejins J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol.* 2003; 48:R107.
9. Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys Med Biol.* 2006;51:R287.
10. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A. Dosimetric evaluation of acuros XB advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media. *Radiat Onc.* 2011; 6(1):1-15.
11. Duderstadt JJ., Martin WR, Duderstadt JJ. Transport theory. New York: Wiley; c1979.
12. Berger MJ. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. In: Alder B, Fernbach S, Rotenberg M, editors. *Methods in Computational Physics.* New York: Academic Press; 1963.
13. NIST. National Institute of Standards and Technology - NIST. [cited/acesso 2023 Jul 18]. Available from <https://www.nist.gov/>.
14. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys.* 2002; 29(3):391-402.
15. Khan FM., Gibbons, JP. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
16. Mohan R, Chui C, Lidofosk L. Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. *Med Phys.* 1985,12(5):592-7.

## Contato:

Luiz Flávio Kalil Telles  
Complexo Hospitalar Manoel André  
Rodovia: AI 220, número 344 – Km 2 – Bairro:  
Senador Armon de Melo  
E-mail [luizflaviokt@hotmail.com](mailto:luizflaviokt@hotmail.com)