



Universidade Federal de Sergipe

Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Departamento de Física

RAYANNA VIEIRA DA SILVA

ESTUDO DO PERFIL DE FEIXE DE FÓTONS EM LINAC

ORIENTADOR: Susana de Souza Lalic

SUPERVISOR: Luiz Eduardo Macedo

Trabalho de Conclusão de Curso

São Cristóvão/SE

2025



Universidade Federal de Sergipe

Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Departamento de Física

RAYANNA VIEIRA DA SILVA

ESTUDO DO PERFIL DE FEIXE DE FÓTONS EM LINAC

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe,
como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel
em Física: Física Médica.

Orientador: Susana de Souza Lalic

Supervisor: Luiz Eduardo Macedo

Trabalho de Conclusão de Curso
São Cristóvão/SE
2025

AGRADECIMENTOS

Esse Trabalho de Conclusão de Curso representa a concretização de uma das etapas mais importantes da minha vida, a minha formação acadêmica. Para que isso fosse possível, o apoio de pessoas especiais foi de grande importância.

Agradeço primeiramente à Deus por me conceder força e sabedoria para seguir adiante, por me guiar até aqui e por colocar em minha vida pessoas que me impulsionaram.

À minha família, pelo incentivo constante, pelo suporte dado todos esses anos, por me ouvir com atenção todos os dias que cheguei em casa falando sobre a física médica e por, acima de tudo, confiar e acreditar que eu chegaria até o final.

Ao meu supervisor de estágio, Luiz Eduardo, pela confiança depositada em meu trabalho e por todas as experiências e oportunidades proporcionadas até hoje, obrigada por me apresentar a radioterapia na prática e me fazer ter a certeza de que é isso que quero para minha carreira profissional.

À minha orientadora, que foi minha primeira inspiração na física médica, agradeço por me proporcionar a oportunidade, no início da graduação, de fazer parte do seu grupo de pesquisa. Sou grata por todos os ensinamentos e pelas orientações no desenvolvimento desse trabalho.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar possíveis desvios na planura e simetria do feixe de fótons de um acelerador linear Precise, da empresa Elekta, instalado na Fundação de Beneficência Hospital de Cirurgia (FBHC). Devido à indisponibilidade do sistema de varredura automática, os testes foram realizados manualmente, por meio de medições ponto a ponto com uma câmara de ionização imersa em um objeto simulador preenchido com água. Foram analisados campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$, com energias de 6 MeV e 10 MeV, seguindo as diretrizes do manual do fabricante (Elekta) e as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Os resultados foram comparados com os dados simulados pelo sistema de planejamento de tratamento MONACO V6.3.3, com o intuito de verificar a confiabilidade dos parâmetros clínicos. As medições permitiram a construção dos perfis de dose, por meio dos quais foi possível avaliar a uniformidade do feixe. Os resultados demonstraram que não há desvios significativos de planura e simetria, estando todos os valores dentro dos limites de tolerância recomendados, tanto pelos testes baseados no manual da Elekta quanto pelas orientações da IAEA. Adicionalmente, os testes de penetração indicaram que o feixe mantém adequadas condições de profundidade, essenciais para garantir a eficácia terapêutica. No entanto, foram observadas discrepâncias entre os resultados medidos e os gerados pelo sistema de planejamento, sugerindo a necessidade de aprimoramentos técnicos, como o uso de imagens tomográficas com cortes mais finos, para maior precisão nos cálculos de dose. Apesar disso, tais variações não comprometeram a conformidade do perfil do feixe, que permaneceu dentro dos padrões aceitáveis. Conclui-se, portanto, que a distribuição de dose entregue ao volume-alvo está de acordo com o planejado, assegurando a qualidade e a segurança do tratamento radioterápico.

Palavras-chave: Planura do feixe; Simetria do feixe; Acelerador linear (LINAC); Garantia da qualidade dosimétrica; Radioterapia

ABSTRACT

This study aimed to evaluate potential deviations in the flatness and symmetry of the photon beam produced by a Precise linear accelerator manufactured by Elekta, installed at the Fundação de Beneficência Hospital de Cirurgia (FBHC). Due to the unavailability of the automatic scanning system, tests were performed manually by measuring dose point by point using an ionization chamber immersed in a water-filled phantom. Fields of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ and $30 \times 30 \text{ cm}^2$ were analyzed, with beam energies of 6 MeV and 10 MeV, following the guidelines of the manufacturer's manual (Elekta) and the recommendations of the International Atomic Energy Agency (IAEA). The measured results were compared with those generated by the MONACO V6.3.3 treatment planning system, in order to ensure the reliability of the clinical parameters. The measurements allowed for the construction of dose profiles, through which beam uniformity was evaluated. The results showed no significant deviations in flatness and symmetry, with all values remaining within the recommended tolerance limits, according to both the Elekta manual and IAEA guidelines. Additionally, beam penetration quality tests confirmed that the beam maintains adequate depth-dose characteristics, which are essential for therapeutic effectiveness. However, discrepancies were observed between the measured data and the treatment planning system results, indicating a need for technical improvements, such as the use of CT images with thinner slices, to increase dose calculation accuracy. Nevertheless, these differences did not compromise the beam profile, which remained within acceptable limits. It is therefore concluded that the dose distribution delivered to the target volume is consistent with the planned values, ensuring the quality and safety of radiotherapy treatments.

Keywords: Beam flatness; Beam symmetry; Linear accelerator (LINAC); Dosimetric quality assurance; Radiotherapy

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	8
1.1	Objetivos	9
1.1.1	Objetivos Gerais.....	9
1.1.2	Objetivos Específicos	9
2	REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1	RADIAÇÃO IONIZANTE.....	10
2.2	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	10
2.2.1	Dose absorvida.....	11
2.2.2	Kerma.....	11
2.3	PRODUÇÃO DE RAIOS X	12
2.4	RADIOTERAPIA	14
2.4.1	Acelerador Linear.....	14
2.4.2	Perfil do Feixe.....	15
2.4.3	Percentual de Dose na Profundidade - PDP	17
2.4.4	Relação entre PDP, Kerma e BUILDUP.....	17
2.4.5	Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS).....	18
2.5	CONTROLE DE QUALIDADE.....	19
2.5.1	Detectores de Radiação.....	19
2.5.1.1	Conjunto dosimétrico: Câmara de Ionização, Eletrômetro e Objeto Simulador (Phantom)	19
2.5.2	Testes de Aceite e de Comissionamento	21
2.5.3	Teste de Planura e Simetria.....	22
2.5.3.1	Teste de planura e Simetria conforme o manual da Elekta	22
2.5.3.2	Teste de planura e simetria conforme a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA)	23
3	METODOLOGIA	24
3.1	Simulação no TPS MONACO V6.3.3 com um phantom virtual	24
3.2	Teste de qualidade da penetração do feixe.....	27
3.3	Cálculo da dose absorvida nos pontos realizado no TPS	27
3.4	Cálculo de planura e simetria utilizando as doses apresentadas no TPS	28
3.5	Dosimetria utilizando os pontos já pré-estabelecidos no TPS	28
3.6	Comparação dos resultados na planilha de análise	30
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	31
4.1	Teste de qualidade de penetração do feixe.....	31

4.2	Valores de planura e de simetria declarados como tolerância no Manual da Elekta e resultados obtidos no teste de aceitação.....	31
4.3	Resultados obtidos no TPS	32
4.4	Resultados obtidos na dosimetria	33
4.5	Planura e simetria obtidos na dosimetria e no TPS.....	42
4.6	Planura e simetria obtidos na dosimetria e no teste de aceitação do equipamento	43
5	CONCLUSÕES.....	44
	REFERÊNCIAS.....	45

Lista de ilustrações

Figura 1: Diagrama simplificado de um tubo de raios X.....	12
Figura 2: Produção de raios X de freamento	13
Figura 3: Espectro de raios X emitidos por um tubo com alvo de Mo e por outro de W.....	13
Figura 4: Estruturas de um acelerador linear.....	15
Figura 5: Distribuição espacial dos raios X ao redor do alvo	16
Figura 6: Sistema de colimação do feixe de fótons no LINAC e Perfil de distribuição de dose de um feixe de fótons	16
Figura 7: Gráfico da região de Buildup	18
Figura 8: Sistema de Planejamento MONACO V6.3.3 da Elekta.....	18
Figura 9: Esquema da câmara de ionização tipo Farmer.....	20
Figura 10: Exemplos de câmara de ionização e eletrômetro. A: Câmara de ionização PTW, modelo TN30013 ; B: Eletrômetro CNMC modelo 206	20
Figura 11: Phantom para radioterapia WP1D.....	21
Figura 12: Eixos de orientação.....	26
Figura 13: Visualização dos pontos de interesse no objeto simulador digital.....	26
Figura 14: Conjunto dosimétrico. A: Objeto simulador 40 × 40 cm, B: Câmara Farmer, C: Eletrômetro	28
Figura 15: Câmara de ionização posicionada a 10 cm de profundidade.....	29
Figura 16: Câmara de ionização sendo ajustada conforme recomendações da IAEA.	29
Figura 17: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo 10 × 10 cm ² pelo método presente no manual da Elekta	34
Figura 18: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo 10 × 10 cm ² pelo método presente no manual da Elekta.....	35
Figura 19: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo 30 × 30 cm ² pelo método presente no manual da Elekta	36
Figura 20: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo 30 × 30 cm ² pelo método presente no manual da Elekta.....	37
Figura 21: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo 10 × 10 cm ² pelo método sugerido pela IAEA.....	38
Figura 22: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo 10 × 10 cm ² pelo método sugerido pela IAEA.....	39
Figura 23: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo 30 × 30 cm ² pelo método presente no manual da Elekta	40
Figura 24: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo 30 × 30 cm ² pelo método proposto pela IAEA.....	41

1 INTRODUÇÃO

Radioterapia é uma das três principais modalidades utilizadas no tratamento do câncer, sendo as outras duas a cirurgia e a quimioterapia (INCA, 2011). O progresso da radioterapia depende essencialmente de inovações tecnológicas, de técnicas seguras, além de esforços colaborativos de uma equipe multiprofissional, fatores que influenciarão diretamente nos resultados do tratamento (PODGORSAK, 2005).

Sendo assim, para que haja tratamentos eficazes é de extrema importância que sejam feitos testes de controle de qualidade dos equipamentos presentes no serviço de radioterapia, seguindo as tolerâncias e periodicidades estabelecido pelos fabricantes dos equipamentos e pelas recomendações órgãos supervisores dos estabelecimentos. Os parâmetros verificados nesse estudo foram o de Planura e Simetria do feixe de fótons de um Acelerador Linear (LINAC) *Precise*, uma vez que haja alguma falha pode ocorrer um perfil de feixe irregular, não aplicável para tratamentos radioterápicos 3D. Com esse teste de planura e simetria foi possível analisar o perfil do feixe produzido no LINAC, o que é indispensável para identificar se a dose está sendo entregue da forma que foi planejada ao paciente.

O perfil ideal do feixe de fótons é que se tenha uniformidade da dose na região central, correspondida por 80% do campo e uma diminuição brusca da dose nas bordas do campo, na qual se denomina de penumbra (KHAN's, 2014). A análise do quanto o feixe liberado pela máquina está próximo do feixe ideal assegura que maior parte da dose de tratamento será entregue no alvo tumoral.

Esse trabalho buscou fazer a análise do perfil do feixe de fótons do acelerador *Precise* fabricado pela Elekta, disponível na Fundação de Beneficente Hospital de Cirurgia (FBHC), apresentando os parâmetros que influenciam a distribuição de dose, tais como o tamanho de campo, o tipo de radiação, as características dos dispositivos de colimação, e a importância do controle de qualidade em radioterapia. Os resultados obtidos foram comparados com a simulação feita em um sistema de planejamento MONACO V6.3.3 (TPS).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos Gerais

O objetivo desse trabalho foi investigar possíveis desvios no comportamento do feixe de radiação de um acelerador linear *precise* da Elekta, por meio de testes de planura e simetria, utilizando medidas de dose reais, e comparar os resultados com as medidas simuladas no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) MONACO V6.3.3 e com as medidas detectadas no teste de aceitação do LINAC.

1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos desse trabalho foram:

1. Configurar um objeto simulador no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) MONACO V6.3.3, estabelecendo pontos de medição conforme as distâncias recomendadas pelo manual da Elekta e pelas diretrizes da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA).
2. Calcular, no TPS, as doses absorvidas nesses pontos definidos utilizando energia de 6 MeV e 10 MeV para os campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$.
3. Realizar irradiações com o acelerador linear *Precise* (Elekta) nos pontos com distâncias já definidos no TPS, utilizando um objeto simulador (aquário $40 \times 40 \text{ cm}^2$) preenchido com água.
4. Aplicar as fórmulas de planura e de simetria do feixe às doses obtidas tanto nas simulações do TPS quanto nas medições experimentais realizadas com o Acelerador Linear.
5. Avaliar o comportamento do feixe por duas metodologias de posicionamento, a recomendada pelo manual da Elekta e a sugerida pela IAEA
6. Comparar os valores simulados no MONACO V6.3.3 (TPS), bem como os valores obtidos no dia dos testes de aceite com os valores obtidos na dosimetria.
7. Analisar os perfis do feixe para verificar a conformidade dos resultados em relação aos limites de tolerância para planura e simetria do feixe presentes no manual do fabricante.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

Radiação é definida como energia em trânsito, transmitida através do vácuo, do ar ou de materiais (OKUNO, 2010). Desse modo, a radiação pode ser classificada como: ionizante e não ionizante. A radiação ionizante, como o nome já sugere, é aquela com energia suficiente para ionizar o átomo, ou seja, retirar elétrons da sua camada de valência gerando íons, diferente da radiação não ionizante que apenas excita os elétrons (ATTIX, 1986; PODGORSKAK, 2005).

A radiação ionizante pode ser composta por partículas carregadas, como elétrons, prótons e íons, que depositam energia diretamente no meio através da interação coulombiana com os elétrons do material. Essas partículas são classificadas como diretamente ionizantes. Por outro lado, a radiação ionizante também pode ser formada por partículas sem carga, como fótons e nêutrons, que são chamadas de indiretamente ionizantes. Nesse caso, para ocorrer a ionização, primeiro as partículas sem carga interagem com o meio, liberam partículas carregadas (por exemplo, fótons geram elétrons ou pósitrons e nêutrons liberam prótons ou íons mais pesados). Em seguida, essas partículas carregadas depositam a energia no meio da mesma maneira que a radiação diretamente ionizante, ou seja, por meio da interação coulombiana com os elétrons do material (PODGORSKAK, 2005).

2.2 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

As radiações, por serem invisíveis, inodoras, insípidas, inaudíveis e indolores dificultam sua percepção direta e, conseqüentemente, a nossa capacidade de medi-las. Para isso, é essencial o uso de grandezas radiológicas apropriadas (TAHUATA, 2014).

Grandezas radiológicas são fundamentais para quantificar a energia depositada pela radiação no meio e, assim, avaliar seus efeitos biológicos. A correta determinação dessas grandezas tanto para garantir a segurança dos pacientes e dos profissionais que ali transitam, quanto para assegurar o controle de qualidade dos equipamentos utilizados (OKUNO, 2010).

Essas grandezas radiológicas podem ser associadas ao campo de radiação, contabilizando, por exemplo, o número de partículas em relação a outras variáveis físicas, como tempo ou área, resultado em conceitos como atividade de um material radioativo ou a fluência de partículas em um feixe de um acelerador.

Quando associadas à massa ou ao volume do material irradiado, surgem grandezas importantes como Exposição, Kerma e Dose Absorvida. Estas são classificadas como grandezas dosimétricas, pois descrevem a quantidade de radiação a que um material foi submetido ou a energia que efetivamente absorveu (TAHUATA, 2014).

2.2.1 Dose absorvida

Dose absorvida é a energia média depositada em uma determinada massa do volume. Essa vale para qualquer meio e qualquer tipo de radiação, além disso permite a análise de danos biológicos nos tecidos (OKUNO, 2010). Para o cálculo da dose absorvida utiliza-se a equação 2.1

$$D = \frac{dE}{dm}$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação volume de interesse de massa dm e a unidade de medida usual vigente pelo sistema internacional é o gray (OKUNO, 2010).

$$Gy = \frac{J}{kg}$$

2.2.2 Kerma

Kerma é a soma das energias cinéticas iniciais de partículas carregadas advindas de partículas sem carga (fótons ou nêutrons) transferidas para uma unidade de massa. Primeiro a energia de partículas sem carga é cedida ao elétron, em seguida a partícula carregada transfere energia à matéria por meio de aquecimento, excitações e ionizações (OKUNO, 2010). O kerma é dado pela equação 2.2:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Onde, dE_{tr} é a energia transferida ao meio e dm é a massa do volume e a sua unidade de medida é a mesma da dose absorvida, o gray.

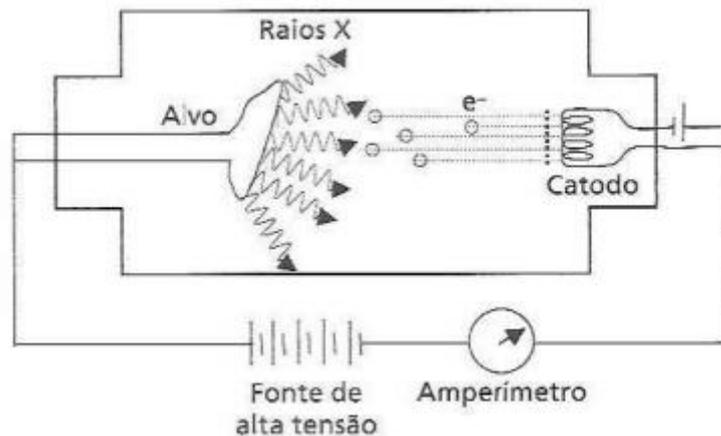
2.3 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X foram descobertos por Röntgen em 1895. A partir de seus experimentos com tubos de Crooks, que era um tubo de vidro contendo gás rarefeito onde uma diferença de potencial elétrico é aplicada entre dois eletrodos: cátodo e ânodo. Dali surgiam emanções que partiam do eletrodo negativo (cátodo) e se propagavam em linha reta, e eram chamados de raios catódicos.

Röntgen percebeu que os raios emitidos do tubo conseguiam atravessar materiais. Assim, ele denominou essa radiação desconhecida de “raios X” (KHAN’s, 2014).

Quando um filamento é aquecido, como mostra a Figura 1, elétrons são emitidos e são acelerados por uma diferença de potencial. Ao colidirem com o alvo, que é um material com alto ponto de fusão, os elétrons perdem energia cinética produzindo calor e raios X (KHAN’s, 2014).

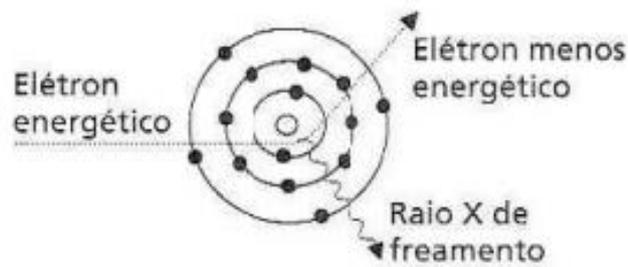
Figura 1: Diagrama simplificado de um tubo de raios X.



Fonte: OKUNO, 2010

Sobre a produção de raios X, existem dois processos: raios X de freamento, conhecido também como *Bremsstrahlung*, e raios X característicos. Os raios X de freamento (Figura 2) são produzidos quando parte dos elétrons incidentes no alvo se aproximam dos núcleos dos átomos do material. Ao sofrerem uma desaceleração brusca devido à interação eletromagnética com o campo nuclear, os elétrons perdem energia, que é emitida na forma de fótons de raio X. A energia desses fótons pode variar continuamente, dependendo da energia do elétron incidente e da distância mínima que ele passou do núcleo. Por isso, o espectro de emissão desse tipo de raios X é contínuo (OKUNO, 2010).

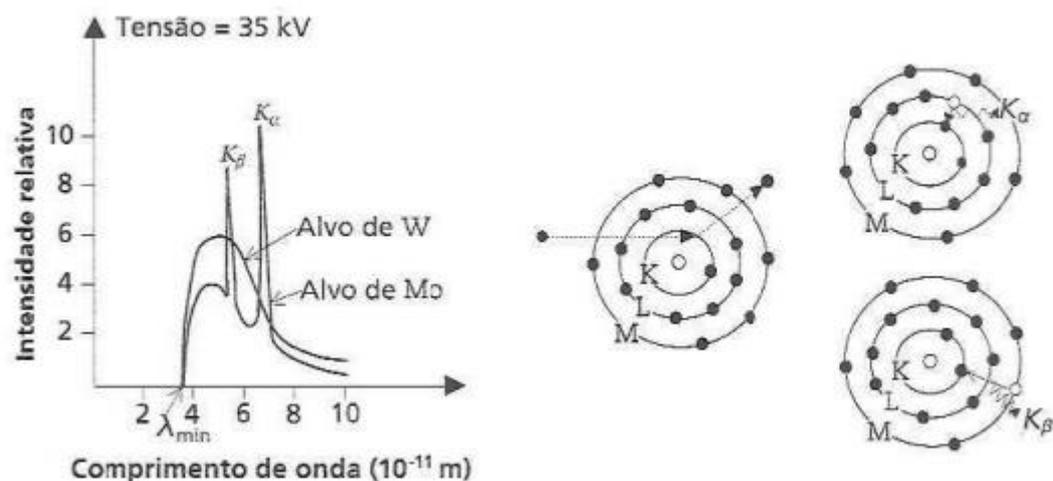
Figura 2: Produção de raios X de freamento



Fonte: OKUNO, 2010

Os raios X característicos, por sua vez, são formados quando um elétron incidente colide com o ânodo e possui energia suficiente para ejetar um elétron de uma das camadas eletrônicas do átomo-alvo. A camada da qual o elétron é ejetado depende da energia cinética do elétron incidente, que deve ser igual ou superior à energia de ligação do elétron na respectiva camada. Após a remoção de um elétron do alvo, outro elétron de uma camada mais externa irá preencher a lacuna deixada pelo primeiro. Nesse processo a radiação excedente será emitida (OKUNO, 2010). A Figura 3 ilustra o processo, mostrando o espectro de raios X emitidos por dois tubos de raios X com alvos diferentes, um de molibdênio (Mo) e outro de tungstênio (W).

Figura 3: Espectro de raios X emitidos por um tubo com alvo de Mo e por outro de W.



Fonte: OKUNO, 2010

2.4 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma forma de tratamento que utiliza radiações ionizantes para tratar patologias, geralmente câncer. Ela pode ser dividida em duas categorias: radioterapia de feixe externo, chamada de teleterapia, e braquiterapia, na qual a radiação é emitida por uma fonte colocada perto do tumor (PODGORSAK,2005).

Na radioterapia de feixe externo a radiação está a uma distância do paciente, sendo proveniente, na maioria das vezes, de um acelerador linear. Os feixes utilizados, na maioria dos casos, são de fótons e de elétrons e uma pequena parte são de prótons, nêutrons e íons pesados. Já na braquiterapia, as fontes são colocadas diretamente ou muito próximas do volume alvo (PODGORSAK,2005).

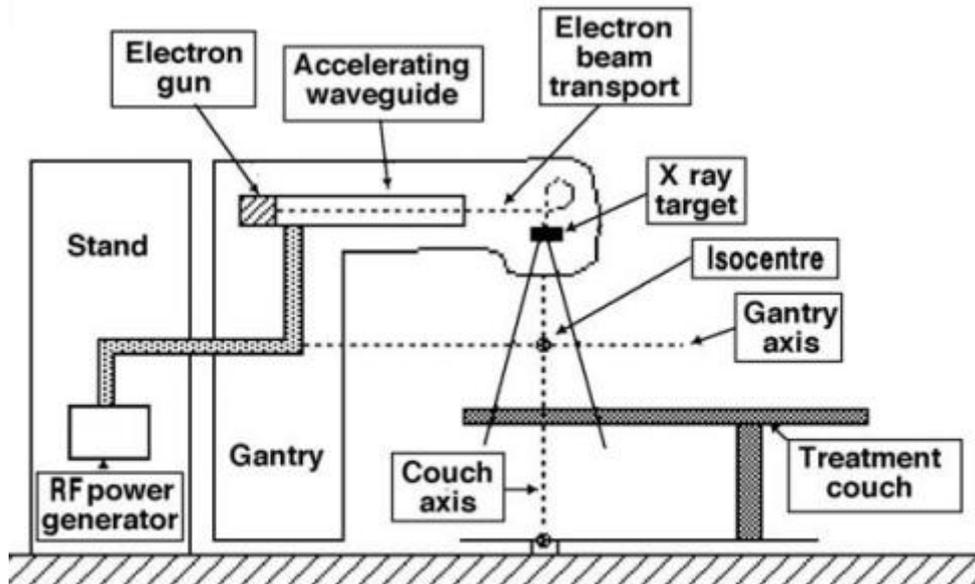
2.4.1 Acelerador Linear

O acelerador linear é o aparelho responsável por acelerar elétrons e produzir raios X de mega voltagem que serão utilizados para tratamentos. Esses tratamentos podem ser feitos tanto com feixe de fótons quanto de elétrons (KHAN, 2014).

No caso da produção de um feixe de fótons, os elétrons que saem do canhão de elétrons são acelerados no guia de ondas por meio da aplicação de alta tensão e da utilização de ondas de radiofrequência. Esses elétrons, ao colidirem com um alvo metálico, perdem sua energia cinética, liberando energia em forma calor e de raios X de *Bremsstrahlung*, caracterizada por um espectro de energia contínuo. A energia máxima dependerá dos fótons gerados depende da energia dos elétrons incidentes (INCA, 2000). Caso seja desejado um feixe de elétrons, basta retirar este alvo metálico, permitindo que os elétrons atravessem uma lâmina metálica delgada, sejam espalhados para formar o feixe de elétrons utilizado nos tratamentos (SCAFF, 1997).

O isocentro, mostrado na Figura 4, é um ponto virtual de interseção entre o eixo de rotação da mesa de tratamento, do *gantry* (estrutura móvel que gira em torno do paciente) e dos colimadores. Normalmente, é nesse ponto que o tumor do paciente será posicionado para ser irradiado, de modo a concentrar a irradiação no alvo de forma precisa e eficiente (SCAFF, 1997).

Figura 4: Estruturas de um acelerador linear



Fonte: Jumeau, 2025

2.4.2 Perfil do Feixe

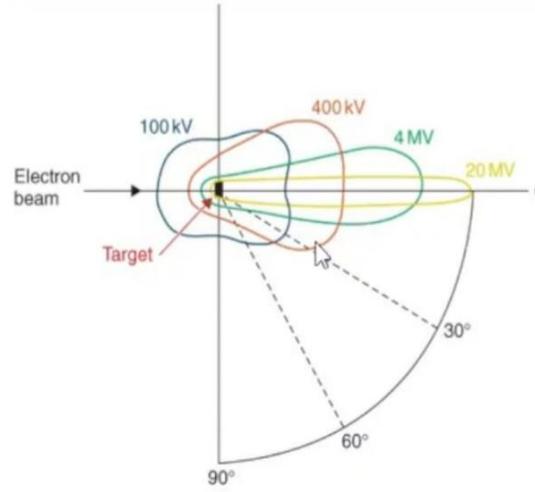
Os raios X de megavoltagem são produzidos com uma distribuição angular acentuada para frente, devido ao fato de que, à medida que a energia dos elétrons incidentes aumenta, os processos como *Bremsstrahlung* tendem a conservar a direção elétron, resultando na emissão de fótons preferencialmente no sentido da trajetória do elétron. (KHAN's, 2014). Esses raios X de alta energia passam por um processo de colimação que conforma e direciona o feixe que será aplicado no tratamento do paciente (INCA, 2000).

Primeiro, o colimador primário limita o feixe assim que ele emerge do alvo. Após isto, o feixe atravessa o filtro aplanador (ou, também chamado de achatador), cuja função é atenuar os fótons mais energéticos que estão presentes no centro do feixe, tornando a distribuição de dose mais uniforme. Posteriormente, o feixe passa pela câmara de ionização, que monitora parâmetros do feixe, e então é limitado pelos colimadores secundários, os quais são colimadores móveis que irão definir o tamanho do campo projetado. Por fim, podem ser usados blocos de proteção ou colimadores multilâminas (MLC), permitindo o formato do feixe seguir com maior precisão o contorno do tumor, protegendo assim as áreas adjacentes saudáveis (INCA, 2000).

O perfil ideal de um feixe de fótons para radioterapia apresenta uniformidade da dose na região central — que corresponde a cerca de 80% da largura do campo — e uma queda

acentuada nas bordas, onde a dose atinge 50% do valor máximo, formando a chamada penumbra (KHAN, 2014). A Figura 5 apresenta a distribuição espacial dos raios X ao redor do alvo e na Figura 6 é mostrado o sistema de colimação do feixe de fótons no LINAC juntamente como o perfil de distribuição de dose de um feixe de fótons.

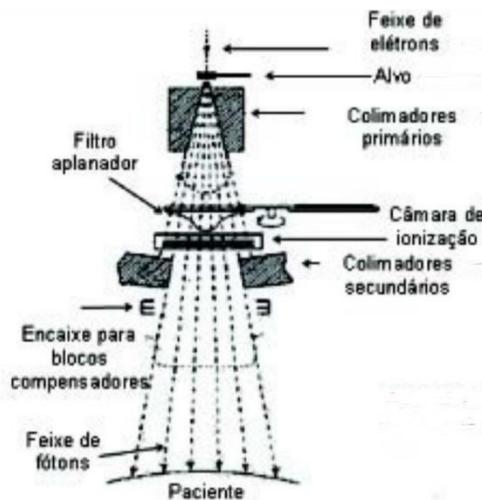
Figura 5: Distribuição espacial dos raios X ao redor do alvo



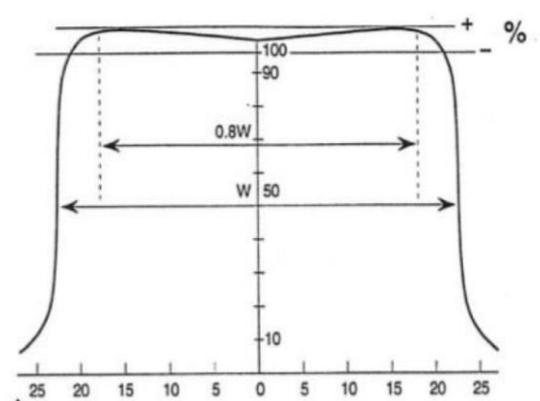
Fonte: Khan's, 2014

Figura 6: Sistema de colimação do feixe de fótons no LINAC e Perfil de distribuição de dose de um feixe de fótons

A



B



Fonte: A: INCA,2011 & B: INCA, 2000.

2.4.3 Percentual de Dose na Profundidade - PDP

O Percentual de Dose na Profundidade (PDP) é definido como a porcentagem da dose absorvida em uma dada profundidade, em relação à dose absorvida na profundidade de referência, que geralmente corresponde à profundidade de dose máxima (onde ocorre o equilíbrio eletrônico) (KHAN's, 2014).

A dose absorvida no meio pode variar a depender de alguns fatores como: energia do feixe, tamanho do campo, distância da fonte ao alvo, espalhamento e profundidade (KHAN's, 2014).

O PDP é um dos métodos utilizados para avaliara atenuação do feixe ao atravessar o tecido. Este método se aplica especialmente em tratamentos realizados utilizando a distância foco-superfície. (KHAN's, 2014).

O PDP é calculado pela equação 2.4:

$$PDP = \frac{D \times 100\%}{D_{max}}$$

onde, D é a dose absorvida em qualquer profundidade e Dmax é a dose na profundidade de referência.

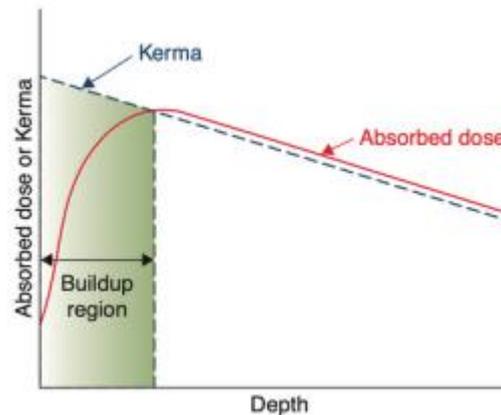
2.4.4 Relação entre PDP, Kerma e BUILDUP

O kerma (quantidade de energia cinética transferida para partículas carregadas por partículas sem carga) atinge seu valor máximo na superfície, pois, inicialmente o fóton transfere energia às partículas carregadas. Com o aumento da profundidade, o kerma diminui em função da redução na fluência dos fótons.

Já a dose absorvida aumenta conforme a profundidade por causa da ejeção de elétrons de alta velocidade, atingindo seu valor máximo em uma certa profundidade. A partir desse ponto, a dose começa a diminuir, e conseqüentemente, o PDP também passa a decrescer.

A região compreendida entre a superfície e a profundidade onde se atingiu a dose máxima é chamada de *Buildup*, mostrado na Figura 7. Para feixes de alta energia, esse fenômeno é conhecido como “efeito poupador de pele”, pois, devido à existência da região de *Buildup*, a dose depositada na superfície é relativamente baixa (KHAN's, 2014).

Figura 7: Gráfico da região de Buildup



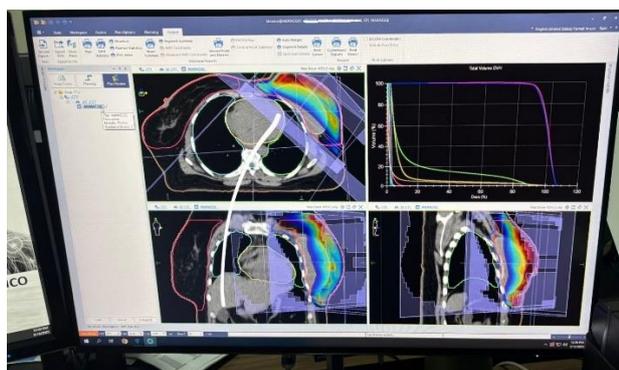
Tradução: Absorbed dose or Kerma – Dose absorvida ou Kerma ; Buildup region – Região de Buildup; Absorbed dose – Dose absorvida.

Fonte: KHAN's, 2014

2.4.5 Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS)

Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) é um software utilizado na radioterapia no qual permite criar um plano para o paciente visando o controle tumoral sem prejudicar os tecidos saudáveis. O software serve para simular o tratamento do paciente permitindo a aquisição de imagens como de tomografia computadorizada, visualização da distribuição de dose, dos órgãos de risco, do volume tumoral, bem como a realização de cálculos de dose absorvida, a criação de estruturas anatômicas, sendo possível definir parâmetros como energia do feixe e tamanho de campo. Posteriormente, o plano criado no TPS pode ser exportado para o acelerador linear (Fonseca et al., 2019).

Figura 8: Sistema de Planejamento MONACO V6.3.3 da Elekta.



Fonte: autor

2.5 CONTROLE DE QUALIDADE

A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu Garantia da Qualidade em Radioterapia como “todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento” (INCA, 2000).

2.5.1 Detectores de Radiação

A radiação não pode ser vista nem sentida e, por isso, não pode ser medida diretamente. Dessa forma, para indicar sua presença faz-se necessário os detectores de radiação que irão atuar como um transdutor, convertendo um tipo de informação (radiação) em outros tipos de sinais, como elétricos, térmicos, luminosos, caloríficos ou reações químicas (TAHUATA, 2014).

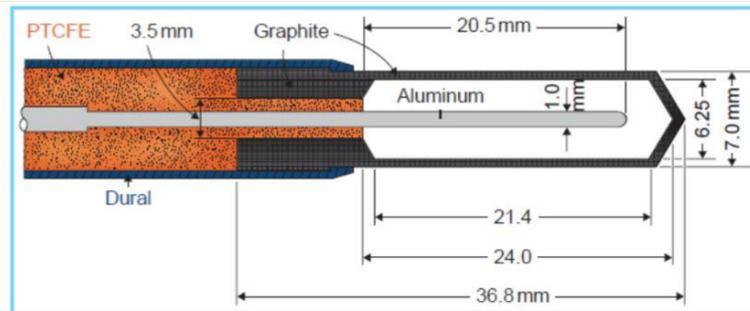
2.5.1.1 Conjunto dosimétrico: Câmara de Ionização, Eletrômetro e Objeto Simulador (Phantom)

A câmara de ionização é o detector mais utilizado na radioterapia (ATTIX, 1986). Ela consiste em um volume preenchido com gás entre dois eletrodos, por isso, é caracterizada como um detector a gás. A câmara de ionização opera na chamada região tipo 2, também conhecida como região de saturação de íons, na qual, para cada par de íons gerado, um sinal correspondente é coletado.

A câmara tipo dedal ou Farmer, cujo esquema é apresentado na Figura 10, é uma câmara cilíndrica, amplamente empregada em radioterapia para medições de dose absorvida. Seu funcionamento consiste na seguinte forma: ao penetrar na câmara, a radiação ioniza o gás presente no volume sensível, gerando pares de íons que, sob ação do campo elétrico aplicado movimentam-se e originam uma corrente elétrica pequena que logo após será captada por um eletrômetro de alta qualidade e estabilidade, responsável por registrar o sinal (KHAN's, 2014). O eletrômetro é um instrumento que converte o sinal produzido pela interação da radiação em um valor numérico, sendo é ideal que a câmara e o eletrômetro façam parte do mesmo conjunto

dosimétrico (KHAN's, 2014). A Figura 11 mostra exemplos de uma câmara de ionização e um eletrômetro usados em radioterapia.

Figura 9: Esquema da câmara de ionização tipo Farmer



Graphite-Grafite; Aluminum – Alumínio

Fonte: KHAN's, 2014

Figura 10: Exemplos de câmara de ionização e eletrômetro. A: Câmara de ionização PTW, modelo TN30013 ; B: Eletrômetro CNMC modelo 206



Fonte: KHAN's, 2014

O objeto simulador (phantom) simula as propriedades anatômicas do corpo humano e permite medir a distribuição de dose absorvida nele (KHAN, 2014). De acordo com a

recomendação do TRS 398, devem ser utilizados phantoms de água para medir dose absorvida em feixe de fótons, como o apresentado na Figura 12.

Figura 11: Phantom para radioterapia WP1D



Fonte: IBA DOSIMETRY (2025)

2.5.2 Testes de Aceite e de Comissionamento

Para certificar se as especificações da máquina estão de acordo com as disponibilizadas pelo fabricante, faz-se necessário que sejam feitos testes mecânicos e dosimétricos antes de utilizar a máquina para fins clínicos. Esses testes são chamados de testes de aceite, sendo a maioria realizados por engenheiros na presença do físico médico e com as melhores condições possíveis (SCAFF, 1997).

Após a conclusão dos testes de aceite, devem ser realizados os testes de comissionamento, que consistem na completa parametrização e avaliação de desempenho da máquina. O físico médico é o responsável por esses testes, elaborando os procedimentos, protocolos, coleta de dados, entre outros, assegurando o funcionamento seguro, eficaz e preciso do equipamento (IAEA, 2000).

2.5.3 Teste de Planura e Simetria

Os testes de planura e de simetria são de extrema importância para garantir que o perfil do feixe esteja adequado e que a dose seja entregue conforme o que foi planejado no Sistema de Planejamento de Tratamento (IAEA, 2000).

Com uma câmara de ionização são feitas medidas ao longo de um campo de radiação. Nos aparelhos de megavoltagem, essas medidas devem ser feitas ao longo do eixo x e y e a uma certa profundidade. Este teste pode ser feito manualmente ou com um sistema de varredura automática (SCAFF, 1997).

A planura é definida como a razão entre a dose máxima (D_{max}) e a dose mínima (D_{min}) absorvida na região achatada do feixe, sendo calculada de acordo com a Equação 2.5 (ELEKTA, 2018).

$$Flatness = 100\% \times \frac{D_{max}}{D_{min}}$$

Já a simetria é a razão entre a dose absorvida em dois pontos equidistantes a partir do eixo central, medidas na mesma profundidade (ELEKTA, 2018).

$$Symetry = 100 \times \frac{\max(D_{left}, D_{right})}{\min(D_{left}, D_{right})}$$

D_{left} e D_{right} são os pontos equidistante que saem do eixo central até o lado esquerdo e até o lado direito, respectivamente.

2.5.3.1 Teste de planura e Simetria conforme o manual da Elekta

Para realização do teste de planura e de simetria do feixe conforme descrito no *Elekta Medical Linear Accelerator Customer Acceptance Tests for: All models*, devem ser seguidas as seguintes especificações:

- Utilizar um objeto simulador de tamanho mínimo: $30 \times 30 \text{ cm}^2$, com um espessura de 2 cm, 3 cm e 4 cm
- Angulação do *gantry*: zero grau;
- DFS: 90 cm para energias iguais ou maiores que 6 MeV .
- Profundidade da câmara de ionização: 10 cm (D10).
- Devem ser feitas medições tanto no eixo principal quanto no diagonal.

- Distâncias entre os pontos medidos: Para campos de tamanho entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a distância de cada ponto medido deve ser de 1 cm no eixo principal e 2 cm no eixo diagonal. Em campos de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a distância deve ser de 0,1 multiplicado pelo tamanho do campo F ($0,1 \times F$) para o eixo principal e de 0,2 multiplicado pelo tamanho do campo F ($0,2 \times F$) para o eixo diagonal. Já em campos de tamanho $20 \times 30 \text{ cm}^2$ a $35 \times 35 \text{ cm}^2$ deve ser 3 cm para o eixo principal e 6 cm para o eixo diagonal.

2.5.3.2 Teste de planura e simetria conforme a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA)

De acordo com a recomendação da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), os testes de planura e simetria do feixe devem ser realizados feitas com a Distância Fonte-Superfície (DFS) ajustada para 100 cm. Além disso, a variação entre a dose mínima e a dose máxima dentro de 80% da área central do campo irradiado não deve ser maior que 6% (SCAFF, 2002).

3 METODOLOGIA

3.1 Simulação no TPS MONACO V6.3.3 com um phantom virtual

Foi utilizada uma tomografia computadorizada (TC) padrão de simulação de radioterapia com cortes de 0,5 cm, fornecida pela Elekta, a qual foi posteriormente importada para o TPS MONACO V6.3.3. No TPS, foi adicionado um objeto simulador virtual, onde foram abertos campos $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$ utilizando energias de 10 MeV e de 30 MeV.

Com isso, foram criados uma amostragem com pontos de interesse com volume de $0,03 \text{ cm}^3$ e de $0,6 \text{ cm}^3$ nos eixos x e y, com o objetivo de analisar a dose em cada um deles e, posteriormente, compará-las com as doses medidas no LINAC. Os volumes dos pontos de cálculo foram escolhidos com base em suas respectivas finalidades: O volume de $0,3 \text{ cm}^3$, também chamado de ponto radiológico, é a medida de referência utilizada em cálculos radiométricos. O volume $0,6 \text{ cm}^3$, por sua vez, é o volume sensível da câmara de ionização utilizada na dosimetria, este foi empregado no TPS para simular condições equivalentes aos testes dosimétricos.

As coordenadas dos pontos foram criadas seguindo as recomendações do Manual da Elekta e da Agência Internacional de Energia Atômica (Elekta,2019; INCA, 2011).

Tabela 1 – Valores do TPS com os pontos de interesse e suas respectivas coordenadas

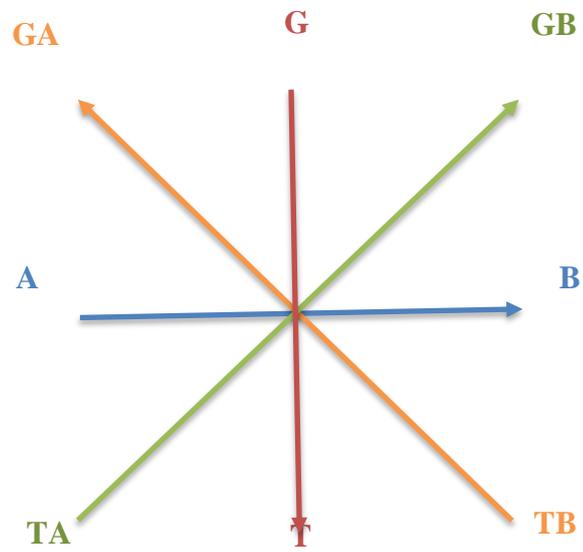
IP/M Label	Coordinates of IP/M (cm)			IP/M Description
	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	
I1	0.00	0.00	25.00	ORIGEM
I2	0.00	0.00	15.00	ISO D10
I3	1.00	0.00	15.00	B01
I4	2.00	0.00	15.00	B02
I5	3.00	0.00	15.00	B03
I6	4.00	0.00	15.00	B04
I7	5.00	0.00	15.00	B05
I8	-1.00	0.00	15.00	A01
I9	-2.00	0.00	15.00	A02
I10	-3.00	0.00	15.00	A03
I11	-4.00	0.00	15.00	A04
I12	-5.00	0.00	15.00	A05
I13	0.00	1.00	15.00	G 01
I14	0.00	2.00	15.00	G 02
I15	0.00	3.00	15.00	G 03
I16	0.00	4.00	15.00	G 04
I17	0.00	5.00	15.00	G 05
I18	0.00	0.00	15.00	T01
I19	0.00	-2.00	15.00	T02
I20	0.00	-3.00	15.00	T03
I21	0.00	-4.00	15.00	T04
I22	0.00	-5.00	15.00	T05
I23	1.41	1.50	15.00	DGB02
I24	2.82	3.00	15.00	DGB04
I25	4.24	4.00	15.00	DGB06
I26	5.65	5.50	15.00	DGB08
I27	-1.41	-1.50	15.00	DTA02
I28	-2.82	-3.00	15.00	DTA04
I29	-4.24	-4.00	15.00	DTA06
I30	-5.65	-5.50	15.00	DTA08
I31	-1.41	1.50	15.00	DGA02
I32	-2.82	3.00	15.00	DGA04
I33	-4.24	4.00	15.00	DGA06
I34	-5.65	5.50	15.00	DGA08
I35	1.41	-1.50	15.00	DTB02
I36	2.82	-3.00	15.00	DTB04
I37	4.24	-4.00	15.00	DTB06
I38	5.65	-5.50	15.00	DTB08

Tradução: Coordinates of IP/M(cm) – Coordenadas de IP/M(cm); IP/M Description- Descrição IP/M.

IP/M: Interest points and markers – Pontos de interesse e marcadores.

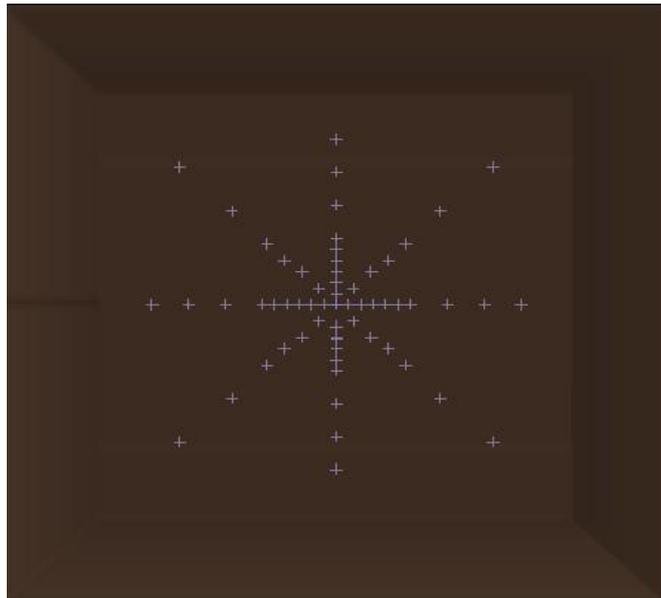
A Figura 13 mostra os eixos de orientação e a Figura 14 apresenta a visualização dos pontos de interesse no objeto simulador digital. Os pontos de interesse denominados pela letra A irão conter os pontos que estão no eixo x negativo. Os pontos denominados pela letra B são os pontos que estão sob o eixo x positivo. Já G e T irão conter pontos que estão sob y positivo e negativo, respectivamente. Por fim, as diagonais foram denominadas de GATB e GBTA.

Figura 12: Eixos de orientação



Fonte: O autor

Figura 13: Visualização dos pontos de interesse no objeto simulador digital



Fonte: O autor

3.2 Teste de qualidade da penetração do feixe

Como na Fundação de Beneficência Hospital de Cirurgia (FBHC) onde foi feito o estudo, o sistema de varredura automática estava indisponível, os testes para avaliar o comportamento do feixe foram feitos manualmente, deslocando ponto a ponto uma câmara de ionização que ficou dentro de um objeto simulador preenchido com água.

Antes de iniciar o estudo do perfil do feixe foi necessário avaliar a qualidade de penetração do feixe de fótons. O procedimento consistiu em verificar em qual profundidade ocorre a maior dose absorvida e analisar se está condizente com a profundidade de dose máxima esperada para a energia desse feixe.

Seguindo o manual da Elekta, o teste se baseou em uma relação entre a dose absorvida numa distância de 10 cm da superfície e a dose máxima absorvida em uma determinada profundidade. Essas medidas foram feitas com a Distância Fonte Superfície (DFS) a 100 cm e o tamanho de campo utilizado foi o $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Esses dados foram registrados em uma tabela para posteriormente comparar com o valor declarado pelo manual, que é o valor esperado para esse teste, não sendo permitido ter uma diferença maior que 1% entre o valor encontrado e o valor declarado.

3.3 Cálculo da dose absorvida nos pontos realizado no TPS

Com os pontos criados, o cálculo da dose absorvida foi feito no software MONACO V6.3.3, o qual gerou os valores de dose em cada ponto. Na Tabela 2 são apresentados exemplos de alguns pontos e suas respectivas doses.

Tabela 2 – Valores de doses absorvidas calculadas pelo TPS em diferentes pontos de interesse.

ID	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Description	Total Dose (cGy)
I1	0,00	0,00	25,00	ORIGEM	49,7
I2	0,00	0,00	15,00	ISO D10	100,0
I3	1,00	0,00	15,00	B01	100,3
I4	2,00	0,00	15,00	B02	100,3
I5	3,00	0,00	15,00	B03	99,9
I6	4,00	0,00	15,00	B04	97,5
I7	5,00	0,00	15,00	B05	53,7

Tradução: Description – Descrição; Total Dose (cGy) – Dose Total (cGy).

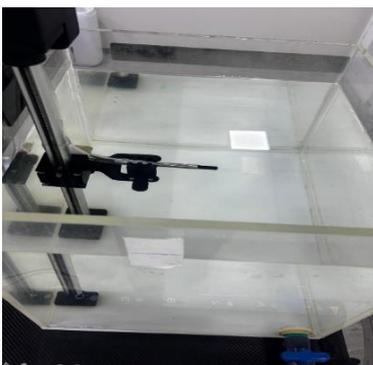
3.4 Cálculo de planura e simetria utilizando as doses apresentadas no TPS

As doses calculadas e fornecidas pelo TPS foram utilizadas para verificar o comportamento do feixe. Dessa forma, esses valores foram aplicados na fórmula de planura e de simetria do feixe. Os resultados foram organizados em uma planilha do Excel, permitindo verificar se estavam no limite de tolerância estabelecidos pelo manual, além de possibilitar a comparação com os resultados posteriormente obtidos na dosimetria experimental. Esses cálculos foram realizados utilizando tanto os pontos determinados pelo Manual da Elekta quanto para os pontos sugeridos pela IAEA.

3.5 Dosimetria utilizando os pontos já pré-estabelecidos no TPS

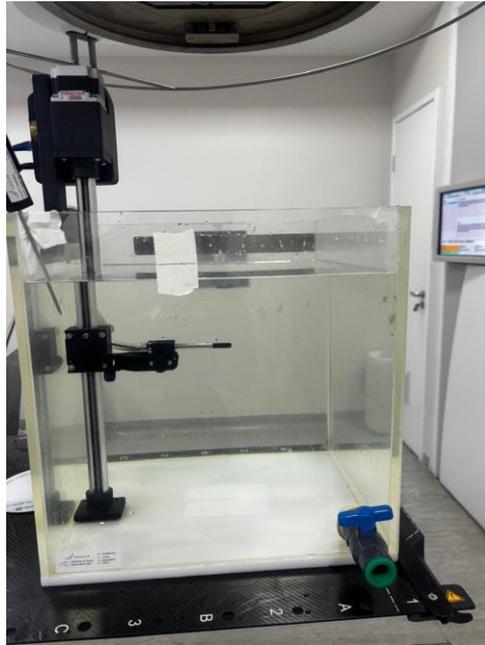
Para realizar a dosimetria no acelerador linear *Precise*, foi utilizado o seguinte conjunto dosimétrico (Figura 15): Objeto simulador tipo aquário 40 × 40 cm² preenchido com água, uma câmara de ionização tipo Farmer com volume sensível de 0,06 cm³ e um eletrômetro que foi calibrado junto com a câmara de ionização. O setup foi montado com cuidado, buscando minimizar imprecisões dentro das condições disponíveis no hospital.

Figura 14: Conjunto dosimétrico. A: Objeto simulador 40 × 40 cm, B: Câmara Farmer, C: Eletrômetro



O primeiro arranjo foi realizado conforme os parâmetros definidos pelo próprio fabricante do equipamento. Para isso, utilizou-se a Distância Fonte-Superfície (DFS) ajustada para 90 cm e a câmara de ionização foi posicionada a 10 cm de profundidade como apresentado na Figura 16.

Figura 15: Câmara de ionização posicionada a 10 cm de profundidade



Nele, foram feitas medidas com o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e com o campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ utilizando feixes com energia de 6 MeV e de 10 MeV.

As recomendações da IAEA, por sua vez, são para que o DFS esteja à 100 cm e que a câmara esteja na superfície, como mostrado na Figura 17, pois é levado em consideração que o isocentro está na superfície.

Figura 16: Câmara de ionização sendo ajustada conforme recomendações da IAEA.



Os pontos já estavam pré-estabelecidos (os mesmos que foram definidos no TPS MONACO V6.3.3) e, a partir deles, foram realizadas medições nos eixos horizontal e vertical, também foi preciso medir as diagonais.

Para as irradiações, sempre que foi preciso alterar o ponto a ser irradiado, a movimentação foi feita na mesa, e não a câmara de ionização. Para irradiar os pontos no segmento AB a mesa foi movida longitudinalmente; para o segmento GT a mesa foi movida latitudinalmente e para as diagonais GBTA e GATB a movimentação foi tanto latitudinal quanto longitudinal.

Seguindo o Manual da Elekta foram utilizadas medidas AB, GT e das diagonais e seguindo as recomendações da IAEA as medidas dos pontos nos segmentos AB e GT com distância de 1 cm entre eles já foram suficientes. Cada leitura foi repetida duas vezes, como forma de verificação e, posteriormente, os dados foram adicionados à planilha de análise.

3.6 Comparação dos resultados na planilha de análise

Uma planilha foi criada no Microsoft Excel, na qual os resultados obtidos durante todas as etapas foram colocados nela. Com isso, foi possível observar os seguintes aspectos:

- Diferença dos valores do teste de qualidade de penetração do feixe declarados pelo manual do fabricante, dos obtidos no dia dos testes de aceitação e dos simulados pelo TPS
- Análise dos resultados de planura e de simetria do feixe obtidos no teste de aceitação, no TPS MONACO V6.3.3 e na dosimetria e compará-los com os resultados esperados pelo Manual da Elekta.
- Verificar se há desvio na planura e na simetria do feixe de fótons.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados são exibidos a seguir por meio de tabelas e gráficos, nos quais os valores esperados e os valores obtidos com esse estudo são comparados.

4.1 Teste de qualidade de penetração do feixe

Na Tabela 3 são apresentados resultados do teste de qualidade de penetração do feixe para feixes de 6 MeV e de 10 MeV. São mostrados tanto os resultados obtidos no dia dos testes de aceitação do LINAC, nos quais foram realizados sob ótimas condições, quanto os resultados calculados no TPS, ambos especificados. Estes resultados foram comparados com os valores declarados pelo Manual da Elekta. Os resultados ideais devem ser similares aos valores declarados, não ultrapassando a o limite de tolerância de 1%. Foi possível observar que os resultados de ambos os métodos são similares ao valor declarado e não ultrapassam o limite de tolerância, atestando a adequação da energia do feixe.

Tabela 3: Resultados, em percentual, do teste de qualidade de penetração do feixe declarados pelo Manual da Elekta, obtidos no teste de aceitação (CAT) e calculados pelo TPS.

Energia do feixe e tamanho de campo	Declarado no manual da Elekta	CAT (Customer Acceptance Tests)	Resultados do TPS
06 MeV 10 x 10 cm	67,5%	67,7%	68,4%
10 MeV 10 x 10 cm	73%	72,8%	73,2%

Tradução: Customer Acceptance Tests - Teste de Aceitação do cliente

4.2 Valores de planura e de simetria declarados como tolerância no Manual da Elekta e resultados obtidos no teste de aceitação

Na Tabela 4 são mostrados os resultados da planura e da simetria do feixe dos segmentos GT; AB; TAGB e GATB calculados no dia dos testes de aceitação em comparação aos valores declarados pelo manual. É notório que os resultados foram satisfatórios, o que já era de se esperar tendo em vista que foram feitos em condições ideais, com instrumentos de alta precisão

Tabela 4: Valores de planura e de simetria do feixe declarados pela Elekta e valores obtidos no dia do aceitação (CAT).

Energia do feixe e tamanho do campo	Declarado	CAT							
		GT		AB		TAGB		GATB	
		planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria
06MV 10 x 10 cm	<106%	103.87%	100.32%	105,86%	101,20%	103,00%	100.84%	102.78%	100.63%
06MV 30 x 30 cm	<106%	103.35%	100,41%	103.50%	100.49%	104.22%	100.7%	104.16%	100.35%
10MV 10x10 cm	<106%	104.32%	100.66%	105.76%	100.62%	102.33%	100.82%	101.85%	100.26%
10MV 30x30 cm	<106%	102.81%	100.52%	101.89%	100.20%	102.63%	100.57%	102.86%	100.42%

4.3 Resultados obtidos no TPS

Na Tabela 5 e na Tabela 6 estão presentes os resultados obtidos através das doses absorvidas nos pontos de interesses (conforme orientações indicadas pelo manual da Elekta e recomendações da IAEA) que foram calculadas pelo TPS e logo após inseridos na fórmula de planura e de simetria. O Manual da Elekta orienta medir as diagonais TAGB e GATB. Já as orientações da IAEA sugerem que os eixos AB (eixo x) e GT (eixo y) já são suficientes. Esses resultados serviram para ter uma base do que seria esperado com a dosimetria feita posteriormente. Além disso, pode-se observar que as doses medidas se aproximam aos valores do teste de aceitação, atestando o bom funcionamento do Software.

Outra constatação realizada foi que os resultados adquiridos com pontos de cálculo de volume $0,03 \text{ cm}^3$ e $0,6 \text{ cm}^3$ foram semelhantes.

Tabela 5: Planura e simetria dos eixos seguindo as orientações indicadas pelo manual da Elekta.

Energia do feixe e tamanho do campo	TPS							
	GT		AB		TAGB		GATB	
	$0,03 \text{ cm}^3$ e $0,6 \text{ cm}^3$		$0,03 \text{ cm}^3$ e $0,6 \text{ cm}^3$		$0,03 \text{ cm}^3$ e $0,6 \text{ cm}^3$		$0,03 \text{ cm}^3$ e $0,6 \text{ cm}^3$	
	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria
06MV 10 x 10 cm	102,97%	100,00%	103,08%	100,40%	101,72%	100,30%	101,72%	100,30%
06MV 30 x 30 cm	102,30%	100,00%	102,60%	100,10%	102,60%	100,00%	102,20%	100,00%
10MV 10x10 cm	103,38%	100,00%	103,49%	100,30%	102,20%	100,10%	101,41%	100,10%
10MV 30x30 cm	102,80%	100,00%	102,80%	100,10%	103,10%	100,10%	103,10%	100,00%

Tabela 6: Planura e Simetria dos eixos seguindo as recomendações da IAEA.

Energia do feixe e tamanho do campo	TPS			
	GT		AB	
	0,03 cm ³ e 0,6 cm ³		0,03 cm ³ e 0,6 cm ³	
	planura	simetria	planura	simetria
06MV 10 x 10 cm	102,28%	100,00%	102,77%	100,20%
06MV 30 x 30 cm	102,28%	100,00%	102,77%	100,30%
10MV 10x10 cm	100,77%	100,00%	101,77%	100,20%
10MV 30x30 cm	102,18%	100,00%	101,54%	100,20%

4.4 Resultados obtidos na dosimetria

A seguir serão apresentados os resultados obtidos nas dosimetrias. Na Tabela 7 a 14 são vistas duas leituras para cada ponto e a média entre elas, bem como os resultados de planura e de simetria calculados a partir dessas leituras. Os pontos foram escolhidos através dos parâmetros sugeridos no manual da Elekta e na recomendações da IAEA. Também são mostrados nas Figuras de 18 a 25 os gráficos com o perfil do feixe gerados a partir desses resultados.

Tabela 7: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 6 MeV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pelo manual da Elekta.

06 MeV no campo 10 x 10 cm pelo método da Elekta														Planura	Simetria
pontos	A06	A05	A04	A03	A02	A01	ISO	B01	B02	B03	B04	B05	B06		
AB	leitura 1	1,71	9,50	16,33	16,85	17,10	17,20	17,26	17,31	17,32	17,11	16,61	8,94	1,69	
	leitura 2	1,71	9,70	16,33	16,87	17,09	17,21	17,27	17,32	17,30	17,15	16,61	9,09	1,68	
	média	1,71	9,60	16,33	16,86	17,10	17,21	17,27	17,32	17,31	17,13	16,61	9,02	1,69	
	resultado%	9,9%	55,6%	94,6%	97,7%	99,0%	99,7%	100,0%	100,3%	100,3%	99,2%	96,2%	52,2%	9,8%	
GT	leitura 1	1,57	9,12	16,68	17,14	17,26	17,28	17,24	17,24	17,16	17,01	16,47	8,53	1,60	
	leitura 2	1,57	9,10	16,67	17,15	17,26	17,27	17,26	17,25	17,18	17,01	16,45	8,52	1,61	
	média	1,57	9,11	16,68	17,15	17,26	17,28	17,25	17,25	17,17	17,01	16,46	8,53	1,61	
	resultado%	9,1%	52,8%	96,7%	99,4%	100,1%	100,1%	100,0%	100,0%	99,5%	98,6%	95,4%	49,4%	9,3%	
GATB	leitura 1			GA06	GA04	GA02	ISO	TB02	TB04	TB06					
	leitura 1			12,95	16,63	17,03	17,11	17,06	16,72	11,53					
	leitura 2			12,93	16,65	17,05	17,11	17,06	16,73	11,46					
	média			12,94	16,64	17,04	17,11	17,06	16,73	11,50					
resultado%			75,6%	97,3%	99,6%	100,0%	99,7%	97,7%	67,2%						
GBT A	leitura 1			GB06	GB04	GB02	ISO	TA02	TA04	TA06					
	leitura 1			12,55	16,82	17,17	17,12	16,97	16,56	13,19					
	leitura 2			12,56	16,83	17,19	17,15	16,99	16,56	13,19					
	média			12,56	16,83	17,18	17,14	16,98	16,56	13,19					
resultado%			73,3%	98,2%	100,3%	100,1%	99,2%	96,8%	77,1%						

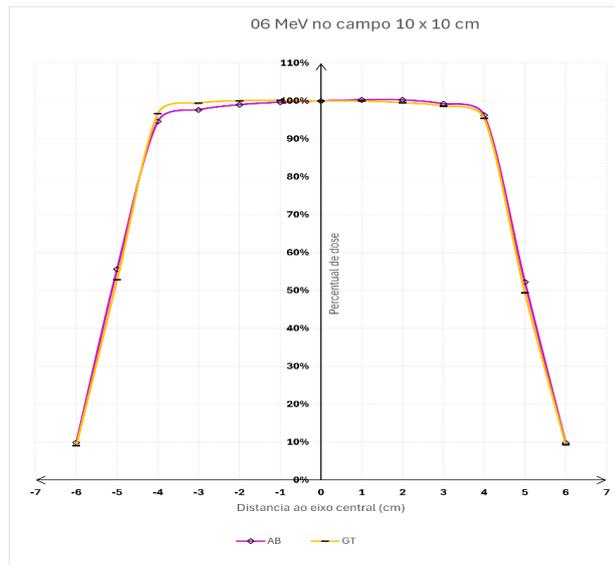


Figura 17: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pelo método presente no manual da Elekta

Tabela 8: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 10 MeV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pelo manual da Elekta

10 MeV no campo 10 x 10 pelo método da Elekta															Planura	Simetria
AB	pontos	A06	A05	A04	A03	A02	A01	ISO	B01	B02	B03	B04	B05	B06		
	leitura 1	1,89	11,41	17,53	18,00	18,17	18,28	18,27	18,28	18,21	18,05	17,44	10,20	1,80	104,8%	100,5%
	leitura 2	1,89	11,44	17,50	18,00	18,18	18,27	18,26	18,27	18,21	18,50	17,42	10,19	1,81		
	média	1,89	11,43	17,52	18,00	18,18	18,28	18,27	18,28	18,21	18,28	17,43	10,20	1,81		
	resultado%	10,3%	62,6%	95,9%	98,5%	99,5%	100,1%	100,0%	100,1%	99,7%	100,1%	95,4%	55,8%	9,9%		
GT	pontos	G06	G05	G04	G03	G02	G01	ISO	T01	T02	T03	T04	T05	T06		
	leitura 1	1,52	9,43	17,69	18,18	18,31	18,32	18,30	18,43	18,40	18,33	17,89	9,70	1,69	104,2%	101,1%
	leitura 2	1,52	9,43	17,69	18,22	18,31	18,32	18,28	18,42	18,36	18,35	17,87	9,68	1,69		
	média	1,52	9,43	17,69	18,20	18,31	18,32	18,29	18,43	18,38	18,34	17,88	9,69	1,69		
	resultado%	8,3%	51,6%	96,7%	99,5%	100,1%	100,2%	100,0%	100,7%	100,5%	100,3%	97,8%	53,0%	9,2%		
GATB	pontos	GA06	GA04	GA02	ISO	TB02	TB04	TB06								
	leitura 1	14,07	18,18	18,43	18,46	18,41	18,19	12,71	101,5%	100,1%						
	leitura 2	14,05	18,18	18,43	18,45	18,44	18,22	12,74								
	média	14,06	18,18	18,43	18,46	18,43	18,21	12,73								
	resultado%	76,2%	98,5%	99,9%	100,0%	99,8%	98,6%	69,0%								
GBTA	pontos	GB06	GB04	GB02	ISO	TA02	TA04	TA06								
	leitura 1	13,51	18,20	18,47	18,48	18,44	18,22	14,60	101,4%	100,1%						
	leitura 2	13,50	18,23	18,47	18,47	18,45	18,23	14,61								
	média	13,51	18,22	18,47	18,48	18,45	18,23	14,61								
	resultado%	73,2%	98,7%	100,1%	100,1%	99,9%	98,8%	79,1%								

Figura 18: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pelo método presente no manual da Elekta

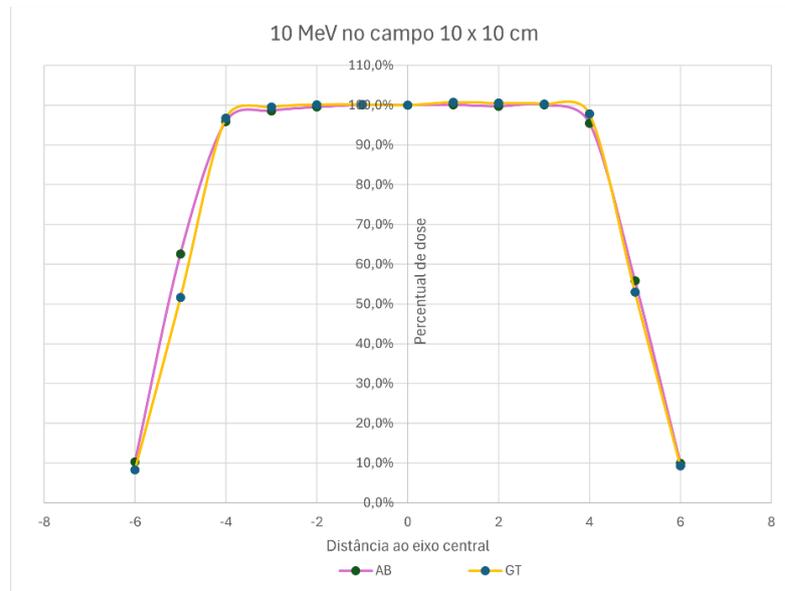


Tabela 9: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 6 MeV e campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pelo manual da Elekta

06 MeV no campo $30 \times 30 \text{ cm}$ pelo método da Elekta														Planura	Simetria	
AB	ponto	A18	A15	A12	A09	A06	A03	ISO	B03	B06	B09	B12	B15	B18		
	leitura 1	1,71	11,44	18,45	18,96	19,11	19,30	19,22	19,51	19,42	19,29	18,71	13,01	1,78		
	leitura 2	1,72	11,51	18,47	18,96	19,12	19,30	19,22	19,51	19,42	19,32	18,70	13,11	1,78		
	média	1,72	11,48	18,46	18,96	19,12	19,30	19,22	19,51	19,42	19,31	18,71	13,06	1,78		
	resultado%	8,9%	59,7%	96,0%	98,6%	99,5%	100,4%	100,0%	101,5%	101,0%	100,4%	97,3%	68,0%	9,2%	105,7%	101,3%
GT	ponto	G018	G015	G012	G09	G06	G03	ISO	T03	T06	T09	T012	T15	T18		
	leitura 1	1,55	10,62	18,66	19,33	19,47	19,55	19,25	19,32	19,19	19,07	18,51	9,62	1,51		
	leitura 2	1,55	10,61	18,67	19,33	19,48	19,54	19,25	19,34	19,21	19,07	18,52	9,63	1,51		
	média	1,55	10,62	18,67	19,33	19,48	19,55	19,25	19,33	19,20	19,07	18,52	9,62	1,51		
	resultado%	8,1%	55,1%	97,0%	100,4%	101,2%	101,5%	100,0%	100,4%	99,7%	99,1%	96,2%	50,0%	7,8%	105,6%	100,8%
GATB	ponto	GA18	GA12	GA09	GA06	GA03	ISO	TB03	TB06	TB09	TB12	TB18				
	leitura 1	17,33	19,11	19,47	19,55	19,64	19,52	19,68	19,54	19,47	19,10	17,40				
	leitura 2	17,33	19,13	19,45	19,57	19,65	19,52	19,70	19,55	19,48	19,09	17,40				
	média	17,33	19,12	19,46	19,56	19,65	19,52	19,69	19,55	19,48	19,10	17,40				
	resultado%	88,8%	98,0%	99,7%	100,2%	100,6%	100,0%	100,9%	100,1%	99,8%	97,8%	89,1%	103,1%	100,1%		
GBT A	ponto	GB18	GB12	GB09	GB06	GB03	ISO	TA03	TA06	TA09	TA12	TA18				
	leitura 1	17,55	19,38	19,74	19,83	19,85	19,56	19,51	19,37	19,28	18,88	17,17				
	leitura 2	17,54	19,38	19,74	19,85	19,85	19,57	19,54	19,37	19,25	18,88	17,16				
	média	17,55	19,38	19,74	19,84	19,85	19,57	19,53	19,37	19,27	18,88	4,00				
	resultado%	89,9%	99,3%	101,1%	101,6%	101,7%	100,0%	100,0%	99,2%	98,7%	96,7%	20,5%	105,1%	102,6%		

Figura 19: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ pelo método presente no manual da Elekta

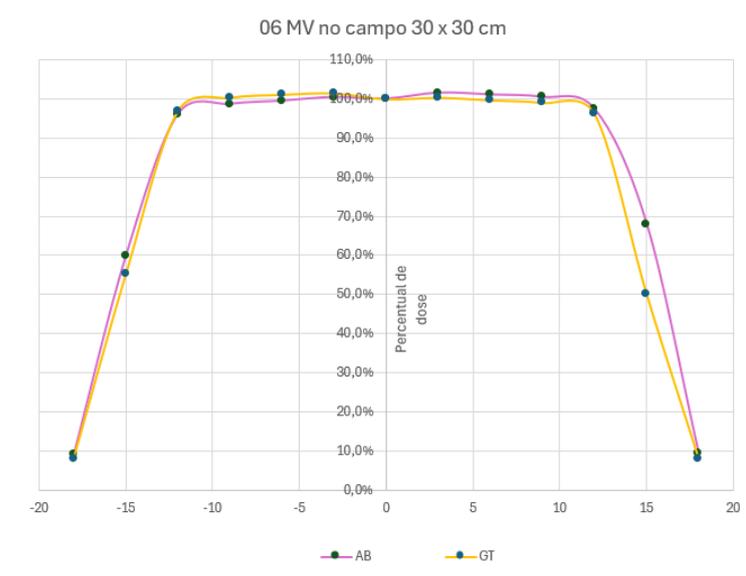


Tabela 10: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 10 MeV e campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pelo manual da Elekta

10 MeV no campo 30 x 30 pelo método da Elekta															Planura	Simetria
AB	pontos	A12	A15	A12	A09	A06	A03	ISO	B03	B06	B09	B12	B15	B18		
	leitura 1	1,655	11,67	20,54	20,8	20,9	20,75	20,71	20,86	20,97	20,88	20,62	14,33	1,69		
	leitura 2	1,6657	11,72	20,52	20,74	20,9	20,77	20,7	20,84	20,97	20,86	20,64	14,32	1,69		
	média	1,66035	11,695	20,53	20,77	20,9	20,76	20,705	20,85	20,97	20,87	20,63	14,325	1,69		
resultado %	8%	56%	99%	100%	101%	100%	100%	101%	101%	101%	100%	69%	8%	102,1%	100,5%	
GT	pontos	G18	G15	G12	G09	G06	G03	ISO	T03	T06	T09	T12	T15	T18		
	leitura 1	1,408	10,06	20,71	20,97	21,07	20,9	20,68	20,97	21,16	20,98	20,72	11,56	1,39		
	leitura 2	1,41	10,07	20,73	20,95	21,11	20,89	20,67	20,97	21,15	21,02	20,72	11,54	1,391		
	média	1,409	10,065	20,72	20,96	21,09	20,895	20,675	20,97	21,155	21	20,72	11,55	1,3905		
resultado (%)	7%	49%	100%	101%	102%	101%	100%	101%	101%	102%	102%	100%	56%	7%	102,3%	100,0%
GATB	pontos	GA18	GA12	GA09	GA06	GA03	ISO	TB03	TB06	TB09	TB12	TB18				
	leitura 1	19,37	21,09	21,08	21,09	20,86	20,65	20,86	21,03	21,07	21,06	19,40				
	leitura 2	19,35	21,09	21,12	21,09	20,86	20,66	20,85	21,06	21,08	21,06	19,41				
	média	19,36	21,09	21,10	21,09	20,86	20,66	20,86	21,05	21,08	21,06	19,41				
resultado (%)	93,7%	102,1%	102,2%	102,1%	101,0%	100,0%	101,0%	101,9%	102,0%	102,0%	93,9%	102,2%	100,1%			
GBTB	pontos	GB18	GB12	GB09	GB06	GB03	ISO	TA03	TA06	TA09	TA12	TA18				
	leitura 1	19,41	21,14	21,17	21,15	20,91	20,67	20,85	21,04	21,00	21,00	19,30				
	leitura 2	19,41	21,14	21,16	21,16	20,91	20,68	20,84	21,04	21,02	20,98	19,30				
	média	19,41	21,14	21,17	21,16	20,91	20,68	20,85	21,04	21,01	20,99	19,30				
resultado (%)	93,9%	102,2%	102,4%	102,3%	101,1%	100,0%	100,8%	101,8%	101,6%	101,5%	93,3%	102,4%	100,7%			

Figura 20: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ pelo método presente no manual da Elekta

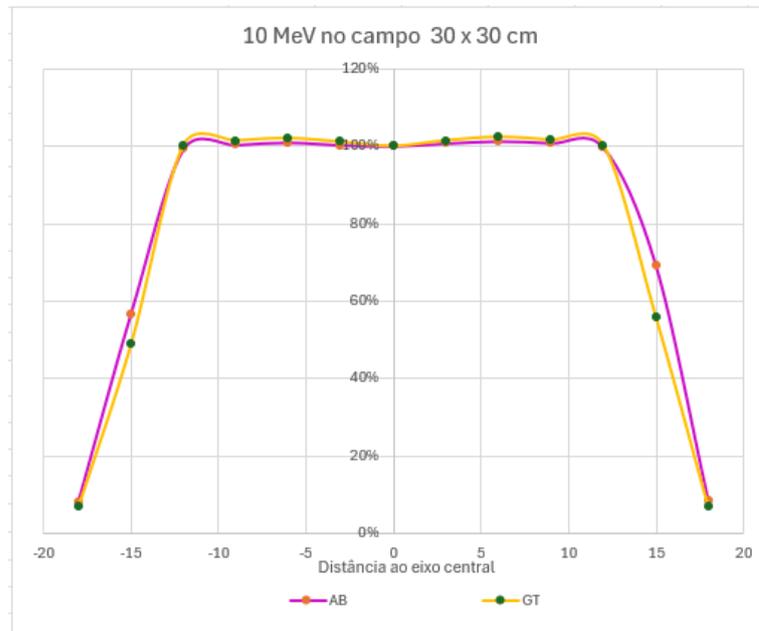


Tabela 11: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 6 MeV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pela IAEA

06 MeV no campo 10 x 10 pelo método da IAEA																		Planura	Simetria	
pontos	A06	A05	A4,5	A04	A03	A02	A01	A0,5	ISO	B0,5	B01	B02	B03	B04	B4,5	B05	B06			
AB	leitura 1	1,45	8,66	12,36	13,46	13,85	14,02	14,11	14,13	14,17	14,16	14,20	14,17	14,05	13,65	11,93	7,49	1,36		
	leitura 2	1,45	8,65	12,37	13,46	13,87	14,02	14,10	14,11	14,16	14,17	14,19	14,16	14,06	13,65	11,93	7,50	1,36		
	média	1,45	8,66	12,37	13,46	13,86	14,02	14,11	14,12	14,17	14,17	14,20	14,17	14,06	13,65	11,93	7,50	1,36		
	resultado(%)	10,2%	61,1%	87,3%	95,0%	97,8%	99,0%	99,6%	99,7%	100,0%	100,0%	100,2%	100,0%	99,2%	96,4%	84,2%	52,9%	9,6%		
																			102,4%	101,4%

06 MeV no campo 10 x 10 pelo método da IAEA																		Planura	Simetria	
pontos	A06	A05	G4,5	G04	G03	G02	G01	G0,5	ISO	T0,5	T01	T02	T03	T04	T4,5	T05	T06			
GT	leitura 1	1,85	6,14	12,67	13,63	14,07	14,19	14,23	14,23	14,20	14,18	14,20	14,18	14,07	13,72	12,98	7,72	2,15		
	leitura 2	1,85	6,15	12,67	13,63	14,08	14,21	14,24	14,24	14,20	14,21	14,17	14,07	13,73	12,99	7,72	2,15			
	média	1,85	6,15	12,67	13,63	14,08	14,20	14,24	14,24	14,20	14,19	14,21	14,18	14,07	13,73	12,99	7,72	2,15		
	resultado (%)	13,0%	43,3%	89,2%	96,0%	99,1%	100,0%	100,2%	100,2%	100,0%	99,9%	100,0%	99,8%	99,1%	96,7%	91,4%	54,4%	15,1%		
																			101,2%	100,0%

Figura 21: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pelo método sugerido pela IAEA

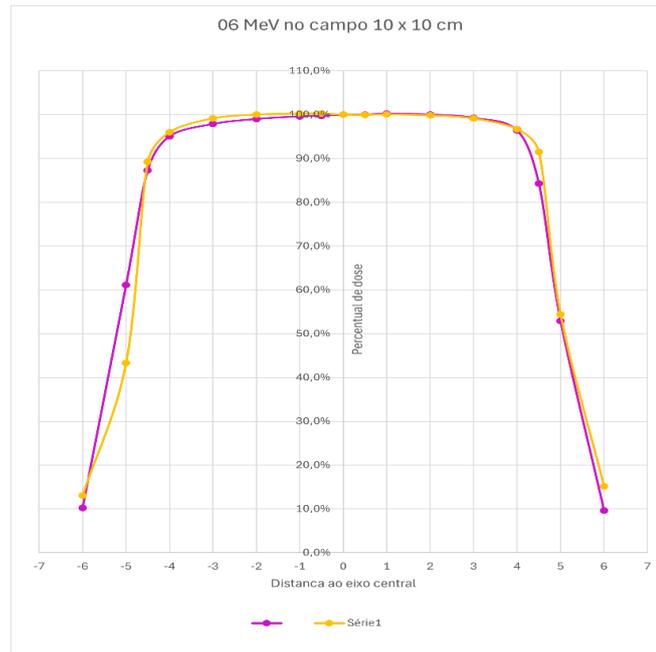


Tabela 12: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 10 MeV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pela IAEA

10 MeV no campo 10 x 10 pelo método da IAEA																		Planura	Simetria	
AB	ponto	A06	A05	A4,5	A04	A03	A02	A01	A0,5	ISO	B0,5	B01	B02	B03	B04	B4,5	B05	B06		
	leitura 1	1,42	9,09	13,79	14,76	15,17	15,26	15,36	15,35	15,33	15,34	15,35	15,32	15,21	14,75	13,58	7,73	1,45		
	leitura 2	1,43	9,16	13,81	14,80	15,17	15,28	15,35	15,34	15,33	15,34	15,37	15,31	15,22	14,77	13,57	7,74	1,45		
	média	1,43	9,13	13,80	14,78	15,17	15,27	15,36	15,35	15,33	15,34	15,36	15,32	15,22	14,76	13,58	7,74	1,45	101,3%	100,3%
resultado%	9,3%	59,5%	90,0%	96,4%	99,0%	99,6%	100,2%	100,1%	100,0%	100,1%	100,2%	99,9%	99,2%	96,3%	88,6%	50,5%	9,5%			
GT	ponto	G06	G05	G4,5	G04	G03	G02	G01	G0,5	ISO	T0,5	T01	T02	T03	T04	T4,5	T05	T06	Planura	Simetria
	leitura 1	2,01	6,2	13,48	14,71	15,22	15,27	15,33	15,28	15,26	15,32	15,31	15,23	14,96	14,15	8,81	2,51			
	leitura 2	2,01	6,23	13,47	14,76	15,22	15,28	15,34	15,27	15,29	15,32	15,29	15,24	14,95	14,17	8,81	2,51			
	média	2,01	6,22	13,48	14,74	15,22	15,28	15,34	15,28	15,28	15,27	15,32	15,30	15,24	14,96	14,16	8,81	2,51	100,8%	100,1%
resultado%	13,2%	40,7%	88,2%	96,5%	99,6%	100,0%	100,4%	100,0%	100,0%	100,0%	99,9%	100,3%	100,2%	99,7%	97,9%	92,7%	57,7%	16,4%		

Figura 22: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pelo método sugerido pela IAEA

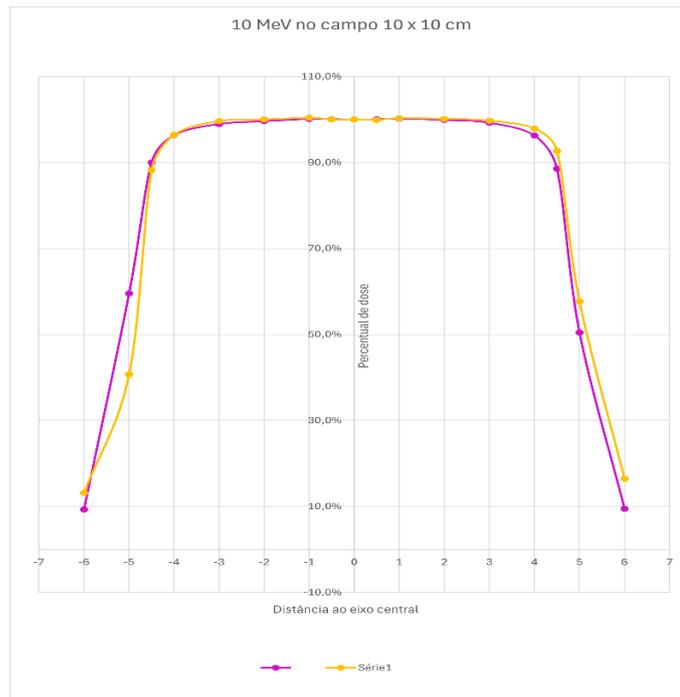


Tabela 13: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 6 MeV e campo 30 × 30 cm² seguindo as orientações indicadas pela IAEA

06MeV no campo 30 x 30 pelo método da IAEA																				
	ponto	A18	A15	A13,5	A12	A09	A06	A03	A1,5	ISO	B1,5	B03	B06	B09	B12	B13,5	B15	B18	Planura	Simetria
AB	leitura 1	1,39	9,84	14,95	15,41	15,85	15,96	16,13	16,11	16,14	16,24	16,35	16,29	16,16	15,89	15,52	10,22	1,40	105,9%	103,1%
	leitura 2	1,39	9,75	14,96	15,43	15,86	15,99	16,14	16,11	16,14	16,23	16,32	16,29	16,19	15,91	15,57	10,22	1,40		
	média	1,39	9,80	14,96	15,42	15,86	15,98	16,14	16,11	16,14	16,24	16,34	16,29	16,18	15,90	15,55	10,22	1,40		
	resultado (%)	8,6%	60,7%	92,7%	95,5%	98,2%	99,0%	100,0%	99,8%	100,0%	100,6%	101,2%	100,9%	100,2%	98,5%	96,3%	63,3%	8,7%		
06MeV no campo 30 x 30 pelo método presente																				
	ponto	G18	G15	G13,5	G12	G09	G06	G03	G01,5	ISO	T01,5	T03	T06	T09	T12	T13,5	T15	T18	Planura	Simetria
GT	leitura 1	1,22	6,64	15,17	15,65	16,14	16,28	16,34	16,20	16,09	16,11	16,20	16,08	15,97	15,50	15,02	8,52	1,26	105,4%	100,9%
	leitura 2	1,22	6,64	15,20	15,65	16,15	16,32	16,35	16,22	16,11	16,12	16,17	16,11	15,97	15,51	15,03	8,52	1,26		
	média	1,22	6,64	15,19	15,65	16,15	16,30	16,35	16,21	16,10	16,12	16,19	16,10	15,97	15,51	15,03	8,52	1,26		
	resultado (%)	7,6%	41,2%	94,3%	97,2%	100,3%	101,2%	101,5%	100,7%	100,0%	100,1%	100,5%	100,0%	99,2%	96,3%	93,3%	52,9%	7,8%		

Figura 23: Planura e simetria do feixe de 6 MeV no campo 30 × 30 cm² pelo método presente no manual da Elekta

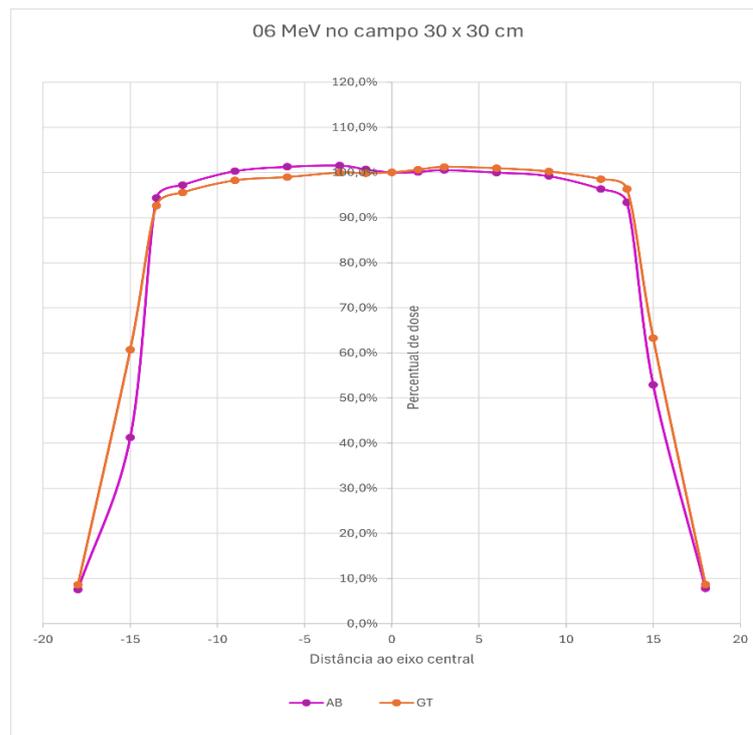
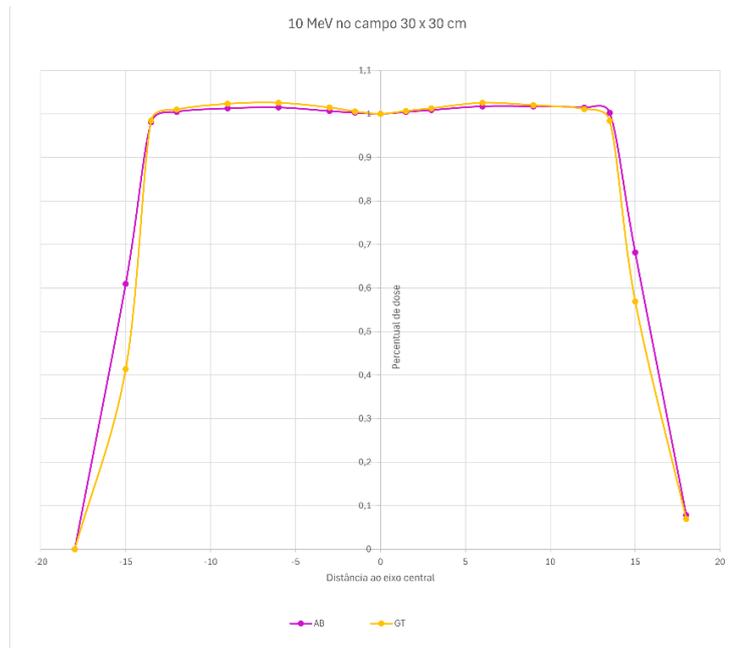


Tabela 14: Valores encontrados com a dosimetria utilizando energia do feixe de 10 MeV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ seguindo as orientações indicadas pela IAEA

10MeV no campo 30 x 30 pelo método da IAEA																Planura	Simetria		
AB	ponto	A15	A13,5	A12	A09	A06	A03	A01,5	ISO	B1,5	B03	B06	B9	B12	B13,5	B15	B18		
	leitura 1	10,37	16,71	17,12	17,26	17,28	17,16	17,08	17,04	17,11	17,2	17,32	17,33	17,28	17,09	11,62	1,34		
	leitura 2	10,4	16,71	17,12	17,25	17,3	17,14	17,09	17,04	17,12	17,18	17,35	17,34	17,29	17,07	11,61	1,34		
	média	10,385	16,71	17,12	17,255	17,29	17,15	17,085	17,04	17,115	17,19	17,335	17,335	17,285	17,08	11,615	1,34		
	resultado%	61%	98%	100%	101%	101%	101%	100%	100%	100%	101%	102%	102%	101%	100%	68%	8%	101,7%	101,0%
GT	ponto	G15	G13,5	G12	G9	G06	G03	G1,5	ISO	T1,5	T03	T06	T09	T12	T13,5	T15	T18	Planura	Simetria
	leitura 1	7,044	16,76	17,2	17,42	17,45	17,28	17,12	17,03	17,15	17,24	17,47	17,35	17,22	16,76	9,69	1,18		
	leitura 2	7,044	16,77	17,2	17,43	17,48	17,28	17,13	17,03	17,14	17,26	17,46	17,39	17,22	16,76	9,69	1,18		
	média	7,044	16,765	17,2	17,425	17,465	17,28	17,125	17,03	17,145	17,25	17,465	17,37	17,22	16,76	9,69	1,18		
	resultado%	41%	98%	101%	102%	103%	101%	101%	100%	101%	101%	103%	102%	101%	98%	57%	7%	102,6%	100,1%

Figura 24: Planura e simetria do feixe de 10 MeV no campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ pelo método proposto pela IAEA



Nas Tabelas 7 a 14 nota-se que os resultados encontrados satisfazem o limite de tolerância de 106% e os gráficos gerados a partir desses resultados caracterizam um perfil de feixe uniforme. Esse perfil é caracterizado por uma região central com distribuição de dose uniforme da dose e uma queda rápida de dose nas bordas do campo.

4.5 Planura e simetria obtidos na dosimetria e no TPS

A seguir foi feita a comparação dos resultados obtidos pelo TPS com os resultados da dosimetria para que se possa atestar a concordância do que foi simulado com o que foi planejado.

Tabela 15: Valores obtidos no TPS e na dosimetria seguindo os parâmetros do manual da Elekta

Energia do feixe e tamanho do campo	TPS								DOSIMETRIA ELEKTA							
	GT		AB		TAGB		GATB		GT		AB		GBTA		GATB	
	0,03 cm ³ e 0,6 cm ³		0,03 cm ³ e 0,6 cm ³		0,03 cm ³ e 0,6 cm ³		0,03 cm ³ e 0,6 cm ³									
	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria
06MeV 10 x 10 cm	102,97%	100,00%	103,08%	100,40%	101,72%	100,30%	101,72%	100,30%	105%	101,3%	106%	101,7%	103,7%	101,5%	102,8%	101,5%
06MeV 30 x 30 cm	102,30%	100,00%	102,60%	100,10%	102,60%	100,00%	102,20%	100,00%	105,7%	101,6%	105,6%	102%	105,1%	102,6%	103,1%	100,1%
10MeV 10x10 cm	103,38%	100,00%	103,49%	100,30%	102,20%	100,10%	101,41%	100,10%	104,2%	101,1%	104,8%	100,5%	101,5%	100,1%	101,4%	100%
10MeV 30x30 cm	102,80%	100,00%	102,80%	100,10%	103,10%	100,10%	103,10%	100,00%	102%	100%	102%	101%	102%	101%	102,2%	100,1%

Tabela 16: Valores obtidos no TPS e na dosimetria seguindo os parâmetros recomendados pela IAEA

Energia do feixe e tamanho do campo	TPS				DOSIMETRIA IAEA			
	GT		AB		GT		AB	
	0,03 cm ³ e 0,6 cm ³		0,03 cm ³ e 0,6 cm ³					
	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria
06MeV 10 x 10 cm	102,28%	100,00%	102,77%	100,20%	101,2%	100,0%	102,4%	101,4%
06MeV 30 x 30 cm	102,28%	100,00%	102,77%	100,30%	105,4%	100,9%	105,9%	103,1%
10MeV 10x10 cm	100,77%	100,00%	101,77%	100,20%	100,8%	100,1%	101,3%	100,3%
10MeV 30x30 cm	102,18%	100,00%	101,54%	100,20%	102,6%	100,1%	101,7%	101,0%

Ao analisar as Tabelas 15 e 16 foi possível visualizar que os valores encontrados no TPS foram diferentes dos encontrados na dosimetria, embora ambos estejam dentro dos limites aceitáveis de 106%. Essa constatação infere-se ao fato de que os cortes da TC utilizada no TPS foram de 0,5 cm, o que foi um limitador técnico, pois esta é uma TC de teste disponibiliza no software MONACO V6.3.3. Nesse software não há opção de fazer a reconstrução com cortes menores. Quanto maior o tamanho dos cortes menor é a precisão e a resolução espacial, pois menos cortes são adquiridos por centímetro do corpo do paciente, tendo assim uma reconstrução menos detalhada. Assim, seria adequado realizar a TC com cortes mais finos para melhorar a reconstrução e ajustar melhor o TPS.

4.6 Planura e simetria obtidos na dosimetria e no teste de aceitação do equipamento

Para atestar que o comportamento do feixe não sofreu desvios significativos foi feita a comparação dos dados dos testes de aceitação do equipamento com os resultados encontrados nas dosimetrias para feitas pelo método indicado no manual da Elekta e pelo método recomendado pela IAEA. A Tabela 17 mostra esses valores.

Tabela 17: Dados do teste de aceitação do equipamento e da dosimetria realizada seguindo os parâmetros do manual da Elekta e das recomendações da IAEA

Energia do feixe e tamanho do campo	CAT								DOSIMETRIA ELEKTA								DOSIMETRIA AGENCIA			
	GT		AB		TAGB		GATB		GT		AB		GBTA		GATB		GT		AB	
	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria	planura	simetria
06MeV 10 x 10 cm	103.87%	100.32%	105.86%	101.20%	103.00%	100.84%	102.78%	100.63%	105%	101.3%	106%	101.7%	103.7%	101.5%	102.8%	101.5%	101.2%	100.0%	102.4%	101.4%
06MeV 30 x 30 cm	103.35%	100.41%	103.50%	100.49%	104.22%	100.7%	104.16%	100.35%	105.7%	101.6%	105.6%	102%	105.1%	102.6%	103.1%	100.1%	105.4%	100.9%	105.9%	103.1%
10MeV 10x10 cm	104.32%	100.66%	105.76%	100.62%	102.33%	100.82%	101.85%	100.26%	104.2%	101.1%	104.8%	100.5%	101.5%	100.1%	101.4%	100%	100.8%	100.1%	101.3%	100.3%
10MeV 30x30 cm	102.81%	100.52%	101.89%	100.20%	102.63%	100.57%	102.86%	100.42%	102%	100%	102%	101%	102%	101%	102.2%	100.1%	102.6%	100.1%	101.7%	101.0%

Ao analisar a Tabela 17, vê-se que o comportamento do feixe permanece concordante com o que foi encontrado no dia do teste de aceitação do equipamento, pois o mesmo não sofreu grandes desvios, tendo seus valores dentro do limite de tolerância de 106%.

5 CONCLUSÕES

Os resultados apresentados demonstram que não há desvio de planura e simetria no feixe de fótons do LINAC *Precise* do Hospital Fundação de Beneficência de Cirurgia, pois em todos os testes feitos, tanto com o método sugerido no Manual da Elekta quanto pelas recomendações da IAEA o feixe apresentou uniformidade de dose. Sendo assim, os resultados seguem em conformidade com os resultados encontrados nos testes de aceitação do equipamento e não ultrapassaram os limites de tolerância.

No início dos testes, também foi possível constatar, através do teste de qualidade de penetração do feixe, que o feixe está em boas condições no que se refere a capacidade do feixe de atravessar o corpo do paciente a ser tratado.

Já os resultados obtidos pelo TPS não condizem com os que foram obtidos na dosimetria. Essas variações apontam a necessidade de melhores condições técnicas, como uma tomografia com cortes mais finos, para testes como os realizados nesse estudo. Porém, essa observação não interferiu no perfil do feixe esperado, pois mesmo com essa imprecisão, o mesmo ainda estava dentro do limite de tolerância declarado.

Dessa forma, pode-se concluir que levando em conta como parâmetros a planura e a simetria do feixe, a dose está sendo entregue como planejada no volume alvo, garantindo um tratamento radioterápico mais eficaz.

REFERÊNCIAS

ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. New York: Wiley-VCH, 1986.

ELEKTA. *Medical linear accelerator: customer acceptance tests for all models*. [S. l.]: Elekta, 2019.

Fonseca, G. P. et al. *Sistemas de Planejamento em Radioterapia*, 2019. Acesso em: 10 mai. 2025.

IBA DOSIMETRY. *WP1D water phantom*. [S.l.]: IBA Dosimetry, [s.d.]. Disponível em: <https://www.iba-dosimetry.com/product/wp1d-water-phantom> Acesso em: 28 abr. 2025.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. *ABC do câncer*. Rio de Janeiro: INCA, 2011.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. *Atualização para técnicos em radioterapia*. Rio de Janeiro: INCA, 2011.

INCA – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. *Curso para técnicos em radioterapia*, Rio de Janeiro. 2000

INCA – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. *TEC DOC – 1151, Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia*, Rio de Janeiro. 2000

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *TRS 398 (Rev. 1): absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Vienna: IAEA, 2024.

JUMEAU, R. et al. Stereotactic radiotherapy for the management of refractory ventricular tachycardia: promise and future directions. [S. l.]: [s. n.], [2025]. Acesso em: 22 abr. 2025.

KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PODGORSAK, E. B. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

SCAFF, L.A.M. *Física da radioterapia*. São Paulo: Editora Livraria da Física, 1997.

TAUHATA, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R., Instituto de Radioproteção e Dosimetria. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014.