



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

**Estudo comparativo sobre dois detectores planares
e um volumétrico para o comissionamento de filtros
dinâmicos de aceleradores lineares clínicos**

São Cristóvão/SE

Julho de 2018

ANDREYSON DA SILVA ARAUJO

**Estudo comparativo sobre dois detectores planares
e um volumétrico para o comissionamento de filtros
dinâmicos de aceleradores lineares clínicos**

Dissertação de mestrado apresentada ao Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Física.

Orientadora: Prof. Dra. Divanizia do Nascimento Sousa

São Cristóvão/SE

Julho de 2018

ANDREYSON DA SILVA ARAUJO

Estudo comparativo sobre dois detectores planares e um volumétrico para o comissionamento de filtros dinâmicos de aceleradores lineares clínicos

Dissertação de mestrado apresentado ao Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Física.

Data de Aprovação: São Cristóvão/SE. ___/___/___.

Com a banca examinadora constituída pelos professores:

Prof. Dra. Divanizia do Nascimento Sousa
Orientadora

Prof. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas
Externo

Prof. Dr. Rogério Matias Vidal da Silva
Externo

Dedico esta dissertação à minha namorada, pois sempre que eu pensava em desistir, ela me dava forças para continuar. Sendo uma pessoa especial na minha vida, me ensinou muitas coisas, uma delas foi que por mais que o caminho esteja difícil e doloroso, devo prosseguir, pois lá na frente, quando esse caminho já estiver no final, olharei para trás e me sentirei vitorioso. Obrigado por sempre estar ao meu lado, me dando forças. Eu amo você.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por todos os momentos. Porque sem ele não poderia estar usufruindo desse momento.

Aos meus pais e família, por toda a educação, dedicação e incentivo que me proporcionaram alcançar mais esse título.

À minha namorada, **Joelma Sampaio Rodrigues**, pelo o amor, carinho, incentivo, companheirismo, compreensão pelos momentos de ausência e por me fazer o homem mais feliz do mundo.

À minha orientadora, prof. Dra. **Divanizia do Nascimento Sousa**, pela confiança em mim depositada ao longo destes anos, paciência, dedicação, orientação segura e competente deste trabalho.

Ao Dr. **Rogério Matias Vidal da Silva**, pela ideia para transformar este trabalho em uma dissertação de mestrado, pela paciência, pelo incentivo, pelos momentos de descontração, pela atenção e pela companhia nas muitas horas de medições em que deixou de estar curtindo sua folga.

As Dra. **Rebecca Bezerra de Albuquerque Maurão** e a **Solange Fátima Pincella**, por ajudarem nas medidas, pela convivência e ensinamentos.

Aos meus amigos, **Nicolas, Gilram, Felipe, Leonardo, Thuana e Ana Thyara**, pelo incentivo e apoio de sempre.

Aos meus amigos, **Fabiano e Isaias**, por terem me ajudado bastante nos slides, pela confiança e incentivo.

Aos meus irmãos, **Aderson, Lorena e Andressa**, pelo amor e carinho.

Ao Instituto do Câncer do Ceara por permitir a realização das medidas.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

RESUMO

Em radioterapia, a falta de homogeneidade da dose no volume planejado de tratamento pode ser compensada usando os filtros físicos ou dinâmicos. Filtros dinâmicos foram introduzidos para superar, principalmente, as limitações de angulação dos filtros físicos. Mas para que esses filtros sejam implementados na rotina clínica, eles precisam passar por procedimentos de dosimetria e controle de qualidade. Para isso, além das câmaras de ionização cilíndricas, convencionalmente empregadas em dosimetria de feixes de radioterapia, existem detectores mais modernos que possibilitam mapear em duas ou três dimensões as doses depositadas por esses feixes. O presente trabalho teve como objetivo avaliar a eficiência de dois detectores planares (MatriXX® e QA BeamChecker Plus®), e um volumétrico (ArcCHECK®) no comissionamento de filtros dinâmicos, discutindo as vantagens e desvantagens do uso de um detector com relação ao outro. Uma câmara de ionização cilíndrica foi empregada para determinação da porcentagem de dose em profundidade e da dose absorvida em água. Os dados obtidos com a câmara de ionização foram comparados com o sistema de planejamento de tratamento (TPS). A eficiência do MatriXX foi investigada nos testes de simetria dos colimadores, linearidade da dose, taxa de dose, fator filtro, perfis de dose em diferentes profundidades para filtros dinâmicos de 30, 45 e 60° e análise de distribuição de dose. A eficiência do ArcCHECK foi verificada no teste da influência da força gravitacional sobre os colimadores, simulando filtros de 30, 45 e 60°. Para o QA BeamChecker Plus, a eficiência foi analisada no teste da constância do feixe utilizando filtros dinâmicos de 30, 45 e 60°. Em todos os testes de eficiência, esses três detectores apresentaram bons resultados, sendo adequados para o comissionamento dos filtros dinâmicos.

ABSTRACT

In radiation therapy, the lack of homogeneity of the planned volume of treatment dose can be compensated by using physical or dynamic wedges. Dynamic wedges were introduced to overcome, above all, the angulation limitations of physical wedges. But for dynamic wedges to be implemented in the radiotherapy routine, they need to undergo dosimetry and quality control procedures. For this, in addition to the cylindrical ionization chambers conventionally employed in radiotherapy beam dosimetry, there are more modern detectors that allow mapping in two or three dimensions the doses deposited by these beams. The objective of this work was to evaluate the efficiency of two planar detectors (MatriXX® e QA BeamChecker Plus®), and a volumetric (ArcCHECK®) in the commissioning of dynamic wedges, discussing the advantages and disadvantages of one detector in relation to the others. A cylindrical ionization chamber was used to determine the percentage depth dose and the dose absorbed in water. The data obtained with the ionization chamber were compared with those defined by treatment planning system (TPS). MatriXX efficiency was investigated in tests of symmetry of collimators, linearity of dose, dose rate, filter factor, dose profiles in different depths to dynamic wedges of 30, 45 and 60°, and dose distribution analysis. ArcCHECK efficiency was verified in the test of the influence of gravitational force on the collimators, simulating filters 30, 45 and 60°. For QA BeamChecker Plus, the efficiency was analysed in the beam constancy test using dynamic wedges of 30, 45 and 60°. In all the efficiency tests, these three detectors presented good results, being suitable for the commissioning of the dynamic wedges.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Regiões de predominância das três formas de interação. Adaptada de [23].	7
Figura 2: (a) Câmara de ionização cavitária cilíndrica [28] e (b) funcionamento de uma câmara de ionização.	13
Figura 3: Câmara de ionização de ar livre. Adaptado de [28].	14
Figura 4: Esquema ilustrando o funcionamento de um diodo de silício de junção p-n. Adaptado de [27].	16
Figura 5: Deposição da dose no paciente para um feixe de fótons de megavoltagem. Adaptado de [26].	17
Figura 6: Objetos simuladores de água. A) Fantoma de água [22]. B) Fantoma de água sólida [29] e C) Fantoma antropomórfico [30].	19
Figura 7: Esquema da determinação da porcentagem de dose em profundidade. Adaptado de [24].	21
Figura 8: Determinação do ângulo do filtro físico. Adaptado de [1].	24
Figura 9: Sequência ((1), (2) e (3)) ilustrando o movimento de varredura do colimador com filtro dinâmico e em (4) é perfil de isodose obtido com o filtro dinâmico. Adaptado de [34].	26
Figura 10: Determinação do ângulo do filtro dinâmico. Adaptado de [1].	26
Figura 11: Progressão da taxa de dose e velocidade do colimador em relação ao tempo de tratamento. Adaptado de [1].	28
Figura 12: Golden STT para feixe de 6 MV com filtro dinâmico de 60°. Adaptado de [1].	29
Figura 13: Representação geométrica dos critérios de aceitação da distribuição de dose usando os testes combinados de diferença de dose elipsoidal e da DTA e ainda a representação do vetor da função gama. (a) representação bidimensional e (b) representação unidimensional [39].	33
Figura 14: Acelerador linear Clinac 6EX.	36
Figura 15: Conjunto dosimétrico.	37
Figura 16: a) Fantoma de água [22] e b) fantoma de água sólida [29].	38
Figura 17: Detector volumétrico ArcCHECK [40].	38
Figura 18: Detector planar MatriXXEvolution da iba Corporation [41].	39

Figura 19: Detector planar QA BeamChecker Plus da Standard Imaging [42].	40
Figura 20: Montagem experimental: MatriXX com as placas sólidas.	41
Figura 21: Montagem experimental para determinar a PDD.	44
Figura 22: Perfis de dose para as orientações Y1-IN e Y2-OUT de um filtro de 30°.	48
Figura 23: Perfis de dose para verificação da simetria dos colimadores. O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. Os perfis definidos por linha vermelha foram os obtidos com uso do colimador Y2-OUT. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para o colimador Y1-IN.	50
Figura 24: Curvas de perfis de dose para verificação da ocorrência de dependência da taxa de dose. O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. E em linha vermelha os perfis obtidos com taxa de dose de 500 UM/min. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para taxa de dose de 200 UM/min.	52
Figura 25: Curvas de perfis de dose para verificação da linearidade da dose. O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. E em linha vermelha os perfis obtidos com dose de 200 UM. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para dose de 50 UM.	54
Figura 26: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	56
Figura 27: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	57
Figura 28: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	58
Figura 29: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	59
Figura 30: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	60
Figura 31: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm ² . No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.	61
Figura 32: Variações da intensidade da dose em função das angulações dos filtros, definidas pelo TPS e pelo MatriXX para de campo de 10 x 10 cm ² , orientação Y2-OUT e profundidade de 15 cm.	62

Figura 33: Fator filtro em função do tamanho do campo para a orientação Y1-IN (à esquerda) e Y2-OUT (à direita).....	65
Figura 34: Comparação dos fatores filtro obtidos neste trabalho e os da literatura. Em a) o trabalho de Souza [22], em b) os resultados obtidos neste estudo e em c) dados obtidos por Gibbons [44].....	66
Figura 35: Gráfico comparativo dos valores de fator filtro dinâmico, definidos para a energia de 6 MV, obtidos por Souza [22] (em cores) e dos fornecidos pelo fabricante para campos quadrados e ângulos de filtro dinâmicos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60° (Adaptado de [22]).	66
Figura 36: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 30° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.....	76
Figura 37: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 45° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.....	77
Figura 38: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 60° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.....	77
Figura 39: Ilustração de como o software do ArcCHECK faz as análises. Em a) o ArcCHECK sendo cortado e em b) a visão planar do ArcCHECK.....	79
Figura 40: Ilustração para determinação do comprimento do arco.	79
Figura 41: Distribuições de dose utilizando o MatriXX. Em a) a distribuição de dose calculada com TPS, em b) perfis sobrepostos da dose medida e calculada, em c) a distribuição de dose medida com MatriXX e em d) uma imagem definida a partir da função gama.....	80
Figura 42: Distribuições de dose utilizando o MatriXX. Em a) a distribuição de dose calculada com TPS, em b) perfis sobrepostos da dose medida e calculada, em c) a	

distribuição de dose medida com MatriXX e em d) uma imagem definida a partir da função gama.....	81
Figura 43: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 30°.	
CI significa câmara de ionização.....	82
Figura 44: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 45°.	
CI significa câmara de ionização.....	83
Figura 45: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 60°.	
CI significa câmara de ionização.....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores filtro definidos a partir da razão entre as leituras de dose feitas com o MatriXX, na profundidade de 10 cm, considerando a uso de filtro na orientação Y1-IN, e nas mesmas condições sem o uso de filtro dinâmico (em azul).....	64
Tabela 2: Fatores filtro definidos a partir da razão entre as leituras de dose feitas com o MatriXX, na profundidade de 10 cm, considerando a uso de filtro na orientação Y2-OUT, e nas mesmas condições sem o uso de filtro dinâmico (em azul).	65
Tabela 3: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 5 x 5 cm ²	68
Tabela 4: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 10 x 10 cm ²	69
Tabela 5: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 16 x 16 cm ²	70
Tabela 6: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 20 x 20 cm ²	71
Tabela 7: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 5 x 5 cm ²	72
Tabela 8: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 10 x 10 cm ²	73
Tabela 9: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 16 x 16 cm ²	74

Tabela 10: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 20 x 20 cm².....75

LISTAS DE SIGLAS

PDD – Percentage of dose in depth.

SSD – Source skin distance.

DW – Dynamic wedge.

EDW – Enhanced dynamic wedge.

STT – Segmented treatment table.

IAEA – International Atomic Energy Agency.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements.

UM – Unidade monitor.

DTA – Distance to agreement.

ICC – Instituto do Câncer do Ceará.

TPS – Treatment planning system.

SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO	1
1.1- Considerações Gerais	1
2- FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1 – Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	6
2.2 – Predominância de cada Interação.....	7
2.3 – Grandezas Físicas e Unidades	7
2.4 – Detectores de Radiação.....	10
2.4.1 – Câmara de ionização e eletrômetro	12
2.4.2 – Diodos.....	14
2.5 – Aspectos Físicos dos Feixes de Fótons.....	16
2.6 – Distribuição de Dose e Parâmetros Dosimétricos Utilizados	18
2.6.1- Fantasmas.....	18
2.6.2 - Porcentagem de dose em profundidade (PDD).....	20
2.6.3 – Fator filtro.....	21
2.7 – Determinação da Dose Absorvida na Água	22
2.8 – Filtro Físico	24
2.9 – Filtros Dinâmicos da Varian	25
2.10 – Função Gama	31
3- MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1- Materiais	36
3.1.1 – Acelerador linear.....	36
3.1.2 - Conjunto dosimétrico	37
3.1.3 – Fantoma de água e placas sólidas	37
3.1.4 – Detectores ArcCHECK, MatriXX e QA BeamChecker Plus	37
3.2 – Métodos	40
3.2.1 – Medições usando o MatriXX	40
3.2.1.1 – Simetria dos colimadores	41
3.2.1.2 – Perfis de dose em diferentes profundidades	42
3.2.1.3 – Linearidade da dose	42
3.2.1.4 – Taxa de dose.....	43
3.2.1.5 – Fator filtro	43

3.2.2 – Medição usando o ArcCHECK.....	43
3.2.3 – Medições usando a Câmara de Ionização.....	44
3.2.3.1 – PDD e dose absorvida.....	44
3.2.4 – Análise da distribuição de dose	45
3.2.5 – Medição usando o QA BeamChecker Plus.....	45
4 – Resultados e Discussões	48
4.1– Avaliações usando o MatriXX	48
4.1.1- Simetria dos colimadores	48
4.1.2 – Taxa de dose	50
4.1.3 – Linearidade da dose	53
4.1.4 – Perfis de dose em diferentes profundidades.....	55
4.1.5 – Fator filtro.....	62
4.2 – Medidas usando a Câmara de Ionização.....	67
4.2.1 – PDD e dose absorvida	67
4.3 – Medidas usando o ArcCHECK.....	75
4.3.1 – Força gravitacional	75
4.4 – Análise das Distribuições de Dose.....	79
4.5 – Avaliação usando o QA BeamChecker Plus	81
4.5.1 – Constância do feixe de fótons.....	81
4.6 - Vantagens e Desvantagens dos Detectores Avaliados	84
5 - Conclusões.....	87
Referências Bibliográficas	89

1- INTRODUÇÃO

1.1- Considerações Gerais

A radioterapia é um ramo da medicina que utiliza radiação ionizante para erradicação de células neoplásicas ou inibição do crescimento desse tipo de célula, tendo como principal objetivo maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano nos tecidos saudáveis.

Existem duas modalidades de radioterapia, dependendo da localização da fonte de radiação em relação ao paciente, que são a teleterapia e a braquiterapia. A teleterapia utiliza a fonte de radiação distante do paciente ou do ponto de interesse (normalmente a 80 ou 100 cm, dependendo da energia do feixe). Para essa modalidade, os aparelhos emissores de radiação mais utilizados são os aceleradores lineares. Nos tratamentos, os pacientes são submetidos a sessões de radioterapia com curta duração diária por algumas semanas. A braquiterapia utiliza a fonte de radiação em contato ou até mesmo implantada na região a ser tratada no paciente.

A radioterapia é um tratamento muito complexo, cujo objetivo principal é concentrar a maior dose de radiação possível no tumor, preservando os tecidos saudáveis adjacentes. Para isto, em certos tratamentos, como no caso do câncer de mama, é necessário interpor entre o feixe de radiação e o paciente um modificador de feixe. Esse modificador pode ser um bloco de metal, que é utilizado para proteger uma área que não se deseja irradiar, ou um filtro (que pode ser físico ou dinâmico), que tem como função compensar uma falta de tecido, modificar as curvas de isodose ou alterar o gradiente de dose dentro do volume do tumor.

O uso dos filtros físicos (do inglês, *physical wedge*, PW) nos tratamentos de radioterapia é uma prática comum desde os primeiros irradiadores de ^{60}Co (unidades de telecobaltoterapia). As unidades de teleterapia mais antigas só comportavam os filtros físicos, que são ainda hoje utilizados. Esses filtros são compostos por uma cunha metálica e servem para modificar a deposição da dose e produzir o endurecimento do feixe, bloqueando os fótons de menor energia de um feixe, que são menos penetrantes, permitindo a passagem daqueles fótons de maior energia. O avanço da tecnologia possibilitou o desenvolvimento de aceleradores

controlados por computador, permitindo o desenvolvimento de filtros não físicos, os chamados filtros dinâmicos, que são filtros virtuais. Os novos aceleradores lineares possuem a opção de uso de filtros dinâmicos e físicos.

O filtro dinâmico (do inglês, *dynamic wedge*, DW) difere do filtro físico (bloco de metal) porque nenhum modificador de feixe externo é usado para criar o perfil de dose do filtro. Ao contrário, o perfil de isodose (em forma de cunha –“wedge”) é criado pela ação de varredura de um dos colimadores do cabeçote do acelerador. No início da irradiação o colimador está aberto conforme o campo de tratamento, e vai sendo fechado durante o tempo de irradiação [1].

A denominação de filtro dinâmico foi proposta originalmente em 1978 [2] com a instalação de um acelerador linear da Siemens Mevatron XII com controle por computador de vários parâmetros da máquina, incluindo: posição da mesa, taxa de dose, angulação do pórtico (*gantry*) e a posição dos colimadores. Como um estudo inicial de terapia de radiação controlada por computador, realizado por Kjewiski *et al.* [2], foi avaliado o uso de um dos colimadores em movimento durante irradiações com esse acelerador. De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, os perfis de dose em forma de cunha obtidos com o movimento do colimador eram iguais aos perfis obtidos com os filtros físicos. As curvas de isodose obtidas para quaisquer profundidades e tamanhos de campos arbitrários também eram reproduzidas. Além disso, ao se ajustar o curso do movimento do colimador se podia produzir perfis de isodose com qualquer ângulo do filtro.

Em 1991, a empresa Varian introduziu o *Dynamic Wedge* (DW), que foi a primeira implementação clínica desse tipo de filtro. Desde então, vários pesquisadores têm discutido sobre esse tema [3–7]. Esta primeira implementação estava limitada aos seguintes ângulos de filtro: 15°, 30°, 45° e 60°, para tamanhos de campos simétricos de até 20 cm, que é o limite da área do filtro. Em 1996 o filtro dinâmico teve suas capacidades aprimoradas para mais três ângulos (10°, 20° e 25°), com a introdução do filtro dinâmico aprimorado (*Enhanced Dynamic Wedge*, EDW). Esses também podem ser empregados para campos de radiação assimétricos.

Com essa nova opção nos aceleradores, os filtros dinâmicos vêm sendo um assunto bastante estudado pelos pesquisadores quanto à implementação clínica nos

sistemas de planejamento de tratamento e a verificação de parâmetros físicos (perfil do feixe, dose em profundidade, fator filtro efetivo) que podem ser alterados pelo uso deles, como nos trabalhos publicados por Samuelsson *et al.* [8], Leavitt *et al.* [9] e Salk *et al.* [10] em 1997. Em 1998, Klein *et al.* [11] implementaram o filtro dinâmico aprimorado em quatro aceleradores chamados de 23N, 23S, 21N e 21S, avaliando dosimetricamente os parâmetros para uso clínico, considerando o sistema de planejamento de tratamento e a garantia de qualidade. As avaliações tiveram como objetivo derivar um conjunto de dados comuns e configurações de planejamento de tratamento aplicáveis para todas as máquinas. Além disso, buscaram determinar se o uso de filtro dinâmico aprimorado apresenta mais vantagens que o de filtro físico.

Por simplicidade, neste trabalho, os filtros dinâmicos aprimorados ou não serão denominados simplesmente de filtros dinâmicos.

Um dos parâmetros dosimétricos utilizados para avaliação de filtro dinâmico é o fator filtro. Para a determinação desse fator são realizadas medições com a câmara dentro de um objeto simulador. O fator filtro é definido como a razão entre os valores de dose medidos com a câmara de ionização, em um feixe modificado por uso do filtro de interesse, e os obtidos sem o uso do filtro, na mesma profundidade de referência (10 cm) e no mesmo tamanho de campo [1].

Em 2004, Kuperman [12] desenvolveu um novo modelo de cálculo para determinar o fator filtro para filtros dinâmicos e comparou com outros modelos descritos na literatura. Essa comparação foi realizada para diferentes ângulos do filtro, campos simétricos e assimétricos, empregando duas energias de fótons diferentes (6 MV e 18 MV). De acordo com os resultados do estudo, o novo modelo para o filtro dinâmico forneceu melhor concordância com o fator filtro medido.

Pasquino *et al.* em 2009 [13] verificaram o comissionamento dos filtros dinâmicos da Varian no sistema de planejamento de tratamento Oncetra MasterPLan TPS. No estudo, foram comparados o fator filtro, perfis e distribuições de dose bidimensional obtidos via sistema de planejamento de tratamento (TPS) com os resultados medidos com dosímetros e com resultados da literatura. Três anos depois, Saminathan *et al.* [14] compararam os perfis de dose para duas energias diferentes (6 MV e 18 MV), considerando uso de filtro dinâmico e filtro

físico. Concluíram que as características de perfil de dose e isodose resultantes do uso de filtro dinâmico eram iguais às observadas com o uso do filtro físico.

Kakakhel *et al.* [15], em 2013, investigaram experimentalmente o quanto o movimento do filtro dinâmico e o movimento do tumor ou volume alvo podiam afetar a distribuição de dose. Nesse mesmo ano, Kowalik *et al.* [16] publicaram um estudo em que avaliaram os ângulos do filtro dinâmico usando um detector composto de uma matriz de câmaras de ionização em feixes de fótons de 6 MV e 15 MV. O estudo concluiu que para esses feixes a diferença percentual entre o perfil medido e o calculado foi inferior a 5% e para os filtros de ângulos menores resultavam em menor diferença.

Em 2015, Sahnoun *et al.* [17] verificaram quantitativamente a distribuição de dose planar do filtro dinâmico usando uma matriz de câmara de ionização 2D, por meio de dois algoritmos de cálculos implementados no Eclipse – o AAA (Anisotropic Analytic Algorithm) e o PBC (Pencil Beam Convolution). Como conclusão, os autores verificaram que a melhor modulação da distribuição de dose planar foi obtida utilizando o algoritmo AAA, especialmente para campos e ângulos grandes (45° e 60°), com energia de fótons de 6 MV.

Em um estudo mais recente, publicado em 2017, Mahdavi *et al.* [18] analisaram computacionalmente dose em profundidade, curvas de isodose e perfis de dose para irradiações em objeto simulador com uso do filtro dinâmico do acelerador Varian 2100CD e compararam os resultados com os obtidos com uso de filtro físico. Os autores observaram completa concordância entre os dados dosimétricos simulados e os medidos para as mesmas configurações de campo com uso de cada um dos filtros.

Como podemos perceber, os filtros dinâmicos são muito discutidos na literatura. A utilização desses filtros na radioterapia, ao invés do filtro físico, proporciona vantagens clínicas com relação à distribuição de dose no volume alvo do paciente na radioterapia de mama [19], de parótida [20] e em radioterapia estereotática [21].

O surgimento de novas ferramentas dosimétricas para radioterapia e a maior complexidade dos tratamentos exige um aperfeiçoamento dos mecanismos para

garantia de um controle de qualidade efetivo, assegurando que os pacientes sejam tratados de maneira segura e precisa inclusive que o sistema de planejamento do tratamento seja verificado [22]. Por exemplo, observou-se que nos trabalhos citados até aqui, não foram realizados testes com detectores volumétricos do tipo ArcCHECK[®] e planar como o Beam Checker[®]. Então, entende-se que é necessário realizar um estudo comparativo com esses detectores juntamente com o detector planar MatriXX[®] relacionado à implementação clínica de filtros dinâmicos. Por meio de testes dosimétricos utilizando tais detectores é possível verificar se um filtro dinâmico está modificando corretamente um feixe, assegurando assim que os pacientes cujas radioterapias utilizem esse tipo de filtro sejam tratados de maneira segura e precisa. Tal estudo servirá também para verificar a eficiência de cada detector.

Este trabalho teve como objetivos avaliar a eficiência de dois detectores planares e um volumétrico para o comissionamento de filtros dinâmicos, discutindo as vantagens e desvantagens do uso de um detector com relação a outro na dosimetria clínica em radioterapia.

A funcionalidade e, conseqüentemente, o comissionamento dos filtros dinâmicos foram avaliados por meio de resultados de medições realizadas com quatro sistemas dosimétricos distintos: câmara de ionização cilíndrica, matriz planar de câmara de ionização (MatriXX), matriz planar de 8 câmaras de ionização (QA Beam Checker Plus) e matriz cilíndrica de diodos (ArcCHECK).

2- FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A seguir são apresentadas algumas considerações básicas para um bom entendimento deste trabalho, relacionadas com os objetos em estudo: interação da radiação com a matéria, predominância de cada tipo de interação, grandezas físicas e unidades, detectores de radiação, aspecto físico dos feixes de fótons, distribuição de dose e parâmetro dosimétrico utilizado, determinação da dose absorvida na água, filtro físico, filtro dinâmico da Varian e função gama.

2.1 – Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

Radiação é a propagação de energia no espaço. Se essa radiação for acompanhada de matéria, chama-se radiação corpuscular. Quando é só energia, chama-se radiação eletromagnética. Toda radiação que é capaz de arrancar elétrons do átomo pode ser chamada de radiação ionizante. Os raios X e gama, partículas beta e os prótons acelerados são exemplos de radiações ionizantes. A luz visível, raios ultravioletas e as micro-ondas são exemplos de radiações não ionizantes.

A interação da radiação com a matéria não é constante nem uniforme, sendo dependente de alguns fatores. Além disso, ao ocorrer a interação pode haver uma maior ou menor troca de energia entre a radiação e a matéria, a depender de certos fatores.

Das diversas formas de interação da radiação com a matéria, considerando as faixas energéticas mais usuais em radioterapia, somente o efeito fotoelétrico, efeito Compton e a produção por pares são importantes. Estes três tipos de interação serão descritos com mais detalhes a seguir.

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron fortemente ligado ao átomo. Neste caso, a energia do fóton incidente é totalmente absorvida pelo elétron, tendo como resultado dessa interação a expulsão do elétron da camada mais interna do átomo.

No efeito Compton, o fóton incidente interage com um elétron considerado fracamente ligado. Esse elétron possui energia de ligação muito menor do que a energia do fóton incidente. Nesta interação, o elétron recebe energia do fóton e é emitido em um ângulo ϕ em relação à direção do fóton incidente. O fóton incidente,

com energia reduzida, é espalhado em um ângulo θ . Se a energia do fóton incidente for superior a 1,022 MeV, ele pode interagir com a matéria por produção de pares. Neste processo, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético de um núcleo atômico e perde toda sua energia no processo de criação de um par constituído por um elétron negativo e um elétron positivo conhecido como pósitron. Como a massa transformada em energia do elétron é de 0,511 MeV, é necessário então uma energia mínima de 1,022 MeV para criar um par de elétron-pósitron [23].

2.2 – Predominância de cada Interação

Conforme apresentado na **Figura 1**, o efeito fotoelétrico predomina para fótons de baixas energias e para materiais com Z elevados, a produção por pares predomina para fótons de energias altas e também materiais com Z elevado e o efeito Compton predomina para fótons de energias intermediarias e materiais com Z baixo. Então, considerando que o número atômico médio do tecido do corpo humano é 7,4 e a faixa energética dos fótons mais largamente empregada em radioterapia, tem-se que para essa espacialidade a interação mais provável seja o efeito Compton.

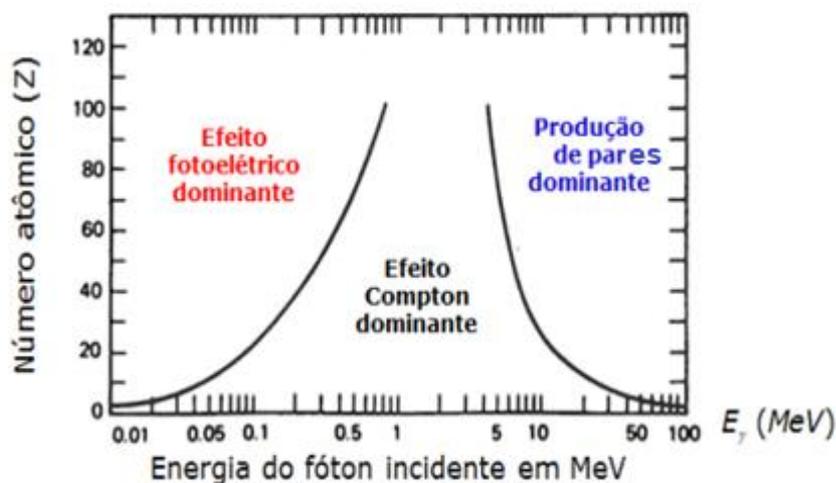


Figura 1: Regiões de predominância das três formas de interação. Adaptada de [23].

2.3 – Grandezas Físicas e Unidades

A dosimetria de radiação trata de métodos para a determinação quantitativa de energia depositada em determinado meio por radiações direta ou indiretamente ionizantes. Há várias grandezas e unidades para a descrição dos processos decorrentes da interação do feixe de radiação. As grandezas físicas, exposição, taxa

de exposição, kerma, taxa de kerma, dose absorvida, taxa de dose, fluência de fótons, taxa de fluência de fótons, fluência energética e a taxa de fluência energética, com suas respectivas unidades estão definidas a seguir. As definições dessas grandezas foram obtidas em [24,25].

A exposição (X) é o quociente dQ por dm , sendo dQ o valor absoluto da carga total dos íons de um mesmo sinal produzido no ar quando todos os elétrons e pósitrons liberados ou criados por fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

A unidade de exposição é coulomb por quilograma (C/kg).

A taxa de exposição, \dot{X} , é o quociente de dX por dt , onde dX é o incremento de exposição no intervalo de tempo dt :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2)$$

A unidade da taxa de exposição é (C/kg.s).

O kerma, K , definido para radiação indiretamente ionizante, é o quociente dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais dos elétrons liberados pelos fótons num volume de massa dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3)$$

A unidade do kerma é gray (Gy), que representa J/kg.

O kerma consiste na energia transferida dos fótons para os elétrons por unidade de massa do meio. A energia cinética adquirida pelos elétrons pode resultar em:

- Interação coulombiana com elétrons atômicos do material absorvente, resultando na dissipação local da energia e causando ionização ou excitação.
- Interações radiativas com os núcleos atômicos, em que os fótons de raios X são emitidos à medida que o elétron desacelera.

Uma vez que o kerma inclui a energia cinética recebida pelos elétrons de ionização, essa energia pode ser dissipada em colisões sucessivas com os outros elétrons ou com interações de tipo radiativo. Logo, o kerma pode ser subdividido em kerma de colisão (K_c) e kerma de radiação (K_r):

$$K = K_c + K_r \quad (4)$$

A taxa de kerma (\dot{K}) é o quociente de dK por dt , onde dK é o incremento do kerma no intervalo de tempo dt .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (5)$$

A unidade da taxa de kerma é Gy/s ou J/kg.s.

A dose absorvida (D) é definida como a energia média dE depositada pelos elétrons na matéria de massa dm , num ponto de interesse:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (6)$$

A unidade de dose é gray (Gy), que representa J/kg.

A taxa de dose (\dot{D}) é o quociente da dose dD por dt , onde dD é um incremento da dose num intervalo de tempo dt .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (7)$$

A unidade de taxa de dose é Gy/s ou J/kg.s.

As seguintes quantidades são usadas para descrever um feixe monoenergético de radiação ionizante: fluência de fótons, fluência energética, taxa de fluência de fótons e taxa de fluência energética.

- Fluência de fótons (Φ) é o quociente de dN por dA , onde dN é o número de fótons que incidem sobre uma esfera de área transversal dA :

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (8)$$

A unidade de fluência de fótons é m^{-2} .

- Fluência energética (Ψ) é o quociente de dE por dA , onde dE é a energia incidente em uma esfera de área de secção transversal dA :

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (9)$$

A unidade de fluência energética é J/m^2 .

- Taxa de fluência de fótons ($\dot{\Phi}$) é o quociente de $d\Phi$ por dt , onde $d\Phi$ é o incremento de fluência num intervalo de tempo dt :

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (10)$$

A unidade de taxa de fluência de fótons é $m^{-2}.s^{-1}$.

- Taxa de fluência energética ($\dot{\Psi}$) é o quociente de $d\Psi$ por dt , onde $d\Psi$ é o incremento de fluência energética no intervalo de tempo dt :

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (11)$$

A unidade de taxa de fluência energética é $J.m^{-2}.s^{-1}$.

Algumas dessas unidades não serão empregadas neste trabalho, mas foram descritas por serem importantes para a compreensão das componentes físicas de um feixe.

2.4 – Detectores de Radiação

Um detector de radiação é um dispositivo, instrumento ou sistema que mede ou avalia, direta ou indiretamente, as grandezas físicas exposição, kerma, dose absorvida de radiação ionizante, ou seus derivados temporais (taxas).

Um detector juntamente com o seu leitor é denominado como conjunto dosimétrico. A medição de uma grandeza dosimétrica é o processo de encontrar o valor da quantidade de radiação experimentalmente usando o conjunto dosimétrico.

Para funcionar como um detector de radiação, um instrumento deve possuir pelo menos uma propriedade física que é uma função da grandeza dosimétrica medida e que pode ser usada para dosimetria de radiação com calibração adequada. Para serem úteis, os detectores devem apresentar várias características desejáveis. Por exemplo, na radioterapia, o conhecimento exato da dose absorvida na água em um determinado ponto e a distribuição espacial dessa dose é importante, assim como a possibilidade de derivar a dose em um órgão de interesse do paciente. Neste contexto, as propriedades desejáveis dos detectores serão caracterizadas por exatidão e precisão, linearidade, dependência de dose ou taxa de dose e resposta energética [26].

A precisão da dosimetria traduz a reprodutibilidade das medições em condições similares para a mesma geometria e pode ser estimada através dos dados obtidos depois de repetidas medições. A exatidão da dosimetria define a proximidade do valor obtido com o valor real da grandeza medida [26].

Idealmente, as leituras do detector devem ser linearmente proporcionais à quantidade de radiação da fonte emissora, sendo que um comportamento não linear deve ser corrigido.

Nos sistemas de dosimetria que integram a dose em função do tempo de exposição, a quantidade medida deve ser independente da taxa de dose da fonte de radiação. O ideal seria que a resposta de um detector para duas taxas de doses diferentes permanecesse constante. Mas nem sempre isso é observado, pois para valores elevados de dose podem ser verificadas diferenças entre duas taxas de dose [26].

A resposta de um sistema dosimétrico é normalmente função da energia da radiação. Então, os sistemas dosimétricos são calibrados para energias específicas. Neste caso, a variação da resposta do detector com a energia deve ser considerada.

Obviamente, nem todos os detectores podem satisfazer a todas às propriedades desejáveis para um bom detector. A escolha de um detector de

radiação e seu leitor deve, portanto, ser feita criteriosamente, levando em consideração os requisitos da situação de medição. Por exemplo, as câmaras de ionização na radioterapia são recomendadas para calibração de feixes e os detectores do tipo diodo são adequados para a avaliação da distribuição da dose (dosimetria relativa) ou verificação da dose.

2.4.1 – Câmara de ionização e eletrômetro

As câmaras de ionização são detectores de radiação que se baseiam nos efeitos produzidos pela passagem da radiação ionizante dentro de um volume preenchido por gás. Essas câmaras são usadas em radioterapia para determinação da dose de radiação. A determinação da dose na condição de referência também é chamada de calibração do feixe. Dependendo de sua finalidade, as câmaras de ionização se apresentam em diversas geometrias, materiais e tamanhos. De uma forma bem ampla, pode-se considerar que as câmaras de ionização podem ser divididas em dois tipos: as câmaras cavitárias e as de ar livre [27].

As câmaras cavitárias são muito versáteis e simples, o que permite o seu uso rotineiramente. Elas consistem, basicamente, de um volume cheio de gás, circundado por uma parede externa condutora e tendo um eletrodo coletor central, como mostra a **Figura 2 (a)**. O princípio de funcionamento destas câmaras é bem simples. A radiação, ao entrar na câmara, interage com o volume sensível do dispositivo (o próprio gás), causando ionizações, o que resulta em pares de carga, compostos de elétrons e íons positivos. A aplicação de uma diferença de potencial entre as paredes da câmara e o eletrodo coletor central cria um campo elétrico dentro do volume da câmara. As cargas (elétrons e íons positivos) criadas pelas ionizações ocorridas dentro do volume de gás sofrem ação deste campo, o que faz com que os elétrons e os íons positivos se separem. Os elétrons migram em direção ao eletrodo coletor central, sendo coletados, enquanto os íons positivos migram para a parede, gerando, assim, uma variação na carga do circuito. Essa variação gera um sinal elétrico que pode ser medido por um circuito eletrônico [27]. Na **Figura 2 (b)**, é mostrado um esquema de funcionamento da câmara de ionização descrito acima.

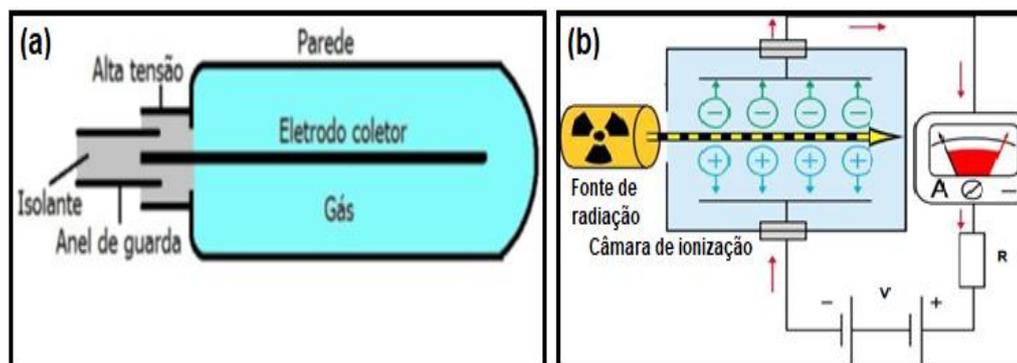


Figura 2: (a) Câmara de ionização cavitária cilíndrica [28] e (b) funcionamento de uma câmara de ionização.

Desta forma, a intensidade da corrente elétrica medida está associada à quantidade de ionizações dentro do volume da câmara, que por sua vez está associada à quantidade de radiação que incidiu naquele volume.

As câmaras de ar livre têm princípio de funcionamento igual ao das câmaras de ionização cavitárias. A câmara de ionização de ar livre é um instrumento capaz de coletar as cargas de um único sinal decorrentes de elétrons secundários criados num volume de ar de massa conhecida. Esse tipo de dispositivo pode medir a exposição de acordo com sua definição. Há limitações no projeto de uma câmara de ar livre para a medição da exposição para feixes de fótons de alta energia. À medida que a energia dos fótons aumenta, o alcance dos elétrons liberados no ar aumenta rapidamente. Isso exige um aumento na separação do diafragma para manter o equilíbrio eletrônico¹. Uma separação muito grande, no entanto, cria problemas de campo elétrico não uniforme e maior recombinação de íons. Embora a separação do diafragma possa ser reduzida pelo uso de ar em altas pressões, os problemas ainda permanecem em relação à atenuação do ar, dispersão de fótons e redução na eficiência da coleta de íons. Por causa desses problemas, existe um limite superior na energia do fóton acima do qual a exposição não pode ser medida com precisão. Esse limite ocorre em cerca de 3 MeV [27]. Na **Figura 3** é apresentado um esquema básico de uma câmara de ionização de ar livre.

¹ Equilíbrio eletrônico é alcançado quando a quantidade de elétrons que deixam o volume sensível da câmara é compensada com a mesma quantidade de elétrons de mesmas características que entram neste volume.

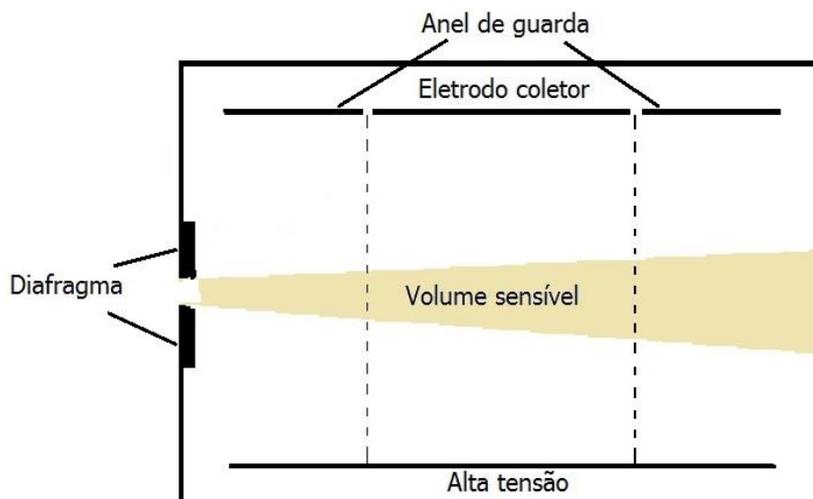


Figura 3: Câmara de ionização de ar livre. Adaptado de [28].

Normalmente as câmaras de ionização são abertas, isto é, não seladas, principalmente em dosimetria de feixes de diagnóstico, utilizando o ar do próprio ambiente como o gás de seu volume sensível. Como a resposta da câmara depende da densidade do gás de preenchimento, a leitura obtida pela câmara aberta deve ser corrigida. Essa correção é feita em relação às condições normais de temperatura e pressão e pode ser obtida pela seguinte equação [24]:

$$K_{T,p} = \frac{p_c}{p} \times \left(\frac{273,15 + T}{273,15 + T_c} \right) \quad (12)$$

Onde p_c e T_c são a pressão atmosférica e a temperatura no local da calibração, respectivamente, e p e T são, respectivamente, a pressão atmosférica e a temperatura do laboratório no momento da medição.

Os eletrômetros são dispositivos para medir pequenas correntes, da ordem de 10^{-9} A ou menos. Um eletrômetro utilizado em conjunto com uma câmara de ionização mede, com alto ganho, a corrente da câmara ou carga coletada em um intervalo de tempo fixo [26].

2.4.2 – Diodos

Diodos são semicondutores de silício de junção p-n frequentemente usados para dosimetria relativa, em que é preciso calibrar o detector com base na resposta de um detector absoluto. Sua maior sensibilidade, resposta instantânea, tamanho pequeno e robustez oferece vantagem especial sobre as câmaras de ionização. Eles são particularmente adequados para medições relativas em feixes de elétrons e

monitoramento da dose *in vivo* no paciente. Suas principais limitações como detectores incluem dependência de energia em feixes de fótons, dependência direcional e danos induzidos pela radiação. Os diodos modernos para dosimetria foram projetados para minimizar esses efeitos [27].

Um detector de diodo consiste em um cristal de silício que é misturado ou dopado com impurezas para resultar em silício tipo p e tipo n. O silício do tipo p é produzido através da introdução de uma pequena quantidade de um elemento do grupo III da tabela periódica (por exemplo, boro), tornando-o num receptor de elétrons. Quando o silício é misturado com um material do grupo V (por exemplo, fósforo) ele recebe átomos que são portadores de carga negativa, tornando-o assim em um doador de elétrons ou silício do tipo n. Um diodo de junção p-n é projetado com uma parte de silício p dopado com um material do tipo n. A região p do diodo é deficiente em elétrons (ou contém "buracos") enquanto a região n tem um excesso de elétrons.

Na interface entre os materiais tipo p e n, uma pequena região chamada região de depleção é criada por causa da difusão inicial de elétrons da região n e dos buracos da região p através da junção, até que o equilíbrio seja estabelecido. A região de depleção desenvolve um campo elétrico que se opõe a uma maior difusão de portadores de carga majoritários (buracos ou elétrons), uma vez que o equilíbrio tenha sido atingido.

Quando um diodo é irradiado por uma radiação ionizante, pares de buracos e elétrons são produzidos dentro da região de depleção. Eles são imediatamente separados pelo campo elétrico existente na região de depleção. Isto dá origem a uma corrente induzida por radiação. Desta forma, a intensidade da corrente elétrica medida está associada à quantidade de ionizações dentro da região de depleção, que é proporcional a dose [27].

A **Figura 4** mostra uma ilustração do funcionamento do diodo de silício de junção p-n.

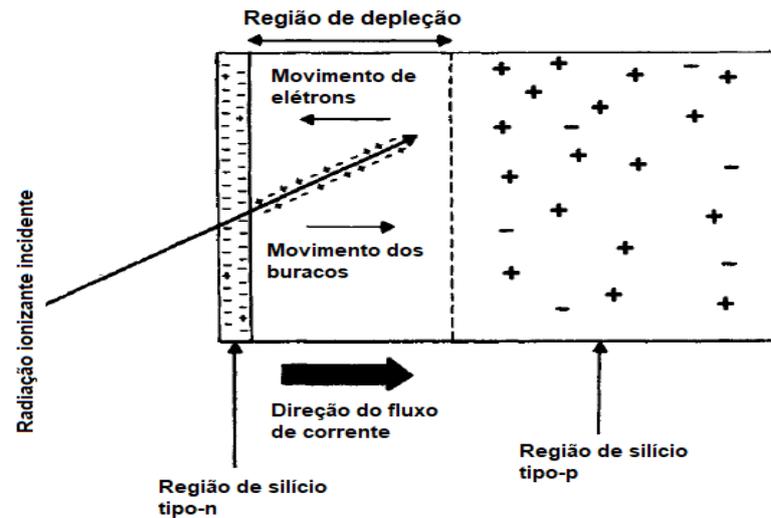


Figura 4: Esquema ilustrando o funcionamento de um diodo de silício de junção p-n. Adaptado de [27].

2.5 – Aspectos Físicos dos Feixes de Fótons

Na teleterapia a fonte de radiação ionizante, na maioria das vezes, encontra-se a uma determinada distância do paciente, sendo o volume alvo irradiado com um feixe de radiação externo. Na maior parte dos casos, a radioterapia é executada com feixes de fótons, podendo ser utilizados feixes de elétrons e uma pequena parte é realizada com prótons e nêutrons.

Para que o resultado do tratamento de radioterapia seja bem-sucedido, é necessário conhecer de forma precisa a distribuição de dose no volume irradiado. Este objetivo é, geralmente, alcançado relacionando a dose num ponto arbitrário do paciente com a dose conhecida num objeto simulador (fantoma) [26].

Quando o feixe de radiação incide num fantoma ou no paciente, a dose varia à medida que o feixe penetra em profundidade. Essa variação depende de muitos parâmetros: energia do feixe, tamanho do campo, distância à fonte etc. A distância entre a fonte de radiação e a pele do paciente, ou superfície do fantoma, é denominada pela sigla SSD (do inglês, *Source Skin Distance*).

Uma distribuição de dose típica no eixo central de um feixe de fótons de megavoltagem que atinge um paciente é mostrada na **Figura 5**. Vários pontos e regiões importantes podem ser identificados nessa figura. O feixe entra no paciente na superfície, onde ele deposita certa dose de superfície (D_s). Abaixo da superfície,

a dose cresce rapidamente, atinge um valor máximo na profundidade $d_{m\acute{a}x}$ e depois diminui quase exponencialmente até atingir um valor D_{ex} no ponto de saída do paciente [26].

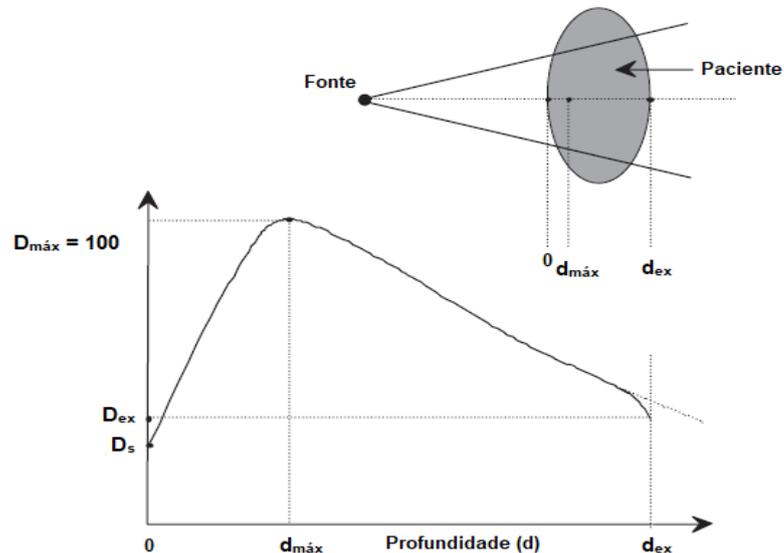


Figura 5: Deposição da dose no paciente para um feixe de fótons de megavoltagem. Adaptado de [26].

Na radioterapia de feixes de fótons de megavoltagem, a dose de superfície D_s , é definida à profundidade de 0,05 cm, sendo dependente da energia do feixe e do tamanho do campo [28].

Quanto maior a energia do feixe de fótons, menor a dose superficial, por exemplo, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a D_s normalmente equivale a 15% da dose máxima para um feixe de raios X de 6 MV e 10% para um feixe de raios X de 18 MV. Para uma determinada energia do feixe, a D_s aumenta com o tamanho do campo [26].

A região de dose entre a superfície (profundidade $d=0$) e a zona de dose de entrada (profundidade $d=d_{m\acute{a}x}$) é denominada de região de *build up* em feixes de megavoltagem. O aumento da dose nessa região resulta da falta de equilíbrio eletrônico em zonas superficiais devido à libertação de partículas carregadas secundárias na matéria (elétrons e pósitrons), por interações dos fótons (efeito fotoelétrico, efeito Compton ou produção por pares), que resultam em deposição de energia cinética das partículas na matéria irradiada.

A profundidade de dose máxima ($d=d_{m\acute{a}x}$) depende da energia do feixe e do tamanho do campo; no entanto, a energia do feixe é o que produz o maior efeito nessa profundidade. Para uma determinada energia do feixe, a maior $d_{m\acute{a}x}$ ocorre para campos de 5 x 5 cm². Para campos maiores que 5 x 5 cm², o $d_{m\acute{a}x}$ diminui devido aos efeitos de dispersão do colimador (para unidades de cobalto) e aos efeitos de dispersão do filtro achatador e do colimador (para os aceleradores lineares). Para campos menores que 5 x 5 cm², o $d_{m\acute{a}x}$ diminui devido a efeitos de dispersão na matéria.

A dose depositada ao paciente no ponto de saída do feixe é referida como a dose de saída (d_{ex}). Como mostrado esquematicamente na **Figura 5**, perto do ponto de saída do feixe, a distribuição da dose curva-se ligeiramente para baixo a partir da curva de distribuição da dose extrapolada. Este efeito relativamente pequeno é atribuído à ausência de contribuição de dispersão na região de saída decorrente do volume de ar além dessa região.

2.6 – Distribuição de Dose e Parâmetros Dosimétricos Utilizados

Raramente é possível medir a distribuição da dose diretamente em pacientes tratados com radiação.

Os dados sobre distribuição da dose são quase inteiramente derivados de medições em fantasmas de tecido equivalente, geralmente suficientemente grandes em volume para fornecer condições de dispersão completa para o feixe determinado. Estes dados básicos são usados em um sistema de cálculo de dose planejado para prever a distribuição da dose em um paciente real.

2.6.1- Fantasmas

Os dados básicos de distribuição de dose são geralmente medidos em um simulador de água, que se aproxima muito das propriedades de absorção e dispersão da radiação de músculo e de outros tecidos moles. Outras razões para a escolha da água como material de tecido equivalente é que ela possui uma composição química simples, por ser líquida transparente e fácil de obter, além de possuir a densidade mais próxima do tecido humano. Um objeto simulador de água, fantoma de água (**Figura 6 (A)**), no entanto, apresenta alguns problemas práticos quando usado em conjunto com câmaras de ionização ou outros detectores que são afetados pela água, a menos que eles sejam projetados para serem à prova d'água.

Na maioria dos casos, entretanto, um detector do tipo diodo é envolto em uma luva de plástico fino (equivalente à água) antes da imersão no simulador de água [24].

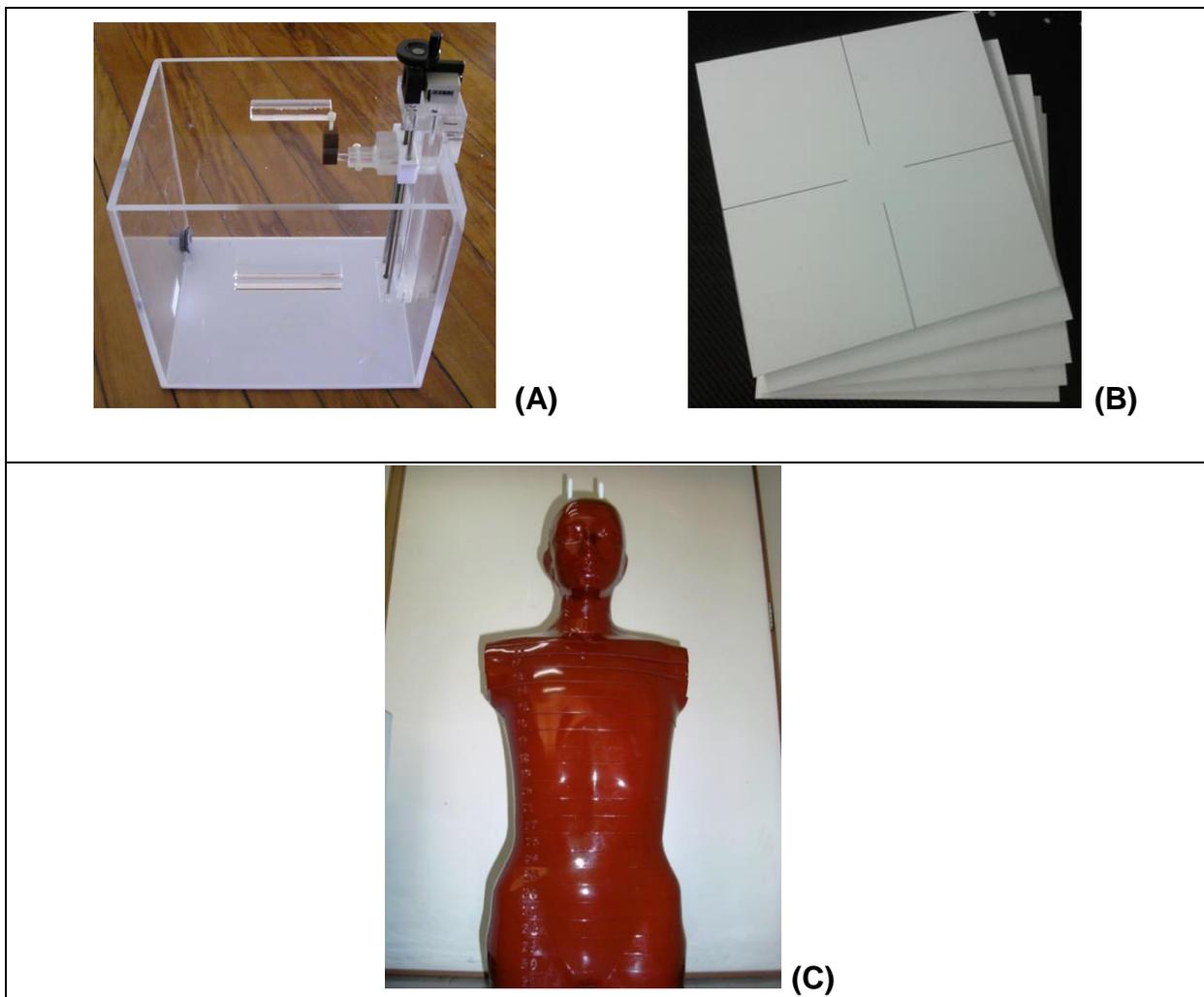


Figura 6: Objetos simuladores de água. A) Fantoma de água [22]. B) Fantoma de água sólida [29] e C) Fantoma antropomórfico [30].

Como nem sempre é possível colocar detectores de radiação na água, fantomas sólidos e secos (ver **Figura 6 (B)**) foram desenvolvidos como substitutos da água. Idealmente, para um dado material ser tecido ou equivalente em água, ele deve ter o mesmo número atômico efetivo, número de elétrons por grama e densidade de massa. No entanto, como o efeito Compton é o modo de interação mais predominante para feixes de fótons de megavoltagem na faixa clínica, a condição necessária para a equivalência de água para tais feixes é que o objeto possua a mesma densidade eletrônica (número de elétrons por centímetro cúbico) da água.

Além dos fantasmas homogêneos, os fantasmas antropomórficos são frequentemente usados para dosimetria clínica. Um desses sistemas comercialmente disponíveis, conhecido como Alderson Rando Phantom, incorpora materiais para simular vários tecidos do corpo, músculos, ossos, pulmões e cavidades de ar. O fantoma é moldado em um torso humano (**Figura 6 (C)**) e é seccionado transversalmente em fatias para aplicações dosimétricas.

2.6.2 - Porcentagem de dose em profundidade (PDD)

Ao incidir um feixe em um paciente (ou em um fantoma), a dose absorvida varia com a profundidade. Essa variação depende de muitas condições: energia do feixe, espessura atravessada pelo feixe, tamanho do campo de radiação, distância da fonte à superfície irradiada e sistema de colimação do feixe. Assim, o cálculo da dose depositada no paciente envolve considerações em relação a esses e outros parâmetros, que afetam a distribuição da dose em profundidade.

Um passo essencial no sistema de cálculo de dose é estabelecer a variação da dose em profundidade ao longo do eixo central do feixe. Um número de grandezas foi definido para este fim, sendo as principais delas a porcentagem de dose em profundidade, razão tecido-ar, razão tecido fantoma e relação tecido-máximo. Essas grandezas são geralmente derivadas de medições feitas em fantasmas de água usando pequenas câmaras de ionização. Embora outros sistemas de dosimetria tais como os detectores termoluminescentes, diodos e filmes sejam usados ocasionalmente, as câmaras de ionização são preferidas por causa de sua melhor precisão e menor dependência energética [24]. Dentre as grandezas para descrever a variação de dose em profundidade mencionada anteriormente, somente a porcentagem de dose em profundidade foi utilizada nesse trabalho.

Uma maneira de caracterizar a distribuição da dose no eixo central é normalizar a dose em profundidade em relação à dose em uma profundidade de referência. A porcentagem de dose em profundidade pode ser definida como o quociente, expresso em porcentagem, da dose em qualquer profundidade d para a dose a uma profundidade de referência fixa d_0 ou $d_{máx}$, se esta profundidade for a profundidade de dose máxima (ver **Figura 7**), ao longo do eixo central do feixe [24]. A porcentagem de dose em profundidade (PDD) é expressa por:

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{\max}}} \times 100 \quad (13)$$

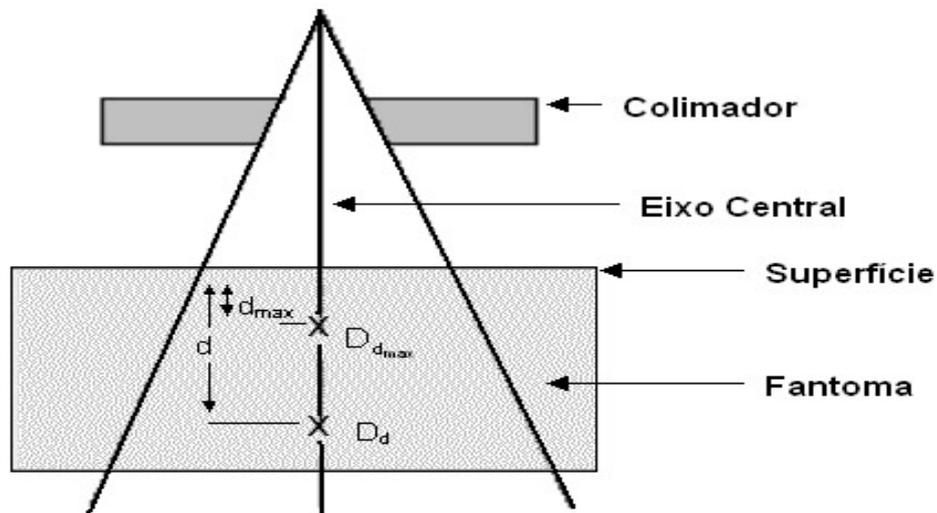


Figura 7: Esquema da determinação da porcentagem de dose em profundidade. Adaptado de [24].

2.6.3 – Fator Filtro

Como já mencionado anteriormente, para certos tipos de radioterapia, como no caso do câncer de mama, é necessário interpor entre o feixe de radiação e o paciente um modificador de feixe. Esse modificador pode ser um bloco de metal, que é utilizado para proteger uma área que não se deseja irradiar, ou um filtro (que pode ser físico ou dinâmico), que tem como principal função compensar uma falta de tecido, modificar as curvas de isodose ou melhorar o gradiente de dose dentro do volume do tumor.

No caso do filtro físico, é necessário determinar o fator de atenuação do feixe, denominado fator filtro, devido à interposição desse material. Para o filtro dinâmico, a determinação do fator filtro é igualmente necessária, pois embora ele não produza uma atenuação do feixe, produz uma modulação unidimensional da intensidade, que provoca o mesmo efeito de um filtro físico com relação à distribuição de dose.

A definição do fator filtro é determinada de forma igual para o filtro físico e o filtro dinâmico, sendo a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com o uso do filtro, pelas as leituras efetuadas sem o filtro, na

mesma profundidade de referência (10 cm) e no mesmo tamanho de campo [1]. O fator filtro (F_f) no eixo central pode ser calculado a partir da equação 14:

$$F_f = \frac{L_{com\ filtro}}{L_{sem\ filtro}} \quad (14)$$

Em que $L_{com\ filtro}$ é a leitura das cargas com o filtro interposto, a uma profundidade de 10 cm no objeto simulador, e $L_{sem\ filtro}$ é a leitura das cargas sem o filtro na mesma profundidade.

2.7 – Determinação da Dose Absorvida na Água

O formalismo para a determinação da dose absorvida na água para irradiações com fótons de alta energia e feixes de elétrons usando uma câmara de ionização ou um detector calibrado em termos de dose absorvida em água é descrito no documento TRS 398 [31], que é um protocolo de calibração de feixes de radioterapia publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica.

A dose absorvida na profundidade de referência $d_{máx}$ na água para um feixe de qualidade de referência Q_0 e na ausência da câmara é dada por:

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,W,Q_0} , \quad (15)$$

onde M_{Q_0} é a leitura do detector sob as condições de referência usadas no laboratório padrão e N_{D,W,Q_0} é o fator de calibração em termos de dose absorvida na água do detector obtido de um laboratório padrão. Na maioria das situações clínicas, as condições de medição não correspondem às condições de referência usadas no laboratório padrão. Isso pode afetar a resposta do detector e então é necessário diferenciar entre as condições de referência usadas nos laboratórios padrões e as condições de medição no hospital.

O fator de calibração para uma câmara de ionização irradiada sob condições de referência é a relação entre o valor verdadeiro convencional da grandeza a ser medida e o valor de referência. As condições de referência são descritas por um conjunto de valores de grandezas de influência, como o arranjo geométrico (distância e profundidade), o tamanho do campo, o material e as dimensões do objeto irradiado e a temperatura ambiente, pressão e umidade relativa. As

grandezas de influência são definidas como grandezas que não são objeto da medição, mas ainda assim influenciam a grandeza sob medição.

Um desvio da qualidade do feixe de referência Q_0 , usado para calibrar uma câmara de ionização, também pode ser tratado como uma grandeza de influência. Medições em qualidades de radiação diferentes da qualidade de referência Q_0 requerem, portanto, um fator de correção. Isso é tratado explicitamente pelo fator K_{Q,Q_0} .

Quando um detector é usado em um feixe de Q de qualidade diferente do empregado em sua calibração, Q_0 , a dose absorvida na água é dada por

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (16)$$

O fator K_{Q,Q_0} corrige os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade real Q do feixe do usuário. A leitura do detector M_Q é igual ao produto da leitura (M_1) da câmara de ionização na profundidade de referência com três fatores de correção K_{TP} , k_{pol} e k_s . Aqui, K_{TP} representa o fator de correção da temperatura e pressão, k_{pol} é fator de correção dado pela média das leituras da câmara de ionização para uma mesma voltagem, mas com polaridade diferente, e k_s é o fator que corrige a resposta da câmara de ionização devido à falta de coleta de carga completa (resultante da recombinação de íons). A eq.16 é a usada para determinar a dose absorvida na prática clínica.

O fator de correção da qualidade do feixe K_{Q,Q_0} é definido como a razão nas qualidades Q e Q_0 dos fatores de calibração em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização (equação 17).

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{W,Q} / M_Q}{D_{W,Q_0} / M_{Q_0}} \quad (17)$$

Para a determinação da dose absorvida na água sob condições de referência para feixes de fótons de alta energia, o protocolo TRS 398 recomenda que se utilize, basicamente, um fantoma de água de 40 x 40 x 40 cm³, uma câmara de ionização cilíndrica e um eletrômetro. A câmara de ionização é posicionada perpendicularmente ao eixo central do feixe, dentro do fantoma, na profundidade de

referência, a uma distância fonte superfície de 100 cm e para um campo de 10 x 10 cm².

2.8 – Filtro Físico

Os filtros físicos são feitos de chumbo ou aço inoxidável. Quando colocados em um feixe de radiação, eles causam uma diminuição progressiva na intensidade do feixe e uma inclinação das curvas de isodose sob a incidência de feixe normal. Essas curvas são linhas que unem pontos de igual porcentagem de dose em profundidade. Elas oferecem uma representação planar de distribuição de dose no volume irradiado e mostra simplificada o comportamento de um feixe no objeto irradiado.

Os filtros físicos têm ajudado muito o planejamento do tratamento quanto à liberação da dose no volume alvo. Eles podem ser usados para compensar uma superfície inclinada, como nos tratamentos de tumores de nasofaringe, nos quais os filtros são usados para compensar a falta de tecido [26].

As curvas de isodose do campo do filtro físico são normalizadas para 100% no eixo central na profundidade de dose máxima do campo aberto. O ângulo nominal do filtro físico é definido pela reta tangente da curva de isodose de 80% no eixo central, que se dá na profundidade entre 5 e 10 cm, dependendo da energia dos raios X, como mostrado na **Figura 8**. No presente, os filtros físicos são otimizados para produzir o ângulo nominal desejado no maior tamanho de campo que cobre o filtro (20 cm para o ângulo do filtro de 15°, 30°, e 45° e 15 cm para o ângulo do filtro de 60°) [1].

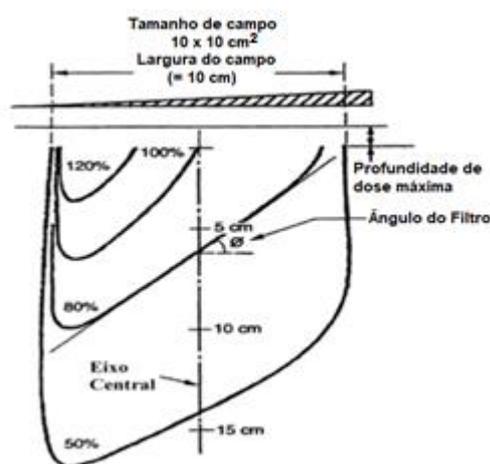


Figura 8: Determinação do ângulo do filtro físico. Adaptado de [1].

Os filtros físicos podem alterar a qualidade do feixe de raios X, causando o endurecimento do feixe em energias de 6 a 10 MV e o amolecimento do feixe em energias acima de 15 MV. Esses efeitos afetarão as PDD do eixo central e devem ser considerados nos cálculos de distribuição de isodose no planejamento dos tratamentos [26].

2.9 – Filtros Dinâmicos da Varian

Como já mencionado anteriormente, em 1991, a empresa Varian introduziu o filtro dinâmico em seus aceleradores controlados por computador. Esta primeira versão do filtro dinâmico fornecia apenas ângulos de 15°, 30°, 45° e 60° para tamanhos de campos simétricos até 20 cm. Em 1996, essa empresa introduziu uma nova versão do filtro dinâmico chamado de filtro dinâmico aprimorado. Com essa nova versão se pode obter sete ângulos de filtro (10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, e 60°) para tamanhos de campos assimétricos de 30 cm.

O filtro dinâmico difere do filtro físico já que nenhum modificador de feixe externo é usado para criar o perfil de isodose do filtro em forma de cunha. O perfil de isodose do filtro dinâmico é criado pela integração da dose depositada à medida que o colimador varre o campo da posição aberta para a posição fechada. Esse filtro suporta duas orientações de varredura: Y1-IN e Y2- OUT. A seleção da orientação determina qual dos colimadores irá se mover durante o tratamento. Portanto, para criar um perfil de isodose em forma de cunha com orientação Y1-IN, o sistema de controle usa o colimador Y1 para varrer o campo de tratamento enquanto o colimador Y2 é mantido fixo. Consequentemente, para criar um perfil de isodose em forma de cunha com orientação Y2-OUT, o sistema de controle usa o colimador Y2 para varrer o campo de tratamento enquanto o colimador Y1 é mantido fixo. Como mostrado na **Figura 9 – (1), (2) e (3)**. A isodose resultante para o filtro dinâmico corresponde ao do filtro físico com o “calcanhar” voltado para o colimador em movimento e seu “dedo” orientado para a direção do colimador fixo [1], como mostra na **Figura 9 - (4)**.

A definição do ângulo do filtro dinâmico é diferente da definição do filtro físico. Conforme as recomendações da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) [32] e da Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU) [33], o ângulo do filtro dinâmico é definido pela linha que liga dois pontos da curva de

isodose. Cada um desses pontos está em um lado do campo, sendo definidos a um quarto do tamanho do campo, na curva de isodose que intercepta o eixo central a 10 cm de profundidade, como mostra a **Figura 10** [1].

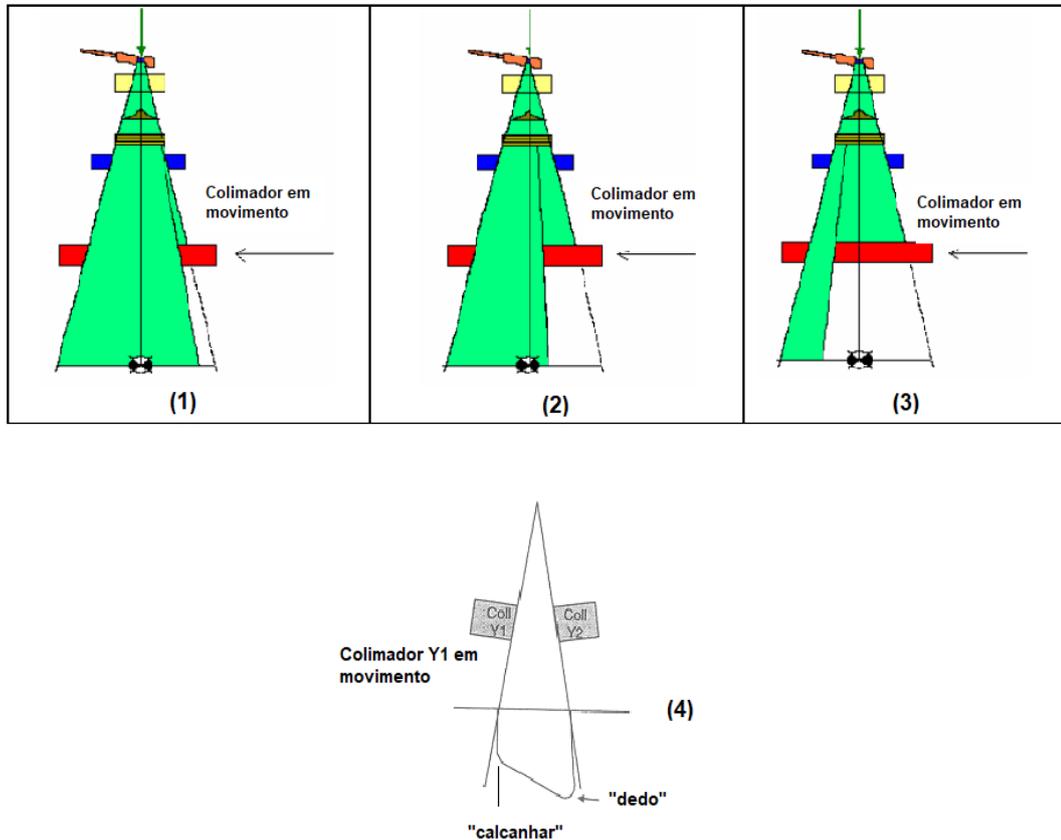


Figura 9: Sequência ((1), (2) e (3)) ilustrando o movimento de varredura do colimador com filtro dinâmico e em (4) o perfil de isodose obtido com o filtro dinâmico. Adaptado de [34].

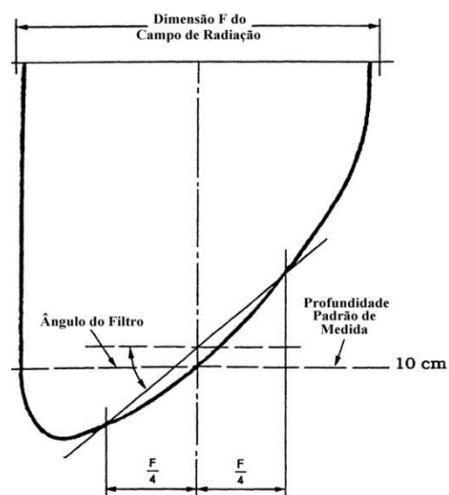


Figura 10: Determinação do ângulo do filtro dinâmico. Adaptado de [1].

Em geral, os tratamentos com filtro dinâmico consistem em duas fases [1]: uma fase de campo aberto e uma fase de varredura do colimador. Na fase de campo aberto uma porção da dose total é entregue antes do colimador comece a se mover. Após a fração adequada da dose ser liberada, o colimador começa a varrer o campo da posição aberta para a posição fechada. A fração exata da dose liberada com um campo aberto é uma função da energia selecionada, tamanho do campo e do ângulo do filtro. Similarmente, a exata relação entre a dose liberada e a posição do colimador durante a deposição da porção de dose na varredura do campo também é uma função da energia selecionada, tamanho do campo e ângulo do filtro.

Durante a fase do tratamento com campo aberto, a taxa de dose é constante e igual à taxa de dose selecionada pelo operador para o tratamento. Os colimadores (Y1-IN e Y2-OUT) permanecem fixos durante esta fase. Uma vez que a dose com campo aberto tenha sido liberada, o colimador começa a varrer o campo em direção ao colimador fixo para terminar o tratamento, geralmente com velocidade máxima, enquanto a taxa de dose é reduzida. À medida que a varredura avança, a velocidade do colimador é tipicamente reduzida e a taxa de dose aumenta gradualmente, mas nunca excede a taxa de dose selecionada pelo operador. A largura final do campo no término da varredura é sempre de 0,5 cm. A **Figura 11** mostra um exemplo das progressões da taxa de dose em função do tempo de deslocamento do colimador durante o tratamento com filtro dinâmico.

A quantidade de unidades monitor liberada com o colimador varrendo o campo é continuamente ajustada para alcançar a distribuição de dose desejada. A taxa de dose e a velocidade do colimador são também variadas durante o tratamento; isso permite que o tratamento possa ser liberado no menor tempo possível.

O sistema de controle do acelerador fornece um tratamento com filtro dinâmico movendo um dos dois colimadores enquanto o feixe está ligado. Tanto a taxa de dose como a velocidade do colimador são moduladas de acordo com um padrão preciso pré-calculado. A relação dose versus posição do colimador, que é seguida durante um tratamento com filtro dinâmico, está contida em uma tabela de dose versus posição do colimador, denominada de tabela de tratamento segmentado (do inglês, *Segmented Treatment Table*, STT). A STT descreve a relação dose versus posição do colimador a ser seguida durante o tratamento com o filtro dinâmico para

produzir o perfil de dose em forma de cunha desejado. Os parâmetros para o filtro dinâmico, como energia do feixe, tamanho do campo, a orientação do colimador e o ângulo do filtro, são selecionados pelo operador para que o sistema de controle calcule a STT correspondente [1].

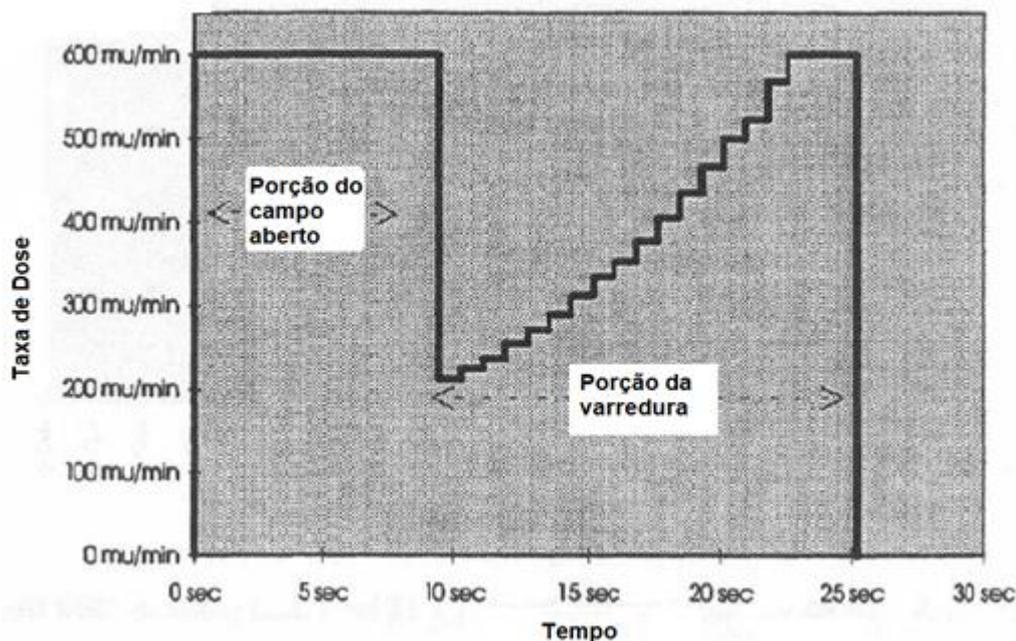


Figura 11: Progressão da taxa de dose e tempo de deslocamento do colimador em relação ao tempo de tratamento. Adaptado de [1].

A geração de uma STT para um determinado tamanho de campo, ângulo do filtro e energia consiste nas seguintes etapas [35,1]:

1. Leitura da fluência do feixe de fótons para a energia selecionada
2. Determinação da fluência para o ângulo do filtro selecionado
3. Interrupção da fluência para o tamanho de campo desejado
4. Normalização da fluência para a dose total
5. Definição da taxa de dose e velocidade do colimador para todos os segmentos

Etapa 1. A fluência do feixe do filtro dinâmico para a energia selecionada é lida pelo disco rígido. O filtro dinâmico usa um conjunto de dados de um perfil de fluência predefinido para cada energia de feixe de fótons. Esses perfis de fluência são armazenados em arquivos no disco rígido do computador do acelerador linear

(Clinac). Os perfis de fluência também são conhecidos como *Golden STT*, que é uma representação tabular da dose pela posição do colimador, como mostrado na **Figura 12**. Uma golden STT é expressa como uma fração da dose a ser entregue, enquanto a STT será expressa em dose real para uma configuração específica com o filtro dinâmico. A conversão de dose fracionada em dose real só pode ser feita depois que o operador especificar a unidade monitor real para o tratamento específico do filtro dinâmico.

CLINAC		Golden STT
		Energia: 6 MV
		Ângulo do filtro: 60°
Dose	Posição	
0.150691	-20.00	cm
0.168051	-19.00	cm
0.187220	-18.00	cm
0.208376	-17.00	cm
0.231707	-16.00	cm
0.257422	-15.00	cm
0.285748	-14.00	cm
0.316933	-13.00	cm
0.351245	-12.00	cm
0.388978	-11.00	cm
0.430453	-10.00	cm
0.476017	-9.00	cm
0.526050	-8.00	cm
0.580964	-7.00	cm
0.641210	-6.00	cm
0.707274	-5.00	cm
0.779690	-4.00	cm
0.859035	-3.00	cm
0.945937	-2.00	cm
1.041080	-1.00	cm
1.145206	0.00	cm
1.259122	1.00	cm
1.383704	2.00	cm
1.519904	3.00	cm
1.668756	4.00	cm
1.831381	5.00	cm
2.008999	6.00	cm
2.202931	7.00	cm
2.414611	8.00	cm
2.645597	9.00	cm
2.897577	10.00	cm

Figura 12: Golden STT para feixe de 6 MV com filtro dinâmico de 60°. Adaptado de [1].

Etapa 2. O perfil de fluência do filtro de 60° é combinado com a dose de campo aberto para determinar o perfil de fluência que corresponda ao ângulo do filtro dinâmico efetivo. O campo aberto pode ser visto como com uso de um filtro de 0°. O ângulo efetivo do filtro é calculado pela média ponderada do campo aberto e pelos perfis de fluência do filtro dinâmico de 60°. A relação das tangentes é definida por meio do método descrito por Pett e Siddon [36], considerando dois pesos, w_{0° e w_{60° , que são calculados com base no ângulo efetivo do filtro, θ :

$$W_{0^\circ} = \frac{\tan 60^\circ - \tan \theta}{\tan 60^\circ} \quad (18)$$

$$W_{60^\circ} = \frac{\tan \theta}{\tan 60^\circ} \quad (19)$$

A fluência efetiva no ângulo é então computada como a média ponderada das doses com campo aberto (W_{0°) e com o filtro (W_{60°). Usando a fórmula:

$$Dose_\theta = (Dose_{0^\circ})W_{0^\circ} + (Dose_{60^\circ})W_{60^\circ} \quad (20)$$

Etapa 3. Uma vez que a fluência do ângulo efetivo foi obtida, o feixe é interrompido para o tamanho do campo desejado.

Etapa 4. A fluência de dose interrompida é normalizada proporcionalmente à escala da dose, de modo que a dose final seja a dose total, com valor expresso em unidade monitor. A STT é completamente definida no final desta etapa.

Etapa 5. Uma vez que o STT tenha sido normalizado, calcula-se a taxa de dose e a velocidade do colimador para cada segmento do tratamento.

No tratamento, o sistema de controle liga o feixe e começa a seguir a taxa de dose versus posição do colimador especificado pela STT. As velocidades dos colimadores e a taxa de dose seguem o padrão pré-calculado na etapa de geração da STT. O sistema de controle mede e verifica a entrega da STT, e suspende ou interrompe o tratamento se a entrega real não seguir o plano da STT.

Os filtros dinâmicos aprimorados ampliaram as capacidades da primeira versão do filtro dinâmico, para permitir o seguinte [1]:

- Podem ser usados para campos simétricos e assimétricos;
- Ângulos do filtro disponíveis: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°;
- Tamanho do campo até 30 cm de largura;
- O movimento do colimador durante o tratamento é mostrado em tempo real;
- Menor quantidade de tabelas STT.

As vantagens do filtro dinâmico em relação ao filtro físico são:

- Não há endurecimento do feixe;

- Menor dose de entrada na pele do paciente;
- Campos maiores;
- Tempo de tratamento menor;
- Não necessita de um esforço físico do técnico, visto que o filtro dinâmico é programado e controlado por computador;
- Mais ângulos disponíveis; e
- O campo luminoso não é bloqueado, o que facilita no posicionamento do paciente.

As desvantagens do filtro dinâmico em relação ao filtro físico são:

- Não pode ser usado em tratamentos rotatórios;
- Exige controle de qualidade mais complexo;
- Dosimetria mais complexa;
- Não é capaz de executar pequenas unidades de monitor, devido a limitações operacionais; e
- Menos orientações.

2.10 – Função Gama

O comissionamento de um sistema de planejamento de tratamento tridimensional requer comparações de distribuições de dose medidas e calculadas. Foram desenvolvidas técnicas para facilitar comparações quantitativas, incluindo distribuições de isodoses sobrepostas, diferença de dose e distância para o acordo (*distance-to-agreement*, DTA) [37]. A DTA é a distância entre um ponto de dados medidos e o ponto mais próximo à distribuição de dose calculada que exibe a mesma dose.

O critério para desempenho de cálculo aceitável é geralmente definido como uma tolerância da dose e a DTA em regiões de gradientes de dose baixa e alta, respectivamente. A diferença de dose e as distribuições de DTA se complementam em seus mapas de dose.

Uma distribuição composta foi desenvolvida por Harms *et al.* [38], apresentando a diferença de dose em regiões que não cumprem os critérios de aceitação. Embora a distribuição composta identifique locais em que o cálculo falha nos critérios pré-selecionados, não quantifica numericamente a falha.

Uma extensão da distribuição composta, denominada de função gama, possibilita unificar comparações de distribuição de dose usando os critérios de aceitação [39]. A função gama fornece um índice numérico de qualidade que serve como uma medida de desacordo nas regiões que não cumprem os critérios de aceitação e indica a qualidade do cálculo nas regiões concordantes.

A medida de aceitabilidade usada para a função gama é dada pela distância entre os pontos de medição, tanto considerando a distância física quanto a variação na dose. Essa medida possibilita definir os critérios de aceitação do mapa de dose. Em um espaço composto de coordenadas espaciais e de dose, os critérios de aceitação formam uma superfície elipsoide, cujas escalas do eixo maior são determinadas por critérios de aceitação individuais e cujo centro está localizado no ponto de medição em questão. Quando a superfície de distribuição de dose calculada passa pelo elipsoide, o cálculo passa no teste de aceitação [39].

A distância radial mínima entre o ponto de medição e os pontos de cálculo (expressa como uma superfície no espaço de dose-distância) é denominada índice γ . Regiões em que $\gamma > 1$ correspondem às em que o cálculo não atende aos critérios de aceitação. A determinação de γ ao longo da distribuição da dose medida fornece uma apresentação que indica quantitativamente a precisão do cálculo.

Para melhor entendimento desse método, o formalismo para o cálculo desse índice será descrito a seguir.

O caso unidimensional para o formalismo matemático da função gama: são consideradas duas distribuições. Exemplificando o caso unidimensional: o eixo horizontal denominou-se de x , em que se avalia a DTA; no eixo vertical se avalia a diferença percentual de dose, que denominaremos de δ . Os valores a serem comparados são a dose e a posição, $D_M(x_m)$ e x_m , respectivamente. A dose e a posição calculadas, $D_c(x_c)$, x_c , respectivamente, os critérios de aceitação de diferença de dose, denominados de ΔD_M , e os de DTA, que são denominados de Δd_M , são os limites do elipsoide, ou circunferência no caso de $\Delta D_M = \Delta d_M$, em que o valor do vetor gama $|\Gamma|$ deve estabelecer esses limites para ser validado [39]. A **Figura 13 (b)** mostra um esquema para interpretação geométrica unidimensional, os pontos a serem analisados e os critérios de aceitação.

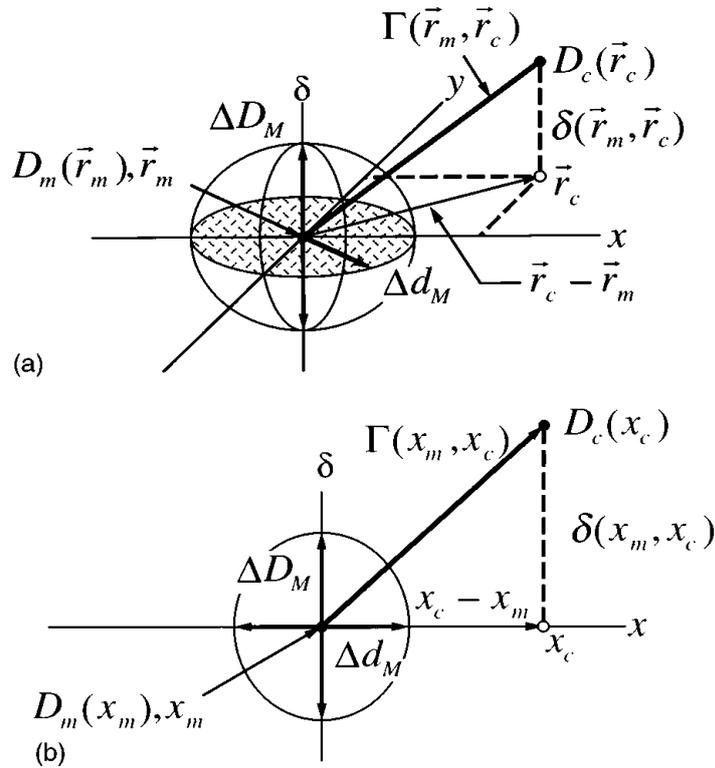


Figura 13: Representação geométrica dos critérios de aceitação da distribuição de dose usando os testes combinados de diferença de dose elipsoidal e da DTA e ainda a representação do vetor da função gama. (a) Representação bidimensional e (b) representação unidimensional [39].

O mesmo raciocínio geométrico aplica-se quando se tem a DTA em duas dimensões, como visto na **Figura 13** (a). Nesse caso, foram utilizadas três coordenadas, x e y como coordenadas para DTA e δ para a diferença percentual da dose. Portanto, as coordenadas do ponto \mathbf{r}_m (x_m, y_m) definem o ponto de referência. Nesse mesmo ponto tem-se a terceira coordenada referente à dose $D_M(\mathbf{r}_m)$, e o ponto a ser calculado, denominado de \mathbf{r}_c (x_c, y_c), sendo definida nesse ponto a dose calculada $D_c(\mathbf{r}_c)$. Os critérios de aceitação ΔD_M e Δd_M formam a superfície elipsoidal, descrita pela equação 21:

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})^2}{(\Delta d_m)^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{(\Delta D_m)^2}} \quad (21)$$

Onde

$$\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_m| \quad (22)$$

e

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (23)$$

Sendo \mathbf{r} o ponto calculado na superfície elipsoidal.

A função que calcula a distância entre os pontos de referência e a serem avaliados, levando em consideração a três coordenadas mencionadas é chamada de função gama, como mostrado na **Figura 13** (a) e descrita por:

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)^2}{(\Delta d_m)^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{(\Delta D_m)^2}}, \quad (24)$$

Em que

$$\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m|, \quad (25)$$

e

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (26)$$

são a diferença entre os valores dos pontos medidos com os calculados e a diferença entre os valores de doses calculadas e medidas, respectivamente.

O cálculo da função gama é feito em todos os pontos, e o índice gama γ é o menor valor encontrado para cada cálculo da função, ou seja:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\} \quad (27)$$

Os índices gama passam no critério escolhido pela seguinte condição:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1, \text{ passa nos critérios de aceitação,}$$

$$\gamma(\mathbf{r}_m) > 1, \text{ reprova nos critérios de aceitação.}$$

Uma característica importante deste método é que, na avaliação final da qualidade da distribuição da dose, o valor de $\gamma(\mathbf{r}_m)$ pode ser exibido em uma distribuição gráfica.

A título de exemplo do cálculo usando a função gama, vamos comparar dois pixels calculados a um mesmo ponto de referência. O primeiro pixel com +4% de diferença percentual de dose $\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ e a DTA ($\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$) de 1 mm, o

segundo pixel com +1,5% de $\delta (r_m, r_c)$ e DTA de 1,5 mm, isso considerando o cálculo da função gama com os critérios de aceitação de 3% e 3 mm, pois estes critérios são os mais utilizados na radioterapia de feixe de fótons. Utilizando a eq. 24, temos:

Primeiro pixel

$$\sqrt{\frac{(4\%)^2}{(3\%)^2} + \frac{(1 \text{ mm})^2}{(3 \text{ mm})^2}} = 1,3$$

Segundo pixel

$$\sqrt{\frac{(1,5\%)^2}{(3\%)^2} + \frac{(1,5 \text{ mm})^2}{(3 \text{ mm})^2}} = 0,7$$

Então tomando a condição da eq. 27, temos o índice gama com

$$\gamma (r_m) = 0,7$$

E seu valor corresponde à $\gamma (r_m) \leq 1$ seria um pixel aprovado no critério de 3% e 3 mm.

3- MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e métodos utilizados na realização desse trabalho, cuja parte prática foi realizada no Hospital Haroldo Juaçaba – Instituto do Câncer do Ceará (ICC), em Fortaleza, CE.

3.1- Materiais

3.1.1 – Acelerador linear

O acelerador linear utilizado nesse trabalho foi um Clinac 6EX, marca Varian Medical Systems (**Figura 14**). Para este estudo foram empregados feixes de fótons de 6 MV.

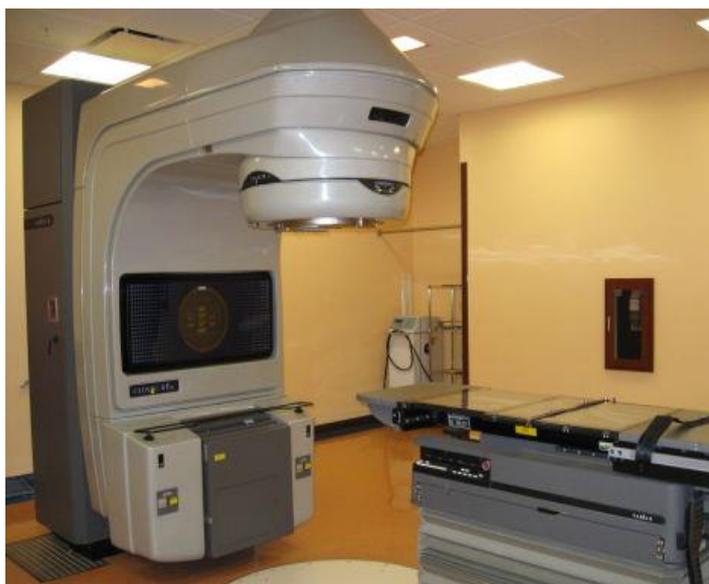


Figura 14: Acelerador linear Clinac 6EX.

O acelerador linear possui câmaras de ionização que monitorizam, constante e independentemente da pressão e temperatura ambientes, os feixes de fótons durante o tratamento, para garantir a entrega das doses conforme planejadas. Essas câmaras de ionização medem as unidades monitor (UM). A sensibilidade dessas câmaras é ajustada de modo a haver uma correlação com a unidade gray (Gy). No ICC estas câmaras de ionização são reguladas para que 1 UM corresponda à deposição de 1 cGy num fantoma de água, no eixo central do feixe à profundidade de dose máxima, quando irradiado num campo de 10 x 10 cm² a uma SSD de

100 cm. Para cada campo a ser irradiado, uma vez depositado o número de UM desejado no tratamento a irradiação é terminada.

3.1.2- Conjunto dosimétrico

Nos testes realizados, foi utilizado um conjunto dosimétrico composto por uma câmara de ionização cilíndrica de volume sensível igual a $0,6 \text{ cm}^3$, adequada para fótons de megavoltagem (Standard Imaging, modelo Exradin A12, N/S: XA010704) e um eletrômetro (Standard Imaging, modelo CDX – 2000B, N/S: J010591). A **Figura 15** mostra o conjunto dosimétrico utilizado.



Figura 15: Conjunto dosimétrico.

3.1.3 – Fantoma de água e placas sólidas

Foram utilizados também neste trabalho fantasmas de água e placas sólidas (**Figura 16**). O fantoma de água tem dimensões de $30 \times 30 \times 40 \text{ cm}^3$ e possui suporte automático para movimentar a câmara de ionização. O fantoma de placa sólida utilizado possui 1 cm de espessura e tamanho de $30 \times 30 \text{ cm}^2$.

3.1.4 – Detectores ArcCHECK, MatriXX e QA BeamChecker Plus

O detector volumétrico ArcCHECK, marca *Sun Nuclear Corporation*, é um fantoma cilíndrico equivalente à água composto por uma matriz tridimensional de 1386 detectores de diodo, dispostos em espiral, com espaçamento entre os detectores de 10 mm (**Figura 17**). As dimensões do cilindro são 21 cm de

comprimento e 21 cm de altura, e a separação centro a centro dos diodos é de 1 cm. Esse detector apresenta uma sensibilidade de 0,4 Gy/nC. O espaço central do simulador é vazio, tendo 15 cm de diâmetro. Tal cilindro é projetado para acomodar vários acessórios, inclusive elementos como: núcleo sólido homogêneo, núcleo dosimétrico com câmara(s) de ionização ou matrizes de diodo, núcleo de controle de qualidade de imagem, ou núcleo com materiais heterogêneos para estudos de dose etc. [40].

As medições de dose de cada sensor são atualizadas a cada 50 ms, não havendo limite de tempo ou limite de dose para uma medição.

O software (SNC Patient v6.7.3) fornecido pelo fabricante do detector permite ao usuário importar arquivos de dose planejada e compará-los aos arquivos de medições do ArcCHECK.

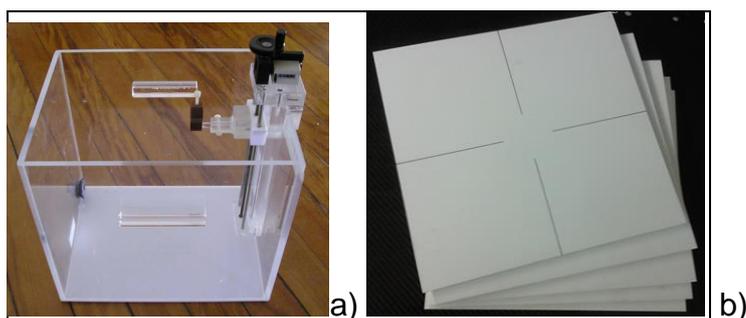


Figura 16: a) Fantoma de água [22] e b) fantoma de água sólida [29].



Figura 17: Detector volumétrico ArcCHECK [40].

O detector planar MatriXX^{Evolution}, marca *Iba dosimetry* é uma matriz 2D que consiste de 1020 câmaras de ionização distribuídas em uma grade de 32 x 32, cobrindo uma área ativa de 24,4 x 24,4 cm², não havendo câmaras nos quatro cantos da grade (**Figura 18**). A separação centro-a-centro das câmaras é de 7,62 mm. Cada câmara possui um volume sensível de 0,08 cm³ (4,5 mm de diâmetro e 5 mm de altura), com uma sensibilidade típica de 0,42 Gy/nC. A correção de uniformidade, que calibra o ganho de câmaras individuais, é realizada pelo fabricante e verificada com grandes feixes abertos. O fator k_{user} , que converte a carga coletada pelo eletrômetro MatriXX (16 TERA ASICs) em dose, é definido seguindo os procedimentos fornecidos pelo fabricante [41].



Figura 18: Detector planar MatriXX^{Evolution} da Iba Corporation [41].

O detector planar QA BeamChecker Plus, marca *Standard Imaging*, é uma matriz 2D que consiste de 8 câmaras de ionização, estando uma no centro do detector, 4 no quadrante com distância para o centro de 7,5 cm e 3 para identificação da energia. Possui uma altura de 6,15 cm, largura de 30,86 cm e comprimento de 40,64 cm. Cada câmara possui um volume sensível de 0,6 cm³. Suporta energias para fótons de ⁶⁰Co (1,25 MeV) até 25 MeV e elétrons de 6 MeV até 25 MeV [42]. A **Figura 19** mostra o detector planar QA BeamChecker Plus.



Figura 19: Detector planar QA BeamChecker Plus da Standard Imaging [42].

3.2 – Métodos

O comissionamento do filtro dinâmico foi feito em vários testes, conforme descrito a seguir. Os perfis de dose em diferentes profundidades, efeito da força de gravitacional, PDD e dose absorvida foram comparados com os valores determinados na simulação feita no sistema de planejamento sob as mesmas condições.

3.2.1 – Medições usando o MatriXX

O detector planar MatriXX foi empregado na determinação da simetria dos colimadores, perfis de dose, linearidade da dose, taxa de dose, fator filtro para campos simétricos e análise de distribuição de dose. As duas orientações de varredura do filtro dinâmico, que são denominadas de Y1-IN e Y2-OUT, foram testadas para determinar qualquer dependência com a direção, taxa de dose e as UM liberadas durante a varredura. Além disso, foi possível verificar o funcionamento dos motores que movimentam os colimadores, permitindo avaliar a eficiência desses motores e a qualidade do funcionamento do filtro dinâmico.

Na determinação da simetria dos colimadores, dose, linearidade, taxa de dose e fator filtro foram utilizadas 10 placas sólidas de 1 cm sobre a superfície detectora do MatriXX. No perfil de dose foram consideradas profundidades distintas, empregando quantidades variadas de placas sólidas sobrepostas. O MatriXX foi

posicionado sobre a mesa de tratamento, estando a parte móvel do acelerador linear (o *gantry*) posicionada a 0° e a SSD de 100 cm, conforme visto na **Figura 20**.



Figura 20: Montagem experimental: MatriXX com as placas sólidas.

3.2.1.1 – Simetria dos colimadores

É de suma importância verificar o perfeito funcionamento dos colimadores e se há dependência com a orientação utilizada. Uma maneira de verificar isso é sobrepondo as curvas dos perfis para cada orientação; por exemplo, quando o colimador Y1-IN varre o campo, o colimador Y2-OUT permanece fixo; da mesma forma, se o Y2-OUT varre o Y1-IN permanece fixo. A perfeita sobreposição das curvas dos perfis indica que há uma concordância e sincronia quanto à velocidade dos colimadores, um em relação ao outro, e também quanto à fração de dose liberada para cada segmento de campo individualmente.

A taxa de dose e a velocidade do colimador são moduladas de acordo com as STT e controladas pelo computador.

As avaliações dos perfis foram feitas para todos os ângulos dos filtros dinâmicos (10, 15, 20, 25, 30, 45 e 60°) com o campo de 10 x 10 cm², doses de 50 UM normalizadas a 100% no eixo central e taxa de dose de 500 UM/min.

3.2.1.2 – Perfis de dose em diferentes profundidades

Os perfis de dose foram verificados para duas orientações do filtro dinâmico, conforme explicado no item anterior. Foi verificada também qualquer discrepância entre os perfis devido à variação no tamanho do campo. Para isso foram analisados os perfis de dose em tamanhos de campo de 10 x 10 cm² e 20 x 20 cm². Para cada um dos campos analisados foram feitas também medições em três profundidades, a 1,5, 10 e 15 cm. O objetivo disso foi verificar se houve alguma variação nos perfis, e consequentemente na simetria em relação à profundidade.

As análises foram feitas para os principais ângulos utilizados do filtro dinâmico, que são 30°, 45° e 60°, para uma dose de 50 UM e uma taxa de dose de 500 UM/min.

Para validação dos resultados obtidos, compararam-se as curvas de perfis de dose medidas com o MatriXX com as curvas obtidas com o sistema de planejamento de tratamento (TPS).

3.2.1.3 – Linearidade da dose

A linearidade da dose é outra medida de muita importância no que diz respeito aos parâmetros dosimétricos do filtro dinâmico. A linearidade da dose foi verificada em relação à dose total depositada no processo de varredura de um dos colimadores, que neste caso, foi o Y1-IN varrendo e o Y2-OUT fixo, e em relação à taxa de dose.

Uma boa linearidade é obtida quando as duas curvas de medidas para o colimador Y1-IN, para os dois valores de UM se sobrepõem, quando normalizadas a 100% no eixo central. Quando isso acontece, significa também que o resultado independe da UM, indicando que a dose total depositada é à mesma e que os perfis são iguais.

Os dados de linearidade da dose foram obtidos para todos os ângulos do filtro dinâmico, tamanho do campo de 10 x 10 cm², para 50 UM e 200 UM, com uma taxa de dose de 500 UM/min.

3.2.1.4 – Taxa de dose

Como já mencionado na seção 2.9 da fundamentação teórica, quando se inicia o processo de varredura dos colimadores, a velocidade do colimador se reduz à medida que a taxa de dose aumenta gradualmente, mas essa taxa nunca excede a taxa de dose selecionada pelo o operador.

Então, é muito importante na dosimetria dos filtros dinâmicos se verificar se a conformação das curvas apresenta dependência com a taxa de dose selecionada. Em geral, a variação da taxa de dose e a velocidade do colimador dependem da energia do feixe selecionada, tamanho do campo, do ângulo do filtro e da UM.

A dependência com a taxa de dose foi verificada a partir da seleção de duas taxas de dose diferentes, 500 UM/min e 200 UM/min, para um campo de 10 x 10 cm², para todos os ângulos do filtro dinâmico, empregando 50 UM.

As curvas obtidas normalizadas a 100% no eixo central puderam ser sobrepostas, e dessa maneira verificou-se a independência da conformação dessas curvas com a taxa de dose selecionada.

3.2.1.5 – Fator filtro

O fator filtro foi calculado para duas orientações do filtro dinâmico, utilizando a eq. 13. Para a orientação Y1-IN foram empregados campos de 4 x 4 cm², 6 x 6 cm², 8 x 8 cm², 10 x 10 cm², 12 x 12 cm², 14 x 14 cm², 16 x 16 cm², 18 x 18 cm² e 20 x 20 cm². Para a orientação Y2-OUT foram empregados sete desses nove campos; os campos não avaliados foram os de 4 x 4 cm² e 20 x 20 cm². Todas essas avaliações foram feitas no eixo central, a 10 cm de profundidade, empregando o detector MatriXX.

3.2.2 – Medição usando o ArcCHECK

Neste trabalho foi utilizado o detector volumétrico ArcCHECK para verificar o efeito da força gravitacional sobre os colimadores.

Para verificar o efeito da força gravitacional sobre os colimadores, colocou-se o *gantry* em duas angulações, a 90° e 270°, e posicionou-se o ArcCHECK sobre a mesa de tratamento. Dessa maneira, os colimadores Y1-IN e Y2-OUT se movimentavam perpendicularmente em relação ao nível do solo, em movimentos

ascendentes e descendentes; as orientações utilizadas foram Y1-IN (Y2-OUT fixo) e Y2-OUT (Y1-IN fixo). Para essas duas angulações, colocou-se um campo grande de 20 x 20 cm². Nas avaliações empregou-se 50 UM, taxa de dose de 500 UM/min e doses normalizadas a 100% no eixo central para todos os ângulos do filtro dinâmico. Obtidas as curvas e por comparação com as curvas obtidas no TPS, pôde-se verificar se houve ou não influência da força gravitacional nos colimadores a partir dos dados obtidos.

Nas medições com o detector planar MatriXX não se levou em conta o efeito da força gravitacional, porque o *gantry* foi mantido em uma angulação de 0°, e dessa forma a força gravitacional é homogeneamente distribuída pelos colimadores.

3.2.3 – Medições usando a Câmara de Ionização

3.2.3.1 – PDD e dose absorvida

A PDD foi calculada usando a eq. 12. A montagem experimental para medir a PDD é mostrada na **Figura 21**. Foi utilizado um fantoma de água, uma câmara de ionização cilíndrica conectada ao eletrômetro, um dispositivo para medir a pressão atmosférica e a temperatura da sala e um suporte para movimentação automática da câmara. A câmara de ionização foi posicionada em quatro profundidades distintas, a 1,5 cm, 5 cm, 10 cm e 15 cm.



Figura 21: Montagem experimental para determinar a PDD.

As avaliações foram feitas para todos os ângulos do filtro dinâmico, para tamanhos de campos de 5 x 5 cm², 10 x 10 cm², 16 x 16 cm² e 20 x 20 cm², empregando-se dose de 50 UM, para orientação Y1-IN (Y2-OUT fixo), normalizada em relação ao campo aberto, sendo o valor das leituras considerados 100% na dose máxima.

A dose absorvida foi obtida por meio da eq.16. As avaliações foram feitas para os mesmos parâmetros da PDD (tamanho de campo, dose, orientação, profundidade e ângulos) e também foram comparadas com a definida pelo TPS.

3.2.4 – Análise da distribuição de dose

As distribuições de doses medidas com o MatriXX foram comparadas com as definidas no TPS, utilizando a função gama, cujo o formalismo está descrito na seção 2.10.

A função gama permite a comparação de uma distribuição de dose absorvida calculada pelo sistema de planejamento com a distribuição de dose absorvida medida com um detector, a partir de uma avaliação de quão perto a distribuição calculada corresponde à distribuição medida.

De forma geral, o que a função gama faz é sobrepor as distribuições de dose, possibilitando visualizar as regiões em que há concordância ou não dos percentuais de dose. Os critérios de aceitação DTA e de diferença de dose adotados nesse trabalho foram 3 mm e 3%, respectivamente.

3.2.5 – Medição usando o QA BeamChecker Plus

Do ponto de vista operacional, o detector QA BeamChecker Plus é um instrumento de uso simplificado para testes diários de garantia e controle de qualidade do acelerador linear, inclusive em tratamento rotacional. Esse detector auxilia na verificação da constância, simetria, nivelamento e outros parâmetros de um feixe ao longo do tempo [42].

O QA BeamChecker Plus possui três “canais” que são: canal estático 5, que serve para medições de rotina do acelerador linear de fótons ou elétrons; canal dinâmico 5, que serve para dosimetria de radioterapia de intensidade modulada dinâmica (IMAT) e de terapia em arco, denominada de arcoterapia volumetricamente

modulada (VMAT), ou para medições de feixes modificados por uso de filtros dinâmicos; e o canal que serve para dosimetria de feixes de tomoterapia [42].

Para começar a fazer medições de rotina com o QA BeamChecker Plus, uma linha de base deve ser criada para cada energia ou plano a ser testado. A linha de base é composta por dados de referência criados automaticamente pelo software para comparação com os dados medidos.

Neste estudo, o QA BeamChecker Plus foi empregado para verificar a constância do feixe de fótons do acelerador usando os filtros dinâmicos. Para isso, utilizou-se o canal dinâmico 5. Primeiramente, determinou-se a linha de base, seguindo os passos descritos pelo fabricante [42]:

- Criação de um plano;
- Inserção do valor da dose;
- Inserção do valor da taxa de dose;
- Posicionamento do QA BeamChecker Plus sobre a mesa de tratamento com uma SSD de 100 cm para um tamanho de campo de 20 x 20 cm² com o *gantry* a uma angulação de 0°;
- Inserção do valor do “ Action level 1 e Action level 2”; e
- Inserção do nome do operador para a medição.

O valor do nível de ação (do inglês *Action level*) representa um valor de tolerância. Por exemplo, se a energia medida for diferente do informado na “Action level 1” ou “Action Level 2”, o software avisa indicando que o valor medido está fora da tolerância. As configurações padrões limitam a tolerância da “Action level 1” a 2% e da “ Action level 2” a 4%.

Após a conclusão da aquisição da linha de base para o plano e energia desejada, pode-se iniciar as medições de rotina.

O QA BeamChecker Plus oferece dois modos distintos para as medições de rotina: modo sem fio e modo de operação em tempo real. Escolheu-se o modo de operação em tempo real. Nesse modo, os resultados brutos das leituras de cada câmara, os parâmetros do feixe medido e a diferença percentual das leituras da linha de base com as leituras medidas, juntamente com um código de cores de “status”, são mostrados em tempo real. Esse código de cores de status mostra se

valor medido da câmara de ionização está dentro da tolerância; por exemplo, a cor verde indica que o valor medido está dentro da tolerância estabelecida na caixa “Action level 1”, a cor amarela indica que o valor está fora da tolerância “Action level 1” e a cor vermelha indica que o valor está fora da tolerância “Action level 2”.

Portanto, os valores adotados neste trabalho para criar a linha de base foram: dose produzida com 100 UM, taxa de dose de 500 UM/min, tamanho de campo de 20 x 20 cm², SSD de 100 cm, *gantry* posicionado a 0°, valor de tolerância “Action level 1” de 2% e o “Action level 2” de 4%. As avaliações da constância para o filtro dinâmico foram feitas em feixe de fótons de 6 MV para filtro de 30°, 45° e 60°.

4 – Resultados e Discussões

Neste capítulo serão analisados e discutidos os resultados das análises dos feixes com o uso de filtros dinâmicos, obtidos com os detectores câmara de ionização cilíndrica, MatriXX, QA BeamChecker Plus e o ArcCHECK.

4.1– Avaliações usando o MatriXX

4.1.1- Simetria dos colimadores

Na análise dos perfis utilizando o MatriXX, foi verificada inicialmente a simetria dos colimadores. As medições foram feitas como o *gantry* na angulação de 0°, para tamanho do campo de 10 x 10 cm², com 50 UM, taxa de dose de 500 UM/min e para todos os ângulos permitidos para o filtro dinâmico. Os perfis de dose foram normalizados a 100% no eixo central.

O filtro dinâmico possui duas orientações que são: colimador Y1-IN e Y2-OUT. Então, os perfis de dose fornecidos com o uso desse filtro podem ser considerados espelhados. Um exemplo desses perfis é apresentado na **Figura 22**. Para que fosse possível sobrepor as curvas e, dessa maneira, verificar a simetria entre os colimadores, optou-se por inverter a curva do colimador Y2-OUT. Dessa forma, todas as curvas estão na orientação Y1-IN.

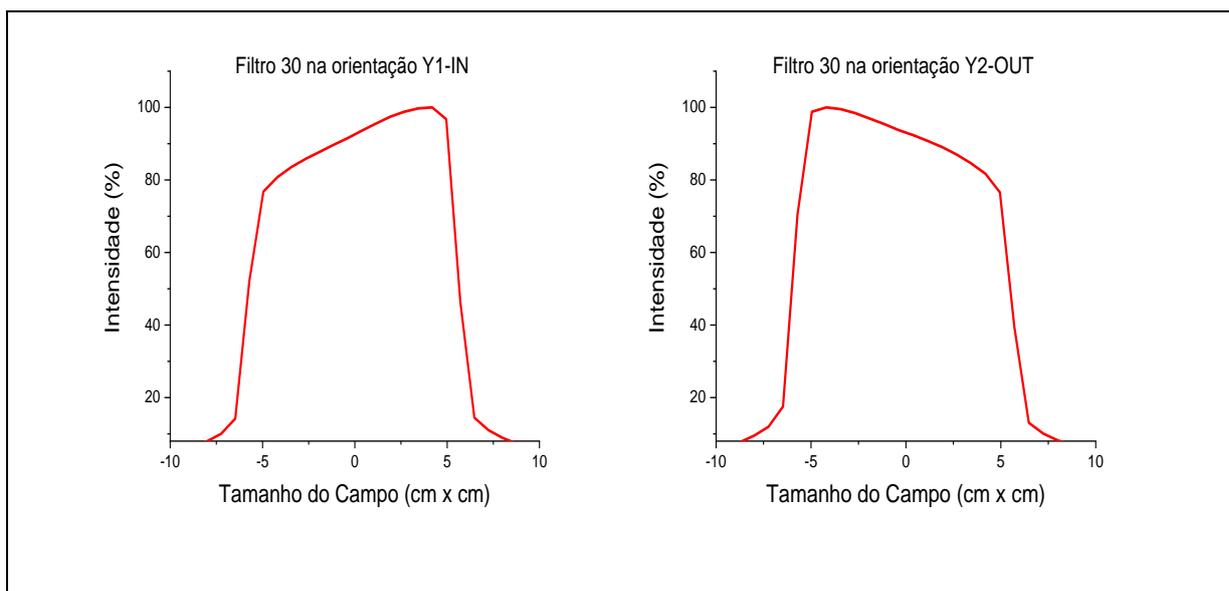


Figura 22: Perfis de dose para as orientações Y1-IN e Y2-OUT de um filtro de 30°.

A **Figura 23** mostra os perfis de dose sobrepostos, tendo sido obtida para a verificação da simetria dos colimadores. Para os filtros dinâmicos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30° e 45° observou-se uma adequada sobreposição dos perfis de dose nas duas orientações deles, indicando concordância e sincronia quanto à velocidade de varredura dos colimadores e a fração de dose liberada para cada segmento de campo individualmente. Isso indica também a independência da orientação selecionada dos colimadores.

Com o uso do filtro de 60° observou-se uma pequena diferença entre os perfis de dose, que pode ser observada na borda do campo. Essa diferença não compromete a escolha da orientação do filtro, porque não altera a deposição da dose na região de interesse.

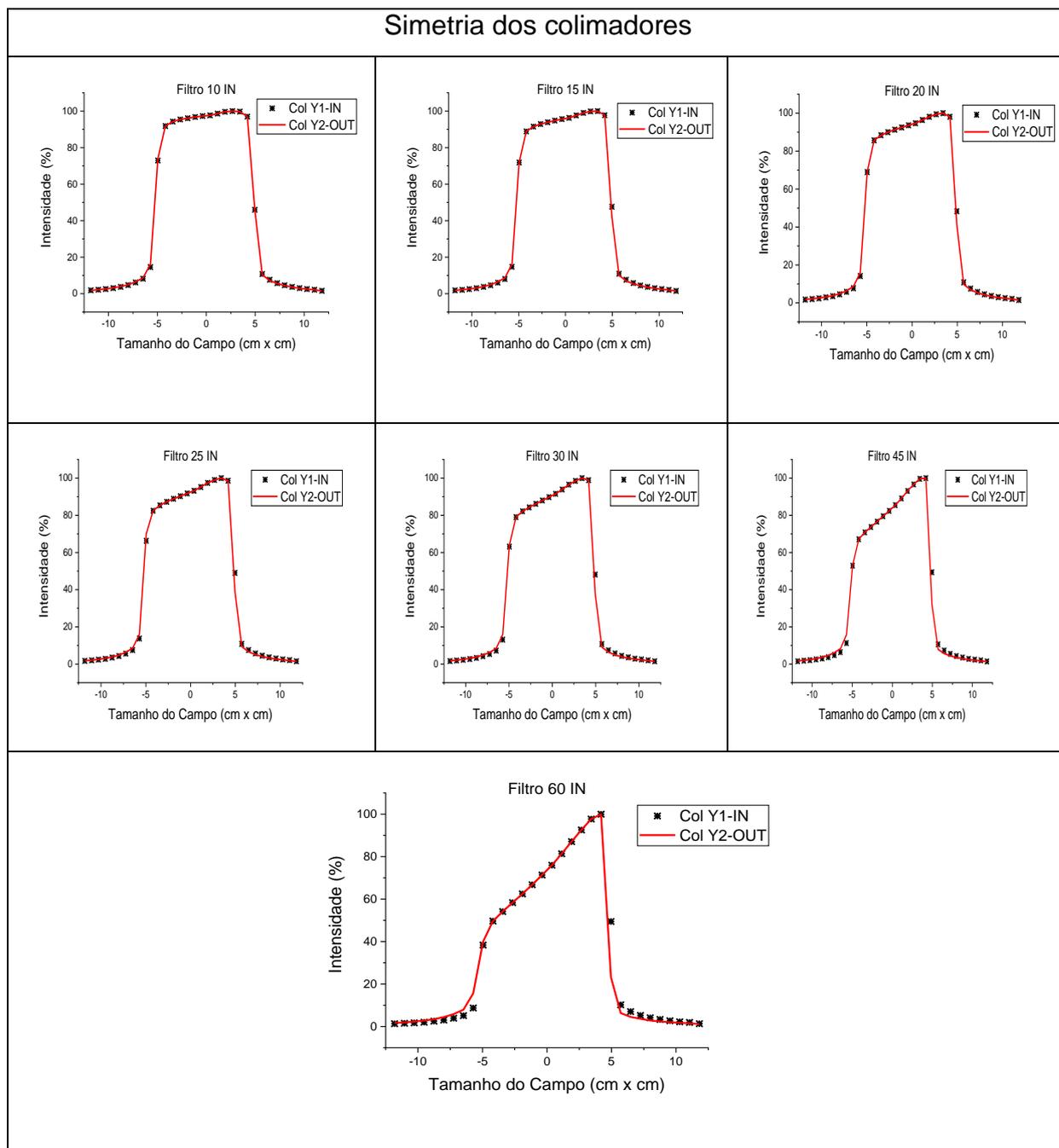


Figura 23: Perfis de dose para verificação da simetria dos colimadores. O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. Os perfis definidos por linha vermelha foram os obtidos com uso do colimador Y2-OUT. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para o colimador Y1-IN.

4.1.2 – Taxa de dose

A taxa de dose foi verificada somente para uma das orientações do filtro dinâmico, visto que na verificação de perfis, considerando-se a simetria dos

colimadores, mostrou-se que os perfis se sobrepõem adequadamente, indicando a independência deles quanto à orientação selecionada.

As medições foram feitas primeiramente empregando uma taxa de dose de 200 UM/min para um tamanho de campo de 10 x 10 cm², com 50 UM para todos os ângulos do filtro dinâmico. Depois se fez o mesmo processo empregando uma taxa de dose de 500 UM/min. Obtidos os perfis para as duas taxas de dose normalizadas a 100% no eixo central, pôde-se fazer a sobreposição.

Observou-se que para todas as angulações dos filtros houve uma perfeita sobreposição dos perfis, o que mostra a independência dos perfis quanto à escolha da taxa de dose selecionada. A **Figura 24** mostra os perfis de dose obtidos para verificação da dependência a taxa de dose.

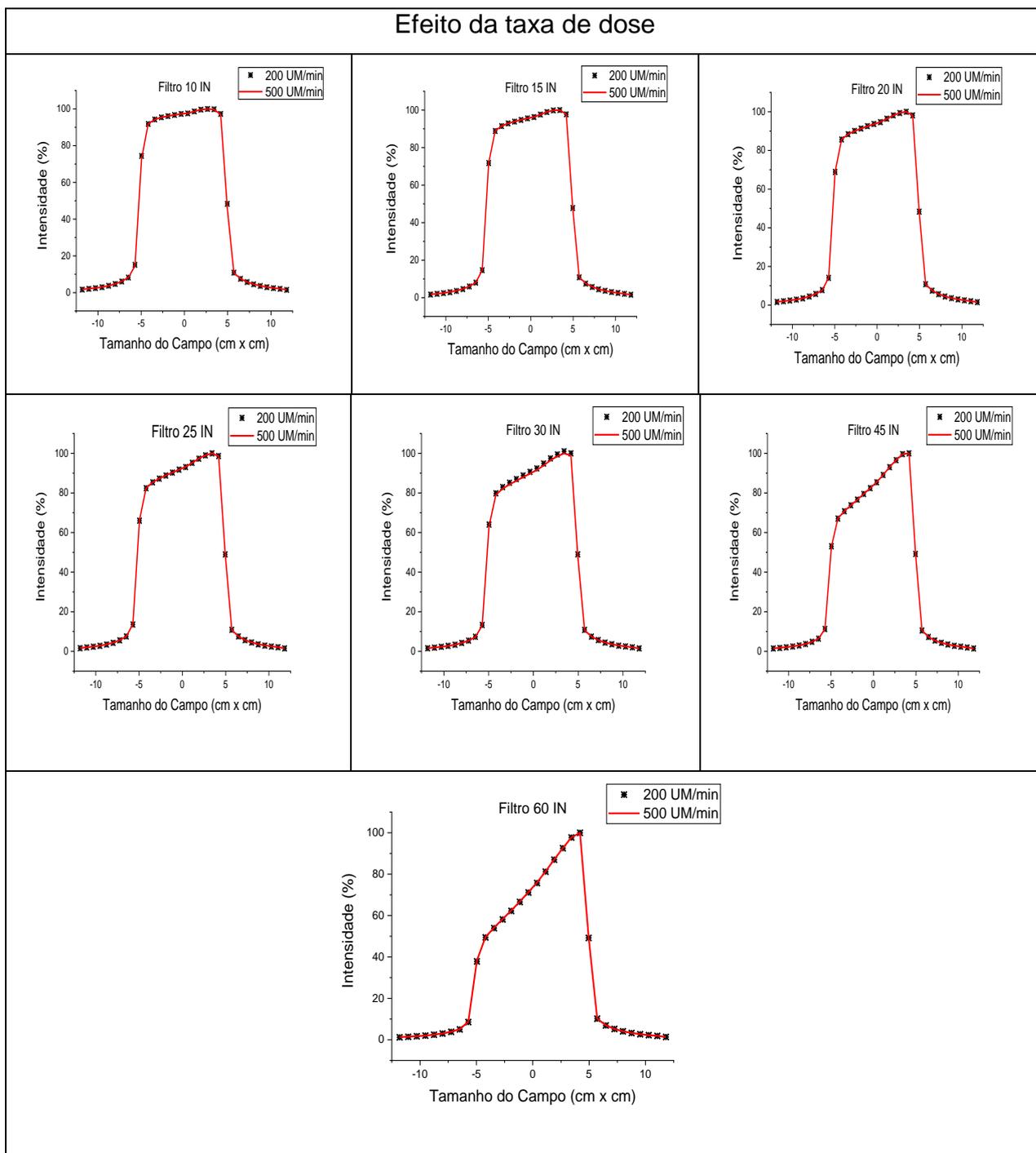


Figura 24: Curvas de perfis de dose para verificação da ocorrência de dependência da taxa de dose.

O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. Em linha vermelha os perfis obtidos com taxa de dose de 500 UM/min. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para taxa de dose de 200 UM/min.

4.1.3 – Linearidade da dose

A linearidade da dose também foi verificada somente para a orientação Y1-IN. As medições foram feitas primeiramente para dose de 50 UM e depois para 200 UM. Isto foi realizado para todos os ângulos do filtro dinâmico, empregando uma taxa de dose de 500 UM/min em um tamanho do campo de 10 x 10 cm².

Os perfis obtidos para 50 UM e 200 UM foram normalizadas a 100% no eixo central e dessa forma pode-se fazer a sobreposição.

Também nesse caso foi possível observar a perfeita sobreposição dos perfis, indicando que não existe dependência com a linearidade da dose para nenhuma angulação do filtro. A **Figura 25** mostra os perfis de dose obtidos para a verificação da dependência da linearidade da dose.

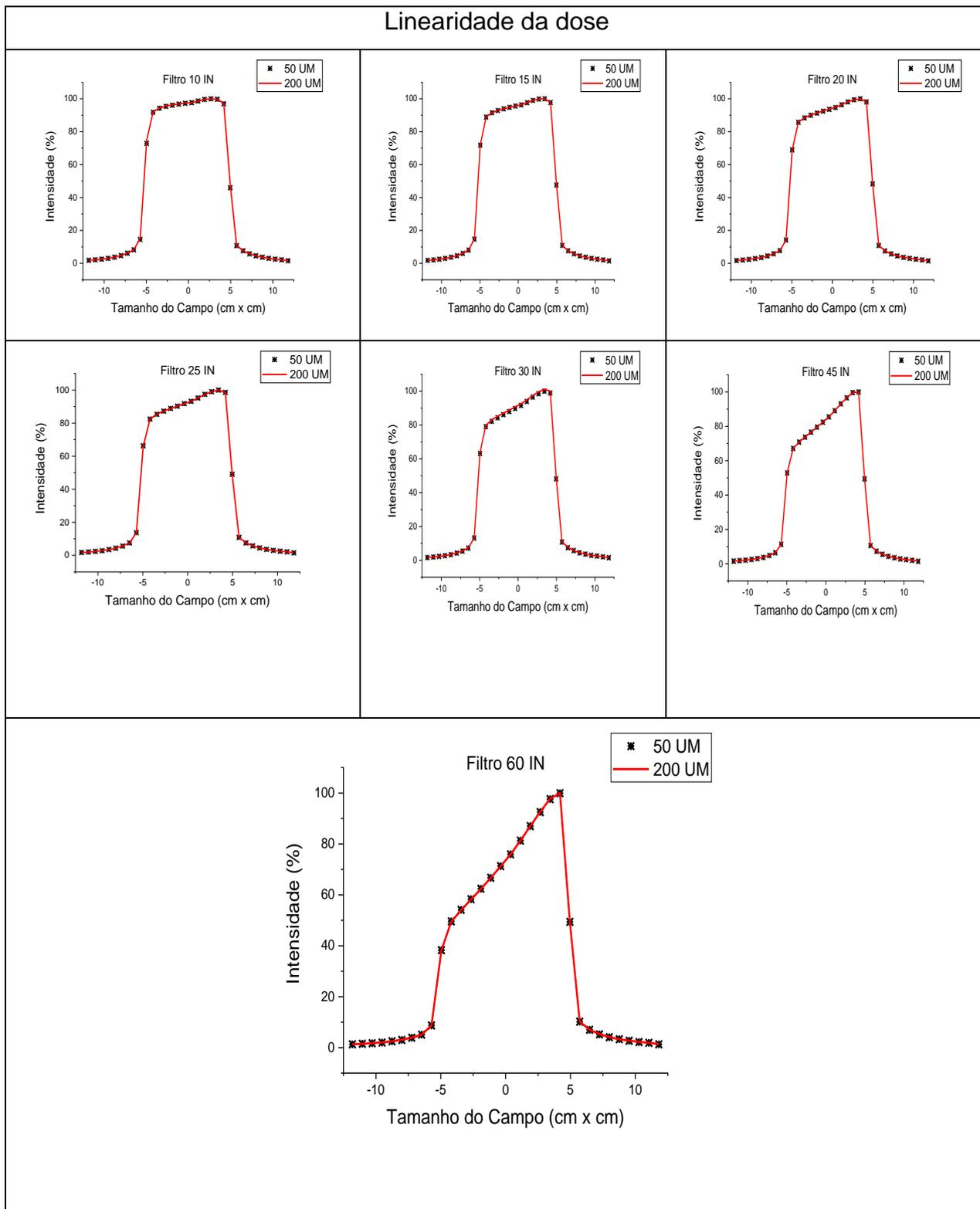


Figura 25: Curvas de perfis de dose para verificação da linearidade da dose. O título de cada gráfico indica a angulação do filtro e a orientação, que no caso é IN. Em linha vermelha os perfis obtidos com dose de 200 UM. Os perfis representados pelo símbolo asterisco foram os definidos para dose de 50 UM.

4.1.4 – Perfis de dose em diferentes profundidades

A verificação dos perfis de dose em diferentes profundidades com o MatriXX foi realizada para as duas orientações do filtro dinâmico, tendo como finalidade avaliar qualquer discrepância nas curvas com relação à profundidade e campos diferentes. As profundidades utilizadas foram 1,5 cm, 10 cm e 15 cm e tamanho do campo de 10 x 10 e 20 x 20 cm² na superfície do fantoma, para 50 UM e uma taxa de dose de 500 UM/mim. Para as medições, empregaram-se filtros dinâmicos com angulações de 30°, 45° e 60°, pois esses são os mais comumente utilizados na radioterapia.

Os dados dos perfis de dose obtidos para as duas orientações de filtro dinâmico, normalizados a 100% no eixo central, foram comparados com os perfis obtidos no TPS. As **Figuras 26 a 31** mostram os perfis obtidos.

Da análise da **Figura 26**, observou-se que os perfis de dose para campo de 10 x 10 cm² na profundidade de 1,5 cm, obtidos com MatriXX apresentam uma diferença de intensidade de dose em relação aos perfis definidos pelo TPS. As intensidades de dose são ligeiramente inferiores que as dos perfis obtidos pelo TPS. Essa diferença foi mais nítida para o filtro de 60° nas duas orientações. No entanto, como se pode observar na **Figura 27**, para os perfis obtidos para campo de 20 x 20 cm² na mesma profundidade não se observou diferença. Também os perfis de campos 10 x 10 cm² nas profundidades de 10 cm e 15 cm obtidos com o MatriXX são semelhantes aos definidos pelo TPS (**Figuras 28 e 30**). Para campos de 20 x 20 cm², às profundidades de 10 e 15 cm (**Figuras 29 e 31**), observou-se algumas diferenças entre os perfis. Essas diferenças foram nítidas nos perfis de dose com filtro de 30° nas duas orientações e de 45° na orientação IN. A divergência entre os perfis pode ser explicada. O MatriXX possui um espaçamento entre as câmaras de ionização de 0,7 mm, quando há um gradiente alto de dose nesse espaçamento, o MatriXX não fornece uma dose precisa.

Perfis de dose

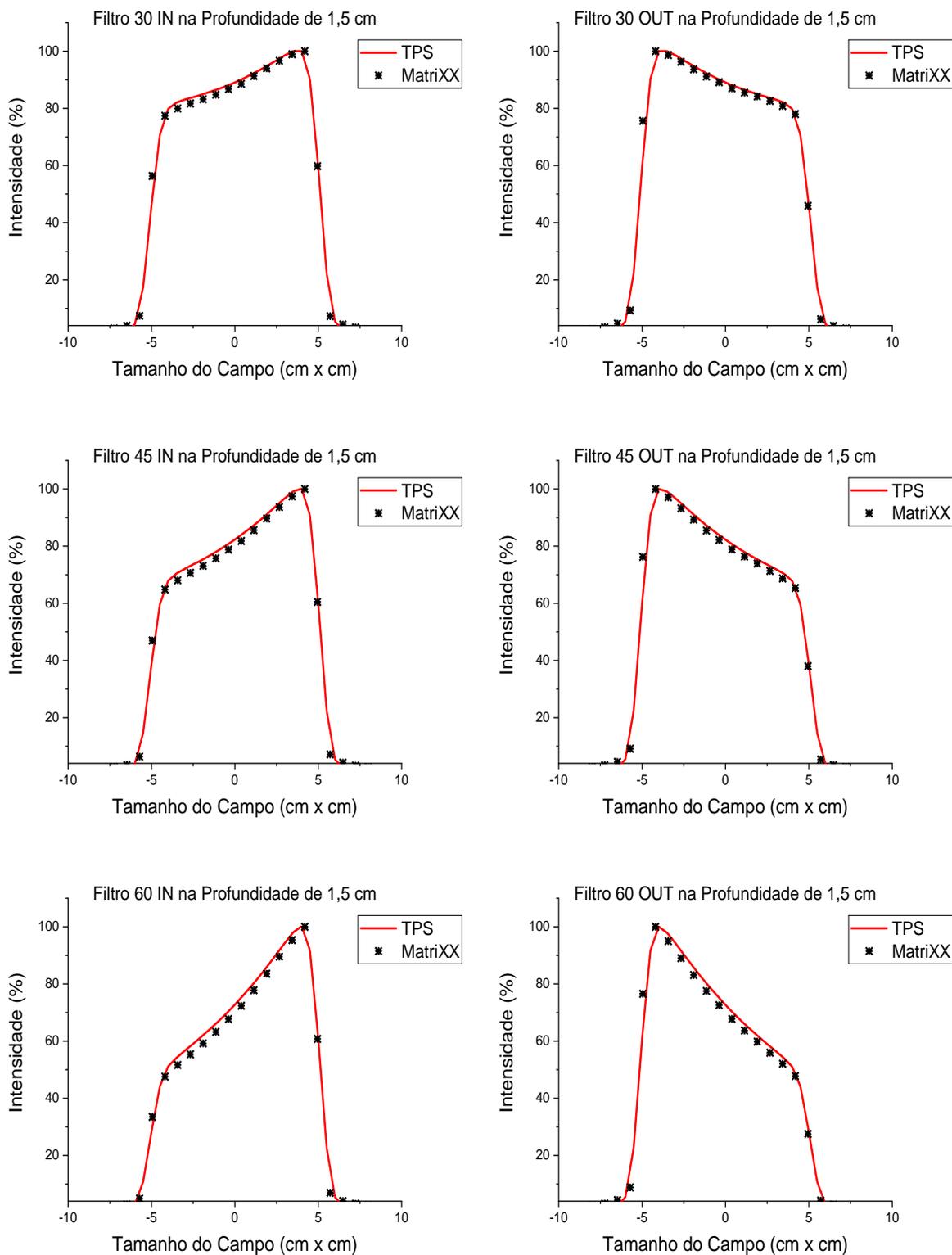


Figura 26: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

Perfis de dose

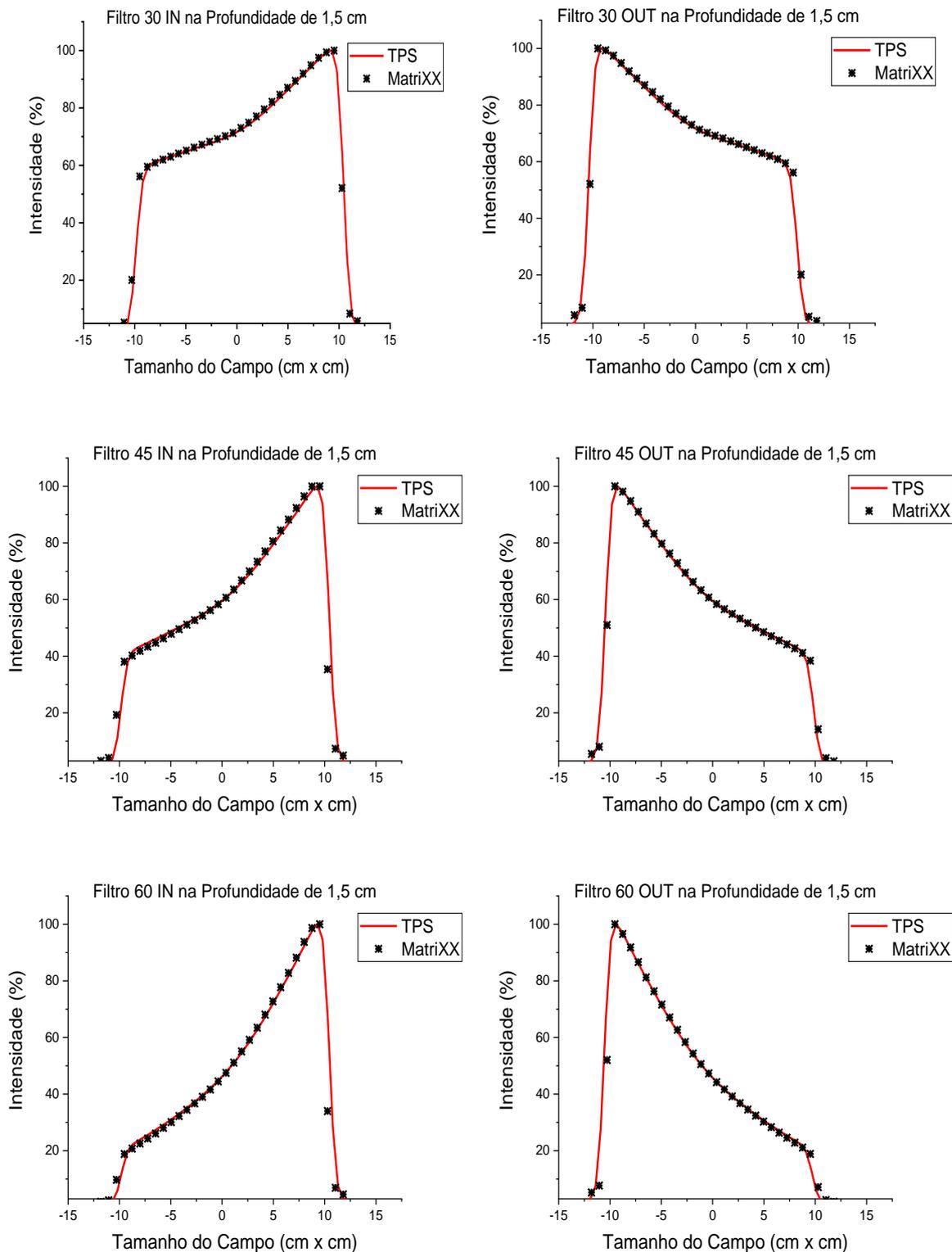


Figura 27: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

Perfis de dose

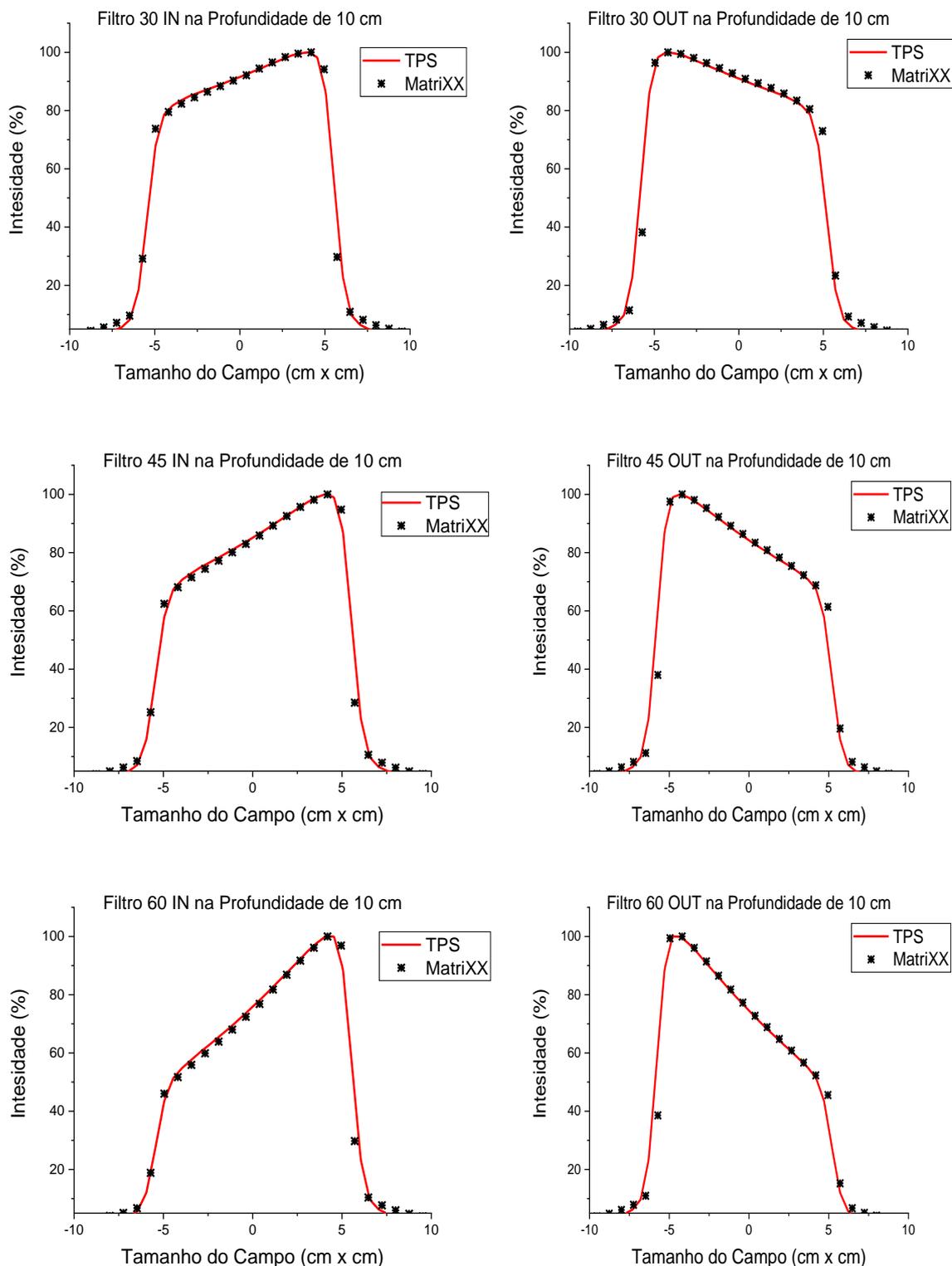


Figura 28: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

Perfis de dose

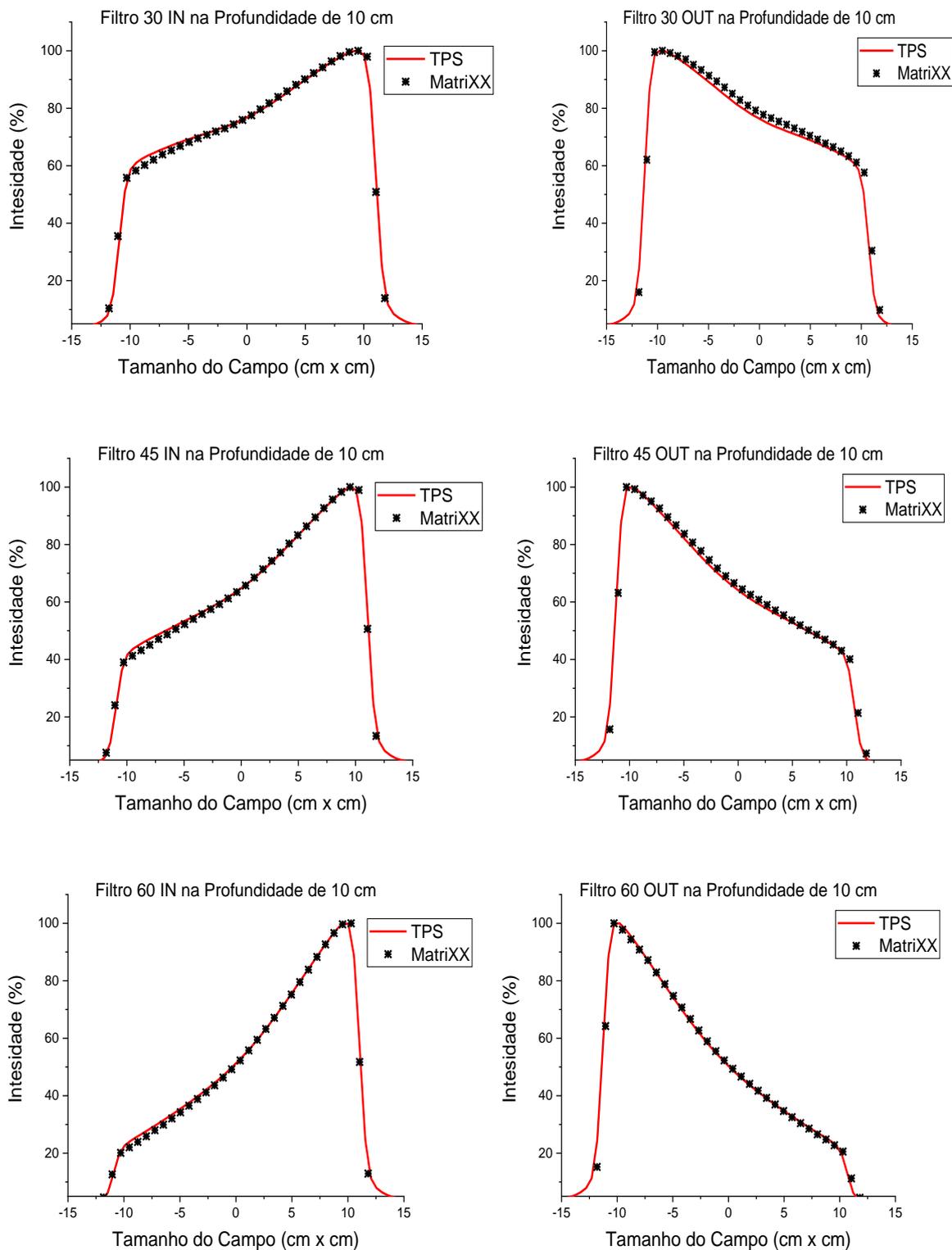


Figura 29: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

Perfis de dose

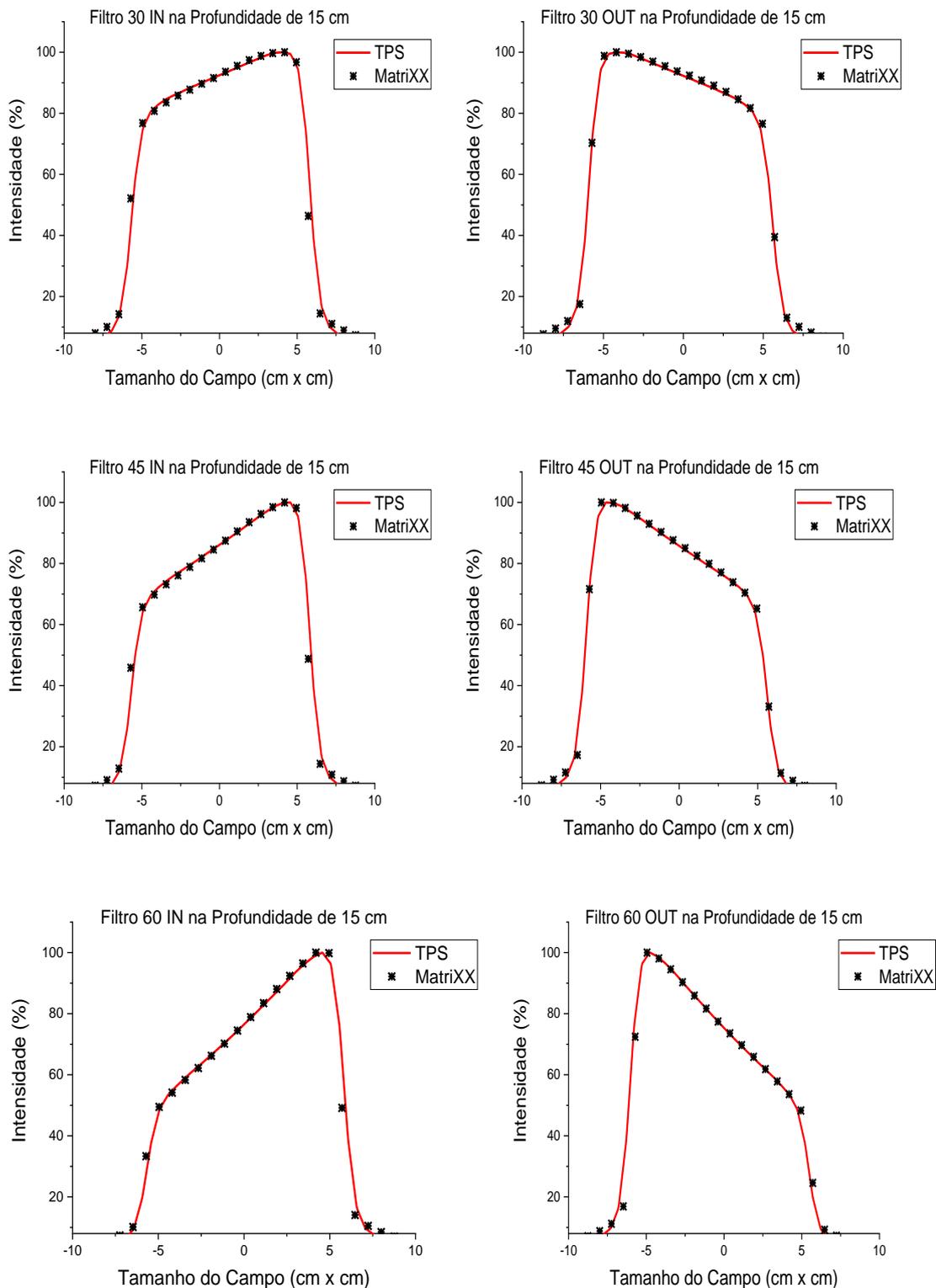


Figura 30: Perfis de dose para campo de 10 x 10 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

Perfis de dose

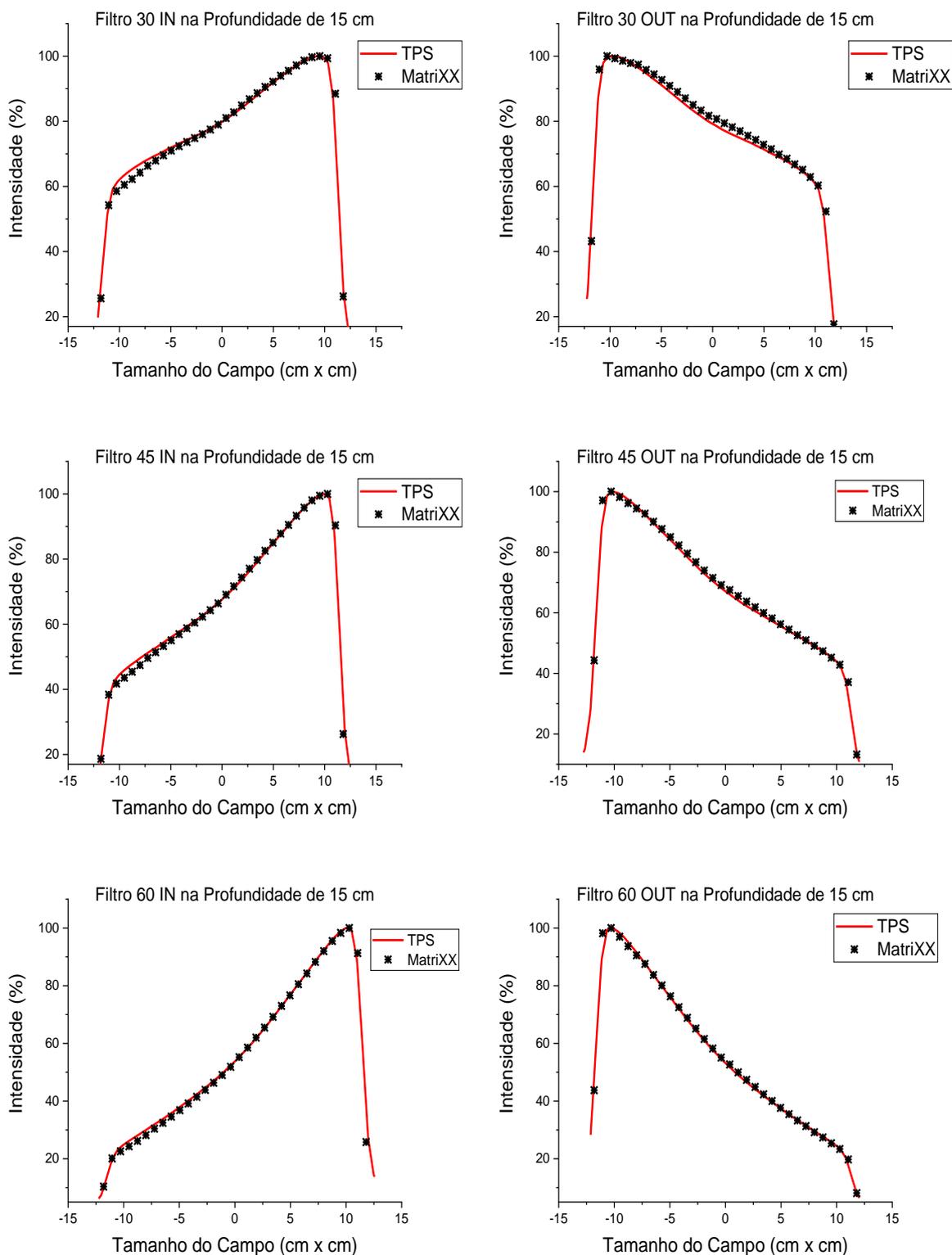


Figura 31: Perfis de dose para campo de 20 x 20 cm². No título de cada gráfico é informado o ângulo do filtro, a orientação e a profundidade de referência.

A título de ilustração, a **Figura 32** apresenta a variação da intensidade da dose em função das angulações dos filtros em um único gráfico. As intensidades foram obtidas pelo TPS e pelo MatriXX. Foram considerados filtros com ângulos entre 10 e 60° na orientação Y2-OUT na profundidade de 15 cm. Como esperado, as intensidades das doses nos lados de entrada do filtro são inversamente proporcionais às angulações dos filtros.

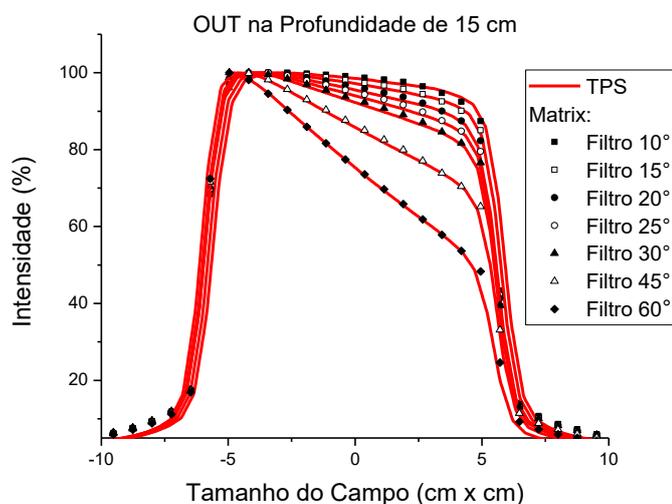


Figura 32: Variações da intensidade da dose em função das angulações dos filtros, definidas pelo TPS e pelo MatriXX para de campo de 10 x 10 cm², orientação Y2-OUT e profundidade de 15 cm.

4.1.5 – Fator filtro

O fator filtro foi calculado para duas orientações do filtro dinâmico, utilizando a equação 14. Para a orientação Y1-IN foram empregados campos de 4 x 4 cm², 6 x 6 cm², 8 x 8 cm², 10 x 10 cm², 12 x 12 cm², 14 x 14 cm², 16 x 16 cm², 18 x 18 cm² e 20 x 20 cm². Para a orientação Y2-OUT sete desses nove campos foram considerados. Os campos não avaliados foram os de 4 x 4 cm² e 20 x 20 cm². Todas essas avaliações foram feitas no eixo central, a 10 cm de profundidade, irradiação com 50 UM e uma taxa de dose de 500 UM/mim.

Das irradiações, obteve-se um conjunto de dados. Para cada ângulo do filtro dinâmico foram realizadas duas leituras com o MatriXX e se calculou a média das mesmas. A variação máxima entre duas leituras com mesmos parâmetros foi de 1%.

As **tabelas 1 e 2** apresentam os valores das leituras médias para cada filtro e os valores calculados do fator filtro para orientação IN e OUT, respectivamente.

Com os valores obtidos dessas tabelas, foi possível construir um gráfico do fator filtro em função do tamanho do campo. A **Figura 33** mostra os gráficos obtidos para orientação Y1-IN e Y2-OUT. A partir desses resultados, é possível observar que o fator filtro diminui com crescimento do tamanho do campo e com aumento do ângulo do filtro dinâmico.

Para avaliar a confiabilidade dos resultados, fez-se uma comparação com os resultados encontrados na literatura, descritos por Souza [22] e Gibbons [43]. A **Figura 34** mostra a comparação dos resultados obtidos aqui com os da literatura. Analisando os gráficos dessa figura, vê-se que os três resultados são concordantes. Por exemplo, para o campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ com uso de filtro de 25° , tem-se que o fator filtro calculado é 0,85 neste trabalho e nos de Souza e Gibbons. Para o campo de $18 \times 18 \text{ cm}^2$ com uso de filtro de 60° , o fator filtro é de 0,47 de acordo com os resultados desses três estudos. Tomando por base tais resultados, pode-se confirmar que o gráfico da **Figura 35**, que apresenta uma comparação de fator filtro calculado por Souza [22] com o do fabricante Varian, apresenta fatores filtro iguais aos aqui determinados com o MatriXX.

O maior desvio encontrado entre os valores obtidos experimentalmente e os valores fornecidos pelo fabricante em seu manual foi de, aproximadamente, 4% para o fator filtro dinâmico de 10° para o tamanho do campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Tal desvio mostra a importância de o fator filtro ser determinado para cada acelerador durante o comissionamento desse equipamento.

Tabela 1: Fatores filtro definidos a partir da razão entre as leituras de dose feitas com o MatriXX, na profundidade de 10 cm, considerando a uso de filtro na orientação Y1-IN, e nas mesmas condições sem o uso de filtro dinâmico (em azul).

Orientação Y1-IN e Profundidade de 10 cm								
Campos (cm ²)	Filtro 10°	Fator Filtro	Filtro 15°	Fator Filtro	Filtro 20°	Fator Filtro	Filtro 25 °	Fator Filtro
4 x 4	5,88	0,98	5,84	0,98	5,80	0,97	5,76	0,96
6 x 6	6,20	0,97	6,13	0,96	6,05	0,95	5,97	0,94
8 x 8	6,41	0,96	6,29	0,95	6,18	0,93	6,05	0,91
10 x 10	6,54	0,95	6,37	0,93	6,22	0,90	6,06	0,88
12 x 12	6,60	0,94	6,40	0,91	6,20	0,88	6,00	0,85
14 x 14	6,64	0,92	6,39	0,89	6,15	0,85	5,91	0,82
16 x 16	6,64	0,91	6,34	0,87	6,06	0,83	5,79	0,79
18 x 18	6,62	0,89	6,27	0,85	5,95	0,80	5,64	0,76
20 x 20	6,57	0,88	6,18	0,82	5,82	0,78	5,48	0,73
Campos (cm ²)	Filtro 30°	Fator Filtro	Filtro 45°	Fator Filtro	Filtro 60°	Fator Filtro	Sem filtro	
4 x 4	5,72	0,96	5,55	0,93	5,27	0,88	5,97	
6 x 6	5,89	0,92	5,59	0,88	5,13	0,81	6,37	
8 x 8	5,93	0,89	5,50	0,83	4,89	0,73	6,66	
10 x 10	5,89	0,86	5,35	0,78	4,62	0,67	6,88	
12 x 12	5,80	0,82	5,15	0,73	4,33	0,61	7,05	
14 x 14	5,68	0,79	4,94	0,69	4,04	0,56	7,20	
16 x 16	5,52	0,76	4,70	0,64	3,76	0,51	7,31	
18 x 18	5,34	0,72	4,46	0,6	3,48	0,47	7,41	
20 x 20	5,16	0,69	4,22	0,56	3,23	0,43	7,50	

Tabela 2: Fatores filtro definidos a partir da razão entre as leituras de dose feitas com o MatriXX, na profundidade de 10 cm, considerando a uso de filtro na orientação Y2-OUT, e nas mesmas condições sem o uso de filtro dinâmico (em azul).

Orientação Y2-OUT e Profundidade de 10 cm								
Campos (cm ²)	Filtro 10°	Fator Filtro	Filtro 15°	Fator Filtro	Filtro 20°	Fator Filtro	Filtro 25 °	Fator Filtro
6 x 6	6,20	0,97	6,12	0,96	6,03	0,95	5,94	0,93
8 x 8	6,40	0,96	6,28	0,94	6,15	0,92	6,02	0,90
10 x 10	6,53	0,95	6,36	0,92	6,20	0,90	6,03	0,88
12 x 12	6,60	0,94	6,39	0,91	6,18	0,88	5,97	0,85
14 x 14	6,64	0,92	6,37	0,89	6,13	0,85	5,89	0,82
16 x 16	6,63	0,91	6,48	0,89	6,04	0,83	5,76	0,79
18 x 18	6,61	0,89	6,26	0,85	5,94	0,80	5,62	0,76
Campos (cm ²)	Filtro 30°	Fator Filtro	Filtro 45°	Fator Filtro	Filtro 60°	Fator Filtro	Sem filtro	
6 x 6	5,85	0,92	5,51	0,87	5,01	0,79	6,37	
8 x 8	5,89	0,88	5,43	0,82	4,78	0,72	6,66	
10 x 10	5,85	0,85	5,27	0,77	4,50	0,65	6,88	
12 x 12	5,76	0,82	5,08	0,72	4,22	0,60	7,05	
14 x 14	5,64	0,78	4,87	0,68	3,94	0,55	7,20	
16 x 16	5,48	0,75	4,64	0,63	3,66	0,50	7,31	
18 x 18	5,31	0,72	4,40	0,59	3,40	0,46	7,41	

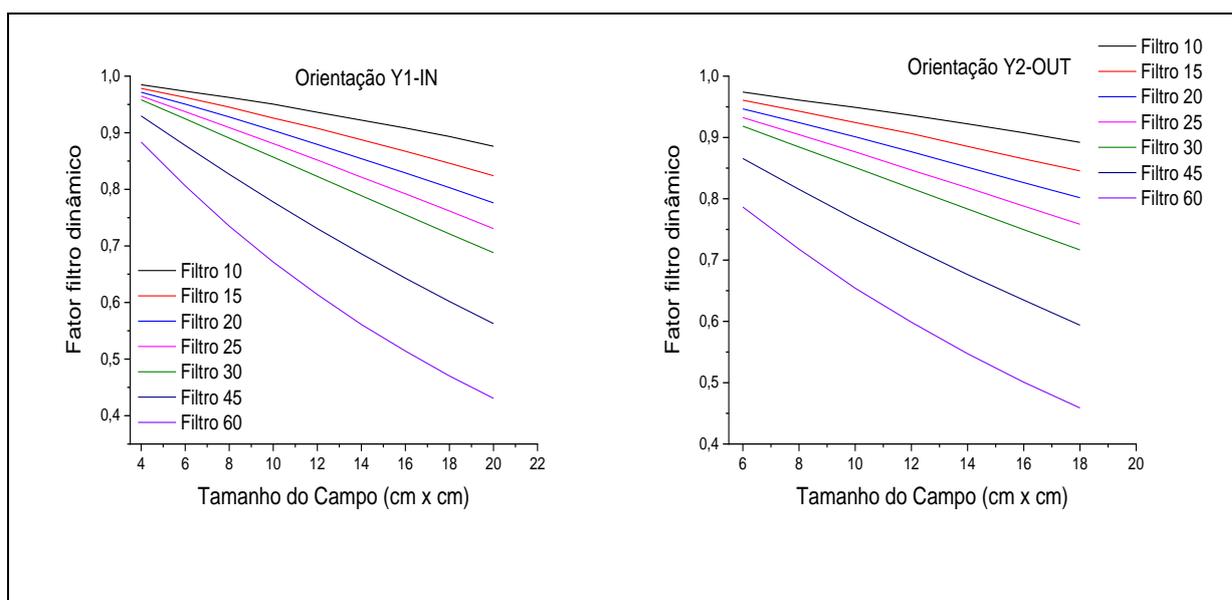


Figura 33: Fator filtro em função do tamanho do campo para a orientação Y1-IN (à esquerda) e Y2-OUT (à direita).

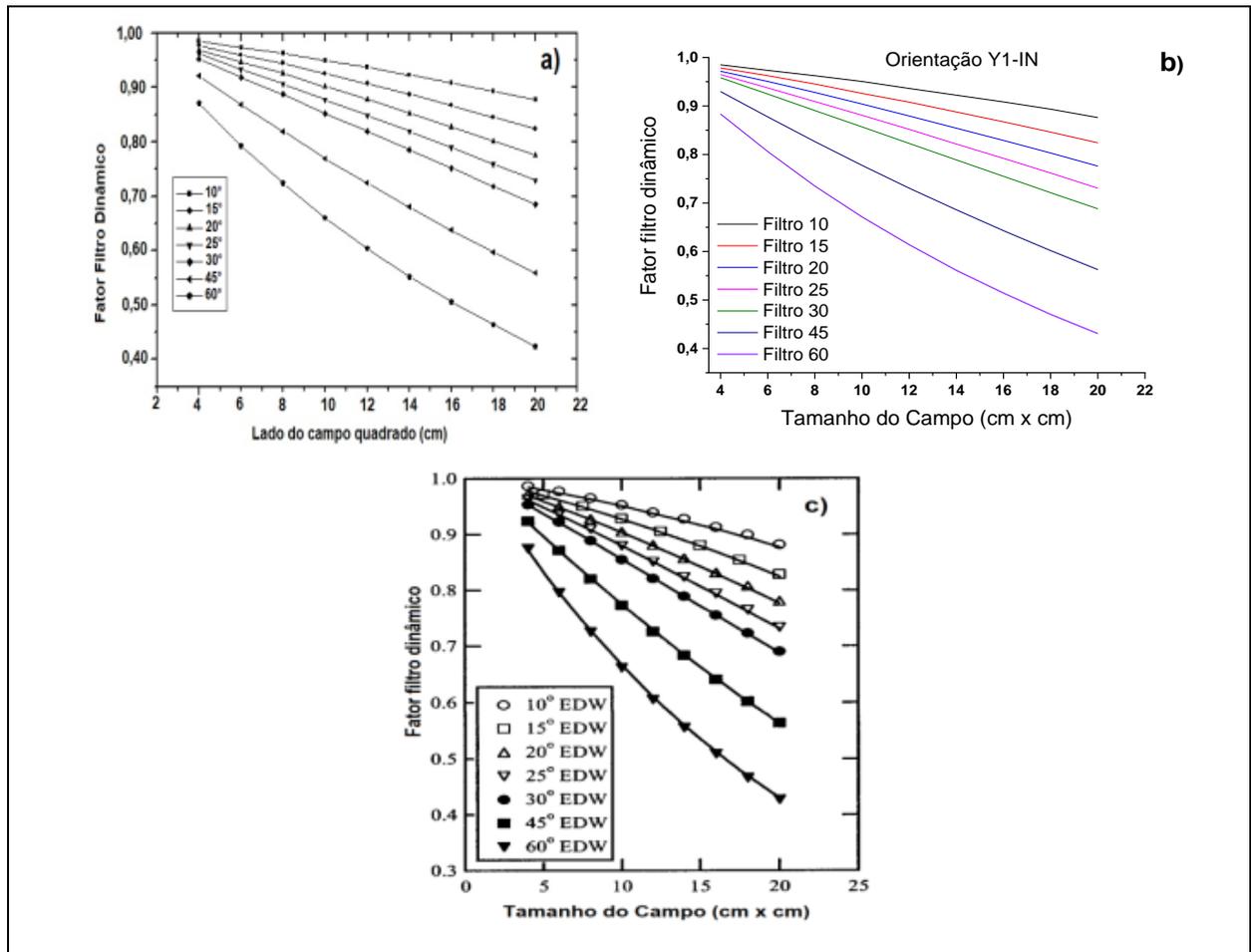


Figura 34: Comparação dos fatores filtro obtidos neste trabalho e os da literatura. Em a) o trabalho de Souza [22], em b) os resultados obtidos neste estudo e em c) dados obtidos por Gibbons [43].

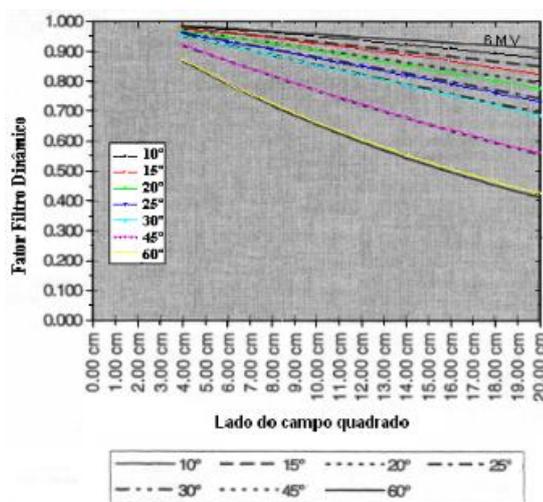


Figura 35: Gráfico comparativo dos valores de fator filtro dinâmico, definidos para a energia de 6 MV, obtidos por Souza [22] (em cores) e dos fornecidos pelo fabricante para campos quadrados e ângulos de filtro dinâmicos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60° (Adaptado de [22]).

4.2 – Medidas usando a câmara de ionização

4.2.1 – PDD e dose absorvida

A PDD foi calculada considerando uso de filtro na orientação Y1-IN, por meio da eq.13, para profundidade de 1,5 cm, 5 cm, 10 cm e 15 cm. Os tamanhos de campo analisados foram de 5 x 5, 10 x 10, 16 x 16 e 20 x 20 cm². Para cada profundidade e cada ângulo do filtro dinâmico foram realizadas duas leituras com a câmara de ionização cilíndrica. A variação máxima entre duas leituras com mesmos parâmetros foi de 1%. Os valores da **Tabela 3** representam a média das duas leituras. As leituras foram normalizadas a 100% na dose máxima, ou seja, na profundidade de 1,5 cm para o campo aberto.

As leituras médias obtidas foram comparadas com os valores calculados pelo sistema de planejamento (TPS). A partir da análise da diferença entre essas duas formas de cálculo validaram-se os resultados obtidos. As **Tabelas 3 a 6** mostram os valores obtidos para cada um dos campos avaliados.

Analisando os resultados, observa-se que do total das 96 PDD calculadas, 84 apresentaram diferenças menores que 1% quando comparadas com as definidas pelo TPS; ou seja, 87,4% das PDD estão em conformidade com as do TPS. As demais apresentaram variações máximas de aproximadamente 1,5%. Isto significa que as PDD definidas com a câmara de ionização estão de acordo com os cálculos do sistema de planejamento. Sendo essas diferenças menores que 5%, entendeu-se que todos as PDD estão dentro do limite aceitável segundo a recomendação da ICRU 24 [33].

Tabela 3: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 5 x 5 cm².

CAMPO 5 x 5 cm ²						
	Profundidade: 5 cm			Profundidade: 10 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	84,66	84,1	0,56	63,17	62,55	0,62
Filtro de 10°	84,66	85,96	-1,30	63,26	64,04	-0,78
Filtro de 15°	84,67	86,03	-1,36	63,22	64,08	-0,86
Filtro de 20°	84,68	85,87	-1,19	63,19	64,13	-0,94
Filtro de 25°	84,69	85,94	-1,25	63,19	64,17	-0,98
Filtro de 30°	84,58	85,98	-1,40	63,14	63,14	0,00
Filtro de 45°	84,56	86,02	-1,46	63,12	64,10	-0,98
Filtro de 60°	84,49	85,97	-1,48	63,01	64,16	-1,15

Profundidade: 15 cm			
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	46,79	46,23	0,56
Filtro de 10°	46,76	47,37	-0,61
Filtro de 15°	46,79	47,23	-0,44
Filtro de 20°	46,70	47,31	-0,61
Filtro de 25°	46,75	47,39	-0,64
Filtro de 30°	46,69	47,36	-0,67
Filtro de 45°	46,45	47,23	-0,78
Filtro de 60°	46,47	47,27	-0,80

Tabela 4: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 10 x 10 cm².

CAMPO 10 x10 cm ²						
	Profundidade: 5 cm			Profundidade: 10 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	86,44	87,3	-0,86	66,93	67,34	-0,41
Filtro de 10°	86,46	87,26	-0,80	66,87	67,52	-0,65
Filtro de 15°	86,39	87,15	-0,76	66,84	67,54	-0,70
Filtro de 20°	86,42	87,05	-0,63	66,92	67,41	-0,49
Filtro de 25°	86,39	87,36	-0,97	66,87	67,59	-0,72
Filtro de 30°	86,42	87,23	-0,81	66,82	67,38	-0,56
Filtro de 45°	86,41	87,43	-1,02	66,88	67,54	-0,66
Filtro de 60°	86,50	87,20	-0,70	66,91	67,68	-0,77

Profundidade: 15 cm			
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	50,93	51,21	-0,28
Filtro de 10°	50,87	51,38	-0,51
Filtro de 15°	50,87	51,42	-0,55
Filtro de 20°	50,86	51,12	-0,26
Filtro de 25°	50,88	51,26	-0,38
Filtro de 30°	50,91	51,30	-0,39
Filtro de 45°	50,85	51,31	-0,46
Filtro de 60°	50,87	51,32	-0,45

Tabela 5: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 16 x 16 cm².

CAMPO 16 x 16 cm ²						
	Profundidade: 5 cm			Profundidade: 10 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	87,22	88,21	-0,99	69,03	69,74	-0,71
Filtro de 10°	87,24	88,12	-0,88	69,06	69,55	-0,49
Filtro de 15°	87,24	88,01	-0,77	69,08	69,68	-0,60
Filtro de 20°	87,27	88,15	-0,88	69,12	69,67	-0,55
Filtro de 25°	87,22	88,09	-0,87	69,06	69,73	-0,67
Filtro de 30°	87,22	88,25	-1,03	69,05	69,97	-0,92
Filtro de 45°	87,33	88,04	-0,71	69,15	69,63	-0,48
Filtro de 60°	87,27	88,42	-1,15	69,19	69,88	-0,69

Profundidade: 15 cm			
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	53,79	54,22	-0,43
Filtro de 10°	53,75	54,21	-0,46
Filtro de 15°	53,76	54,07	-0,31
Filtro de 20°	53,77	54,27	-0,50
Filtro de 25°	53,76	54,09	-0,33
Filtro de 30°	53,76	54,31	-0,55
Filtro de 45°	53,90	54,29	-0,39
Filtro de 60°	53,78	54,44	-0,66

Tabela 6: Comparação entre os valores de PDD adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 20 x 20 cm².

CAMPO 20 x 20 cm ²						
	Profundidade (cm): 5			Profundidade (cm): 10		
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	87,61	88,22	-0,61	69,93	70,46	-0,53
Filtro de 10°	87,57	88,33	-0,76	69,97	70,48	-0,51
Filtro de 15°	87,53	88,52	-0,99	69,95	70,49	-0,54
Filtro de 20°	87,59	88,31	-0,72	70,00	70,65	-0,65
Filtro de 25°	87,60	88,62	-1,02	69,95	70,63	-0,68
Filtro de 30°	87,62	88,48	-0,86	70,07	70,51	-0,44
Filtro de 45°	87,69	88,32	-0,63	70,22	70,79	-0,57
Filtro de 60°	87,80	88,74	-0,94	70,37	71,17	-0,80

Profundidade (cm): 15			
	Medido (%)	TPS (%)	Diferença (%)
Campo Aberto	54,96	55,41	-0,45
Filtro de 10°	54,99	55,51	-0,52
Filtro de 15°	54,99	55,50	-0,51
Filtro de 20°	55,06	55,47	-0,41
Filtro de 25°	55,12	55,56	-0,44
Filtro de 30°	55,10	55,62	-0,52
Filtro de 45°	55,25	55,67	-0,42
Filtro de 60°	55,45	55,86	-0,41

Com os valores das PDD para as profundidades de 1,5 cm, 5 cm, 10 cm e 15 cm para os tamanhos de campos de 5 x 5, 10 x 10, 16 x 16 e 20 x 20 cm², determinou-se as doses absorvidas em um fantoma de água. O formalismo para obtenção dessa dose está descrito na seção 2.7 da fundamentação teórica. A dose absorvida para todas as profundidades e tamanhos de campos foram calculadas utilizando a eq. 16, atribuindo para os fatores de correções K_{TP} , k_{pol} e k_s o valor 1, considerando N_{D,w,Q_0} igual a 4,853 cGy/nC e o K_{Q,Q_0} igual a 0,986. Essas doses foram comparadas com as doses absorvidas definidas pelo TPS. As **Tabelas 7, 8, 9 e 10** mostram os resultados obtidos.

Analisando os resultados apresentados nessas tabelas, observa-se que do total de 128 medições, 117 tiveram desvios menores que 2%, ou seja, 91,41% das medições. O desvio máximo de +3,09% foi observado com uso de filtro de 60° em campo

de 5 x 5 cm². Isto significa que os dados obtidos com a câmara de ionização estão de acordo com os do sistema de planejamento. Todos esses resultados com incertezas menores que 5% estão dentro do limite aceitável segundo a recomendação da ICRU [33].

Tabela 7: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 5 x 5 cm².

Dose absorvida (cGy) e Campo 5 x 5 cm ²						
	Profundidade: 1,5 cm			Profundidade: 5 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	46,79	47,80	-2,11	39,61	40,20	-1,47
Filtro 10°	45,89	45,60	0,64	38,85	39,20	-0,89
Filtro 15°	45,46	45,10	0,80	38,49	38,80	-0,80
Filtro 20°	45,03	44,60	0,96	38,13	38,30	-0,44
Filtro 25°	44,57	44,10	1,07	37,75	37,90	-0,40
Filtro 30°	44,12	43,50	1,43	37,31	37,40	-0,24
Filtro 45°	42,34	41,50	2,02	35,81	35,70	0,31
Filtro 60°	39,69	38,50	3,09	33,53	33,10	1,30
	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 15 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	29,55	29,90	-1,17	21,89	22,10	-0,95
Filtro 10°	29,03	29,20	-0,58	21,46	21,60	-0,65
Filtro 15°	28,74	28,90	-0,55	21,27	21,30	-0,14
Filtro 20°	28,45	28,60	-0,52	21,03	21,10	-0,33
Filtro 25°	28,17	28,30	-0,46	20,84	20,90	-0,29
Filtro 30°	27,85	27,90	-0,18	20,60	20,60	0,00
Filtro 45°	26,73	26,60	0,49	19,71	19,60	0,56
Filtro 60°	25,00	24,70	1,21	18,44	18,20	1,32

Tabela 8: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 10 x 10 cm².

Dose absorvida (cGy) e Campo 10 x 10 cm ²						
	Profundidade: 1,5 cm			Profundidade: 5 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	49,10	49,60	-1,01	42,44	43,3	-1,99
Filtro 10°	46,70	47,10	-0,85	40,38	41,1	-1,75
Filtro 15°	45,58	45,90	-0,70	39,37	40,00	-1,58
Filtro 20°	44,45	44,80	-0,78	38,42	39,00	-1,49
Filtro 25°	43,30	43,50	-0,46	37,41	38,00	-1,55
Filtro 30°	42,15	42,30	-0,35	36,43	36,90	-1,27
Filtro 45°	38,25	38,20	0,13	33,05	33,40	-1,05
Filtro 60°	33,00	32,80	0,61	28,55	28,60	-0,17
	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 15 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	32,86	33,40	-1,62	25,00	25,40	-1,57
Filtro 10°	31,23	31,80	-1,79	23,76	24,20	-1,82
Filtro 15°	30,46	31,00	-1,74	23,18	23,60	-1,78
Filtro 20°	29,75	30,20	-1,49	22,61	22,90	-1,27
Filtro 25°	28,96	29,40	-1,50	22,03	22,30	-1,21
Filtro 30°	28,17	28,50	-1,16	21,46	21,70	-1,11
Filtro 45°	25,58	25,80	-0,85	19,45	19,60	-0,77
Filtro 60°	22,08	22,20	-0,54	16,79	16,90	-0,65

Tabela 9: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 16 x 16 cm².

Dose absorvida (cGy) e Campo 16 x 16 cm ²						
	Profundidade: 1,5 cm			Profundidade: 5 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	50,58	50,90	-0,63	44,12	44,90	-1,74
Filtro 10°	45,98	46,30	-0,69	40,12	40,80	-1,67
Filtro 15°	43,92	44,20	-0,63	38,32	38,90	-1,49
Filtro 20°	41,96	42,20	-0,57	36,62	37,20	-1,56
Filtro 25°	40,09	40,30	-0,52	34,97	35,50	-1,49
Filtro 30°	38,22	38,30	-0,21	33,34	33,80	-1,36
Filtro 45°	32,52	32,60	-0,25	28,40	28,70	-1,05
Filtro 60°	25,96	25,90	0,23	22,66	22,90	-1,05
	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 15 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	34,92	35,50	-1,63	27,21	27,60	-1,41
Filtro 10°	31,76	32,20	-1,37	24,72	25,10	-1,51
Filtro 15°	30,34	30,80	-1,49	23,61	23,90	-1,21
Filtro 20°	29,00	29,40	-1,36	22,56	22,90	-1,48
Filtro 25°	27,69	28,10	-1,46	21,56	21,80	-1,10
Filtro 30°	26,39	26,80	-1,53	20,55	20,80	-1,20
Filtro 45°	22,49	22,70	-0,93	17,53	17,70	-0,96
Filtro 60°	17,96	18,10	-0,77	13,96	14,10	-0,99

Tabela 10: Comparação entre os valores de dose absorvida adotados pelo o sistema de planejamento (TPS) e os calculados a partir dos dados obtidos com a câmara de ionização para energia de 6 MV e tamanho do campo de 20 x 20 cm².

Dose absorvida (cGy) e Campo 20 x 20 cm ²						
	Profundidade: 1,5 cm			Profundidade: 5 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	51,21	51,80	-1,14	44,86	45,70	-1,84
Filtro 10°	44,91	45,40	-1,08	39,33	40,10	-1,92
Filtro 15°	42,25	42,70	-1,05	36,98	37,80	-2,17
Filtro 20°	39,76	40,20	-1,09	34,82	35,50	-1,92
Filtro 25°	37,46	37,80	-0,90	32,81	33,50	-2,06
Filtro 30°	35,21	35,60	-1,10	30,85	31,50	-2,06
Filtro 45°	28,79	29,10	-1,07	25,24	25,70	-1,79
Filtro 60°	21,99	22,20	-0,95	19,30	19,70	-2,03
	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 15 cm		
	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)	Medido (%)	TPS (%)	Desvio (%)
Campo Aberto	35,81	36,50	-1,89	28,14	28,70	-1,95
Filtro 10°	31,45	32,00	-1,72	24,69	25,20	-2,02
Filtro 15°	29,55	30,10	-1,83	23,23	23,70	-1,98
Filtro 20°	27,83	28,40	-2,01	21,89	22,30	-1,84
Filtro 25°	26,20	26,70	-1,87	20,64	21,00	-1,71
Filtro 30°	24,67	25,10	-1,71	19,40	19,80	-2,02
Filtro 45°	20,21	20,60	-1,89	15,90	16,20	-1,85
Filtro 60°	15,47	15,80	-2,09	12,19	12,40	-1,69

4.3 – Medições usando o ArcCHECK

4.3.1 – Força gravitacional

A verificação de um possível efeito da força gravitacional sobre os colimadores na função de filtro dinâmico foi realizada para se conhecer se é relevante observar tal efeito durante um comissionamento de acelerador linear clínico. Esse teste foi realizado com o posicionamento do *gantry* em duas angulações, a 90° e 270°. Dessa maneira, os colimadores Y1-IN e Y2-OUT se movimentavam perpendicularmente em relação ao nível do solo, em movimentos ascendentes e descendentes.

As medições foram feitas para as duas orientações do filtro dinâmico, com dose de 50 UM, taxa de dose de 500 UM/mim e doses normalizadas a 100% no eixo

central, para os ângulos de 30°, 45° e 60° do filtro dinâmico. Para as duas angulações do *gantry*, colocou-se um campo grande de 20 x 20 cm².

Os perfis de dose obtidos foram comparados com os perfis do sistema de planejamento (TPS) para uma melhor confiabilidade dos resultados. As **Figuras 36, 37 e 38** mostram os perfis obtidos para cada angulação do filtro analisado nas duas orientações. No título de cada gráfico apresentado nas figuras está a angulação do filtro, orientação e a angulação do colimador. A partir dessas figuras, observou-se que os perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK comparados com os definidos pelo TPS para o colimador Y1-IN na angulação de 90° são os mesmos que os observados para o colimador Y2-OUT na angulação de 270°, indicando que não há influência da força gravitacional sobre os colimadores. Isso indica também que os colimadores Y1-IN e Y2-OUT e os motores do acelerador linear estavam funcionando adequadamente.

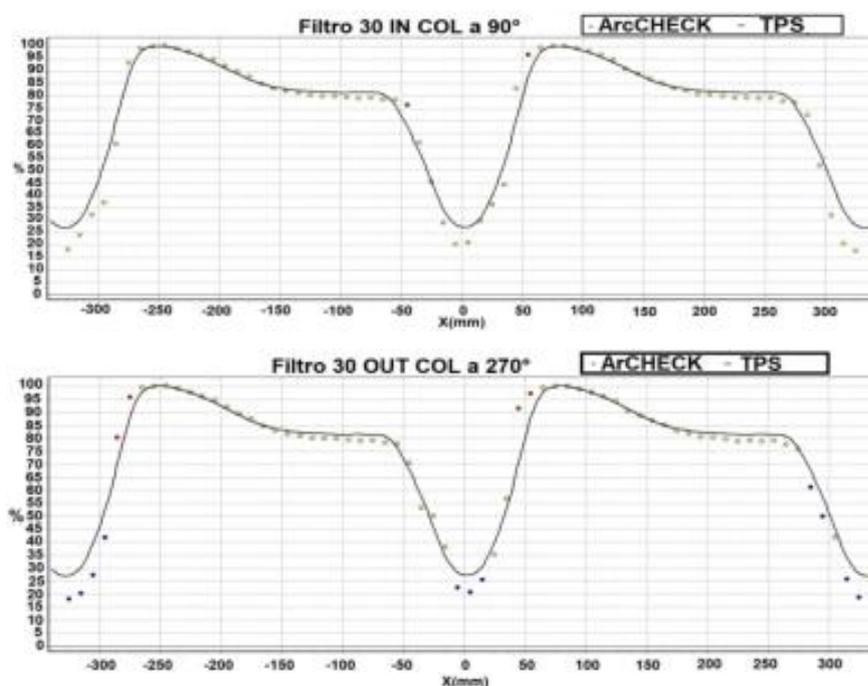


Figura 36: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 30° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.

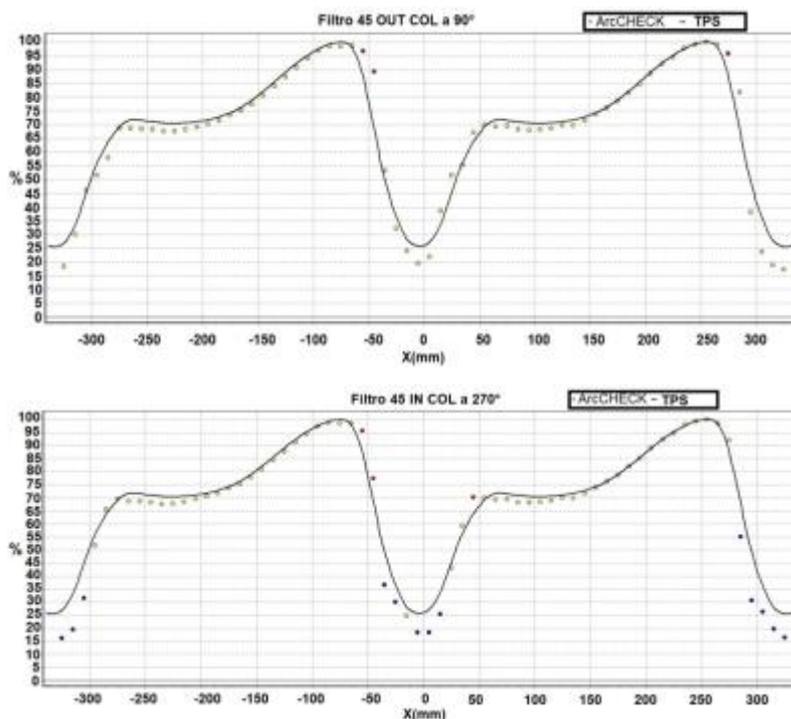


Figura 37: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 45° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.

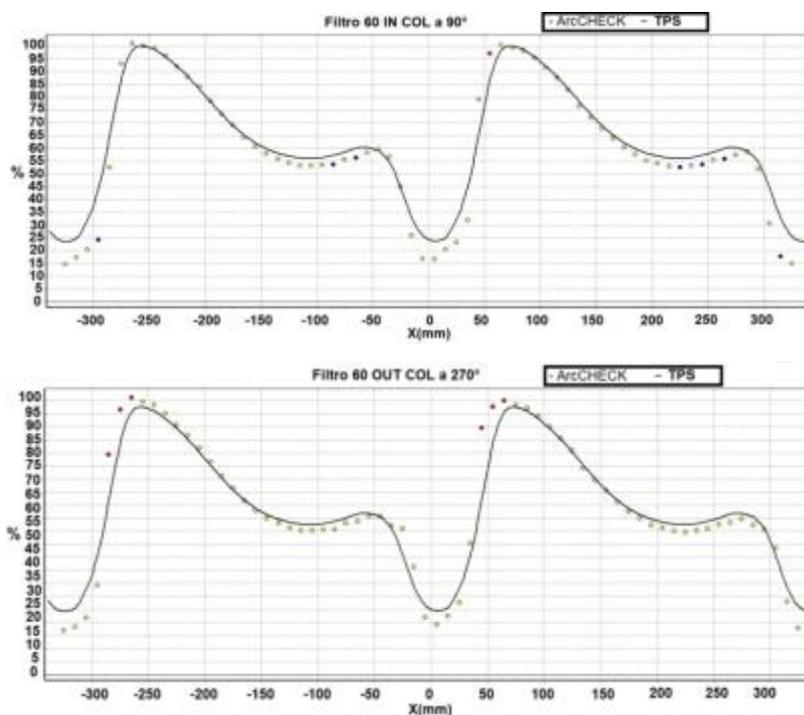


Figura 38: Comparação dos perfis de dose obtidos com o detector ArcCHECK e os calculados pelo TPS com uso do filtro dinâmico de 60° para as posições IN e OUT. Nas curvas, os pontos indicam os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais de dose medidos com o ArcCHECK e as linhas os percentuais definidos pelo TPS.

Analisando ainda as **Figuras 36, 37 e 38**, observou-se que o ArcCHECK apresenta dois perfis, um indo de -300 mm até 0 e outro de 0 até 300 mm. Isso pode ser explicado da seguinte forma: o software (SNC Patient v6.7.3) do ArcCHECK faz as análises do cilindro como se fosse um plano. Então, ele considera um “corte” no cilindro, ao longo do comprimento. Como o ArcCHECK tem diodos por toda sua dimensão, esse corte resulta em dois perfis que são normalizados para 100% da dose. A **Figura 39** é uma ilustração de como o software do ArcCHECK faz as análises.

Observou-se também que os perfis obtidos com ArcCHECK apresentam uma declividade que não é vista nos perfis usando o MatriXX, que é mais aparente à medida que a angulação do filtro aumenta. Essa tal declividade, que está centrada em -150 e +200 mm pode ser explicada da seguinte maneira: o ArcCHECK, por ser um cilindro, a dose não é distribuída igualmente sobre os diodos, pois os diodos que estão mais próximos da fonte receberão uma dose maior que os diodos que estão mais afastados da fonte. O lado do campo irradiado pode ser determinado pelo comprimento do arco da área irradiada no cilindro. A fórmula para determinar o comprimento do arco é:

$$l = \frac{\alpha * \pi * r}{180^\circ}, \quad (28)$$

sendo α o ângulo central e r o raio da circunferência. A **Figura 40** ilustra um exemplo de uma área de um cilindro sendo irradiado. A parte amarela na superfície do cilindro indica a área irradiada, cujo lado é igual ao comprimento do arco. Nesse caso, o α , π e r foram 120° , 3,14 e 13,3 cm, respectivamente. Então, substituindo os valores, encontra-se o comprimento do arco de 28 cm, aproximadamente.

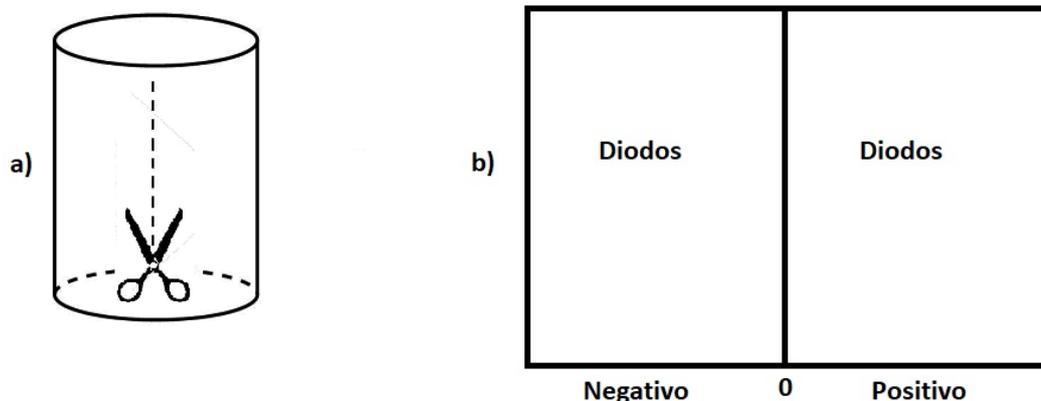


Figura 39: Ilustração de como o software do ArcCHECK faz as análises. Em a) o ArcCHECK sendo cortado e em b) a visão planar do ArcCHECK.

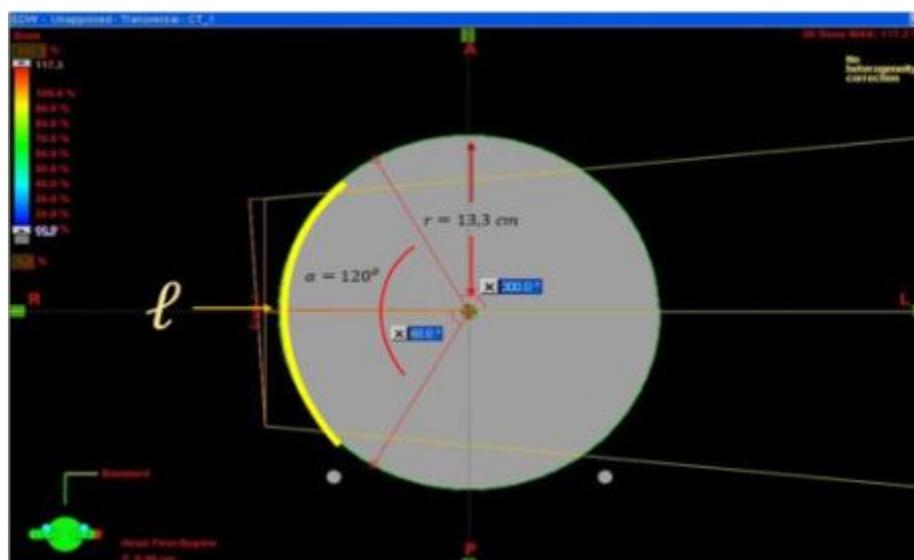


Figura 40: Ilustração para determinação do comprimento do arco.

4.4 – Análise das distribuições de dose

A comparação entre as distribuições de doses medidas com o MatriXX e as doses calculadas no TPS foi realizada utilizando a função gama. Os critérios de aceitação DTA e de diferença de dose adotados nesse trabalho foram 3 mm e 3%, respectivamente.

As **Figuras 41** e **42** mostram resultados obtidos utilizando o MatriXX. Para o campo irradiado da **Figura 41**, o software definiu que de um total de 1020 pontos medidos 1000 (98%) atenderam aos critérios de DTA e de diferença de dose. Para o da **Figura 42**, dos 1020 pontos medidos, 969 (95%) atenderam aos critérios de DTA e de diferença de dose. Isso mostra que os resultados estão de acordo com o TPS.

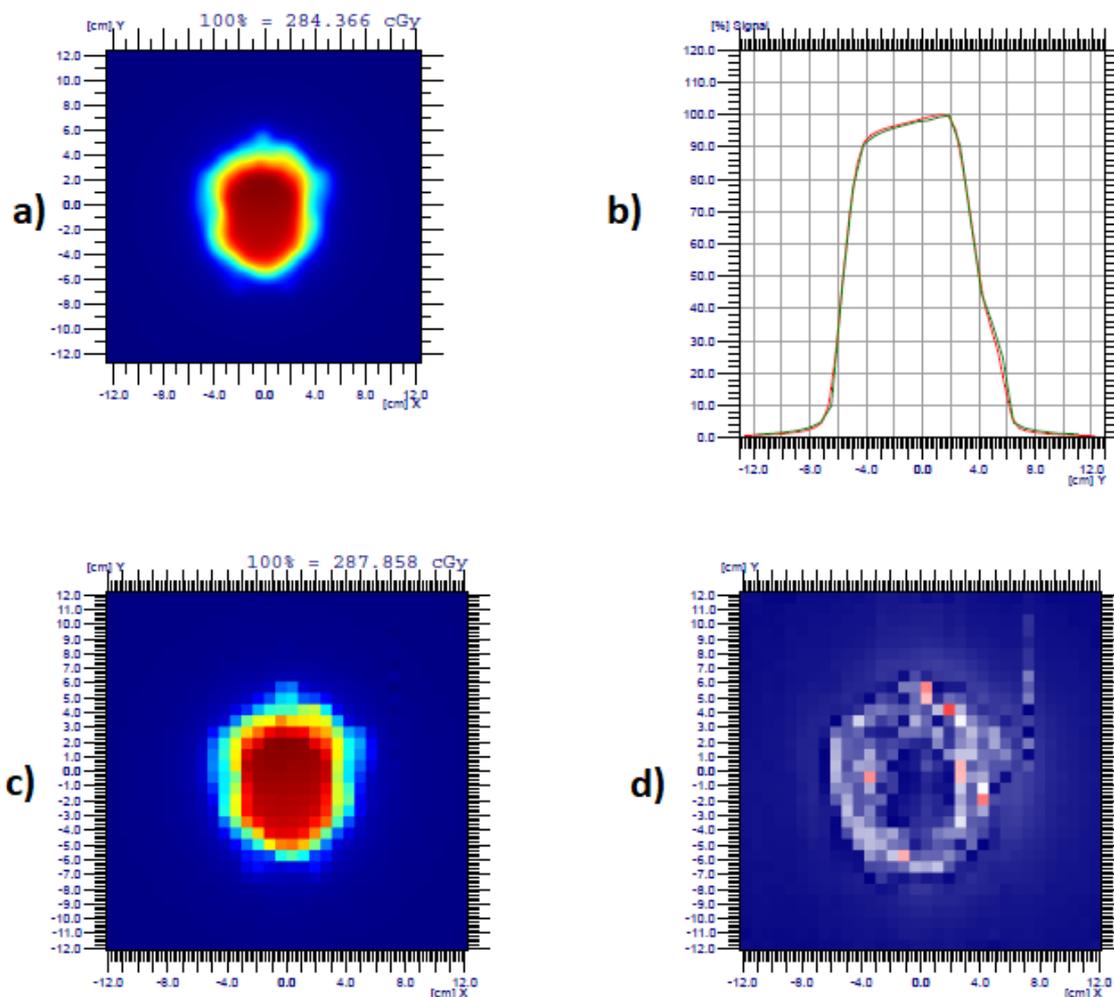


Figura 41: Distribuições de dose utilizando o MatriXX. Em a) a distribuição de dose calculada com TPS, em b) perfis sobrepostos da dose medida e calculada, em c) a distribuição de dose medida com MatriXX e em d) uma imagem definida a partir da função gama.

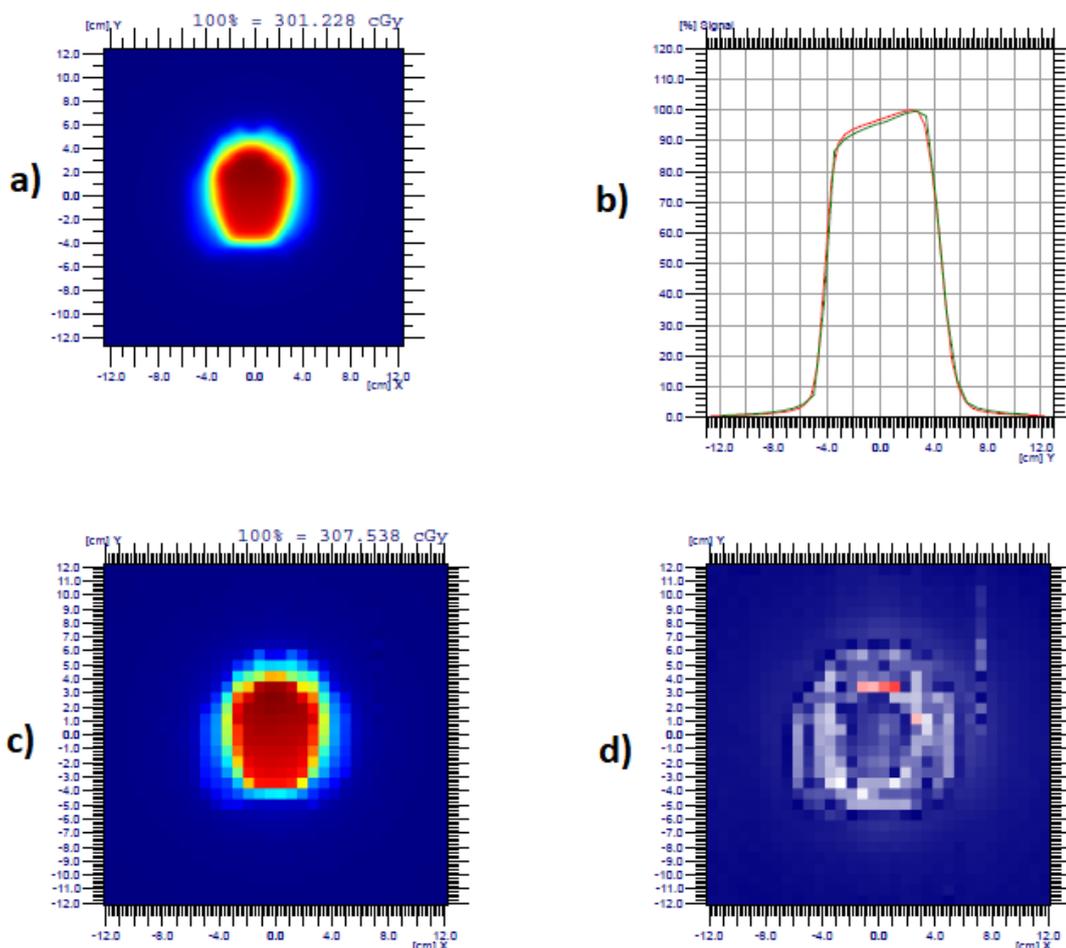


Figura 42: Distribuições de dose utilizando o MatriXX. Em a) a distribuição de dose calculada com TPS, em b) perfis sobrepostos da dose medida e calculada, em c) a distribuição de dose medida com MatriXX e em d) uma imagem definida a partir da função gama.

4.5 – Avaliação usando o QA BeamChecker Plus

4.5.1 – Constância do feixe de fótons

A constância do feixe de fótons foi verificada para os filtros de 30°, 45° e 60° empregando uma energia de 6 MV. Os parâmetros para obter a linha de base foram: 100 UM, com taxa de 500 UM/min, tamanho de campo de 20 x 20 cm², SSD de 100 cm, *gantry* posicionado a 0°, valor de tolerância “Action level 1” de 2% e o “Action level 2” de 4%. As **Figuras 43, 44 e 45** mostram os resultados obtidos.

Analisando a **Figura 43**, observou-se que para o filtro de 30° houve uma pequena diferença entre os parâmetros de linha de base, que são definidos previamente a partir da configuração da irradiação (campo, SSD, dose e taxa de dose) e os valores medidos pelas câmaras de ionização do detector. A diferença

entre a leitura da câmara de ionização central e o valor esperado foi de -0,1%. Para a câmara de ionização da esquerda não houve diferença. O valor medido pela câmara da direita foi 0,1% menor do que o valor esperado. Essa diferença foi também observada para a câmara do topo e para a câmara de baixo. Essas diferenças estão dentro da tolerância adotada pelo software que gerencia o detector, o que é confirmado pela cor verde do “status” da figura.

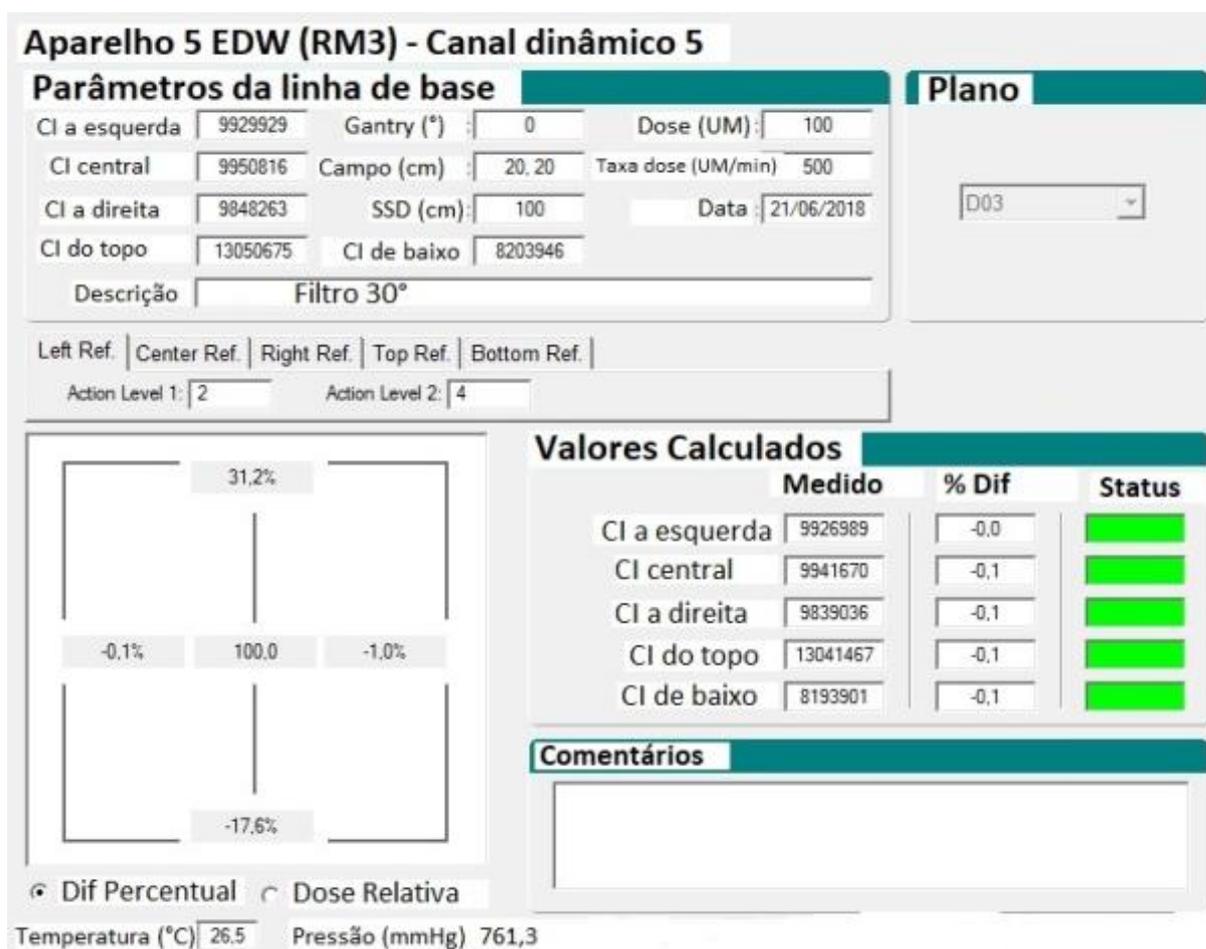


Figura 43: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 30°. CI significa câmara de ionização.

Na **Figura 44**, observa-se a interface do software ao se utilizar o filtro dinâmico de 45°. Para esse filtro, houve pouca diferença entre as leituras detector e os parâmetros definidos pelo software. Não houve diferença para as câmaras de ionização da esquerda, central, direita e abaixo. Só houve diferença para a leitura da

câmara do topo, e essa diferença foi de -0,1%. Essas diferenças estão dentro do valor de tolerância adotado, como podemos ver na cor verde do “status”.

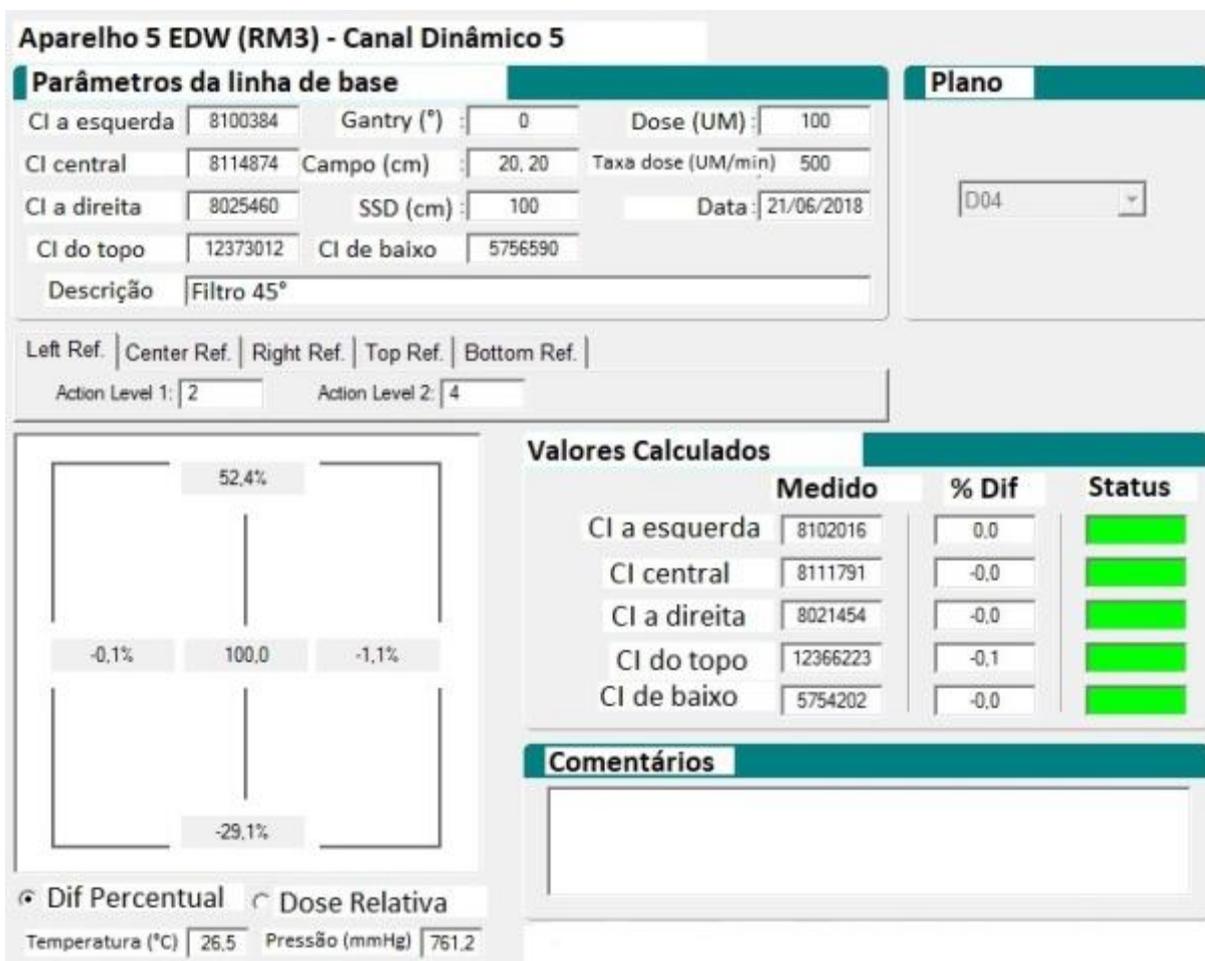


Figura 44: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 45°. CI significa câmara de ionização.

Na **Figura 45** observa-se que para o filtro de 60° houve pouca diferença entre as leituras das câmaras de ionização da linha de base calculadas pelo software com as leituras medidas. Não houve diferença para as câmaras de ionização da parte central, direita e do topo. Só houve variações para a leitura da câmara da esquerda e a de baixo, e essas diferenças foram de 0,1% e -0,1%, respectivamente. Essas diferenças estão dentro do valor de tolerância adotado, como é confirmado pela cor verde do “status”.

Aparelho 5 EDW (RM3) - Canal Dinâmico 5

Parâmetros da linha de base

CI a esquerda	6157089	Gantry (°)	0	Dose (UM)	100
CI central	6164501	Campo (cm)	20, 20	Taxa dose (UM/min)	500
CI a direita	6090741	SSD (cm)	100	Data	21/06/2018
CI do topo	11638230	CI de baixo	3165587		
Descrição	Filtro 60°				

Plano

D05

Left Ref. | Center Ref. | Right Ref. | Top Ref. | Bottom Ref.

Action Level 1: 2 Action Level 2: 4

88,8%

-0,1%

100,0%

-1,2%

-48,7%

Dif Percentual Dose Relativa

Temperatura (°C) 26,4 Pressão (mmHg) 761,2

Valores Calculados

	Medido	% Dif	Status
CI a esquerda	6160773	0,1	■
CI central	6165043	0,0	■
CI a direita	6089256	-0,0	■
CI do topo	11638571	0,0	■
CI de baixo	3163325	-0,1	■

Comentários

Figura 45: Verificação da constância do feixe de fótons para o filtro de 60°. CI significa câmara de ionização.

Os resultados obtidos para os filtros de 30°, 45° e 60° estão de acordo com os resultados previstos pelo o software. Isso indica que o filtro dinâmico está funcionando adequadamente para os três ângulos pré-definidos, assim como o feixe está constante.

4.6 - Vantagens e desvantagens dos detectores avaliados

Nesta seção são discutidas as principais vantagens e desvantagens do uso dos detectores MatriXX, QA BeamChecker Plus e ArcCHECK no comissionamento de filtro dinâmico. Essas vantagens e desvantagens desses detectores são com base nas medições deste estudo.

O MatriXX foi avaliado nos seguintes testes: simetria entre os colimadores, perfis de dose em diferentes profundidades, linearidade da dose, dependência da resposta com a taxa de dose, fator filtro e na análise da distribuição de dose. Esse detector mostrou-se eficiente para esses testes e, por conseguinte, para o comissionamento de filtro dinâmico em aceleradores lineares clínicos.

Para o uso MatriXX na rotina clínica é importante levar em conta as vantagens e desvantagens que esse detector apresenta para os testes aqui apresentados, conforme a seguir:

Vantagens do MatriXX:

- O MatriXX é composto de câmaras de ionização, que são detectores bem estabelecidos em dosimetria de feixes de radioterapia;
- Possibilita a análise da função gama;
- Possui uma interface gráfica de fácil entendimento;
- Possibilita fazer medida em qualquer profundidade, através da utilização de fantoma de água sólida.

Desvantagens do MatriXX:

- Esse detector induz perda de resolução espacial do mapa de dose, considerando-se o espaçamento entre as câmaras de ionização que o compõe, que é de 0,7 mm. Quando é irradiado, há uma variação de dose nesse espaçamento que pode ocasionar dúvidas de interpretação ao usuário.
- Necessita de um acessório para fazer dosimetria de arcoterapia.

O ArcCHECK se mostrou eficiente para o teste da influência da força gravitacional. Para implementar esse detector na rotina de dosimetria clínica se deve levar em conta as vantagens e desvantagens que esse detector apresenta:

Vantagens do ArcCHECK:

- Possibilita verificar o tratamento em todas as angulações; e
- Possui um sensor de posição. Isso é importante, pois quando o ArcCHECK é posicionado na mesa de tratamento para fazer as medidas, esse sensor informa se o ArcCHECK está posicionado corretamente em relação ao ângulo esperado ou à SSD.

Desvantagens do ArcCHECK:

- A interface gráfica é mais complexa; e
- Exige um controle de qualidade mais trabalhoso.

O QA BeamChecker Plus foi avaliado para verificar a constância do feixe. Esse detector se mostrou muito eficiente para esse teste. Para implementar o QA BeamChecker Plus na rotina do hospital, o físico médico deve considerar as vantagens e desvantagens que esse detector apresenta. Algumas delas:

Vantagens do QA BeamChecker Plus:

- Possibilita verificação diária dos parâmetros do feixe. Por exemplo, com esse detector é possível verificar todos os dias se o filtro dinâmico está funcionando corretamente;
- Possibilita salvar os dados em arquivo que pode ser utilizado em outro computador. Por exemplo, utilizando esse detector nas medidas do filtro dinâmico diariamente é possível salvar os dados em *pen drive* para que ao final de certo período se possa verificar se o filtro dinâmico está mantendo a constância na resposta;
- Não precisa estar conectado ao computador;
- A interface é de fácil entendimento;
- Possibilita a dosimetria de arcoterapia;

Desvantagens do QA BeamChecker Plus:

- O QA BeamChecker Plus perde os detalhes dos dados, pois é um detector de apenas 8 câmaras de ionização; e
- Não fornece perfis de dose.

Analisando as vantagens e desvantagens desses detectores, podemos verificar que o MatriXX possui vantagens sobre o ArcCHECK na questão da possibilidade de fazer medidas em qualquer profundidade. Já o ArcCHECK possui vantagem sobre o MatriXX na questão de fazer análise em qualquer angulação do *gantry*. O QA BeamChecker Plus possui vantagem sobre o ArcCHECK e MatriXX na questão da praticidade, mas perde nos detalhes que esses dois detectores fornecem.

5 - Conclusões

Este trabalho teve como objetivo avaliar a eficiência de dois detectores planares e um volumétrico para o comissionamento de filtros dinâmicos, discutindo as vantagens e desvantagens do uso de um detector com relação a outro na dosimetria clínica em radioterapia. Sendo assim, as medidas de dados apresentados neste trabalho foram direcionadas à obtenção de resultados que permitissem atingir o objetivo proposto.

Como cada detector avaliado apresenta característica bem distintas no que diz respeito à forma como mede a radiação liberada pelo o acelerador linear, foi possível verificar diferentes características do filtro dinâmico. Tais características foram importantes para avaliar o uso correto do filtro dinâmico na rotina de dosimetria clínica.

Os testes relacionados ao funcionamento dos colimadores foram feitos com o MatriXX, sendo eles: simetria dos colimadores, linearidade da dose e taxa de dose. Com os resultados obtidos, pôde-se concluir que o filtro dinâmico apresenta funcionamento preciso, o que significa que possibilita reproduzir os perfis de dose definidos pelo TPS.

Utilizando o MatriXX ainda foi possível avaliar qualquer discrepância nos perfis de dose com relação à profundidade e campos diferentes. Os resultados obtidos com o MatriXX, comparados com o TPS, mostram boa concordância. Pequenas divergências entre os perfis foram observadas. Aparentemente, são de pouca relevância, mas necessitam ser estudadas. Nas análises da distribuição de dose, o MatriXX mostrou-se ser eficiente.

O fator filtro foi obtido utilizando-se o MatriXX. Os resultados obtidos com esse detector, comparados com o fator filtro encontrado na literatura e com os definidos pelo fabricante, confirmam uma boa concordância. Portanto, foi possível concluir que o fator filtro definido neste trabalho é confiável.

Com o ArcCHECK foi possível verificar se a força gravitacional influência sobre os colimadores. Os resultados obtidos com o ArcCHECK comparados com os do TPS se mostraram concordantes, pois os perfis obtidos com o colimador Y1-IN eram

os mesmo que do Y2-OUT. Portanto, foi possível concluir que não há influência da força gravitacional sobre os colimadores.

Utilizando o QA BeamChecker Plus verificou-se a constância do feixe de fótons na modulação de filtros dinâmicos. Os resultados obtidos para os filtros de 30°, 45° e 60° foram concordantes com os calculados pelo o software. Portanto, podemos concluir sobre a constância do feixe e que os filtros dinâmicos estavam funcionando corretamente.

Com a câmara de ionização cilíndrica foi possível obter a PDD e a dose absorvida. Os dados obtidos com a câmara de ionização, comparados com o TPS, mostraram-se concordantes. Tanto para a determinação da PDD quanto para a dose absorvida, a câmara de ionização cilíndrica mostrou-se eficiente e os dados obtidos são confiáveis para a dosimetria dos filtros dinâmicos.

A discussão das vantagens e desvantagens dos detectores avaliados para implementação clínica é importante, pois assim o físico médico pode avaliar e escolher o detector mais adequado para a condição que ele precisa.

O MatriXX mostrou-se eficiente para o comissionamento dos filtros dinâmicos, mas possui desvantagem com relação ao ArcCHECK, pois o MatriXX para tratamentos rotatórios necessita de um acessório e o ArcCHECK não precisa de acessório nenhum. Já o ArcCHECK tem desvantagem com relação ao MatriXX na questão da possibilidade de fazer medida em qualquer profundidade. O QA BeamChecker Plus mostrou-se muito eficiente para verificar a constância do feixe usando medições com o filtro dinâmico. O QA BeamChecker Plus possui vantagem sobre o MatriXX e ArcCHECK na questão da praticidade, pois com esse detector é possível verificar todos os dias se o filtro dinâmico está mantendo a constância. A desvantagem do QA BeamChecker Plus é que possui apenas 8 câmaras de ionização, ou seja, não oferece os detalhes dosimétricos que o MatriXX ou ArcCHECK fornecem.

A partir desses resultados, pode-se assegurar que o comissionamento de filtros dinâmicos utilizando o MatriXX, ArcCHECK, QA BeamChecker Plus e a câmara de ionização é viável.

Referências Bibliográficas

1. Varian Associates Inc, Oncology System C - SERIES CLINAC. *Enhanced Dynamic Wedge Implementation Guide*. 1^o ed. United States of America, 1996.
2. Kjewiski P. K, Chin L. M, Bjarngard B. E. *Wedge - Shaped Dose Distribution by Computer Controlled Collimator Motion and Dose Delivery*. Med. Phys, Vol. 5, pp. 426 - 429, 1978.
3. Klein E. E, Low D. A, Meigooni A. S, Purdy J. A. *Dosimetry and Clinical Implementation of Dynamic Wedge*. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys, Vol. 31, pp. 583 - 592, 1995.
4. Leavitt D. D, Martin M, Moeller J. H, Lee W. L. *Dynamic Wedge Field Techniques Through Computer Controlled Collimator Motion and Dose Delivery*. Med. Phys, Vol. 17, pp. 87 - 91, 1990.
5. Leavitt D. D, Larsson L. *Evaluation of a Diode Detector Array for Measurement of Dynamic Wedge Dose Distribution*. Med. Phys, Vol. 20, pp. 381 - 385, 1993.
6. Bidmead A. M, Garton A. J, Childs P. J. *Beam Data Measurements for Dynamic Wedge in Varian 600 C (6 MV) and 2100 C (6 and 10 MV) Linear Accelerators*. Phys. Med. Biol, Vol. 40, pp. 393 - 411, 1995.
7. Liu C, Zhu T. C, Palta J. R. *Characterizing Output for Dynamic Wedge*. Med. Phys, Vol. 23, pp. 1213 - 1218, 1996.
8. Samuelson A, Johansson K. A, Mattsson O, Puurunen H, Sernbo G. *Practical Implementation of Enhanced Dynamic Wedge in The CodPlan Treatment Planning System*. Med. Dosim, Vol. 22, pp.207 -211, 1997.
9. Leavitt D. D, Tobler M. *Clinical Application of Enhanced Dynamic Wedge in Three Dimensional Treatment Planning System*. Med. Dosim, Vol. 22, pp. 201 - 206, 1997.
10. Salk J, Blank P, Machald U, Schneider E, Rottinger E. M. *Physical Aspects in The Clinical Implementation of The Enhanced Dynamic Wedge (EDW)*. Germany. 1997.
11. Klein E. E, Gerber R, Zhu X. R, Dehm K. F, Purdy J. A. *Multiple Machine Implementation of Enhanced Dynamic Wedge*. Int J. Rad. Oncol. Biol. Phys, Vol. 40, pp. 977 - 985, 1998.
12. Kuperman V. Y. *A new Analytical Model for Varian Enhanced Dynamic Wedge Factors*. Phys. Med. Biol, Vol. 49, pp. 2841 - 2851, 2004.
13. Pasquino M, Tofani S, Bocca V. C, Ozzello O. *Verification of Varian Enhanced Dynamic Wedge Implementation in MasterPlan Treatment Planning System*. Journal of Applied Clinical Med. Phys, Vol. 10, 2009.
14. Saminathan S, Manickam R, Supre S. S. *Comparison of Dosimetric Characteristic of Physical and Enhanced Dynamic Wedges*. Reports of Practical Oncol. and Radiotherapy, Vol. 17, pp. 4 - 12, 2012.
15. Kakaktel M. B, Kairn T, Kenny J, Seet K, Fielding A. L, Trapp J. V. *Interplay Effects During Enhanced Dynamic Wedge Deliveries*. Med. Phys, Vol. 29, pp. 325 - 332, 2013.

16. Kowaik A, Litoborski M. *Multienergetic Verification of Dynamic Wedge Angle in Medical Accelerators Using Multichannel Linear Array*. Reports of Practical Oncol. and Radiotherapy, Vol. 18, pp. 220 - 234, 2013.
17. Sahnoun T, Farhat L, Mtibaa A, Besbes M, Daoud J. *Quantitative Verification of Dynamic Wedge Dose Distribution Using a 2D Ionization Chamber Array*. IEE Transactions on Nanobioscience, Vol. 14, 2015.
18. Mahdau R. S, Geraily G, Mostaar A, Zia A, Esmaili G, Farahani S. *Dosimetric Characteristic of Physical Wedge Versus Enhanced Dynamic Wedge Based on Monte Carlo Simulations*. J Can. Rest. Ther, Vol. 13, pp. 313 - 317, 2017.
19. Warlick W. B, Orear J. H, Earley L. *Dose to the Contralateral Breast: A Comparison of Two Techniques Using Enhanced Dynamic Wedge Versus a Standart Wedge*. Med. Dosim, Vol. 22, pp. 185 - 191, 1997.
20. Edlund T. *Treatment Planning of Oblique Wedge Fields Comparing Enhanced Dynamic Wedge and Standart 60 Degree Wedge for Parotid type Treatments*. Med. Dosim, Vol. 22, pp. 197 - 199, 1997.
21. Leavitt D. D, Williams G, Tobler M. *Aplication of Enhanced Dynamic Wedge to Stereotatic Radiotherapy*. Med. Dosim, Vol. 25, pp. 61 - 69, 2000.
22. Souza R. S. *Estudo das Propriedades Físicas do Filtro Dinâmico: modulação unidimensional*. Rio de Janeiro: IRD, 2005.
23. Evans R. D. *The Atomic Nucleus*. Tata McGraw - Hill, New Delhi, 1° ed, 1955.
24. Attix F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, New York, 2° ed, 2004.
25. Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEM e Diretoria de Radioproteção e Segurança Nuclear Divisão de Normas - DINOR. *Glossário de Segurança Nuclear*. Rio de Janeiro. 2015.
26. Podgorsak E. B and I.A.E.A. Agency. *Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
27. Khan F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. Williams & Wilkins. 2° ed, Baltiore, 1994.
28. Maíra T. Y. *Projeto Construção e Caracterização de Câmaras de Ionização Especiais para Monitoração de Feixes de Radiação X*. São Paulo, 2010.
29. Mariana M.N. *Dosimetria in vivo com diodos em pacientes de cancro da mama com tratamentos hipofracionados de IMRT*. Lisboa. 2015.
30. Bruna G. A. Mendonça, Arnaldo P. Maurão. *Avaliação da variação da tensão (kv) na dose absorvida em varreduras de TC torax*. Belo Horizonte, MG. 2013.
31. International Atomic Energy Agency. *Absorbed dose determination in external Beam Radiotherapy: Na International Code of Praticice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA, 2000.

32. International Electrotechnical Commission Medical Electron Accelerators. *Functional Performance Characteristics, IEC Performance Standard 976*, Geneva, IEC, 1989.
33. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, Report n° 24, Bethesda, USA, ICRU, 1976.
34. Silva R. A. *Dosimetria de Filtros Dinâmicos aprimorados*. São Paulo, 2006.
35. Leavitt D. D, Huntzinger C, M. S, Etmektzoglou T. *Dynamic Collimator and Dose Rate Control: enabling technology for enhanced dynamic wedge*. Med. Dosim, vol. 22, pp. 167 - 170, 1997.
36. Pett P. L, Siddon R. L. *Effective Wedge Angle with a Universal Wedge*. Phys. Med. Biol, Vol. 30, pp. 985 - 991, 1985.
37. Van Dyk J, Barnett R. R, Cygler and Shragge P. C. *Commissioning and Quality Assurance of Treatment planning Computers*. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys, Vol. 26, pp. 261 - 273, 1993.
38. Harms W. B, Low D. A, Purdy and Wong J. W. *A software tool to Quantitatively Evaluate 3D Dose Calculation Algorithms*. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys, Vol. 30, 1994.
39. Low A. D, Harms B. W, Mutic S, and James A . P. *A Technique for the Quantitative Evaluation of Dose Distributions*. Med. Phys, Vol. 25, pp. 656 - 661, 1998.
40. Sun Nuclear Corporation, ArcCHECK™ User's Guide, The Ultimate 4D QA Solution. 2009.
41. IBA Dosimetry GmbH, OmmiPro-I' mRT User's Guide, MatriXX, P-07-002-510-00102, Schwarzenbruck, Germany. 2011.
42. QA BEAMCHECKER™ PLUS. User Manual, Standard Imaging, INC. 2011.
43. Gibbons J. P. *Calculation of enhanced wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields*. Med. Phys, Vol. 25, 1998.