INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em um acelerador linear clínico

DANIELA PIAI GROPPO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas

São Paulo
2020

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em uma acelerador linear clínico

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

DANIELA PIAI GROPPO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas

São Paulo
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Como citar:

GROPPO, D. P. ***Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em um acelerador linear clínico***. 2020. 135 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa).

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Groppo, Daniela Piai
Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em um acelerador linear clínico / Daniela Piai Groppo; orientadora Linda Viola Ehlin Caldas. -- São Paulo, 2020.
135 p.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2020.

1. Radioterapia. 2. Acelerador Linear. 3. Dosimetria das Radiações. 4. Dosimetria de Campos Pequenos. 5. Detectores. I. Caldas, Linda Viola Ehlin, orient. II. Título.

Ao Henrique, por todo o amor,
incentivo e paciência, te dedico.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Dra. Linda V. E. Caldas, serei sempre grata pela oportunidade de crescimento que me proporcionou durante a orientação do doutorado, por todo incentivo e confiança, por vibrar com cada conquista alcançada, por toda paciência e pela bela amizade que construímos.

Ao Hospital das Americas, Centro de Oncologia Integrado, por disponibilizar a infraestrutura, equipamentos de radiação e detectores para as medições realizadas.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN-SP), por possibilitar o desenvolvimento deste trabalho.

Aos órgãos de fomento CAPES e CNPq, pelo suporte financeiro parcial.

Aos meus colegas e amigos da universidade e de profissão, pelas discussões e troca de conhecimento durante o desenvolvimento da pesquisa, em especial, ao Crystian Wilian C. Saraiva pelas inúmeras sugestões e pela amizade.

À toda minha família, em especial aos meus pais Odilair e Cláudia, aos meus irmãos Danilo e Anna Cláudia e aos meus avôs Otávio e Orides, pelo amor, carinho e incentivo inestimável.

Ao Henrique, por todo amor, dedicação, paciência e companheirismo e por ter me incentivado durante todo este trabalho de modo que eu não desistisse dos meus ideais em momento algum.

A todos os amigos e pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste projeto.

RESUMO

GROPPO, DANIELA P. **Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em um acelerador linear clínico.** 2020, 135 p. **Tese** (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Atualmente, as doses administradas em procedimentos radiocirúrgicos são extremamente elevadas, quando comparadas a outros procedimentos radioterápicos. A acurácia dosimétrica para esses tipos de tratamentos requer um comissionamento de campos pequenos de radiação a serem parametrizados em um sistema de planejamento computadorizado. A medição dosimétrica (relativa e direta) de campos pequenos representa um desafio, pois pode introduzir erros na entrega de dose; assim, alguns parâmetros dosimétricos (perfil de dose e porcentagem de dose na profundidade) da interação da radiação com a matéria podem ser comprometidos como o equilíbrio de partículas carregadas. Para melhor mensurar esses dados dosimétricos, alguns detectores são empregados. Mesmo com o uso destes detectores específicos, faz-se necessário identificar e avaliar as incertezas que podem provir do efeito do tamanho do volume e do arranjo experimental do detector sob o campo de radiação. Neste trabalho, as medições dosimétricas foram obtidas com filmes radiocrômicos (medição de referência), câmaras de ionização de volume sensível pequeno, diodos e detectore de diamante. Para correlacionar os parâmetros físicos e dosimétricos obtidos com os detectores, foram utilizados formalismos matemáticos. Esses formalismos matemáticos propostos mostraram-se eficazes quando aplicados à dosimetria de campos pequenos circulares em aceleradores lineares clínicos da fabricante Elekta, modelo Versa HD®, com feixes de fótons (6 MV), com e sem o uso do filtro aplainador (*flattening filter*).

Palavras-chave: radioterapia; acelerador linear; dosimetria das radiações; dosimetria de campos pequenos; detectores.

ABSTRACT

GROPPO, DANIELA P. **Correlation of physical and dosimetric parameters of different detectors used in small field dosimetry for radiotherapy in a clinical linear accelerator.** 2020, 135 p. **Tese** (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Currently, the doses administered in radiosurgical procedures are extremely high when compared to other radiotherapy procedures. The dosimetric accuracy for these types of treatments requires the commissioning of small fields to be parameterized in a treatment planning system. Dosimetric (relative and direct) measurement of small fields is challenging as it introduces possible errors in the dose delivery. Thus, some dosimetric parameters of the interaction of radiation with matter may be compromised, such as the equilibrium of charged particles. To better measure these dosimetric data, some detectors are employed. Even with the use of these specific detectors, it is necessary to identify and evaluate the uncertainties that may arise from the volume effect of the detector and the detector experimental arrangement in the radiation field. In this work, dosimetric measurements were obtained with radiochromic films (reference measurement), ionization chambers of small sensitive volume, diodes and diamond detectors. To correlate the physical and dosimetric parameters obtained with the detectors, mathematical formalisms were used. This proposed mathematical formalisms proved to be effective methods when applied to small circular fields dosimetry in clinical linear accelerators of the manufacturer Elekta, Versa HD® model, with photon beams (6 MV), with and without the use of the flattening filter.

Key words: radiotherapy; linear accelerator; radiation dosimetry; small fields dosimetry; detectors.

SUMÁRIO

1. **INTRODUÇÃO**..... 9

1.1. Objetivos..... 12

1.2. Justificativa..... 13

2. **FUNDAMENTOS TEÓRICOS**..... 15

2.1. Radioterapia: A radiocirurgia..... 15

2.1.1 Planejamento em um Sistema de Planejamento Computadorizado (TPS)..... 17

2.1.2 Parâmetros para avaliação de um planejamento SRS..... 19

2.2. Acelerador Linear Clínico..... 22

2.3. Grandezas e Parâmetros envolvidos na Dosimetria de Feixes de Fótons..... 25

2.3.1 Perfil e penumbra do feixe..... 26

2.3.2 Percentual de dose na profundidade (PDP)..... 28

2.3.3 Razão tecido-*phantom* e razão tecido-máximo..... 29

2.3.4. Fator espalhamento ($S_{c,p}$) e Fator *output*..... 30

2.4. Detectores..... 32

2.4.1 Câmara de ionização..... 32

2.4.2 Detectores de estado sólido: diodo e diamante..... 33

2.4.3 Filme radiocrômico..... 34

2.5. Dosimetria de Campos Pequenos..... 35

2.5.1 Características e desafios dos campos pequenos..... 35

2.5.2 Formalismo e condições de referência..... 38

2.6. Métodos Matemáticos..... 42

2.6.1 Suavização de dados..... 43

2.6.2 Detector de bordas..... 44
2.6.3 Relação das áreas..... 46
3. **MATERIAIS E MÉTODOS**..... 49
3.1. Sistema de Radiação: Acelerador Linear Clínico- Elekta Versa HD®..... 49
3.2. Sistemas de Medições..... 51
3.2.1. Detectores..... 51
3.2.2. Objetos simuladores (*Phantoms*)..... 58
3.2.3. *Softwares* e sistemas auxiliares..... 59
3.3. Métodos..... 62
3.3.1. Metodologia para avaliação do alinhamento do sistema de colimação e determinação da penumbra com filmes radiocrômicos..... 63
3.3.1.1 Alinhamento do sistema de colimação – *Elekta Stereotactic Collimator* (ESC)..... 63
3.3.1.2 Determinação da penumbra..... 66
3.3.2 Metodologia pra avaliação de parâmetros físicos e dosimétricos obtidos com diferentes detectores em *phantom* 3D..... 68
3.3.2.1 Escolha dos detectores..... 68
3.3.2.2 Arranjo experimental para aquisição dos dados em um *phantom* 3D..... 69
3.3.2.3 Parametrização e aquisição dos parâmetros físicos e dosimétricos..... 73
3.3.2.4 Avaliação utilizando um formalismo matemático..... 78
3.4. Análise das incertezas..... 78
4. **RESULTADOS**..... 80
4.1 Penumbra do sistema de colimação terciário: *Elekta Stereotactic Collimator* (ESC)..... 80
4.2 Estudo para a escolha do detector para medição em campos pequenos..... 89
4.3 Percentual de dose na profundidade (PDP)..... 94
4.4 Perfil de dose..... 102
4.5 Fator *output*..... 118

5. **CONCLUSÕES**..... 125

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 128

1. INTRODUÇÃO

Diversas modalidades de tratamentos de radiação estão disponíveis na especialidade médica de radioterapia, dentre as quais está a radiocirurgia. Essa modalidade é utilizada para tratar volumes alvo pequenos intracranianos e/ou extracranianos, cujas doses de tratamento são elevadas (normalmente entre 11 Gy e 24 Gy em uma única fração). Entre as principais indicações estão: metástases cerebrais, meningiomas, malformação arteriovenosa (MAV), adenomas hipofisários, gliomas de alto grau, tumores pequenos do sistema acústico, meningiomas, síndrome de dor talâmica, metástases cerebrais e neuralgia do trigêmeo (HAYASHI et al, 2007). O equipamento mais comum usado para a realização de procedimentos radiocirúrgicos é o acelerador linear clínico (LINAC[1]). Nesse equipamento, é necessário o uso de um sistema de colimação específico para radiocirurgia, por exemplo, colimadores com divergência cônica e/ou de múltiplas lâminas com características que viabilizem os tratamentos radiocirúrgicos, podendo ser intrínseco ao acelerador linear ou acoplável.

No que tange às doses a serem administradas para cada diagnóstico, em procedimentos de radiocirugia, elas estão preconizadas em protocolos de tratamento estabelecidos por entidades como o Radiation Oncology Group – RTOG (Estados Unidos da América) (CURRAN JR et al, 2008). Considerando as dimensões dos campos de radiação em radiocirurgia, sua dosimetria é considerada de campos pequenos. Nessa dosimetria, alguns parâmetros dosimétricos podem ser comprometidos como: alcance do elétron secundário e o equilíbrio de partículas carregadas (CPE). Por essa razão, para se reduzir ou evitar erros no cálculo de dose absorvida por um sistema de planejamento computadorizado (*Treatment*

[1] Acrônimo para o nome em inglês *linear accelerator*.

Planning System - TPS), é necessário o uso de detectores específicos para tais medições dosimétricas de comissionamento.

Para esses tratamentos de radioterapia utilizando técnicas complexas como VMAT (*Volumetric modulated arc therapy*), IMRT (*Intensity modulated radiation therapy*) do tipo *Step and Shoot*[2] (SS) e do tipo *Sliding Window*[3] (SW), e campos estáticos, as medições dosimétricas devem ser feitas com acurácia. Essa acurácia é possível quando se utiliza técnicas sofisticadas de dosimetria, bem como detectores específicos. Estes requisitos compreendem a determinação, com precisão, dos fatores rendimento e perfis transversais de dose (POPPINGA et al, 2015) bem como do percentual de dose na profundidade (PDP).

Os detectores mais utilizados para tais medições são diodos de silício, detectores de diamante, detectores de cintilação miniaturizados ou câmaras de ionização de volume sensível pequeno preenchidas com ar (POPPINGA et al, 2015). No entanto, medições feitas com esses detectores estão sujeitas a vários efeitos que impedem a precisão da medição da dose. Todos esses detectores mostram o efeito de média de volume; ou seja, o sinal do detector associado ao ponto de medição é composto por contribuições de todas as partes do volume sensível do detector (CAPOTE et al, 2004). Essa combinação dos efeitos da média de volume e da perturbação secundária do campo de elétrons foi denominada efeito de volume de um detector (HERRUP et al, 2005). Uma abordagem possível para quantificar e corrigir o efeito do volume de um pequeno detector é a simulação de Monte Carlo da dose correta no ponto de medição e dos desvios produzidos pelo detector (POPPINGA et al, 2015). Um fator de correção foi proposto por Alfonso et al (2008) e foram determinados numericamente usando modelos apropriados de acelerador e detector (FRANCESCON et al, 2011, 2012; UNDERWOOD et al, 2013; BENMAKHLOUF et al, 2014; PAPACONSTADOPOULOS et al, 2014). Como alternativa, os fatores de correção do efeito de volume para corrigir os fatores rendimento foram derivados experimentalmente usando detectores de referência

[2] Consiste em uma irradiação com modulação da fluência do feixe, na qual o sistema de colimação de múltiplas lâminas permanece estático.
[3] Consiste em uma irradiação com modulação da fluência do feixe, na qual o sistema de colimação de múltiplas lâminas apresenta-se dinâmico.

como alanina ou filme EBT3 (SAUER e WILBERT, 2007; BASSINET et al, 2013; AZANGWE et al, 2014; UNDERWOOD et al, 2015).

Com o objetivo de melhor estabelecer uma metodologia para uma dosimetria de campos pequenos, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - International Atomic Energy Agency), em parceria com a Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM - American Association of Physicists in Medicine), criou grupos de trabalho para campos pequenos e compostos (TG - 178 e TG - 155) a fim de desenvolver um protocolo para dosimetria de tais campos. A IAEA publicou em novembro de 2017 um código de prática para a determinação das doses de referência e relativa, denominado de: Dosimetria de campos pequenos estáticos usados em radioterapia externa (IAEA, 2017). Este documento compila diversos estudos desenvolvidos por pesquisadores da área e consiste em descrever boas práticas para a realização de dosimetria de campos pequenos, porém não é um protocolo de recomendações feito com base em um consenso mundial.

Os parâmetros dosimétricos a serem mensurados para caracterizar o comissionamento de campos pequenos de irradiação são: perfis de dose absorvida, percentual de dose absorvida na profundidade (PDP) e fator rendimento (*output)*.

Mesmo com o uso de detectores específicos e seguindo as condições de referência estabelecidas nos documentos existentes, faz-se necessário identificar e avaliar as incertezas que podem provir do efeito do tamanho do volume do detector e do arranjo experimental do detector sob o campo de radiação.

Com a finalidade de estabelecer uma metodologia para avaliar os dados de comissionamento e medições realizadas por usuários na rotina clínica, este estudo tem como objetivo correlacionar os parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores em um acelerador linear clínico com sistema de colimação cônico terciário. Essa correlação baseia-se em métodos matemáticos, como a análise de áreas, para as medições relativas de perfis de dose absorvida e percentual de dose na profundidade. Para os fatores *output,* a análise foi derivada dos métodos matemáticos citados.

1.1. Objetivos

Tendo em vista o grande desafio que é a dosimetria de campos pequenos e a relevância de uma metodologia clara para avaliação dos dados de um comissionamento, considerando a diversidade de detectores disponíveis no mercado, o presente trabalho propõe como objetivo principal:

- Desenvolver uma metodologia, com base em métodos matemáticos, para avaliar os dados de comissionamento de um acelerador linear clínico (linac) com colimadores cônicos, utilizado para tratamentos de radiocirurgia.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Estudar e correlacionar, aplicando métodos matemáticos, os parâmetros físicos e dosimétricos de campos pequenos circulares para radiocirurgia em aceleradores lineares clínicos do fabricante Elekta, modelo Versa HD®, com feixes de fótons (6 MV), com e sem o uso do filtro aplainador (*flattening filter*), utilizando detectores de diferentes tipos e volumes sensíveis.
- Adquirir e avaliar as medições de percentual de dose abosorvida na profundidade (PDP), perfil dos feixes e fator rendimento (*output*), obtidas com diferentes detectores;
- Determinar, quando aplicável, fatores de correção para cada detector;
- Aplicar um formalismo matemático para correlacionar as medições com a área da secção transversal do detector sob o campo de radiação.

1.2. Justificativa

Muitos estudos tratando de metodologias, detectores adequados e a obtenção de fatores de correção para o emprego de um dado detector foram realizados nos últimos anos. Câmaras de ionização cilíndricas com volumes entre 0,015 cm^3 e 0,125 cm^3, câmaras de ionização de placas paralelas, filmes, dosímetros termoluminescentes (TLDs), detectores de diamante e simulação pelo método de Monte Carlo foram estudados por Das et al (2000) para campos menores que 4 cm x 4 cm. O estudo mostrou que TLDs e câmaras cilíndricas não são indicadas para obtenção do perfil do feixe; detectores de diamantes apresentaram melhor resultado quando foram posicionados paralelamente ao feixe para aquisição das medições e os fatores *output* obtidos para as câmaras de ionização divergiram em até 10% entre si.

Num outro estudo foi realizada a comparação do desempenho da câmara de ionização CC13 e da micro-câmara de ionização CC01, ambas da marca IBA, para campos pequenos, nas medições de PDP e fatores *output*. Para campos menores que 2 cm X 2 cm, o fator *output* apresentou uma diferença maior que 5%, e essa diferença aumentou à medida que os campos diminuíram (NASIR et al, 2017).

Uma grande variedade de detectores e procedimentos vem sendo discutida na literatura para obtenção de fatores *output* em dosimetria de campos pequenos. Os fatores de correção de referência são derivados de dados obtidos por simulações pelo método de Monte Carlo (SAUER e WILBERT, 2007). Os valores de dose absorvida pelo método de Monte Carlo são obtidos por meio da parametrização do acelerador linear clínico estudado e nas condições de referência; as medições são calculadas em pontos específicos no *phantom*[4].

O desempenho de diodos também já foi estudado por alguns autores. Tanny et al (2015) realizaram um trabalho com diodos, 4 tipos de câmaras de ionização e detectores de cintilação. As câmaras de ionização apresentaram uma resposta relativa menor quando comparada aos detecores de cintilação, para campos pequenos. A variação da resposta com o posicionamento dos detectores

[4] Neste texto o termo *phantom* (utilizado nas clínicas de radioterapia) significa objeto simulador.

na direção vertical e na direção horizontal foi mais proeminente para as micro-câmaras, as quais apresentaram um menor fator de correção quando posicionadas paralelamente ao feixe. Os diodos apresentaram uma resposta superestimada em até 7% (TANNY et al, 2015).

Os estudos em feixes de radiação sem os filtros aplainadores (FFF) são mais recentes. Reggiori et al (2016) caracterizaram um novo material para dosimetria de campos pequenos em FFF para campos quadrados. Muralidhar et al (2015) realizaram a comparação de diferentes detectores para FFF e FF em um sistema TrueBeam (Varian) utilizando as câmaras de ionização CC13 e CC01 (IBA) e diodos. A taxa de dose alta introduz outros desafios na habilidade de um detector responder com um bom desempenho, portanto é necessária uma avaliação prévia da resposta deste detector em função das diferentes taxas de dose a serem aplicadas.

Um estudo com diversos tipos de detectores demonstrou que, dependendo da escolha do detector, podem ocorrer desvios consideráveis (acima do permitido) nos valores obtidos na dosimetria quando o volume médio, a perturbação e as diferenças nas propriedades dos materiais dos detectores não são levadas em conta (AZANGWE *et al*, 2014). Fatores de correção entre 1,148 e 1,924 foram necessários para alguns dos detectores estudados.

Portanto, tendo em vista a atenção na escolha de um detector adequado para a dosimetria de campos pequenos e a compreensão de todos os parâmetros físicos e dosimétricos em questão, torna-se de fundamental importância um estudo detalhado deste tipo de dosimetria no país. O desenvolvimento de uma metodologia que leva em consideração um formalismo matemático, como a razão entre as áreas sob as curvas de perfil de dose e percentual de dose na profundidade é inédito.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nesta secção serão abordados os fundamentos teóricos aplicados ao tema de desenvolvimento do presente trabalho.

2.1. Radioterapia: A Radiocirurgia

A Radioterapia, assim como a quimioterapia e a cirurgia, é um dos principais tipos de tratamentos para o câncer. Por meio de feixes de radiação ionizante, a técnica visa danificar ou destruir um volume alvo e poupar os órgãos de riscos adjacentes (PEREZ e BRADY, 2008). Fundamentalmente, existem duas modalidades de radioterapia: a Teleterapia e a Braquiterapia. A Teleterapia, objeto deste estudo, consiste em um tratamento no qual a distância entre a fonte[5]/alvo[6] e o centro de massa do volume alvo é normalmente um valor entre 80 cm e 100 cm, podendo ser maior ou menor, dependendo da técnica empregada (KHAN, 2014).

O avanço tecnológico dentro da radioterapia, tanto nas técnicas de irradiação quanto nas técnicas de verificação de posicionamento de pacientes, permitiu a realização de tratamentos cada vez mais complexos. A entrega de dose por meio de técnicas como: Radioterapia de Intensidade Modulada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy* - IMRT), Radioterapia com Arcos Dinâmicos com ou sem colimadores terciários e a Terapia com Modulação Volumétrica em Arcos (*Volumetric Modulated Arc Therapy* - VMAT) passaram a ser empregadas em serviços com alta tecnologia.

---

[5] Para aparelhos de Cobaltoterapia, a distância é computada a partir da fonte emissora de radiação gama, ^{60}Co.
[6] Para aceleradores lineares, a distância é computada a partir do alvo, no qual os elétrons incidem e há a formação dos raios X.

Atualmente, os campos pequenos são amplamente empregados em Radioterapia Estereotática Fracionada (*Sterotatic Radiation Therapy* – SRT), Radioterapia Estereotática Corpórea (*Sterotatic Body Radiotherapy* - SBRT) e em Radiocirurgia Estereotática (*Sterotactic RadioSurgery* – SRS) (DAS *et al*, 2008).

A radiocirurgia foi proposta por Lars Leksell, em 1951. Segundo Leksell (1951), a radiocirurgia consiste em entregar uma alta e única dose de radiação em um volume alvo pequeno intracraniano através do crânio intacto.

A radiocirurgia estereotática (SRS) combina a utilização de um sistema de localização baseado em coordenadas esterotáticas (x, y, z), feixes de fótons de alta energia (AAPM, TG 54) e também um sistema de imobilização. Tradicionalmente, a imobilização do paciente para radiocirurgia requer o uso de um sistema de fixação óssea craniana realizada por um neurocirurgião: a esta modalidade dá-se o nome de *frame-based radiosurgery (radiocirugia com imobilização utilizando um halo estereotático)* (LEKSELL, 1983). Com o advento dos métodos radioterápicos incluindo a Radioterapia guiada por imagens (Image-Guided Radiation Therapy – IGRT), criou-se uma modalidade menos invasiva para imobilização, denominada *frameless radiosurgery*. Em SRS é possível definir com precisão a localização do volume alvo e por consequência obter uma melhor acurácia na entrega de dose, considerando o posicionamento correto do paciente sobre a mesa de tratamento. O primeiro sistema caracteriza-se pelo uso de quatro pinos de fixação colocados na calota craniana e, no segundo sistema, uma máscara termoplástica é cuidadosamente moldada na superfície da cabeça do paciente. O sistema de imobilização para radiocirurgia Fraxion® (Figura 2.1) conta com o uso de um suporte de cabeça do tipo colchão, que permite moldar o pescoço do paciente ao aplicar vácuo, além do uso da máscara termoplástica. É possível, ainda, realizar o molde dentário do paciente e, por meio de um indexador, fixar ao sistema como um todo.

Após a imobilização do paciente, o procedimento engloba a aquisição de imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética e/ou angiografia com os sistemas de imobilização disponível e localização estereotática, que integram os requisitos para uma SRS. Um médico radioterapeuta, com base nas imagens, faz o delineamento do(s) volume(s) alvo a ser tratado e dos órgãos de risco (OAR). Após as etapas citadas anteriormente, pode-se iniciar o planejamento

para tratamento em um sistema de planejamento computadorizado (*Treatment Planning System* – TPS).

FIGURA 2.1 – Sistema de posicionamento de imobilização para radiocirugia Fraxion® (ELEKTA, 2018).

2.1.1. Planejamento em um Sistema de Planejamento Computadorizado (TPS)

Os planejamentos em um TPS podem ser caracterizados em seis etapas principais:

(a) *Escolha da energia do feixe de fótons*

Para planejamentos de SRS intracranianas, a energia nominal do feixe de fótons normalmente utilizada é de 6 MV (aceleradores lineares clínicos). Atualmente esse feixe pode ser obtido de duas formas distintas nesses equipamentos: 6 MV WFF (com filtro aplainador - *With Flattening Filter*) e 6 MV FFF (sem filtro aplainador - *Flattening Filter Free*), suas taxas de dose aproximadas são 600 UM/min e 1200 UM/min, respectivamente. A utilização de feixes sem o filtro aplainador propicia uma taxa de dose elevada, minimizando assim o tempo de tratamento.

No entanto, também é possível utilizar feixe de fótons de 10 MV (WFF e FFF) sendo a sua principal vantagem as taxas de dose disponível para o feixe FFF (aproximadamente 2400 UM/min).

O formalismo para dosimetria de campos pequenos recomendado pelo código de prática TRS-483 (2017) é aplicável para ambos os feixes (6 MeV e 10 MeV).

Quando a SRS é realizada em um equipamento *Gamma Knife®*, a energia nominal utilizada é de um feixe de raios gama de uma fonte de ^{60}Co.

(b) *Geometria de irradiação*

Essa etapa consiste na escolha do número de feixes de radiação, sob a forma de campos/arcos a serem utilizados e suas incidências.

(c) *Sistema de colimação*

A escolha do sistema de colimação de feixes depende de qual equipamento será utilizado para irradiação. Em aceleradores lineares clínicos, os sistemas de colimação disponíveis podem ser cones, colimadores multi-lâminas (*multileaf collimator – MLC)* ou colimadores micro multi-lâminas (*micromultileaf* – mMLC). A Figura 2.2 representa um sistema de colimação composto por 160 lâminas.

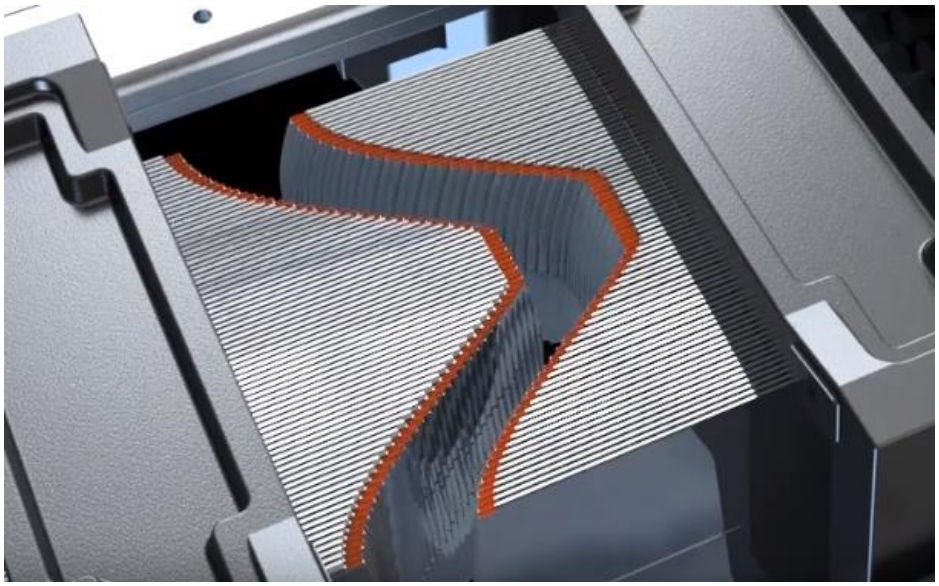


FIGURA 2.2 – Sistema de colimação multi-lâminas Agility® (ELEKTA, 2017).

(d) *Parametrização dos feixes*

A parametrização dos feixes é feita considerando a técnica de irradiação, a qual pode ser: campos estáticos sem modulação da fluência do feixe, campos estáticos com modulação da fluência do feixe (IMRT); arcos com sistema de colimação cônicos (arcos estáticos), arcos dinâmicos (DCA – Dynamic Conformal Arc) e arcos com modulação da fluência do feixe (VMAT). De acordo com a técnica de irradiação escolhida, por exemplo, IMRT e VMAT, faz-se necessário definir parâmetros para otimização e segmentação dos feixes. Em planejamentos com sistema de colimação cônicos, nesta etapa de parametrização são definidos o número de isocentros e quais diâmetros do sistema de colimação serão usados para cada feixe.

(e) *Cálculo da dose*

Essa etapa consiste na escolha do algoritmo de cálculo de dose, a depender do TPS utilizado.

(f) *Avaliação de um planejamento*

A avaliação de um planejamento em SRS caracteriza-se no uso de parâmetros de avaliação, como: distância de curvas de isodose, índice de gradiente, índice de conformidade, cobertura do volume alvo, *constraints*[7] dos OAR e *falloff*[8] de dose. Esses parâmetros são muito utilizados para a avaliação de planejamentos de SRS em um acelerador linear clínico.

2.1.2. Parâmetros para avaliação de um planejamento de SRS

Os planejamentos para SRS são avaliados utilizando parâmetros que caracterizam a heterogeneidade, a homogeneidade e o *falloff* de dose. O uso desses parâmetros permite avaliar a conformidade da dose de prescrição em relação ao volume alvo, bem como o gradiente de dose além das suas margens.

---

[7] *Constraints* é o termo utilizado para referir-se a restrições de dose em órgãos de risco. Esses valores são baseados em protocolos clínicos internacionais.

[8] *Falloff* é o termo utilizado na rotina clínica para a avaliação da distribuição de dose em um planejamento radioterápico. Refere-se à redução de dose por unidade de comprimento; além das margens do volume alvo. Esse parâmetro caracteriza a distribuição periférica da dose.

A alta conformidade é extremamente desejável para metástases únicas, tumores benignos, alvos próximos a estruturas críticas e para reirradiações de lesões de dimensões pequenas (WIGGENRAAD et al, 2009; LOMAX e SCHEIB, 2003). O índice de conformidade (*conformity index* - IC) é uma ferramenta utilizada para avaliar objetivamente como a distribuição de dose da radiação se comporta no volume alvo. Shaw et al (1993) criaram o primeiro índice para avaliar uma radiocirugia. Eles definiram o IC como sendo a razão entre o volume da dose de prescrição (*prescription isodose volume* – PIV) e o volume alvo (*target volume* - TV) (Equação 2.1.), sendo que a conformidade é perfeita quando esse índice é 1.

$$IC = \frac{PIV}{TV} \tag{2.1}$$

Embora o índice de conformidade anteriormente definido ainda seja muito utilizado em alguns centros, esse índice só avalia a razão entre dois volumes. Paddick (2000) propôs um novo IC com o objetivo de correlacionar os volumes: do alvo, da isodose de prescrição e o volume de intersecção entre eles (Figura 2.3). O índice de conformidade de Paddick (*Paddick Conformity Index* - PCI) é descrito pela Equação 2.2, onde TV_{PIV} é o volume do alvo que recebe a dose de prescrição.

$$PCI = \frac{{TV_{PIV}}^2}{TVxPIV} \tag{2.2}$$

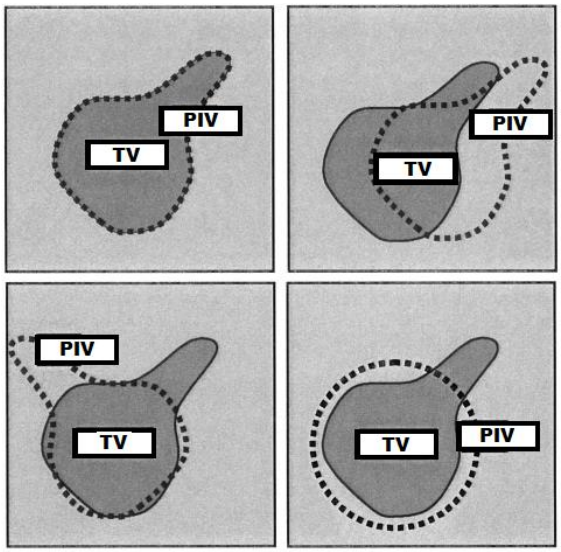


FIGURA 2.3 – Corte transversal de quatro diferentes planejamentos de tratamento. A área em cinza escuro é o volume alvo (TV) e a linha tracejada corresponde à isodose de prescrição (PIV). Todos apresentam o mesmo índice de conformidade (CI). Adaptado de (PADDICK, 2000).

Os parâmetros que melhor descrevem a avaliação de um planejamento (JOHNSON et al, 2017) estão descritos a seguir e representados pelas Equações 2.3; 2.4; 2.5 e 2.6.

(a) Cobertura (C): fração do volume alvo (V_{ALVO}) que é coberta pela isodose de prescrição. Sendo V_{iso} o volume da isodose de prescrição.

$$C = \frac{V_{iso} \cap V_{ALVO}}{V_{ALVO}} \tag{2.3}$$

(b) Índice de gradiente (IG): razão entre o volume da isodose de 50% da prescrição ($V_{iso/2}$)pelo volume da isodose de prescrição (V_{iso}).

$$IG = \frac{V_{iso/2}}{V_{iso}} \tag{2.4}$$

(c) Índice de conformidade (IC): fração do volume da isodose de prescrição que está na intersecção com o volume alvo.

$$IC = \left(\frac{V_{iso} \cap V_{ALVO}}{V_{iso}}\right) . \left(\frac{V_{iso} \cap V_{ALVO}}{V_{ALVO}}\right) = \frac{(V_{iso} \cap V_{ALVO})^2}{V_{iso} . V_{ALVO}} \quad (2.5)$$

(d) Distância de gradiente (DG): distância entre duas isodoses relativas, onde a primeira é a isodose de prescrição e a segunda é uma isodose multiplicada por um fator (f) que pode variar entre 0,2 a 0,9. É comum avaliar a maior distância entre a curva da isodose de prescrição e a curva de 50% da isodose de prescrição.

$$DG = \left| d_{iso} - d_{iso\,.f} \right| \quad (2.6)$$

2.2. Acelerador Linear Clínico

O acelerador linear é um dispositivo que utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons para altas energias através de um tubo linear (KHAN, 2014). O próprio feixe de elétrons acelerados incide em uma folha espalhadora para ser utilizado clinicamente (doenças superficiais); ou, ao atingir um alvo, produz raios X (*Bremstrahlung*) que são utilizados para tratamentos em sua maior parte. A energia destes feixes de radiação pode variar no caso dos elétrons entre 4 MeV e 21 MeV e fótons entre 4MV e 18 MV.

No acelerador linear clínico Versa HD® (Figura 2.4), da marca sueca Elekta, são realizados os principais tipos de tratamentos disponíveis em radioterapia, desde casos paliativos até tratamentos de alta complexidade como SBRT, SRT e SRS, com técnicas 3D conformacional, IMRT, Radioterapia com Arcos Dinâmicos com ou sem Colimadores de Estereotaxia e VMAT. Este acelerador apresenta feixes de fótons com filtro (*Flattening Filter* - WFF[9]) de 6 MV, 10 MV e 15 MV. Nos sistemas mais modernos, existem ainda disponíveis os feixes

[9] Consiste em um feixe de fótons que interage com um filtro físico com formato de um cone, para tornar o feixe plano. Com este feixe as taxas de dose para uso clínico são menores.

Flattening Filter Free – FFF[10] (sem o uso de filtro aplainador) (Figura 2.5); neste aparelho tem-se feixes de raios X de 6 MV e 10 MV. Há ainda disponíveis feixes de elétrons de 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV, 9 MeV, 12 MeV e 15 MeV.

A maioria dos aceleradores lineares, que realizam técnicas complexas e que exigem grande precisão, contam com um recurso de verificação de posicionamento acoplado. O sistema Versa HD® conta com 2 dispositivos de imagem: o *iView GT*, que é um dispositivo eletrônico de verificação de imagem (*Electronic Portal Imaging Device - EPID*), que apresenta uma matriz de silício amorfo como material detector. Por meio dos feixes de megavoltagem são adquiridas as imagens planares. O segundo dispositivo de imagem é o *XVI*® (*X-ray View Image*), composto basicamente de duas partes: um emissor de raios X de quilovoltagem e um painel de detecção; por meio do imageamento durante a rotação obtêm-se imagens volumétricas, semelhantes às obtidas em um tomógrafo.

FIGURA 2.4 – Acelerador Linear Versa HD® (ELEKTA, 2019).

[10] Consiste em um feixe de fótons que não interage com um filtro físico com formato de um cone, não sendo um feixe plano. Com este feixe as taxas de dose para uso clínico são maiores.

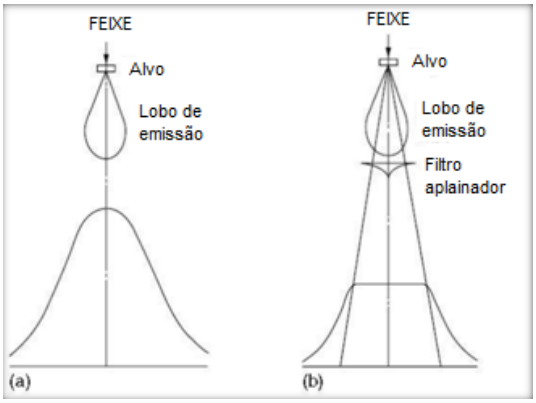


FIGURA 2.5 – Feixes de um acelerador linear (a) sem e (b) com o filtro aplainador (Adaptado de MAYLES *et al*, 2007).

O sistema *XVI*® realiza tanto imagens planares de quilovoltagem como a tomografia de feixes cônicos (*Cone Beam Computed Tomography - CBCT*).

Compondo o sistema de Radioterapia Guiada por Imagem (*Image-Guided Radiation Therapy - IGRT*), o Versa HD® está equipado com a mesa *Hexapod*®, que possui habilidade de um reposicionamento submilimétrico incluindo correções de rotação em três eixos, que na prática clínica convencionou-se denominar de reposicionamento 6D. São utilizadas correções translacionais (0,2 mm de precisão) e rotacionais (0,2 º de precisão) em todos os eixos (x, y, e z), por meio de sistema de luz infravermelha que detecta marcadores fiduciais acoplados à mesa. Estas correções permitem um tratamento mais preciso e eficaz, uma vez que as técnicas mais modernas de radioterapia exigem uma acurácia de posicionamento submilimétrico.

O sistema de colimação do Versa HD® é o Agility®, que consiste em 160 lâminas de 5 mm de espessura projetadas no isocentro, acopladas em um banco de lâminas, que é capaz de se movimentar juntamente com as lâminas durante a entrega de dose. O tamanho de campo máximo é de 40 cm X 40 cm, delimitado pelas lâminas (eixo X) e pelo colimador (eixo y).

Os cones (colimadores esterotáxicos) são compostos por uma liga de materiais diversos, sendo o seu principal componente o aço; são 10 cones com diâmetros de 5 mm; 7,5 mm; 10 mm; 12,5 mm; 15 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm e 35,0 mm quando projetados no plano do isocentro.

2.3. Grandezas e Parâmetros envolvidos na Dosimetria de Feixes de Fótons

A dosimetria das radiações é primordial para assegurar que os procedimentos que fazem uso da radiação estejam dentro dos limites permissíveis para cada técnica de aplicação. Quando a dose é excedida, pode comprometer tanto o indivíduo exposto quanto o meio ambiente. Os procedimentos com radiação ionizante são empregados nas áreas médica, industrial, agrícola e alimentícia; nestes casos a dosimetria é instrumento de grande valia para garantir que a dose entregue é a dose real desejada.

Quando a radiação interage com a matéria há a transferência de energia, mas nem toda a energia transferida é absorvida ou depositada na matéria.

Em 1954, a grandeza dose absorvida foi estabelecida (ICRU, 1954), sendo definida como a razão entre a energia depositada em um volume $d\overline{E}$ e a massa deste volume dm (Equação 2.7).

$$D = \frac{d\overline{E}}{dm} \tag{2.7}$$

Inicialmente, a unidade que expressava essa grandeza era chamada de rad (*radiation absorved dose*). A unidade da dose absorvida foi modificada para gray (1 Gy = 100 rad) sendo que no Sistema Internacional 1Gy equivale a 1 $J.kg^{-1}$ (ICRU, 1980).

No contexto da Física Médica, a dosimetria denominada absoluta refere-se à medição de carga com detectores calibrados, que apresentam uma rastreabilidade a laboratórios padrões primários ou secundários; por meio de códigos de prática de referência é possível calcular os valores de dose. Nesses documentos são especificados os fatores de correção utilizados para o cálculo da dose e/ou taxa de dose. A nomenclatura utilizada para esse tipo de medição foi dosimetria de referência, para não apresentar uma compreensão inadequada do termo dosimetria absoluta.

A dosimetria relativa refere-se às razões entre medições determinadas em dois pontos distintos. Em radioterapia, uma das etapas fundamentais para a implementação de um TPS para o cálculo de dose consiste em se estabelecer parâmetros dosimétricos de um acelerador linear, como por exemplo: Percentual de Dose Profunda (PDP), perfil do feixe, fatores *output,* entre outros parâmetros.

Como os detectores utilizados na rotina clínica apresentam uma certa dependência energética, o seu uso requer o conhecimento da fluência espectral para feixes de fótons de alta energia (SAUER e WILBERT, 2009). Na prática clínica, os protocolos de dosimetria recomendam o uso do fator de qualidade Q, que pode ser obtido por meio das distribuições de dose: PDP e razão tecido-*phantom* (TPR). O $TPR_{20,10}$, muito utilizado para definir a qualidade do feixe, é a razão entre a dose absorvida na água, no eixo central, às profundidades de 20 cm e 10 cm, medidas em um *phantom* de água, com uma distâcia fonte-superfície (SSD - *Source-Surface Distance*) de 100 cm e tamanho de campo 10 cm x 10 cm (SAUER e WILBERT, 2009). Segundo recomendações do documento TRS-398 (IAEA, 2006), quando o detector é utilizado em uma qualidade de feixe diferente daquela de calibração, é necessária a correção para a qualidade chamada de K_{Q,Q_0}(sendo Q a qualidade de medição e Q_0 a qualidade de referência).

Alguns conceitos revelantes para este trabalho serão abordados a seguir.

2.3.1. Perfil e penumbra do feixe

O perfil típico de dose de um feixe em um determinado plano a uma certa profundidade pode ser visto na Figura 2.6. A dose é uniforme na região central do campo e começa a decrescer gradualmente à medida que se aproxima da borda do campo. A região de queda abrupta de dose é denominada de penumbra, geralmente definida à distância entre os pontos de 80 % e 20% da dose relativa ao eixo central. Nesta região, as doses mudam drasticamente; este comportamento depende dos colimadores que definem o campo, do tamanho da fonte e do equilíbrio eletrônico lateral (PODGORSAK, 2005).

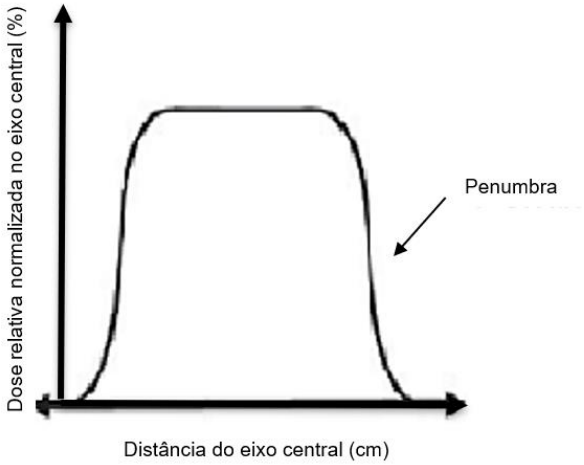


FIGURA 2.6 – Perfil de dose para um campo convencional, normalizado para dose no eixo central (CAX).

Além da penumbra, outros parâmetros avaliados no perfil do feixe são sua planura e simetria.

A planura é obtida analisando-se as doses mínima ($D_{mín}$) e máxima ($D_{máx}$) obtidas na porção de 80% da região central do feixe, de acordo com a Equação 2.8. Segundo o Task Group (TG) 142, a planura deve ter uma variação máxima de 3%; a AAPM (Associação Americana de Física Médica) recomenda ainda que a análise seja realizada à profundidade em que a dose é 95% da dose máxima (KLEIN et al, 2009).

$$Planura = 100x\frac{D_{máx}-D_{mín}}{D_{máx}+D_{mín}} \quad (2.8)$$

A recomendação da AAPM (KLEIN et al, 2009) é que o feixe deve apresentar uma simetria típica com discordância de, no máximo, 2% entre dois pontos equidistantes do eixo central. Esta análise do perfil deve ser realizada à profundidade de dose máxima, pois essa é a configuração mais crítica para avaliação deste parâmetro. Existe outra maneira de se avaliar a simetria do perfil de um feixe, obtendo-se a área de cada lado do eixo central e comparando-as.

2.3.2. Percentual de dose na profundidade (PDP)

A distribuição de dose de um feixe de radiação pode ser caracterizada pela normalização da dose em uma profundidade de referência. O termo percentual de dose na profundidade significa uma relação percentual entre a dose absorvida em uma determinada profundidade d e a dose absorvida numa profundidade de referência d_0, ao longo do eixo central (KHAN, 2014). A PDP depende do tamanho do campo (C) é então dada pela Equação 2.9 e seu esquema ilustrativo pode ser observado na Figura 2.7.

$$PDP(C) = \frac{D_d}{D_{d_0}} x100 \tag{2.9}$$

Para feixes de raios X de energias baixas, a profundidade de referência é normalmente a superfície (d_0=0). Para energias mais altas, que é o caso de feixes de megavoltagem, a profundidade de referência é dada na posição em que a dose absorvida apresenta seu valor máximo (d_0=$d_{máx}$).

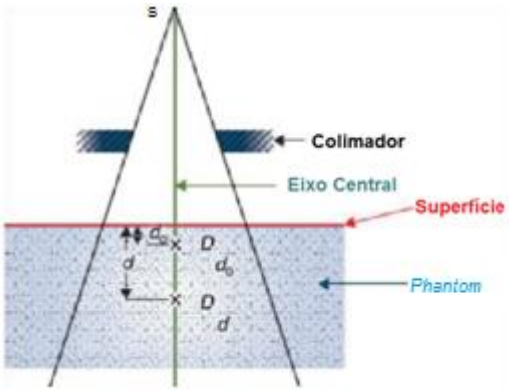


FIGURA 2.7 – Esquema ilustrativo para explicação do percentual de dose profunda, dada por (D_d/D_{d0})x100, onde d é uma profundidade de interesse e d_0 é a profundidade de referência da dose máxima e S é a origem da radiação. Adaptado de (KHAN, 2014).

A PDP aumenta à medida que se aumenta a profundidade, até que se atinja um valor máximo. Esta região de aumento da PDP com a profundidade é conhecida como região de equilíbrio eletrônico (*build-up*[11]*),* que se diferencia de

[11] Corresponde à toda região, dentro de um meio, na qual se define a distância, sob o eixo central, entre a superfície e a profundidade de máxima dose. Nesta região, até a profundidade de máxima dose, há um aumento

acordo com cada qualidade do feixe de radiação (ATTIX, 2004). Após a profundidade de dose máxima, a PDP diminui gradativamente. Quanto maior for a energia, mais penetrante será o feixe; e, por consequência, maior será seu percentual de dose profunda. A Figura 2.8 representa este comportamento.

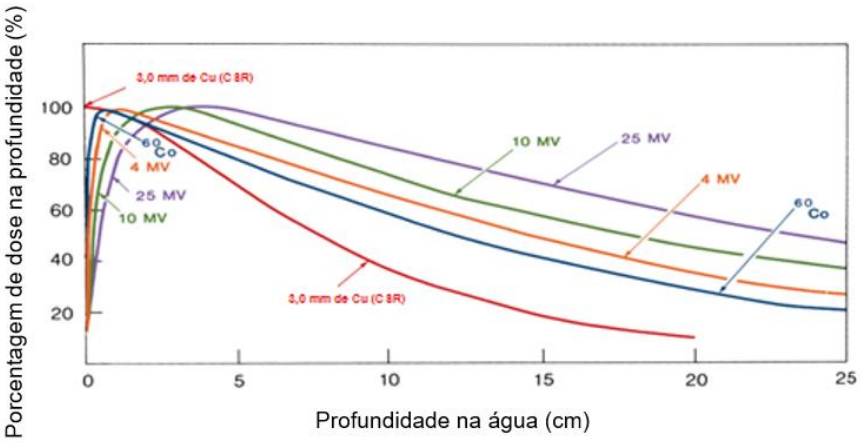


FIGURA 2.8 – Porcentagem de dose na profundidade no eixo central do feixe para diferentes qualidades de feixes de fótons. Tamanho de campo = 10 cm x 10 cm; SSD = 100 cm para todos os feixes, exceto para 3,0 mm Cu CSR, SSD = 50 cm. Adaptado de (KHAN, 2014).

2.3.3. Razão tecido-*phantom* e razão tecido-máximo

A Razão Tecido-*Phantom* (*Tissue-Phantom Ratio – TPR*) é definida como a razão entre a dose em um ponto à profundidade d do *phantom* e a dose em um ponto à profundidade de referência d_0 (Figura 2.9), geralmente sendo 5 cm ou 10 cm. Esta razão é obtida a uma mesma distância entre o alvo/fonte e o ponto (*Source - Axis Distance* - SAD). Essa relação (Equação 2.10) apresenta uma dependência com o tamanho de campo (C) e a profundidade (d).

$$TPR(C,d) = \frac{D_d}{D_{d_0}} \tag{2.10}$$

Um caso particular de TPR é quando a profundidade de referência é aquela em que se tem a dose máxima $d_{máx}$; nessas condições, a razão tecido-

da deposição de energia por unidade de massa (dose absorvida) e a partir deste ponto, a dose absorvida se caracteriza pela lei do inverso do quadrado da distância.

máximo (*Tissue Maximum Ratio - TMR*) é obtida, como demonstrado na Equação 2.11.

$$TMR(C,d) = \frac{D_d}{D_{d_{máx}}} \tag{2.11}$$

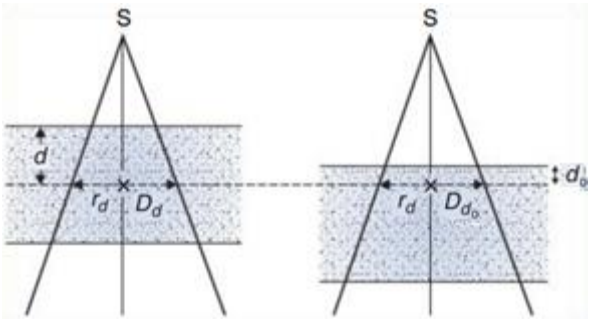


FIGURA 2.9 – Distribuição ilustrativa da definição da Razão Tecido-*Phantom* (TPR) e Razão Tecido-Máximo (TMR). TPR(d,r_d)=D_d/D_{do}, onde d_0 é a profunidade de referência. Se d_0 for a profundidade de referência de dose máxima, então TMR (d,r_d) = TPR (d, r_d), sendo r_d o raio do campo e S a origem da radiação (KHAN, 2014).

2.3.4. Fator espalhamento ($S_{c,p}$) e Fator *output*

As medições de um feixe de radiação no ar (taxa de kerma no ar, taxa de dose no ar ou taxa de fluência de energia) dependem do tamanho do campo. À medida que se aumenta o tamanho de campo, o valor mensurado aumenta devido ao aumento do espalhamento da radiação pelo colimador, que se soma ao feixe primário.

Como em radioterapia a maioria das medições é realizada em *phantoms* de água, o fator espalhamento pode ser dividido em duas componentes: espalhamento devido ao objeto simulador (S_p) e o espalhamento pelo colimador (S_c). Então, o espalhamento total é dado pela Equação 2.12.

$$S_{c,p} = S_c x S_p \tag{2.12}$$

O fator espalhamento do colimador (S_c) é definido pela razão entre a dose absorvida obtido no ar para um dado campo e a dose absovida obtida nas

mesmas condições, porém em um campo de referência (por exemplo, 10 cm x 10 cm) (KHAN, 2014).

Como a distribuição de dose de um feixe, ao penetrar os primeiros milímetros de um material, apresenta uma região de *build-up*, como demonstrado na Figura 2.6, ao se realizar medições no ar, é necessário utilizar uma capa de *build-up*, que é indispensável para se prover o equilíbrio eletrônico no meio. A espessura desta capa de *build-up* depende da energia dos fótons (PODGORSAK, 2005). O fator S_c pode ser mensurado com uma câmara de ionização com uma capa de *build-up* no ar. O arranjo experimental para obtenção de tal grandeza é apresentado na Figura 2.10, onde SAD representa a distância fonte-eixo (*Source-Axis Distance*), ou seja, a medição é realizada no isocentro (região onde há coincidência do eixo de rotação do *gantry*, colimador e mesa).

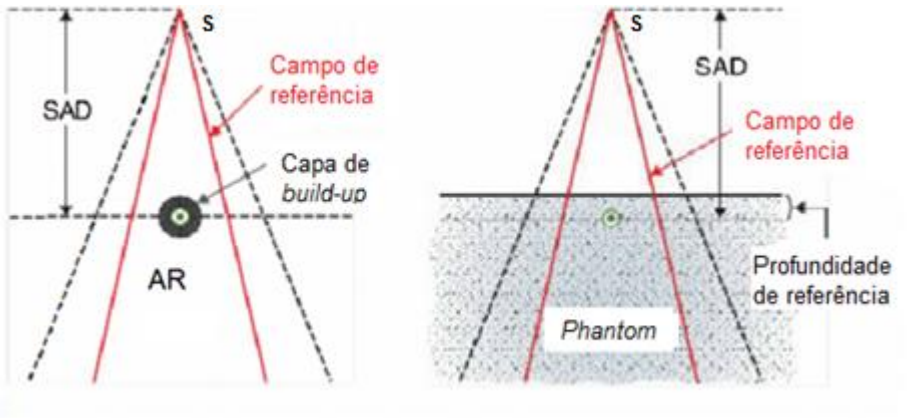


FIGURA 2.10 – Arranjo para medição do fator espalhamento S_c (à esquerda) e $S_{c,p}$ (à direita) utilizando um arranjo SAD. Adaptado de (KHAN, 2014).

O fator *output* é definido como a razão entre a dose absorvida na água para um determinado campo e a dose absorvida em uma mesma profunidade considerando um campo de referência (IAEA, 2006). Em feixes definidos por campos convencionais, essa medição é derivada simplesmente pela razão das leituras obtidas pelo detector, pois não há dependência prática nas grandezas dosimétricas para esses tamanhos de campos. Em campos pequenos, como essa independência não existe, nota-se fatores de perturbação; portanto o fator *output* requer na maioria das vezes fatores de correção aplicados às leituras obtidas pelos detectores (IAEA, 2017). Segundo o documento TRS-483 (IAEA, 2017), o fator

output (Equação 2.13) de um campo $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ com relação a um campo de referência de um equipamento de irradiação específico (f_{msr}) é definido como a razão entre a dose absorvida na água (D) de um campo clínico (f_{clin}) com um feixe de qualidade (Q_{clin}) e a dose absorvida na água em um campo de referência de um equipamento específico (f_{msr}) com qualidade (Q_{msr}):

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}} \tag{2.13}$$

2.4. Detectores

Há uma grande diversidade de detectores empregados em radioterapia, porém para dosimetria de campos pequenos não existe um único detector que apresente as características ideais. Vários trabalhos demonstraram que a utilização de mais de um detector para a caracterização da dose para esta finalidade é recomendável. Neste item, são apresentados vários tipos de detectores que serão utilizados para a medição de dose na água.

2.4.1. Câmara de ionização

A câmara de ionização é um detector a gás muito utilizado em dosimetria de referência e relativa, em radioterapia. Na interação da radiação com o volume sensível deste tipo de detector, caracterizada pelo processo de ionização, são formados pares de elétrons-íons que são coletados. A coleta dessas cargas faz-se com a aplicação de um campo elétrico entre o eletrodo central e a parede do volume sensível (KNOLL, 2010). Por possuir um gás como detector, esse tipo de dispositivo gera sinais de pequena amplitude, se comparados aos gerados por outros tipos de detectores, porém, com a aplicação de uma polarização adequada, apresentam linearidade entre a energia depositada por unidade de massa no volume sensível e a carga coletada. Essa é uma característica que o torna um detector adequado para medições dosimétricas em radioterapia, segundo especificações da IEC

60731 (IEC, 2011). Quanto às características físicas, por exemplo, não há alteração do volume sensível no decorrer do tempo (por possuírem cavidades ventiladas como volumes sensíveis, não estão suceptíveis a eventuais vazamentos de gás) e por isso apresentam uma boa estabilidade da resposta ao longo do tempo. A parede do volume sensível em geral é produzida de materiais de baixa densidade, como grafite, para não inferir perturbação no meio de medição. Segundo alguns protocolos internacionais para dosimetria de feixes de radiação utilizados para radioterapia, a dimensão do volume sensível desse detector deve estar entre 0,1 cm^3 e 1,0 cm^3. No entanto, quanto menor for o volume sensível do detector, mais complexas ficam as medições dosimétricas.

As câmaras de ionização podem ser desenvolvidas em diversas geometrias, como por exemplo, as microcâmaras com volumes da ordem de 0,01 cm^3. Essa característica torna-as mais adequadas, do ponto de vista geométrico, para a caracterização dos campos pequenos, porém inferem pior relação sinal-ruído, de tal forma que sua utilização possui limitações. São comumente utilizadas para dosimetria em campos de radiação da ordem de 2 cm x 2 cm.

2.4.2. Detectores de estado sólido: diodo e diamante

Neste tabalho, os detectores utilizando materiais semicondutores também serão avaliados sob as condições de irradiação com campos pequenos em radioterapia. Esse tipo de dispositivo conta com uma junção p-n como volume sensível. Ao interagir com um material semicondutor, a radiação ionizante provoca a criação de um grande número de pares elétron-buraco; cada um desses pares, quando formado na zona de depleção, gera um pulso elétrico, uma vez que nesta região esta carga encontra-se sob o efeito do campo elétrico intrínseco à junção p-n. Além de possuir maior densidade em seu volume sensível, e, por consequência, maior sessão de choque aos fótons de megavoltagem, os semicondutores demandam pouca energia para a formação do par elétron-buraco (da ordem de 3 eV para o germânio), muito inferior se comparado aos 30 eV para a formação de um par de íons no gás. Essas características somadas permitem a

construção de detectores com volumes sensíveis muito menores, sem prejuízo na relação sinal-ruído. Essa característica geométrica mostra-se extremamente atrativa na caracterização dos campos pequenos, em dosimetria relativa. Por serem produzidos com materiais que não são tecido-equivalentes, apresentam diferentes respostas quando expostos a diferentes feixes de radiação; portanto, este tipo de detector possui intrinsecamente uma elevada dependência energética; esta característica restringe sua utilização em situações nas quais a componente espalhada do campo não se mostra significativa, como será largamente discutido ao longo deste estudo.

Outro grupo de detectores com volumes sensíveis constituídos de um material sólido são os detectores de diamante sintético. Nestes, o volume sensível é um cristal de diamante, que, por ser composto exclusivamente por átomos de carbono, possui características físicas e sessões de choque aos fótons muito semelhantes à matéria orgânica, e por isso é conhecido por ser tecido-equivalente. Desta forma, pode parcialmente solucionar as discrepâncias apresentadas pelos semicondutores, em diferentes espectros de radiação. Esta característica, somada à alta eficiência de detecção dos detectores sólidos, faz deste um dos dispositivos mais interessantes e promissores para a caracterização de campos de radiação pequenos e médios.

2.4.3. Filme radiocrômico

O filme radiocrômico pertence a uma outra classe de detectores; é um detector baseado em processos químicos. Em sua composição tem-se um elemento químico polimerizado, que ao ser irradiado muda de cor devido ao crescimento polimérico do material presente em sua camada ativa, o que resulta na formação de um corante (JAYARAMAN e LANZL, 2004). A intensidade desta coloração é proporcional à dose absorvida. Para se estabelecer uma correlação Dose x Resposta, faz-se necessário obter uma curva de calibração para o filme. Esta curva de calibração deverá ser obtida considerando o intervalo de dose recomendado pelo fabricante; este tipo de detector apresenta uma faixa de saturação quando exposto à radiação. As principais características dos filmes radiocrômicos são a sua composição tecido-equivalente e a alta resolução.

Comparados aos filmes dosimétricos convencionais, eles apresentam a vantagem de não necessitarem de revelação (processo que abrange o uso de produtos químicos e agentes térmicos), dispensam manuseio em câmara escura, diminuindo as incertezas associadas às medições de densidade óptica, aos processos químicos de revelação e fixação. Além disso, possuem número atômico equivalente ao tecido e respostas aproximadamente independentes com a energia da radiação incidente.

O volume sensível de um detector e outras características como material, taxa de dose máxima aceitável, resposta nominal e corrente de fuga são alguns dos parâmetros mais importantes para se avaliar durante a escolha de um detector para uma determinada aplicação.

2.5. Dosimetria de Campos Pequenos

A Dosimetria de Campos Pequenos apresenta-se subdividida em: características e desafios dos campos pequenos e formalismo e condições de referência.

2.5.1. Características e desafios dos campos pequenos

Em dosimetria das radiações, a definição de campos pequenos é muito subjetiva; ainda não há um consenso claro do que consistem estes campos.

O tamanho de um campo de radiação é definido como a distância entre dois pontos equidistantes ao eixo central, que correspondem a 50% da dose - largura à meia altura (*Full Width at Half Maximum - FWHM*) (IEC, 1989). Para campos pequenos, devido ao efeito da sobreposição da penumbra, o valor da dose medida no raio central é menor (IPEM, 2010). Por isso, usando a definição de *FWHM*, o campo tem um aparente alargamento relativo às configurações do colimador. Quando o campo é suficientemente grande e se pode visualizar a fonte toda, o conceito de largura à meia altura (FWHM) do perfil de dose pode ser corretamente empregado para determinar o tamanho de campo (Figura 2.11.a).

Quando as dimensões do campo são da mesma ordem da distância do alcance de elétrons lateralmente, as penumbras se sobrepõem, acarretando um pequeno erro na aferição da largura de campo pelo método FWHM (Figura 2.11.b). No caso de campos muito pequenos, todo o conceito de FWHM perde a validade, resultando em uma superestimativa do tamanho do campo (Figura 2.11.c). Os valores de dose relativa estão normalizados para a dose no eixo central (CAX).

Uma abordagem baseada na energia do feixe e na densidade do meio é necessária para se estabelecer um critério que defina campos pequenos. Existem essencialmente três fatores que determinam se o campo é ou não considerado pequeno: (a) o tamanho das partes visíveis da fonte de radiação quando projetada no detector por meio da abertura do colimador; (b) o tamanho do detector utilizado na medição e (c) o alcance dos elétrons no meio irradiado (FILIPUZZI, 2013).

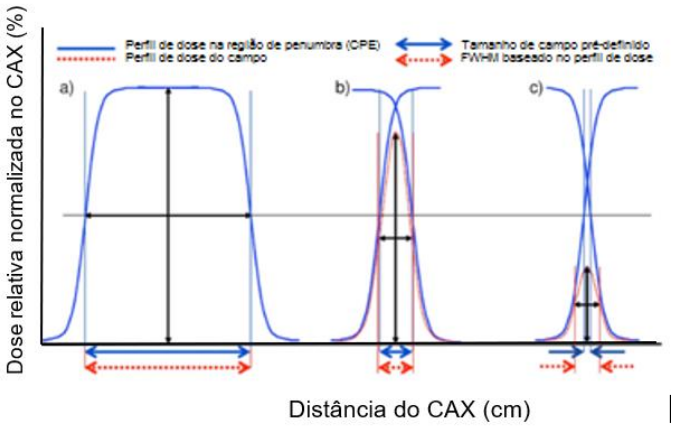


FIGURA 2.11 – Perfil de dose na região de penumbra nas condições de equilíbrio de partículas carregadas e perfil de dose do campo: (a) campos grandes, (b) campo com dimensões da mesma ordem da distância do alcance de elétrons lateralmente e (c) campos muito pequenos (DAS et al, 2008). CAX refere-se ao eixo central do campo de radiação.

O feixe de radiação primário refere-se à radiação advinda da fonte radioativa ou do alvo, no qual os raios X são gerados. Os feixes espalhados são aqueles advindos de fótons espalhados por estruturas próximas ao seu percurso (por exemplo: colimadores primários, filtros aplainadores e colimadores secundários) (KHAN, 2014).

A fonte de feixes primários não é pontual; ela apresenta um tamanho extendido, que é definido pelo *FWHM* da distribuição da fluência de fótons que saem do alvo. Esta distribuição representa uma Gaussiana. Quando se tem

tamanhos de campos maiores, do ponto de vista da medição, pode-se visualizar toda a Gaussiana (Figura 2.12.a) (IPEM, 2010). À medida que os colimadores se fecham, a fonte de onde advêm os feixes primários é "bloqueada" do ponto de vista da medição (Figura 2.12.b) (IPEM, 2010).

Quando a fonte de feixes primários é parcialmente bloqueada, a radiação primária que chega ao isocentro é reduzida e será proporcionalmente menor para feixes com ponto focal maior. O bloqueio parcial da fonte torna-se importante para tamanhos de campos de radiação da ordem do tamanho da fonte de radiação direta, cujo diâmetro em aceleradores lineares modernos não é superior a 5 mm (IPEM, 2010).

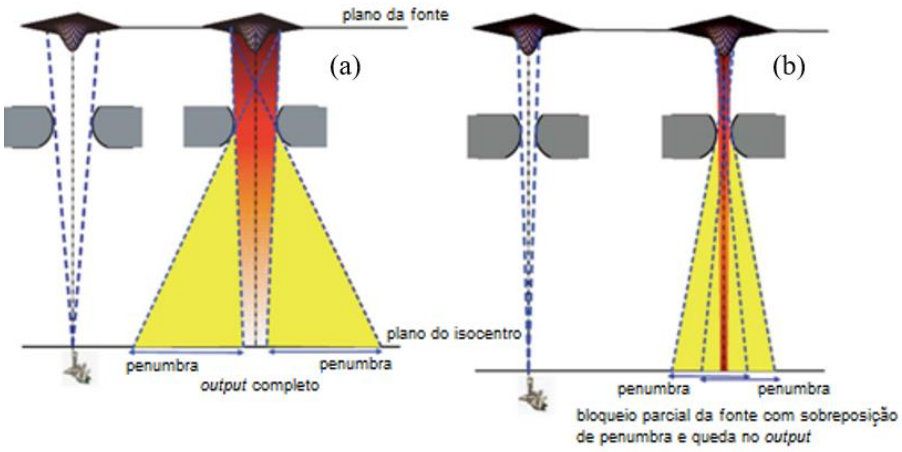


FIGURA 2.12 – Ilustração do bloqueio parcial da fonte de feixe primário. Adaptado de (IPEM, 2010).

O equilíbrio eletrônico (*Charged Particle Equilibrium* - CPE) é um fenômeno associado ao alcance dos elétrons secundários; nesta condição, a quantidade de elétrons saindo de um meio é compensada pela mesma quantidade de elétrons entrando no meio (ATTIX, 2004); depende da energia do feixe, da composição do meio e, particularmente, da densidade do meio (DAS et al, 2008). A falta de equilíbrio lateral de partículas carregadas (Figura 2.13) em feixes de fótons ocorre quando se tem energias altas e campos pequenos, quando o raio do feixe se torna pequeno em comparação ao alcance máximo do elétron secundário. Nestas condições, a forma do perfil transversal do feixe e a dose absorvida no eixo central são afetadas (IPEM, 2010).

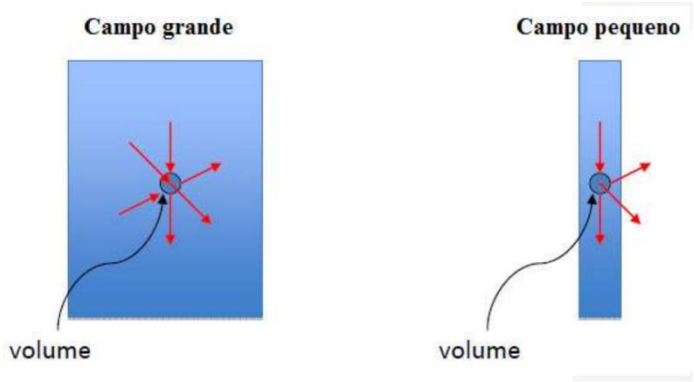


FIGURA 2.13 – Comportamento de elétrons secundários no meio para campos grandes e pequenos.

2.5.2. Formalismo e condições de referência

A dosimetria de referência para fótons de megavoltagem usando câmaras de ionização só é possível com o uso da teoria de Bragg-Gray. Essa teoria preconiza que a dose na água pode ser obtida calculando-se a dose em uma pequena cavidade de gás na água e multiplicando-a pela razão dos poderes de freamento (*stopping power*) mássicos da água e do gás $\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_{gás}^{meio}$ (KNOLL, 2010). A teoria da cavidade de Bragg-Gray só se aplica se algumas condições forem satisfeitas, sendo elas: o alcance dos elétrons secundários gerados no objeto simulador deve ser muito maior que as dimensões da cavidade; o equilíbrio de partículas carregadas - (CPE) deve existir; e o detector não deve perturbar o fluxo de elétrons secundários (CHARLES, 2014). Sob o ponto de vista do processo de coleta de cargas em um detector para dosimetria de referência, as duas primeiras condições serão satisfeitas, porém a cavidade de gás terá sempre um pequeno efeito na fluência do feixe. Este efeito deve ser contabilizado considerando um fator de correção. Além disso, a própria constituição dos materiais de uma câmara, por exemplo, parede e eletrodo central, inferem nas medições outras imprecisões, que também são corrigidas por fatores. Para que a dosimetria relativa, definida como razões de medições, seja válida, todas as condições da teoria de Bragg-Gray e os fatores de correção mencionados devem ser os mesmos obtidos para um campo de referência e outro campo com dimensões distintas (CHARLES, 2014).

Na prática clínica, as medições dosimétricas em feixes de fótons de megavoltagem são realizadas de acordo com protocolos internacionais de dosimetria, como o TRS-398 (IAEA, 2006) e o TG-21 (AAPM, 1983), os quais preconizam as condições de referência, tais como: geometria, material do objeto simulador e tipo de câmaras de ionização. Sob essas condições, a dose é normalizada para um campo de referência. Conforme citado, quando a condição de equilíbrio de partículas carregadas é estabelecida, não há pertubação na fluência de cargas. No entanto, para campos pequenos, o equilíbrio de partículas carregadas e a teoria da cavidade não se aplicam devido ao alcance lateral dos elétrons. Por esta razão, antes de abordar o fator de perturbação global devido à presença do detector, será detalhado o formalismo utilizado para a determinação da dose em condições de referência (IAEA, 2006).

A dose absorvida na água à profundidade de referência d_0 (D_{w,Q_0}), para um fator de qualidade de referência Q_0, é dado pela Equação (2.14).

$$D_{w,Q_0}=M_{Q_0}.N_{D,W,Q_0} \tag{2.14}$$

onde M_{Q_0} é a medição de carga do dosímetro na condição de referência durante a calibração e N_{D,W,Q_0}é o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água. Como exemplo: após uma calibração em um laboratório padrão secundário, o dosímetro clínico do usuário é caracterizado com o coeficiente N_{D,W,Q_0}. Para o uso deste coeficiente em um feixe de radiação de qualidade Q, o usuário precisa utilizar um fator de conversão K_{Q,Q_0}. Esse fator permite uma correção entre um feixe de qualidade Q para as condições de referência (Equação 2.15).

Assim tem-se:

$$D_{W,Q} = M_Q.N_{D,W,Q_0}.K_{Q,Q_0} \tag{2.15}$$

Quando a teoria de Bragg-Gray for aplicável, o fator K_{Q,Q_0} pode ser obtido teoricamente pela Equação 2.16.

$$K_{Q,Q_0} = \frac{(S_{água,ar})_Q}{(S_{água,ar})_{Q_0}} \frac{(W_{ar})_Q}{(W_{ar})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \tag{2.16}$$

onde $\frac{\left((S)_{ar}^{água}\right)_Q}{\left((S)_{ar}^{água}\right)_{Q_0}}$ é a razão dos poderes de fretamento (*stopping-powers)* na água e no ar nas qualidades Q e Q_0; W_{ar} é a energia média para formar um par de íons no ar e p_Q e p_{Q_0} são os fatores de perturbação. Por fim, o fator de perturbação global (Equação 2.17) é o produto dos seguintes fatores: p_{cav} (corrige a resposta de uma câmara de ionização para efeitos relacionados à cavidade de ar), p_{dis} (corrige o efeito da substituição de um volume de água quando o ponto de referência da câmara é considerado como sendo o centro da câmara), p_{wall} (corrige a resposta da câmara de ionização para a falta de equivalência do meio entre a parede da câmara e o material do meio), p_{cel} (corrige a resposta da câmara para o efeito do eletrodo central durante a medição), além do p_{eff} (corrige a leitura para o ponto efetivo do detector).

$$P_Q = p_{cav} \cdot p_{dis} \cdot p_{wall} \cdot p_{cel} \cdot p_{eff} \tag{2.17}$$

Os novos equipamentos de radioterapia possuem recursos que não estão contemplados nos códigos de prática, como por exemplo o sistema de colimação cônico; portanto, o uso destes códigos torna-se inviável, porque basicamente não se consegue atingir as condições de referência para a calibração de feixes específicos nos protocolos de dosimetria. As câmaras de ionização padrões não são recomendadas para uso em situações com alto gradiente de dose. O volume do detector e a falta de equilíbrio eletrônico dificultam o uso destes detectores para dosimetria de campos pequenos, pois é necessária uma região suficientemente grande de intensidade de feixe uniforme em torno do detector. Segundo Alfonso et al (2008), é relevante um novo formalismo para o cálculo da dose na água em diversas condições de não-referência para câmaras de ionização, nas quais se engloba a dosimetria de campos pequenos.

Nesse novo formalismo, o fator $K_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$, além de considerar o tamanho de campo de referência convencional f_{ref} , leva em conta também o fator f_{msr}, que depende da técnica de tratamento e da máquina utilizada. A Figura 2.14 mostra o

novo formalismo proposto e as grandezas apresentadas neste formalismo estão descritas a seguir:

- Q = qualidade do campo de referência convencional f_{ref};
- Q_{msr} = qualidade do campo de referência de uma máquina específica com um campo f_{msr};
- $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ = dose absorvida na água numa profundidade de referência, num feixe de qualidade Q_{msr} e um campo f_{msr};
- $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ = medição do dosímetro no campo f_{msr} corrigido pelos fatores de influência;
- $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ = fator que corrige a diferença entre as condições do tamanho de campo, geometria, material do *phantom* e a qualidade de um campo convencional f_{ref} para um campo específico da máquina f_{msr};
- $D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ = dose absorvida na água em um ponto de referência em um *phantom* para um campo clínico f_{clin} e uma qualidade Q_{clin};
- $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ = fator que leva em conta a diferença da resposta do detector em um campo f_{clin} e um campo f_{msr} e suas qualidades.

Para se estabelecer uma relação entre as condições (tamanho de campo, geometria, material do *phantom* e qualidade do feixe) dos campos de referência convencionais (protocolos) e o campo de referência para uma máquina específica é necessário o uso de um fator novo, o fator $K_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$. Para a dosimetria relativa, emprega-se o fator $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$, que considera a diferença da resposta do detector em um campo clínico e um campo específico, considerando suas respectivas qualidades.

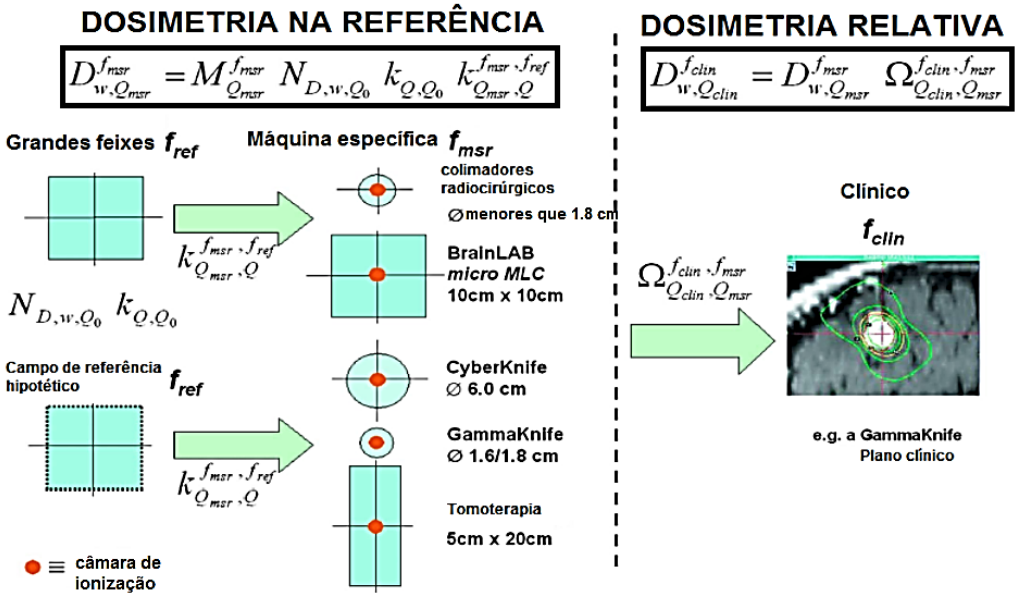


FIGURA 2.14 – Esquema geral para dosimetria de campos pequenos estáticos tendo como referência o campo de uma máquina específica, de acordo com o formalismo proposto por Alfonso et al (2008).

2.6. Métodos Matemáticos

A implementação de técnicas complexas de irradiação requer uma aquisição de dados dosimétricos com acurácia para comissionamento/ou recomissionamento de um TPS. Esses dados dosimétricos precisam ser avaliados para que o cálculo da distribuição de dose não seja comprometido, em especial quando se utiliza campos pequenos de irradiação, como em SRS e SBRT. Por essa razão, diversos autores têm utilizado diferentes ferramentas para essa análise. Alguns métodos matemáticos se destacam como recurso para uma análise correta.

2.6.1. Suavização de dados

A suavização consiste em uma técnica de processamento de sinais, sendo um dos objetivos remover o ruído dos sinais. Os métodos matemáticos de suavização são diferentes, dependendo da natureza do sinal e do ruído contido nele. Cada método oferece um desempenho diferente para melhor mostrar aspectos significativos dos seus resultados. O método denominado média adjacente faz uma ampla suavização e esse método tem uma aplicação relevante para os sinais que apresentam uma distribuição normal do ruído. Como o próprio nome sugere, a média adjacente toma essencialmente a média de um número de pontos de dados, especificado pelo usuário, em torno de cada ponto medido e substitui esse ponto por um novo valor médio.

O método de média adjacente usa um formalismo matemático simples para suavização dos dados. Uma matriz de dados brutos (medidos) [y1, y2,…, yN] pode ser convertida em uma nova matriz de dados suavizados. O ponto suavizado $(yk)_s$ (Equação 2.18) é a média de um número ímpar de (2n + 1) consecutivos (n = 1, 2, 3, ..) pontos dos dados brutos (yk-n, yk-n + 1,…, yk-1, yk, yk + 1,…, yk + n-1, yk+n).

$$(\boldsymbol{y_k})_s = \sum_{i=-n}^{i=n} \boldsymbol{y_{k+i}}/(\boldsymbol{2n+1}) \qquad (2.18)$$

O número ímpar (2n + 1) é geralmente chamado de largura do filtro. Quanto maior a largura do filtro, mais intenso é o efeito de suavização. Esta operação está representada na Figura 2.15. Um ponto de atenção a ser considerado é a deformação dos dados. A suavização deve ser avaliada considerando a correlação com os dados originais, para que uma suavização mal aplicada não infira dados errôneos.

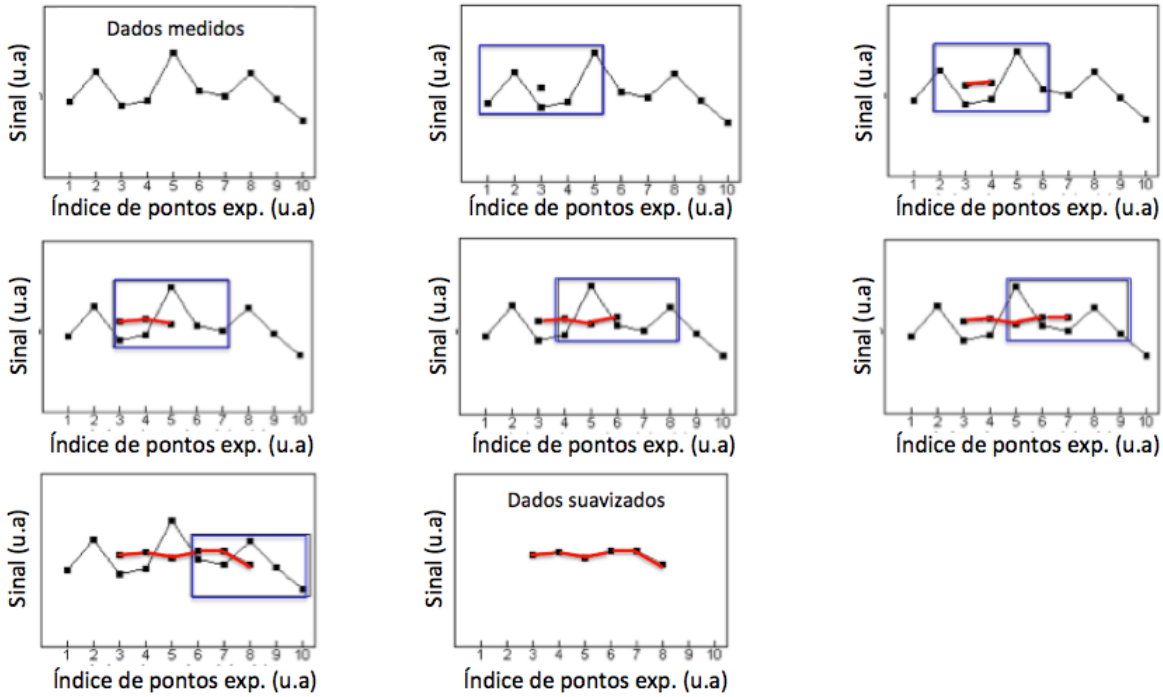


FIGURA 2.15 – Etapas da suavização de dados utilizando a ferramenta matemática média-adjacente (Origin, 2019).

2.6.2. Detector de bordas

Segundo Bueno (2019), um detector de borda consiste em um operador gaussiano de derivada primeira, utilizado para suavizar os ruídos e localizar bordas. A base matemática que caracteriza o uso deste operador é uma função aplicada em uma dimensão. A função gaussiana em uma dimensão (1D) pode ser escrita conforme Equação 2.19.

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} . e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}} \tag{2.19}$$

A Equação 2.20 apresenta a derivada primeira dessa função:

$$G'(x) = \frac{-x}{\sqrt{2\pi}.\sigma^3} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}} \tag{2.20}$$

Em dados dosimétricos, como os perfis de dose, a análise sobre esses perfis precisa ser feita nas direções dos planos sobre o qual o perfil está definido. Então vale afirmar, que o operador detector de bordas será aplicado sobre os perfis nos dois eixos. A Figura 2.16 ilustra a função de Gauss e suas derivadas.

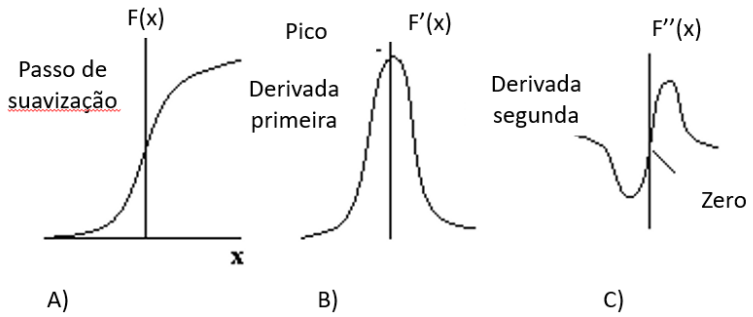


FIGURA 2.16 – Gráficos das funções de Gauss: (A) função de Gauss, (B) derivada primeira da função de Gauss e (C) derivada segunda da função de Gauss.

Considerando as funções bidimensionais, suas coordenadas são representadas em coordenadas polares, conforme Equação 2.21.

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \tag{2.21}$$

Onde r representa a distância radial da origem a um ponto.

Como a função é simétrica, ela pode ser escrita como (Equação 2.22):

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} . e^{\frac{-r^2}{2\sigma^2}} \tag{2.22}$$

Então, é possível combinar os estágios de suavização e detecção como um processo de convolução em uma dimensão. A convolução com a derivada primeira da função identifica-se os picos e, com a derivada segunda identifica-se os cruzamentos.

Portanto, o algoritmo que descreve o operador detector de bordas pode ser resumido em quatro estágios: (a) uniformização da imagem; (b) diferenciação, (c) omissão de pontos de mínimo de intensidade e (d) limizarização da borda (*thershold*) (BUENO, 2019).

2.6.3. Relação de áreas

A função resposta de um detector, em uma aquisição de perfil de dose, pode ser entendida graficamente conforme Figura 2.17 na qual a penumbra é considerada. As posições 1 a 5 (da direita para a esquerda) correspondem a cinco posições diferentes do detector.

Várias funções resposta de um detector já foram estudadas usando métodos matemáticos. Dentre os estudos, o método analítico de uma função parabólica foi muito aplicado, como tratado na Figura 2.17.

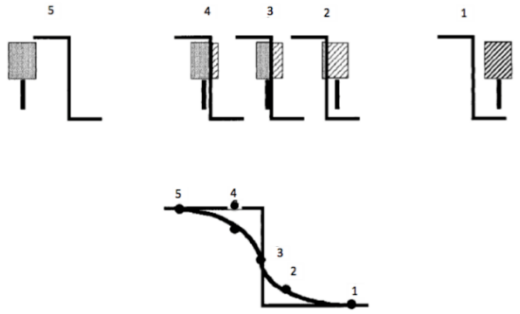


FIGURA 2.17 – Função resposta de um detector em uma aquisição de perfil de um feixe. Interpretação do efeito do volume de um detector da suavização de dados, utilizando a ferramenta matemática média-adjacente (GARCIA-VICENTE, 2000).

A correlação entre o perfil ideal e um perfil medido, considerando a função resposta de um detector, pode ser vista na Figura 2.18. Nessa figura estão apresentados: perfil de dose ideal em vermelho (largura da penumbra igual a zero); perfil de dose medido (linha contínua preta), função resposta de um detector dimensão finita (linha tracejada preta). A função que descreve o perfil ideal, possui valor igual a zero no lado negativo da coordenada x e é normalizada para um no

lado positivo de x. O círculo ilustrado com a linha preta contínua representa um detector circular de raio R, sendo seu eixo perpendicular ao plano de projeção da imagem. O centro desse círculo está uma posição (-x,0) (CHANG et al, 1996).

Ainda na Figura 2.18, pode-se fazer a seguinte interpretação: o centro do detector está a uma distância x do feixe, de modo que parte do detector esteja sob feixe. Considera-se que a resposta do detector não é homogênea. Por essa razão, o detector, para não apresentar essa resposta, deveria ser pequeno o suficiente para que não estivesse inscrito em um região de gradiente de dose sob o feixe. Supondo também que o detector não afeta a condição de espalhamento proveniente do feixe, o sinal medido pelo detector é a razão da parte da área com o sinal para a área total do detector. Em outras palavras, apenas a projeção do disco circular foi consideara na análise do efeito do volume do detector sobre as medições (CHANG et al, 1996).

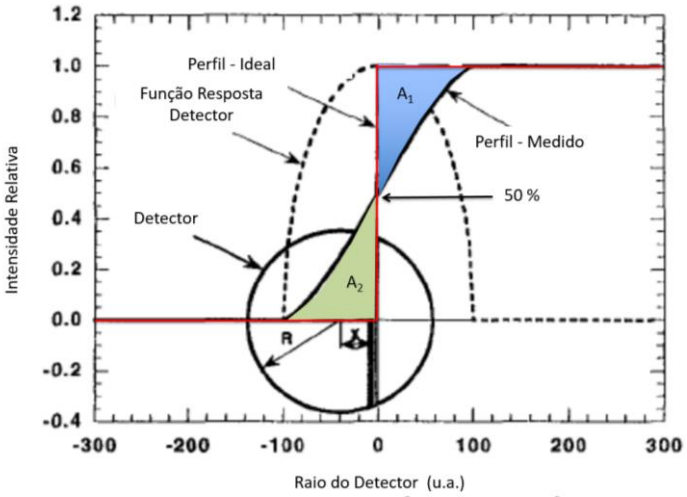


FIGURA 2.18 – Função parabólica em relação à função resposta do detector e correlação entre o perfil ideal e o perfil medido com um detector de raio R, considerando as áreas delimitadas por 50% da dose (CHANG, 1996).

A área sob uma curva consiste na integração de unidades de trapézio. Como os dados originais são discretos, o par de valores adjacentes são utilizados para formar um trapézio que será uma representação aproximada da área abaixo do segmento da curva (Figura 2.19) definida pelos dois pontos. Quanto maior for o número de pontos, maior será a acurácia no cálculo da área.

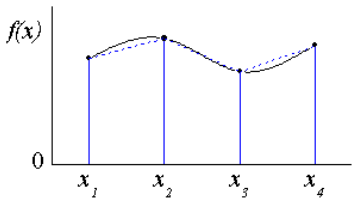


FIGURA 2.19 – Segmento de uma curva subdividido em unidades de trapézio (ORIGIN, 2019).

Como ilustrado acima, a curva é dividida em partes e calcula-se a soma de cada trapézio para estimar a integral por (Equação 2.23):

$$\int_{x1}^{xn} f(x)dx \approx \sum_{i=1}^{n-1}(x_{i+1} - x_i)\frac{1}{2}[f(x_{i+1}) + f(x_i)] \qquad (2.23)$$

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção serão apresentados os materiais utilizados no desenvolvimento deste trabalho, além da metodologia para avaliar os parâmetros físicos e dosimétricos, com base em métodos matemáticos.

3.1. Sistema de Radiação: Acelerador Linear Clínico - Elekta Versa HD®

As medições foram realizadas no Hospital Americas – Centro de Oncologia Integrado, Rio de Janeiro. Nesse centro o acelerador linear clínico é do fabricante Elekta, modelo Versa HD® (Figura 3.1). Esse acelerador produz feixes de fótons de 6 MV, os quais podem ser utilizados de duas formas distintas: com o filtro atenuador primário, denominado *flattening filter* (FF) ou sem a presença desse filtro, quando caracteriza o feixe *flattening filter free* (FFF).

FIGURA 3.1 – Acelerador Linear Elekta Versa HD® do Hospital das Americas, Centro de Oncologia Integrado.

O sistema de colimação do acelerador Elekta Versa HD® é o Agility, constituído de dois bancos de 80 lâminas, cuja espessura de cada lâmina, projetada no plano do isocentro, é de 5 mm. Para irradiação com campos pequenos (IAEA, 2017) é possível utilizar também um sistema de colimação terciário, cuja projeção do campo no plano do isocentro é circular. Como sistema de colimação terciário foi utilizado o *Elekta Stereotactic Collimator System* (Figura 3.2), que possui cones de diferentes diâmetros (Figura 3.3): 5 mm; 7,5 mm; 10 mm;12,5 mm;15 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm e 35,0 mm.

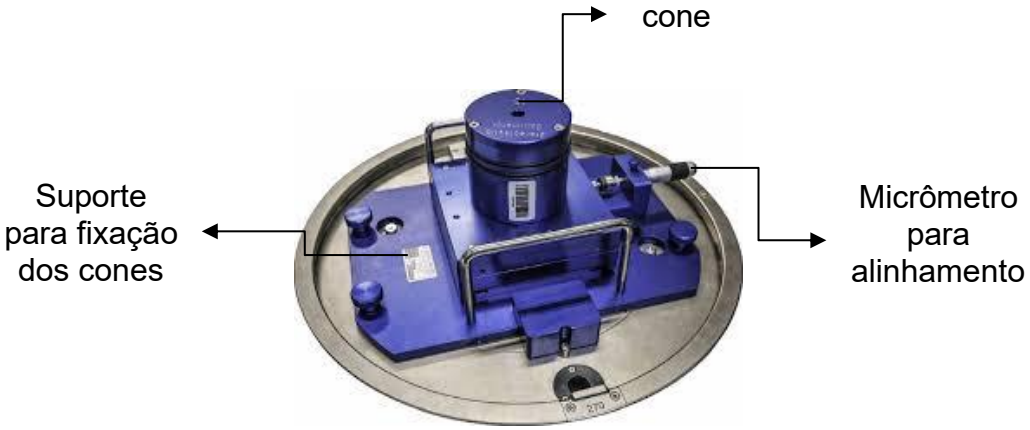


FIGURA 3.2 – Sistema de colimação terciário cônico. Adaptado de (ELEKTA, 2019).

FIGURA 3.3 – Cones do sistema de colimação terciário cônico com diâmetros de 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm; 12,5 mm;15,0 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm e 35,0 mm.

3.2. Sistemas de Medições

Os sistemas de medições utilizados nesse trabalho foram detectores de estado sólido, câmaras de ionização e filmes para aquisição de dados necessários para o cálculo dos parâmetros físicos e dosimétricos dos feixes de radiação; *softwares* para processamento e avaliação desses dados e parâmetros.

3.2.1. Detectores

Para dosimetria de campos pequenos podem ser utilizados diferentes tipos de detectores com características que permitem medições com acurácia. Dentre os modelos disponíveis, foram utilizados os seguintes detectores da marca

Physikalisch-Technische Werkstätten para medições no acelerador Elekta Versa HD® (LINAC) (PTW, 2017):

- Câmara de ionização *Semiflex*®, modelo 31010 (Número de Série 005696);
- Câmara de ionização *PinPoint 3D*®, modelo 31016 (Número de Série 001128);
- Diodo SRS®, modelo 60018 (Número de Série 000221);
- Detector de diamante *MicroDiamond*®*,* modelo 60019 (Número de Série 122148).

A seguir são apresentados os desenhos técnicos (Figuras 3.4; 3.5; 3.6 e 3.7) dos detectores utilizados nas medições e suas principais características (Figura 3.8, Tabelas 3.1 e 3.2) segundo o fabricante.

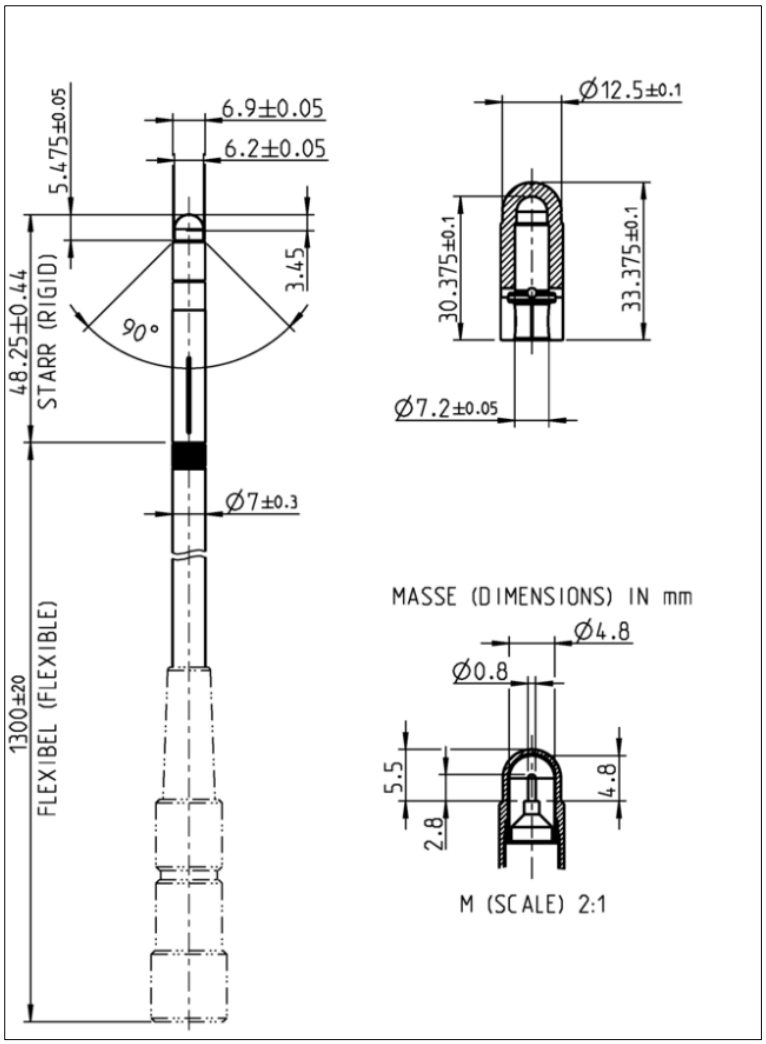


FIGURA 3.4 – Desenho técnico descritivo da Câmara de Ionização Semiflex®, modelo 31010 (PTW, 2017).

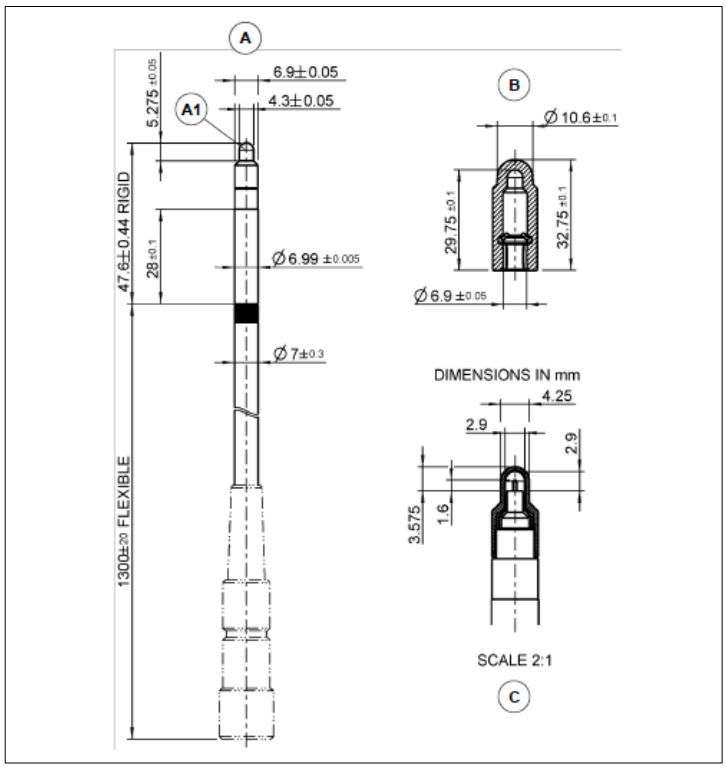


FIGURA 3.5 – Desenho técnico descritivo da Câmara de Ionização PinPoint 3D®, modelo 31016 (PTW, 2017).

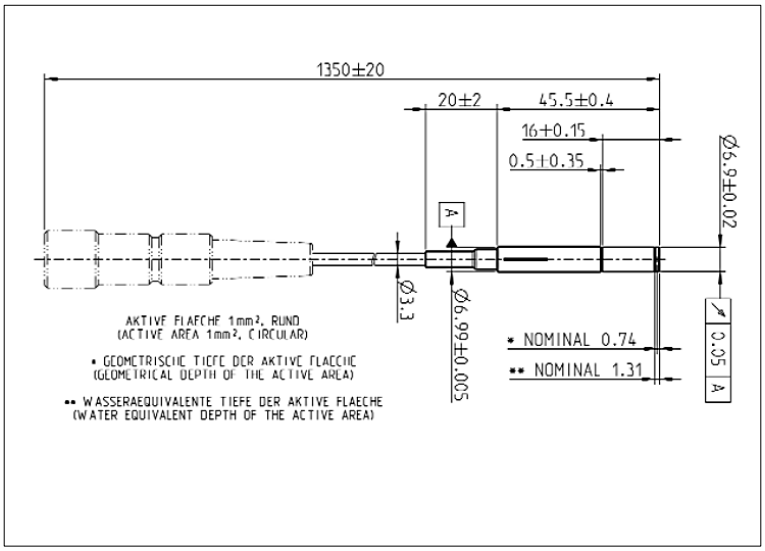


FIGURA 3.6 – Desenho técnico descritivo do detector Diodo SRS®, modelo 60018 (PTW, 2017).

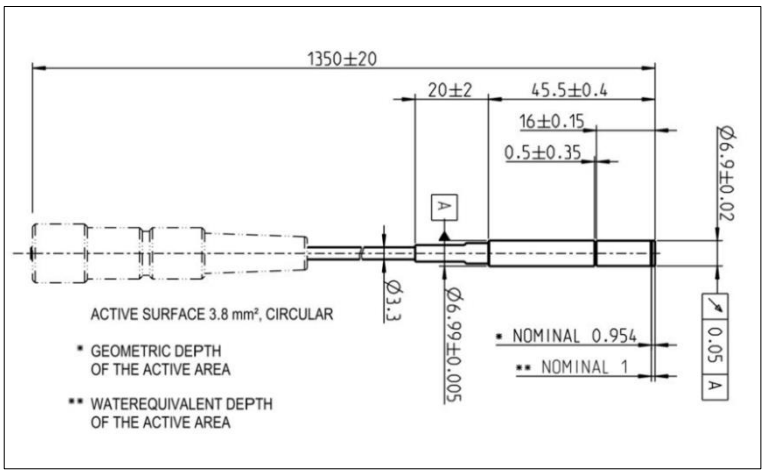


FIGURA 3.7 – Desenho técnico descritivo do detector MicroDiamond®, modelo 60019 (PTW, 2017).

Conforme já descrito na literatura, embora alguns detectores possam ser utilizados para dosimetria de campos pequenos, a acurácia dessas medições requer o uso de fatores de correções, descrito no código de prática TRS – 483 (IAEA, 2017). Para esses casos, uma metodologia específica é utilizada, considerando um campo quadrado equivalente para cada tipo de sistema de irradiação contemplado no documento (IAEA, 2017).

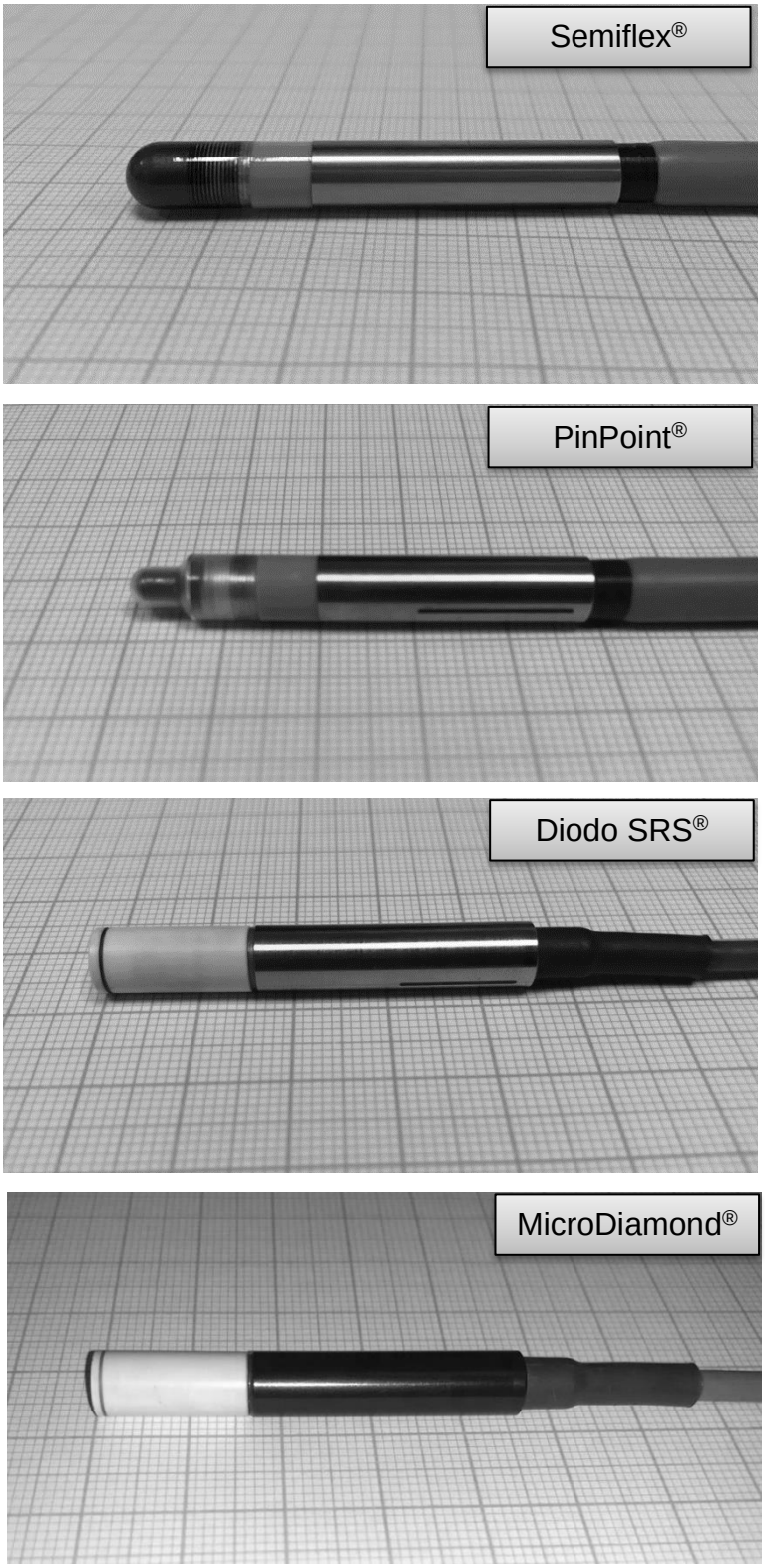


FIGURA 3.8 – Detectores utilizados nas aquisições dos parâmetros físicos e dosimétricos dos feixes de radiação em relação à escala de papel milimetrado.

TABELA 3.1 – Principais características das câmaras de ionização utilizadas neste estudo.

Modelo	Semiflex® - 31010	PinPoint 3D® - 31016
Tipo do Detector	Câmara de Ionização	Câmara de Ionização
Geometria	Cilíndrica	Cilíndrica
Volume Sensível	0,125 cm^3	0,016 cm^3
Resposta Nominal	3,3nC / Gy	0,4 nC / Gy
Tensão nominal	400 V	400 V
Corrente de Fuga	≤ ± 4,0 fA	≤ ± 4,0 fA
Taxa de Dose Máxima	6 Gy / s	19 Gy / s
Composição da Parede	PMMA + Grafite	PMMA + Grafite
Material do Eletrodo Coletor	Alumínio	Alumínio
Tamanho de Campo	[3 x 3 – 40 x 40] cm^2	[2 x 2 – 40 x 40] cm^2

TABELA 3.2 – Principais características dos detectores de estado sólido utilizados neste estudo.

Modelo	Diodo SRS® - 60018	MicroDiamond® - 60019
Tipo do Detector	Estado Sólido	Estado Sólido
Geometria	Disco	Disco
Volume Sensível	0,3 mm^3	0,004 mm^3
Resposta Nominal	175 nC / Gy	1 nC / Gy
Tensão nominal	0 V	0 V
Corrente de Fuga	≤ ± 50,0 fA	≤ ± 50,0 fA
Taxa de Dose Máxima	0,57 Gy / s	Não se aplica
Material Detector	Silício tipo P	Diamante
Tamanho de Campo	[0,5 x 0,5 – 40 x 40] cm^2	[0,4 x 0,4 – 10 x 10] cm^2

Além dos detectores já descritos, foram ultilizados filmes radiocrômicos: Filmes Gafchromics™, modelo EBT3.

O filme EBT3 (Figura 3.9) consiste em uma camada ativa de 28 μm entre duas camadas de poliéster opaco de 125 μm, o que o torna mais robusto. A camada ativa contém o componente ativo, corante marcador, estabilizadores e outros componentes (GAFCHROMIC, 2019). O filme EBT3 não tem dependência com a taxa de dose e é tecido-equivalente, podendo assim ser utilizado em conjunto com um objeto simulador no formato de placas, cuja densidade eletrônica relativa é

equivalente à água. No que tange à resolução espacial desse detector, é ideal para as medições em questão, quando se utiliza um *scanner* apropriado.

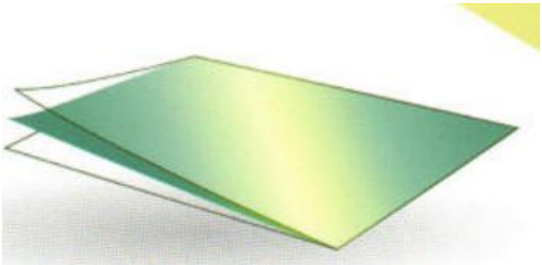


FIGURA 3.9 – Ilustração das camadas do filme radiocrômico EBT3 (GAFCHROMIC, 2019).

3.2.2. Objetos simuladores (*Phantoms*)

Para a obtenção das medições dos parâmetros físicos e dosimétricos, os detectores foram posicionados em um *phantom* MP3-M da marca PTW (Figura 3.10) preenchido com água. Os detectores, quando indexados ao sistema de varredura do *phantom,* podem mover-se em toda a extensão de um campo de 500 mm X 500 mm e 407,5 mm verticalmente, com uma velocidade máxima de 50 mm/s e uma incerteza no posicionamento de ± 0,1 mm.

Para as irradiações com os filmes, eles foram posicionados entre um objeto simulador na forma de placas (30 cm x 30 cm x 1 cm) cujo material é sólido com densidade eletrônica relativa equivalente à água (Figura 3.11).

FIGURA 3.10 – *Phantom* 3D com sistema de varredura automático, modelo MP3-M, (PTW, 2017).

FIGURA 3.11 – Objeto simulador composto de placas de material água-equivalente, modelo RW3. A placa com orifício é usada para medições com detectores específicos as suas dimensões, como por exemplo, câmara de ionização (PTW, 2019).

3.2.3. *Softwares* e sistemas auxiliares

Para a avaliação das medições realizadas com o filme EBT3 é necessário o escaneamento dos filmes. O *scanner* utilizado para este fim foi o EPSON *EXPRESSION 10000 XL* (74 dpi de resolução da imagem digitalizada), apresentado na Figura 3.12. A digitalização dos filmes EBT3 foi realizada 12 horas após a irradiação e as análises foram feitas utilizando o *software* Image J.

FIGURA 3.12 – *Scanner* EPSON Expression 10000 XL.

O ImageJ é um *software* de domínio público, no qual o processamento e a segmentação de imagens digitalizadas são escritos na linguagem JAVA desenvolvida pelo NIH Image, National Institute of Health, Bethesda, EUA (FERREIRA e WAYNE, 2012). Esse *software* permite visualizar, editar, analisar, processar e segmentar imagens de 8 bits, 16 bits e 32 bits, sendo capaz de ler imagens de diferentes formatos, entre eles, o formato TIF (usado neste trabalho).

O ImageJ foi desenvolvido com uma arquitetura aberta que fornece extensibilidade via *plugins* ou *macros* escritos na linguagem JAVA. Portanto, com esta ferramenta é possível resolver um grande número de problemas de

processamento de imagens (FERREIRA e WAYNE, 2012). Uma característica do ImageJ é a possibilidade de desenvolver *plugins* para aplicar novas ferramentas de análise de imagens, bem como ferramentas para obter informações sobre a imagem que está sendo analisada. *Plugins* são classes de uma linguagem de programação com o objetivo de estender a funcionalidade de um *software* (OLIVEIRA et al, 2010). Estes *plugins* podem ser classificados em dois grupos: aqueles que não requerem uma imagem como entrada e os *plugins* cuja entrada são imagens, o último chamado Filter Plugins (BAILER, 2006). Os *plugins* usados nesse trabalho são especificamente associados à análise de imagens, como detecção de bordas baseada em gradiente do sinal.

O sistema MP3 é constituído de dispositivos complementares (Figura 3.13) para que as aquisições das medições sejam realizadas via acesso remoto. A unidade de controle TBA (Therapy Beam Analysis) e um pendente (*hand control*) acoplado permitem um mecanismo de movimentação dos componentes de varredura. Existe também um sistema de elevação eletromecânico de alta precisão para ajustar a altura do tanque de água. Um reservatório sobre rodas armazena o volume completo de água do MP3 (220 l) antes e após o uso; a bomba de água para preenchimento e esvaziamento é acionada via controle.

Para o posicionamento dos detectores foi utilizado o sistema TRUFIX (PTW). Esse sistema permite um posicionamento rápido e eficaz dos detectores por meio de suportes *(holders)* específicos. As medições foram realizadas com o eletrômetro TANDEM (PTW).

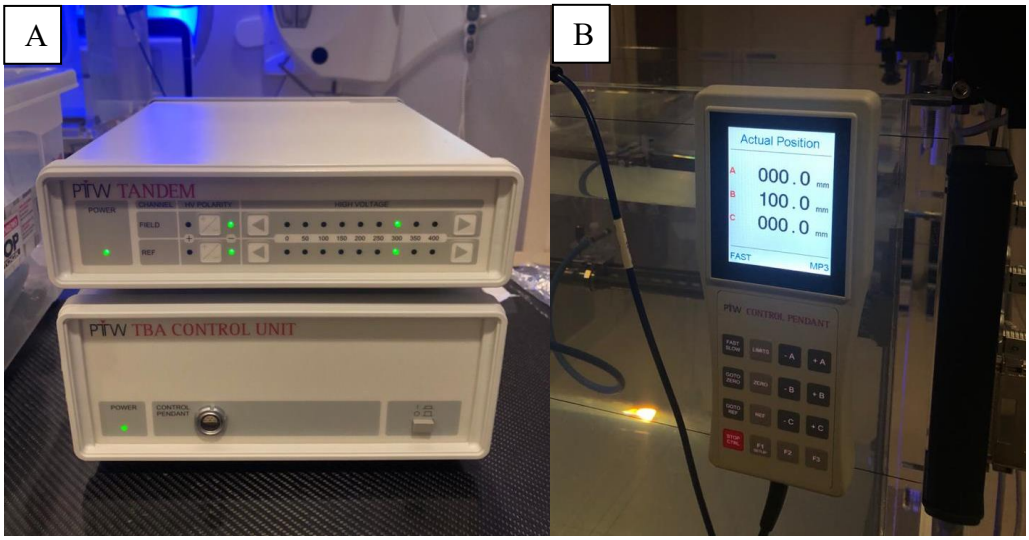


FIGURA 3.13 – Dispositivos complementares do Sistema MP3. (A) Unidade de controle TBA e eletrômetro TANDEM e (B) Controle pendente do sistema de varredura automático MP3.

O Mephysto mc^2 (marca PTW) é um *software* para aquisição e análise de dados dosimétricos obtidos em radioterapia. Quando o *software* é utilizado em conjunção com o sistema de dosimetria MP3-M (PTW), é possível gerenciar o sistema de varredura para aferir o posicionamento e o alinhamento do detector e também para automatizar a aquisição das medições de perfil, PDD e fator *output*. Alguns recursos nesse *software* permitem a integração dele com outros *softwares*, o que facilita o gerenciamento de dados obtidos na etapa de comissionamento e recomissionamento de um acelerador linear clínico. Durante a aquisição das medições, com o *software* Mephysto mc^2 (Figura 3.14), foi possível interpretar simultaneamente, de forma gráfica, as regiões e as profundidades de um campo de radiação, para melhor estabelecer uma parametrização da aquisição de dados.

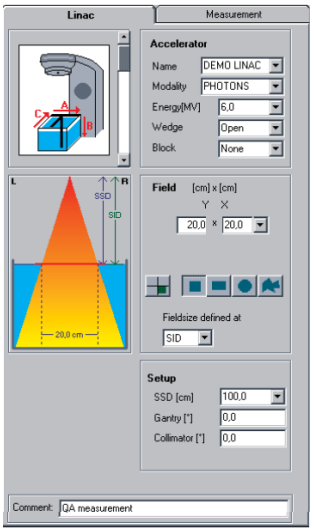


FIGURA 3.14 – Plataforma do *software* Mephysto mc^2 (PTW) para parametrização das medições.

Após a aquisição dos dados pelo *software* Mephysto mc^2, os dados foram exportados e analisados no *software* Origin Pro. O Origin é um *software* para análise de dados e gráficos com muitos recursos disponíveis. O que diferencia o Origin de outros *softwares* é a facilidade com a qual se pode personalizar e automatizar suas tarefas de importação, análise, representação gráfica e impressão de relatórios de dados. Entre suas principais ferramentas estão: regressões lineares e polinomiais, cálculos avançados (diferenciais e integrais), cálculos estatísticos, processamento de imagens e sinais (ORIGIN, 2019).

3.3. Métodos

O trabalho foi subdividido em duas vertentes, caracterizadas por metodologias e em ambas foram utilizados formalismos matemáticos diferentes para a interpretação dos dados adquiridos:

- Metodologia para avaliação do alinhamento do sistema de colimação e determinação da penumbra, utilizando filmes radiocrômicos e;
- Metodologia para avaliação de parâmetros físicos e dosimétricos obtidos com diferentes detectores em um *phantom* 3D preenchido com água.

3.3.1. Metodologia para avaliação do alinhamento do sistema de colimação e determinação da penumbra com filmes radiocrômicos

Uma metodologia para avaliação do alinhamento do sistema de colimação terciário e para a análise quantitativa da componente dosimétrica da penumbra do feixe foi desenvolvida utilizando filmes radiocrômicos. Os dez campos de radiação definidos pelo sistema de colimação, com divergência cônica, foram avaliados sob as duas diretrizes e, para os feixes de 6 MV WFF e 6 MV FFF.

3.3.1.1. Alinhamento do sistema de colimação – Elekta Stereotactic Collimator (ESC)

O feixe de fótons é gerado a partir da incidência dos elétrons de uma seção aceleradora (partículas ganham energia fornecida pela válvula magnetron) em direção ao alvo. O feixe de fótons produzido é inicialmente colimado pelo sistema de colimação primário e em sequência pelo sistema de colimação secundário (Agility MLC e um par de diafragmas na direção Y).

Este feixe possui um eixo central que incide sobre o isocentro do acelerador, que é o ponto de intersecção dos eixos de rotação do *gantry*, sistema de colimação e da mesa do acelerador. Para que esse feixe seja utilizado na rotina clínica, faz-se necessário garantir o seu alinhamento em relação ao eixo de todos os sistemas de colimação.

Quando se faz uso de um sistema de colimação terciário, acoplável ao acelerador linear clínico, é necessário o alinhamento entre o eixo central desse sistema e o eixo central do feixe produzido pelo acelerador. Esse alinhamento é verificado por uma série de testes mecânicos e dosimétricos preconizados no programa de Garantia da Qualidade do serviço de radioterapia. O sistema ESC quando alinhado corretamente, está representado na Figura 3.15.

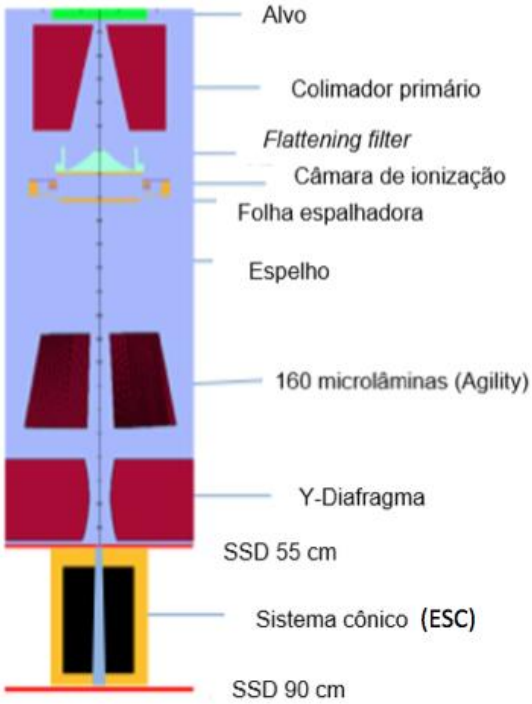


FIGURA 3.15 – Geometria do cabeçote do acelerador linear Elekta Versa HD® com o sistema ESC acoplado, adaptado de (BORZOV et al, 2018).

O alinhamento deste sistema terciário de colimação ESC pode ser realizado de duas formas:

a) Com o sistema de imagens planares *iView GT*:

O *iView GT* é caracterizado por um dispositivo eletrônico de verificação de imagem (*Electronic Portal Imaging Device - EPID*), o qual consiste em uma matriz de silício amorfo como material detector. Por meio dos feixes de megavoltagem são adquiridas as imagens planares de uma esfera metálica (projeção da esfera sobre um plano) posicionada de forma concêntrica com o isocentro do acelerador (Figura 3.16).

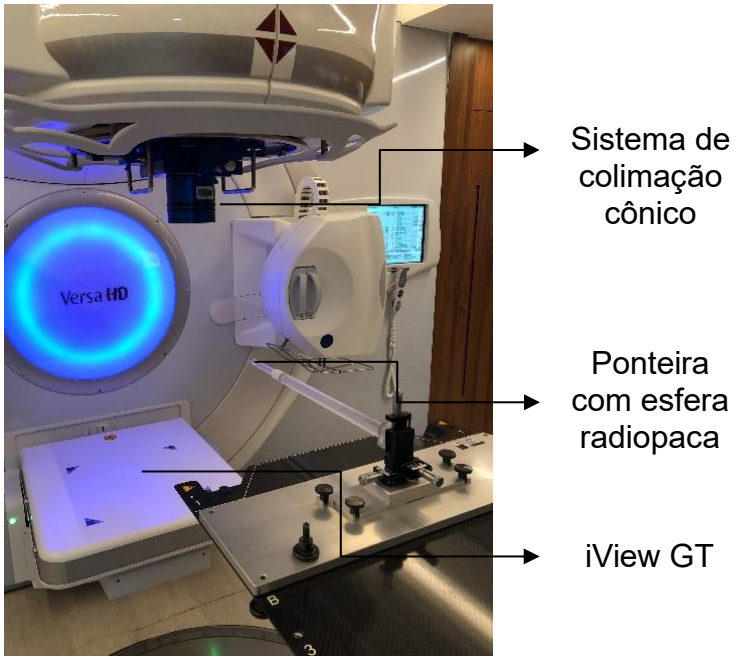


Figura 3.16 – Arranjo experimental para a verificação do alinhamento do sistema de colimação com divergência cônica. A ponteira com uma esfera radiopaca está posicionada no isocentro do Acelerador Linear Elekta Versa HD®.

Após esse arranjo experimental ser finalizado, uma irradiação é feita com o sistema de colimação cônico utilizando diferentes angulações de gantry, mesa e colimador. O alinhamento é verificado pela concentricidade da esfera radiopaca em relação à projeção circular do campo de radiação. Por meio de micrômetros disponíveis no sistema de colimação, é realizado um ajuste submilimétrico nos eixos x e y, *crossplane*[12] e *inplane*[13] respectivamente. Esse procedimento é feito como teste pré-procedimento de radiocirurgia.

b) Verificação do centro do feixe (*Check of beam center*, *software* Mephysto mc^2 PTW):

O *software* Mephysto mc^2 apresenta uma funcionalidade denominada Center*Check* (Figura 3.17). O alinhamento do sistema cônico utilizando essa ferramenta consiste em realizar varreduras de perfis de dose nas direções crossplane e *inplane*. São inseridos no *software* dados como: profundidade, SSD,

[12] Perfil *crossplane*: Caracteriza-se pelo perfil de dose ao longo do eixo látero-lateral do acelerador (esquerda para direita).
[13] Perfil *inplane*: Caracteriza-se pelo perfil de dose ao longo do eixo descrito pelo sentido da aceleração dos elétrons (canhão de elétrons em direção ao alvo).

tamanho de campo e sistema de detecção utilizado; e após a varredura dos perfis, ele fornece uma informação do deslocamento Δ (em mm) necessário para corrigir o alinhamento, tanto na direção *inplane*, quanto na direção *crossplane*. Esse tipo de avaliação de alinhamento não é utilizado na rotina clínica, mas sim em medições mais detalhadas utilizando sistemas de varredura e *phantoms* 3D de água.

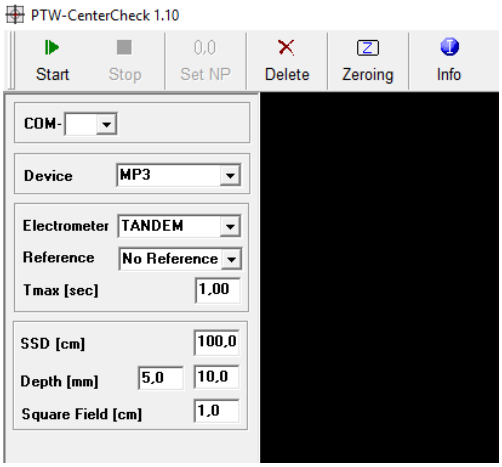


Figura 3.17 – Sistema *CenterCheck* (*software* Mephysto mc^2) para verificação do alinhamento do sistema cônico.

3.3.1.2. Determinação da penumbra

Os filmes podem ser utilizados para realizar uma análise quantitativa de alguns parâmetros dosimétricos de feixes de radiação.

A aquisição dos dados para mensurar a componente dosimétrica da penumbra de um feixe foi realizada com filmes posicionados entre placas de água sólida, conforme Figura 3.18. Um primeiro alinhamento do sistema cônico foi feito utilizando imagens planares do iView. Posteriormente, o filme foi posicionado a 2 cm de profundidade, no plano do isocentro (100 cm), ou seja, sob duas placas de 1cm de espessura.

FIGURA 3.18 – Arranjo experimental para irradiação dos filmes radiocrômicos com feixes com divergência cônica.

Os filmes irradiados foram digitalizados utilizando o *scanner* EPSON, modelo Expression 10000 XL. Com as imagens digitalizadas, foi definido um perfil do sinal de enegrecimento do filme, conforme Figura 3.19. Para a avaliação da componente dosimétrica da penumbra, foi utilizada uma ferramenta de detecção de bordas. Essa ferramenta de detecção de bordas é definida em um algoritmo denominado *Edge detection*. A metodologia de avaliação da penumbra foi desenvolvida neste trabalho e está apresentada na Seção 4.1.

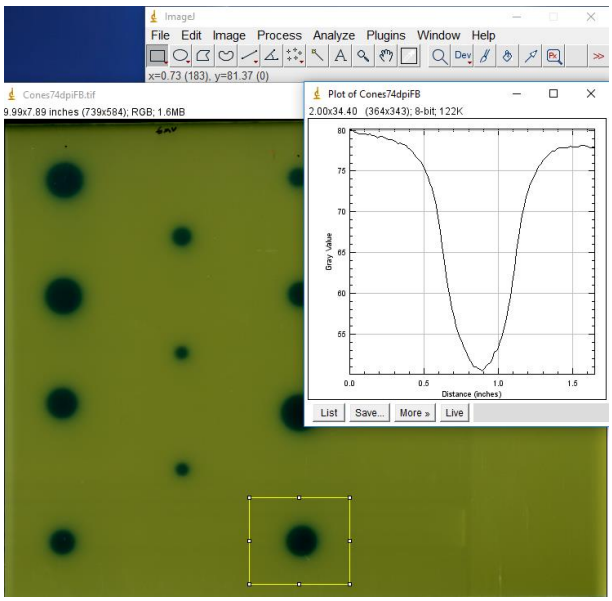


FIGURA 3.19 – Plataforma do *software* ImageJ para processamento e análise das imagens dos filmes. Uma região de interesse do filme escaneado foi selecionada e o gráfico do perfil obtido.

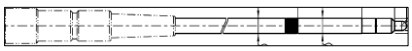
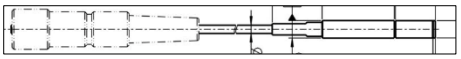
3.3.2. Metodologia para avaliação de parâmetros físicos e dosimétricos obtidos com diferentes detectores em *phantom* 3D

O desenvolvimento de uma metodologia para a avaliação dos dados obtidos com diferentes detectores inseridos em um *phantom* de varredura 3D, foi definido na realização das seguintes etapas: estudo das características físicas e dosimétricas dos detectores a serem empregados na dosimetria de campos pequenos; arranjo experimental para a aquisição dos dados; parametrização e aquisição dos parâmetros físicos e dosimétricos dos feixes cônicos e avaliação dos parâmetros obtidos usando um formalismo matemático.

3.3.2.1. Escolha dos detectores

A escolha dos detectores consistiu no estudo de suas características descritas nos documentos de referência como brochuras, manuais e artigos, e também em um trabalho experimental para comparar suas respectivas respostas. As características relevantes para este estudo encontram-se representadas na Tabela 3.3 e por meio do estudo comparativo utilizando campos quadrados e cônicos, foram obtidos como medições fora do eixo central, perfis de dose para diferentes campos de radiação. Esses perfis foram normalizados para dose no eixo central (CAX) do feixe. Para as medições com os campos de 10 mm foi feita a projeção da secção transversal de cada detector sobre o seu respectivo perfil. Posteriormente, para os campos maiores, representados pelo campo 100 mm x 100 mm, a análise foi feita considerando também a CI Semiflex®. Com o objetivo de avaliar a influência do tamanho do detector em medições sob o eixo central, foram obtidas medições de PDP com os diferentes detectores. A metodologia para a obtenção das medições de perfil e PDP estão descritas na Seção 3.3.2.3.

TABELA 3.3 – Características geométricas dos detectores PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond®. Esquemas técnicos dos detectores com projeção transversal da área do volume sensível no plano de medição, sob o eixo central do campo de radiação e sua respectiva área e volume, em cada caso.

Detector	**Esquema Técnico**	**Projeção**	**Área** (mm^2)	**Volume** (mm^3)
CI PinPoint 3D®			7,94	16
Diodo SRS®			1,00	0,3
MicroDiamond®			3,80	0,004

3.3.2.2. Arranjo experimental para aquisição dos dados em um *phantom* 3D

Além da escolha do detector para cada medição, são indispensáveis o correto alinhamento e o correto posicionamento dos detectores e do *phantom* (Figura 3.20). Conhecendo-se as propriedades e as características de cada detector, inicia-se o processo de alinhamento do ponto efetivo do respectivo volume sensível sob o eixo central do feixe de radiação.

FIGURA 3.20 – Arranjo experimental para medições de parâmetros dosimétricos dos feixes de radiação. Alinhamento do *phantom* e do detector sob o feixe de radiação.

O arranjo experimental para as aquisições com o sistema de dosimetria 3D (modelo MP3-M, PTW) e as etapas estão descritas a seguir:

a) Alinhamento do phantom

O *phantom* 3D MP3-M foi nivelado utilizando um nível de bolha. Em um primeiro momento, o nível foi posicionado sobre as bordas do *phantom* ainda vazio; e depois, com ele completamente cheio de água, foi também verificado seu nivelamento. Posteriormente, foi realizado um ajuste fino do *phantom* considerando suas marcações ortogonais e o reticulado (*crosshair*) do feixe luminoso do acelerador.

b) Verificação do paralelismo e ortogonalidade entre a superfície da água e o sistema de varredura

Após o alinhamento do *phantom*, um detector foi posicionado em seu respectivo suporte de varredura. Para verificar se o deslocamento do sistema de varredura (ponto efetivo do detector e aparato do *phantom*) estava paralelo à superfície do *phantom* (superfície de água), foram realizados movimentos translacionais nas direções *inplane* e *crossplane*. Para conferir a ortogonalidade, o detector foi posicionado até a profundidade de 30 cm (profundidade de início das medições do PDP).

c) Posicionamento e alinhamento do detector sob o eixo central do feixe

O primeiro alinhamento do detector foi realizado respeitando a orientação geométrica do acelerador linear, ou seja, o detector foi centralizado considerando o reticulado (*crosshair*) do acelerador.

- *Câmara de Ionização* (Semiflex® e PinPoint 3D®): ponto efetivo do volume sensível sob o eixo central do feixe (eixo central do detector ortogonal ao eixo central do feixe);
- *Detector de Diodo SRS®*: Ponto efetivo sob o eixo central do feixe (eixo central do diodo paralelo ao eixo central do feixe);
- *Detector de Diamante (MicroDiamond®)*: Ponto efetivo sob o eixo central do feixe (eixo central do diodo paralelo ao eixo central do feixe).

Após o posicionamento do detector, iniciou-se a avaliação dosimétrica do seu alinhamento considerando o eixo central do feixe de radiação. Essa etapa consistiu na varredura dos perfis de dose relativa do feixe (Figura 3.21) nas direções *inplane* e *crossplane* de um campo quadrado 10 cm x 10 cm a uma profundidade de 7 cm em SAD e também a uma profundidade de 15 cm. Com os perfis obtidos, utilizando o *software* Mephysto mc^2, foram avaliados os deslocamentos (Δs em relação ao eixo central) nas direções *inplane* e *crossplane*. Obtendo os valores de Δs, o detector foi reposicionado. Após esse alinhamento, os perfis foram obtidos novamente para garantir o correto alinhamento.

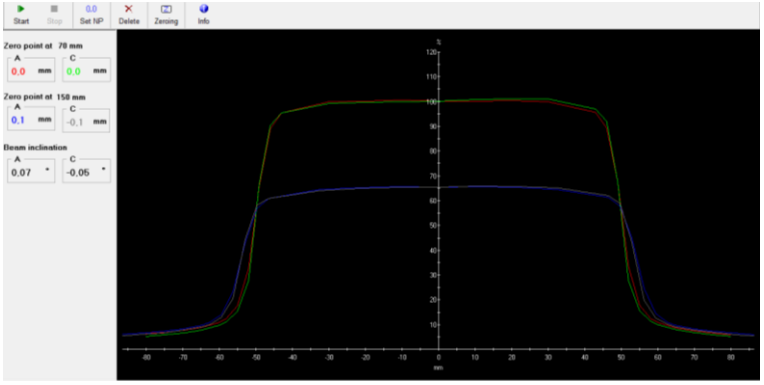


FIGURA 3.21 – Verificação do alinhamento do detector sob o eixo central do feixe de radiação utilizando o Sistema *CenterCheck* (*software* Mephysto mc^2 PTW).

Com o objetivo de subtrair das medições o ruído, foi utilizado um detector posicionado na borda do campo entre o sistema de colimação terciário e o objeto simulador (Figura 3.22).

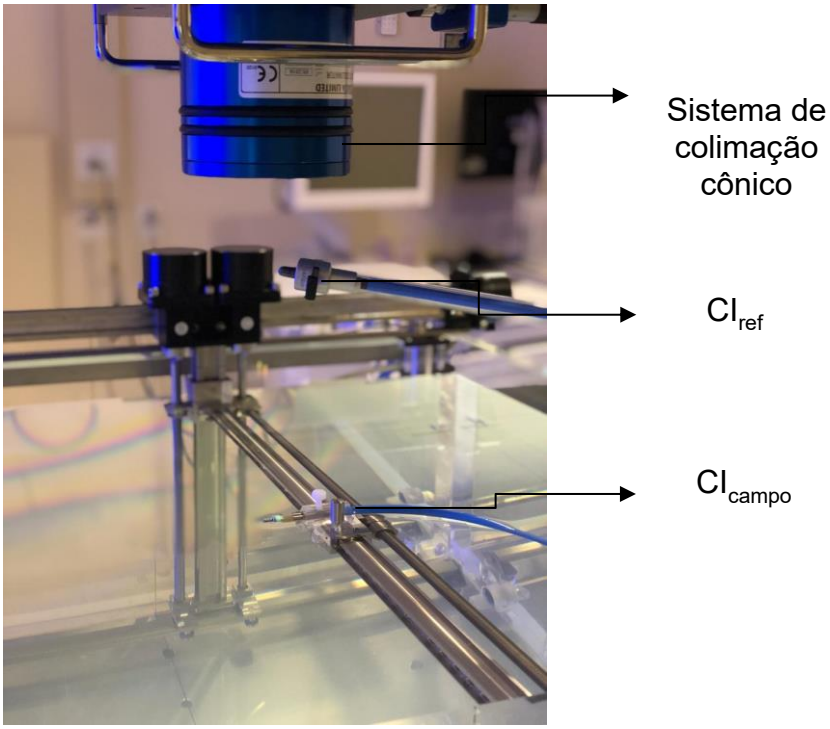


FIGURA 3.22 – Arranjo experimental para medições de feixes com divergência cônica. O eixo central da câmara de ionização para medição em um determinado campo (CI_{campo}) encontra-se posicionado ortogonalmente ao eixo central do feixe, estando o ponto efetivo do volume sensível sob o eixo central do feixe. A câmara de ionização de referência (CI_{ref}) é posicionada entre o *phantom* e o sistema de colimação cônico, na borda da projeção luminosa do campo.

d) Parâmetros para aquisição dos dados: Velocidade e direção do scanner para as medições

Esses dois parâmetros foram definidos no *software* de controle do sistema de dosimetria (*Phantom* 3D MP3-M), de acordo com cada medição.

e) Tamanho do campo:

O tamanho do campo de radiação foi definido com o sistema de colimação terciário ESC.

3.3.2.3. Parametrização e aquisição dos parâmetros físicos e dosimétricos

Uma vez definido o arranjo experimental, foram estabelecidas as medições a serem feitas, as condições de referência para cada medição, bem como o número de medições para cada um dos detectores. Esses valores foram estabelecidos tendo como premissa as recomendações do fabricante para o comissionamento com um sistema de colimação ESC e também os dados dosimétricos relevantes para serem utilizados em um *Treatment Planning System* - TPS. As medições a serem avaliadas foram: percentual de dose na profundidade (PDP); perfil de dose e fator *output*. Esses três parâmetros foram obtidos conforme os protocolos de aquisição descritos a seguir:

Perfil de dose : parâmetro adquirido nas direções *inplane* e *crossplane (medições fora do eixo central do feixe de radiação)*, com varredura no modo passo a passo (*step by step)* e pontos de coleta de carga dentro do campo de radiação a cada 0,1 mm e fora do campo 0,5 mm; e para campos quadrados (10 cm x 10 cm) os pontos de medição foram com espaçamento maior (Figuras 3.23 e 3.24). Os detectores utilizados para obtenção do perfil de dose foram: a câmara de ionização PinPoint 3D®, o Diodo SRS® e o detector MicroDiamond®.

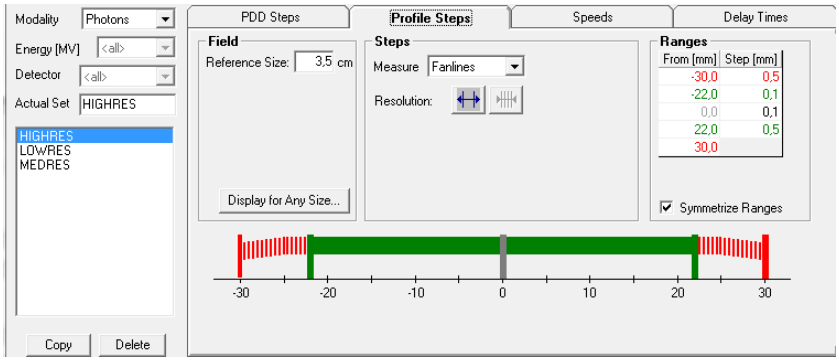


FIGURA 3.23 – Parametrização da varredura para medição do perfil do feixe de campos cônicos.

FIGURA 3.24 – Parametrização da varredura para medição do perfil do feixe de campos quadrados (10 cm x 10 cm).

Os perfis foram obtidos à profundidade de 7 cm em SAD, ou seja, com SSD de 93 cm. O arranjo experimental para a obtenção dos perfis apresenta-se ilustrado na Figura 3.25.

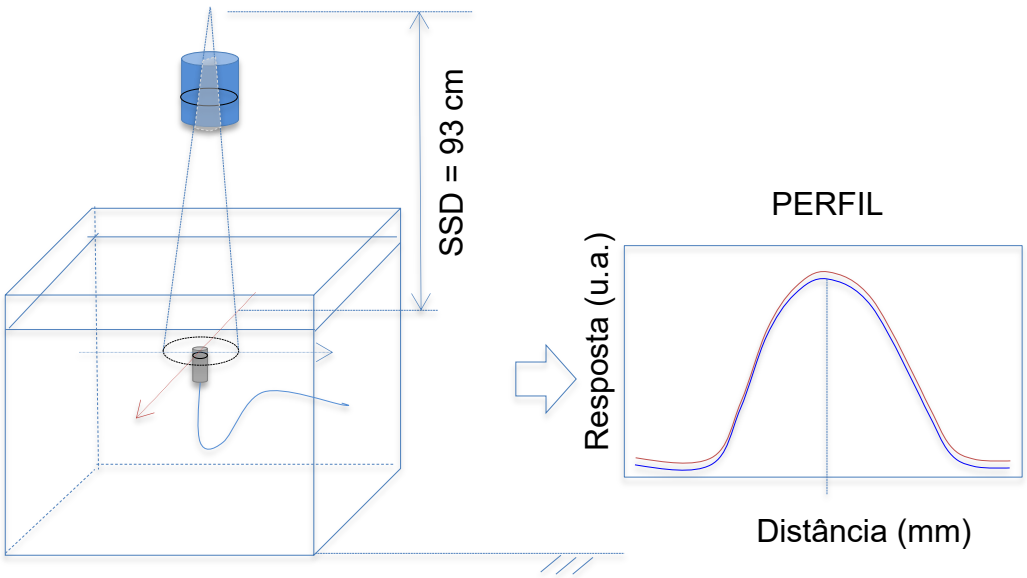


FIGURA 3.25 – Arranjo experimental utilizando o Diodo SRS® e a MicroDiamond® para a obtenção dos perfis de dose dos campos circulares. Em vermelho está ilustrado o perfil *inplane* e em azul o perfil *crossplane* respeitando o sentido de varredura.

Percentual de dose na profundidade (PDP): parâmetro adquirido sob *o eixo central do feixe de radiação*, com varredura no modo *step by step* (Figura 3.26) e pontos de coleta de carga de 30 cm de profundidade até a superfície, conforme Figura 3.27. Os detectores utilizados para obtenção do percentual de dose na profundidade foram: a câmara de ionização PinPoint 3D®, o Diodo SRS® e o detector MicroDiamond®.

FIGURA 3.26 - Imagem do *software* Mephysto mc^2 PTW com as informações da parametrização do sistema de varredura para medição do PDP.

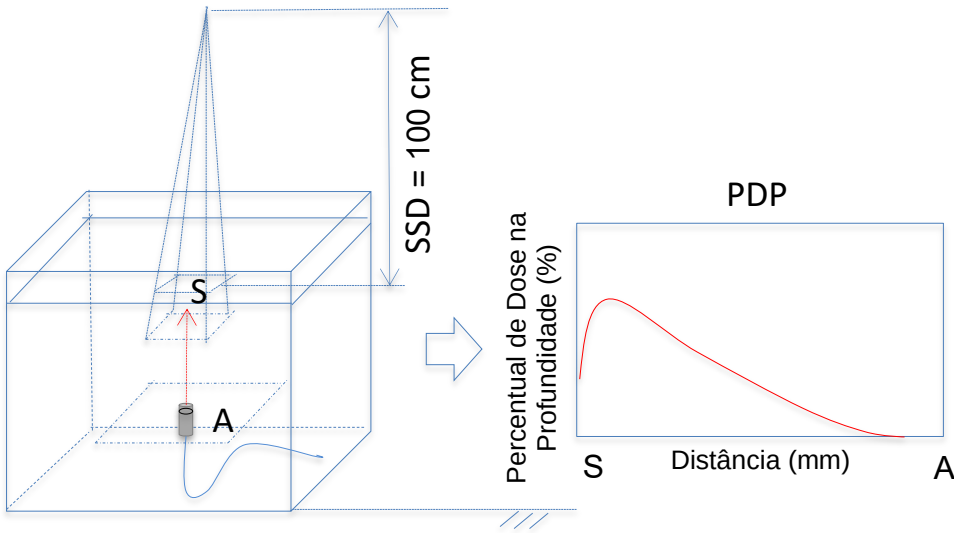


FIGURA 3.27 – Arranjo experimental para a obtenção da curva de percentual de dose na profundidade. O posicionamento do detector paralelo ao feixe de radiação foi utilizado para os detectores de estado sólido (diodo e MicroDiamond®). À direita observa-se a curva de PDP obtida.

Fator output *: medições obtidas* sob o eixo central do feixe de radiação, com três medições (100 UM) para cada tamanho de campo definido com o sistema de colimação ECS no *phantom* de água. Os detectores utilizados para determinação do fator *output* foram: a câmara de ionização PinPoint 3D®, o Diodo SRS® e o detector MicroDiamond®. As condições de referência (Figuras 3.28 e 3.29) utilizadas foram: SSD de 90 cm e profundidade de 10 cm; e também foram realizadas medições com SSD de 100 cm e profundidade de 1,5 cm, conforme solicitado para o TPS.

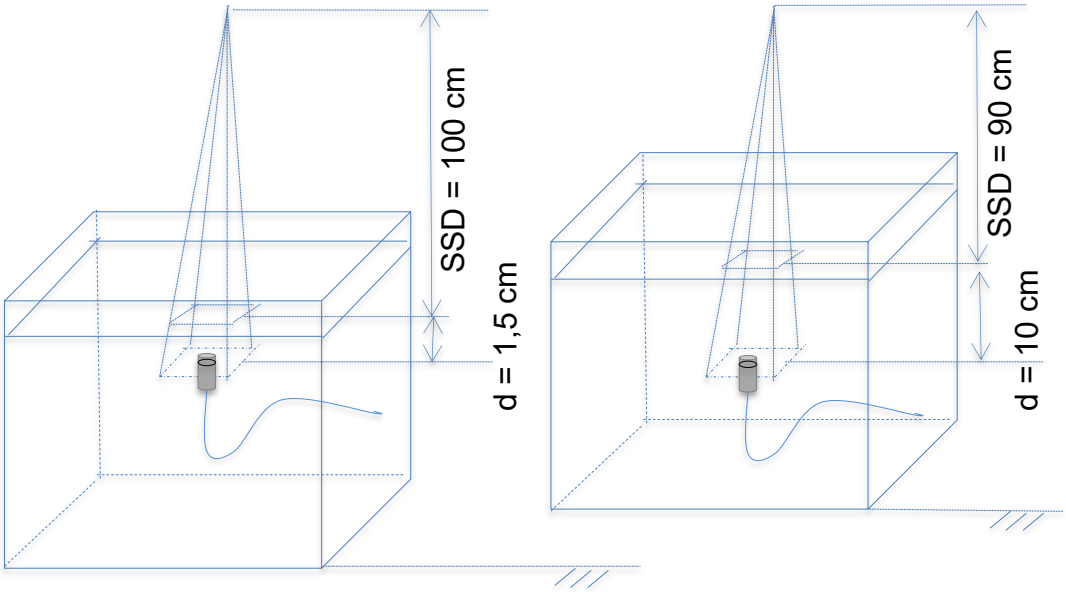


FIGURA 3.28 – Arranjos experimentais para a obtenção do *fator output*. O posicionamento do detector paralelo ao feixe de radiação foi utilizado para os detectores de estado sólido (Diodo SRS® e MicroDiamond®).

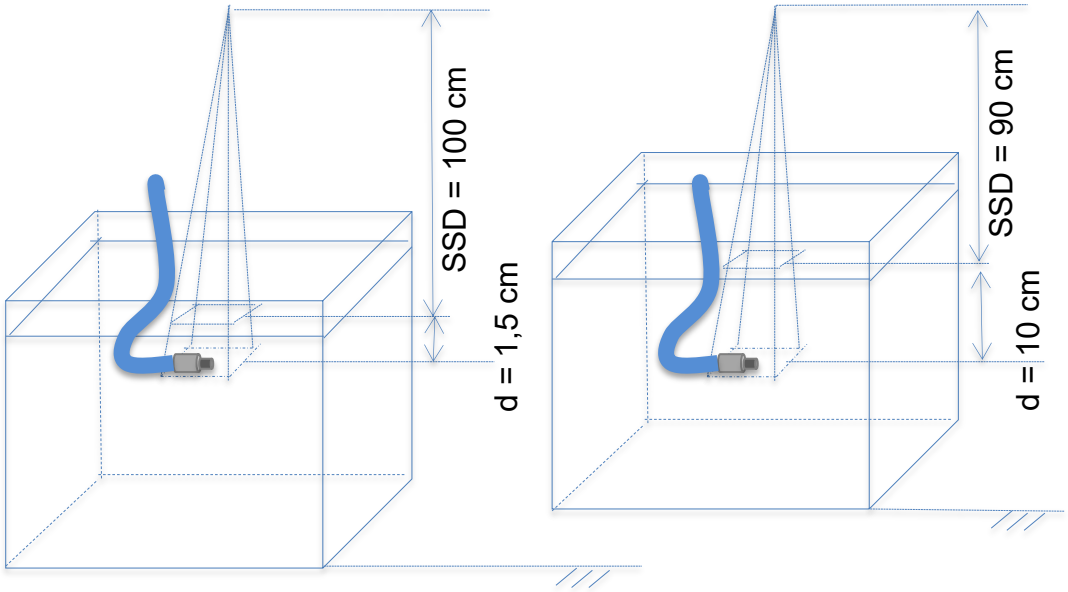


FIGURA 3.29 – Arranjos experimentais para a obtenção do *fator output*. O posicionamento das câmaras de ionização (Semiflex® e PinPoint 3D®) é ortogonal ao feixe de radiação.

Os fatores *output* foram calculados considerando como campo de referência o cone de maior diâmetro (35 mm), conforme sugerido pelo documento TRS-483 (IAEA, 2017), ou seja, a utilização de um campo com dimensões mais próximas de um campo 10 cm x 10 cm. Os fatores *output* também foram normalizados para um campo convencional clínico e as medições foram feitas com a câmara de ionização de volume intermediário Semiflex® (PTW). Esse tipo de câmara é recomendado para o comissionamento de aceleradores lineares clínicos, no que se refere aos campos convencionais.

3.3.2.4. Avaliação utilizando um formalismo matemático

Para interpretar e avaliar, de forma quantitativa, os resultados obtidos e correlacioná-los com as características dos detectores, foram utilizados formalismos matemáticos. As funções resposta de um detector podem ser estudadas usando métodos analíticos, incluindo funções descontínuas, funções parabólicas e funções gaussianas. Neste estudo, a análise do percentual de dose na profundidade (PDP) e dos perfis de dose foi feita em três etapas: suavização dos dados, análise de áreas e correlação. Na primeira etapa, foi aplicado o método matemático de cálculo da média adjacente para suavização dos dados. Para correlacionar os dados obtidos com os diferentes detectores, foi feita uma comparação entre as áreas sob a curva dos perfis de dose (utilizando-se ferramentas de integração de áreas). Para essa avaliação, os dados foram coletados e analisados no *software* Origin.

3.4. Análise das incertezas

A avaliação e a expressão das incertezas das medições foram feitas de acordo com as recomendações do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (ISO, 2003), que define as incertezas em Tipo A e Tipo B, para um nível de confiança de 95% (k=2).

As incertezas do tipo A são aquelas relacionadas à análise estatística de uma série de observações (ISO, 2003). Neste trabalho foram utilizadas a média aritmética de 3 medições sob as mesmas condições.

As incertezas do Tipo B são aquelas não associadas à análise estatística (ISO, 2003). Dentre as incertezas do Tipo B estão as incertezas atribuídas a equipamentos de medições, dados fornecidos em certificados de calibração e outros certificados.

4. RESULTADOS

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos no desenvolvimento deste trabalho. As discussões estão propostas juntamente aos resultados. Neste estudo, foi avaliada a resposta entre diferentes detectores em dosimetria de pequenos campos com um acelerador linear clínico Elekta Versa HD®, cujo sistema de colimação utilizado foi o sistema com divergência cônica.

4.1. Penumbra do sistema de colimação terciário: *Elekta Stereotactic Collimator (ESC)*

A determinação da penumbra foi realizada com a irradiação de filmes radiocrômicos. Primeiramente foi obtido uma curva de calibração irradiando os filmes em campos quadrados definidos pelo sistema de colimação MLC do Acelerador Versa HD®.

Os filmes foram irradiados com 250 unidades monitoras (UM) até 600 UM. As curvas de calibração entre densidade ótica e a dose absorvida estão apresentadas nas Figuras 4.1 (feixe 6 MV WFF) e 4.2 (feixe 6 MV FFF).

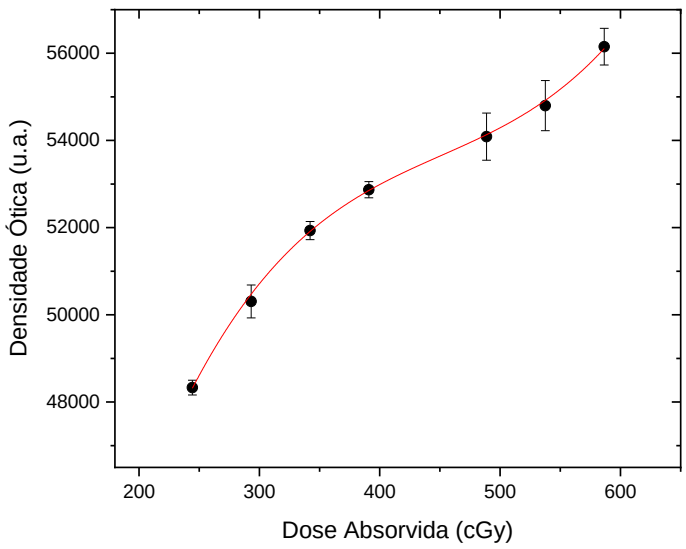


Figura 4.1 – Curva de calibração para os filmes radiocrômicos irradiados com feixe de 6 MV WFF, com doses absorvidas entre 250 cGy e 600 cGy. Ajuste polinomial de grau 3 com R^2 de 0,99951.

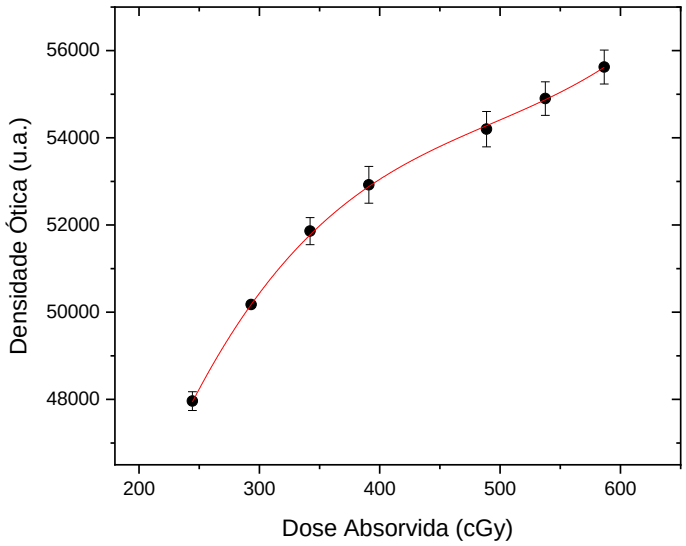


Figura 4.2 – Curva de calibração para os filmes radiocrômicos irradiados com feixe de 6 MV FFF, com doses absorvidas de 250 cGy a 600 cGy. Ajuste polinomial de grau 3 com R-quadrado de 0,99954.

Cada filme foi posicionado em orientação perpendicular ao eixo central do feixe e foram irradiados com 500 unidades monitoras (UM). De acordo com o código de práticas TRS 398 (IAEA, 2006), sob as condições de referência

(SSD = 100 cm, campo = 10 cm x 10 cm e profundidade = 10 cm), para um acelerador linear clínico (feixes de fótons) com calibração do feixe em SSD, uma exposição de 1 UM equivale a 1cGy na profundidade máxima da dose ($d_{máx}$). Considerando as condições de não referência para este estudo (SSD = 98 cm, campo = 5 cm x 5 cm e profundidade de 2 cm), e aplicando os fatores de correção, 500 UM corresponde a 501,8 cGy a 2 cm de profundidade. Para os campos circulares (5 mm a 35 mm), seus respectivos fatores *output* foram aplicados.

A etapa que antecedeu a avaliação da penumbra por meio de filmes radiocrômicos foi o alinhamento do sistema de colimação terciário. Para esse fim, uma ponteira com uma esfera radiopaca foi posicionada com o auxílio de imagens (CBCT e imagens planares de megavoltagem) no isocentro radioativo do acelerador linear Elekta Versa HD®. Após o posicionamento dessa ponteira o sistema de colimação terciário foi acoplado ao acelerador linear. Um primeiro ajuste desse sistema foi realizado com o auxílio do campo luminoso. Posteriormente uma sequência de imagens foi obtida para se avaliar a concentricidade entre a esfera radiopaca e o campo projetado (Figura 4.3). A cada imagem executada, foi realizada uma avaliação dessa concentricidade, e quando necessário um segundo ajuste foi feito no sistema de colimação, utilizando seus micrômetros.

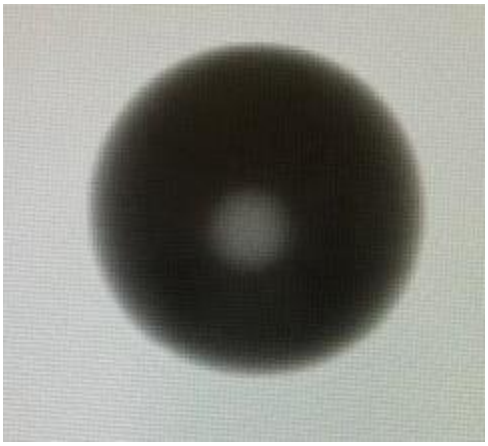


Figura 4.3 – Projeção de um campo circular colimado pelo cone de 20 mm de diâmetro e esfera radiopaca em seu interior.

O processo de avaliação das imagens planares obtidas pode ser realizado por meio de diversos softwares disponíveis no mercado. Para um procedimento de SRS, o alinhamento é feito de maneira a minimizar o erro e

encontrar a melhor posição considerando os três eixos de rotação descrito pelo movimento do *Gantry*, colimador e mesa de acordo com a geometria utilizada em um planejamento radioterápico. Este tipo de avaliação é mandatório para a realização de uma SRS com acurácia e segurança.

Considerando alinhado o sistema de colimação para o feixe de fótons de 6 MV WFF e 6 MV FFF, iniciou-se a avaliação da penumbra desse sistema. Na Figura 4.4, pode-se observar um filme radiocrômico irradiado com todos os diâmetros dos cones, para os feixes de 6 MV FFF. Esse processo foi realizado para todos os 10 cones. Para a avaliação da reprodutibilidade foram realizadas três irradiações para os feixes de 6 MV WFF e 6 MV FFF.

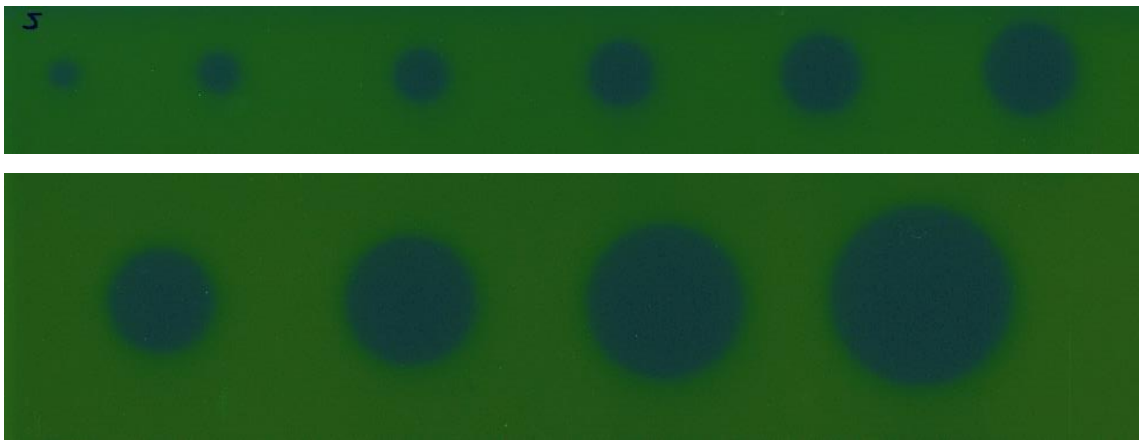


FIGURA 4.4 - Filme radiocrômico EBT3 irradiado com feixe de 6 MV FFF e com tamanhos de campos definidos pelo sistema de colimação cônico (10 diâmetros diferentes).

Cada projeção do campo no filme foi considerada como sendo a imagem original, e o sinal do perfil foi dado pela função $f(x)$ *crossplane* e $f(y)$ *inplane* ao longo da linha passando pelo centro da imagem. A largura da penumbra foi definida por meio da derivada primeira das funções $f(x)$ e $f(y)$, $f'(x) = \frac{df(x)}{dx}$ e $f'(y) = \frac{df(y)}{dy}$. As direções definidas para determinar o perfil do sinal na região central do feixe foram:

Crossplane: da esquerda (x_1) para a direita (x_2) e,

Inplane: do *gun* (fonte de elétrons que são acelerados em um LINAC) (y_1) para o alvo (y_2) conforme imagens na Figura 4.5.

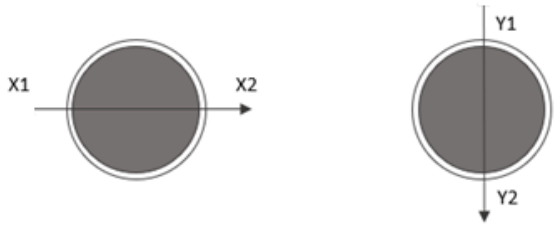


FIGURA 4.5 – Orientações para obtenção dos perfis, na região central do feixe, dos campos circulares.

As imagens foram analisadas com o *software* ImageJ utilizando um *plugin* que aplica a derivada primeira definida para as funções contínuas $f(x)$ na direção X (Figura 4.6) e $f(y)$ na direção Y.

A largura da penumbra foi obtida com a medição dos segmentos X_1 $(\overline{x_1 x_2})$ e X_2 $(\overline{x'_1 x'_2})$. Analogamente foi feito para a direção Y, caracterizando os segmentos Y_1 $(\overline{y_1 y_2})$ e Y_2 $(\overline{y'_1 y'_2})$.

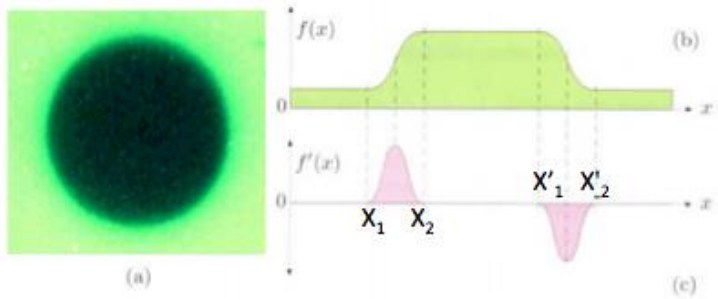


FIGURA 4.6 –Análise da penumbra utilizando a ferramenta de detecção de bordas. (a) Imagem original; (b) Perfil $f(x)$ na direção *crossplane*; (c) Derivada primeira de $f(x)$ (BURGER e BURGE, 2010).

Existem diferentes metodologias para mensurar a penumbra (LAUB e WONG, 2003) e neste trabalho a análise foi feita utilizando o *software* ImageJ aplicando um detector de borda para definir a região de penumbra. Nesta etapa do trabalho o filme EBT3 foi usado para medir o perfil dos feixes para os colimadores

cônicos. O parâmetro largura da penumbra foi calculado para cada tamanho de campo, para os perfis nas direções X (*crossplane*) e Y (*inplane*). Aplicando a derivada primeira sobre o perfil de dose de um campo (usando o *Plugin* de detecção de borda sobre a imagem de cada campo), obteve-se a projeção da penumbra correspondente.

A imagem original (Figura 4.7 (a)) foi digitalizada pelo *software* ImageJ e foi aplicada uma ferramenta de suavização na imagem. Um *plugin* de detector de borda foi usado para gerar a derivada primeira nas direções *inplane* e *crossplane* e para definir uma região entre os sinais mínimo e máximo (escala de nível de cinza), Figura 4.7 (b). Após esta etapa, uma ferramenta foi utilizada para definir uma linha reta para traçar os perfis *crossplane* e *inplane*, Figuras 4.7 (c) e (d), respectivamente. As etapas realizadas no *software* ImageJ estão descritas na Figura 4.8.

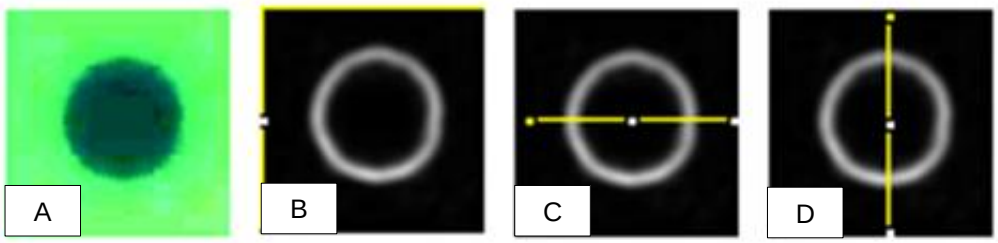


FIGURA 4.7 – Projeção dos filmes irradiados com colimador cônico de 10 mm de diâmetro no *software* ImageJ: (a) Imagem do filme digitalizado; (b) Imagem pós-processamento usando o *Puglin Edge Detection*. As linhas amarelas representam a reta para definir o perfil nas direções (c) *crossplane* e (d) *inplane*.

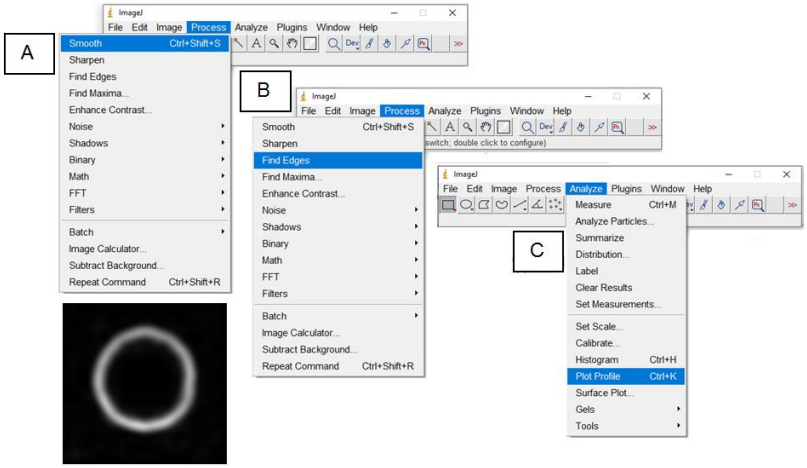


FIGURA 4.8 – Etapas para avaliação da penumbra de um campo de irradiação circular projetado em um filme EBT3. (A) Na ferramenta *Process* do Image J foi realizada a suavização da imagem utilizando o *Smooth*; (B) ainda em *Process* foi aplicado um plugin de detecção de bordas (*Find Edges*); e (C) por fim na aba de análises (*Analyze*) foi obtido um gráfico do perfil do feixe (*Plot Profile*).

Para mensurar a largura da penumbra em milímetros, foi feita uma calibração para definir o fator que converte a distância em *pixels* para milímetros. A medição da largura da penumbra foi feita usando os gráficos dos perfis de sinal obtidos para cada tamanho de campo irradiado (Figura 4.9). Os dois picos correspondem à derivada primeira da distância (mm), na região de borda do campo de radiação. Como a componente dosimétrica da penumbra é definida na região entre 20% e 80%, considerou-se essa região.

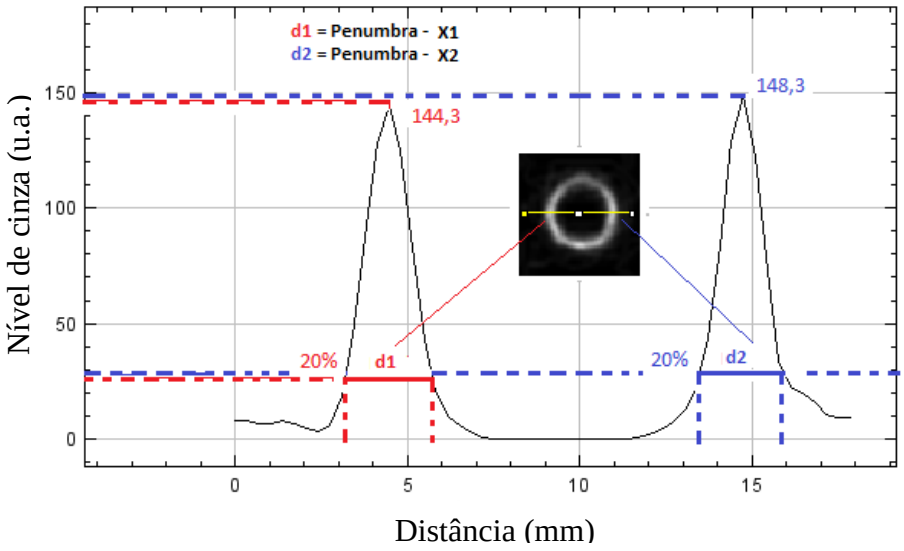


FIGURA 4.9 – Análise quantitativa da penumbra obtida com aplicação do *Plugin Edge Detection*.

A medição foi realizada da mesma maneira para os perfis *crossplane* e *inplane*. Os valores da largura da penumbra para todos os cones nas direções X e Y, utilizando feixes de 6 MV WFF e 6 MV FFF, estão apresentados na Tabela 4.1.

Observou-se que a penumbra mensurada nas direções X e Y para os cones são menores que as penumbras dos campos quadrados equivalentes do acelerador linear (AL SHUKAILI et al, 2017). Essas diferenças ocorrem, pois os cones ficam mais próximos da superfície do *phantom.* A geometria e o espalhamento em cones são diferentes se comparadas aos sistemas de colimação secundários (BORZOV et al, 2018).

TABELA 4.1 – Largura da penumbra obtida usando o *Plugin Edge Detection* (ImageJ) de filmes expostos a feixes com o uso de colimadores estereotáticos no LINAC Elekta Versa HD®. As incertezas associadas foram menores que 2%.

Diâmetro do colimador (mm)	**Largura da Penumbra (mm)**							
	6 MV FF				6 MV FFF			
	X_1	X_2	Y_1	Y_2	X_1	X_2	Y_1	Y_2
35	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	2,0	2,0	2,0
30	1,8	2,0	2,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,3
25	1,8	1,8	2,0	2,0	1,8	2,0	2,0	2,0
20	2,0	1,8	2,0	2,0	1,7	2,0	1,8	1,8
17,5	2,0	2,0	2,3	2,4	1,8	2,0	2,0	2,0
15	1,5	1,5	2,2	2,0	1,7	1,8	1,8	2,0
12,5	2,0	2,3	2,3	2,3	1,7	1,8	2,3	2,3
10	2,0	2,0	2,0	2,3	1,7	1,8	2,3	2,0
7,5	1,8	1,8	1,7	1,6	2,0	2,3	2,0	2,0
5	1,6	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	2,0	1,8

A média aritmética dos valores para os feixes de 6 MV WFF foram de (1,8 ± 0,2) mm; (1,9 ± 0,2) mm; (2,0 ± 0,2) mm; (2,0 ± 0,2) mm para X_1, X_2, Y_1, Y_2, respectivamente. Por outro lado, a média aritmética dos valores da largura da penumbra para os feixes de 6 MV FFF foram de (1,8 ± 0,1) mm; (2,0 ± 0,2) mm; (2,0 ± 0,2) mm; (2,0 ± 0,2) mm; na mesma ordem. Nota-se pelo desvio padrão dos valores da penumbra dos diferentes cones, que a incerteza ficou em torno de ± 0,2 mm; a incerteza do diâmetro do sistema de colimação cônico reportado pelo fabricante é de 0,22 mm no plano do isocentro (BORZOV et al, 2018). Existe ainda uma diferença observada entre as penumbras de X_1 e X_2, fato não esperado por tratar-se de um sistema de colimação circular; essa diferença pode ser atribuída a um pequeno desalinhamento do eixo central do sistema de colimação terciário em relação ao eixo central do feixe. Para o alinhamento do cone, utilizou-se outra metodologia, o que mostra que a metodologia proposta pelo trabalho também pode ser utilizada como ferramenta para verificar esse parâmetro. Em geral, os valores da largura da penumbra corroboram aos valores obtidos durante o

comissionamento. Borzov et al (2018) obtiveram um valor de 2 mm para o cone (10 mm de diâmetro) usando o mesmo sistema colimação. O filme é uma excelente escolha para se avaliar o perfil, pois possui uma resolução espacial adequada para melhor caracterizar a região de penumbra (AZCONA et al, 2017).

4.2. Estudo para a escolha do detector para medição em campos pequenos

Há uma grande diversidade de detectores utilizados em radioterapia, porém para dosimetria de campos pequenos não existe um único detector que apresente as características ideais. Vários trabalhos (IAEA, 2017) demonstraram que a utilização de mais de um detector para a caracterização da dose para esta finalidade é recomendável, pois permite uma comparação entre os resultados obtidos com cada detector e, os dados já apresentados na literatura.

Como uma primeira avaliação, foi realizada a comparação do comportamento dos detectores em campos convencionais e campos pequenos. Esses campos foram definidos com o sistema de colimação terciário cônico e seus perfis estão mostrados na Figura 4.10. Sobre esses perfis foram projetadas as secções transversais de cada detector respeitando a escala em relação aos gráficos. Os perfis foram normalizados para 100% no eixo central.

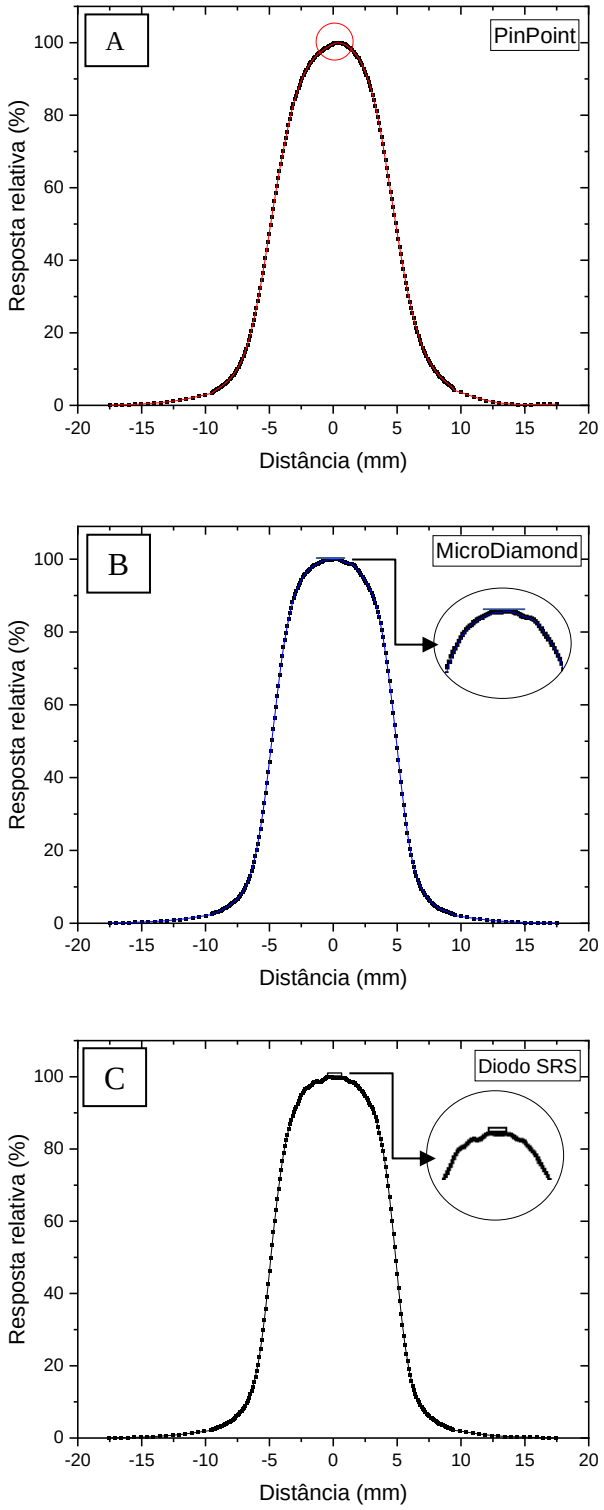


FIGURA 4.10 – Perfil *crossplane* de um campo circular com diâmetro de 10 mm de um feixe de fótons de 6 MV WFF. As seções transversais de uma câmara de ionização PinPoint 3D® (A), detector MicroDiamond® (B) e detector Diodo SRS® (C) estão projetadas sobre o perfil do feixe de irradiação.

Na Figura 4.10, nota-se que: com as projeções das secções transversais do volume sensível dos detectores na região do eixo central do feixe é possível observar que as dimensões do volume sensível de um detector podem ser da ordem de grandeza do próprio tamanho de campo. Em virtude dessas características, a dose média no volume sensível do detector pode variar significativamente. Esse efeito é denominado como efeito do tamanho do volume do detector. Embora os detectores com volumes sensíveis menores apresentem um sinal de resposta menor, eles são os mais apropriados para este tipo de medição, pois o efeito do tamanho do volume tem um impacto menor.

Na Figura 4.11, nota-se uma diferença pronunciada no perfil obtido utilizando dois detectores diferentes, porém na Figura 4.12, por tratar-se de um campo maior (100 mm x 100 mm), a diferença da resposta dos detectores é menor.

O percentual de dose na profundidade também foi avaliado utilizando diferentes detectores. A Figura 4.13 mostra as PDDs de um campo circular de 10 mm de diâmetro com o uso das câmaras de ionização Semiflex® e o detector MicroDiamond®. Nota-se uma diferença na avaliação deste parâmetro ao longo da curva. Na Figura 4.14 observa-se uma diferença sutil, entre as medições da câmara Semiflex® e do detector MicroDiamond® para o campo quadrados 100 mm x 100 mm.

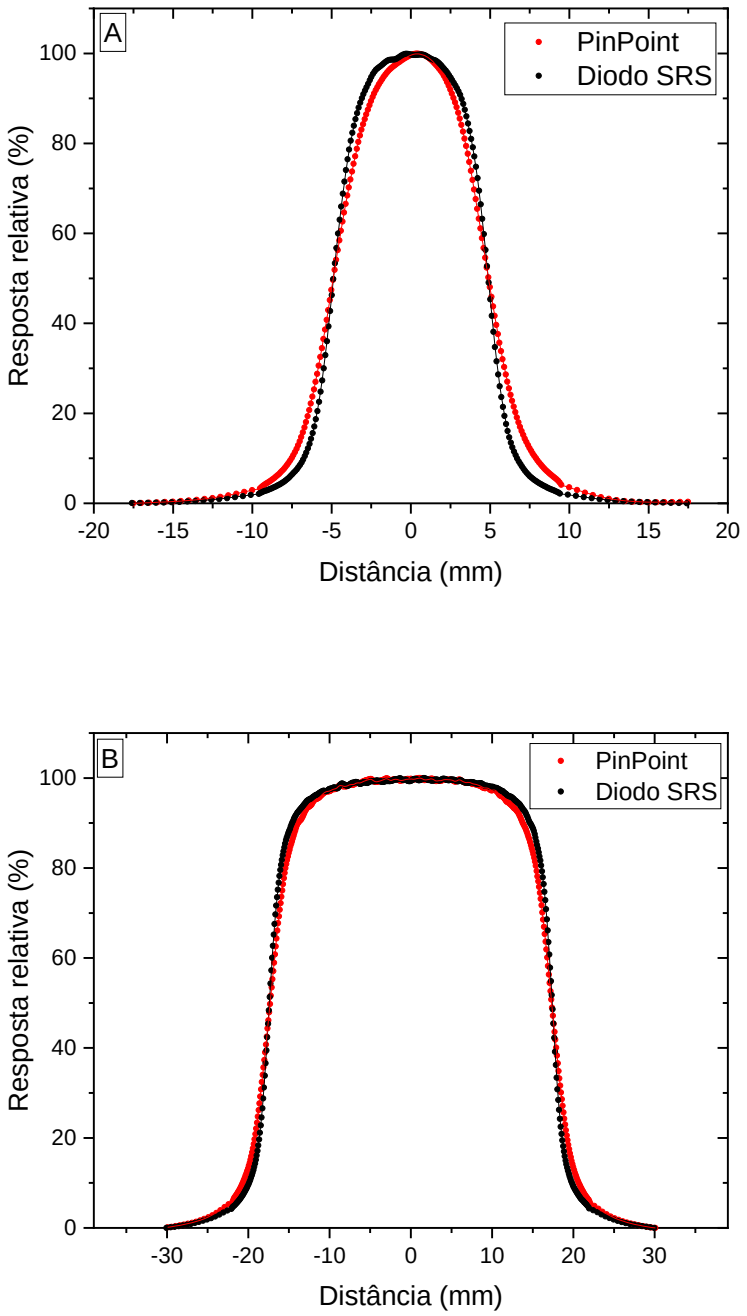


FIGURA 4.11 – Perfil *crossplane* de um campo circular de um feixe de 6 MV WFF utilizando a câmara PinPoint 3D® e o Diodo SRS®. (A) Colimador cônico de 10 mm e (B) de 35 mm.

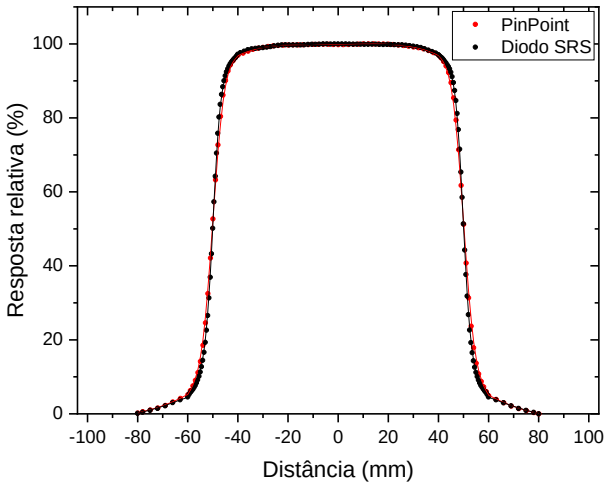


FIGURA 4.12 – Perfil *crossplane* de um campo quadrado (100 mm x 100 mm) de um feixe de 6 MV WFF utilizando a câmara PinPoint 3D® e o Diodo SRS®.

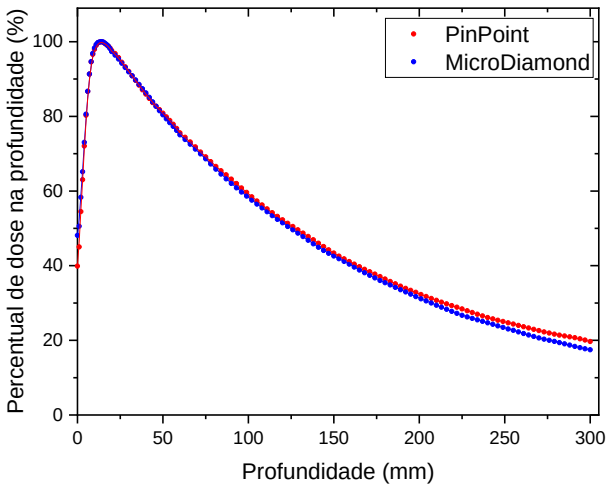


FIGURA 4.13 – Percentual de dose na profundidade de um campo circular (10 mm de diâmetro) de um feixe de 6 MV WFF utilizando a câmara de ionização PinPoint 3D® e o detector MicroDiamond®.

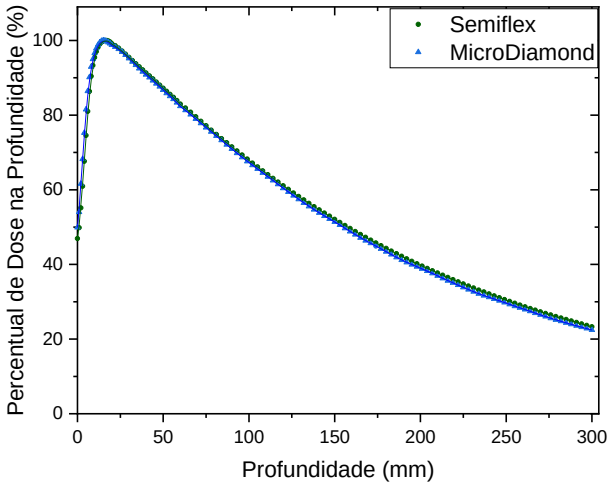
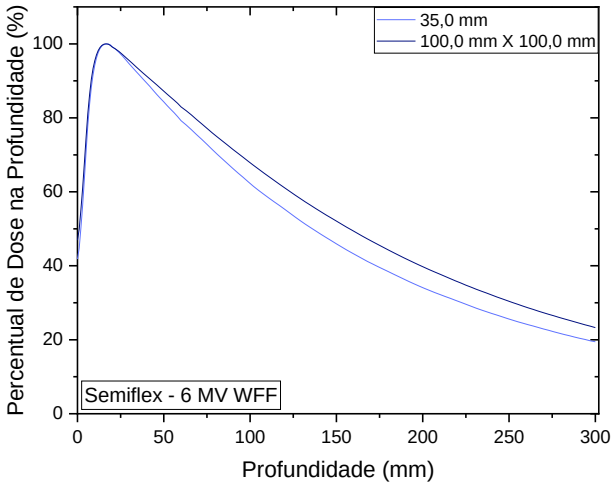


FIGURA 4.14 – Percentual de dose na profundidade de um campo quadrado (100 mm x 100 mm) de um feixe de 6 MV WFF utilizando a câmara de ionização Semiflex® e o detector MicroDiamond®.

4.3. Percentual de dose na profundidade (PDP)

O percentual de dose na profundidade foi obtida para os detectores: câmara de ionização Semiflex® (Figura 4.15); câmara de ionização PinPoint 3D® (Figura 4.16); detector Diodo SRS® (Figura 4.17) e detector MicroDiamond® (Figura 4.18).



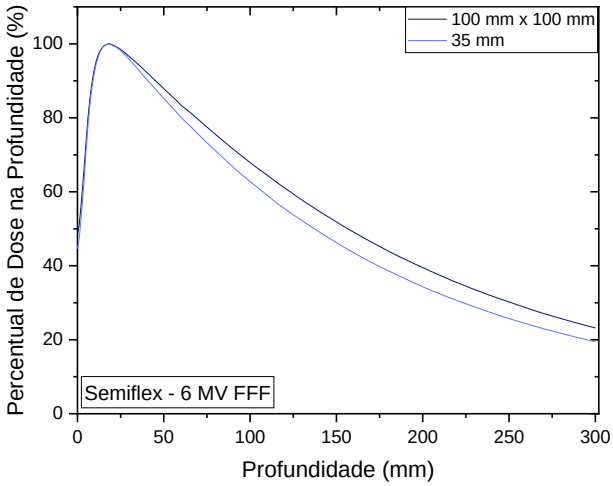
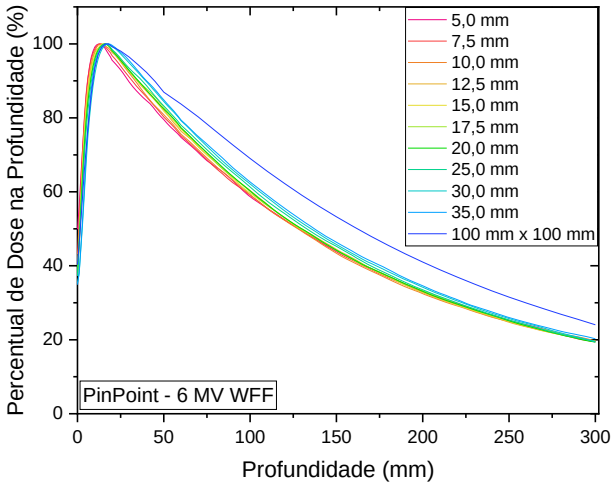


FIGURA 4.15 – Percentual de dose na profundidade obtida com a câmara de ionização Semiflex® para feixes de fótons de 6 MV WFF e 6MV FFF colimados com cones de diâmetro 35,0 mm e um campo quadrado de 100 mm x 100 mm.



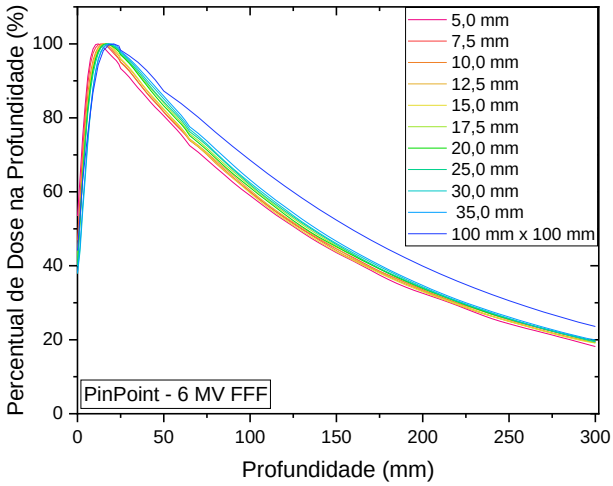
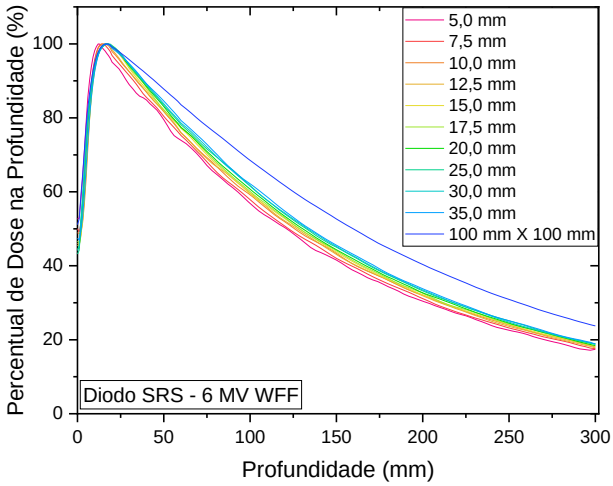


FIGURA 4.16 – Percentual de dose na profundidade obtida com a câmara de ionização PinPoint 3D® para feixes de fótons de 6 MV WFF e 6 MV FFF colimado com cones de diâmetros 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm; 12,5 mm; 15,0 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm; 35,0 mm e um campo quadrado de 100 mm x 100 mm.



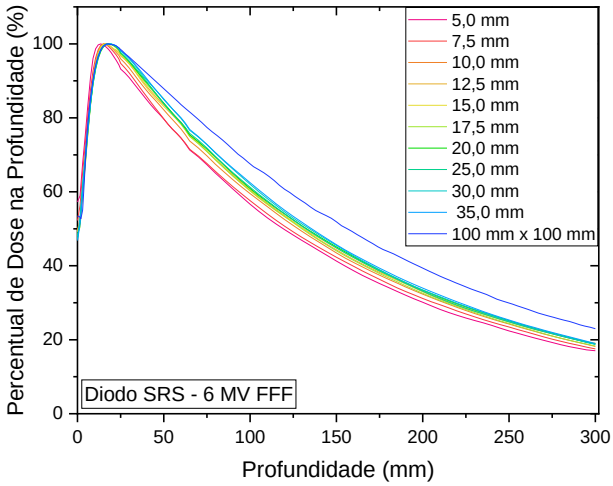
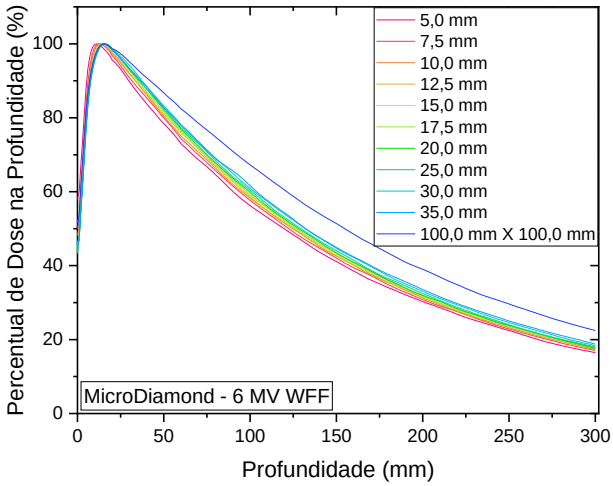


FIGURA 4.17 – Percentual de dose na profundidade obtida com o detector Diodo SRS® para feixes de fótons de 6 MV WFF e 6 MV FFF colimados com cones de diâmetros 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm; 12,5 mm; 15,0 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm; 35,0 mm e um campo quadrado de 100 mm x 100 mm.



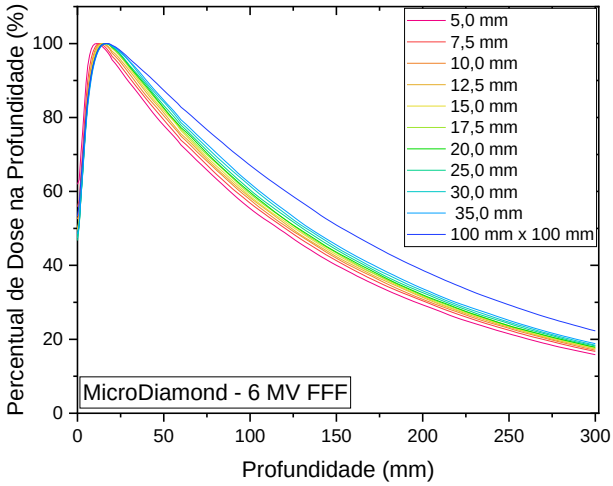


FIGURA 4.18 – Percentual de dose na profundidade obtida com o detector MicroDiamond® para feixes de fótons de 6 MV WFF e 6 MV FFF colimados com cones de diâmetros 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm; 12,5 mm; 15,0 mm; 17,5 mm; 20,0 mm; 25,0 mm; 30,0 mm; 35,0 mm e um campo quadrado de 100 mm x 100 mm.

As Figuras 4.19 mostram as PDP dos feixes de 6 MV WFF, para os campos de diâmetro (A) 5 mm; (B) 10 mm e (C) 35 mm obtidas com os diferentes detectores A diferença percentual dos valores de PDP, em cada profundidade, entre o valor medido com um detector e o valor obtido no comissionamento, estão representados nas Figuras 4.19 (D, E e F).

As Figuras 4.20 apresentam os mesmos parâmetros considerando o feixe de radiação 6 MV-FFF. Como para este feixe, o sistema de colimação não

havia sido comissionado previamente, a resposta do detector Diodo SRS® foi tida com a referência para o cálculo da diferença percentual.

Para o campo circular com diâmetro de 5 mm (menor tamanho de campo avaliado neste estudo), as variações máximas, para feixes de 6 MV WFF, entre a superfície e a profundidade de máxima dose ($d_{máx}$) para cada detector foram de -3,57%, -11,84% e +4,66% para os detectores PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond®, respectivamente. Para as profundidades maiores do que $d_{máx}$, essas diferenças foram de 4,98%; 2,32% e 2,05% para PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® respectivamente. Considerando o feixe de 6 MV FFF, os resultados obtidos com a CI PinPoint 3D® e MicroDiamond® foram -8,46% e +10,72% para as profundidades menores do que $d_{máx}$ e para as profundidades maiores do que $d_{máx}$ +2,78% e -1,76% respectivamente.

Para o campo circular com maior diâmetro de 35 mm, as diferenças máximas, para feixes de 6 MV WFF, entre a superfície e a profundidade de dose máxima ($d_{máx}$) para a CI Semiflex®, CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® foram de -7,82%; -10,39%; -12,15% e -2,17%, respectivamente. Para as profundidades maiores do que $d_{máx}$, essas diferenças foram de 1,23%; 1,99%; 1,29% e -1,03%. Considerando o feixe de 6 MV FFF, para a CI Semiflex®, CI PinPoint 3D® e MicroDiamond®, os resultados obtidos foram de - 2,28 %, - 8,73 %; - 0,82 % para as profundidades menores do que $d_{máx;}$ para as profundidades maiores do que $d_{máx}$ os resultados foram +1,19%; +0,99% e -0,82%, respectivamente.

As medições para os campos intermediários, neste caso, demostrado pelo campo de 10 mm apresentaram o mesmo comportamento, ou seja, uma maior diferença na região de *build up*. Nas profundidades maiores notou-se uma diferença percentual intermediária quando comparada aos outros tamanhos de colimador.

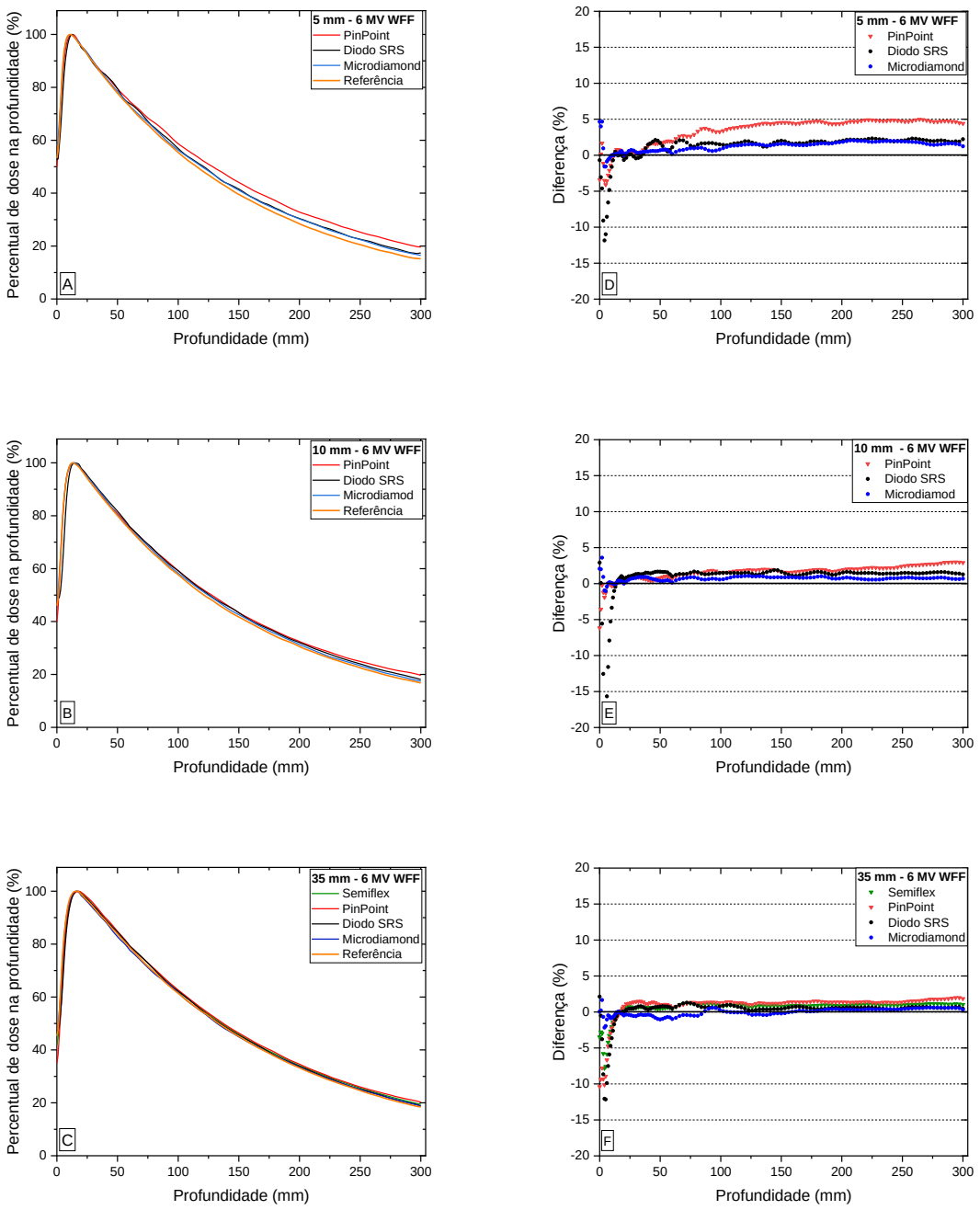


FIGURA 4.19 – Curvas do percentual de dose na profundidade para os cones de diâmetro (A) 5 mm; (B) 10 mm e (C) 35 mm; obtidas com as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, Diodo SRS®, detector MicroDiamond® e referência (dado do comissionamento) para feixes de fótons 6 MV WFF. Diferença percentual em relação aos dados de comissionamento de suas respectivas PDP (D, E e F).

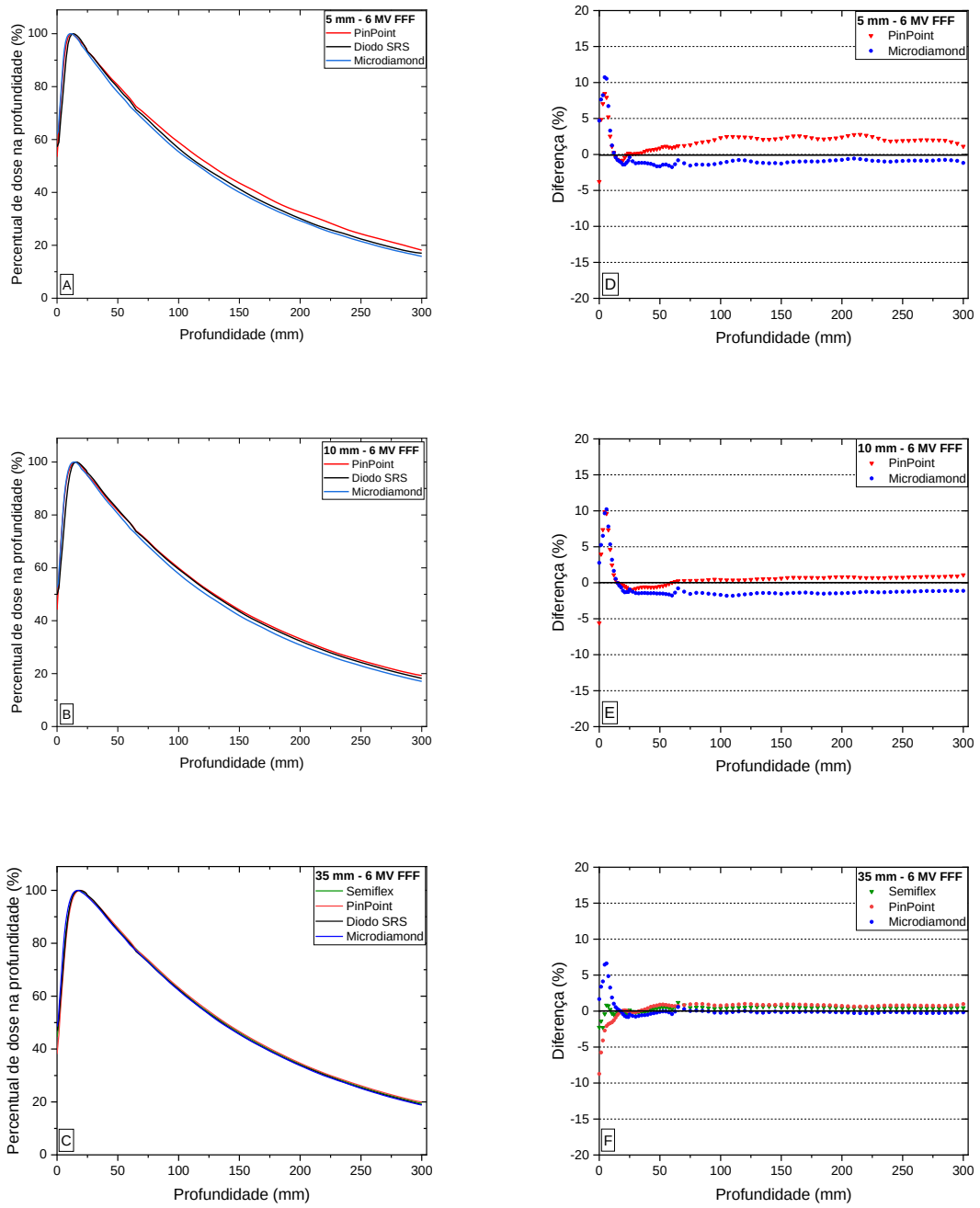


FIGURA 4.20 – Curvas do percentual de dose na profundidade para os cones de diâmetro (A) 5 mm; (B) 10 mm e (C) 35 mm; obtidas com as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, Diodo SRS®, detector MicroDiamond® e referência (dado do comissionamento) para feixes de fótons 6 MV FFF. Diferença percentual em relação aos dados de comissionamento de suas respectivas PDP (D, E e F).

As curvas de PDP foram normalizadas para o valor de dose máxima (100%) e foi possível notar uma maior diferença da resposta relativa para os campos colimados com os cones de diâmetro menor. Em módulo as diferenças foram menores para o detector MicroDiamond®, o que concorda com os dados da literatura, pois o efeito do volume do detector sobre as medições é reduzido. No entanto, todos os detectores apresentaram diferenças menores do que ± 5%, para as profundidades maiores que a $d_{máx}$.

Outra análise a ser considerada é a avaliação da profundidade de dose máxima. Nota-se que para detectores com volume sensível maior, essa profundidade também ficou aumentada.

Considerando as medições obtidas para perfil de dose e PDP, fica clara a importância do cuidado em se escolher o detector com volume sensível adequado para campos pequenos.

4.4. Perfil de dose

As Figuras 4.21; 4.22 e 4.23 mostram os perfis *crossplane*, normalizados no eixo central, de todos os cones para os feixes de 6 MV WFF (A) e 6 MV FFF (B) para os detectores CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond®, respectivamente.

Embora para alguns TPS, quando o sistema de colimação é cônico, sejam exigidos como dados para a modelagem somente os perfis em uma direção, neste trabalho foram obtidos perfis nas duas direções, *crossplane* e *inplane*. A varredura nos dois sentidos torna-se também importante para a verificação do correto posicionamento do detector sob o eixo central. Tratando-se de campos pequenos, é uma boa prática realizar essas duas varreduras a cada troca de campo/cone, principalmente antes das medições do fator *output*.

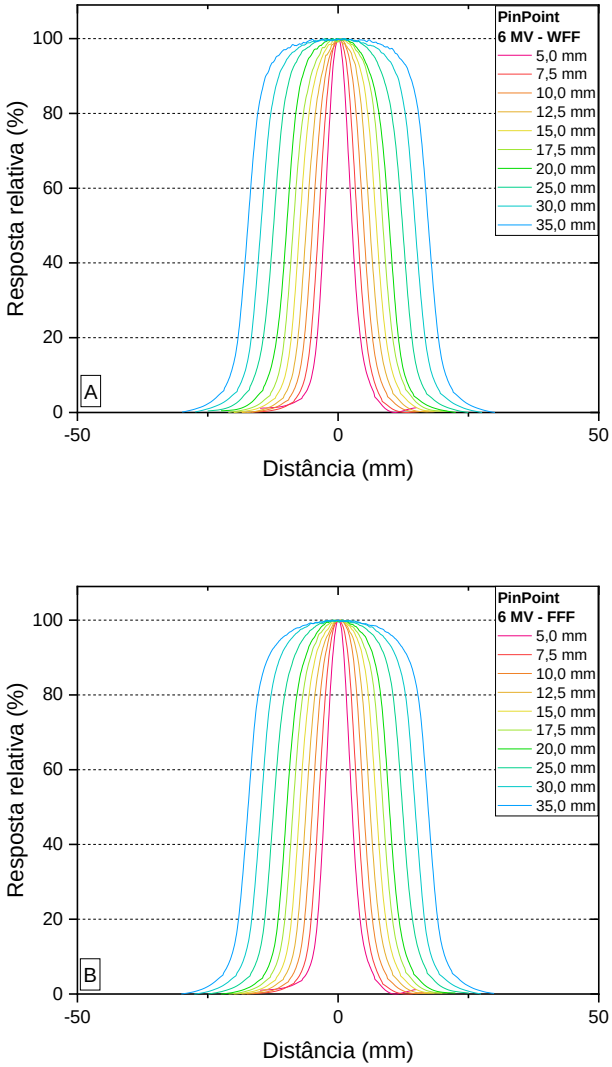


FIGURA 4.21 – Perfis *crossplane* de dose obtidos para todos os cones, diâmetros de 5 mm a 35 mm, obtidos com a câmara de ionização PinPoint 3D®: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

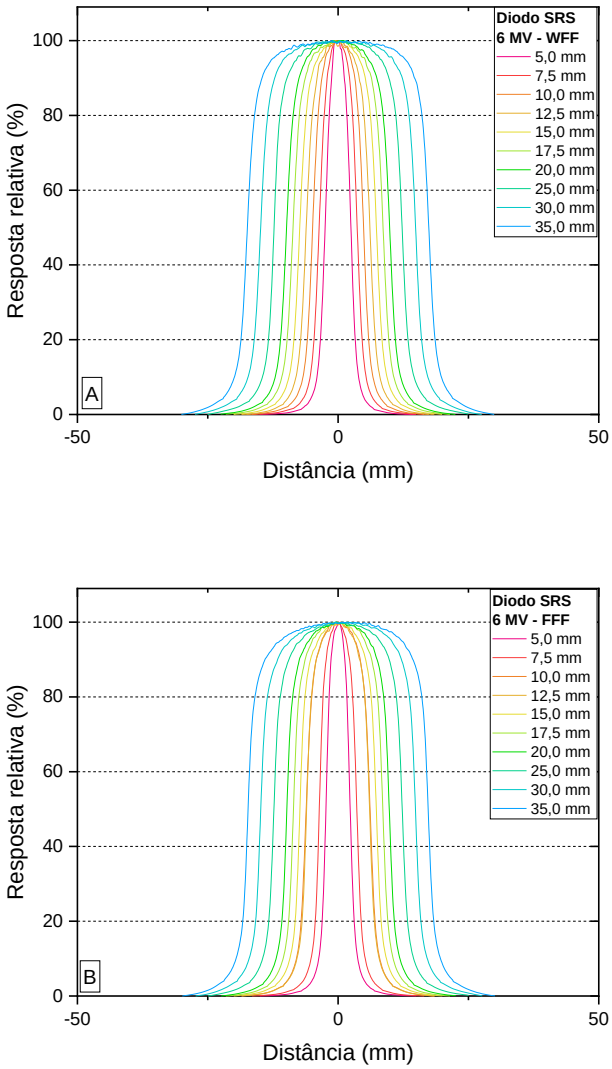


FIGURA 4.22 – Perfis *crossplane* de dose obtidos para todos os cones, diâmetros de 5 mm a 35 mm, obtidos com o detector diodo SRS®: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

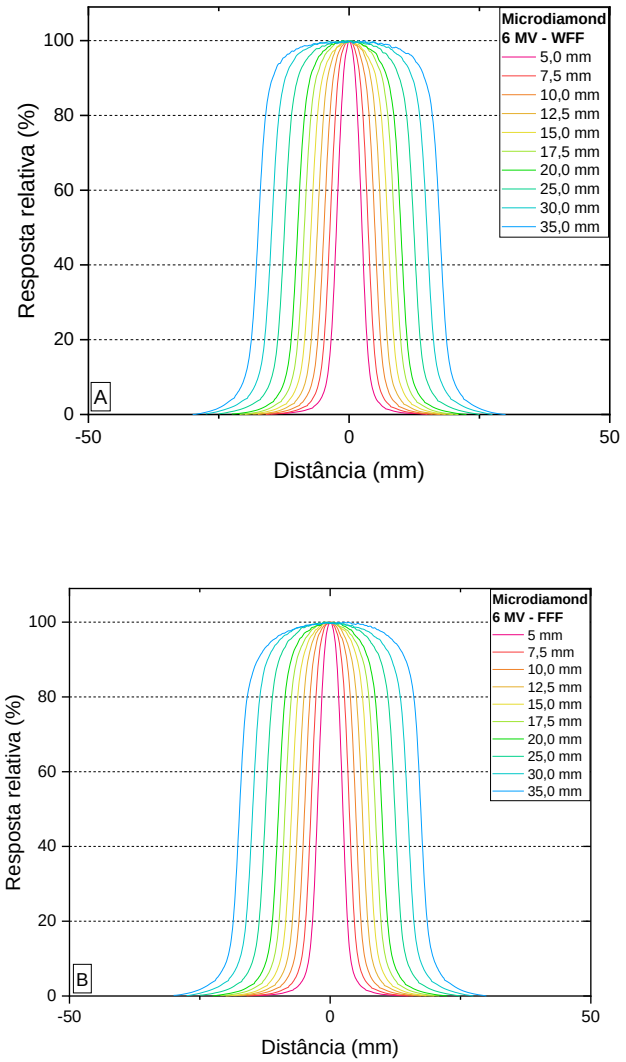


FIGURA 4.23 – Perfis *crossplane* de dose obtidos para todos os cones, diâmetros de 5 mm a 35 mm, obtidos com o detector MicroDiamond®: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

As Figuras 4.24, 4.25 e 4.26 mostram os hemi-perfis de dose dos campos circulares de 5 mm, 10 mm e 35 mm, normalizados no eixo central, de todos os detectores: PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond®; para os feixes de 6 MV WFF e 6 MV FFF, respectivamente.

De acordo com os valores de resposta relativa (%), pode-se observar que há uma maior influência do efeito do volume, quanto maior for o volume sensível do detector. Nas Figuras 4.26(A e B), 4.27(A e B) e 4.28(A e B), as medições obtidas com as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D® tendem

a superestimar e subestimar os valores de dose, para distâncias maiores e menores do que a distância onde se define o tamanho de campo (distância da isodose de 50%), respectivamente. Essa tendência corrobora a maior influênica do efeito do volume do detector nas regiões de maior curvatura de um perfil de dose de campos pequenos.

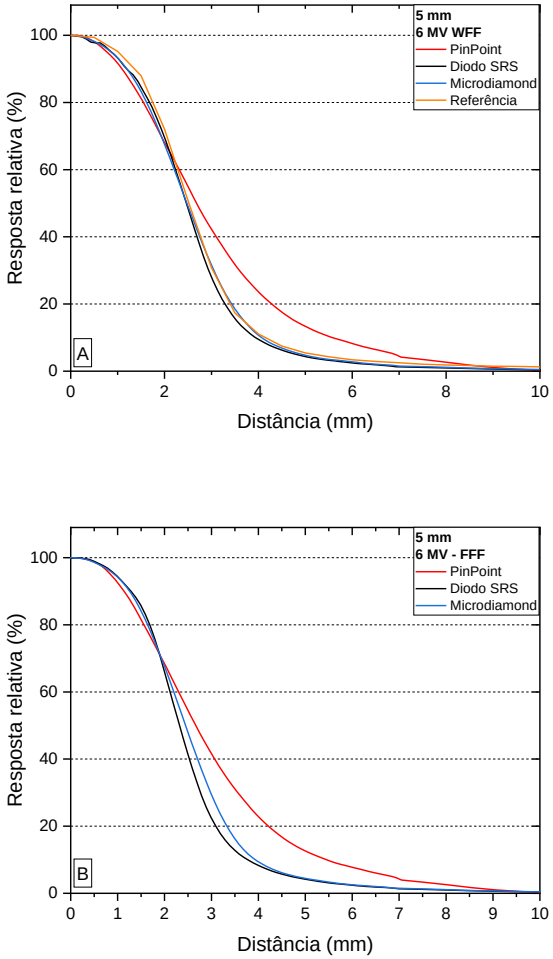


FIGURA 4.24 – Hemi-perfis de dose, campo circular de 5 mm, obtidos com todos os detectores: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

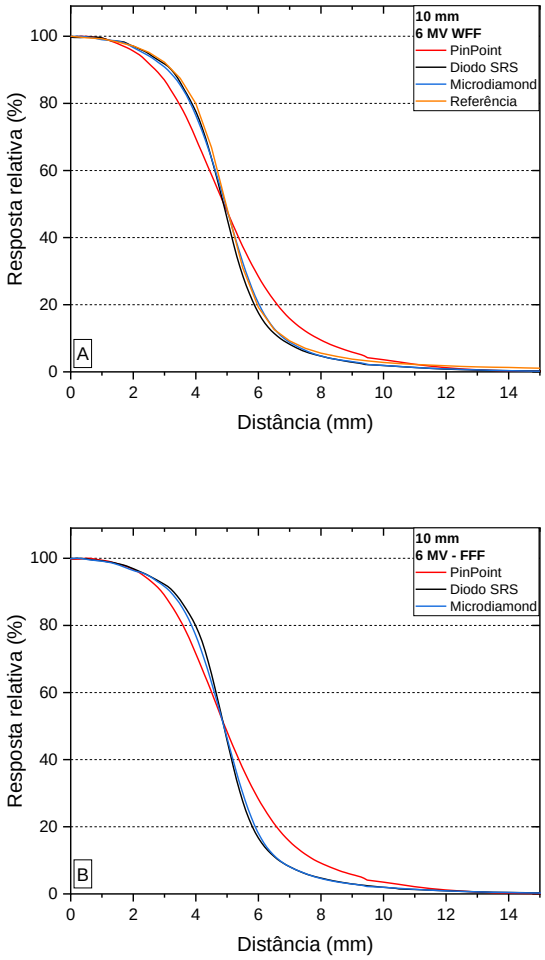


FIGURA 4.25 – Hemi-perfis de dose, campo circular de 10 mm, obtidos com todos os detectores: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

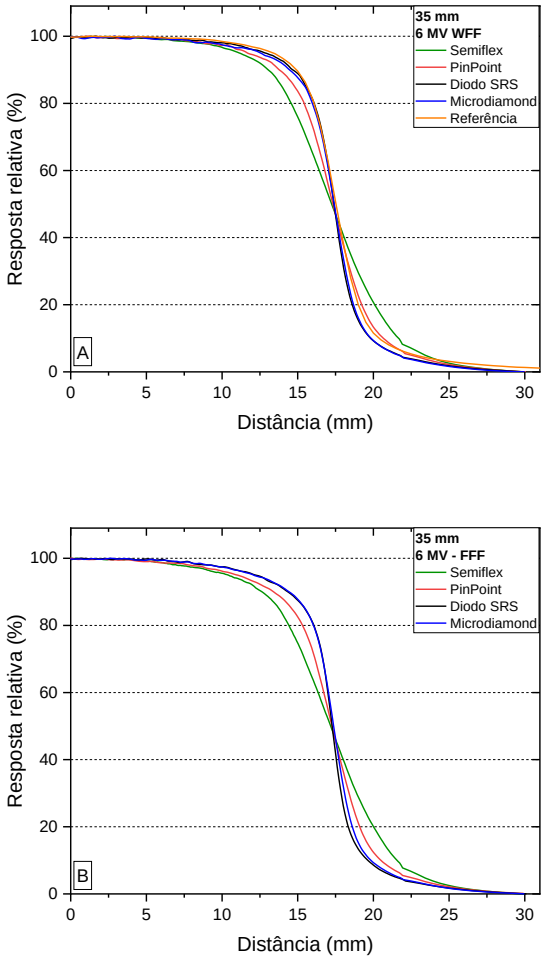


FIGURA 4.26 – Hemi-perfis de dose, campo circular de 35 mm, obtidos com todos os detectores: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

Quando as medições são feitas para tamanhos de campo maiores, a influência tende a ser minimizada, conforme mostrado nas Figuras 4.27 (A e B).

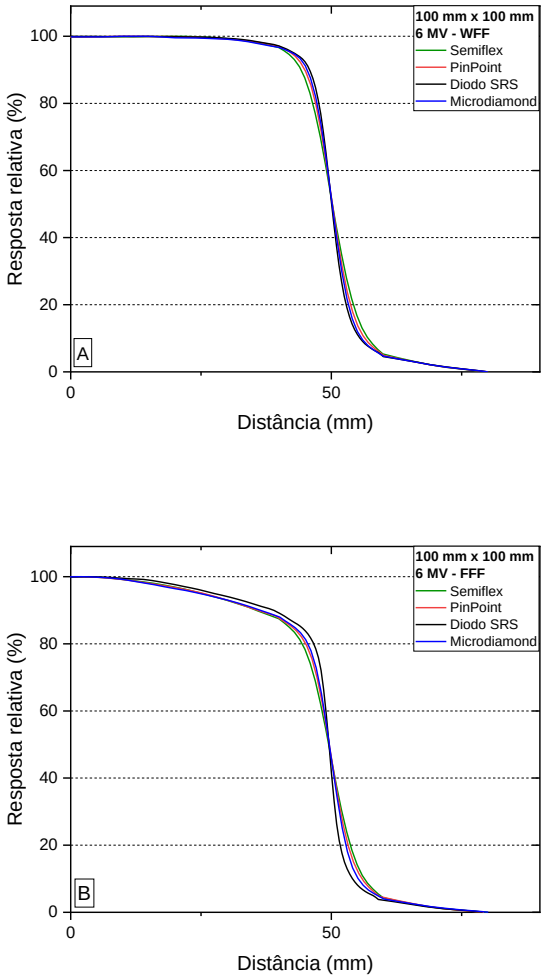


FIGURA 4.27 – Hemi-perfis de dose, campo quadrado de 100 mm de lado, obtidos com todos os detectores: (A) feixe de fótons de 6 MV WFF; (B) feixe de fótons de 6 MV FFF.

Considerando as diferentes regiões de um perfil de dose, faz-se necessária uma interpretação do efeito de um detector com dimensões finitas para tais medições. De acordo com os resultados apresentados por Francescon et al (2014), essa análise pode ser resumida na Figura 4.28.

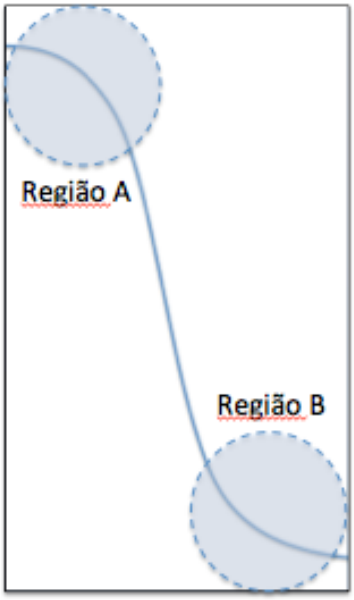


FIGURA 4.28 – Perfil de dose de um campo de radiação. As regiões A e B de um perfil de dose são as que mais sofrem a influência do efeito da densidade e do volume de um detector.

A região A do perfil de dose de um campo de radiação apresenta as seguintes características:

- A resposta de um detector com volume sensível preenchido a gás é subestimada;
- A resposta de um detector de estado sólido é superstimada.

A região B apresenta comportamento oposto:

- A resposta de um detector com volume sensível preenchido a gás é superstimada;
- A resposta de um detector de estado sólido é subestimada.

Outro ponto de atenção a ser observado é o efeito do volume atuando significativamente, por exemplo, as proporções da PinPoint 3D® para medições em um campo de 5,0 mm de diâmetro. Para estes casos, ao se realizar uma normalização para o CAX, o campo representa ser mais amplo do que realmente é e a dose fora do campo apresenta-se aumentada. Como pode ser visualizado na curva do perfil de dose da PinPoint 3D® da Figura 4.24.

Ainda com base nas medições relativas de dose, especificamente para perfil de dose, um outro parâmetro estudado para se avaliar a influência do volume do detector nessas medições foi: a correlação entre o perfil ideal e um perfil medido, considerando a função resposta de um detector.

O perfil ideal definido nesse trabalho (Figura 4.29) tem uma definição matemática, na qual não são consideradas as características físicas e dosimétricas do sistema de colimação, irradiação e detecção.

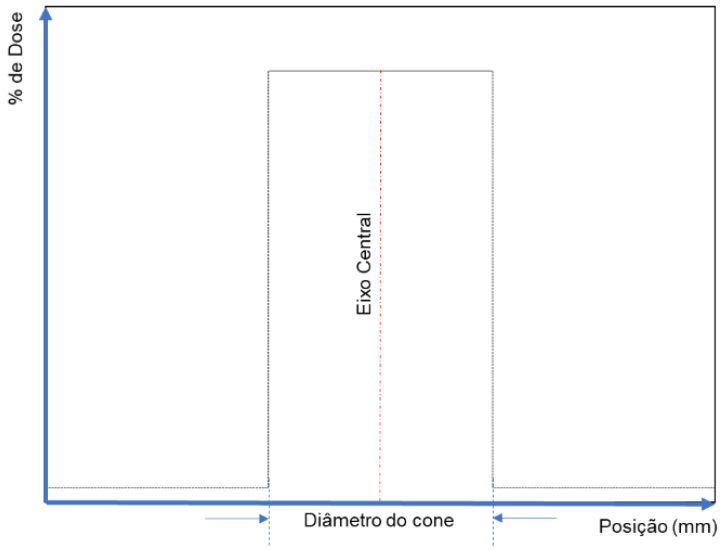


FIGURA 4.29 - Perfil ideal.

A correlação entre o perfil ideal e um perfil medido, considerando a função resposta de um detector, pode ser vista nas Figuras 4.30 e 4.31. Estão apresentados: o perfil de dose “ideal” (linha vermelha); o perfil de dose medido (linha contínua preta), a função-resposta de um detector com dimensão finita (linha tracejada preta) e as áreas A_1, A_2 e A'_1. As áreas A_1 e A_2 representam uma relação entre os perfis ideal e medido, considerando o valor de 50% da dose e a área A'_1 é a região entre o perfil “ideal” e o perfil medido, tendo como valor limite 90% da dose. Os detectores utilizados para obtenção de dados dosimétricos possuem dimensões finitas que podem ser da ordem de grandeza do tamanho de campo de radiação. Desta forma, os valores de A_1, A_2 e A'_1 são diferentes de zero.

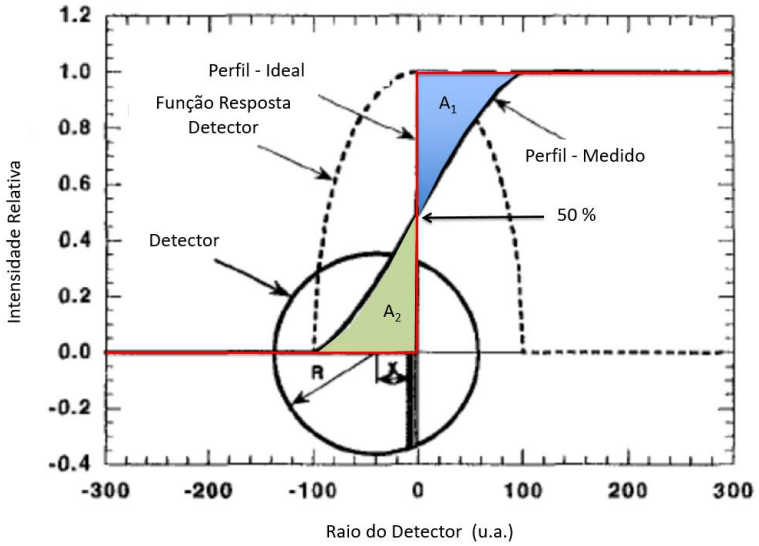


FIGURA 4.30 - Correlação entre os perfis ideal e medido com um detector de raio R, considerando as áreas delimitadas por 50% da dose.

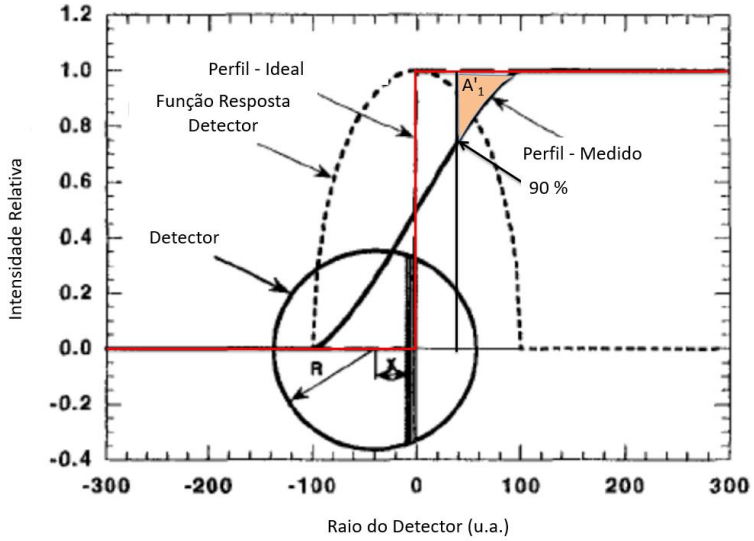


FIGURA 4.31 - Correlação entre os perfis ideal e medido com um detector de raio R, considerando as áreas delimitadas por 90% da dose.

Porém, nesse estudo foi analisada as áreas sob os perfis. Nas Figuras 4.32 (A e B) estão apresentados os gráficos oriundos do *software* Origin, com suas respectivas áreas analisadas (90% da dose e 50% da dose). Com o objetivo de se estabelecer uma relação com o efeito do volume do detector, essas áreas foram

analisadas considerando a área da secção transversal de cada detector utilizado para a obtenção do seu respectivo perfil.

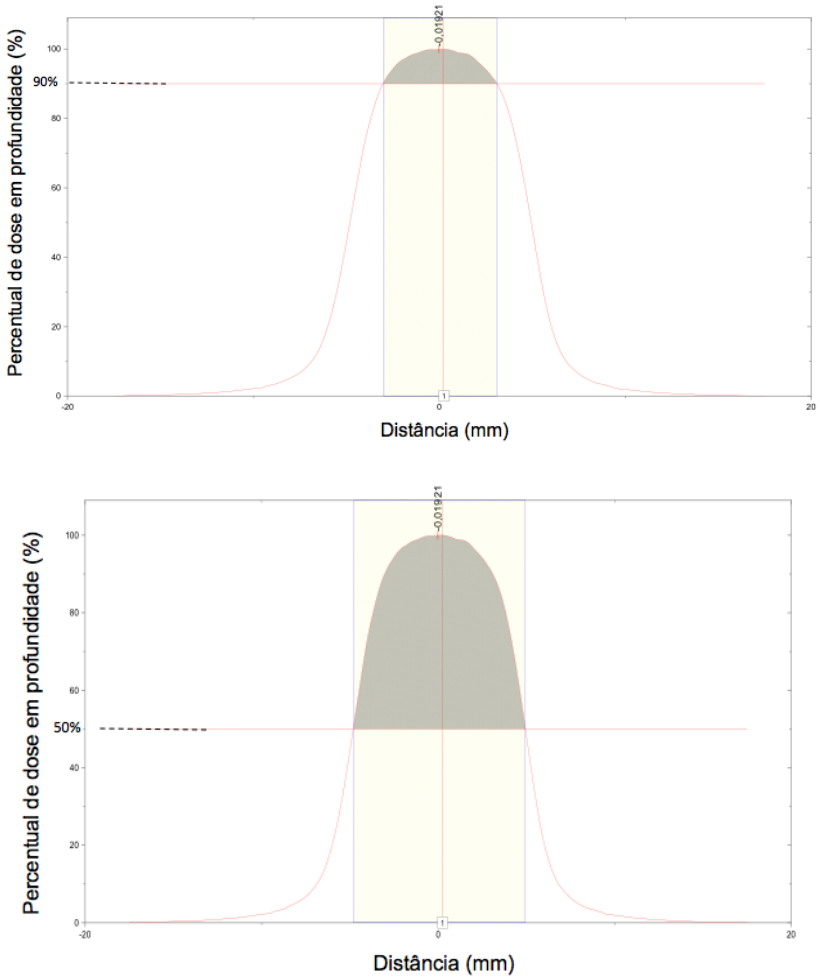


FIGURA 4.32 – Áreas compreendidas sob um perfil de dose: (A) área compreendida entre a dose máxima e 90% da dose; (B) área compreendida entre a dose máxima e 50% da dose.

Os valores de áreas obtidos, para todos os tamanhos de campo em estudo, para os feixes 6 MV WF e 6 MV FFF estão apresentados na Tabela 4.2 e Tabela 4.3.

TABELA 4.2 – Áreas integradas sob os perfis de dose obtidos com os detectores CI Semiflex®, CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® para feixes de fótons de 6 MV WFF.

6 MV - WFF	Semiflex		PinPoint		Diodo SRS		microDiamond	
Diâmetro do cone	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}
(mm)	(u.a.)							
5,0	-	-	168,57	14,58	172,82	17,10	163,99	15,07
7,5	-	-	253,29	24,87	270,39	29,76	265,91	27,85
10,0	-	-	346,32	34,69	381,17	44,81	374,55	43,35
12,5	-	-	436,07	39,84	483,19	55,81	486,66	60,15
15,0	-	-	557,32	61,31	598,28	73,96	592,31	70,95
17,5	-	-	667,37	76,70	716,81	91,18	715,00	92,87
20,0	-	-	782,13	95,00	833,14	109,96	827,65	108,10
25,0	-	-	1016,73	132,83	1065,23	147,01	1062,92	145,51
30,0	-	-	1246,38	167,19	1307,24	188,97	1304,45	190,89
35,0	1433,05	202,29	1497,58	216,09	1549,36	229,97	1543,44	228,07
100 mm x 100 mm	4584,92	773,14	4648,81	789,54	4677,51	806,89	4657,11	796,35

TABELA 4.3 – Áreas integradas sob os perfis de dose obtidos com os detectores CI Semiflex®, CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® para feixes de fótons de 6 MV FFF.

6 MV - FFF	Semiflex		PinPoint		Diodo SRS		MicroDiamond	
Diâmetro do cone	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}
(mm)	(u.a.)							
5,0	-	-	165,36	13,65	169,93	17,50	167,80	16,22
7,5	-	-	257,58	25,57	277,13	30,17	275,04	30,86
10,0	-	-	356,10	37,96	387,63	45,72	381,27	45,04
12,5	-	-	450,21	46,24	489,19	56,19	491,27	59,90
15,0	-	-	561,38	62,56	603,51	72,45	601,58	74,12
17,5	-	-	672,31	77,25	722,71	93,15	714,65	89,10
20,0	-	-	783,96	94,33	832,37	106,05	829,43	106,77
25,0	-	-	1010,17	127,92	1057,72	138,40	1062,52	143,06
30,0	-	-	1244,79	166,04	1296,97	177,76	1287,36	175,23
35,0	1405,08	185,25	1469,45	195,53	1525,69	213,62	1524,27	212,67
100 mm x 100 mm	4138,53	475,27	4190,42	475,53	4255,89	492,82	4193,92	472,11

De acordo com as Tabela 4.2 e 4.3, é possível observar que os menores valores obtidos para as áreas sob os perfis, compreendidas entre a dose máxima e 90% da dose, foram aqueles obtidos com a câmara de ionização PinPoint 3D®. Nota-se também, que de maneira crescente, os detectores com maiores áreas são Diodo SRS®, MicroDiamond® e PinPoint 3D®. Para campos maiores, é aplicável a utilização de CI com volumes compatíveis a da Semiflex®. Analisando estes campos (35 mm e 100 mm x 100 mm), nota-se que as maiores áreas obtidas foram: Diodo SRS®, MicroDiamond®, PinPoint 3D® e Semiflex®.

Os valores de referência deste estudo, como citado anteriormente, são os dados obtidos no comissionamento utilizando o Diodo SRS®. Portanto, também foi realizada a avaliação dessas áreas para esses dados (Tabela 4.4).

TABELA 4.4 – Áreas integradas sob os perfis de dose obtidos no comissionamento do sistema de colimação cônico no Acelerador Linear Clínico Versa HD® para feixes de fótons 6 MV WFF.

Diâmetro do cone (mm)	Área de 50% A_{50}	Área de 90% A_{90}	Área Ideal A_I	Área Ideal/2 $A_{I/2}$	Área Ideal/10 $A_{I/90}$	$A_{50}/A_{I/2}$	$A_{90}/A_{I/90}$	A_{50}/A_{Di}	A_{90}/A_{Di}
	(u.a.)								
5,0	176,53	17,25	500	250	50	0,71	0,35	176,53	17,25
7,5	279,97	31,29	750	375	75	0,75	0,42	279,97	31,29
10,0	386,05	44,66	1000	500	100	0,77	0,45	386,05	44,66
12,5	495,38	59,81	1250	625	125	0,79	0,48	495,38	59,81
15,0	609,29	70,71	1500	750	150	0,81	0,47	609,29	70,71
17,5	724,33	92,66	1750	875	175	0,83	0,53	724,33	92,66
20,0	837,08	107,44	2000	1000	200	0,84	0,54	837,08	107,44
25,0	1078,14	149,05	2500	1250	250	0,86	0,60	1078,14	149,05
30,0	1320,06	191,04	3000	1500	300	0,88	0,64	1320,06	191,04
35,0	1559,00	239,56	3500	1750	350	0,89	0,68	1559,00	239,56
Área do Diodo SRS	1 mm^2								

Foi realizada a razão entre a área obtida e a área tida como ideal para o tamanho de campo específico. Conforme esperado, a medida que se aumenta o tamanho de campo, mais próximo do ideal (razão=1) é o valor desta razão. Além do efeito do volume do detector, em campos pequenos, o aumento da sobreposição das penumbras com a diminuição dos tamanhos de campo, contribuem para valores menores desta razão.

Os mesmos parâmetros foram obtidos para detectores CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® para os feixes 6 MV WFF e 6 MV FFF e estão nas Tabelas 4.5 e 4.6.

TABELA 4.5 – Razões de área integradas sob os perfis de dose obtidos com os detectores CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® para feixes de fótons 6 MV WFF.

6 MV - WFF	PinPoint				Diodo SRS				microDiamond			
Diâmetro do cone (mm)	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$
5,0	0,67	0,29	21,23	1,84	0,69	0,34	172,82	17,10	0,66	0,30	43,16	3,97
7,5	0,68	0,33	31,90	3,13	0,72	0,40	270,39	29,76	0,71	0,37	69,98	7,33
10,0	0,69	0,35	43,62	4,37	0,76	0,45	381,17	44,81	0,75	0,43	98,57	11,41
12,5	0,70	0,32	54,92	5,02	0,77	0,45	483,19	55,81	0,78	0,48	128,07	15,83
15,0	0,74	0,41	70,19	7,72	0,80	0,49	598,28	73,96	0,79	0,47	155,87	18,67
17,5	0,76	0,44	84,05	9,66	0,82	0,52	716,81	91,18	0,82	0,53	188,16	24,44
20,0	0,78	0,48	98,51	11,96	0,83	0,55	833,14	109,96	0,83	0,54	217,80	28,45
25,0	0,81	0,53	128,05	16,73	0,85	0,59	1065,23	147,01	0,85	0,58	279,72	38,29
30,0	0,83	0,56	156,97	21,06	0,87	0,63	1307,24	188,97	0,87	0,64	343,28	50,23
35,0	0,86	0,62	188,61	27,22	0,89	0,66	1549,36	229,97	0,88	0,65	406,17	60,02
100 mm x 100 mm	0,93	0,79	585,49	99,44	0,94	0,81	4677,51	806,89	0,93	0,80	1225,56	209,57
	$A_{PinPoint}$ =		7,94 mm^2		$A_{DiodoSRS}$ =		1,00 mm^2		$A_{microDiamond}$=		3,80 mm^2	

TABELA 4.6 – Razões de área integradas sob os perfis de dose obtidos com os detectores CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond® para feixes de fótons 6 MV FFF.

6 MV - FFF	PinPoint				Diodo SRS				microDiamond			
Diâmetro do cone (mm)	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$	$A_{50}/A_{l/2}$	$A_{90}/A_{l/90}$
5,0	0,66	0,27	20,83	1,72	0,68	0,35	169,93	17,50	0,67	0,32	44,16	4,27
7,5	0,69	0,34	32,44	3,22	0,74	0,40	277,13	30,17	0,73	0,41	72,38	8,12
10,0	0,71	0,38	44,85	4,78	0,78	0,46	387,63	45,72	0,76	0,45	100,33	11,85
12,5	0,72	0,37	56,70	5,82	0,78	0,45	489,19	56,19	0,79	0,48	129,28	15,76
15,0	0,75	0,42	70,70	7,88	0,80	0,48	603,51	72,45	0,80	0,49	158,31	19,51
17,5	0,77	0,44	84,67	9,73	0,83	0,53	722,71	93,15	0,82	0,51	188,07	23,45
20,0	0,78	0,47	98,74	11,88	0,83	0,53	832,37	106,05	0,83	0,53	218,27	28,10
25,0	0,81	0,51	127,23	16,11	0,85	0,55	1057,72	138,40	0,85	0,57	279,61	37,65
30,0	0,83	0,55	156,77	20,91	0,86	0,59	1296,97	177,76	0,86	0,58	338,78	46,11
35,0	0,84	0,56	185,07	24,63	0,87	0,61	1525,69	213,62	0,87	0,61	401,12	55,97
100 mm x 100 mm	0,84	0,48	527,76	59,89	0,85	0,49	4255,89	492,82	0,84	0,47	1103,66	124,24
	$A_{PinPoint}$ =		7,94 mm^2		$A_{DiodoSRS}$ =		1,00 mm^2		$A_{microDiamond}$=		3,80 mm^2	

O valor da área sob a curva do perfil de dose é um indicador de qualidade do perfil de dose obtido com os detectores, pois a maior influência do efeito do volume do detector é a região de maior curvatura. Como a curvatura está compreendida, principalmente, na região de 90%, o valor dessa área é um indicador quantitativo desta região.

Durante o processo de recomissionamento é possível checar a qualidade dos dados adquiridos utilizando estes métodos de avaliações e indicadores. A Figura 4.33 e 4.34 apresentam o valor de A_{50} e de A_{90}, respectivamente, divididas pelos valores de referência. Ou seja, é possível analisar o quão próximo os dados obtidos estão dos resultados obtidos anteriormente. Como os valores de referência foram obtidos também com um Diodo SRS®, nota-se que a maior diferença de A_{50} foi de -3,42% para o cone de 7,5 mm. Para a A_{90} a maior diferença foi de -6,69% para o cone de 12,5 mm.

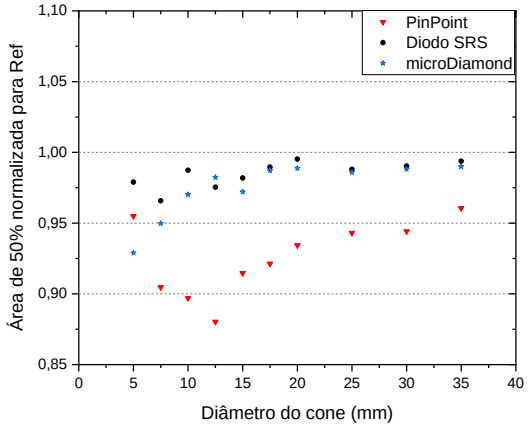


FIGURA 4.33 – Área do perfil de dose na região de dose de 50% e dose máxima em função diâmetros dos cones para feixes de 6 MV WFF. A A_{50} foi normalizada pelo valor de área do perfil de dose na mesma região obtida durante o comissionamento.

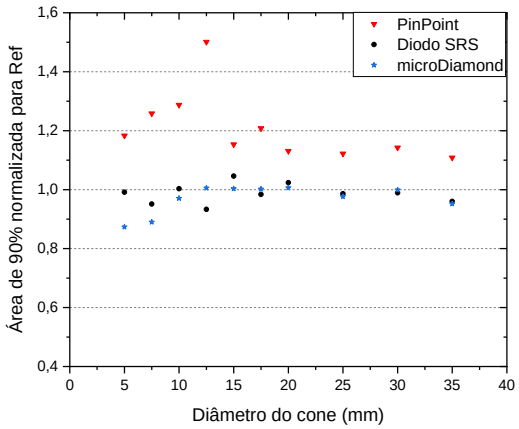


FIGURA 4.34 – Área do perfil de dose na região de dose de 90% e dose máxima em função diâmetros dos cones para feixes de 6 MV WFF. A A_{90} foi normalizada pelo valor de área do perfil de dose na mesma região obtida durante o comissionamento.

Considerando a área da secção transversal dos detectores PinPoint 3D®, MicroDiamond® e Diodo SRS® iguais a 7,94 mm^2, 3,8 mm^2 e 1 mm^2, podemos afirmar que as áreas analisadas são inversamente proporcionais às secções transversais do volume sensível de cada detector.

4.5. Fator *output*

Ao comparar os valores do fator *output* mensurados $FO_{detector}$, para cada detector, com os valores de *output* de referência FO_{ref} (inserido em um sistema de planejamento computadorizado TPS), são observadas diferenças, mostrando dependência deste fator com o tipo do detector. Este trabalho abordou uma metodologia diferenciada para se realizar a correção do fator *output* das medições. Desta forma, seguindo as diretrizes do código de práticas TRS 483 (IAEA, 2017), faz-se necessária a aplicação de fator de correção para o fator output (FC_{output}). Considerando a nomenclatura do código de práticas TRS 483 (IAEA, 2017), esses fatores podem ser reescritos como sendo:

$$FO_{medido} = FO_{detector}$$

$$FC_{output} = K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$$

$$FO_{corrigido} = \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$$

Com o objetivo de obter o fator de correção FC_{output} para cada detector, correlacionando-os com as dimensões do volume sensível do detector, foi estabelecida a metodologia para obtenção do fator de correção FC_{output} do fator *output* medido FO_{medido}.

A metologia consiste em se calcular a dose média entre os pontos de medições que pertencem à secção transversal de um detector, conforme Equação 4.1.

$$\overline{D}_{pontos\ secção} = \sum_{i=1}^{n} D_i \qquad (4.1)$$

As dimensões da projeção da secção transversal do volume sensível foram obtidas dos manuais do fabricante, conforme ilustrado nas Figuras 3.5; 3.6 e 3.7.

Ainda com base nos dados de um perfil de dose, foi obtido o valor de dose no eixo central D_{eixo}. De posse desses dados, calculou-se o fator de correção como sendo a razão entre a dose média entre os pontos que pertencem à projeção da secção transversal do volume do detector e a dose no eixo central, conforme Equação 4.2.

$$FC_{output} = \frac{\bar{D}_{pontos\ secção}}{D_{eixo}} = K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (4.2)$$

A Figura 4.35 ilustra a metodologia desenvolvida, que considera a seção transversal do detector no sentido *inplane* e crossplane para determinação de um fator de correção para o fator *output*. Para todos os detectores foi aplicada a mesma metodologia ilustrada na figura 4.35.

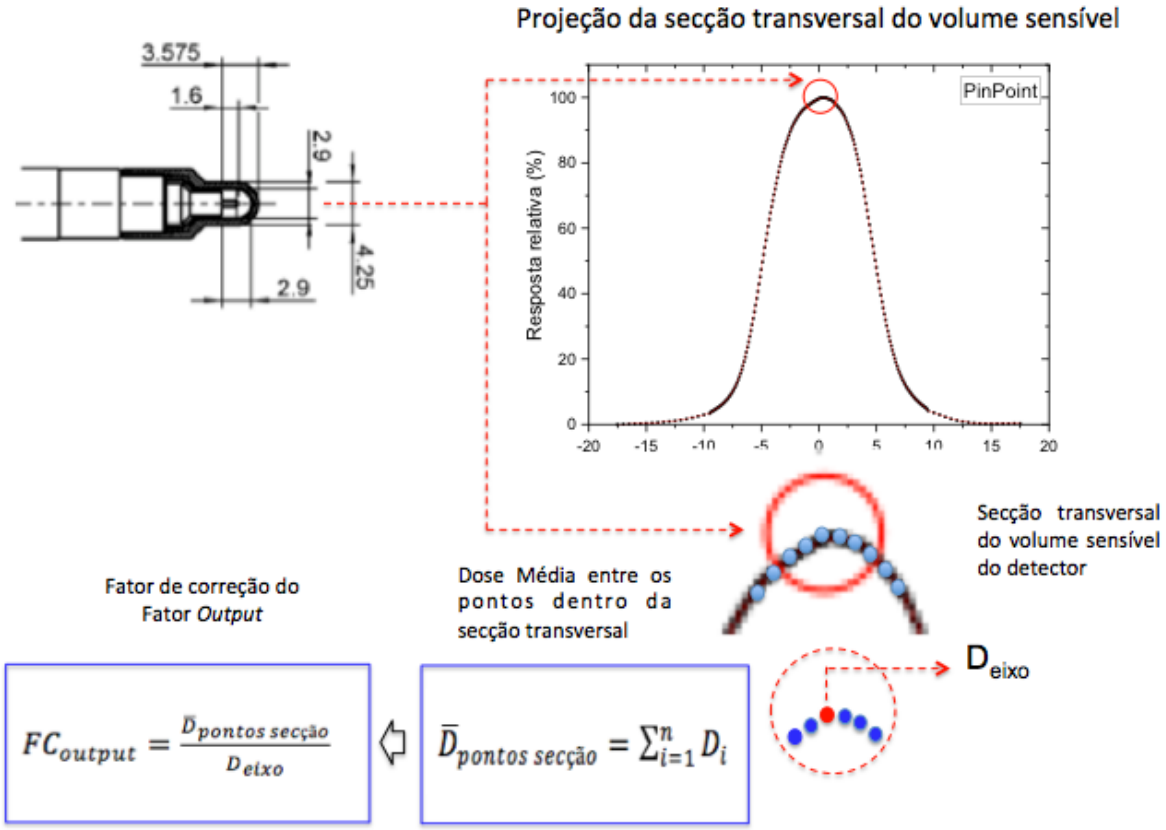


FIGURA 4.35 – Etapas realizadas para a obtenção do fator de correção para o fator *output*.

Nas Tabelas 4.7 a 4.10, são apresentados os valores obtidos para os fatores *output* que foram avaliados correlacionando-os com a dose média sobre

uma área da seção transversal do volume sensível de cada detector. Nota-se que os valores obtidos diferem entre si ao se variar o detector empregado.

TABELA 4.7 – Fatores *output* (FO_{medido}) para campos circulares irradiados com fótons de 6 MV WFF, utilizando as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, detector Diodo SRS® e detector MicroDiamond®. O fator output tem como campo de referência o cone de 35 mm.

6 MV WFF				
Diâmetro do cone	**FO_{medido}** (Ref = 35mm)			
(mm)	*Semiflex®*	*PinPoint 3D®*	*Diodo SRS®*	*MicroDiamond®*
5		0,505 ± 0,003	0,680 ± 0,002	0,663 ± 0,002
7,5		0,707 ± 0,001	0,810 ± 0,002	0,798 ± 0,001
10		0,813 ± 0,001	0,871 ± 0,002	0,869 ± 0,002
12,5		0,876 ± 0,001	0,911 ± 0,002	0,909 ± 0,002
15		0,917 ± 0,002	0,933 ± 0,003	0,937 ± 0,003
17,5		0,943 ± 0,002	0,953 ± 0,002	0,955 ± 0,001
20		0,961 ± 0,001	0,964 ± 0,002	0,970 ± 0,001
25		0,981 ± 0,001	0,981 ± 0,002	0,985 ± 0,002
30		0,991 ± 0,001	0,992 ± 0,002	0,995 ± 0,001
35	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,002
100 mm x 100 mm	1,062 ± 0,001	1,060 ± 0,002	1,072 ± 0,002	1,063 ± 0,002

TABELA 4.8 – Fatores *output* (FO_{medido}) para campos circulares irradiados com fótons de 6 MV WFF, utilizando as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, detector Diodo SRS® e detector MicroDiamond®. O fator *output* tem como campo de referência o campo quadrado 100 mm x 100 mm.

6 MV WFF				
DDiâmetro do cone	**FO_{medido}** (Ref = 100 mm x 100 mm)			
(mm)	*Semiflex®*	*PinPoint 3D®*	*Diodo SRS®*	*MicroDiamond®*
5		0,476 ± 0,006	0,634 ± 0,004	0,623 ± 0,004
7,50		0,667 ± 0,002	0,755 ± 0,003	0,751 ± 0,003
10		0,767 ± 0,002	0,812 ± 0,003	0,817 ± 0,003
12,50		0,827 ± 0,002	0,850 ± 0,002	0,855 ± 0,003
15		0,865 ± 0,002	0,870 ± 0,004	0,882 ± 0,004
17,50		0,890 ± 0,002	0,889 ± 0,003	0,899 ± 0,002
20		0,907 ± 0,002	0,899 ± 0,003	0,912 ± 0,002
25		0,926 ± 0,002	0,915 ± 0,002	0,927 ± 0,002
30		0,935 ± 0,002	0,925 ± 0,002	0,936 ± 0,002
35	0,942 ± 0,002	0,944 ± 0,002	0,932 ± 0,002	0,941 ± 0,002
100 mm x 100 mm	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,003

TABELA 4.9 – Fatores *output* (FO_{medido}) para campos circulares irradiados com fótons de 6 MV FFF, utilizando câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, detector Diodo SRS® e detector MicroDiamond®. O fator *output* tem como campo de referência o cone de 35 mm.

6 MV FFF				
Diâmetro do cone	**FO_{medido}** (Ref = 35mm)			
(mm)	*Semiflex®*	*PinPoint 3D®*	*Diodo SRS®*	*MicroDiamond®*
5		0,542 ± 0,002	0,710 ± 0,003	0,698 ± 0,006
7,50		0,733 ± 0,001	0,825 ± 0,002	0,817 ± 0,006
10		0,830 ± 0,005	0,882 ± 0,002	0,876 ± 0,003
12,50		0,890 ± 0,003	0,920 ± 0,002	0,913 ± 0,003
15		0,922 ± 0,003	0,940 ± 0,004	0,937 ± 0,003
17,50		0,951 ± 0,001	0,956 ± 0,002	0,958 ± 0,001
20		0,964 ± 0,003	0,968 ± 0,003	0,971 ± 0,004
25		0,983 ± 0,003	0,973 ± 0,002	0,983 ± 0,001
30		0,991 ± 0,003	0,979 ± 0,002	0,991 ± 0,005
35	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,001
100 mm x 100 mm	1,048 ± 0,001	1,050 ± 0,001	1,057 ± 0,004	1,042 ± 0,003

TABELA 4.10 – Fatores *output* (FO_{medido}) para campos circulares irradiados com fótons de 6 MV FFF, utilizando as câmaras de ionização Semiflex® e PinPoint 3D®, detector Diodo SRS® e o detector MicroDiamond®. O fator *output* tem como campo de referência o campo quadrado 100 mm x 100 mm.

6 MV FFF				
Diâmetro do cone	**FO_{medido} (Ref = 100 mm x 100 mm)**			
(mm)	*Semiflex®*	*PinPoint 3D®*	*Diodo SRS®*	*MicroDiamond®*
5		0,516 ± 0,003	0,671 ± 0,006	0,670 ± 0,009
7,50		0,698 ± 0,002	0,780 ± 0,005	0,784 ± 0,008
10		0,790 ± 0,006	0,835 ± 0,004	0,841 ± 0,005
12,50		0,848 ± 0,003	0,870 ± 0,005	0,876 ± 0,004
15		0,879 ± 0,004	0,889 ± 0,006	0,899 ± 0,005
17,50		0,906 ± 0,002	0,905 ± 0,005	0,920 ± 0,003
20		0,919 ± 0,004	0,916 ± 0,005	0,932 ± 0,005
25		0,936 ± 0,003	0,920 ± 0,004	0,944 ± 0,003
30		0,945 ± 0,003	0,927 ± 0,005	0,952 ± 0,006
35	0,954 ± 0,001	0,953 ± 0,002	0,946 ± 0,004	0,960 ± 0,003
100 mm x 100 mm	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,006	1,000 ± 0,004

Na Figura 4.36 estão apresentados os gráficos dos fatores *output* (FO_{medido}) com cada um dos detectores, sendo os valores de referência aqueles que foram obtidos para o comissionamento do TPS.

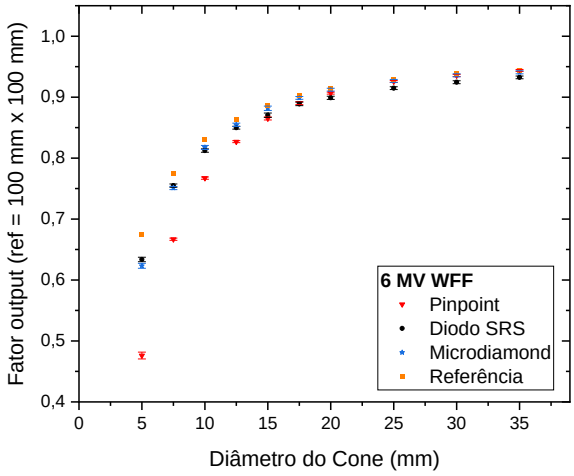


FIGURA 4.36 – Fatores *output* (FO_{medido}) para campos circulares irradiados com fótons de 6 MV WFF, utilizando câmaras de ionização PinPoint 3D®, detector Diodo SRS® e detector MicroDiamond®.

O documento TRS-483 (IAEA, 2017) apresenta um fator de correção para corrigir o efeito do volume do detector empregado. Ao se representar bidimensionalmente o perfil de dose obtido com cada detector, foi realizada uma avaliação da dose média na matriz de dados que representa a área da secção transversal do detector, conforme Tabela 4.11 e 4.12.

TABELA 4.11 – Fator de correção *output* (FC_{output}) para corrigir o efeito do volume do detector determinado nos perfis Inplane e Crossplane.

Diâmetro do Cone	Fator de Correção (*output*)					
	PinPoint 3D®		**Diodo SRS®**		**MicroDiamond®**	
(mm)	*Inplane*	*Crossplane*	*Inplane*	*Crossplane*	*Inplane*	*Crossplane*
5	0,938	0,945	0,999	0,999	0,972	0,962
7,5	0,979	0,978	0,998	0,997	0,996	0,992
10	0,992	0,990	0,994	0,998	0,997	0,997
12,5	0,983	0,998	0,995	1,006	0,999	0,998
15	0,997	1,003	1,000	1,002	0,999	1,001
17,5	0,999	1,003	0,992	1,001	1,002	0,997
20	0,997	0,999	0,999	0,999	0,999	0,998
25	1,001	1,000	0,997	1,004	1,002	1,000
30	1,002	0,999	0,999	1,001	1,000	1,002
35	1,005	1,000	1,001	1,003	0,999	1,000

O FC_{output} obtido foi aplicado aos valores de fatores *output* medidos para cada detector e comparados aos resultados existentes no TRS-483 (IAEA, 2017). As Tabelas 4.12; 4.13 e 4.14 apresentam os resultados para a CI PinPoint 3D®, Diodo SRS® e MicroDiamond®.

TABELA 4.12 – Fatores de correção (FC_{output}) e Fatores *output* (FO) obtidos para a câmara de ionização PinPoint 3D®.

Diâmetro do Cone (mm)	**PinPoint**				
	FC_{medido}	**FO_{medido}**	**FC_{TRS483}**	**FO_{TRS483}**	**Diferença (%)**
5	0,942	0,486	-	-	-
7,5	0,979	0,683	-	-	-
10	0,991	0,783	-	-	-
12,5	0,990	0,840	1,031	0,874	-3,93
15	1,000	0,879	1,020	0,896	-1,97
17,5	1,001	0,906	1,013	0,918	-1,20
20	0,998	0,917	1,008	0,926	-0,98
25	1,001	0,937	1,003	0,939	-0,24
30	1,000	0,945	1,001	0,946	-0,07
35	1,002	0,955	1,001	0,954	0,14

TABELA 4.13 – Fatores de correção (FC_{output}) e Fatores *output* (FO) obtidos para o detector Diodo SRS®.

Diâmetro do Cone (mm)	**Diodo SRS**				
	FC_{medido}	**FO_{medido}**	**FC_{TRS483}**	**FO_{TRS483}**	**Diferença (%)**
5	0,999	0,671	-	-	-
7,5	0,997	0,778	0,964	0,752	3,46
10	0,996	0,832	0,978	0,816	1,93
12,5	1,001	0,871	0,987	0,859	1,40
15	1,001	0,890	0,994	0,883	0,76
17,5	0,997	0,902	0,999	0,904	-0,20
20	0,999	0,915	1,002	0,918	-0,27
25	1,001	0,921	1,007	0,927	-0,64
30	1,000	0,927	1,010	0,936	-0,95
35	1,002	0,948	1,009	0,955	-0,71

TABELA 4.14 – Fatores de correção (FC_{output}) e Fatores *output* (FO) obtidos para o detector MicroDiamond®.

Diâmetro do Cone (mm)	**Microdiamond**				
	FC_{medido}	**FO_{medido}**	**FC_{TRS483}**	**FO_{TRS483}**	**Diferença (%)**
5	0,967	0,648	0,958	0,642	0,97
7,5	0,994	0,779	0,972	0,762	2,27
10	0,997	0,838	0,981	0,825	1,63
12,5	0,999	0,875	0,987	0,865	1,19
15	1,000	0,899	0,991	0,891	0,89
17,5	0,999	0,920	0,993	0,914	0,65
20	0,999	0,931	0,995	0,927	0,39
25	1,001	0,945	0,997	0,941	0,40
30	1,001	0,953	1,000	0,952	0,09
35	1,000	0,960	1,000	0,960	0,00

O fator output é um dos parâmetros que compõe o grupo de dados considerados como *input* em um comissionamento de TPS. Por essa razão, qualquer erro no valor desse parâmetro pode acarretar em um cálculo de dose errado. Como os detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos são diversos, há uma divergência entre os valores de output calculados devido as diferentes geometrias e composição.

Os dados obtidos nesse estudo, permitem afirmar que a metodologia utilizada, considerando os perfis (*inplane* e *crossplane*) demonstra uma nova forma de validar os valores do fator *output*, correlacionando-o com a dose média na secção transversal do volume sensível de um detector, projetada sobre um perfil de dose. Essa mesma metodologia também pode ser aplicada na matriz de distribuição de dose obtida por meio da irradiação dos campos circulares em filmes.

5. CONCLUSÕES

Foi desenvolvida uma metodologia (Figura 5.1), com base em métodos matemáticos, para avaliar os dados de comissionamento de um acelerador linear clínico com colimadores cônicos, utilizado para tratamentos de radiocirurgia. Os métodos escolhidos como base foram: (a) aplicação de um operador detector de borda, baseado em derivada primeira $f'(x)$ de uma função $f(x)$ que define o perfil de dose de um feixe, para mensurar a penumbra de um campo pequeno de irradiação; (b) cálculo de área sob uma curva (perfil de dose), utilizando uma integral por múltiplos trapézios e (c) cálculo de dose média sobre uma região definida pela secção transversal do volume de um detector, projetada sobre um perfil de dose. Os aperfeiçoamentos que estes métodos forneceram foram o uso de ferramentas matemáticas para uma análise quantitativa, com incerteza associada, de parâmetros dosimétricos, bem como uma forma de interpretar e/ou correlacionar matematicamente esses parâmetros em dosimetria de campos pequenos.

Para alguns procedimentos dentro da dosimetria de campos pequenos, a metodologia utilizada é um incentivo na elaboração de protocolos institucionais, para otimizar as etapas inerentes de comissionamento e/ou recomissionamento. Além disso, este estudo contribui para uma melhor interpretação dos dados dosimétricos de campos pequenos de irradiação, utilizados para comissionamento de um sistema de planejamento computadorizado TPS.

Mais uma vez, foi demonstrado que, em dosimetria de campos pequenos, faz-se necessário um estudo detalhado dos detectores, tanto sob a ótica de suas características físicas quanto da aplicação de fatores de correção. Também se nota que é possível estabelecer critérios de avaliação dos dados dosimétricos, baseando-se em dados matemáticos.

Com os resultados obtidos para os parâmetros avaliados neste estudo: penumbra, percentual de dose na profundidade, perfil de dose e fator *output* pode-se afimar que os valores obtidos são condizentes com os publicados na literatura, o que traz uma maior confiabilidade na interpretação dos métodos descritos.

Os resultados mostram um impacto positivo no uso dos métodos matemáticos aplicados neste estudo. A metodologia da aplicação destes esses métodos é muito útil na busca de um planejamento ideal para dosimetria de campos pequenos. Estudos futuros devem examinar outros métodos matemáticos que possam ser agregados, de modo a permitir novas avaliações em dosimetria de campos pequenos. De várias maneiras, este estudo fornece uma interpretação de dados dosimétricos, tendo em vista suas particularidades, que devem ser descobertas para uma implantação ou implementação de um procedimento operacional padrão, para cada etapa de dosimetria.

Por fim, o desenvolvimento deste trabalho mostra que a descrição de cada etapa em um processo de avaliação de dados dosimétricos reforça a metodologia, tornando maior a acurácia em dosimetria de campos pequenos.

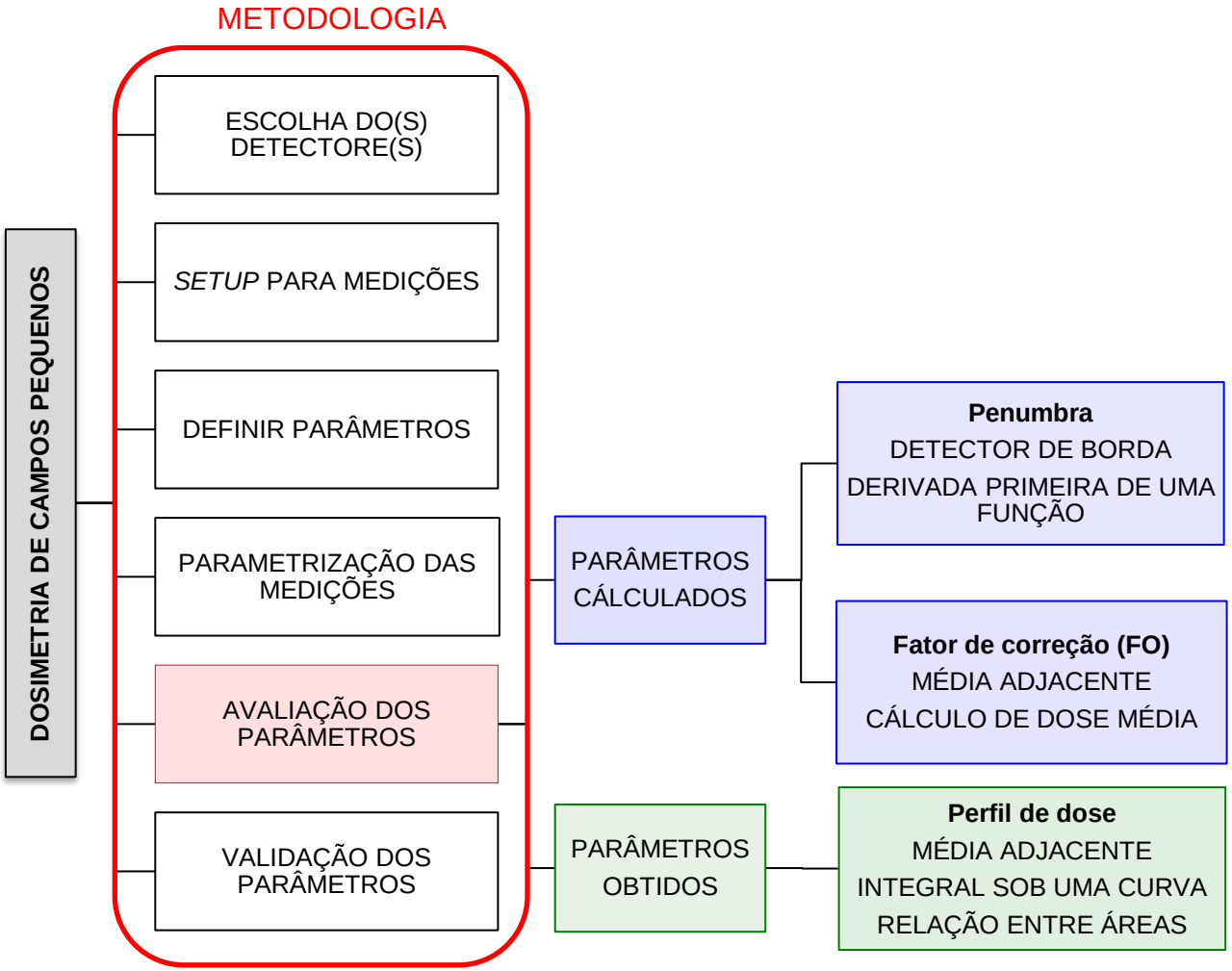


FIGURA 5.1 – Metodologia aplicada para realização da dosimetria de campos pequenos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High Energy Photon and Electron Beams**. Task Group 21. 1983.

ALFONSO, R.; ANDREO, P.; CAPOTE, R.; HUQ, M.S.; KILBY, W.; KJACAPOTE, R.; HUQ, M.S.; KILBY, W.; KJÄLL, P.; MACKIE, T. R.; PALMANS, H.; ROSSER, K.; SEUNTJENS, J.; ULRICH, W.; VATNITSKY, S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. ***Medical Physics***, v. 35, n. 11, p. 5179 - 5186, 2008.

AL SHUKAILI, K.; PETASECCA, M.; NEWALL, M.; ESPINOZA, A.; PEREVERTAYLO, V.L.; CORDE, S.; LERCH, M.; ROSENFELD, A.B. A 2D silicon detector array for quality assurance in small field dosimetry: DUO. ***Medical Physics***, v.44, p. 628–636, 2017.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** New York: Wiley, 2ª Ed, 2004.

AZANGWE, G.; GROCHOWSKA, P.; GEORG, D.; IZEWSKA, J.; HOPFGARTNER, J.; LECHNER, W.; ANDERSEN, C.E.; BEIERHOLM, A.R.; HELT-HANSEN, J.; MIZUNO, H.; FUKUMURA, A.; YAJIMA, K.; GOULDSTONE, C.; SHARPE, P.; MEGHZIFENE, A.; PALMANS, H. Detector to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. ***Medical Physics***, v. 41, n. 7, p. 072103-1 - 072103-16, 2014.

AZCONA, J. D.; BARBÉS, B.; MORÁN, V.; BURGUETE, J. Commissioning of small field size radiosurgery cones in a 6-MV flattening filter-free beam. ***Medical Dosimetry***, v. 42, n. 4, p. 282-288, 2017.

BAILER W, **Writing ImageJ Plugins**—A Tutorial, 1.71. Hagenberg, Austria, 2006.
BASSINET, C. HUET, C.; DERREUMAUX, S.; BRUNET, G.; CHEA, M.; BAUMANN, M.; LACORNERIE, T.; GAUDAIRE-JOSSET, S.; TROMPIER, F.; ROCH, P.; BOISSERIE, G.; CLAIRAND, I. Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife(R) and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. ***Medical Physics***, v. 40, n. 7, p. 071725, 2013.

BENMAKHLOUF, H.; SEMPAU, J.; ANDREO, P. Output correction factors for nine small field detectors in 6MV radiation therapy photon beams: a PENELOPE Monte Carlo study. ***Medical Physics***, v. 41, p. 041711, 2014.

BORZOV, E.; NEVELSKY, A.; BAR-DEROMA, R.; ORION, I. Dosimetric characterization of Elekta stereotactic cones. ***Journal of Applied Clinical Medical Physics***, v.19, n.1, p.194-203, 2018.

BUENO, M. L. Detecção de bordas através de Algoritmo Canny. Visão Computacional. Disponível em: <**http://www.inf.ufsc.br/~aldo.vw/visao/2000/Bordas/index.html>** Acesso em: 14 de julho de 2019.

BURGER, W.; BURGE, M. **Digital Imaging Processing**. ISBN. 978-184628-379-6, 2010.

CAPOTE, R.; SANCHES-DOBLADO, F.; LEAL, A.; GARES, J.I.; ARRANS, R.; HARTMANN, G. H. An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets. ***Medical Physics***, v. 31, n. 9, p. 2416 - 2422, 2004.

CHANG, K.; YIN. F.; NIE, K. The effect of detector size to the broadening of the penumbra – a computer simulated study. ***Medical Physics***, v. 23, p- 1407-1411, 1996.

CHARLES, P. H. **Very small field dosimetry**. Tese (Doutorado). Queensland University of Technology, Gardens Point, 2014.

CURRAN JR, W.J.; MACHTAY, M.; WASSERMAN, T.; SHIPLEY, W.U. Celebrating 40 years of clinical inquiry: The RTOG´s ruby anniversary. **International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics**, v. 71, n. 2, p. 321 – 323, 2008.

DAS, I. J.; DOWNES, M.B.; KASSAEE, A.; TOCHNER. Z. Choice of radiation detector in Dosimetry of Stereotactic Radiosurgery-Radiotherapy. ***Journal of Radiosurgery***, v. 3, p. 177 - 185, 2000.

DAS, I. J.; DING. G. X.; AHNESJO, A. Small field: Nonequilibrium radiation dosimetry*.* ***Medical Physics***, v. 35, p. 206 - 215, 2008.

ELEKTA. Agility. Disponível em: **<https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/beam-shaping/agility/>**. Acesso em: 01 de julho de 2017.

ELEKTA. Fraxion. Disponível em: **<https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/patient-positioning/fraxion/#fraxion-ar>**. Acesso em: 01 de outubro de 2018.

ELEKTA. Treatment delivery systems. Disponível em: <**https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/versa-hd treatment-delivery-systems**>. Acesso em: 01 de junho de 2019.

FERREIRA, T. WAYNE, R. **ImageJ User Guide** – IJ 1.46r, ImageJ FIGI, 2012.

FILIPUZZI, M. J. **Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución**. Tese (Mestrado). Universidad Nacional de Cuyo, Mendonza, 2013.

FRANCESCON, P.; CORA, S.; SATARIANO, N. Calculation of k(Q(clin), Q(msr)), (f(clin), f(msr)) for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations. ***Medical Physics***, v. 38, p. 6513–6527, 2011.

FRANCESCON, P.; KILBY, W.; SATARIANO, N.; CORA, S. Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the cyberknife system. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 57, p. 3741, 2012.

FRANCESCON, P.; KILBY, W.; SATARIANO, N. Monte Carlo simulated correction factors for output factor measurement with the CyberKnife system—results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation. ***Physics in Medicine & Biology***, v. 59, p. 11- 17, 2014.

GAFCHROMIC. Dosimetry Media, Type EBT-3. Disponível em: <**http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf**>. Acesso em: 07 de julho de 2019.

GARCIA-VICENTE, F.; DELGADO, J. M.; RODRIGUEZ, C. Exact analytical solution of convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 45, n. 20, p. 645 – 650, 2000.

HAYASHI, M; CHERNOV, M.F.; TAIRA, T.; OCHIAI, T.; NAKAYA, K.; TAMURA, N.; GOTO, S.; YOMO, S.; KOUYAMA, N.; KATAYAMA, Y.; KAWAKAMI, Y.; IZAWA, M.; MURAGAKI, Y.; NAKAMURA, R.; ISEKI, H.; HORI, T.; TAKAKURA; K. Outcome after pituitary radiosurgery for thalamic pain syndrome. ***International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics***, v. 69, n. 3, p. 852 – 857, 2007.

HERRUP, D.; CHU, J.; CHEUNG, H. PANKUCH, M. Determination of penumbra widths from ion chamber measurements. ***Medical Physics***, v. 46, n. 11, p. 3636 – 3640, 2005.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**. **An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*.*** Technical Reports Series-398. Vienna, 2006.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination.** Technical Reports Series – 483. Vienna, 2017.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Recommendations of the International Commission on Radiological Units. ***British Journal of Radiology***, v. 27, p. 243-247, 1954.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Radiation Quantities and Units***. ICRU Report 33. Bethesda, Maryland: 1980.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment - Medical Electron Accelerators – Functional Performance Characteristics 62 C – Equipment for Radiotherapy, Nuclear Medicine and Radiation Dosimetry.** Technical Report IEC IEC 60976, Genève, 1989.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment - Dosemeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy**. Technical Report IEC 60731, Genève, 2011.

IPEM - INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. **Small field MV photon dosimetry, Institute of Physics and Engineering in Medicine,** Report IPEM 103, York, 2010.
ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Guia para Expressão da Incerteza de Medição**. 3ª Edição brasileira. Rio de Janeiro: ABNT, 2003.

JAYARAMAN, S.; LANZL, L.H. **Clinical Radiotherapy Physics**. 2 ed. Springer: New York, 2004.

KHAN, F.M. **The Physics of Radiation Therapy**. 5.ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2014.

KLEIN, E.E.; HANLEY, J.; BAYOUTH, J.; YIN, F.; SIMON, W.; DRESSER, S.; SERAGO, C.; AGUIRRE, F.; MA, L.; ARJOMANDY, B.; LIU, C. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. ***Medical Physics***, v. 36, p. 4197-4212, 2009.

KNOLL, G.F. **Radiation Detection and Measurement**. 4.ed. John Wiley & Sons Inc. Michigan, 2010.

JOHNSON, P.B.; MONTERROSO, M. I.; YANG, F.; MELLON, E. Optimization of the prescription isodose line for Gamma Knife radiosurgery using the shor within shot technique. ***Radiation Oncology***, v. 12. N. 187, p. 1-9, 2017.

LAUB, W.U.; WONG, T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. ***Medical Physics***, v. 30, p. 341-347, 2003.

LEKSELL, L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. ***Acta Chirurgica Scandinavica***, v. 102, p. 316-319, 1951.

LEKSELL, L. Stereotactic radiosurgery. ***Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry***, v. 46, p. 797-803, 1983.

LOMAX, N.J.; SCHEIB, S.G. Quantifying the degree of Conformity in Radiosurgery Treatment Planning. ***International Journal Radiation Oncology-Biology-Physics***, v. 55, n. 5, p. 1409-1419, 2003.
MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.C. **Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice**. Taylor & Francis, Boca Raton, 2007.

MURALIDHAR, K.R.; ROUT, B. K.; RAMESH, K.K.D.; ALI, M.A.; MADHUSUDHAN, N.; KOMANDURI, K.; BABAIAH, M. Small field dosimetry and analysis of flattening filter free beams in true beam system. ***Journal of Cancer Research and Therapeutics***, v. 11, p. 136-140, 2015.

NASIR, M.; AMJAD, N.; RAZZAQ, A.; SIDDIQUE, T. Measurement and analysis of PDDs profile and output factors for small field sizes by cc13 and micro-chamber cc01. ***International Journal of Medical Physics***, v. 6, p. 36-56. 2017.

OLIVEIRA, R.S.M.F.; OLIVEIRA, F.A.M.; PINHEIRO, H.S. Programando o software ImageJ para a seleção automática de áreas marcadas por imunohistoquímica e coradas com cromogeno DAB e contra-coradas pela hematoxilina. ***Revista Interdisciplinar de Estudos Experimentais***, v. 3, p. 76 – 80, 2010.

ORIGIN. Origin Lab. Disponível em: **<https://www.originlab.com/>** Acesso em: 01 de julho de 2019.

PADDICK, I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. ***Journal of Neurosurgery***, v. 93, pp. 219 – 222, 2000.

PAPACONSTADOPOULOS, P.; TESSIER, F.; SEUNTJENS, J. On the correction, perturbation and modification of small field detectors in relative dosimetry. ***Physics in Medicine & Biology***, v.59, p. 5937, 2014.

PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. **Principles and Practice of Radiation Oncology**. 5.ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2008.

PODGORSAK, E.B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. International Atomic Energy Agency (IAEA). Vienna, 2005.

POPPINGA, D.; MEYNERS, J.; DELFS, B.; MURU, A.; HARDER, D.; POPPE, B.; LOOE, H. K. Experimental determination of the lateral dose response functions of detectors to be applied in the measurement of narrow phton-beam dose profiles. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 60, n. 24, p. 9421 – 9436, 2015.

PTW, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN. Manual técnico: ***Detectors including Codes of Practice***. Freiburg: PTW, 2017.

REGGIORI, G.; MANCOSU, P.; SUCHOWERSKA, N.; LOBEFALO, F.; STRAVATO, A.; TOMATIS, S.; SCORSETTI, M. Characterization of new unshielded diode for small filed dosimetry under flattening filter free beams. ***Physica Medica***, v. 32, p. 408-413, 2016.

SAUER, O. A.; WILBERT, J. Measurement of output factor for small photon beams. ***Medical Physics***, v. 34, n. 6, p. 1983 - 1988, 2007.

SAUER, O. A.; WILBERT, J. Functional representation of tissue phantom ratios for photon fields. ***Medical Physics***, v. 35, p. 5444-5450, 2009.

SHAW, E; KLINE, R.; GILLIN, M.; SOUHAMI, L.; HIRSCHFELD, A.; DINAPOLI, R; MARTIN, L. Radiation Therapy Oncology Group: Radiosurgery quality assurance guidelines. ***International Journal of Radiation Oncology-Biology- Physics***, v. 27, p. 1231-1239, 1993.

TANNY, S.; SPERLING, N.; PARSAI, E.I. Correction factor measurements for multiple detectors used in small filed dosimetry on the Varian Edge radiosurgery system. ***Medical Physics***, v.42, n. 9, p. 5370-5376, 2015.

UNDERWOOD, T.; WINTER, H.; HILL, M.; FENWICK, J. Detector density and small field dosimetry: integral versus point dose measurement schemes. ***Medical Physics***, v. 40, p.082102, 2013.

UNDERWOOD, T. S.; ROWLAND, B.C.; FERRAND, R.; VIEILLEVIGNE, L. Application of the Exradin W1 scintillator to determine Ediode 60017 and microDiamond 60019 correction factors for relative dosimetry within small MV and FFF fields. ***Physics in Medicine & Biology,*** v. 60, p. 6669-6683, 2015.

WAGNER, T.H.; BOVA, F.J.; FRIEDMAN, W.A., BUATTI, J.M.; BOUCHET, L.G., MEEKS, S.L. A simple and reliable index for scoring rival stereotactic radiosurgery plans. ***International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics***, v. 57, p. 1141-1149, 2003.

WIGGENRAAD, R.G.J.; PETOUKHOVA, A.L.; VERSLUIS, L.; VAN SANTVOORT, J.P.C. Stereotactic Radiotherapy of Intracranial Tumors: A comparison of intensity-modulated radiotherapy and dynamic conformal arc. ***International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics***, v.74, p.1018-1026, 2009.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
http://www.ipen.br

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.