



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

Frederico Souza Gomes da Silva

**DOSIMETRIA COMPUTACIONAL DE PARÂMETROS DO EIXO CENTRAL EM
CAMPOS PEQUENOS**

Belo Horizonte
2022

Frederico Souza Gomes da Silva

**DOSIMETRIA COMPUTACIONAL DE PARÂMETROS DO EIXO CENTRAL EM
CAMPOS PEQUENOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações.

Linha de Pesquisa: Dosimetria, Radioproteção e Instrumentação Nuclear na Saúde.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Telma Cristina Ferreira Fonseca

Coorientador: Dr. André Lima de Sousa Castro

Belo Horizonte
2022

S586d

Silva, Frederico Souza Gomes da.

Dosimetria computacional de parâmetros do eixo central em campos pequenos [recurso eletrônico] / Frederico Souza Gomes da Silva. - 2022.
1 recurso online (83 f. : il., color.) : pdf.

Orientadora: Telma Cristina Ferreira Fonseca.

Coorientador: André Lima de Sousa Castro.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 78-83.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radioterapia - Teses.
3. Método de Monte Carlo - Teses. I. Fonseca, Telma Cristina Ferreira.
II. Castro, André Lima de Sousa. III. Universidade Federal de Minas
Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)



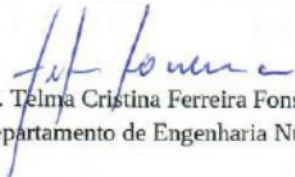
FOLHA DE APROVAÇÃO

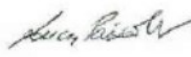
DOSIMETRIA COMPUTACIONAL DE PARÂMETROS DO EIXO CENTRAL EM CAMPOS PEQUENOS

FREDERICO SOUZA GOMES DA SILVA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 16 de dezembro de 2022, pela banca constituída pelos membros:



Profa. Telma Cristina Ferreira Fonseca - Orientadora
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Prof. Lucas Paixão Reis
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Luciana Batista
Nogueira

Assinado de forma digital por
Luciana Batista Nogueira
Dados: 2023.02.01 14:54:39 -03'00'

Profa. Luciana Batista Nogueira
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG


Dr. Carlos Julio Montaña Valencia
PCTN - Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

Belo Horizonte, 16 de dezembro de 2022.

Dedico este trabalho à minha mãe, por seu amor e carinho incondicional, por ser meu maior exemplo e por ser o alicerce de toda a minha existência.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, por tornar tudo isso possível.

Agradeço à minha mãe por todo apoio e incentivo, nada disso seria possível sem você.

Agradeço à minha excepcional orientadora Prof^a. Dr^a. Telma Cristina Ferreira Fonseca que exerce com amor, ética, excelência e maestria seus ofícios de professora, orientadora e pesquisadora. Serei eternamente grato por ter aceitado me orientar, por acreditar em mim mesmo quando eu duvidei da minha capacidade e por todas as conversas. Agradeço também por conseguir transcender o ato de “simplesmente” orientar, você realmente cria com seus alunos um vínculo de amizade e isso sem a menor sombra de dúvida faz toda a diferença em nossa jornada seja durante a pós-graduação ou na vida. Professora Telma você é um exemplo a ser seguido tanto no âmbito profissional quanto no âmbito pessoal.

Agradeço ao meu coorientador Dr. André Lima de Sousa Castro por todo auxílio, por todos os ensinamentos e pela paciência durante a realização deste trabalho.

Agradeço ao Prof. Dr. Lucas Paixão, que durante minha graduação como meu orientador me despertou o interesse pela pesquisa e foi a minha “ponte” com a professora Telma.

Agradeço à equipe do MCMEG pelos materiais cedidos e auxílio com as simulações.

Agradeço à equipe LN/IRD/CNEN pelo uso do *Cluster Orion*.

Agradeço à Radiocare por disponibilizar sua estrutura e equipamentos necessários para a realização da parte experimental do trabalho.

Agradeço aos amigos que o DEN me trouxe, Carlos Vinicius e Lucas Fabrício, por todas as conversas e conhecimento compartilhado.

Agradeço aos meus irmãos Achilles, Octávio e Cynthia, por todo suporte.

Agradeço aos meus grandes amigos Helena e Benito Carleial, por todos os conselhos, conversas e principalmente pelo incentivo.

Agradeço ao amigo de longa data Mateus Froede por todo apoio.

Agradeço à minha tia Sueli Rios por todo incentivo e suporte.

Agradeço ao meu tio Luís Estevam por ser meu principal exemplo para seguir nesta jornada.

Agradeço aos professores e funcionários do DEN por todo o suporte.

Agradeço à CAPES pelo auxílio financeiro.

Agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para a conclusão deste trabalho.

“Você existe apenas naquilo que faz.”

Federico Fellini

RESUMO

O conceito de campos pequenos em radioterapia está presente principalmente em técnicas que modulam a fluência de fótons ou em tratamento de lesões de dimensões reduzidas tais como, em radiocirurgia ou radioterapia estereotáxica de corpo. O uso de campos pequenos ou não regulares, impõe sérios desafios em dosimetria. Dessa forma pesquisas devem ser realizadas com o objetivo de estudar a dosimetria de campos pequenos. Uma maneira de estudar, analisar e entender os possíveis parâmetros que podem influenciar na estimativa de dose em radioterapia de campos pequenos é utilizar os diversos códigos computacionais disponíveis em literatura. Aqui, o código computacional *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) foi utilizado para modelar e simular os diversos e possíveis cenários em radioterapia de campos pequenos. A modelagem computacional permitiu investigar os diferentes níveis de complexidade na geometria dos detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos. Foram estimados os valores de percentual de dose em profundidade (PDP), a medida da qualidade do feixe para campos regulares e pequenos e, os fatores de correção para dose em campos pequenos. Dois espectros de raios X de energia 6 MV fornecidos em literatura, foram utilizados para simular os campos de área 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, e 1x1cm², utilizando diferentes geometrias de detectores. As geometrias dos detectores modeladas partiram de um modelo simples, representado por esferas de água até uma geometria mais complexa, que consistiu, na reprodução do modelo real da câmara de ionização *PinPoint* 3D 31016. Além disso, foram realizados experimentos em hospital para obter os PDPs e validar os modelos computacionais desenvolvidos. A diferença encontrada para o valor do PDP_{20,10} quando comparado os resultados experimentais e computacionais, para o modelo esféricos e com o espectro da fonte fornecido pelo Braualla foi de 5,81%. Os fatores de correção estimados com os resultados obtidos nas simulações para os campos pequenos foram calculados. Foi possível entender que a complexidade da geometria modelada, utilizando o MCNPX, do detector e o espectro de energia utilizado influenciam diretamente nos resultados considerando os campos pequenos. Os fatores de correção calculados, quando comparados com fatores de correção publicados em literatura, apresentaram variações de 5,55% e 9,97%, para campos 2x2 e 1x1 cm² respectivamente, para a modelagem e simulação computacional utilizando o espectro do grupo MCMEG e a *PinPoint* 3D 31016 como detector.

Palavras-chave: Campos Pequenos, Radioterapia, MCNPX, Monte Carlo, Fatores de Correção.

ABSTRACT

The concept of small fields in radiotherapy is found mainly in techniques that modulate photon flux or in the treatment of small lesions, such as radiosurgery or stereotactic body irradiation. The use of small or irregular fields poses major challenges for dosimetry. Therefore, research should be conducted with the aim of studying the dosimetry of small fields. One way to investigate, analyse and understand the possible parameters that may affect dose estimation in small field radiotherapy is to use the different calculation codes available in the literature. Here, the Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) computational code was used to model and simulate the different and possible scenarios in small-field radiotherapy. The computational modelling allowed to investigate the different levels of complexity of the geometry of the detectors used in small-field dosimetry. Percentage values of dose in depth (PDP), the measure of beam quality for regular and small fields, and correction factors for dose in small fields were estimated. Two X-ray spectra with an energy of 6 MV, found in the literature, were used to simulate the 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 and 1x1 cm² fields, using different detector geometries. The geometries of the modelled detectors ranged from a simple model represented by water spheres to a more complex geometry consisting in the replication of the real model of the PinPoint 3D 31016 ionisation chamber. In addition, experiments were conducted in a hospital to obtain the PDPs and validate the computational models developed. The difference found for the PDP_{20,10} value when comparing the experimental and computational results, for the spherical model and with the source spectrum provided by Braualla, was 5.81%. The correction factors estimated with the results of the simulations for the small fields were calculated. It was possible to see that the complexity of the geometry of the detector modelled with MCNPX and the energy spectrum used directly influence the results for the small fields. The calculated correction factors showed deviations of 5.55% and 9.97% for fields of 2x2 and 1x1 cm², respectively, in the modelling and computational simulation using the spectrum of the MCMEG group and the PinPoint 3D 31016 as detector, compared to the correction factors published in the literature.

Keywords: Small Fields, Radiotherapy, MCNPX, Monte Carlo, Correction Factors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Campo pequeno criado com MLC	20
Figura 2: Volumes de tratamento	21
Figura 3: Esquema de obtenção do PDP.....	25
Figura 4: Representação do CPE	30
Figura 5: Formação da penumbra em campos convencionais (A) e em campos pequenos (B)	31
Figura 6: Esquema da dosimetria de campos pequenos	33
Figura 7: Esquema de uma câmara de ionização do tipo dedal.....	38
Figura 8: Câmara de ionização PTW PinPoint 3D 31016	38
Figura 9: Estrutura do input do MCNPX.....	40
Figura 10: Acelerador Linear.....	42
Figura 11: Câmara de ionização PinPoint 3D 31016.....	43
Figura 12: Eletrômetro PTW Unidos E	44
Figura 13: Fantoma de água	44
Figura 14: Colimação do feixe	47
Figura 15: Espectro de 6 MV.....	49
Figura 16: Modelo da geometria utilizada.....	50
Figura 17: Representação esférica da PinPoint 3D Chamber Type 31016.....	51
Figura 18: Geometria reproduzindo a PinPoint 3D Chamber Type 31016 gerada no MCNPX.....	52
Figura 19: Curvas de PDP para os campos maiores que 2x2 cm ²	55
Figura 20: Curvas de PDP para os campos 2x2cm ² e 1x1 cm ²	56
Figura 21: Curvas de PDP - validação.....	58
Figura 22: Curvas de PDP – Esferas de água - MCMEG.....	61
Figura 23: Curvas de PDP – Esferas de água - Braualla	63
Figura 24: Curvas de PDP – esferas representando a PinPoint 3D 31016 - MCMEG	65
Figura 25: Curvas de PDP – esferas representando a PinPoint 3D 31016 - Braualla... ..	67
Figura 26: Curvas de PDP – PinPoint 3D 31016 - MCMEG	69
Figura 27: Curvas de PDP – PinPoint 3D 31016 - Braualla.....	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Checklist do código de MC	45
Tabela 2: Definição dos materiais utilizados nas simulações.....	46
Tabela 3: Equivalência das áreas dos campos quadrados e circulares	48
Tabela 4: Resultados experimentais para campos maiores que 2x2 cm ²	53
Tabela 5 Resultados experimentais para os campos 2x2 e 1x1 cm ²	54
Tabela 6: Resultados de validação.....	56
Tabela 7: PDP _{20,10} - validação.....	58
Tabela 8: Resultado detectores esféricos de água - MCMEG	59
Tabela 9: Resultado detectores esféricos de água - Braualla.....	61
Tabela 10: Resultados detectores esféricos representando a PinPoint 3D 31016 - MCMEG	63
Tabela 11: Resultados detectores esféricos representando a PinPoint 3D 31016 - Braualla.....	65
Tabela 12: Resultados com detector reproduzindo a PinPoint 3D 31016 - MCMEG..	67
Tabela 13: Resultados com detector reproduzindo a PinPoint 3D 31016 - Braualla ...	69
Tabela 14: Resultados de PDP _{20,10} e de TPR _{20,10}	72
Tabela 15: Resultados da estimativa dos coeficientes de correção para campos pequenos	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPE	<i>Charged Particle Equilibrium</i>
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
ddp	Diferença de potencial
EGSnrc	<i>Electron Gamma Shower - National Research Council</i>
FWHM	<i>Full Width Half Maximum</i>
GEANT4	<i>GEometry ANd Tracking 4</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>
IPEM	<i>Institute of Physics and Engineering in Medicine</i>
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ITV	<i>Internal Target Volume</i>
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per unit Mass</i>
LANL	<i>Los Alamos National Laboratory</i>
LINAC	<i>Linear particle accelerator</i>
LN	Laboratório de Metrologia de Nêutrons
MC	Monte Carlo
MCMEG	<i>Monte Carlo Modelling Expert Group</i>

MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle Transport Code eXtended</i>
MLC	<i>Multileaf Collimator</i>
NT	Neuralgia do Trigêmeo
OAR	<i>Organs at Risk</i>
PDP	Percentual de dose em profundidade
PENELOPE	<i>Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTV	<i>Planning Target Volume</i>
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
SBRT	<i>Stereotactic Body Radiation Therapy</i>
SRS	<i>Stereotactic Radiosurgery</i>
SSD	<i>Source Skin Distance</i>
TC	Tomografia Computadorizada
TCPE	<i>Transient Charged Particle Equilibrium</i>
TERMA	<i>Total Energy Released per unit Mass</i>
TOPAS	<i>Tool for Particle Simulation</i>
TPR	<i>Tissue Phantom Ratio</i>
TPS	<i>Treatment Planning Systems</i>
TRS	<i>Technical Reports Series</i>
UH	unidades de Hounsfield
UM	Unidade monitora
XVMC	<i>X-Ray Voxel Monte Carlo</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS.....	18
2.1	Objetivos Específicos.....	18
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
3.1	Radioterapia	19
3.1.1	Volumes de Tratamento.....	21
3.2	Conceitos Dosimétricos Fundamentais para a Radioterapia de Fótons	22
3.2.1	Fluência de Fótons, Fluência de Energia e TERMA	22
3.2.2	KERMA.....	23
3.2.3	Dose Absorvida.....	24
3.3	Funções de Dose Utilizadas em Radioterapia.....	25
3.3.1	Percentual de Dose em Profundidade (PDP)	25
3.3.2	Razão Tecido Fantoma (TPR)	26
3.4	Formalismo para Dose Absorvida em Condições de Referência.....	26
3.5	Formalismo para a Dosimetria de Campos Pequenos.....	29
3.6	Detectors de Radiação	35
3.6.1	Teoria da Cavidade	35
3.6.2	Câmara de Ionização.....	37
3.6.3	Câmara de Ionização PinPoint.....	38
3.7	Método de Monte Carlo	39
3.7.1	Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX)	40
4	MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1	Arranjo Experimental.....	42
4.2	Modelagem Computacional	45
4.2.1	Espectros de Emissão Utilizados na Fonte de Radiação das Simulações..	49

4.2.2	Simulações de Validação	50
4.2.3	Simulações com Detectores Esféricos de Água.....	50
4.2.4	Simulações com Detectores Esféricos Representando a Câmara de Ionização PinPoint 3D Chamber Type 31016	51
4.2.5	Simulações com Detectores Reproduzindo a Câmara de Ionização PinPoint 3D Chamber Type 31016.....	52
5	RESULTADOS.....	53
5.1	Resultados Experimentais.....	53
5.2	Resultado da Modelagem Computacional de Validação	56
5.3	Resultados das Simulações com Detectores Esféricos de Água.....	59
5.4	Resultados das Simulações com Detectores Esféricos Representando a <i>PinPoint</i> 3D 31016.....	63
5.5	Resultados das Simulações com Detector Reproduzindo a <i>PinPoint</i> 3D 31016	67
5.6	Resultados de $PDP_{20,10}$ e $TPR_{20,10}$	71
5.7	Resultados da Estimativa do Coeficiente de Correção para Campos Pequenos	74
6	CONCLUSÃO	76
	REFERÊNCIAS	78

1 INTRODUÇÃO

A utilização de campos pequenos em técnicas de tratamento na radioterapia, foi possível pela evolução dos algoritmos de cálculo dos sistemas de planejamento e por avanços no desempenho das unidades de tratamento. A criação dos colimadores multifolhas (MLC, do inglês *Multileaf Collimator*) com espessura de 2,5 mm no isocentro, permitiram ajustes dinâmicos dos seus componentes levando a criação de segmentos cada vez menores, por exemplo, equipamentos *GammaKnife* com colimadores de diâmetro variando de 4 a 16 mm e *CyberKnife* que possibilitam diversificar o tamanho da íris para diferentes aplicações (CHAND *et al.*, 2020).

Não há um consenso ainda na definição de pequenos campos e diversos autores trazem abordagens distintas em suas classificações (DAS; DING; AHNESJÖ, 2007; ASPRADAKIS, 2009; DAS; MORALES; FRANCESCON, 2016). Em seu trabalho, Parwaie *et al.* (2018) define campos pequenos, como sendo os campos que variam de 4x4 até 0,3x0,3 cm², e enfatiza a importância de utilizar detectores com alta resolução espacial, permitindo medidas precisas em regiões com alto gradiente de dose. Os autores, abordam diversos tipos de detectores e apresentam seus prós e contras acerca da utilização de certos detectores na dosimetria de campos pequenos concluindo que uma superestimativa ou subestimativa da dose pode ocorrer dependendo do tamanho do campo e do tipo de detector utilizado. No que tange as câmaras de ionização, que são detectores amplamente utilizados em radioterapia, o autor destaca que as doses podem ser subestimadas quando utilizadas para medir a dose em campos pequenos e tal efeito é diretamente proporcional ao aumento do seu volume sensível. Entretanto, as câmaras de ionização do tipo *PinPoint* com um volume sensível inferior a 0,1 cm³, foram desenvolvidas para medições em campos pequenos e devem ser calibradas em relação a uma câmara do tipo Farmer. O autor também aponta que a dose obtida em campos de 0,5x0,5 cm² pode ser subestimada quando medida com as câmaras *PinPoint* e pode apresentar diferenças de até 10% (PARWAIE *et al.*, 2018).

Chand *et al.* (2020) define o campo 4x4 cm² como um campo não convencional, mas entende que campos menores que 3x3 cm² são considerados pequenos. Assim, como Parwaie *et al.* (2018), que propõe que as câmaras de ionização podem ser uma possibilidade para a dosimetria, Chand *et al.* (2020), faz algumas ressalvas em relação ao volume sensível, e relata que as câmaras convencionais não são eficientes para medidas em campos com essas dimensões. Portanto, para Chand *et al.* (2020) as câmaras *PinPoint* apresentam uma resposta

adequada para campos com dimensões de até 2x2 cm². Todavia para campos menores, perturbações na leitura do detector podem surgir. Outros possíveis tipos de detectores são as microcâmaras, que apresentam volume entre 0,002 e 0,01 cm³ e tem potencial para se obter resultados satisfatórios em campos muito pequenos, contudo, apresentam limitações devido à, por exemplo, sua baixa sensibilidade, fuga de radiação e possíveis efeitos de perturbação provenientes da haste e do fio.

O Instituto de Física e Engenharia em Medicina (IPEM, do inglês *Institute of Physics and Engineering in Medicine*) estabelece como campo pequeno “o campo que apresenta dimensões menores que o alcance lateral das partículas carregadas e que contribuem com a dose no eixo central” (CHAND *et al.*, 2020). Nota-se que tal entendimento é mais abrangente uma vez que nesse caso se retira, parcialmente, a correlação exclusiva com a abertura do colimador propriamente dita e insere a influência da energia e do meio, já que esses fatores afetam o transporte lateral de partículas carregadas.

Os campos pequenos são muito utilizados nas técnicas de Radiocirurgia Estereotáxica (SRS, do inglês *Stereotactic Radiosurgery*) e Radioterapia Estereotáxica de Corpo (SBRT, do inglês *Stereotactic Body Radiation Therapy*). Essas técnicas de radioterapia apresentam vantagens clínicas uma vez que possibilitam maior modulação da fluência de fótons, aumento do gradiente da dose absorvida e aumento do índice de conformidade da dose em relação ao volume alvo, pois possibilitam a fragmentação dos campos regulares em campos menores (KHAN; GIBBONS, 2014). Contudo a utilização desses campos impõe desafios dosimétricos, uma vez que o transporte lateral de elétrons é afetado, o que faz com que a relação direta entre o Kerma colisional e a dose seja perdida (ATTIX, 1986). Além disso, o feixe é perturbado pela sobreposição da penumbra gerada pela oclusão do feixe primário dos colimadores, ocasionando uma distribuição de dose no campo não homogênea.

Outro aspecto importante da dosimetria de campos pequenos está na escolha do detector de radiação utilizado no planejamento do protocolo, conseqüentemente vários estudos buscam analisar e comparar resultados de medições utilizando diferentes tipos de detectores de radiação em dosimetria de campos pequenos (AZANGWE *et al.*, 2014; BENMAKHOLOUF; SEMPAU; ANDREO, 2014; PARK *et al.*, 2018; DONYA *et al.*, 2020).

Efetivamente, os protocolos para a dosimetria de campos pequenos foram estabelecidos em 2017, por meio do relatório técnico - 483 (TRS - 483, do inglês *Technical Reports Series*) publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*) e pela Associação Americana de Física Médica (AAPM, do inglês

American Association of Physicists in Medicine) (IAEA, 2017). Esses protocolos basearam-se no formalismo proposto por Alfonso *et al.* (2008), que introduziu e classificou fatores de correção para dosimetria de campos pequenos considerando a diferença entre a leitura do detector no campo clínico e no campo de referência, assim como os efeitos de perturbação do feixe (ALFONSO *et al.*, 2008; IAEA, 2017; MAMESA *et al.*, 2020).

Neste contexto, modelagens e simulações computacionais vem amplamente sendo utilizadas em física médica, se mostrando como alternativa importante para a dosimetria física tornando viáveis diversos estudos, análises e um melhor entendimento dos dados dosimétricos por exemplo, de pequenos campos a partir da reprodução com precisão do ambiente tridimensional experimental (YORIYAZ, 2009). A modelagem e simulação computacional se baseia em cálculos matemáticos que permitem estimar de forma precisa, dentro de uma incerteza aceita, a interação da radiação ionizante com a matéria. Os códigos computacionais de Monte Carlo utilizam o Método Matemático de Monte Carlo (MC) e as bibliotecas de probabilidade de interação da radiação com a matéria, de forma que seja possível computar todos os prováveis eventos de interação em um ambiente modelado tridimensionalmente, contendo diferentes materiais, composições, densidades e para diversas partículas e energias. É possível encontrar disponíveis, em literatura, diversos códigos de Monte Carlo, como por exemplo, o *Monte Carlo N-Particle Transport Code eXtended* (MCNPX) (PELOWITZ, 2011), o PENELOPE (BARÓ *et al.*, 1995), o TOPAS (FADDEGON *et al.*, 2020), GEANT4 (IVANYAN, 2021), EGSnrc (KAWRAKOW *et al.*, 2011), entre outros.

2 OBJETIVOS

Estudar os possíveis parâmetros que influenciam a dosimetria em radioterapia de campos pequenos e propor fatores de correção para medidas de calibração em campos de referência, utilizando modelagens e simulações computacionais validados com experimentos realizados no serviço de radioterapia Radiocare em Belo Horizonte, MG.

2.1 Objetivos Específicos

- Validar dois espectros de fótons com energia nominal de 6 MV utilizando um modelo computacional do arranjo experimental e câmara de ionização.
- Irradiar no acelerador linear do Radiocare em Belo Horizonte, a câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016* em fantoma de água com feixe de fótons de energia 6 MV para os seguintes tamanho campo de radiação 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm².
- Modelar as diferentes geometrias de detector evoluindo o grau de complexidade até a reprodução completa da câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016*.
- Simular os campos de radiação 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² e obter as curvas PDP para cada geometria de detector modelada, utilizando os espectros validados do feixe de 6 MV.
- Comparar os resultados de dose em profundidade obtidos experimentalmente com os resultados obtidos nas diferentes geometrias de detectores propostas na modelagem computacional.
- Estimar o fator de correção para a dose absorvida na água como proposto por Alfonso *et al.* (2008).

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Radioterapia

A radioterapia pode ser definida como uma modalidade clínica que utiliza radiação ionizante para o tratamento de patologias benignas ou malignas para fins profiláticos, paliativos ou terapêuticos (LEVITT *et al.*, 2006). Comumente ela é dividida em duas modalidades, a braquiterapia (fora do escopo do estudo) e a teleterapia. Essa última consiste na aplicação de feixes externos cuja fonte de radiação encontra-se distante da região de tratamento (FURNARI, 2009).

A teleterapia teve início com a descoberta dos raios X por Roentgen em 1895. Durante os primeiros anos, os progressos tecnológicos foram relativamente lentos e a teleterapia era baseada em máquinas de raios X de ortovoltagem. A produção de isótopos artificiais para o uso na radioterapia possibilitou a aplicação de raios gama produzidos no decaimento do cobalto-60, com energia equiparável a dos raios X de megavoltagem, e revolucionou o tratamento nos anos de 1950 a 1980. Entretanto, os aceleradores clínicos de megavoltagem logo tornaram-se os equipamentos emissores de radiação mais usados na radioterapia moderna. O acelerador linear (LINAC, do inglês *Linear Particle Accelerator*) oferece excelente versatilidade para o tratamento com raios X ou elétrons, com diferentes energias da ordem de grandeza de megavoltagem, além de apresentar menores riscos do ponto de vista da proteção radiológica (PODGORSAK, 2005; LINZ, 2012).

Os processos de aquisições de imagens na radioterapia evoluíram concomitantemente aos desenvolvimentos tecnológicos no campo da imagiologia e a disponibilidade comercial de sistemas de planejamento de tratamento (TPS do inglês *Treatment Planning Systems*) tridimensionais que utilizam imagens de tomografia computadorizada (TC). Imagens de TC associadas à ressonância magnética nuclear (RMN) e imagens funcionais como a tomografia por emissão de pósitrons (PET, do inglês *Positron Emission Tomography*) proporcionam a identificação e localização dos volumes alvos e de órgãos normais críticos cujas definições podem ser encontradas nos relatórios 50 e 62 da *International Commission of Radiation and Units* (ICRU) (HALPERIN; PEREZ; BRADY, 2007).

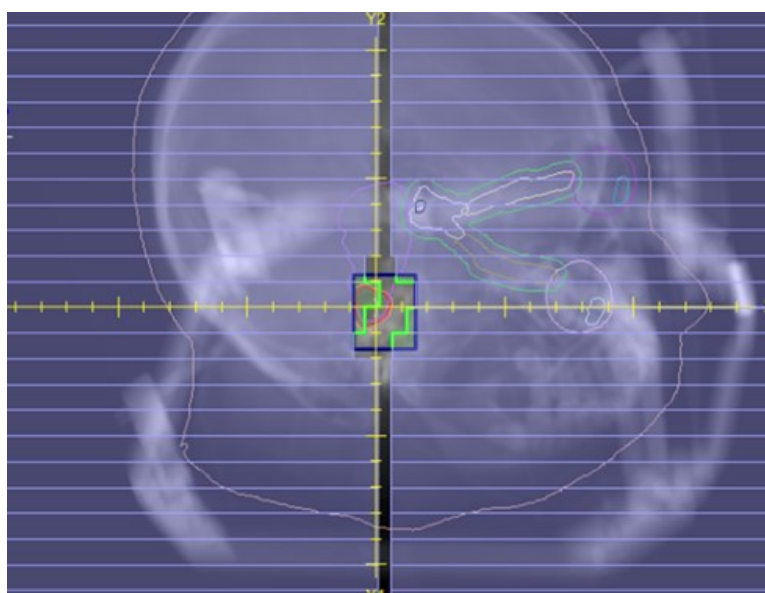
As Imagens de TC também fornecem dados quantitativos, sob a forma de unidades de *Hounsfield* (UH) aos TPS para correções de heterogeneidade de tecido no cálculo da dose absorvida. Uma vez que as Unidades de *Hounsfield* têm uma relação linear com os coeficientes

de atenuação, é possível inferir as densidades eletrônicas dos tecidos, embora essa relação não seja obedecida exatamente em toda a gama de densidades, e utilizá-las para calcular a dose absorvida através do cálculo da interação da radiação com o tecido (KHAN; GIBBONS, 2014; CASTRO, 2017).

O planejamento conformacional do tratamento utiliza o TPS para planejar e projetar campos, arranjos de feixe e calcular a distribuição da dose absorvida. A determinação da geometria do feixe e das áreas protegidas considera a posição do volume alvo em relação aos órgãos normais críticos (OAR, do inglês *Organs at Risk*) (PODGORSAK, 2005).

A radioterapia por intensidade modulada (IMRT, do inglês *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) refere-se à técnica de tratamento em que uma fluência de fótons não uniforme é usada na composição da dose absorvida. Essa fluência é criada a partir do conceito de planejamento inverso em que os objetivos do plano são definidos e uma solução computacional gera os mapas de fluência que então são convertidos em seguimentos nos equipamentos que utilizam MLC, por exemplo. A criação de diversos subcampos de pequenas dimensões associadas com movimentação dinâmica das lâminas do MLC, movimento do *gantry* e variação da taxa de dose, aumenta significativamente a qualidade do plano, tornando possível reduzir a dose nos tecidos saudáveis e aumentar a conformação no tecido alvo (KHAN; GIBBONS, 2014). A Figura 1 ilustra um campo pequeno criado com MLC para um tratamento na região da cabeça.

Figura 1: Campo pequeno criado com MLC



Fonte: O autor

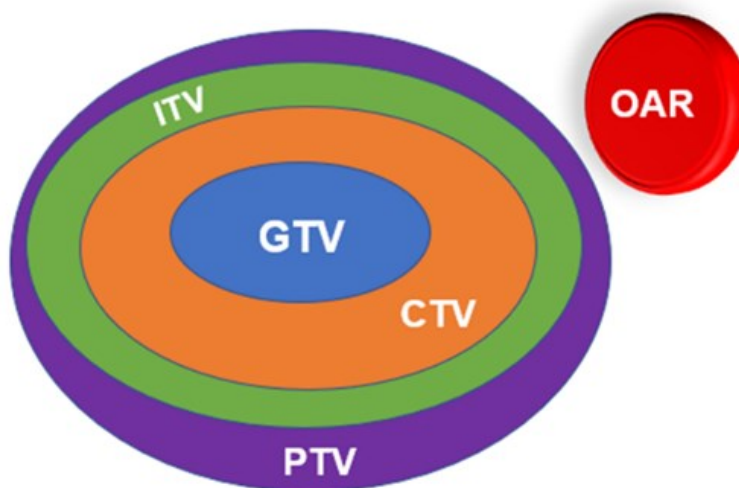
Tratamentos de SRS ou SBRT que consistem na entrega de altas doses em fração única ou poucas frações na região do encéfalo e no corpo, respectivamente, podem ser realizados por técnicas conformacionais ou moduladas. Em ambas as situações é necessário o uso de campos pequenos a fim de cumprir os objetivos do planejamento (STERN; SALAMON, 2022).

Pode-se citar como exemplo de abordagem clínica que utilizam campos pequenos a neuralgia do trigêmeo (NT) que é uma síndrome de dor crônica localizada na distribuição somatossensorial do nervo trigêmeo e afeta significativamente a qualidade de vida dos pacientes acometidos (ALVES, 2004; MONTANO *et al.*, 2015). A NT é causada pela compressão do nervo trigêmeo por vasos, principalmente por artérias, mas ocasionalmente por veias, ou tumores (ZAKRZEWSKA, 1999; KITT *et al.*, 2000). O tratamento desta síndrome utiliza campos de dimensões extremamente pequenas e se dá por meio da radiocirurgia estereotáxica (STERN; SALAMON, 2022) com *GammaKnife* ou Cones e *micromultileaf* no caso de aceleradores lineares. Utilizam-se de seis a nove arcos com abertura de colimador, ângulos de varredura e distribuição geométrica que promovam alto gradiente de dose na região de interesse.

3.1.1 Volumes de Tratamento

Os volumes representados na Figura 2 devem ser delimitados durante o planejamento do tratamento, as definições desses volumes foram apresentadas no relatório 50 e complementados no relatório 62 ambos da ICRU (LANDBERG *et al.*, 1993; LANDBERG *et al.*, 1999).

Figura 2: Volumes de tratamento



Fonte: O autor

O primeiro deles representado em azul é o volume tumoral grosseiro (GTV, do inglês *Gross Tumor Volume*) que representa o tumor detectado pelos métodos de imagem, portanto é onde se tem a maior densidade de células tumorais, ou seja, o GTV é o tumor em si. O segundo volume em laranja é o volume de alvo clínico (CTV, do inglês *Clinical Target Volume*) que consiste no GTV com a adição de uma região que ainda pode conter células tumorais. O terceiro volume mostrado em verde é denominado volume de alvo Interno (ITV, do inglês *Internal Target Volume*), que engloba além dos volumes anteriores uma margem de segurança devido a movimentação fisiológica dos órgãos. O último volume de tratamento a ser definido é o volume de planejamento (PTV, do inglês *Planning Target Volume*) apresentado em roxo, contém em seu volume todos os volumes anteriores acrescidos de uma borda de segurança devido às incertezas relacionadas ao posicionamento do paciente, é com base no PTV que se faz o planejamento do tratamento radioterápico. Outro volume muito importante é o volume dos órgãos normais críticos (OAR), que define regiões adjacentes a área de tratamento onde se busca minimizar os efeitos da radiação ionizante (LANDBERG *et al.*, 1993; LANDBERG *et al.*, 1999).

3.2 Conceitos Dosimétricos Fundamentais para a Radioterapia de Fótons

3.2.1 Fluência de Fótons, Fluência de Energia e TERMA

Um feixe de fótons, caracterizado por sua fluência de energia (Ψ), apresenta uma probabilidade de interação por unidade de distância do meio absorvedor dada pelo coeficiente de atenuação linear (μ). Tal probabilidade apresenta dependência da energia do fóton, da densidade do meio e de seu número atômico efetivo (Z_{eff}).

A Fluência (Φ) de fótons é o número de fótons (dN) que atravessam uma esfera de seção de área (da):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1)$$

A Fluência de Energia (Ψ) é a soma da energia de todos os fótons (dE) que atravessam uma esfera de seção de área (da):

$$\Psi = \frac{dE}{da} \quad (2)$$

A energia total liberada por unidade de massa ou TERMA (T), durante a interação do feixe de fótons com o meio é estimada pelo produto da fluência de energia dos fótons (Ψ) e o coeficiente de atenuação total por massa (μ_{total}/ρ) (AAPM, 2004).

$$T = \Psi \cdot \frac{\mu_{\text{total}}}{\rho} \quad (3)$$

3.2.2 *KERMA*

Na interação com a matéria os fótons podem transferir parte ou toda sua energia a elétrons que obtêm energia cinética. Quando a energia é transferida parcialmente para o elétron, o fóton é espalhado e interage novamente com o meio. Conseqüentemente, o fóton pode ser submetido a um ou vários espalhamentos até que toda sua energia seja transferida. A parcela da energia do fóton que é convertida em energia cinética dos elétrons por unidade de distância do material absorvedor é obtida pelo coeficiente de transferência de energia (μ_{tr}) (KHAN; GIBBONS, 2014).

$$\mu_{\text{tr}} = E_{\text{tr}} \cdot \frac{\mu}{h\nu} \quad (4)$$

Onde E_{tr} é a energia média transformada em energia cinética de partículas carregadas, μ é coeficiente de atenuação e $h\nu$ é a energia do fóton.

A energia cinética transmitida somente as partículas carregadas e proveniente da interação de radiações indiretamente ionizantes por unidade de massa é o KERMA (K). A Equação 5 explicita a definição matemática do KERMA como o produto da fluência de energia e do coeficiente de transferência de energia por massa.

$$K = \Psi \cdot \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \quad (5)$$

Os elétrons com energia cinética apresentam uma maior possibilidade de transmitir energia através de colisões inelásticas com elétrons do meio, ocasionando eventos de ionizações

ou excitações. Uma porção menor desses elétrons irá perder sua energia por interações de *Bremsstrahlung* dependendo do número atômico (Z) do meio. O coeficiente de absorção de energia (μ_{en}) é definido como o produto entre o coeficiente de transferência de energia (μ_{tr}) e o termo $(1-g)$, onde g corresponde a fração de energia das partículas carregadas secundárias que é dissipada por radiações de frenagem (ATTIX, 1986; PODGORSK, 2005).

$$\mu_{en} = \mu_{tr} (1 - g) \quad (6)$$

O KERMA colisional (K_{col}), leva em consideração apenas a energia transferida a partículas carregadas por unidade de massa próximas ao local de interação e pode ser obtido pelo produto da fluência de energia com o coeficiente de absorção mássico.

$$K_{col} = \Psi \cdot \frac{\mu_{en}}{\rho} \quad (7)$$

Enquanto, o KERMA radiativo (K_{rad}), é a fração do KERMA que está relacionada às interações de perda radiativa, como a produção de fótons, conforme as partículas secundárias interagem com o meio. Sendo esses eventos majoritariamente radiação de *Bremsstrahlung*, ainda que com uma menor chance fótons de aniquilação em voo podem ser produzidos (PODGORSK, 2005).

$$K_{rad} = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \cdot \left(\frac{g}{1 - g} \right) \quad (8)$$

3.2.3 Dose Absorvida

A grandeza dose absorvida é a energia (dE) absorvida por unidade de massa infinitesimal (dm). Para que exista qualquer efeito da radiação deve-se existir uma dose absorvida.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (9)$$

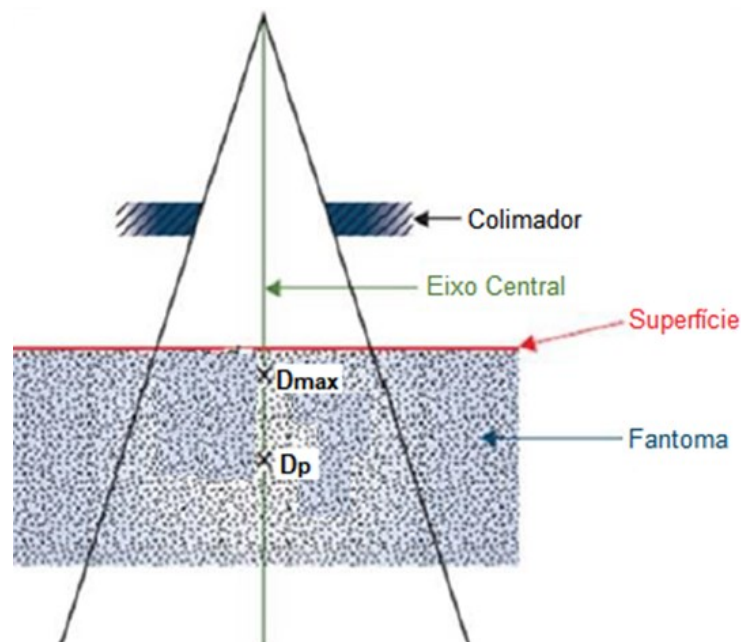
A dose absorvida é medida em J/kg que equivale ao *gray* (Gy).

3.3 Funções de Dose Utilizadas em Radioterapia

3.3.1 Percentual de Dose em Profundidade (PDP)

Uma forma de caracterizar a distribuição de dose no eixo central é normalizar a dose em uma profundidade qualquer em relação à dose absorvida em uma profundidade de referência (usualmente a profundidade de dose máxima), a Figura 3 ilustra a obtenção do PDP em um fantoma de água, onde foi adotado como profundidade de referência a profundidade de dose máxima.

Figura 3: Esquema de obtenção do PDP



Fonte: Adaptado de (KHAN; GIBBONS,2014)

Matematicamente o PDP é definido como a razão entre a dose medida em uma profundidade qualquer (D_p) e a dose na profundidade de dose máxima (D_{max}), como mostra a Equação 10.

$$PDP = \frac{D_p}{D_{max}} \cdot 100 \quad (10)$$

A curva de PDP para fótons apresenta uma forma característica que pode ser explicada por meio da relação entre o KERMA e a dose absorvida. Na superfície do fantoma o KERMA

colisional é máximo e com o aumento da profundidade vai diminuindo em função da atenuação do meio e do espalhamento. A dose aumenta a partir da superfície até um valor máximo que depende do alcance dos elétrons no meio, essa região entre a superfície e a profundidade de dose máxima é denominada região de *build-up*.

Quando o KERMA colisional é igual à dose absorvida a condição de equilíbrio eletrônico é satisfeita. Após essa profundidade a dose absorvida decai na mesma taxa que o KERMA (KHAN; GIBBONS, 2014).

O PDP essencialmente possui uma dependência com 4 parâmetros: energia do feixe, tamanho de campo, profundidade de medida e a distância entre a fonte e a pele do paciente (SSD, do inglês *Source Skin Distance*).

O $PDP_{20,10}$ é um parâmetro de qualidade do feixe, obtido pela razão entre o PDP a 20 cm de profundidade e o PDP a 10 cm de profundidade (FOLLOWILL *et al.*, 1998; PAIXÃO; FONSECA, 2022).

3.3.2 Razão Tecido Fantoma (TPR)

É a razão entre a dose em um ponto no fantoma (D_d) e a dose nesse mesmo ponto em uma profundidade fixa de referência (D_{t0}), mantendo a distância entre a fonte e o ponto de medição.

$$TPR = \frac{D_d}{D_{t0}} \quad (11)$$

O $TPR_{20,10}$ é um parâmetro utilizado para especificar a qualidade de um feixe de fótons da ordem de megavoltagem. Ele pode ser obtido experimentalmente ou através do $PDP_{20,10}$, utilizando a relação presente na Equação 12 (FOLLOWILL *et al.*, 1998; FONSECA *et al.*, 2017; PAIXÃO; FONSECA, 2022).

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \cdot PDP_{20,10} - 0,0595 \quad (12)$$

3.4 Formalismo para Dose Absorvida em Condições de Referência

De acordo com o TRS-398 publicado em 2000 pela IAEA, as condições de referência

para obtenção da dose absorvida na água, para um feixe de fótons da ordem de megavoltagem, demandam um campo de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, um fantoma de água, uma SSD de 100 cm e uma câmara de ionização do tipo cilíndrica. A dose absorvida na água em uma profundidade de referência (z_{ref}) para um feixe de calibração de qualidade Q_0 é dada pela Equação 13.

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,W,Q_0} \quad (13)$$

Onde M_{Q_0} é a leitura do dosímetro nas condições de calibração e N_{D,W,Q_0} é o fator de calibração em termos de dose absorvida na água para o dosímetro, obtidos em um laboratório padrão. Tal fator de calibração possibilita que a leitura obtida pelo eletrômetro, seja convertida em dose absorvida. Porém esse fator é obtido em condições de calibração, em um laboratório padrão (IAEA, 2000).

A calibração do dosímetro ocorre sob condições controladas, entretanto alguns fatores que influenciam as medições, não podem ser controlados como a pressão atmosférica e a umidade do ar. Quando são realizadas medições nos serviços de radioterapia é improvável que se consiga satisfazer as mesmas condições em que o detector foi calibrado, o que demanda a utilização de fatores de correção que relacionem as condições de calibração com as condições do ambiente de medição (IAEA, 2000).

Quando um dosímetro é utilizado para medições em um feixe clínico de qualidade Q diferente da qualidade Q_0 do feixe utilizado na calibração, a dose absorvida na água é dada pela Equação 14.

$$D_{W,Q} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (14)$$

Onde M_Q é a leitura do dosímetro corrigida pelos fatores de influência no feixe de qualidade Q e k_{Q,Q_0} é o fator de correção relacionado a qualidade do feixe e corrige a diferença entre a resposta do dosímetro quando é utilizado em um feixe de qualidade Q . Define-se o fator k_{Q,Q_0} como a razão, para as qualidades Q e Q_0 , dos fatores de calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida na água, descrito matematicamente na Equação 15.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} = \frac{D_{W,Q}/M_Q}{D_{W,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (15)$$

A leitura corrigida pelos fatores de influência no feixe clínico, pode ser obtida pela relação descrita na Equação 16.

$$M_Q = M_{Q_0} \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (16)$$

M_{Q_0} é a leitura não corrigida do eletrômetro, k_{TP} é o fator de correção para efeitos da temperatura e pressão, k_{elec} é o fator de calibração do eletrômetro, para quando ele for calibrado separadamente do detector, k_{pol} é o fator que corrige a resposta do detector para o efeito da mudança de polaridade na tensão aplicada ao detector e k_s é o fator de correção para ao efeito da devido à recombinação iônica (IAEA, 2000).

O fator k_{TP} pode ser calculado pela Equação 17.

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) \cdot P_0}{(273,2 + T_0) \cdot P} \quad (17)$$

P_0 e T_0 são, respectivamente, os valores de pressão atmosférica e de temperatura de referência utilizados no laboratório de calibração e P e T os valores de pressão atmosférica e de temperatura obtidos durante as medições.

A Equação 18 estima o fator k_{pol} .

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (18)$$

Onde M_+ e M_- são, respectivamente, as leituras obtidas nos polos positivo e negativo. M é a leitura obtida com a polaridade de rotina.

k_s pode ser obtido por meio da Equação 19.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (19)$$

Onde: M_1 e M_2 são as leituras obtidas nas tensões V_1 e V_2 , respectivamente, e a_0 , a_1 e a_2 são constantes cujos valores podem ser obtidos no TRS-398.

3.5 Formalismo para a Dosimetria de Campos Pequenos

Segundo o TRS-483 da IAEA, para ser considerado um “campo pequeno” uma das 3 condições a seguir deve ser satisfeita:

1. Perda do equilíbrio lateral de partículas carregadas.
2. Obstrução parcial do feixe de fótons primário pelos colimadores.
3. O tamanho do detector é semelhante ou maior ao do campo de radiação.

As duas primeiras se relacionam com o feixe de fótons, enquanto a terceira trata do tamanho do detector comparado ao tamanho do campo (IAEA, 2017).

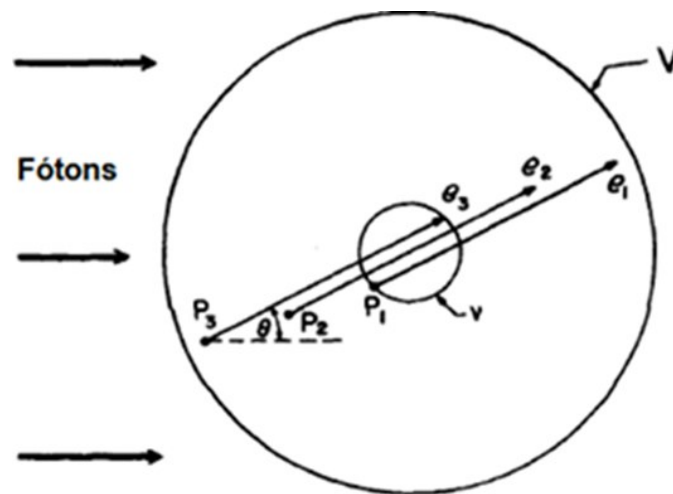
A perda do equilíbrio lateral de partículas carregadas ocorre se o raio do campo, ou metade da aresta de um campo quadrado, for menor que o alcance máximo dos elétrons secundários. Através de simulações de Monte Carlo, o TRS- 483 obteve uma relação entre o alcance das partículas carregadas (r_{LCPE}) e a qualidade do feixe representada pelo $TPR_{20,10}$.

$$r_{LCPE} = 8,369 \cdot TPR_{20,10} - 4,382 \quad (20)$$

Segundo Attix (1986) simplificadaamente o equilíbrio de partículas carregadas (CPE, do inglês *Charged Particle Equilibrium*) ocorre em um volume onde para cada partícula carregada que deixa o volume, existe a compensação, por meio de uma partícula de mesma energia que entra no volume.

No caso do CPE para fontes externas de radiações indiretamente ionizantes, é possível explicar melhor o CPE, tomando como base a Figura 4. A distância que separa os volumes v e V na Figura 4 deve ser no mínimo igual a máxima distância de penetração das partículas carregadas secundárias para que exista CPE (ATTIX, 1986).

Figura 4: Representação do CPE



Fonte: Adaptado de (ATTIX, 1986)

Existindo CPE pode-se admitir que em um ponto do meio a dose absorvida (D) será igual ao Kerma colisional (K_c) neste ponto, logo existirá uma relação entre uma grandeza mensurável (dose absorvida) e uma grandeza calculável (Kerma colisional) (ATTIX, 1986).

A ausência de CPE leva a um caminho dosimétrico não tradicional, por confrontar a maneira tradicional de planejamento do tratamento e medição dosimétrica, visto que os algoritmos usados para calcular dose em TPS supõem o CPE (DADGAR *et al.*, 2017).

A extensão do desequilíbrio eletrônico de partículas carregadas muda conforme a densidade dos materiais e com a energia do feixe, assim a quantidade de elétrons secundários produzido de um lado do volume pode diferir do outro lado. Observa-se que tal efeito é maior para feixes de energias mais altas e para regiões heterogêneas de baixa densidade eletrônica como, por exemplo, cavidades de ar ou pulmão, pois nessas situações o alcance dos elétrons é maior. (DADGAR *et al.*, 2017; IAEA, 2017).

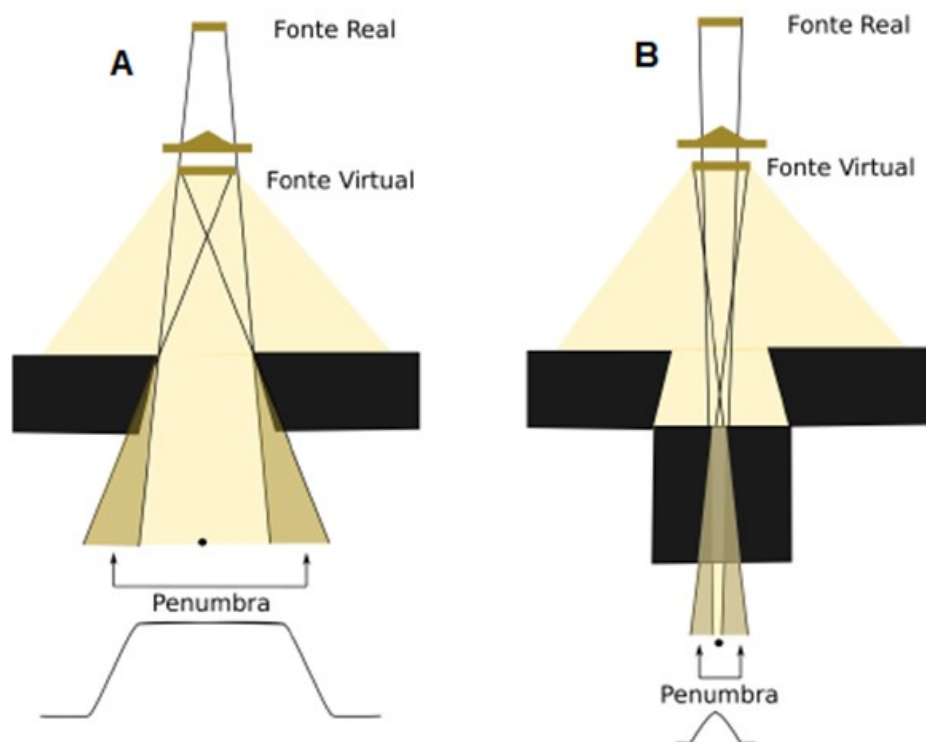
É importante ressaltar que na prática é irreal obter o CPE, devido a fatores como atenuação e divergência do feixe de fótons, mas é possível alcançar o chamado Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas (TCPE, do inglês *Transient Charged Particle Equilibrium*), que faz com que a dose absorvida seja proporcional ao KERMA colisional (ATTIX, 1986).

No que tange a segunda condição para classificação campos pequenos, ou seja, a oclusão parcial do feixe primário, ela ocorre quando a colimação do feixe de fótons é comparável ou menor que o tamanho da fonte primária de fótons. Esse tamanho é definido pela largura à meia

altura do feixe de fótons (FWHM, do inglês *Full Width Half Maximum*), ou seja, a largura da curva de isodose de 50% (KHAN; GIBBONS, 2014).

A penumbra é outra característica importante para a dosimetria de campos pequenos. A penumbra é a região na borda do feixe de radiação, na qual a taxa de dose muda bruscamente em função da distância do eixo central do feixe. A Figura 5, apresenta uma comparação da formação da penumbra em campos convencionais e em campos pequenos. É evidente que nos campos pequenos existe uma sobreposição da penumbra e do campo, sobreposição essa que pode ser explicada pelo fato da fonte não ser um ponto focal literal e sim um alvo de dimensões mínimas, mas ainda assim não desprezíveis para formação do feixe de fótons (IPEM, 2010; IAEA, 2017).

Figura 5: Formação da penumbra em campos convencionais (A) e em campos pequenos (B)



Fonte: (LEÃO JÚNIOR, 2018)

A sobreposição da penumbra juntamente com a perda do equilíbrio lateral de partículas carregadas, faz com que o campo perca sua planificação, ou homogeneidade na distribuição de dose. Tal alteração no gradiente de dose pode influenciar a resposta dos detectores utilizados (IAEA, 2017).

Outro desafio associado à dosimetria de campos pequenos, está na escolha do detector, pois eles devem ter volume sensível inferior ao tamanho do campo, além disso, a presença do

detector perturba a fluência de partículas carregadas e a condição da cavidade Bragg-Gray não é mais satisfeita (IAEA, 2017).

O limite externo do detector deve estar a uma distância da borda do campo menor que a distância necessária para prover o equilíbrio lateral de partículas carregadas (r_{LCPE}). Para isso a FWHM deve satisfazer a condição apresentada na Equação 21.

$$FWHM \geq 2 r_{LCPE} + d \quad (21)$$

Onde d é o diâmetro do detector.

Em feixes largos a FWHM, ou seja, o tamanho de campo especificado na isodose de 50% é congruente com o tamanho de campo (projeção do colimador no isocentro). Em campos pequenos, devido a perda do equilíbrio lateral e a oclusão parcial da fonte, não há congruência entre o tamanho do colimador e a isodose de 50% (DAS; DING; AHNESJÖ, 2007). A dose no eixo central é reduzida, então a largura a meia altura também ocorre em uma posição mais baixa na parte da penumbra. O campo de irradiação especificado na isodose de 50% torna-se maior que o tamanho geométrico definido pelo colimador, um efeito que é denominado “aumento aparente do campo”. Portanto, a FWHM é o parâmetro mais representativo e importante para dosimetria precisa de campos pequenos.

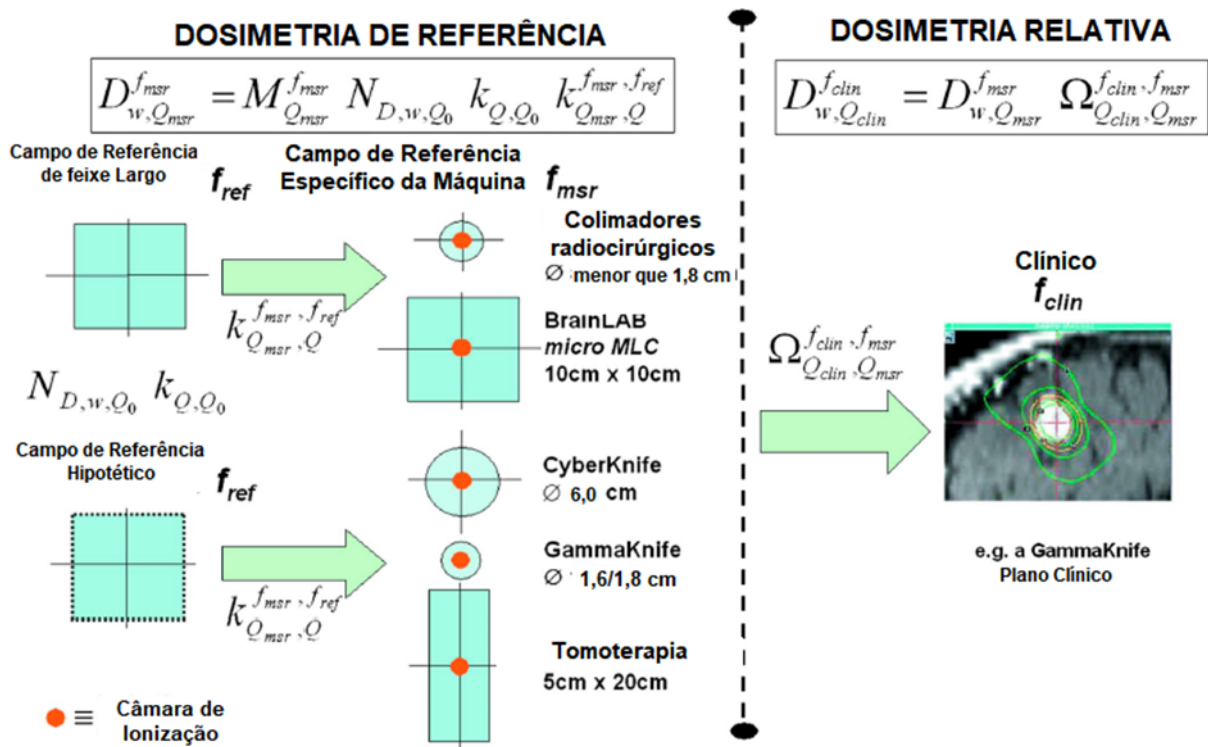
Em 2008, Alfonso *et al.* propôs um novo formalismo dosimétrico para a determinação da dose absorvida na água utilizando câmara de ionização para campos pequenos e campos de tratamento não convencionais que são aqueles gerados em equipamentos que não possuem o campo 10x10 cm² como campo de referência. Formalismo que em 2017 foi seguido no TRS 483 publicado pela IAEA em parceria com o AAPM (ALFONSO *et al.*, 2008; IAEA, 2017).

Antes de definir matematicamente o formalismo proposto serão apresentados alguns termos importantes, f_{ref} representa campo de referência convencional, f_{msr} retrata o campo de referência específico do equipamento, f_{clin} traduz o campo clínico, Q é a qualidade do feixe do campo de referência convencional, Q_{clin} , representa a qualidade do feixe no campo clínico. É importante ressaltar que o campo clínico é o campo para o qual a dose absorvida na água deve ser determinada segundo o novo formalismo. O f_{msr} pode ser substituído pelo f_{ref} se o equipamento permitir (ALFONSO *et al.*, 2008).

O novo formalismo propõe que a calibração do detector ocorre em um campo de referência convencional e então o coeficiente de calibração é utilizado para estabelecer a dose absorvida na água em um campo de referência específico do equipamento, equipamento este

que não é capaz de gerar o campo de referência convencional, a Figura 6 ilustra o processo descrito (ALFONSO *et al.*, 2008).

Figura 6: Esquema da dosimetria de campos pequenos



Fonte: Adaptado de (ALFONSO *et al.*, 2008)

A dose na água para um campo de referência específico do equipamento ($D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$) é dada pela Equação 22.

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (22)$$

Onde $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ é a leitura do dosímetro no campo f_{msr} corrigida quanto aos fatores de influência, N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração obtido em laboratório de calibração padrão, k_{Q,Q_0} é o fator de correção relacionado a qualidade do feixe, todos estes termos foram definidos no formalismo dosimétrico para obtenção de dose na água de campos regulares. O fator $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ representa a diferença entre as respostas da câmara de ionização no campo de referência convencional e o campo de referência específico do equipamento, definido

matematicamente como:

$$k_{Q_{msr} Q}^{f_{msr} f_{ref}} = \frac{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w, Q}^{f_{ref}} / M_Q^{f_{ref}}} \quad (23)$$

Quanto a dosimetria relativa do formalismo, a obtenção da dose na água para um feixe clínico ($D_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}}$) é descrita como:

$$D_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{W, Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot \Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (24)$$

O fator $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ é o responsável por converter a dose absorvida na água obtida para o campo específico de referência do equipamento, para a dose absorvida na água para campo clínico.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin} Q_{msr}}^{f_{clin} f_{msr}} \quad (25)$$

Onde $\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}$ é a razão entre a leitura obtida no campo clínico e a leitura obtida no campo específico de referência do equipamento, enquanto $k_{Q_{clin} Q_{msr}}^{f_{clin} f_{msr}}$ é o fator que corrige a resposta do detector no campo clínico e o campo de referência do equipamento, fator este que considera qualquer influência da média volumétrica assim como os efeitos de perturbação do feixe. O fator $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ apresentado neste formalismo é o responsável por fazer a correção da dose absorvida na água no campo de referência do equipamento para a dose absorvida na água no campo clínico.

O fator de correção nunca deve ser ignorado para obtenção precisa da dose para campos pequenos. A seleção incorreta de detectores e a não utilização dos fatores de correção vem sendo reportada como a principal causa de acidentes a pacientes submetidos a radioterapia estereotáxica (DERREUMAUX, *et al.*, 2011; MAMESA, 2020).

3.6 Detectores de Radiação

São dispositivos que quando inseridos em um campo de radiação, são capazes de indicar a sua presença, medir ou até mesmo indicar características do campo de radiação. A interação da radiação com os detectores pode acontecer por diversos processos como, por exemplo, a geração de luz, ionização do meio, sensibilização de filmes Radiocrômicos, entre outros. Usualmente um detector de radiação possui em sua composição um elemento ou material que é sensível a radiação, além de precisar estar associado a um sistema que relaciona quantitativamente o efeito causado a uma grandeza que mensura a radiação que causou o efeito (KNOLL, 2000).

3.6.1 Teoria da Cavidade

O principal intuito da dosimetria é estimar a dose em um meio, porém existem materiais que não possuem propriedades dosimétricas, dessa forma se faz necessário o uso de algum instrumento sensível a radiação (detector de radiação). Os detectores a gás são os mais populares e disseminados, entende-se esses detectores de maneira simplória como uma cavidade preenchida com gás (KNOLL, 2000).

A teoria da cavidade de Bragg-Gray busca relacionar a dose depositada na cavidade com a dose absorvida no meio no qual a cavidade está inserida, o que fornece uma maneira de medir a dose absorvida no meio. A cavidade considerada na teoria é uma cavidade esférica e pequena, o que quer dizer que suas dimensões da cavidade são muito inferiores ao alcance dos elétrons gerados no meio, e que a presença da mesma não perturba o campo de partículas carregadas que a atravessa. Além disso, a teoria considera que a dose absorvida na cavidade é proveniente exclusivamente dos elétrons gerados no meio ao redor da cavidade e que a atravessam (ATTIX, 1986). Contudo a teoria proposta por Bragg-Gray tem suas limitações, como por exemplo cavidades preenchidas com ar.

A teoria da cavidade de Spencer-Attix apresenta uma reestruturação na teoria cavitária de Bragg-Gray, e passa a considerar a geração de raios delta, que são elétrons rápidos que tem energia suficiente para atravessar a cavidade. Tal reestruturação foi realizada de maneira, que a variação na densidade de ionização em relação ao tamanho da cavidade também fosse explicada ao menos para cavidades pequenas o bastante para obedecer às condições da teoria de Bragg-Gray. A teoria de Spencer-Attix, parte dos seguintes pressupostos: As condições

estabelecidas na teoria de Brag-Gray, a existência de CPE e ausência de radiação de Bremsstrahlung (ATTIX, 1986). A cavidade na teoria de Spencer-Attix é tipicamente preenchida com ar e seu tamanho é caracterizado por um parâmetro que leva em consideração a energia média de elétrons que tenham o alcance grande o bastante para atravessar a cavidade. Elétrons que tenham energia menor que a energia média considerada no parâmetro, são considerados com alcance zero, ou seja, não tem a capacidade de entrar na cavidade e nem de transportar energia (ATTIX, 1986; PODGORSK, 2010).

A teoria da cavidade de Burlin considera tanto elétrons quanto fótons depositados na cavidade, outra vantagem é que a teoria da cavidade de Burlin pode ser aplicada para cavidades onde o raio da cavidade excede o alcance máximo dos elétrons, ou seja, essa teoria compreende desde as cavidades pequenas até as cavidades consideradas grandes. Quando se tratar de cavidades que são muito grandes em relação ao alcance máximo dos elétrons, a dose absorvida na cavidade é quase que exclusivamente proveniente dos fótons que nela interagem (ATTIX, 1986; PODGORSK, 2010). Para elaborar sua teoria Burlin fez as seguintes considerações: o meio e cavidade são homogêneos, a existência de um campo homogêneo de raios γ em todos os lugares ao longo do meio e da cavidade, a existência de CPE em todos os pontos mais distantes que o alcance máximo dos elétrons a partir da borda da cavidade, os espectros de equilíbrio de elétrons secundários gerados são os mesmo no meio e na cavidade, A fluência dos elétrons que entram pela parede da cavidade é atenuada exponencialmente à medida que passa pelo seu meio, sem alterar sua distribuição espectral e A fluência de elétrons que se originam na cavidade aumenta exponencialmente até seu valor de equilíbrio em função da distância na cavidade, de acordo com ao mesmo coeficiente de atenuação que se aplica aos elétrons que chegam na cavidade(ATTIX, 1986).

A teoria da cavidade de Burlin ou teoria da cavidade geral leva em conta a atenuação dos elétrons gerados no meio e o aumento elétrons gerados na cavidade, podendo ser matematicamente representada pela Equação 26 (ATTIX, 1986; PODGORSK, 2010):

$$\frac{D_{cav}}{D_{meio}} = d \cdot mS_{meio}^{cav} + (1 - d) \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{cav}}{(\mu_{en}/\rho)_{meio}} \quad (26)$$

Onde D_{cav} é a dose absorvida na cavidade, D_{meio} é a dose absorvida no meio, mS_{meio}^{cav} é a razão dos poderes de freamento colisional mássico na cavidade e no meio, $(\mu_{en}/\rho)_{cav}$ e $(\mu_{en}/\rho)_{meio}$ são os coeficientes de absorção de energia mássico para a cavidade e o meio,

respectivamente. O fator d está relacionado com o tamanho da cavidade e é descrito pela Equação 27.

$$d = \frac{1 - e^{-\beta g}}{\beta g} \quad (27)$$

Onde β é o coeficiente de atenuação mássico efetivo para elétrons e g é o livre caminho médio dos elétrons que cruzam a cavidade.

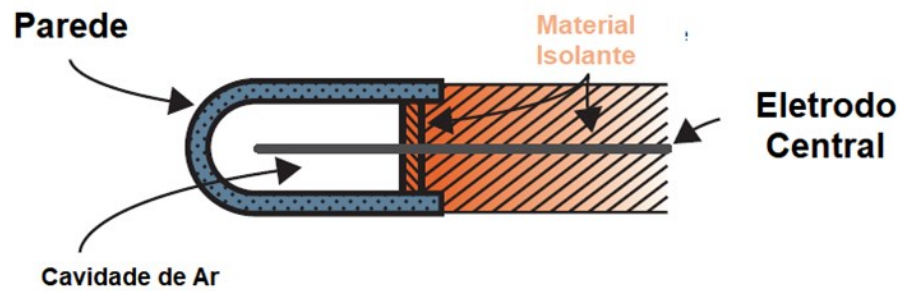
3.6.2 Câmara de Ionização

Existe uma gama de detectores que podem ser utilizados na dosimetria relativa de campos pequenos, como por exemplo: câmaras de ionização *PinPoint*, microcâmaras de ionização, filmes radiocrômicos, detectores de diamante, cintiladores plásticos e orgânicos, diodos e dosímetros termoluminescentes. No que compete a dosimetria relativa de campos pequenos não existe um detector ideal (PARK *et al.*, 2018; DONYA *et al.*, 2019). O presente trabalho utilizou detectores do tipo câmara de ionização que serão abordados a seguir.

As câmaras de ionização são um dos dispositivos detectores de radiação mais utilizados, tanto em dosimetria absoluta quanto na dosimetria relativa. Seu funcionamento tem como princípio a interação da radiação com um gás, usualmente ar que preenche seu volume sensível, interação essa que resulta em ionização. Os íons produzidos são coletados por um eletrodo devido a presença de uma diferença de potencial (ddp), gerando assim um sinal elétrico (corrente) que será proporcional a energia da radiação incidente e pode ser mensurado com o auxílio de um eletrômetro (KNOLL, 2000; TAUHATA *et al.*, 2014).

A Figura 7 exibe um esquema geral de uma câmara de ionização do tipo dedal, que mostra de maneira simplificada sua estrutura. As câmaras de ionização do tipo dedal, podem ser esféricas ou cilíndricas e apresentam volume sensível entre 0,1 e 3 cm³.

Figura 7: Esquema de uma câmara de ionização do tipo dedal



Fonte: Adaptado de (KHAN; GIBBONS, 2014)

3.6.3 Câmara de Ionização PinPoint

Também conhecidos como minicâmaras, apresentam volume sensível entre 0,001 e 0,3 cm³, enquanto câmaras de ionização tradicionais apresentam volume de 6 cm³ não apresentam dependência com a taxa de dose e apresentam uma resposta adequada para fótons de baixa energia, são recomendadas para medições em campos de até 2x2 cm² (DONYA et al., 2019). Usualmente apresentam eletrodo central de alumínio e parede de polimetilmetacrilato (PMMA) com uma fina camada de grafite, além de possuir uma capa de PMMA, assim como, as câmaras de ionização usuais. A Figura 8 mostra uma câmara de ionização PTW *PinPoint 3D 31016*.

Figura 8: Câmara de ionização PTW *PinPoint 3D 31016*



Fonte: PTW, [s.d.]

3.7 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MC) é um método matemático estatístico amplamente utilizado na física das radiações, para a solução de problemas estocásticos, como por exemplo, o transporte de radiação pela matéria. Tal método, se baseia no uso de números aleatórios, para prever um evento dentro de uma probabilidade preestabelecida descrita por uma função densidade de probabilidade. As simulações computacionais com o método de MC buscam reproduzir o problema a ser resolvido de maneira que o modelo criado deva ser o mais fidedigno possível ao modelo experimental real (BIELAJEW, 2013; SECO; VERHAEGEN, 2016; PAIXÃO; FONSECA, 2022).

Em uma simulação que tenha como problema o transporte de radiação pela matéria, o código irá simular as escolhas estocásticas dentro das possíveis probabilidades ligadas ao surgimento, transporte e desaparecimento da partícula na matéria, para cada partícula. Esse conjunto de eventos que ocorrem com a partícula desde seu “surgimento” até seu “desaparecimento” é denominado história. O número de histórias tem influência no erro associado a resposta do problema, pois a simulação com o método de MC não encontra uma resposta exata para o problema simulado, mas a estima. Logo, uma maior quantidade de histórias, ou seja, uma amostragem maior, possibilita uma melhor estimativa da resposta do problema, pois a incerteza é proporcional ao inverso da raiz quadrada do número de histórias (YORIYAZ, 2009; SECO; VERHAEGEN, 2016). Por outro lado, aumentar o número de histórias tem como consequência um tempo de simulação maior, mas técnicas de redução de variância podem ser aplicadas o que faz com que as incertezas fiquem dentro do padrão aceitável sem necessariamente aumentar o número de histórias.

No contexto da Radioterapia, simulações com o método de MC são utilizadas como uma forma de conferência da dose estimada por meio dos TPS, pois é tida como uma forma mais exata de cálculo da dose. Existem também os TPS com algoritmos de cálculo que utilizam o método de MC.

O *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA) que tem a parte de sua configuração separada com a construção de *Phase Space*, definindo a configuração dos fótons primários baseada em MC, entretanto esse algoritmo é um algoritmo do tipo *Pencil Beam Tridimensional* de Convolução/Superposição (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2015). Já o algoritmo *X-ray Voxel Monte Carlo* (XVMC), utiliza o método de MC para obtenção da distribuição de dose no paciente. O primeiro passo é a geração do feixe por meio da simulação de parte dos

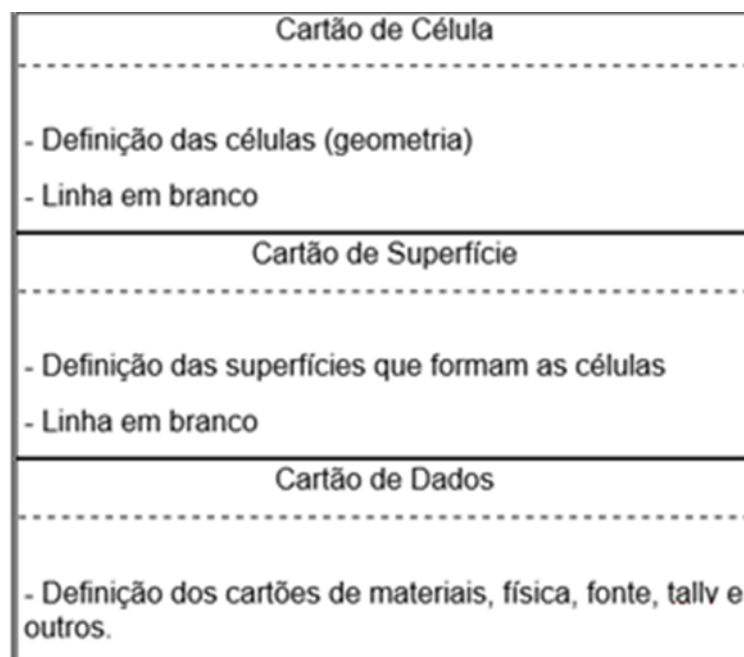
componentes do *gantry* do acelerador, o segundo passo é o modelo da colimação por onde as partículas geradas no primeiro passo irão passar antes de chegar no terceiro passo que é o transporte das partículas pela geometria do paciente e obtenção da dose (BRAINLAB, 2011).

3.7.1 Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX)

O *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) é um código computacional que utiliza o método de Monte Carlo, para simular o transporte de radiação pela matéria. O presente código foi desenvolvido nos Estados Unidos pelo *Los Alamos National Laboratory* (LANL) e conta com uma gama de partículas e faixas de energia para as simulações (PELOWITZ, 2011).

Resumidamente para a criação do cartão de entrada (*input*) da simulação, que é um arquivo de texto que descreve todos os parâmetros da simulação, deve-se definir alguns cartões como indica a Figura 9. O primeiro passo é definir o cartão de superfícies, onde foram determinadas as superfícies da geometria a ser modelada. Definidas as superfícies pode-se definir o cartão de materiais que é um cartão com dados dos materiais que constituirão as células da geometria, ou seja, nesse cartão foram descritos os materiais que farão parte da modelagem. No que tange a geometria, o último cartão a ser definido é o cartão de célula que descreve como as superfícies se unirão para formar as células da geometria e qual material formará cada célula.

Figura 9: Estrutura do *input* do MCNPX



Fonte: Adaptado de (SHULTIS; FAW, 2008)

Juntos os cartões de material, superfície e célula descrevem a geometria simulada, definindo o universo e os seus componentes. Outros cartões imprescindíveis para uma simulação é o cartão de fonte, onde foi definida a fonte de radiação e suas características e o cartão de *tally* que indica onde e qual a resposta será coletada da simulação. Existem outros cartões que podem ou não ser alterados dependendo do tipo de simulação realizada (SHULTIS; FAW, 2008; PELOWITZ, 2011).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Arranjo Experimental

A parte experimental do trabalho, que possibilitou a obtenção das curvas de PDP para os campos 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² foi realizada em Belo Horizonte nas dependências da Radiocare. Esse é um centro médico especializado do grupo Oncoclínicas onde são realizados tratamentos com técnicas avançadas de radioterapia exemplificadas por técnicas moduladas em arco e tratamentos guiados por imagem (RADIOCARE). O acelerador linear de elétrons utilizado foi um *Elekta Synergy Platform*, registrado com número de série 154330, que pode ser visualizado na Figura 10.

Figura 10: Acelerador Linear



Fonte: O autor (autorizado pela Radiocare)

Ainda no contexto experimental, foram utilizadas duas câmaras de ionização, uma *Semiflex Chamber Type 31010* fabricada pela PTW, que apresenta um raio de 2,75 mm e um

comprimento de 6,5 mm e um volume sensível de 0,125 cm³ preenchido com ar e espessura da parede composta por 0,09 mm de grafite e 0,57 mm de PMMA e uma capa composta por 3mm de PMMA. O eletrodo central é composto de alumínio e possui um raio de 1,1 mm (PTW, [s.d.]). As medidas foram realizadas para os campos 10x10, 5x5, 4x4 e 3x3 cm². Experimentos também foram realizados com uma câmara *PinPoint 3D Chamber Type 31016* para os campos 2x2 e 1x1cm². A *PinPoint 31016* é uma câmara de ionização muito pequena, com um raio de 1,45mm e comprimento de 2,9 mm. A câmara tem um volume sensível de 0,016 cm³ preenchido com ar, e uma parede composta por 0,09mm de grafite e 0,57 mm de PMMA e uma capa de PMMA com 3 mm de espessura. O eletrodo central é composto de alumínio e tem um raio de 0,3 mm (PTW, [s. d.]).

É importante ressaltar que as câmaras de ionização utilizadas nos experimentos apresentam certificado de calibração válido, o que atesta a confiabilidade de suas medições. A Figura 11 mostra a *PinPoint 31016*.

Figura 11: Câmara de ionização *PinPoint 3D 31016*



Fonte: O autor

Para realizar as medições ambas as câmaras de ionização foram conectadas a um eletrômetro, no caso, o utilizado durante este trabalho foi o PTW Unidos E Ref T10010, em destaque na Figura 12.

Figura 12: Eletrômetro PTW Unidos E



Fonte: O autor

A montagem para a realização das medições de PDP foi feita em um fantoma de água de aproximadamente $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$, preenchido com água destilada, mostrado na Figura 13. É importante ressaltar que não existem dimensões máximas para tal fantoma, mas a borda do mesmo deve ter no mínimo 5 cm de distância das bordas do campo utilizado (ICRU, 1989; FONSECA *et al.*, 2016).

Figura 13: Fantoma de água



Fonte: O autor

Os experimentos para determinação das curvas PDP seguiram as recomendações dos protocolos TRS-398 e TRS-483 (IAEA, 2000; IAEA, 2017). O arranjo experimental consistiu no posicionamento do *gantry* do acelerador a 0° e abaixo da saída do *gantry* foi posicionado o fantoma de água, mantendo a superfície da água a uma distância de 100 centímetros da fonte, ou seja, as medições foram realizadas com uma distância SSD de 100 cm.

As irradiações foram realizadas com um feixe de energia nominal de 6 MV, e a câmara de ionização foi irradiada em cada posição com 100 unidades monitoras (UM). Para os campos maiores que 2×2 cm² a câmara de ionização *Semiflex Chamber Type 31010* foi posicionada no fantoma a partir da profundidade 0 cm (superfície do fantoma) até a profundidade de 20 cm, variando sua profundidade de 1 em 1 centímetro, com exceção da profundidade de 1,5 cm que foi incluída por ser onde se espera a profundidade de dose máxima para essa qualidade do feixe. Nos campos 2×2 e 1×1 cm², a câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016*, também foi posicionada a partir da profundidade de 0 cm, entretanto por serem campos pequenos, logo, objeto principal deste estudo optou-se, por medir de 0 até 10 cm de profundidade com uma variação de 0,5 em 0,5 cm e a partir da profundidade de 11 cm até 15 cm variando a posição da câmara de ionização de 1 em 1 cm. A câmara de ionização também foi posicionada a 20 cm de profundidade para permitir a estimativa do $PDP_{20,10}$.

4.2 Modelagem Computacional

A modelagem computacional consiste na criação do modelo computacional ou universo onde o código irá simular o problema proposto. Durante a criação do modelo computacional vários parâmetros necessários para a simulação como, tipo e distância da fonte, a geometria 3D, os materiais que compreendem o arranjo experimental, o *tally* (o detector) e outros devem ser configurados de forma precisa.

As simulações foram realizadas com o código MCNPX no *cluster* ORION do LN/IRD/CNEN devido ao tempo computacional exigido pelo código ao realizar o transporte das partículas dentro do modelo 3D. Para todas as simulações realizadas os parâmetros de transportes seguiram o *checklist* da Tabela 1 a seguir.

Tabela 1: *Checklist* do código de MC

Nome do item	Descrição
Código, versão/ano	MCNPX, 2.7.0, 2011
Seções de choque	ENDF/B-VI

Parâmetros de Transporte	Fótons e elétrons CUTOFF = 1E-03 MeV
Técnicas de Redução de Variância (VRT)	Não utilizado
Resultados Obtidos: Energia Depositada Tally *F8	MeV
Histórias	1E+08

Fonte: O autor

Todos os materiais das simulações estão descritos na Tabela 2 e foram definidos utilizando suas frações de massa fornecidas por *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling* (MCCONN *et al.*, 2011).

Tabela 2: Definição dos materiais utilizados nas simulações

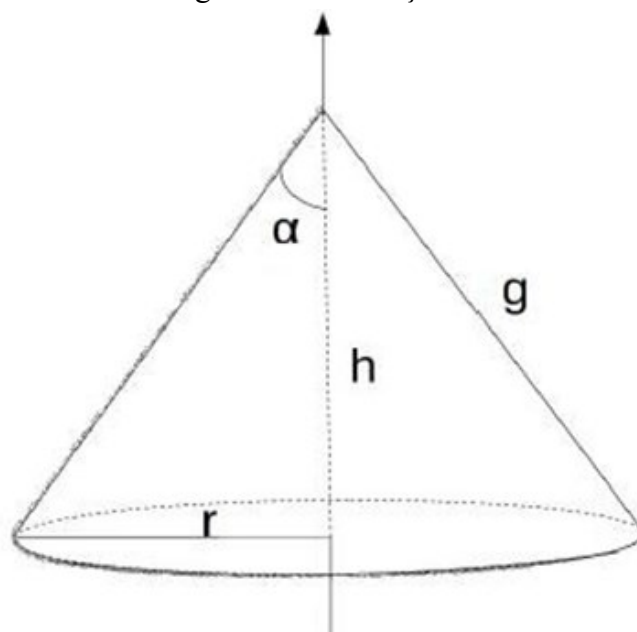
Ar (0,001205g/cm ³)	
Elemento	Fração de massa
C	0,000124
N	0,755268
O	0,231781
Ar	0,012827
Água (1g/cm ³)	
H	0,111894
O	0,888106
PMMA (1,19g/cm ³)	
H	0,080538
C	0,599848
O	0,319614
Grafite (1,70g/cm ³)	
B	0,000001
C	0,999999
Alumínio (2,6989g/cm ³)	
Al	1,000000

Fonte: Adaptado de (MCCONN *et al.*, 2011)

A modelagem da geometria consistiu em um paralelepípedo de dimensões 120x120x150 cm³ preenchido com ar, que delimitou o universo de todas as simulações. Dentro do universo de ar, foi definida a posição e energia da fonte de radiação, o fantoma de água como sendo, um cubo de dimensões 40x40x40 cm³ preenchido com água. Ainda no modelo computacional, os detectores foram definidos, detectores nos quais o código MCNPX por meio do *Tally**F8, fornece os resultados das simulações em unidades de energia depositada em MeV.

A fonte de radiação está posicionada um centímetro abaixo da face superior do universo de ar e a 100 cm da face superior do fantoma de água. A fonte foi definida como, uma fonte pontual de 6 MV representada por um espectro de energia e suas probabilidades, para suas emissões. Foi necessário modelar a colimação do feixe emitido pela fonte utilizando o cartão de configuração para fonte do MCNPX identificado como cartão SDEF parâmetro para *Point Source Collimated into a Cone of Directions*, que permite a colimação do feixe da fonte pontual em um formato de cone, como mostrado na Figura 14.

Figura 14: Colimação do feixe



Fonte: (FONSECA *et al.*, 2016)

No MCNPX o cartão SDEF permite a configuração da fonte com os parâmetros necessários tanto para o espectro de energia utilizado quanto para a colimação da fonte. As equações 28, 29 e 30 são utilizadas para estimar os valores que os parâmetros vão assumir para a colimação da fonte.

$$SI_n = -1 \quad v \quad + 1 \quad (28)$$

$$SP_n = 0 \quad \frac{1+v}{2} \quad \frac{1-v}{2} \quad (29)$$

$$SB_n = 0 \quad P_1 \quad P_2 \quad (30)$$

O termo SI_n limita a abertura do feixe cônico em função do cosseno (v) do ângulo α , descreve-se neste termo os limites mínimo e máximo que podem ser atribuídos ao cosseno de um ângulo e, entre eles, foi colocado o cosseno (v) do ângulo α , como indicado na Figura 14. O ângulo α é estimado pelo arco-tangente descrito na equação 31 onde r é o raio da circunferência da base do cone e h sua altura (FONSECA *et al.*, 2016).

$$\alpha = \arctan \frac{r}{h} \quad (31)$$

A abertura do cone é definida de modo que gere um campo circunscrito na superfície do fantoma de água a 100 cm de distância da fonte um campo circular cujo diâmetro é determinado de forma que o campo circular tenha área equivalente a área do campo quadrado a ser simulado a Tabela 3 apresenta valores dos campos modelados e simulados bem como, o raio adotado para o campo circular.

Tabela 3: Equivalência das áreas dos campos quadrados e circulares

Lado do campo quadrado (cm)	Área do campo quadrado (cm ²)	Raio do campo circular (cm)	Área do campo circular (cm ²)
10	100	5,641895835	100
5	25	2,820947918	25
4	16	2,256758334	16
3	9	1,692568751	9
2	4	1,128379167	4
1	1	0,564189584	1

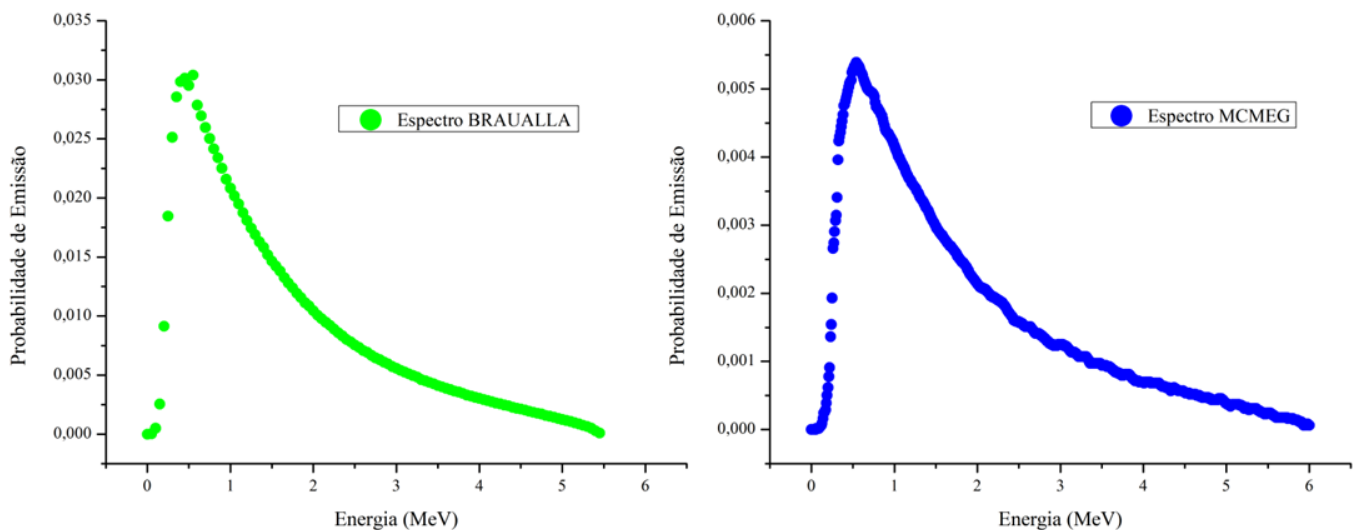
Fonte: O autor

4.2.1 Espectros de Emissão Utilizados na Fonte de Radiação das Simulações

Dois diferentes espectros de 6MV foram utilizados nas simulações com o modelo computacional desenvolvido, um deles fornecido por Braualla *et.al* (2019). O autor disponibilizou diversos espectros de fótons e elétrons com suas energias e probabilidades de emissão, em planilhas eletrônicas, obtidos pelo código PRIMO (RODRIGUEZ; SEMPAAU; BRAUALLA, 2013; BRAUALLA *et al.*, 2019). O PRIMO utiliza o código de Monte Carlo PENELOPE para simulação em radioterapia. O outro espectro foi utilizado e validado em um trabalho de intercomparação anterior pelo *Monte Carlo Modelling Expert Group* (MCMEG) (FONSECA *et al.*, 2016; FONSECA *et al.*, 2017).

Ambos os espectros utilizados são confiáveis por já terem sido utilizados e publicados em artigos, além de permitir uma considerável economia de tempo computacional em não optar por trabalhar com *Phase Space*, um tipo de arquivo complexo contendo parâmetros de energia e probabilidade de emissão em uma sessão de uma área do *gantry* do acelerador. O grupo MCMEG detém uma versão deste tipo de arquivo, mas devido ao hardware disponível não foi possível de ser utilizado. A Figura 15 mostra os espectros de 6 MV utilizados nas simulações com o código computacional MCNPX.

Figura 15: Espectro de 6 MV



Fonte: O autor

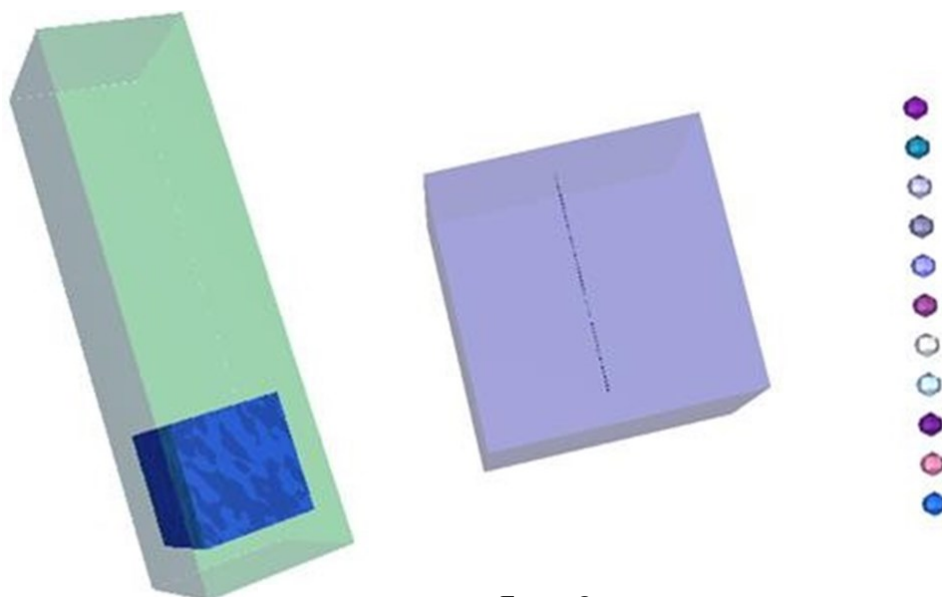
4.2.2 Simulações de Validação

Para validar o modelo computacional desenvolvido, é necessário reproduzir os resultados obtidos e publicados no artigo de Fonseca *et al.* (2016), onde os autores reportam um exercício de intercomparação computacional e experimental para determinar o $PDP_{20,10}$ utilizando o feixe de 6 MV de energia. Em seu artigo Fonseca *et al.* (2016) propõe simulações com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, uma SSD de 80 cm, um feixe de 6 MV e detectores esféricos de $0,6 \text{ cm}^3$ de água posicionados de 0 até 25 cm de profundidade dentro de um fantoma de água. Os resultados obtidos nas simulações de validação foram comparados aos resultados do artigo de referência e desta forma foi garantido a validação do modelo e dos espectros utilizados.

4.2.3 Simulações com Detectores Esféricos de Água

Os detectores mais simples utilizados nas simulações computacionais consistem em esferas de água de volume $0,016 \text{ cm}^3$, volume equivalente ao volume sensível da câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016*. As esferas foram posicionadas, dentro do fantoma de água, alinhadas ao eixo Z, verticalmente, de 0 a 20 cm de profundidade, variando suas posições de 0,5 em 0,5 cm. A Figura 16 mostra o modelo geral proposto com o universo de ar em forma de um paralelepípedo (em verde), o cubo (em azul) representa o fantoma de água e os detectores esféricos estão posicionados dentro do fantoma de água. Não é possível visualizar a fonte, devido a seu tamanho ínfimo em relação a geometria.

Figura 16: Modelo da geometria utilizada



Fonte: O autor

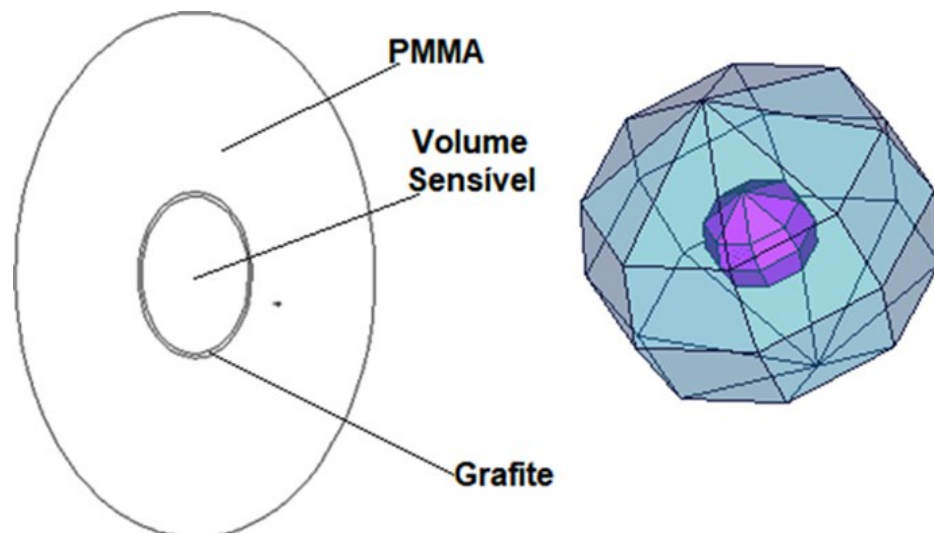
Os resultados das simulações permitiram estimar a energia depositada nos detectores através da resposta da simulação utilizando o *Tally *F8* do MCNPX, para ambos os espectros de energia utilizados no trabalho e os tamanhos de campo 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm².

4.2.4 Simulações com Detectores Esféricos Representando a Câmara de Ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016*

O próximo passo do trabalho foi a modelagem e simulação para uma nova geometria do detector. O propósito é estudar a influência da complexidade da geometria do detector nas respostas das simulações. Assim, as definições de universo, fantoma e fonte, foram as mesmas das simulações com esferas de água, houve a nova modelagem da geometria do detector, agora correspondendo a uma esfera com as características do detector *PinPoint 3D Chamber Type 31016*.

O novo detector foi modelado em uma esfera de ar com o volume sensível de 0,016 cm³ equivalente ao da câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016*, revestida com uma camada de 0,09 mm de grafite e outra de 3,57 mm de PMMA assim como a *PinPoint 3D Chamber Type 31016*, as dimensões dos materiais que constituem a *PinPoint 3D Chamber Type 31016* foram obtidos em referência do próprio fabricante (PTW, [s. d.]). A Figura 17 mostra o modelo proposto para a geometria do novo detector. Observe que na representação tridimensional, devido a sua espessura ínfima, a camada de grafite não é visualizada.

Figura 17: Representação esférica da *PinPoint 3D Chamber Type 31016*



Fonte: O autor

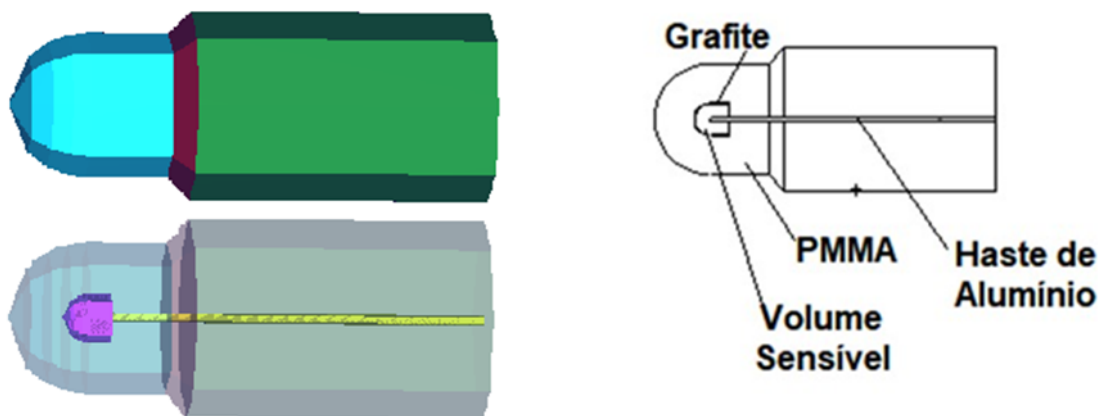
Para realizar as simulações, o detector foi posicionado dentro do fantoma de água no eixo Z, variando sua posição de 0,5 em 0,5 cm partindo de 0 cm de profundidade na superfície do fantoma até a profundidade de 20 cm, para os dois espectros utilizados e os tamanhos de campo 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm².

4.2.5 Simulações com Detectores Reproduzindo a Câmara de Ionização PinPoint 3D Chamber Type 31016

O terceiro modelo desenvolvido permitindo outro nível de complexidade da geometria do detector, foi a reprodução da câmara de ionização *PinPoint 3D Chamber Type 31016* como representada na Figura 18.

Para a modelagem do detector no MCNPX foram utilizadas geometrias um tanto quanto complexas como, por exemplo, os *Macrobodies*, que permitem combinações matemáticas para criar a geometria 3D da câmara *PinPoint 3D Chamber Type 31016*. Foi utilizado como referência, para a construção desse modelo de detector, o modelo construído no EGSnrc disponibilizado por Leão Júnior (2018) além das informações disponibilizadas pela referência do fabricante (PTW, [s. d.]).

Figura 18: Geometria reproduzindo a *PinPoint 3D Chamber Type 31016* gerada no MCNPX



Fonte: O autor

As simulações foram realizadas com o detector posicionado dentro do fantoma de água no eixo Z, variando sua posição de 0,5 em 0,5 cm partindo de 0 cm de profundidade na superfície do fantoma até a profundidade de 20 cm, para os dois espectros utilizados e os tamanhos de campo 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm².

5 RESULTADOS

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos tanto experimentalmente, quanto computacionalmente, além das análises e discussões pertinentes aos resultados.

5.1 Resultados Experimentais

Os resultados obtidos experimentalmente para os campos 10x10, 5x5, 4x4 e 3x3 cm² estão descritos na Tabela 4, enquanto os resultados para os campos 2x2 cm² e 1x1 cm² na Tabela 5.

Tabela 4: Resultados experimentais para campos maiores que 2x2 cm²

6 MV – PDP (%)				
Experimental				
Tamanho de campo (cm²)				
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3
0	50,4	45,5	44,0	44,0
1	97,8	97,3	97,0	97,0
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0
2	98,8	99,0	98,9	98,7
3	94,9	94,5	94,0	93,6
4	90,6	89,7	89,4	88,6
5	86,6	84,9	84,4	83,6
6	82,4	80,3	79,6	78,6
7	78,5	76,0	75,1	74,0
8	74,7	71,6	70,7	69,9
9	70,9	67,7	66,6	65,6
10	67,3	63,9	62,8	61,6
11	64,0	60,3	59,1	58,1
12	60,6	56,8	55,8	54,7
13	57,5	53,6	52,7	51,4
14	54,5	50,6	49,5	48,5
15	51,6	47,8	46,7	45,5
16	49,0	45,0	44,0	43,0
17	46,4	42,5	41,5	40,5
18	43,9	40,1	39,1	38,1
19	41,6	37,9	36,9	35,9
20	39,5	35,7	34,9	33,9

Fonte: O autor

Tabela 5 Resultados experimentais para os campos 2x2 e 1x1 cm²

6 MV – PDP (%)		
Experimental		
Tamanho de campo (cm²)		
Profundidade (cm)	2x2	1x1
0,0	31,31	35,04
0,5	50,69	53,95
1,0	93,24	96,01
1,5	99,97	100,00
2,0	100,00	99,25
2,5	97,79	96,64
3,0	95,15	93,44
3,5	92,35	90,72
4,0	89,55	87,95
4,5	86,85	85,11
5,0	84,33	82,70
5,5	81,81	79,82
6,0	79,23	77,92
6,5	76,80	75,04
7,0	74,47	72,83
7,5	72,17	70,22
8,0	70,02	68,52
8,5	67,86	66,19
9,0	65,81	64,26
9,5	63,78	62,05
10,0	61,81	60,47
11,0	58,10	56,60
12,0	54,65	53,52
13,0	51,40	50,00
14,0	48,42	47,31
15,0	45,59	44,35
20,0	33,86	33,03

Fonte: O autor

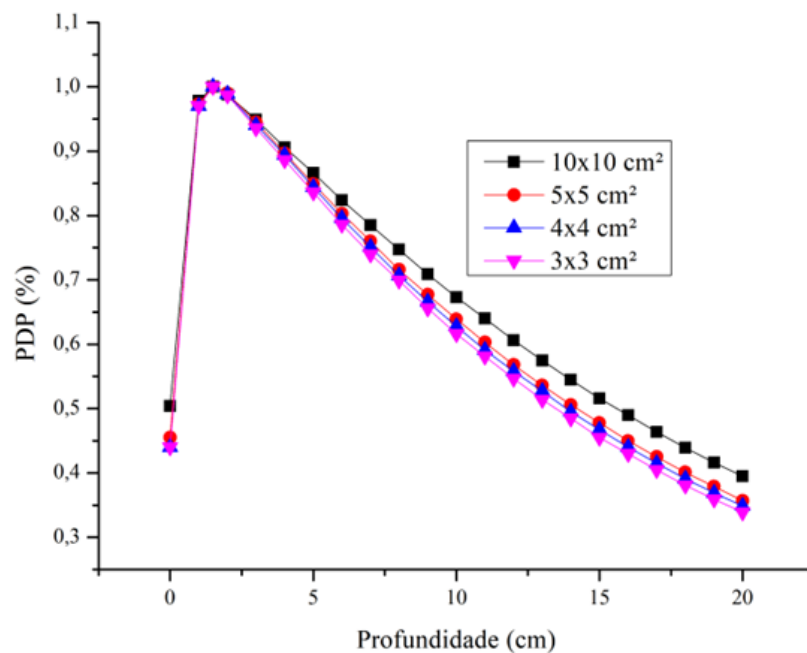
Os resultados apresentados nas Tabelas 4 e 5, contendo os dados dos experimentos realizados no centro avançado de radioterapia Radiocare, mostram que todos os campos exceto, o 2x2 cm², apresentaram uma profundidade de dose máxima em 1,5 cm. Foi também observado que a dose relativa para o campo 2x2 cm² na profundidade de 1,5 cm é de 99,97%, com uma diferença de 0,03% em relação a dose máxima apresentada nos resultados para os outros campos. A maior diferença de dose entre as profundidades 1,5 e 2,0 cm foi para o campo 3x3cm² que apresentou uma variação de 1,3%.

A diferença encontrada, entre a dose relativa nas profundidades de 1,5 e 2,0 cm

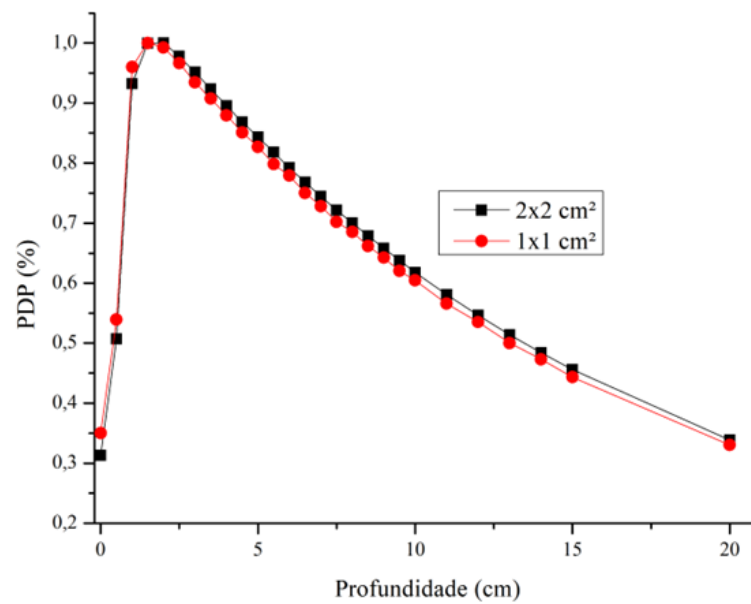
principalmente, para os campos 2×2 e 1×1 cm², podem indicar que a profundidade de dose máxima está entre o intervalo de 1,5 e 2,0 cm, observando que os detectores foram posicionados de 0,5 em 0,5 cm no eixo Z do fantoma de água. É importante ressaltar que para os campos maiores que 2×2 cm² os valores de dose relativa são superiores a 98,5% na profundidade de 2,0 cm e para os campos de 2×2 e 1×1 cm² os valores são superiores a 99%, ou seja, próximos aos valores de dose máxima esperados.

Os gráficos das Figuras 19 e 20 mostram a distribuição do PDP obtido experimentalmente para os diversos tamanhos de campos. É possível observar que, os gráficos têm formato muito semelhante e que quanto maior o campo, a dose relativa é ligeiramente maior após a região de *build-up*, tal comportamento é esperado e publicado em literatura (MESBAHI; MEHNATI; KESHTKAR, 2007). Entretanto, foi observado que o campo 1×1 cm² na região de *build-up* apresentou um valor de dose relativa maior que o valor encontrado para o campo 2×2 cm², isso pode ser explicado pelos efeitos de sobreposição da penumbra e uma influência do detector utilizado.

Figura 19: Curvas de PDP para os campos maiores que 2×2 cm²



Fonte: O autor

Figura 20: Curvas de PDP para os campos 2x2cm² e 1x1 cm²

Fonte: O autor

5.2 Resultado da Modelagem Computacional de Validação

Os resultados da validação computacional utilizando os dois espectros de 6 MV de qualidade, são apresentados na Tabela 6. Para ambos os espectros as curvas de PDP calculadas são apresentadas na Figura 21.

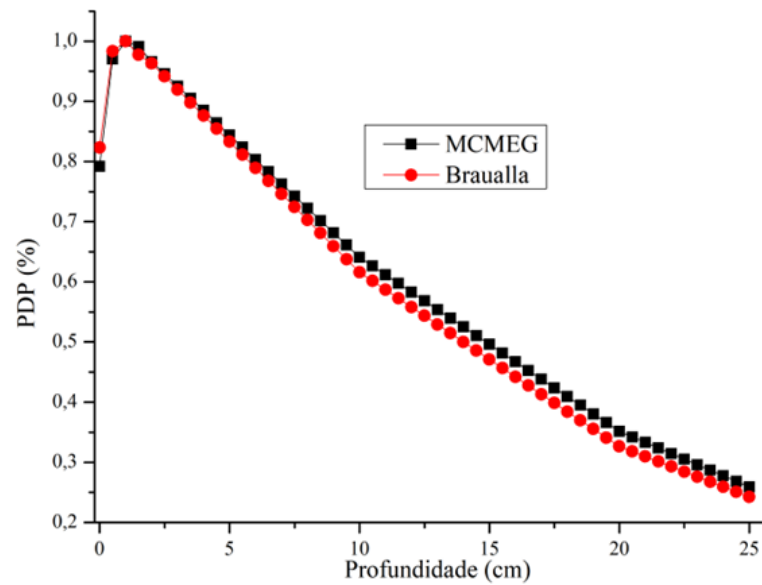
Tabela 6: Resultados de validação

PDP (%)			
Validação			
Espectro			
Profundidade (cm)	MCMEG	Braualla	$\Delta\%$
0,0	79,2	82,3	3,77
0,5	97,1	98,3	1,22
1,0	100,0	100,0	0,00
1,5	99,1	97,7	1,41
2,0	96,6	96,3	0,31
2,5	94,6	94,1	0,53
3,0	92,5	92,0	0,54
3,5	90,5	89,8	0,77
4,0	88,5	87,6	1,02
4,5	86,4	85,5	1,04
5,0	84,4	83,3	1,30
5,5	82,4	81,1	1,58
6,0	80,3	79,0	1,62

6,5	78,3	76,8	1,92
7,0	76,3	74,6	2,23
7,5	74,2	72,4	2,43
8,0	72,2	70,3	2,63
8,5	70,2	68,1	2,99
9,0	68,1	65,9	3,23
9,5	66,1	63,8	3,48
10,0	64,1	61,6	3,90
10,5	62,6	60,1	3,99
11,0	61,2	58,7	4,08
11,5	59,7	57,2	4,19
12,0	58,3	55,8	4,29
12,5	56,8	54,4	4,23
13,0	55,4	52,9	4,51
13,5	54,0	51,5	4,63
14,0	52,5	50,0	4,76
14,5	51,1	48,6	4,89
15,0	49,6	47,1	5,04
15,5	48,2	45,7	5,19
16,0	46,7	44,2	5,35
16,5	45,3	42,8	5,52
17,0	43,8	41,3	5,71
17,5	42,4	39,9	5,90
18,0	40,9	38,4	6,11
18,5	39,5	37,0	6,33
19,0	38,0	35,5	6,58
19,5	36,6	34,1	6,83
20,0	35,2	32,6	7,39
20,5	34,2	31,8	7,02
21,0	33,3	31,0	6,91
21,5	32,4	30,1	7,10
22,0	31,5	29,3	6,98
22,5	30,5	28,5	6,56
23,0	29,6	27,6	6,76
23,5	28,7	26,8	6,62
24,0	27,8	26,0	6,47
24,5	26,8	25,1	6,34
25,0	25,9	24,3	6,18

Fonte: O autor

Figura 21: Curvas de PDP - validação



Fonte: O autor

As curvas de PDP são semelhantes para ambos os espectros. Observa-se na região de *build-up* que o espectro de Braualla *et al.* apresenta valores de dose relativa superior ao espectro fornecido pelo grupo MCMEG. Quanto a diferença entre os espectros a maior diferença foi de 7,39% para a profundidade de 20 cm. Além disso, é esperado que a profundidade de dose máxima esteja em 1,5 cm. Entretanto, ela foi encontrada em 1,0 cm, porém na profundidade de 1,5% os valores de dose são superiores a 99% para o espectro MCMEG e superior a 97% para o espectro Braualla, essa diminuição na profundidade de dose máxima pode ser explicada pelo fato de se usar uma SSD de 80 cm ou pela influência dos espectros utilizados.

A Tabela 7 apresenta a comparação dos valores de $PDP_{20,10}$ obtidos nas simulações de validação, com os valores obtidos pelo artigo de referência de Fonseca *et al.* (2016).

Tabela 7: $PDP_{20,10}$ - validação

	MCMEG	Braualla	Referência
$PDP_{20,10}$ (%)	54,9	53,0	55,4
$\Delta\%$	0,9	4,33	
$TPR_{20,10}$ (%)	63,5	61,2	64,2
$\Delta\%$	1,09	4,67	

Fonte: O autor

Todas as simulações de validação apresentaram um erro relativo inferior a 3%, o espectro MCMEG apresentou uma diferença de 0,9% para o $PDP_{20,10}$ e de 1,09% para o

TPR_{20,10}. Para o espectro Braualla as diferenças tanto para o PDP_{20,10} quanto para o TPR_{20,10} foram inferiores a 5%. Os resultados de TPR_{20,10} foram obtidos através da Equação 12. O espectro MCMEG apresenta diferenças menores que o espectro Braualla, todavia as diferenças apresentadas pelo espectro Braualla estão dentro do aceitável.

5.3 Resultados das Simulações com Detectores Esféricos de Água

Os resultados apresentados nesta seção foram calculados para as simulações computacionais com a geometria de detectores esféricos de água. A Tabela 8 mostra os resultados obtidos para o espectro do MCMEG. As simulações realizadas para ambos os espectros apresentaram erros relativos inferiores a 3%.

Tabela 8: Resultado detectores esféricos de água - MCMEG

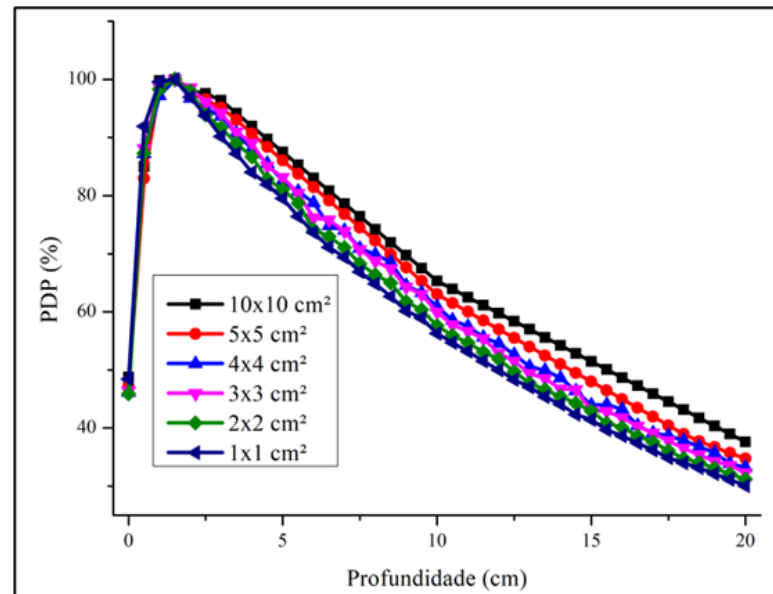
PDP (%) – Espectro MCMEG						
Detectores Esféricos de Água						
Tamanho de Campo (cm²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	48,77	47,20	46,10	46,34	45,87	48,40
0,5	85,00	82,98	87,23	88,11	87,28	91,95
1,0	99,81	98,45	97,19	98,75	98,31	99,61
1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	98,10	97,68	96,76	98,56	98,01	96,97
2,5	97,60	96,56	95,00	96,11	93,89	93,75
3,0	96,40	95,14	93,68	94,21	91,69	90,18
3,5	94,18	93,06	90,77	90,94	88,99	87,24
4,0	91,96	90,66	88,06	89,05	86,69	84,01
4,5	89,74	88,36	85,57	85,08	82,83	81,90
5,0	87,51	86,05	82,53	83,13	81,06	79,49
5,5	85,29	83,75	80,72	80,41	78,70	76,43
6,0	83,07	81,45	78,78	76,16	74,11	73,68
6,5	80,85	79,14	74,86	75,82	72,97	71,13
7,0	78,63	76,84	74,00	73,87	71,07	69,38
7,5	76,41	74,54	70,89	70,74	68,29	66,88
8,0	74,19	72,24	69,88	68,74	66,39	64,82
8,5	71,96	69,93	68,55	67,41	64,99	62,64
9,0	69,74	67,63	64,54	64,28	61,74	60,16
9,5	67,52	65,33	63,29	63,00	60,33	58,92
10,0	65,30	63,02	60,91	59,94	57,60	56,27
10,5	63,92	61,52	58,59	57,77	55,92	54,69
11,0	62,53	60,01	57,52	56,68	54,70	53,17
11,5	61,15	58,51	55,66	55,37	53,06	51,52

12,0	59,76	57,01	54,55	52,91	51,85	49,98
12,5	58,38	55,50	52,63	51,52	49,68	48,31
13,0	56,99	54,00	50,60	49,39	47,73	47,02
13,5	55,61	52,49	49,93	48,50	46,60	45,36
14,0	54,22	50,99	48,63	46,76	45,43	44,09
14,5	52,84	49,49	46,40	46,62	44,27	42,34
15,0	51,45	47,98	43,97	43,02	42,92	41,46
15,5	50,07	46,48	44,07	42,87	40,84	39,69
16,0	48,68	44,97	43,21	41,80	40,11	38,65
16,5	47,30	43,47	40,41	40,32	38,64	37,42
17,0	45,91	41,97	39,12	39,12	37,59	36,18
17,5	44,53	40,46	38,68	37,82	36,09	34,86
18,0	43,14	38,96	37,85	36,53	34,74	33,96
18,5	41,76	37,75	36,77	35,40	34,08	33,13
19,0	40,37	36,68	35,73	34,29	33,07	32,11
19,5	38,99	35,72	33,90	33,56	32,09	31,15
20,0	37,60	34,74	33,22	32,30	31,17	30,03

Fonte: O autor

A profundidade de dose máxima foi em 1,5 cm para todos os campos modelados e simulados. Entretanto, todos os campos simulados apresentaram na profundidade de 2,0 cm uma dose relativa superior a 95%. A Figura 22 mostra as curvas de PDP obtidas com o espectro MCMEG e utilizando detectores de água. É possível observar que na região de *build-up* há um aumento da dose relativa nas profundidades de 1,0 cm a partir do campo 3x3 cm², e de forma que o tamanho do campo é diminuído, entretanto, para o campo 2x2 cm² há uma pequena diminuição na dose relativa em relação ao campo 3x3 cm². Nas profundidades de 0 e 0,5 cm foi observado um aumento da dose relativa para o campo 1x1cm². Quando se compara com os resultados experimentais, é verificado tal acontecimento a partir do campo 2x2 cm². É possível observar que no campo 1x1 cm² para a profundidade 1,0 cm a dose relativa só é inferior a dose na mesma profundidade para o campo 10x10 cm².

Figura 22: Curvas de PDP – Esferas de água - MCMEG



Fonte: O autor

Os resultados obtidos nas simulações com os detectores esféricos de água e o espectro Braualla, estão mostrados na Tabela 9. Observa-se que, assim como nos resultados obtidos com o espectro MCMEG todos os campos apresentaram a dose máxima em 1,5 cm de profundidade e dose relativa superior a 95% na profundidade de 2,0 cm, para todos os tamanhos de campo simulados. Percebe-se que na região de *build-up* acontece um aumento na dose relativa nas profundidades de 0 e 0,5 cm do campo 2x2 cm² para o campo 1x1cm², entretanto na profundidade de 1,0 cm tal aumento não ocorreu. Esses resultados mostram um aumento da dose à medida que o campo diminui, e são observados nos resultados experimentais também, porém com a mudança do espectro utilizado nas simulações, foi verificado algumas divergências nas profundidades e nos campos onde a dose relativa sofreu um aumento, isso pode indicar uma dependência do espectro utilizado.

Tabela 9: Resultado detectores esféricos de água - Braualla

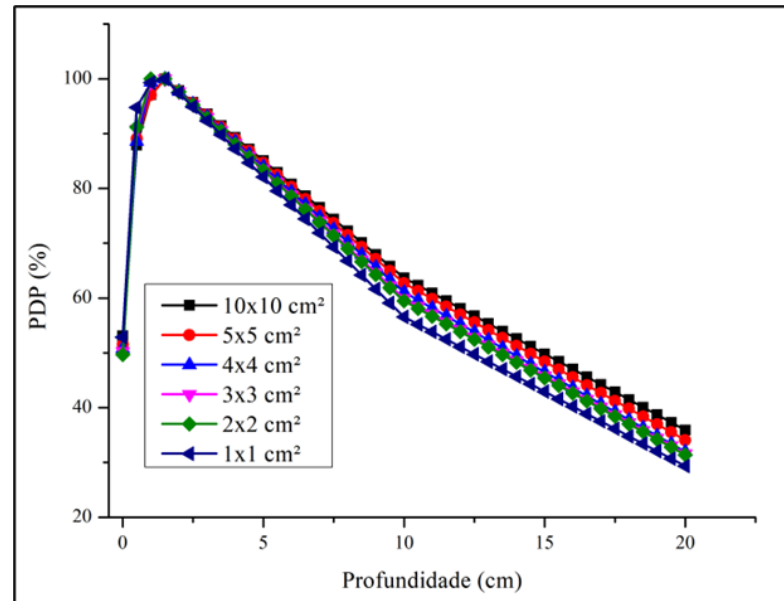
PDP (%) – Espectro Braualla						
Detectores Esféricos de Água						
Tamanho de Campo (cm²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	53,11	51,53	50,77	50,25	49,66	52,85
0,5	87,90	89,06	88,58	90,79	91,21	94,80
1,0	97,11	97,02	99,38	99,33	99,99	99,32

1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	97,86	97,81	97,71	97,64	97,62	97,44
2,5	95,73	95,62	95,42	95,29	95,23	94,89
3,0	93,59	93,42	93,13	92,93	92,85	92,33
3,5	91,46	91,23	90,84	90,57	90,47	89,78
4,0	89,32	89,04	88,55	88,22	88,08	87,22
4,5	87,19	86,85	86,26	85,86	85,70	84,67
5,0	85,05	84,65	83,97	83,50	83,32	82,11
5,5	82,91	82,46	81,69	81,14	80,93	79,55
6,0	80,78	80,27	79,40	78,79	78,55	77,00
6,5	78,64	78,08	77,11	76,43	76,17	74,44
7,0	76,51	75,88	74,82	74,07	73,78	71,89
7,5	74,37	73,69	72,53	71,72	71,40	69,33
8,0	72,23	71,50	70,24	69,36	69,01	66,77
8,5	70,10	69,31	67,95	67,00	66,63	64,22
9,0	67,96	67,12	65,66	64,64	64,25	61,66
9,5	65,83	64,92	63,37	62,29	61,86	59,11
10,0	63,69	62,73	61,08	59,93	59,48	56,55
10,5	62,30	61,30	59,63	58,51	58,08	55,19
11,0	60,91	59,87	58,17	57,10	56,67	53,83
11,5	59,52	58,43	56,71	55,68	55,27	52,47
12,0	58,13	57,00	55,26	54,27	53,86	51,11
12,5	56,75	55,57	53,80	52,85	52,46	49,75
13,0	55,36	54,14	52,35	51,43	51,05	48,39
13,5	53,97	52,70	50,89	50,02	49,65	47,03
14,0	52,58	51,27	49,44	48,60	48,24	45,67
14,5	51,19	49,84	47,98	47,19	46,84	44,31
15,0	49,80	48,41	46,53	45,77	45,43	42,95
15,5	48,41	46,97	45,07	44,35	44,03	41,59
16,0	47,02	45,54	43,61	42,94	42,62	40,22
16,5	45,63	44,11	42,16	41,52	41,22	38,86
17,0	44,24	42,68	40,70	40,11	39,81	37,50
17,5	42,86	41,24	39,25	38,69	38,41	36,14
18,0	41,47	39,81	37,79	37,27	37,00	34,78
18,5	40,08	38,38	36,34	35,86	35,60	33,42
19,0	38,69	36,95	34,88	34,44	34,19	32,06
19,5	37,30	35,51	33,43	33,03	32,79	30,70
20,0	35,91	34,08	31,97	31,61	31,38	29,34

Fonte: O autor

As curvas de PDP obtidas nos resultados das simulações com os detectores esféricos de água e com o espectro do Braualla, são mostradas na Figura 23. Observa-se que no geral, as curvas apresentam o formato esperado, porém fica evidente principalmente para a curva do campo 1x1cm² uma acentuada “quebra” próxima a profundidade de 10 cm, tal efeito pode indicar uma diminuição mais acentuada na dose relativa.

Figura 23: Curvas de PDP – Esferas de água - Braualla



Fonte: O autor

5.4 Resultados das Simulações com Detectores Esféricos Representando a *PinPoint* 3D 31016

As simulações computacionais utilizando os detectores esféricos representando a *PinPoint* 3D 31016 apresentaram erros relativos inferiores a 2%. A Tabela 10 apresenta os resultados obtidos nas simulações com o espectro do MCMEG.

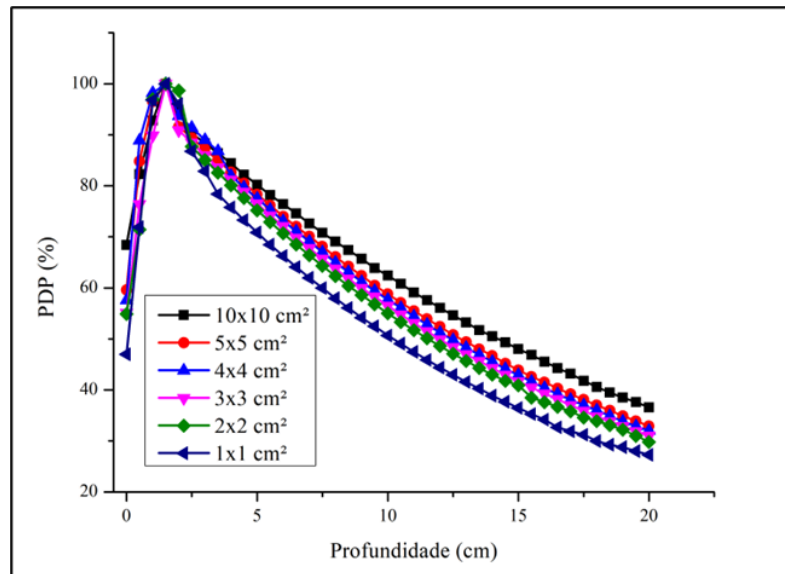
Tabela 10: Resultados detectores esféricos representando a *PinPoint* 3D 31016 - MCMEG

PDP (%) – Espectro MCMEG						
Detectores Esféricos Representando a <i>PinPoint</i> 3D 31016						
Tamanho de Campo (cm²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	68,40	59,60	57,60	55,10	54,90	47,00
0,5	82,30	84,80	88,90	76,40	71,40	71,90
1,0	92,80	96,50	98,20	89,90	97,00	96,80
1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	94,70	91,60	93,70	90,90	98,70	96,07
2,5	90,30	89,40	91,40	88,50	87,70	86,77
3,0	88,30	87,20	89,00	86,00	85,10	82,87
3,5	86,40	85,00	86,80	83,60	82,60	78,37
4,0	84,40	82,70	82,00	81,20	80,10	75,77
4,5	82,20	80,50	79,70	78,80	77,60	73,27

5,0	80,20	78,30	77,50	76,50	75,20	70,87
5,5	78,20	76,20	75,30	74,20	72,90	68,47
6,0	76,40	74,00	73,10	72,10	70,70	66,27
6,5	74,60	72,00	71,10	69,80	68,50	64,07
7,0	72,60	70,10	69,10	67,80	66,40	61,97
7,5	70,80	68,10	67,00	65,70	64,30	59,97
8,0	69,10	66,10	65,00	63,80	62,30	57,97
8,5	67,40	64,20	63,10	61,80	60,40	56,07
9,0	65,70	62,40	61,20	60,00	58,60	54,17
9,5	63,90	60,50	59,40	58,30	56,80	52,47
10,0	62,40	58,80	57,70	56,50	55,00	50,67
10,5	60,80	57,10	56,10	54,80	53,30	49,07
11,0	59,10	55,50	54,40	53,10	51,70	47,47
11,5	57,60	53,90	52,80	51,50	50,10	45,87
12,0	56,10	52,40	51,20	49,90	48,60	44,37
12,5	54,60	50,80	49,80	48,40	47,10	42,97
13,0	53,20	49,40	48,30	47,00	45,70	41,57
13,5	51,70	48,00	46,90	45,70	44,30	40,27
14,0	50,50	46,70	45,50	44,30	43,00	38,87
14,5	49,30	45,20	44,10	43,00	41,80	37,67
15,0	48,00	43,90	42,90	41,70	40,90	36,47
15,5	46,90	42,60	41,60	40,50	38,50	35,27
16,0	45,50	41,50	40,40	39,30	37,60	34,17
16,5	44,30	40,30	39,20	38,20	36,70	32,67
17,0	43,20	39,20	38,10	37,00	35,80	31,89
17,5	41,80	38,10	37,00	35,90	34,60	31,21
18,0	40,60	37,00	36,00	34,80	33,90	29,99
18,5	39,50	36,00	34,90	33,80	33,10	29,25
19,0	38,50	34,90	33,80	32,90	32,20	28,80
19,5	37,60	33,90	32,90	31,90	31,00	28,02
20,0	36,56	32,90	32,00	31,00	29,80	27,29

Fonte: O autor

Os resultados das simulações mostram que as profundidades de dose máximas foram atingidas em 1,5 cm. Porém, os campos 2x2 cm² e 1x1 cm² apresentam uma dose relativa superior a 98% na profundidade de 2,0 cm. Além disso observa-se na região de *build-up* para o campo 1x1 cm² há um aumento na dose na profundidade de 0,5 cm em relação ao campo 2x2 cm², porém este aumento não é observado para a profundidade de 1,0 cm. Pode-se observar também que na profundidade de 1,0 cm a menor dose relativa foi para o campo 3x3 cm² e, foi o único campo que apresentou dose inferior a dose obtida para o campo 10x10 cm² nessa profundidade. A Figura 24 mostra as curvas de PDP simuladas com o espectro do grupo MCMEG e o modelo de detectores esféricos representando a *PinPoint 3D 31016*.

Figura 24: Curvas de PDP – esferas representando a *PinPoint* 3D 31016 - MCMEG

Fonte: O autor

Observa-se que logo após a profundidade de dose máxima há um decréscimo acentuado na dose relativa, exceto para os campos 2x2 e 1x1 cm² que apresentam uma diminuição menos acentuada na dose relativa imediatamente após a profundidade de dose máxima. Quanto aos resultados obtidos nas simulações com o espectro do Braualla e mostrados na Tabela 11, a profundidade de dose máxima foi de 1,5 cm para todos os tamanhos de campo. Porém todos os campos apresentam dose relativa superior a 97% na profundidade de 2,0 cm. Para o campo 1x1 cm² observa-se um aumento na dose relativa em relação ao campo 2x2 cm² na profundidade de 0,5 cm, tal efeito não foi observado para outras profundidades na região de *build-up*, assim como ocorre para os resultados experimentais. Observa-se também um aumento significativo na dose relativa da profundidade de 0,5 para 1,0 cm.

Tabela 11: Resultados detectores esféricos representando a *PinPoint* 3D 31016 - Braualla

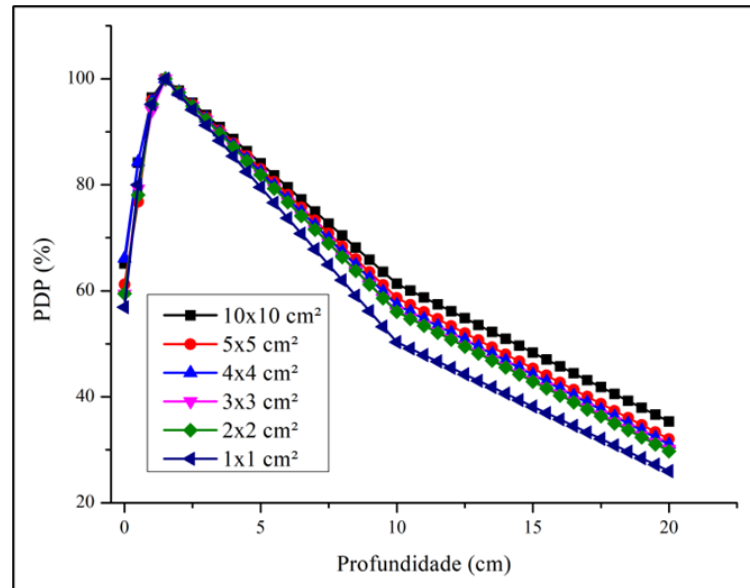
PDP (%) – Espectro Braualla						
Detectores Esféricos Representando a <i>Pin Point</i> 3D 31016						
Tamanho de Campo (cm²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	65,12	61,20	66,13	59,39	59,48	56,90
0,5	84,18	76,82	84,33	79,24	78,07	80,00
1,0	96,44	95,93	95,74	94,04	95,24	95,17
1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	97,73	97,57	97,49	97,42	97,41	97,08

2,5	95,45	95,14	94,98	94,84	94,83	94,16
3,0	93,17	92,71	92,47	92,27	92,24	91,23
3,5	90,90	90,28	89,96	89,69	89,66	88,31
4,0	88,62	87,85	87,45	87,11	87,07	85,39
4,5	86,35	85,42	84,94	84,53	84,49	82,47
5,0	84,07	82,99	82,43	81,95	81,90	79,54
5,5	81,80	80,56	79,92	79,37	79,31	76,62
6,0	79,52	78,13	77,41	76,80	76,73	73,70
6,5	77,25	75,69	74,90	74,22	74,14	70,78
7,0	74,97	73,26	72,39	71,64	71,56	67,85
7,5	72,70	70,83	69,88	69,06	68,97	64,93
8,0	70,42	68,40	67,37	66,48	66,38	62,01
8,5	68,15	65,97	64,86	63,91	63,80	59,09
9,0	65,87	63,54	62,35	61,33	61,21	56,17
9,5	63,60	61,11	59,84	58,75	58,63	53,24
10,0	61,32	58,68	57,33	56,17	56,04	50,32
10,5	60,02	57,35	56,01	54,87	54,73	49,10
11,0	58,72	56,01	54,70	53,56	53,41	47,89
11,5	57,42	54,68	53,38	52,26	52,10	46,67
12,0	56,12	53,35	52,07	50,96	50,78	45,45
12,5	54,82	52,02	50,75	49,66	49,47	44,24
13,0	53,52	50,68	49,43	48,35	48,15	43,02
13,5	52,22	49,35	48,12	47,05	46,84	41,81
14,0	50,92	48,02	46,80	45,75	45,52	40,59
14,5	49,62	46,68	45,49	44,44	44,21	39,37
15,0	48,32	45,35	44,17	43,14	42,90	38,16
15,5	47,01	44,02	42,85	41,84	41,58	36,94
16,0	45,71	42,68	41,54	40,53	40,27	35,72
16,5	44,41	41,35	40,22	39,23	38,95	34,51
17,0	43,11	40,02	38,91	37,93	37,64	33,29
17,5	41,81	38,69	37,59	36,63	36,32	32,07
18,0	40,51	37,35	36,27	35,32	35,01	30,86
18,5	39,21	36,02	34,96	34,02	33,69	29,64
19,0	37,91	34,69	33,64	32,72	32,38	28,42
19,5	36,61	33,35	32,33	31,41	31,06	27,21
20,0	35,31	32,02	31,01	30,11	29,75	25,99

Fonte: O autor

A Figura 25 apresenta as curvas de PDP obtidos com o espectro Braualla e utilizando as esferas representando a câmara *PinPoint* 31016, as curvas de PDP apresentam a mesma “quebra” próxima a profundidade de 10 cm encontrada nos resultados obtidos com os detectores esféricos de água com o espectro Braualla, ficando mais evidente para a curva do campo 1x1 cm².

Figura 25: Curvas de PDP – esferas representando a PinPoint 3D 31016 - Braualla



Fonte: O autor

5.5 Resultados das Simulações com Detector Reproduzindo a *PinPoint* 3D 31016

Aqui estão apresentados os resultados obtidos nas simulações com o modelo da câmara de ionização *PinPoint* 3D 31016 como detector. A Tabela 12 mostra os resultados de PDP obtido para o espectro fornecido pelo grupo MCMEG.

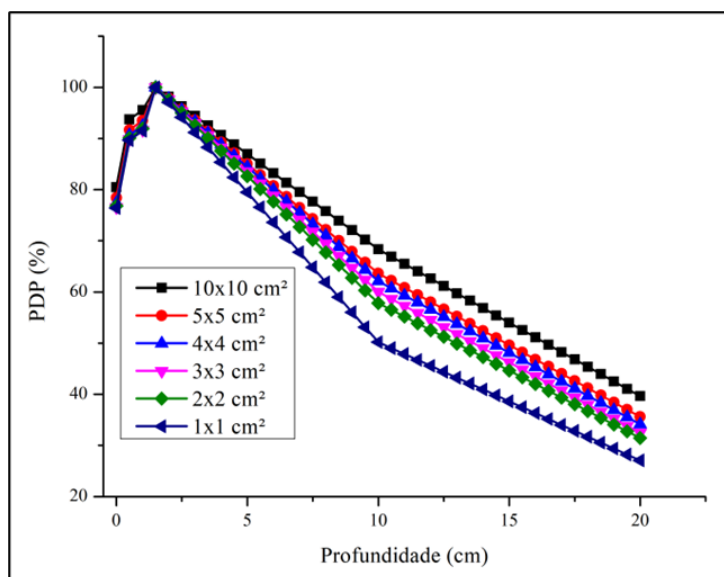
Tabela 12: Resultados com detector reproduzindo a *PinPoint* 3D 31016 - MCMEG

PDP (%) – Espectro MCMEG						
Detector <i>PinPoint</i> 3D 31016						
Tamanho de Campo (cm²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	80,46	78,42	77,39	76,55	76,84	76,42
0,5	93,73	91,69	90,66	89,82	90,11	89,69
1,0	95,56	93,52	92,49	91,65	91,94	91,52
1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	98,14	97,86	97,77	97,65	97,52	97,07
2,5	96,28	95,72	95,55	95,30	95,04	94,14
3,0	94,42	93,58	93,32	92,95	92,56	91,21
3,5	92,55	91,45	91,09	90,59	90,08	88,28
4,0	90,69	89,31	88,86	88,24	87,59	85,35
4,5	88,83	87,17	86,63	85,89	85,11	82,42

5,0	86,97	85,03	84,41	83,54	82,63	79,49
5,5	85,11	82,89	82,18	81,19	80,15	76,56
6,0	83,24	80,75	79,95	78,83	77,67	73,63
6,5	81,38	78,61	77,72	76,48	75,19	70,69
7,0	79,52	76,47	75,50	74,13	72,71	67,76
7,5	77,66	74,33	73,27	71,78	70,23	64,83
8,0	75,80	72,20	71,04	69,43	67,75	61,90
8,5	73,94	70,06	68,81	67,08	65,26	58,97
9,0	72,07	67,92	66,59	64,72	62,78	56,04
9,5	70,21	65,78	64,36	62,37	60,30	53,11
10,0	68,35	63,64	62,13	60,02	57,82	50,18
10,5	66,91	62,24	60,73	58,64	56,50	49,03
11,0	65,48	60,84	59,33	57,26	55,18	47,87
11,5	64,04	59,44	57,93	55,89	53,86	46,71
12,0	62,61	58,03	56,53	54,51	52,54	45,56
12,5	61,17	56,63	55,13	53,13	51,23	44,40
13,0	59,74	55,23	53,73	51,75	49,91	43,25
13,5	58,30	53,83	52,33	50,37	48,59	42,09
14,0	56,87	52,43	50,93	49,00	47,27	40,94
14,5	55,43	51,03	49,53	47,62	45,95	39,78
15,0	54,00	49,63	48,13	46,24	44,63	38,63
15,5	52,56	48,22	46,72	44,86	43,31	37,47
16,0	51,12	46,82	45,32	43,48	41,99	36,31
16,5	49,69	45,42	43,92	42,11	40,67	35,16
17,0	48,25	44,02	42,52	40,73	39,35	34,00
17,5	46,82	42,62	41,12	39,35	38,04	32,85
18,0	45,38	41,22	39,72	37,97	36,72	31,69
18,5	43,95	39,82	38,32	36,59	35,40	30,54
19,0	42,51	38,41	36,92	35,22	34,08	29,38
19,5	41,08	37,01	35,52	33,84	32,76	28,23
20,0	39,64	35,61	34,12	32,46	31,44	27,07

Fonte: O autor

Os resultados obtidos mostraram que a profundidade de dose máxima foi atingida para todos os campos simulados. A dose relativa sofreu um aumento significativo de 0 para 0,5 cm de profundidade. Não foi observado um aumento da dose na região de *build-up* para o campo 2x2 cm² e para o campo 1x1 cm², como foi observado nos resultados experimentais e nas demais simulações. As curvas de PDP obtidas estão representadas na Figura 26.

Figura 26: Curvas de PDP – *PinPoint* 3D 31016 - MCMEG

Fonte: O autor

Os resultados das simulações apresentados na Figura 26 mostra uma “quebra” na curva de PDP do campo 1x1 cm², o que pode indicar uma variação acentuada na dose relativa próxima a profundidade de 10 cm. Tal “quebra” não foi observada nos resultados das outras simulações utilizando o espectro do MCMEG.

A Tabela 13 apresenta os resultados das simulações obtidos com o modelo da *PinPoint* 3D 31016 completa e utilizando o espectro do Braualla. Os resultados para todos os campos simulados atingiram dose máxima em 1,5 cm de profundidade. Apresentaram na profundidade de 2,0 cm dose relativa superior a 96%. Além disso, observa-se que os valores de dose obtidos próximo a superfície, para essas simulações são superiores aos valores obtidos nas outras simulações e aos resultados experimentais.

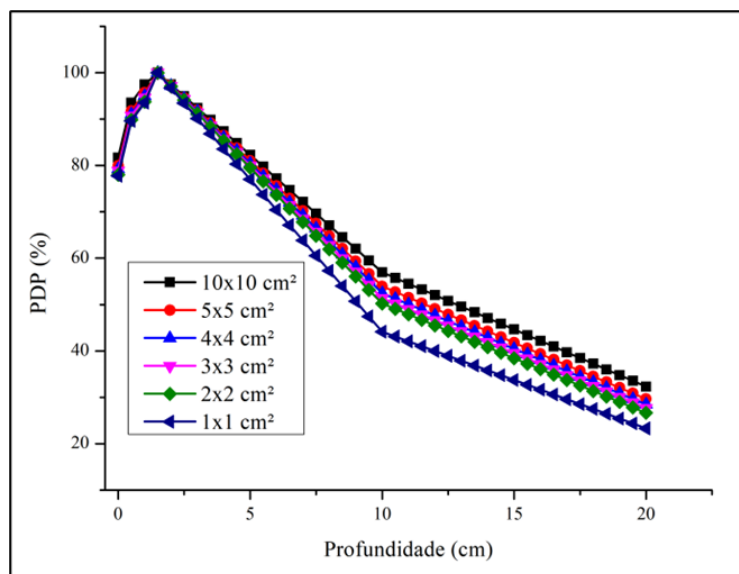
Tabela 13: Resultados com detector reproduzindo a *PinPoint* 3D 31016 - Braualla

PDP (%) – Espectro Braualla						
Detector <i>PinPoint</i> 3D 31016						
Tamanho de Campo (cm ²)						
Profundidade (cm)	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
0,0	81,71	79,92	79,20	78,86	77,98	77,75
0,5	93,57	91,78	91,06	90,72	89,84	89,61
1,0	97,48	95,69	94,97	94,63	93,75	93,52
1,5	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
2,0	97,47	97,29	97,20	97,14	97,07	96,72

2,5	94,94	94,58	94,41	94,28	94,15	93,43
3,0	92,41	91,87	91,61	91,42	91,22	90,14
3,5	89,88	89,17	88,82	88,56	88,29	86,86
4,0	87,34	86,46	86,02	85,70	85,37	83,57
4,5	84,81	83,75	83,23	82,84	82,44	80,29
5,0	82,28	81,04	80,43	79,98	79,51	77,00
5,5	79,75	78,33	77,63	77,12	76,58	73,72
6,0	77,22	75,62	74,84	74,26	73,66	70,43
6,5	74,69	72,91	72,04	71,40	70,73	67,15
7,0	72,16	70,20	69,25	68,54	67,80	63,86
7,5	69,63	67,49	66,45	65,68	64,88	60,58
8,0	67,10	64,79	63,65	62,82	61,95	57,29
8,5	64,56	62,08	60,86	59,96	59,02	54,01
9,0	62,03	59,37	58,06	57,10	56,09	50,72
9,5	59,50	56,66	55,27	54,24	53,17	47,44
10,0	56,97	53,95	52,47	51,38	50,24	44,15
10,5	55,74	52,74	51,27	50,20	49,06	43,11
11,0	54,51	51,52	50,07	49,01	47,88	42,07
11,5	53,27	50,30	48,87	47,83	46,70	41,02
12,0	52,04	49,09	47,67	46,64	45,52	39,98
12,5	50,81	47,87	46,47	45,46	44,34	38,94
13,0	49,58	46,66	45,26	44,27	43,16	37,90
13,5	48,34	45,44	44,06	43,09	41,98	36,85
14,0	47,11	44,23	42,86	41,90	40,80	35,81
14,5	45,88	43,01	41,66	40,72	39,62	34,77
15,0	44,65	41,80	40,46	39,53	38,44	33,73
15,5	43,41	40,58	39,26	38,35	37,25	32,68
16,0	42,18	39,37	38,06	37,16	36,07	31,64
16,5	40,95	38,15	36,86	35,98	34,89	30,60
17,0	39,72	36,94	35,66	34,79	33,71	29,56
17,5	38,48	35,72	34,46	33,61	32,53	28,52
18,0	37,25	34,51	33,26	32,42	31,35	27,47
18,5	36,02	33,29	32,05	31,24	30,17	26,43
19,0	34,79	32,08	30,85	30,05	28,99	25,39
19,5	33,55	30,86	29,65	28,87	27,81	24,35
20,0	32,32	29,64	28,45	27,68	26,63	23,30

Fonte: O autor

A Figura 27, mostra as curvas de PDP, obtidas nas simulações utilizando o espectro de Braualla e o modelo completo da *PinPoint* 3D 31016 como detector.

Figura 27: Curvas de PDP – *PinPoint* 3D 31016 - Braualla

Fonte: O autor

Observa-se que os resultados das simulações com a *Pin Point* 3D 31016 como detector, mostrou que dose relativa próxima a profundidade de 10 cm detém uma maior variação, que gera uma “quebra” nas curvas PDP, e fica mais acentuado e evidente para a curva de PDP do campo 1x1 cm². Os resultados obtidos nas simulações com a *Pin Point* 3D 31016 como detetor, não apresentaram o aumento do valor de dose relativa na região de *build-up* para o campo 1x1 cm² em relação aos outros campos. Esse fato que pode indicar uma subestimativa de dose para o campo 1x1 cm². É interessante observar que não pode ser recomendado do uso da *PinPoint* 3D 31016 para campos menores que 2x2 cm².

5.6 Resultados de PDP_{20,10} e TPR_{20,10}

A Tabela 14 apresenta os resultados de PDP_{20,10} e TPR_{20,10} obtidos experimentalmente e os resultados obtidos dos modelos e simulações realizadas com os diversos detectores simulados e com ambos os espectros de 6 MV utilizados. É importante ressaltar que os resultados de TPR_{20,10} foram obtidos através da Equação 12.

Tabela 14: Resultados de PDP_{20,10} e de TPR_{20,10}

6 MV – PDP_{20,10} – TPR_{20,10}						
Tamanho de Campo						
Experimental	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	58,69%	55,87%	55,57%	55,03%	54,78%	54,62%
TPR _{20,10}	68,36%	64,79%	64,41%	63,73%	63,41%	63,21%
Esferas de água MCMEG	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	57,58%	55,12%	54,54%	53,89%	54,11%	53,37%
Δ%(Experimental)	1,89	1,34	1,85	2,07	1,22	2,29
TPR _{20,10}	66,95%	63,83%	63,10%	62,28%	62,56%	61,62%
Esferas de água Braualla	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	56,38%	54,33%	52,34%	52,76%	52,77%	51,88%
Δ%(Experimental)	3,94	2,76	5,81	4,13	3,67	5,02
TPR _{20,10}	65,44%	62,84%	60,32%	60,85%	60,86%	59,73%
Esferas <i>Pin Point</i> - MCMEG	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	58,59%	55,95%	55,46%	54,87%	54,18%	53,87%
Δ%(Experimental)	0,17	0,14	0,20	0,29	1,10	1,37
TPR _{20,10}	68,23%	64,89%	64,27%	63,52%	62,65%	62,25%
Esferas <i>Pin Point</i> -Braualla	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	57,58%	54,57%	54,10%	53,61%	53,09%	51,65%
Δ%(Experimental)	1,89	2,33	2,65	2,58	3,09	5,44
TPR _{20,10}	66,95%	63,14%	62,54%	61,86%	61,23%	59,45%
<i>Pin Point</i> - MCMEG	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	58,00%	55,96%	54,93%	54,09%	54,38%	53,96%
Δ%(Experimental)	1,18	0,16	1,15	1,71	0,73	1,21
TPR _{20,10}	67,48%	64,90%	63,60%	62,53%	62,90%	62,37%
<i>Pin Point</i> - Braualla	10x10 cm²	5x5 cm²	4x4 cm²	3x3 cm²	2x2 cm²	1x1 cm²
PDP _{20,10}	56,74%	54,95%	54,23%	53,89%	53,01%	52,78%
Δ%(Experimental)	3,32	1,65	2,41	2,07	3,23	3,37
TPR _{20,10}	65,89%	63,62%	62,71%	62,28%	61,17%	60,87%

Fonte: O autor

Tomado como referência os valores de PDP_{20,10} obtidos experimentalmente, observa-se que para o campo 10x10 cm² a maior diferença encontrada foi de 3,93% para os resultados das simulações com as esferas de água e utilizando o espectro do Braualla. A menor diferença foi de 0,17% encontrada nos resultados das simulações com as esferas que representam a câmara

PinPoint 3D 31016 e utilizando o espectro do grupo MCMEG.

Os resultados obtidos para o campo 5x5 cm² apresentaram como maior diferença o valor de 2,76%. Essa foi encontrada na simulação utilizando os detectores esféricos de água e o espectro do Braualla. A menor diferença encontrada foi de 0,14% para as simulações com esferas representando a *PinPoint* 3D 31016 e utilizando o espectro do grupo MCMEG.

A maior diferença calculada utilizando os resultados obtidos para o campo 4x4 cm² foi de 5,81%, para as simulações utilizando esferas de água e espectro do Braualla. A menor diferença foi de 0,20% para a simulação dos modelos detectores esféricos representando a câmara *PinPoint* 3D 31016 e o espectro do grupo MCMEG.

Assim, como nos tamanhos de campo anteriores, o resultado obtido no cálculo da diferença, para o campo 3x3 cm² apresentou um maior valor de 4,13%, para a modelagem e simulação dos detectores esféricos de água utilizando o espectro fornecido pelo Braualla. E a menor diferença encontrada foi de 0,29%, para o modelo das esferas representando a câmara *PinPoint* 3D 31016 e o espectro do grupo MCMEG.

A maior variação calculada com os resultados das simulações para o campo 2x2 cm² foi de 3,67% para o modelo de esferas de água utilizando o espectro do Braualla. Entretanto, a menor diferença foi de 0,73% para as simulações com o modelo da *PinPoint* 3D 31016 utilizando o espectro do grupo MCMEG.

A menor variação calculada com os resultados obtidos das simulações do campo 1x1 cm² foi de 1,21%, para o modelo da *PinPoint* 3D 31016 e espectro MCMEG. Enquanto, a maior diferença foi de 5,44% para as simulações com o modelo de esferas representando a *PinPoint* 3D 31016 e o espectro Braualla.

Em geral, percebe-se que a complexidade do modelo proposto do detector utilizado e o espectro de energia podem influenciar nas respostas de PDP_{20,10} e, principalmente para os campos menores de 3x3 cm². As maiores diferenças foram obtidas para as simulações utilizando o espectro do Braualla. Novos e mais detalhados modelos para simulações com outras qualidades de feixe devem ser desenvolvidos e estudados para inferir que talvez o espectro do Braualla não seja o mais apropriado para as simulações.

Quanto aos TPR_{20,10} calculados com os valores de PDP_{20,10} obtidos, é possível notar que os conjuntos que apresentaram maior diferença se mantiveram os mesmos que o do PDP_{20,10}, pois ele foi calculado empiricamente através do PDP_{20,10}. As diferenças apresentadas foram de 4,27% para o campo 10x10 cm², 3,01% para o campo 5x5 cm², 6,34% para o campo 4x4 cm², 4,51% para o campo 3x3 cm², 4,02% para o campo 2x2 cm² e de 5,94% para o campo 1x1 cm².

5.7 Resultados da Estimativa do Coeficiente de Correção para Campos Pequenos

A Tabela 15 apresenta os resultados dos cálculos para a estimativa do coeficiente de correção proposto por Alfonso *et al.* (2008). Os coeficientes foram estimados utilizando os resultados das simulações com os diversos tipos de geometrias para representar os detectores e com os dois espectros propostos. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados disponíveis em literatura e em planilhas eletrônicas disponibilizadas por Denia *et al.* (2019). Os cálculos para estimar os fatores foram feitos utilizando a Equação 24 descrita anteriormente.

Tabela 15: Resultados da estimativa dos coeficientes de correção para campos pequenos

Coeficiente de Correção da Dose para Campos Pequenos						
Tamanho de Campo (cm²)						
Detector/ Espectro	10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
Referência (DENIA <i>et al.</i>, 2019)	1,000	0,909	0,882	0,849	0,799	0,661
Esferas de água (MCMEG)	1,000	0,965	0,933	0,918	0,882	0,862
Δ%	0,00	5,81	5,44	7,51	9,42	23,29
Esferas de água (Braualla)	1,000	0,985	0,959	0,941	0,934	0,888
Δ%	0,00	7,71	8,03	9,77	14,44	25,55
Esferas PinPoint (MCMEG)	1,000	0,942	0,925	0,905	0,881	0,812
Δ%	0,00	3,53	4,62	6,23	9,35	18,60
Esferas PinPoint (Braualla)	1,000	0,957	0,935	0,916	0,914	0,821
Δ%	0,00	5,01	5,66	7,32	12,57	19,45
PinPoint (MCMEG)	1,000	0,931	0,909	0,878	0,846	0,734
Δ%	0,00	2,37	2,97	3,32	5,55	9,97
PinPoint (Braualla)	1,000	0,947	0,921	0,902	0,882	0,775
Δ%	0,00	4,01	4,24	5,86	9,40	14,71

Fonte: O autor

No geral, é possível observar que as diferenças entre os valores de coeficientes calculados com os resultados das simulações realizadas nesse trabalho e comparados com os coeficientes de referência (Denia *et al.* (2019) são menores para as simulações utilizando o espectro do grupo MCMEG. O mesmo ocorre quando observado as diferenças encontradas para os detectores modelados e mais complexos. Isso pode indicar que o espectro do grupo MCMEG

apresenta uma melhor resposta de doses nos detectores realizadas nas simulações. E que a complexidade da geometria modelado do detector pode influenciar na estimativa dos coeficientes de correção.

6 CONCLUSÃO

A modelagem e simulação computacional utilizando o método matemático de Monte Carlo é uma ferramenta indispensável na dosimetria de campos pequenos. Atualmente, devido a questões do tempo e custo computacional das simulações não é possível a utilização dos códigos de MC em hospitais e clínicas. Sabe-se que, existem algoritmos híbridos implementados nos TPS utilizados nos serviços de radioterapia, que ajudam a resolver o problema do transporte de partículas em meio material, tridimensional e que apresentam uma solução satisfatória para os TPS.

Nesse trabalho o código MCNPX foi utilizado com principal ferramenta de cálculo dose computacional para estudar a resposta de diversos e variados campos de irradiação em radioterapia. Foram apresentados os resultados obtidos nas simulações computacionais para os parâmetros de PDP variando a geometria de modelagem dos detectores de radiação propostos. Dois espectros de energia em função de probabilidade foram estudados. Foi possível perceber que o espectro fornecido pelo grupo MCMEG apresentou resultados mais satisfatórios quando comparado aos resultados obtidos utilizando o espectro do Braualla. Uma possível justificativa para a diferença encontradas na resposta dos detectores utilizando os dois espectros, pode ser explicada pela diferença em energia e probabilidade de emissão médias e ao fato da menor quantidades de *bins* de energia do espectro Braualla comparado ao espectro do MCMEG.

As curvas de PDP foram obtidas e analisadas. Percebeu-se diferenças proeminentes em seus traçados quando plotadas, e que demandam uma investigação aprofundada das prováveis causas. Como por exemplo, influências da geometria dos detectores modelados, os feixes de radiação utilizados, além da necessidade de propor um modelo 3D mais completo observando todo o *setup* experimental utilizado para as medições, por exemplo, utilizar uma colimação do feixe, que permita a comparação e avaliação da influência dos colimadores nos resultados.

No que tange a complexidade de geometria do detector percebe-se que para a estimativa do PDP_{20,10}, para campos pequenos, um detector de maior complexidade pode apresentar melhores resultados. Além disso, fica evidente que para a estimativa dos coeficientes de correção para campos pequenos a complexidade do detector tem influência.

É importante observar que o modelo computacional do detector tem forte influência nos resultados obtidos nas simulações. Por isso, a escolha da modelagem em termos de complexidade da geometria do detector deve se levar em conta aspectos como, tempo de simulação, pois quanto maior a complexidade do modelo maior a demanda e custo

computacional. Nesse trabalho os modelos apresentados foram simulados em um *cluster* de 220 processadores e um tempo razoável foi observado para a realização dos cálculos.

Uma proposta de continuidade para o presente trabalho seria realizar os estudos e análises para outras qualidades de energias do feixe como por exemplo, 10 ou 15 MV, realizar as simulações em meios com diferentes densidades eletrônicas, realizar simulações com geometrias de colimação mais complexas, utilizar outros tipos de detectores e validar com os dados de experimentos em hospitais e um estudo e comparação da distribuição de dose em casos clínicos utilizando os fantomas computacionais da ICRP.

REFERÊNCIAS

AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. **Report 85 of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 65**. 2004. p. 142.

ALFONSO, R. et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields: Reference dosimetry of small and nonstandard fields. **Medical physics**, v. 35, n. 11, p. 5179–5186, 2008.

ALVES, C. A. T. Tratamento Farmacológico da Neuralgia do Trigêmeo: Revisão Sistemática e Metanálise. **Rev Bras Anesthesiol**, v. 54, n. 6, p. 936–949, 2004.

ASPRADAKIS, M. M. Small Field MV Photon Dosimetry. Em: **IFMBE Proceedings**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009. p. 854–854.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiationdosimetry: Attix/Introduction**. Nashville, TN, USA: John Wiley & Sons, 1986.

AZANGWE, G. et al. Detector to detector corrections: a comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams: Detector specific correction factors for small radiotherapy beams. **Medical physics**, v. 41, n. 7, p. 072103, 2014.

BARÓ, J. et al. PENELOPE: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. **Nuclear instruments & methods in physics research. Section B, Beam interactions with materials and atoms**, v. 100, n. 1, p. 31–46, 1995.

BENMAKHLOUF, H.; SEMPAU, J.; ANDREO, P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: a PENELOPE Monte Carlo study: MC simulated correction factors for small fields. **Medical physics**, v. 41, n. 4, p. 041711, 2014.

BIELAJEW, A. F. **History of Monte Carlo. Monte Carlo techniques in radiation therapy**. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2013.

BRAINLAB. **Monte Carlo Dose Algorithm: Clinical White Paper**. 2011.

BRUALLA, L. et al. PENELOPE/PRIMO-calculated photon and electron spectra from clinical accelerators. **Radiation oncology (London, England)**, v. 14, n. 1, p. 6, 2019.

CASTRO, A. L. DE S. **Inomogeneidade de tecidos ósseos na irradiação de tumores no sistema nervoso central**. Belo Horizonte: Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares: Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.

CHAND, B. et al. Comprehensive review of small field dosimetry. *European Journal of Molecular & Clinical Medicine*. **European Journal of Molecular & Clinical Medicine**, v. 7, n. 7, p. 3595–3607, 2020.

DADGAR, H. et al. An overview on small-field dosimetry in photon beam radiotherapy: Developments and challenges. **Journal of cancer research and therapeutics**, v. 13, n. 2, p. 175, 2017.

DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJÖ, A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry: small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. **Medical physics**, v. 35, n. 1, p. 206–215, 2007.

DAS, I. J.; MORALES, J.; FRANCESCON, P. **Small field dosimetry: What have we learnt?** Author(s), 2016.

DENIA, P. M. et al. Comparison of detector performance in small 6 MV and 6 MV FFF beams using a Versa HD accelerator. **PloS one**, v. 14, n. 3, p. e0213253, 2019.

DERREUMAUX, S. et al. Concerns in France over the Dose Delivered to the Patients in Stereotactic Radiation Therapy. **International Atomic Energy Agency (IAEA)**, 2011.

DONYA, H. et al. Prospective Monte Carlo simulation for choosing high efficient detectors for small-field dosimetry. Em: **Theory, Application, and Implementation of Monte Carlo Method in Science and Technology**. [s.l.] IntechOpen, 2019.

FADDEGON, B. et al. The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research. **Physica medica: PM: an international journal**

devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the **Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)**, v. 72, p. 114–121, 2020.

FOLLOWILL, D. S. et al. An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses. **Medical physics**, v. 25, n. 7 Pt 1, p. 1202–1205, 1998.

FONSECA, T. C. F. et al. Simulação de um acelerador LINAC 6MV para determinação da dose de profundidade e razão tecido fantoma utilizando MCNPx e EGSnrc. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 4, n. 2, 2016.

FONSECA, T. C. F. et al. MCMEG: Simulations of both PDP and TPD for 6 MV LINAC photon beam using different MC codes. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 386–391, 2017.

FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 77–90, 2009.

HALPERIN, E. C.; PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. **Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology**. 5. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (IPEM). . **Small Field MV Photon Dosimetry**. York: IPEM, 2010.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398**. Vienna: IAEA, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No 483**. Vienna, Austria: IAEA, 2017.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. [s.l.] ICRU, 1989.

IVANYAN, V. **Geant4 Manual for Students and Researchers**. 2021.

KAWRAKOW, E. et al. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. **NRCC Report PIRS**, 2011.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **Khan's the physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia, PA, EUA: Lippincott Williams and Wilkins, 2014.

KITT, C. A. et al. Trigeminal neuralgia: opportunities for research and treatment. **Pain**, v. 85, n. 1–2, p. 3–7, 2000.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 3. ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2000.

LANDBERG, T. et al. Report 50. **Journal of the ICRU**, v. os26, n. 1, p. NP-NP, 1993.

LANDBERG, T. et al. Report 62. **Journal of the ICRU**, v. os32, n. 1, p. NP-NP, 1999.

LEÃO JÚNIOR, R. G. **Avaliação das perturbações físicas de feixes de raios X em pequenos campos estáticos: Uma abordagem teórica pelo método de Monte Carlo**. Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares: Universidade Federal de Minas Gerais, 2018.

LEVITT, S. H. et al. **Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications**. 4. ed. Berlin: Springer, 2006.

LINZ, U. (ED.). **Ion beam therapy: Fundamentals, technology, clinical applications**. 1. ed. Berlin, Germany: Springer, 2012.

MAMESA, S. et al. The impact of corrected field output factors based on IAEA/AAPM code of practice on small-field dosimetry to the calculated monitor unit in eclipseTM treatment planning system. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 21, n. 5, p. 65–75, 2020.

MCCONN, R. J. et al. **Compendium of material composition data for radiation transport modeling**. [s.l.] Office of Scientific and Technical Information (OSTI), 2011.

MESBAHI, A.; MEHNATI, P.; KESHTKAR, A. A comparative Monte Carlo study on 6MV photon beam characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs. **Iranian Journal of Radiation Research**, v. 5, n. 1, p. 23–30, 2007.

MONTANO, N. et al. Advances in diagnosis and treatment of trigeminal

neuralgia. **Therapeutics and clinical risk management**, p. 289, 2015.

PAIXÃO, L.; FONSECA, T. **Experimentos Computacionais de Física das Radiações**. Columbia, EUA, 2022.

PARK, S.-Y. et al. Analysis of small-field dosimetry with various detectors. **Progress in medical physics**, v. 29, n. 4, p. 164, 2018.

PARWAIE, W. et al. Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons. **Journal of medical signals and sensors**, v. 8, n. 3, p. 195–203, 2018.

PELOWITZ, D. MCNPX User's Manual Version 2.7.0. 2011.

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

PODGORSAK, E. **Radiation Physics for Medical Physicists**. 2a. ed. [S.l.]: New York:Springer, 2010.

PTW. **Detectors for Small Field Dosimetry**. , [s.d.].

Radiocare. Disponível em: <<https://www.grupooncoclinicas.com/radiocare/>>. Acesso em: 20 jan. 2022.

RODRIGUEZ, M.; SEMPAU, J.; BRUALLA, L. PRIMO: a graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs. **Strahlentherapie und Onkologie**, v. 189, n. 10, p. 881–886, 2013.

SECO, J.; VERHAEGEN, F. (EDS.). **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. London, England: CRC Press, 2016.

SHULTIS, J.; FAW, R. **AN MCNP PRIMER**. [s.l.] Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University, 2008.

STERN, J. M.; SALAMON, N. Stereotactic Radiosurgery. Em: **Imaging of Epilepsy**. Cham: Springer International Publishing, 2022. p. 367–371.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto

de Radioproteção e Dosimetria (IRD), 2014.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide**. Palo Alto, USA, 2015.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira De Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009.

ZAKRZEWSKA, J. M. Trigeminal, eye, and ear pain. Em: **Wall & Melzack - Textbook of Pain**. 4. ed. Londres: Churchill Living-stone, 1999. p. 73–760.