



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia - Departamento de Engenharia Nuclear
Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Caio Fernando Teixeira Portela

**AVALIAÇÕES DE ALTAS DOSES EM PEQUENOS CAMPOS UTILIZANDO
FILMES RADIOCRÔMICOS**

Belo Horizonte
2020

Caio Fernando Teixeira Portela

**AVALIAÇÕES DE ALTAS DOSES EM PEQUENOS CAMPOS UTILIZANDO
FILMES RADIOCRÔMICOS**

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

Orientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão

Coorientadora: Dra. Thêssa C. Alonso

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Belo Horizonte
2020

P843a

Portela, Caio Fernando Teixeira.

Avaliações de altas doses em pequenos campos utilizando filmes radiocrômicos [recurso eletrônico] / Caio Fernando Teixeira Portela. - 2020.

1 recurso online (72 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Coorientadora: Thêssa Cristina Alonso.

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

Bibliografia: f. 68-72.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radioterapia - Teses. 3. Radiação - Dosimetria - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Alonso, Thêssa Cristina. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)



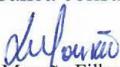
FOLHA DE APROVAÇÃO

AVALIAÇÕES EM ALTAS DOSES DE PEQUENOS CAMPOS UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS

CAIO FERNANDO TEIXEIRA PORTELA

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 06 de fevereiro de 2020, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador
PCTN - CEFET/MG


Dra. Thêssa Cristina Alonso - Coorientadora
CDTN/GNEN


Prof. Wanderley dos Santos Roberto
CEFET/MG


Dr. André Lima de Souza Castro
Hospital Felício Rocho

Belo Horizonte, 6 de fevereiro de 2020.

*Este trabalho é dedicado à Amanda Luiza Soares que sempre foi o meu apoio,
o meu sustento, a minha alegria, o meu incentivo e o meu amor maior.*

AGRADECIMENTOS

A Deus toda honra, toda a glória e poder por estar ao meu lado em todas as batalhas e trajetórias da minha vida, com Ele, posso todas as coisas. Bom é louvar ao Senhor e cantar louvores ao teu nome.

À Amanda Luiza Soares que é "o meu amor maior em frente a multidão". Obrigado pela paciência e compreensão nos momentos que mais precisei, pelo incentivo, pelas alegrias, pela companhia, pelo amor, pelo carinho e por ser a minha parceira para toda a vida. Você é a base que me sustenta e me dá forças para seguir.

Ao professor doutor Arnaldo Prata Mourão, meu orientador, amigo e minha referência, pela oportunidade de ser seu aluno. Obrigado pelo apoio, incentivo, paciência, confiança e disponibilidade. Você é mais que um orientador, você é um pai que trata os seus alunos como filhos.

À minha coorientadora, professora e amiga de todas as horas, Doutora Thêssa Cristina Alonso, por acreditar em mim em todos os momentos, pelas broncas, pelos xingos, pelas caras feias e pelos ensinamentos. Poucos são aqueles que acreditam em nosso potencial e você nunca desistiu de mim.

Ao Departamento de Engenharia Nuclear, da Escola de Engenharia, da Universidade Federal de Minas Gerais, representado pelos seus professores, alunos e profissionais pela confiança e oportunidade. Obrigado aos meus amigos que tornaram estes dois anos em muito aprendizado, crescimento, maturidade e inúmeras risadas. O departamento abriu as portas para mim, estarei sempre com vocês.

À Radiocare – Centro Especializado em Radioterapia, à Oncoclínicas e ao Hospital Felício Rocho, em especial, no papel do profissional Doutor André Lima de Souza Castro, por disponibilizarem toda a estrutura e a utilização do acelerador de partículas para a complementariedade e enriquecimento a este trabalho.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), em especial ao Laboratório de Calibração e Dosimetria (LCD), pela infraestrutura disponibilizada e em especial, pelos auxílios fornecidos pelos seus profissionais e alunos, tendo sido essenciais a este trabalho e à minha trajetória.

Ao Laboratório de Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG) pelo espaço e instrumentos disponibilizados.

Finalmente, diretamente ou indiretamente aos que auxiliaram, torceram, rezaram ou acreditaram neste trabalho e na minha pessoa, meu muito obrigado.

“Não se deve ir atrás de objetivos fáceis, é preciso buscar o que só pode ser alcançado por meio dos maiores esforços.” (Albert Einstein)

RESUMO

A radioterapia é uma forma de tratamento para eliminar tumores malignos e inibir o seu crescimento utilizando técnicas com irradiações cada vez mais colimadas. Essas técnicas conduzem às inovações nas metodologias de conformação, com o intuito de preservar os tecidos sadios e extinguir os tecidos tumorais. Como motivação para este trabalho, realizou-se a investigação dos efeitos de pequenos campos, para as irradiações em que esses efeitos ocorrem, a análise das doses são essenciais e por isto requerem o estudo de diferentes energias e diferentes tamanhos de campo. Realizou-se irradiações num objeto simulador de água sólida por três diferentes feixes de fótons: uma fonte de césio-137 e um acelerador linear de partículas Synergy do fabricante Elekta. As medidas realizadas apresentaram diferenças no nível de doses das irradiações de perfil e longitudinal. A fonte de césio-137 por possuir menor energia, apresenta menor penetração em relação ao acelerador. Observou-se que nas diferentes energias, em relação à irradiação longitudinal, a fonte de césio-137 alcançou maior dose entre 10 e 13 mm, enquanto que para uma distância de 5 cm de profundidade, a dose absorvida foi de 18,7% da dose máxima. Na fonte de cesio-137, a irradiação axial apresentou uma dose relativa média de 94,58% para o eixo X e 95,81% para o eixo Y. Para doses na energia de 10 MV, os efeitos de pequenos campos e de redução de dose foram maiores em relação a energia de 6 MV. Para as energias de 6 e 10 MV as maiores doses ocorreram entre 1,1 e 1,2 cm e 2,0 e 2,2 cm, respectivamente nas irradiações longitudinais. Os gráficos obtidos nos resultados permitiram analisar as perturbações presentes nas exposições para a dosimetria de pequenos campos e os impactos no cálculo e análise sobre a deposição local de dose.

Palavras-Chave: Pequenos Campos. Dose Absorvida. Dose em Profundidade. Água Sólida.

ABSTRACT

Radiotherapy is a form of treatment to eliminate malignant tumors and inhibit their growth using techniques with increasingly collimated irradiations. These techniques lead to innovations in conformation methodologies, in order to preserve healthy tissues and extinguish tumor tissues. As a motivation for this work, the investigation of the effects of small fields was carried out, for the irradiations in which these effects occur, the analysis of the doses are essential and for this reason they require the study of different energies and different field sizes. Irradiations were carried out in a solid water simulator object through three different photon beams: a cesium-137 source and a Synergy linear particle accelerator from the manufacturer Elekta. The measurements performed showed differences in the dose level of the profile and longitudinal irradiations. The source of cesium-137, because it has less energy, has less penetration compared to the accelerator. It was observed that in the different energies, in relation to longitudinal irradiation, the source of cesium-137 reached the highest dose between 10 and 13 mm, while for a distance of 5 cm in depth, the absorbed dose was 18.7% of the maximum dose. In the cesio-137 source, axial irradiation showed an average relative dose of 94.58% for the X axis and 95.81% for the Y axis. For doses in the energy of 10 MV, the effects of small fields and reduction doses were higher in relation to the energy of 6 MV. For the energies of 6 and 10 MV, the highest doses occurred between 1.1 and 1.2 cm and 2.0 and 2.2 cm, respectively in longitudinal irradiations. The graphs obtained in the results made it possible to analyze the disturbances present in the exposures for the dosimetry of small fields and the impacts on the calculation and analysis on the local dose deposition.

Keywords: Small Fields. Absorbed dose. Depth Dose. Solid water.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema de frame estereotáxico utilizado nas radiocirurgias.....	23
Figura 2: Volumes para a irradiação na radioterapia.....	24
Figura 3: Canais de Cores no Filme Radiocrômico	28
Figura 4: Dose (%) x Profundidade de Dose (cm).....	29
Figura 5: Esquema da determinação do Percentual de Dose em Profundidade.	30
Figura 6: Campo Convencional e Pequenos Campos	33
Figura 7: Água Sólida.....	35
Figura 8: O Irradiador de céσιο.....	37
Figura 9: Acelerador Linear de Partículas Elekta	37
Figura 10: Estrutura do Filme Radiocrômico	38
Figura 11: Placa de Água Sólida	39
Figura 12: Filmes Radiocrômicos	40
Figura 13: Irradiação do Filme.....	40
Figura 14: Filmes irradiados com 6,0 MV.....	42
Figura 15: Filmes irradiados com 10 MV	42
Figura 16: Imagens dos filmes de um campo 3x3 cm ² , axial <i>a</i> e longitudinal <i>b</i> , com a marcação dos eixos de corte utilizados para a geração dos gráficos....	43
Figura 17: Imagens de uma tira irradiada RGB <i>a</i> , canal vermelho <i>b</i> , canal verde <i>c</i> e canal azul <i>d</i>	44
Figura 18: Resposta do escurecimento de uma fita de filme irradiada, por canal RGB	45
Figura 19: Variação de dose relativa em profundidade na água sólida.....	46
Figura 20: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y.....	46
Figura 21: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y.....	48
Figura 22: Variação de dose relativa em profundidade no campo de 5x5 cm ² .	49
Figura 23: Variação de dose relativa nos eixos X e Y campo de 5x5 cm ²	49
Figura 24: Variação de dose relativa em profundidade no campo de 3x3 cm ² .	50
Figura 25: Variação de dose relativa nos eixos X e Y com campo de 3x3 cm ² .	50
Figura 26: Variação de dose relativa nos eixos X e Y com campo de 2x2 cm ² .	51
Figura 27: Variação de dose relativa em profundidade no campo de 2x2 cm ² .	52
Figura 28: Variação de dose relativa em profundidade no campo de 1x1 cm ² .	52
Figura 29: Variação de dose relativa nos eixos X e Y campo de 1x1 cm ²	53

Figura 31: Variação de dose relativa em profundidade em diferentes campos.	55
Figura 32: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y para diferentes campos a 1,0 cm de profundidade.....	55
Figura 33: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 5x5 cm ²	56
Figura 34: Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 5x5 cm ²	56
Figura 35: Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 3x3 cm ²	57
Figura 36: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo ..	58
Figura 37: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 2x2 cm ²	58
Figura 38: Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 2x2 cm ²	59
Figura 39: Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 1x1 cm ²	60
Figura 40: Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 1x1 cm ²	61
Figura 41: Variação de dose relativa em profundidade para diferentes campos.	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tamanho do Campo e Tamanho do Filme.....	42
Tabela 2 - Dados da aquisição 6MV – Longitudinal.....	54
Tabela 3 - Dados da aquisição 6MV - Axial eixo X.....	54
Tabela 4 - Dados da aquisição 6MV - Axial eixo Y.....	54
Tabela 5 - Dados da aquisição 10MV - Axial eixo X.....	63
Tabela 6 - Dados da aquisição 10MV - Axial eixo Y.....	63
Tabela 7 - Dados da aquisição 10MV – Longitudinal.....	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BG - *Background*

CDTN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CT - *Computed Tomography*

EBT - *External Beam Therapy*

FHWM - *Full width at half maximum*

IGRT – *Image Guided Radiotherapy*

IMRT - *Intensity Modulated Radiation Therapy*

LCD - Laboratório de Calibração e Dosimetria

LINAC - *Linear Particle Accelerator*

PDP - Percentual de Dose em Profundidade

PET/CT - *Positron Emission Tomography – Computed Tomography*

SRT – *Stereotatic radiotherapy*

UM - Unidades Monitoras

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1.1 Objetivo Principal.....	17
1.1.2 Objetivos Específicos.....	17
1.2 Justificativa.....	17
1.3 Organização do Trabalho.....	18
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Radioterapia.....	19
2.1.1 A Teleterapia.....	20
2.1.2 A Radiocirurgia.....	22
2.1.3 O planejamento na Radioterapia.....	23
2.1.4 Radioterapia de Intensidade Modulada.....	24
2.2 Grandezas Dosimétricas.....	25
2.3 Filmes Radiocrômicos.....	26
2.4 Césio-137.....	27
2.5 Doses em Profundidade.....	28
2.6 Pequenos Campos.....	31
2.8 Água Sólida.....	34
3. MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 As fontes de radiação.....	36
3.2 O Irradiador de césio.....	36
3.3 O Acelerador Linear de Partículas.....	37
3.4 O Filme Radiocrômico.....	38
3.5 O Simulador de Água Sólida.....	38
3.6 Registros com o Filme Radiocrômico.....	39
3.7 Irradiações Axiais e Longitudinais na fonte de césio-137.....	41
3.8 Irradiações Axiais e Longitudinais na fonte de césio-137.....	41
3.9 Gráficos de perfis de dose.....	43
4. RESULTADOS.....	44
4.1 Escolha do canal de resposta.....	44
4.2 Fonte de césio-137.....	45
4.3 O Acelerador Linear de 6,0 MV.....	47
4.3.1 Campo 5x5 cm ² em 6,0 MV.....	47

4.3.2 Campo 3x3 cm ² em 6,0 MV.....	48
4.3.3 Campo 2x2 cm ² em 6,0 MV.....	49
4.3.4 Campo 1x1 cm ² em 6,0 MV.....	50
4.3.5 Variações com o tamanho do campo em 6,0 MV.....	52
4.4 O Acelerador Linear de 10 MV.....	54
4.4.1 Campo de 5x5 cm ² em 10 MV.....	54
4.4.2 Campo de 3x3 cm ² em 10 MV.....	55
4.4.3 Campo 2x2 cm ² em 10 MV.....	57
4.4.4 Campo 1x1 cm ² em 10 MV.....	58
4.4.5 Variações com o tamanho do campo em 10 MV.....	59
4.5 Comparações entre os gráficos longitudinais para o percentual de dose máxima	61
5. CONCLUSÃO.....	62
5.1 Proposta de Continuidade.....	65
REFERÊNCIAS.....	66

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é um tratamento no qual são utilizadas radiações ionizantes em células tumorais de forma a destruir ou inibir o crescimento do câncer. Em muitos casos, o tumor pode desaparecer e a doença ficar controlada ou até mesmo curada, em outros casos, a radioterapia pode ser utilizada em conjunto com a quimioterapia, dependendo do tipo de tumor e da escolha do tratamento ideal para superar a doença. A evolução das técnicas radioterápicas e dos protocolos disponíveis para o tratamento têm introduzido novos padrões teóricos e práticos para a garantia da qualidade e da confiabilidade dessas técnicas (MOURÃO, 2009; LEÃO, 2018).

A evolução das tecnologias avançadas para o tratamento dos pacientes com câncer utiliza a radiação de pequenos campos. Tradicionalmente, códigos de prática nacionais e internacionais fornecem diretrizes em relação a dosimetria com um campo de referência de dimensões de 10x10 cm², tendo em vista que para campos maiores, os parâmetros dosimétricos são bem definidos e podem ser medidos com precisão. Então, os pequenos campos na radioterapia externa são criados pela colimação a jusante de um feixe de fótons achatado ou não achatado. Os pequenos campos de fótons diferem de campos convencionais em suas dimensões laterais, fazendo com que as penumbras de ambos os lados do campo se sobreponham e tornando a maioria dos detectores, comumente utilizados, grandes em relação ao tamanho do campo de radiação (MIJNHEER, 2018; IAEA, 2017) .

Não é possível estabelecer o equilíbrio eletrônico nas laterais do campo e as doses entregues ao paciente em intervenções radioterapêuticas sofrem diferenciações (LEÃO, 2018). A avaliação das doses é importante por se tratar da análise quantitativa da irradiação dada em tecidos sadios e tumorais do corpo humano (MOURÃO, 2009). O uso dos filmes radiocrômicos demonstra ser útil para o uso como medidores de radiação na avaliação dos métodos em radioterapia e na radiologia diagnóstica com altas doses, na faixa de gray (Gy).

Neste trabalho, foram realizadas investigações para analisar os perfis de doses em irradiações em profundidade, numa fonte de césio-137 e num acelerador linear de partículas.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é avaliar em pequenos campos as características de absorção de dose na faixa de radioterapia, utilizando um objeto simulador de água sólida irradiado com diferentes fontes de radiação.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Obter e avaliar os perfis de distribuição de dose de pequenos campos utilizando filmes radiocrômicos para registro de dose na faixa da radioterapia utilizando um objeto simulador de água sólida, fontes de césio e acelerador;
- Avaliar as características de respostas dos filmes radiocrômicos de altas doses para feixes de radiação de diferentes energias;
- Avaliar as doses superficiais em profundidade utilizando objetos simuladores;
- Comparar as características de deposição de dose de pequenos campos de diferentes dimensões e diferentes fontes utilizando os filmes radiocrômicos.

1.2 Justificativa

O estudo de pequenos campos é um tema de muito interesse, visto que existem muitos estudos acerca deste assunto. As características de distribuição de dose apresentam alterações importantes nas irradiações para campos menores. Assim sendo, existe a necessidade de desenvolver ferramentas dosimétricas para compreensão e aprimoramento dos cálculos de dose em relação aos processos radioterapêuticos que acarretem os pequenos campos. A radioterapia é um procedimento indicado para o tratamento de neoplasias, tendo como desafio o aperfeiçoamento da distribuição espacial de dose, minimizando danos em tecidos sadios e buscando aumentar o efeito sobre os tecidos tumorais. A premência de tratamentos mais precisos justifica possíveis estudos

que possam vir a indicar um aperfeiçoamento na qualidade da simulação de tratamentos.

1.3. Organização do Trabalho

O trabalho está distribuído em cinco capítulos incluindo introdução e conclusão. No primeiro capítulo é feita uma introdução ao tema e são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos do trabalho, além da justificativa. O capítulo 2 contém uma revisão da literatura que permite entender a importância dos pequenos campos e outros temas concernentes ao trabalho. O capítulo 3 descreve a metodologia desenvolvida e os materiais utilizados para a execução das atividades para a geração de dados. No capítulo 4 encontram-se os resultados obtidos e as discussões sobre os mesmos e para o capítulo 5, temos as considerações finais e a conclusão.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão apresentados os temas de radioterapia incluindo o seu planejamento e a técnica de IMRT. As grandezas dosimétricas, os pequenos campos, a fonte de césio e o percentual de dose em profundidade, também serão descritos.

2.1 A Radioterapia

A radioterapia é o tratamento que faz uso da radiação ionizante com o intuito de eliminar e inibir o crescimento das células tumorais. O princípio de sua utilização baseia-se no fato da maior reprodução das células tumorais em relação às células sadias dos tecidos, o que frequentemente as tornam mais sensíveis à radiação. Quando aplicada por um tempo predefinido e devidamente direcionada à região tumoral, promove a morte desse tecido. Os efeitos da radiação são produzidos pela absorção da energia que, por meio dos mecanismos de ionização e excitação dos átomos modifica as moléculas que formam esses tecidos, causando danos ao tecido. O valor da dose absorvida a ser depositada no alvo é determinado pela soma das doses absorvidas nos tecidos irradiados. Os fatores mais importantes considerados na determinação da dose total de radiação são a capacidade de resposta do tumor à radiação e a tolerância do tecido sadio das proximidades (SUBRAMANIA *et al.*, 2011).

A radioterapia está perfeitamente integrada às diversas estratégias terapêuticas atualmente utilizadas para o tratamento de tumores e busca priorizar a deposição de dose no tecido alvo e reduzir a exposição dos tecidos saudáveis adjacentes. Assim, as técnicas atuais buscam a conformação dosimétrica com o aumento da eficácia curativa, ablativa ou antiálgica (MOURÃO, 2009).

As técnicas atuais utilizam os pequenos campos de raios X ou mesmo de campos dinâmicos para aprimorar a concentração de deposição de dose no volume alvo e a redução de deposição nos tecidos circundantes, sendo as duas principais técnicas a Radiocirurgia e a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) (LEÃO, 2018).

A maioria dos pacientes com carcinoma podem ser tratados com o uso da radiação, sendo a radioterapia também indicada para casos de tratamentos

antálgicos, complementares à quimioterapia. O tumor, por intermédio do tratamento, pode desaparecer ou ter o seu crescimento reduzido e controlado (SYMONDS et al., 2012).

A radioterapia pode ser dividida em duas diferentes modalidades, denominadas de teleterapia e braquiterapia. A braquiterapia ocorre com fontes de radiação, como por exemplo, ^{192}Ir e ^{125}I em contato direto ou mais próximo de forma a ter uma distribuição não-uniforme com os tecidos a serem irradiados, permitindo doses maiores em tecidos tumorais e doses menores em tecidos saudáveis.

2.1.1 A Teleterapia

A teleterapia é o tratamento por meio da radiação externa emitida pelos equipamentos de cobalto ou aceleradores lineares com irradiação a distância. Segundo Mourão (2009), a teleterapia é o recurso terapêutico mais comumente utilizado para intervir em tumores por intermédio das fontes radioativas emissoras de fótons gama, ou aceleradores de partículas carregadas dos quais se obtém os fótons X de alta energia. Com a crescente evolução, aperfeiçoamento e planejamento inerentes às técnicas para os tratamentos radioterápicos, aos finais dos anos da década de 90, a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), uma forma de radiação externa produzida por aceleradores lineares de partículas, surgiu permitindo, segundo Lavor (2011) uma conformação da radiação para o contorno da área alvo utilizando feixes múltiplos de radiação de intensidades não-uniformes. Ainda, pelo mesmo autor anteriormente citado, a técnica de IMRT é uma evolução da radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT) por ser capaz de modular o feixe de tratamento, oferecendo uma intensidade maior de dose na área de interesse e poupando áreas onde a intensidade não é desejada, ou seja, próxima aos órgãos de risco. Com isto, consegue-se irradiar tumores bastante irregulares e, sobretudo, côncavos, sem causar excessiva exposição da radiação aos tecidos normais adjacentes. O objetivo dessa técnica é conformar a radiação o mais próximo possível do volume alvo na tentativa de proteger as estruturas saudáveis adjacentes.

A teleterapia de fótons gerados pela frenagem do feixes de elétrons, atualmente, é a principal modalidade para os tratamentos em pacientes com câncer, sendo que a emissão desse feixe de partículas carregadas ocorre em aceleradores lineares de partículas e são freados em um material de tungstênio. A partir da frenagem, os elétrons emitem ondas eletromagnéticas na frequência dos fótons X de alta energia que são utilizados para a redução do carcinoma e alternativamente podendo tratar neoplasias superficiais. A dose para um ponto dentro do volume de tratamento na teleterapia é a soma das contribuições de dose a partir de cada sessão e é ideal para o tratamento de grandes volumes superficiais nos portuários do corpo que possuem uma forma cilíndrica como o tórax, o abdômen, os braços ou as pernas, e é menos adequado para superfícies esféricas ou elipsoidais, como a cabeça. Várias técnicas inovadoras foram desenvolvidas para melhorar a uniformidade da dose em todo o volume de tratamento e para adequar a dose ao volume de tratamento prescrito (BALAGAMWALA, 2013).

Mourão (2009) explica que o feixe de elétrons é menos penetrante que o feixe de fótons e tem sua deposição de dose mais limitada, mais restrita à superfície do objeto irradiado. Então, pode-se dizer que o tratamento por meio da teleterapia de elétrons necessita de grandes energias para que as doses maiores sejam depositadas em tecidos mais profundos, pois por ser menos penetrante que os fótons, os elétrons possuem a sua atuação muitas vezes restrita à doses em tumores superficiais e da pele. Existe ainda uma variedade na energia dos feixes de radiação ionizante utilizados na radioterapia. O feixe de elétrons saem por uma janela do acelerador e são espalhados, de forma a manter uma largura necessária ao tratamento através de um sistema de folhas duplas em que a primeira folha espalha os elétrons em um feixe relativamente largo, cuja intensidade é maior no centro do que nas bordas e a segunda folha funciona como um filtro de achatamento para produzir fluência de elétrons aceitavelmente uniforme através do campo de radiação (SYMONDS *et al.*, 2012).

A radioterapia evoluiu de diferentes maneiras nos últimos 50 anos, de forma a ser capaz de fornecer doses de radiação ionizante com grande conformalidade em frações simples ou múltiplas para uma ampla variedade de órgãos do corpo humano. Avanços em diagnóstico por imagem, tecnologias

computacionais e ferramentas de software permitiram que técnicas radioterápicas pudessem ser amplamente utilizadas (LEVITT *et al.*, 2006). Os aceleradores lineares de partículas geram feixes de elétrons em um nível de energia máximo em que quanto maior é a energia dos elétrons, maior é a energia dos fótons produzidos. As principais vantagens dos aceleradores de partículas frente às fontes de cobalto são as altas taxas de dose, maior distribuição de dose uniforme, a habilidade de gerar elétrons e fótons e o fator de não possuir fonte radioativa (BALAGAMWALA, 2013).

A radioterapia externa de partículas pesadas é realizada principalmente em aceleradores chamados de cíclotrons, sincrociclotrons e síncrotrons. Especialmente, os nêutrons são produzidos nos cíclotrons e os prótons em síncrotrons. As demais partículas pesadas, como por exemplo, as partículas alfas são geradas nos sincrociclotrons (PODGORSAK, 2005). A forma do feixe pode ser ajustada para a forma do tecido definido para a irradiação utilizando campos magnéticos variáveis para fazer uma varredura da região alvo (MOURÃO, 2009).

2.1.2 A Radiocirurgia

A radiocirurgia é um procedimento na radioterapia em que ocorre uma única fração de dose para o tratamento em lesões intracranianas. O mesmo procedimento quando utilizado para a entrega de frações de doses múltiplas são chamadas de radioterapia estereotáxica (SRT). Ambas as técnicas envolvem o uso de imagens tridimensionais para localizar a lesão e administrar o tratamento no volume do tecido. O termo radiocirurgia foi criado pelo neurocirurgião Lars Leksell em 1951, com o uso de uma unidade de cobalto especialmente projetada, chamada de Gamma Knife. Atualmente, o tratamento por meio da radiocirurgia ocorre com o uso de fótons X irradiados por um acelerador linear de partículas associado ao sistema de frame estereotáxico, do qual auxilia na otimização dos ângulos do isocentros ou na modulação dinâmica do campo. Os avanços das imagens médicas, tecnologias computacionais e softwares, permitiram a melhora dos tratamentos pelo uso da radiação e da entrega de altas doses em locais em que os movimentos do paciente são restritos. As imagens médicas produzidas, em maioria por tomografias computadorizadas, são precisas no que diz respeito ao diagnóstico médico (LEVITT *et al.*, 2006). As lesões

tratadas pela radiocirurgia podem ser benignas, entre as quais podem incluir Schwannomas, adenomas, neurofibromas e meningiomas ou malignas. As malignas incluem astrocitomas e glioblastomas. As metástases em alvos distantes, tais como de cérebro ou de coluna vertebral, podem derivar de qualquer cancro maligno primário, cujos principais tipos são de pulmão, de mama, da próstata ou do melanoma. Os alvos não oncológicos incluem malformações vasculares, neuralgia do trigêmeo e outros prescritos pelos médicos (ONCOGUIA, 2018). A Figura 1 apresenta o sistema de frame estereotáxico utilizado para radiação nas cirurgias.



Figura 1 - Sistema de frame estereotáxico utilizado para radiação nas radiocirurgias

Fonte: (MadelnChina.com, 2020)

2.1.3 O planejamento na radioterapia

O autores MOURÃO (2009) e KHAN'S (2014) apresentam as definições dos volumes a serem irradiados e/ou tratados com a utilização da radiação, tendo como fatores preponderantes o volume visível do tumor, o conhecimento da progressão natural da doença na população e individual e erros na precisão da radiação do segmento do feixe, incluindo-se o movimento do órgão irradiado com base em estudos de imagem por CT.

O volume bruto do tumor (GTV) é a extensão e localização bruta demonstrável do tumor, não podendo ser definido se o tumor tiver sido removido cirurgicamente. O GTV refere-se ao tumor visível com base nos estudos de imagem. O volume chamado de volume de alvo clínico (CTV) consiste nos tumores demonstrados, apresentando a verdadeira extensão e localização do tumor. Normalmente, o delineamento do CTV pressupõe que não haja células tumorais fora deste volume. O volume que inclui CTV é chamado de volume-alvo

interno. Esse volume busca definir as formas de incidência do feixe para garantir a dose absorvida prescrita. A margem em torno do CTV deve ser grande o suficiente para compensar os movimentos internos, bem como as incertezas de movimento do paciente e das configurações.

O volume alvo de planejamento (PTV) é o volume que leva em consideração as imprecisões da configuração diária do paciente, o movimento dos órgãos e o alvo do feixe. O tamanho do PTV varia de acordo com o uso das imagens realizadas no guia de imagem para a radioterapia. O volume de planejamento é um conceito de volume geométrico que busca definir as formas de incidência do feixe para garantir a dose absorvida prescrita no volume alvo da irradiação (CTV). A Figura 2 apresenta os volumes para a irradiação na radioterapia.

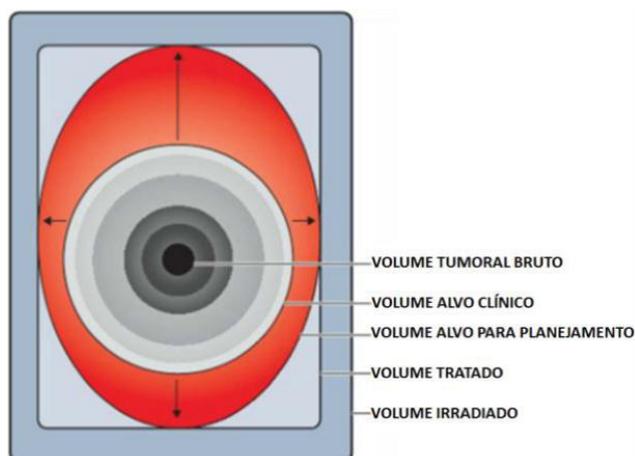


Figura 2 – Volumes para irradiação na radioterapia
Fonte: (Adaptado KHAN'S, 2014)

2.1.4 A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A Radioterapia de Intensidade Modulada refere-se a uma técnica de conformação da dose ao volume alvo que visa maximizar a radioproteção dos tecidos circunvizinhos. Para isso, é utilizado um conjunto de campos multidirecionais, ou até mesmo em um arco contínuo, cujas intensidades e dimensões são planejadas para minimizar a dose nos tecidos sadios, sem comprometer a entrega da dose prescrita no volume alvo (LEÃO, 2018). Para que a técnica alcance seu objetivo, os campos são determinados segundo a forma do volume de planejamento do alvo (PTV) e segundo a demanda por proteção dos tecidos circunvizinhos considerando sua radiosensibilidade, em

um tipo de planejamento denominado Planejamento Inverso. Nesse processo, campos com pequenas dimensões, podem ser necessários, colocando a IMRT, no conjunto das técnicas que necessitam ser tratadas de forma a contemplar as especificidades dos pequenos campos, indicadas neste trabalho (LEVITT, 2006).

A IMRT é uma avançada modalidade de tratamento que utiliza os algoritmos computacionais em sistemas com softwares avançados de tratamento que geram feixes com o intuito de cumprir os critérios de distribuição das doses exigidas. Atualmente, a IMRT é indicada principalmente para o tratamento de tumores de próstata, de cabeça, de pescoço, tumores ginecológicos, gastrointestinais e tumores do sistema nervoso central. O termo radioterapia de intensidade modulada (IMRT) refere-se então a uma técnica de radioterapia em que uma fluência não uniforme é entregue ao paciente a partir de qualquer posição. A implementação clínica do IMRT requer um sistema em que seja atendido dois tópicos, sendo o primeiro, um planejamento de tratamento por meio de um sistema de computador que pode calcular mapas de fluência não uniformes para múltiplos feixes direcionados de direções diferentes para maximizar a dose ao volume alvo e ao mesmo tempo minimizar a dose nos tecidos sadios circunvizinhos e um sistema de distribuição de fluências não uniformes conforme planejado (KHAN'S, 2014).

2.2 Grandezas Dosimétricas

A dosimetria das radiações trata do estudo quantitativo dos efeitos provocados pelas radiações. A padronização das definições associadas às grandezas dosimétricas é essencial para as análises e medições diretamente ligadas aos efeitos provocados pela radiação nos campos da medicina, da indústria, na radioproteção e demais aplicações. A International Atomic Energy Agency (IAEA) publicou a norma *Technical Reports Series nº 457 - Dosimetry in Diagnostic Radiology - An International Code of Practice* (TRS 457) em que as grandezas dosimétricas de interesse foram determinadas e descritas por intermédio de teoria e equações. A equação 1 representa a dose absorvida que é o quociente entre $d\mathcal{E}$ por dm , sua unidade de medida é o Gray (Gy) que é dada por J/Kg.

$$D = \frac{D\mathcal{E}}{DM} \quad \text{equação 1}$$

Onde, dE é a energia média transmitida pela matéria de massa dm .

2.3 Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos GAFCHROMIC *External Beam Therapy* (EBT) são filmes desenvolvidos como poderosas ferramentas para a verificação das doses nos tratamentos, na qualidade e no controle da dosimetria em procedimentos de radioterapia, braquiterapia, radiodiagnóstico e experimentos radiobiológicos, em razão de serem sensíveis a altas doses. Os filmes são baseados em corantes de polidiacetileno que possuem alta resolução espacial, baixa dependência energética, amplo feixe de doses para a radioterapia e equivalência próxima aos tecidos, fazendo-os suscetíveis para medidas dos campos de radiação com gradientes de altas doses. A coloração do filme é composta por 9,0% de hidrogênio, 60,6% de carbono, 11,2% de nitrogênio e 19,2% de oxigênio, estando próximos da composição equivalente dos tecidos. Em especial, os filmes utilizados neste trabalho do tipo EBT são insensíveis à luz visível, podendo ser preparados em locais onde exista a luz visível (DEVIC, 2010).

A sensibilidade dos filmes dosimétricos é comumente definida como a taxa de mudança na densidade óptica e a quantidade de dose que causa a mudança da cor quando irradiados. Os filmes requerem um processo químico a ser realizado para a formação da imagem, representando uma ferramenta para a análise da dosimetria, tendo características favoráveis quando comparados com demais detectores bidimensionais para as radiações e sendo comumente utilizados como sistemas de medição de dose absoluta, de maneira igualitária a dosímetros. Quando irradiados, desenvolvem a imagem induzida pela radiação por meio do processo de autodesenvolvimento pós-irradiação, que é regido pela polimerização dos monômeros do corante de polidiacetileno durante a transferência de energia de cada partícula para a parte receptiva e a sensibilidade dos filmes dosimétricos são comumente definidos como a taxa de mudança da densidade óptica e a quantidade de dose que causa essa modificação (DEVIC, 2010).

Os filmes possuem 6 μm de espessura de camada sensível tendo tido grande evolução dos modelos de filmes GAFCHROMIC como detectores. A detecção corresponde pelo espectro de absorção e são comercializados

principalmente por representarem um dosímetro com o ponto efetivo de medição com a menor profundidade equivalente para a água (4 μm). Pelo manual do fabricante, a faixa útil de uso do EBT é de até 8,0 Gy, se a parte vermelha do espectro de absorção for utilizada. Entretanto, caso os três canais do scanner sendo usados (RBG – Red, Blue, Green) para escanear os documentos, adiciona-se uma faixa dinâmica do modelo do filme de até 100 Gy. Recentes investigações demonstraram que a incerteza de medição das doses nos filmes GAFCHROMIC EBT são de 2% em razão da não-uniformidade da camada sensível do filme e o aprimoramento e melhora da ferramenta dosimétrica vem pela adição de um corante amarelo nas camadas sensíveis, modificando a densidade do filme quando exposto à radiação resultando no filme chamado de EBT-2 (DEVIC, 2015).

Assim como muitos outros dosímetros, que seguem certos protocolos, os filmes radiocrômicos podem fornecer uma medida de dose absoluta. Em especial, os filmes radiocrômicos são caracterizados pela sua linearidade, reprodutibilidade, uniformidade, sensibilidade, e estabilidade após a irradiação. Entretanto para converter a resposta para a dose fornecida, é necessária a curva de calibração. A curva é determinada pelo sistema de dosimetria do filme no qual consiste no modelo do filme, no densitômetro específico utilizado e no protocolo estabelecido sob condições de referência, fazendo com que o sistema passe a ser considerado um sistema de dosimetria de referência e de qualidade. Para se realizar a curva de calibração ou irradiar o filme com determinadas doses, retira-se um pedaço do filme considerado como background (BG). O BG representa um pedaço do filme radiocrômico que não sofrerá alteração e reflete as mundaças na absorção do filme em relação as condições ambientais, como temperatura, luz visível, umidade e luz de digitalização, por exemplo e que deve ser manuseado da mesma maneira que o filme irradiado (DEVIC, 2010).

O uso do canal de cor vermelha é comumente adotado na prática atual, mas não exclui a possibilidade de usar os outros canais de cores, especialmente se forem necessárias doses mais altas, medidas com um sistema de dosimetria de filme radiocrômico. A Figura 3 abaixo exemplifica a irradiação realizada nos filmes e a utilização dos canais de cores para a análise de dose. A maioria dos protocolos atuais de dosimetria dos filmes radiocrômicos sugerem que os filmes sejam digitalizados pelo menos 8 horas após a radiação, sendo este tempo

considerado necessário para a estabilização do escurecimento se estabilizar. O tempo de espera da pós-irradiação, necessário para o filme, é considerada uma das principais desvantagens do filme radiocrômico como um dosímetro clínico (DEVIC, 2015).

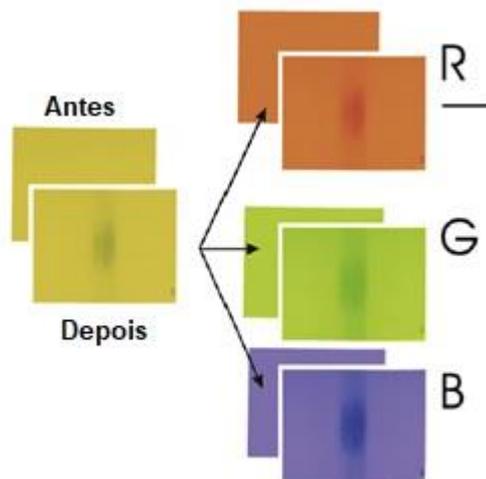


Figura 3 – Canais de Cores no Filme Radiocrômico
Fonte: (DEVIC, 2015)

2.4 Césio-137

O césio-137 é um isótopo radioativo originado de fissões nucleares, tem decaimento em beta menos (β^-) e é considerado a principal fonte gama para irradiações, por ser a fonte de fótons gama com maior período de meia vida. O césio-137 possui uma meia-vida de 30,07 anos e emite fótons gama em duas diferentes energias, sendo de 661,7 keV, com ocorrência de 85,1% dos decaimentos e de 283,5 keV ocorrendo em apenas 0,00058% (NUCLEAR DATA, 2019).

2.5 Doses em Profundidade

Quando da radiação que interage com a matéria, como os fótons (X e gama) e os elétrons (partículas leves carregadas), a energia do feixe é atenuada pelas interações da radiação com o meio. A atenuação é dependente, extraordinariamente das características do feixe radioativo e da composição da matéria. Os elétrons liberados por aceleradores de partículas percorrem apenas frações de milímetros na água ou no tecido humano, já os fótons percorrem até 8 cm do tecido antes de pararem. Logo, admite-se que a maior quantidade de energia depositada por essas partículas estará a uma certa distância do ponto

ao qual foram liberados e tendem a depositar a sua energia superficialmente, com 80% a 100% da quantidade máxima absorvida de dose entregue na superfície do paciente (BALAGAMWALA, 2013).

O equilíbrio eletrônico denota que a dose máxima administrada para o feixe de elétrons varia, aproximadamente, de 1 a 3 centímetros, dependendo da energia. Uma queda relativamente acentuada da dose a uma profundidade máxima ocorre. Os fótons demonstram características complementares aos elétrons, na medida em que são mais penetrantes e tendem a fornecer o máximo de dose a uma profundidade de 2 a 4 cm, dependendo da energia do feixe (SCAFF, 1997).

Os fótons demonstram a diminuição da dose em comparação com os elétrons já que a fluência decresce com a profundidade e portanto a fluência de elétrons também diminuirá. Como resultado, teremos uma profundidade onde a dose atingirá um valor máximo e após decrescerá. Uma dose em profundidade curva é uma ilustração da atenuação da radiação que passa pela matéria. A Figura 4 apresenta a curva de dose em profundidade para fótons com diferentes energias (SCAFF, 1997).

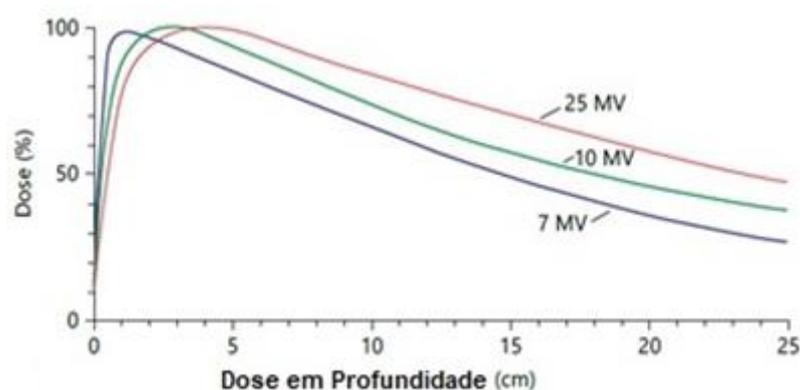


Figura 4 – Dose (%) x Profundidade de Dose (cm)
Fonte: (Adaptado BALAGAMWALA, 2013)

A porcentagem de dose em profundidade (PDP e em inglês - *percentage depth dose* - PDD) é definido como a razão percentual entre a dose a determinada profundidade dentro do meio e a dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico). A PDP pode ser descrita como $\frac{D_d}{D_{d0}} \cdot 100$, de acordo com a

Figura 5. A distribuição de dose ao longo do eixo central (variação da dose com a profundidade) é caracterizada em relação à dose a uma dada profundidade de referência, geralmente a profundidade de dose máxima. A Figura 5 ilustra o percentual de dose em profundidade, sendo D_d a dose em uma profundidade qualquer e D_{d_0} , a referência para a profundidade de dose máxima.

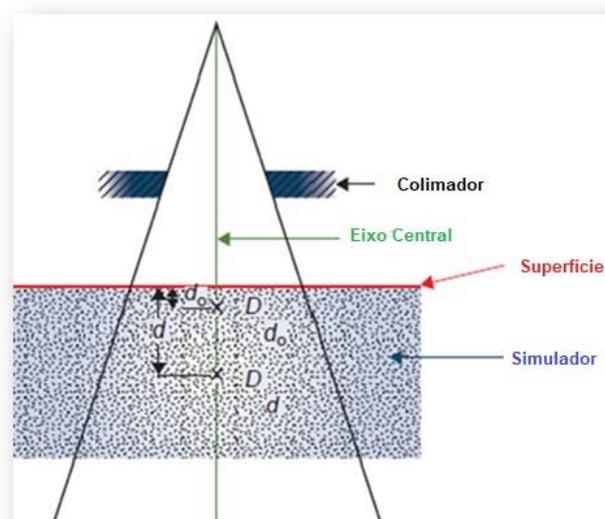


Figura 5 – Esquema da determinação do Percentual de Dose em Profundidade.
Fonte: (Adaptado de KHAN´S, 2014)

O feixe de fótons entra na matéria e deposita uma certa dose à superfície e rapidamente, numa zona superficial, a dose aumenta e atinge um valor máximo a uma dada profundidade. Seguidamente, à medida que a profundidade aumenta, a dose diminui quase exponencialmente, atingindo um valor no ponto de saída. A profundidade onde a dose é máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) depende essencialmente da energia inicial do feixe e após essa profundidade, a dose diminui devido à atenuação dos fótons na matéria, na água sólida ou no paciente (KHAN´S, 2014).

Uma medição totalmente precisa da distribuição de dose no tecido tumoral do paciente é uma tarefa muito complexa. Apesar da medição no ar e no vácuo ser possível, mesmo que a fluência dos feixes de fótons e elétrons por um curto espaço de tempo, em razão da interação com o meio e a perda de energia no ar ou no vácuo seja inversamente proporcional ao quadrado da distância à fonte, a propagação de um feixe de fótons no paciente é afetada pela atenuação e dispersão do feixe no paciente, no ar e no colimador, dando origem a fótons dispersos e a elétrons secundários, ou seja, interação da radiação com a matéria por Efeito Compton (CARDOSO, 2011).

A dose absorvida no paciente e apresentada no objeto simulador com a profundidade, depende de fatores como a energia do feixe de fótons, o tamanho de campo, a distância da fonte, o sistema de colimação do feixe e a profundidade, sendo considerados esses fatores por afetarem no cálculo de dose do paciente, uma vez que afetam a distribuição de dose em profundidade. A correta deposição da dose no paciente requer um correto posicionamento deste em relação à fonte de radiação.

De acordo com os autores (SCAFF, 1997), CARDOSO (2011) e KHAN'S (2014), a região *build-up* é a região localizada entre a superfície e a profundidade onde a dose é máxima. O aumento da dose nessa região resulta essencialmente da deposição de energia no paciente por parte da energia das partículas carregadas e secundárias de energia, no caso elétrons, que são produzidos devido à interação dos fótons com a matéria. No caso, a interação de fótons com a matéria pode produzir três diferentes efeitos, sendo eles o efeito fotoelétrico, o efeito ou dispersão Compton e a produção de pares. Para além da caracterização da deposição de dose ao longo do eixo central, no caso, a avaliação da dose em profundidade, é importante mencionar que a dose entregue axialmente ou de perfil é também uma representação gráfica da distribuição da dose em função da distância ao eixo central do feixe de fótons, medida perpendicularmente ao eixo a uma dada profundidade.

A consistência de um perfil é uma importante característica para a precisão e reprodutibilidade da dose absorvida na radioterapia, em prol de poder avaliar a uniformidade e as características do perfil das doses. Os parâmetros utilizados na avaliação da consistência de um perfil são a simetria e a penumbra (CARDOSO, 2011).

2.6 Pequenos Campos

As atuais técnicas radioterápicas para tratamento de pacientes oncológicos têm sido conduzidas de modo a priorizar a proteção dos tecidos saudáveis e implementações recentes têm empregado largamente campos estáticos com dimensões inferiores a 4x4 cm² e também campos dinâmicos. Tais configurações possuem especificidades fundamentalmente diferentes daquelas presentes nas exposições convencionais, sendo assim, requerem a criação de

novos modelos dosimétricos. Esses campos possuem características especiais e que se referem ao não estabelecimento das condições físicas idealizadas nos protocolos de dosimetria tradicionais e aos desequilíbrios localizados do espectro de partículas carregadas (LEÃO, 2018).

De acordo com o *Technical Reports Series*, número 483, *Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy – An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination*, publicado em 2017, pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) e descrito também pelo editor Mijnheer (2018), a definição de um campo pequeno é bastante subjetiva e depende da energia do feixe de fótons tendo cientificamente três condições físicas a serem cumpridas para que um feixe seja designado como pequeno, sendo eles a (I) perda de equilíbrio de partículas carregadas, (II) a oclusão parcial do fóton primário da fonte pelos dispositivos de colimação e o (III) tamanho do detector sendo grande em comparação com as dimensões do feixe. As duas primeiras características são relacionadas ao feixe, enquanto a terceira é relacionada ao detector para um determinado tamanho de campo. Todas essas três condições resultam em sobreposição entre as penumbras do campo e o volume do detector (IAEA, 2017). Então, os pequenos campos na radioterapia externa são criados pela colimação a jusante de um feixe de fótons.

Diferentes tipos de colimação são utilizados, incluindo garras, colimadores multilâminas (MLCs) e, em alguns casos, cones ou colimadores terciários ajustáveis. Os pequenos campos de fótons diferem de campos convencionais em suas dimensões laterais, fazendo com que as penumbras de ambos os lados do campo se sobreponham e tornando a maioria dos detectores comumente utilizados grandes em relação ao tamanho do campo de radiação. Isso tem repercussões físicas na dosimetria, que em geral foram bem descritas na literatura (IAEA, 2017).

A perda de equilíbrio de partículas ocorre em feixes de fótons se a meia largura do feixe for menor que a faixa máxima de elétrons, onde a avaliação do raio mínimo de um campo circular de fótons para o qual a colisão em água e a dose absorvida em água são iguais (MIJNHEER, 2018).

Com as contínuas diminuições no tamanho dos campos (campos aproximados de 4x4 cm²), um gradativo aumento da perturbação no

comportamento dosimétrico, resulta em interferências significativas na entrega de dose aos volumes alvo (LEÃO, 2018).

A Figura 6 apresenta uma geometria da composição da penumbra, sendo que na primeira imagem, ilustra a forma de composição da penumbra em campos convencionais, a curva na base da imagem, mostra a prevalência da homogeneidade do campo devido à planificação do filtro aplainador. Na segunda imagem, a obstrução mais intensa da fonte, provoca uma diminuição da região de homogeneidade que faz com que uma fração considerável do campo seja composta pela própria penumbra do feixe.

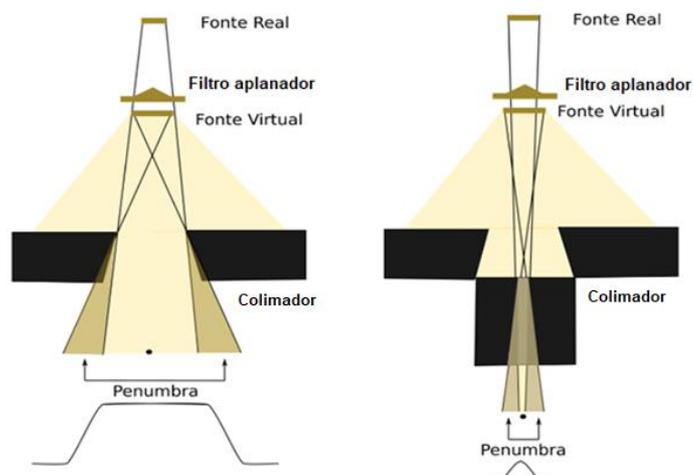


Figura 6 – Campo Convencional e Pequenos Campos
Fonte: (LEÃO, 2018)

Esta obstrução provoca um aumento nas dimensões da penumbra do campo, levando inclusive, a uma falha no método de determinação convencional de suas dimensões, quanto no cálculo de dose a ser despendida ao paciente. Cita-se como importância de análise, além da penumbra, o dimensionamento de pequenos campos é influenciado pelo alcance das partículas secundárias, já que a difusão lateral das partículas carregadas, segundo o espectro energético, é comparável às próprias dimensões do campo. Essa condição, leva a uma extensão da dose lateral do campo que não deve ser ignorada. Em geral, dois tipos de tamanho de campo são definidos, o primeiro é chamado de tamanho de campo geométrico e é definido como a projeção bidimensional pela fonte de radiação da abertura do colimador em um plano ortogonal ao eixo central do feixe de fótons primário. O segundo é chamado de tamanho do campo de irradiação, definido como a área bidimensional delimitada por linhas de isodose específicas em um plano ortogonal ao eixo central do feixe de radiação. Uma

maneira alternativa para definir o tamanho do campo de irradiação é utilizando a largura total pela metade do máximo (FWHM) dos perfis dos feixes de radiação obtidos ao longo da direção lateral (perfis em linha ou cruzados) na profundidade do isocentro. Essa FWHM é igual à abertura das mandíbulas colimadoras no isocentro (IAEA, 2017). Portanto, no isocentro, os elementos geométricos e os campos de irradiação estão em consonância um com o outro.

Na utilização de pequenos campos, ocorre um comprometimento significativo do equilíbrio eletrônico na profundidade de dose e na lateral, em razão da colimação do feixe modificar sua qualidade e provocar variações no espectro da radiação incidente. Além disso, a penumbra torna-se predominante na composição da dose o que compromete ou até neutraliza os efeitos de planificação promovidos pelo filtro aplainador.

2.8 Água Sólida

KHAN'S (2014) explica que a busca pelos dados em relação à distribuição de dose, geralmente, ocorre em simuladores de água sólida, pois aproximam-se das propriedades de absorção e dispersão da radiação dos músculos e outros tecidos moles. Outra razão para a escolha é por ser universalmente disponível como material reproduzível para as propriedades da radiação e como nem sempre é possível colocar detectores de radiação dentro d'água, os phantoms de água sólida foram desenvolvidos como substitutos.

Para um determinado material ser equivalente ao tecido ou à água, ele deve ter o mesmo número atômico efetivo, o mesmo número de elétrons por grama e a densidade de massa equivalente (KHAN'S, 2014).

Junto do simulador de água sólida, frequentemente, utilizam-se os objetos simuladores antropomórficos que são utilizados na dosimetria clínica. O Alderson Rando incorpora materiais para simular vários tecidos do corpo, como por exemplo, músculos, ossos e pulmão. O objeto simulador é moldado em um torso humano e é seccionado transversalmente em fatias para inserir os filmes ou outros dosímetros (KHAN'S, 2014). A Figura 7 apresenta um simulador de água sólida utilizada neste trabalho para as calibrações e irradiações frente ao irradiador e ao acelerador de partículas lineares.



Figura 7 – Água Sólida
Fonte: (Sunnuclear.com, 2019)

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo foi feita a abordagem sobre as fontes de feixe de fótons e o objeto simulador de água sólida usados nos experimentos, além dos filmes radiocrômicos utilizados para o registro das doses absorvidas. Em seguida, foram definidos a forma de posicionamento do objeto simulador com os filmes, para a aquisição de dados, e as leituras dos filmes para a obtenção das curvas de variação de dose.

3.1 As fontes de radiação

Foram utilizados duas fontes de feixes de fótons, sendo um irradiador de césio-137 e um acelerador linear para a geração de diferentes feixes de fótons, utilizando os valores de tensão de 6 e 10 MV.

3.2 O Irradiador de césio

O irradiador usado é do tipo OB85/3 cilíndrico, que está envolvido por uma proteção metálica e contém três fontes com um impulsionador mecânico. Este irradiador possui um circuito termohidráulico, com conexões via cabos, que expõe a fonte de césio-137, posicionando-a em frente à saída do irradiador. As três fontes existentes no irradiador são de ^{241}Am , ^{60}Co e ^{137}Cs e ficam enclausuradas em uma blindagem de chumbo. O irradiador pesa 700 kg, possui 1,1 m de altura por 0,8 m de largura. A saída da fonte tem 8,6 centímetros de diâmetro e possui um colimador cônico com aberturas de 5,2 e 2,6 cm. O painel de controle do irradiador fica em uma sala contígua, funcionando por comando elétrico em CA, com tensão elétrica de 127 V/220 V e frequência de 60 Hz.

O irradiador de césio-137 utilizado encontra-se instalado no Laboratório de Calibração e Dosimetria (LCD) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN). A Figura 8 apresenta imagens do irradiador de césio.



Figura 8 – O irradiador de céscio
Fonte: (Autor, 2019)

3.3 O Acelerador Linear de Partículas

O acelerador linear de partículas utilizado nos experimentos é de uso para o tratamento de paciente, é um acelerador linear de elétrons, modelo Elekta Synergy Platform, da fabricante Elekta, que permite a geração de feixe de elétrons e de fótons. Os feixes de fótons podem ser gerados em tensões de 6 e 10 MV. A radiação de fuga do cabeçote é menor que 0,1% da taxa de dose no isocentro, o tamanho do campo no isocentro varia de 1x1 a 40x40 cm², com colimador Multifolhas (MLC) que possui 40 pares e filtro físico motorizado com ângulos de 1° a 60°. A Figura 9 ilustra o acelerador linear de partículas em sua instalação atual.



Figura 9 – Acelerador Linear de Partículas Elekta
Fonte: (Autor, 2019)

3.4 O Filme Radiocrômico

O filme GAFCHROMIC, modelo EBT QD+, utilizado nos experimentos possui características de construção semelhantes aos demais modelos de filmes radiocrômicos, sendo uma ferramenta para uma ampla faixa de doses, equivalente aos tecidos moles, podendo ser manuseado em luz ambiente e tendo sido utilizado junto ao objeto simulador de água sólida. O filme dosimétrico EBT é feito laminando uma camada sensível entre duas camadas de poliéster. A superfície de poliéster permite que o filme tenha imersão em água.

O filme radiocrômico é utilizado para as medições de doses absorvidas, especialmente desenvolvido para o registro de dose na faixa de 0,4 a 40 Gy, tornando-o mais adequado para aplicações em radioterapia e radiocirurgias. O filme é composto por uma camada ativa com 25 μm de espessura. A camada ativa contém um corante marcador, estabilizadores e outros componentes, dando ao filme uma resposta pouco dependente da energia do feixe (Manual GAFChromic, 2019). A estrutura do filme GAFCHROMIC EBT é apresentada na Figura 10.

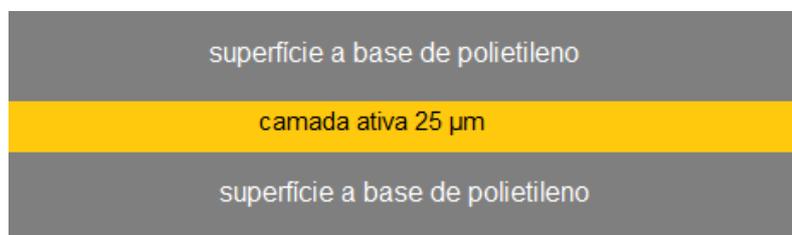


Figura 10 – Estrutura do Filme Radiocrômico.

Fonte: (Manual Gafchromic, 2019)

3.5 O Simulador de Água Sólida

O objeto simulador de água sólida permitiu obter as curvas de calibrações da fonte de césio-137 e do acelerador linear de partículas em 6 MV e 10 MV. De acordo com o manual do fabricante, o padrão de constituição deve obter calibrações dentro de 1% da dose real em água, tornando-o uma excelente ferramenta de teste para verificar a energia dos fótons das fontes radioativas e dos aceleradores lineares de partículas. Em especial, a água sólida utilizada dispersa e atenua a radiação de forma próxima da água e possui dimensões próximas a 30x30x1 cm^3 . A Figura 11 apresenta a placa de água sólida utilizada.

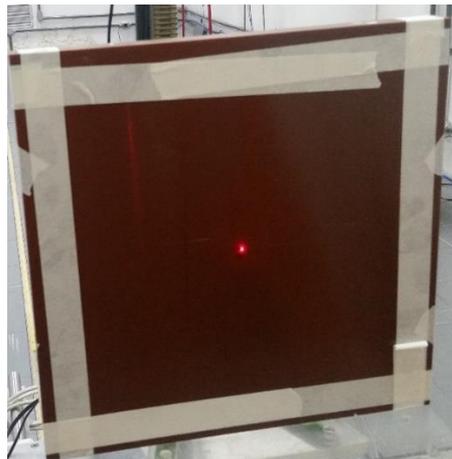


Figura 11 – Placa de Água Sólida.
Fonte: (Autor, 2019)

3.6 Registros com o Filme Radiocrômico

Os filmes radiocrômicos são frequentemente utilizados como dosímetros para o registro de dose em processos radioterápicos e a calibração desses filmes deve ser realizada para que possam ser utilizados para a dosimetria. Neste trabalho foi obtida uma curva de calibração do filme radiocrômico para o feixe de uma fonte de césio-137. Os experimentos foram realizados no Laboratório de Calibração e Dosimetria (LCD) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) onde tiras do filme Grafchromic EBT QD+ foram expostas a valores de Kerma no ar de 30 a 240 cGy. Após as exposições, as imagens digitais das tiras foram obtidas, em jpeg, utilizando um scanner Scanjet G4050 no modo de transmissão. As imagens das tiras irradiadas foram tratadas e suas cores foram separadas na escala RGB, sendo que a escala na cor vermelha foi utilizada para a obtenção da intensidade de registro na escala de cinza, em razão do pico de absorção principal na região do vermelho.

A partir desses valores de intensidade na escala de cinzas, foi obtida uma curva de intensidade versus Kerma no ar para a faixa de 0 a 240 cGy. A curva obtida permite a obtenção de doses em exposições a partir da fonte de césio-137 na região de dose de interesse. A Figura 12 apresenta as imagens das tiras do filme utilizadas para a calibração da fonte de césio as diferentes tonalidades, indicam a irradiação de dose conhecida e o mesmo filme em escala de cinza após o scanner.

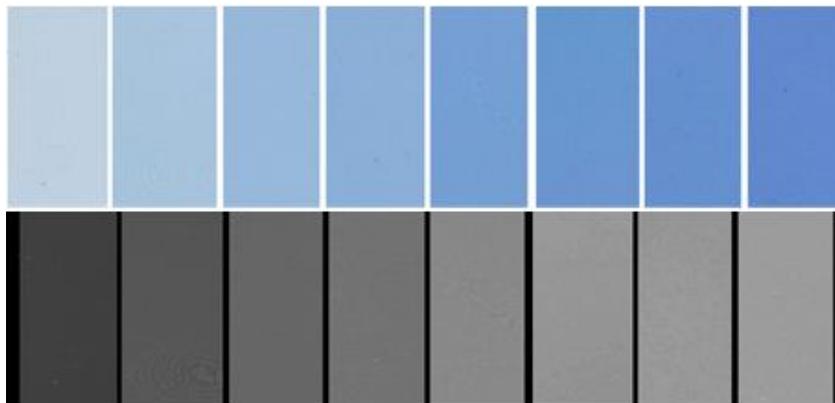


Figura 12– Filmes Radiocrômicos
Fonte: (Autor, 2019)

Com o irradiador de césio-137 fixo, o conjunto das tiras dos filmes radiocrômicos foram alinhadas com a fonte utilizando os *lasers* de posicionamento do equipamento à distância de 1,0 metro e com o feixe direcionado para o centro. As tiras foram cortadas com dimensões de 1,0 x 2,0 cm² e identificadas, tendo sido esse mesmo tamanho para a calibração do LINAC nas energias de 6 e 10 MV. Ciclos de dose de 30 cGy foram realizados até atingir 240 cGy. A cada ciclo uma das fitas era retirada. Após 24 horas da irradiação do objeto simulador contendo os filmes, obteve-se as imagens digitais dos filmes irradiados em um scanner, modelo Scanjet G4050 em uma resolução de 300 ppi. A Figura 13 apresenta imagens do experimento das irradiações.



Figura 13 – Irradiação do Filme.
Fonte: (Autor, 2019)

A imagem do canal vermelho foi invertida (comando Invert do ImageJ) e os valores obtidos foram definidos como intensidade na escala de cinza (*Grey*

Scale). Nesta escala, o preto indica zero e o branco o maior valor da escala, por essa razão deve-se usar a imagem negativa das tiras. Assim, foi obtida a curva de variação de intensidade na escala de cinza. Foram obtidos os valores de intensidade em escala de cinza de filmes não expostos aos raios gama, sendo eles tratados como valores de background (BG), correspondendo a zero cGy. O processo descrito para a calibração do filme radiocrômico na fonte de césio foi repetido para o acelerador linear de partículas para encontrar a faixa de doses de interesse e o estudo de Pequenos Campos.

3.7 Irradiações Axiais e Longitudinais na fonte de césio-137

Foram realizadas irradiações longitudinais e axiais para a análise do percentual de dose em profundidade e para o tamanho do campo da fonte, respectivamente. Conforme a calibração, as irradiações ocorreram a 1,0 metro de distância em que os filmes foram colocados entre duas placas de água sólida, de forma a ocupar a região central do phantom para serem irradiados. Para a irradiação axial, o filme foi mantido frontalmente à fonte, permanecendo os mesmos presos à duas placas do objeto simulador de água sólida. O feixe gama da fonte de césio-137 foi direcionada ao centro da placa, de acordo com uma mira a laser. Com o intuito de analisar o percentual de dose em profundidade para feixes colimados, utilizou-se um colimador de 2,6 cm sendo ele colocado na saída da fonte e mantido o filme a 1,0 metro de distância da fonte.

3.8 A Irradiação dos Filmes no Acelerador Linear de Partículas (LINAC)

Para fazer as medições em relação as doses em Pequenos Campos, realizou-se as irradiações para a obtenção de perfis de dose axiais e longitudinais. Para cada tamanho de campo e valor de tensão de alimentação do feixe foram geradas imagens. Para a obtenção dos perfis de dose axial os filmes foram posicionados no interior das placas de água sólida a 1 cm de profundidade e irradiados frontalmente. Para obter os perfis de dose longitudinais o filme foi posicionado entre duas placas e estas foram irradiadas lateralmente.

Para as irradiações no acelerador linear de partículas foram separados filmes para irradiações longitudinais e axiais com tamanhos específicos para

cada situação. Para que venha a existir uma comparação com campos de diferentes níveis de energia, utilizou-se a fonte de césio que emite raios gama na faixa dos keV e posteriormente, utilizou-se o acelerador linear de partículas para emitir raios X na faixa dos MeV. Os filmes para a irradiação axial foram separados nos seguintes tamanhos para as irradiações axiais:

Tabela 1 – Tamanho do Campo e Tamanho do Filme

Tamanho do Campo (cm ²)	Tamanho do Filme (cm ²)
1x1	3x3
2x2	4x4
3x3	5x5
5x5	7x7

Fonte: (Autor, 2019)

As imagens das Figuras 14 e 15 apresentam os filmes irradiados para os tamanhos de campo de 1x1, 2x2, 3x3 e 5x5 cm² em 6 e 10 MV.

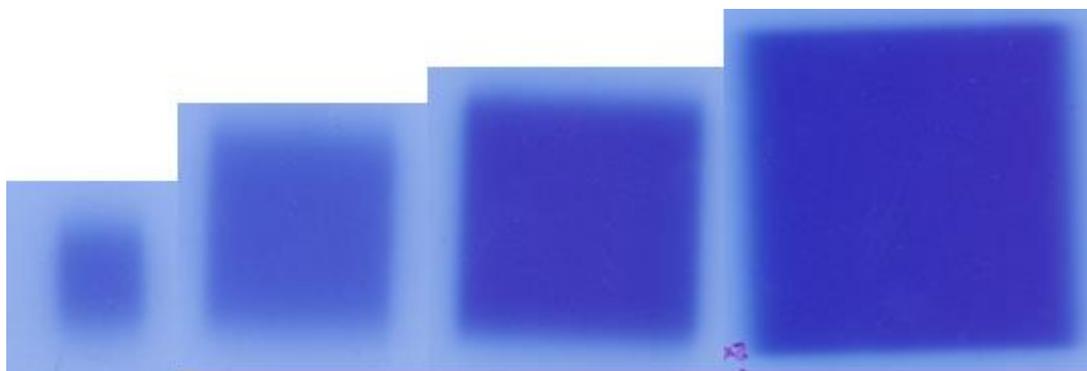


Figura 14 – Filmes Irradiados com 6 MV

Fonte: (Autor, 2019)



Figura 15 – Filmes Irradiados com 10 MV

Fonte: (Autor, 2019)

3.9 Gráficos de perfis de dose

Após o registro dos filmes nos experimentos com a fonte de cesio-137 e o acelerador as imagens foram devidamente tratadas e a partir delas foram obtidos os perfis axiais de dose nos eixos x e y para as irradiações frontais dos filmes. A imagem *a* da Figura 16 indica a posição dos eixos em relação à imagem axial do campo de irradiação.

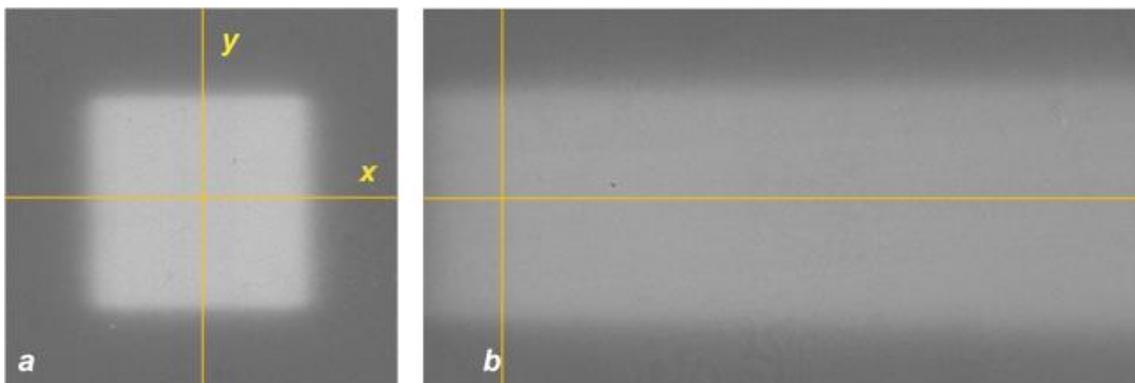


Figura 16 - Imagens dos filmes de um campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$, axial *a* e longitudinal *b*, com a marcação dos eixos de corte utilizados para a geração dos gráficos.

A imagem *b* apresenta o filme de registro longitudinal da dose com o posicionamento do eixo y a 1 cm de profundidade, profundidade na qual foram colocados os filmes quando soube a irradiação frontal. O gráfico de variação de dose correspondente ao eixo z permite observar o perfil de dose em profundidade.

4 RESULTADOS

Os resultados encontrados após as irradiações realizadas com a fonte de césio-137 e no acelerador linear de partículas (LINAC) estão apresentados neste capítulo. O feixe gama da fonte de césio-137 tem energia na faixa dos keV enquanto o feixe de fótons X do LINAC está na faixa dos MeV. Os experimentos no acelerador linear têm resultados relacionados aos efeitos de pequenos campos que permitem comparar as doses geradas em campos de diferentes tamanhos. Foram realizadas as comparações das irradiações e dos efeitos de pequenos campos.

4.1 Escolha do canal de resposta

A escolha do canal de resposta do filme foi testada em função do canal que apresentava a maior amplitude na escala de cinzas. A Figura 17 apresenta imagens de uma tira de filme irradiada longitudinalmente por uma fonte de césio-137. A imagem colorida, em RGB, está apresentada em *a* e as imagens separadas de cada canal, após a inversão da escala de cinzas, estão apresentadas em *b* o vermelho (R), em *c* o verde (G) e em *d* o azul (B). A inversão da escala de cinzas se faz necessária porque quanto mais clara é a cor maior é o seu valor numérico.

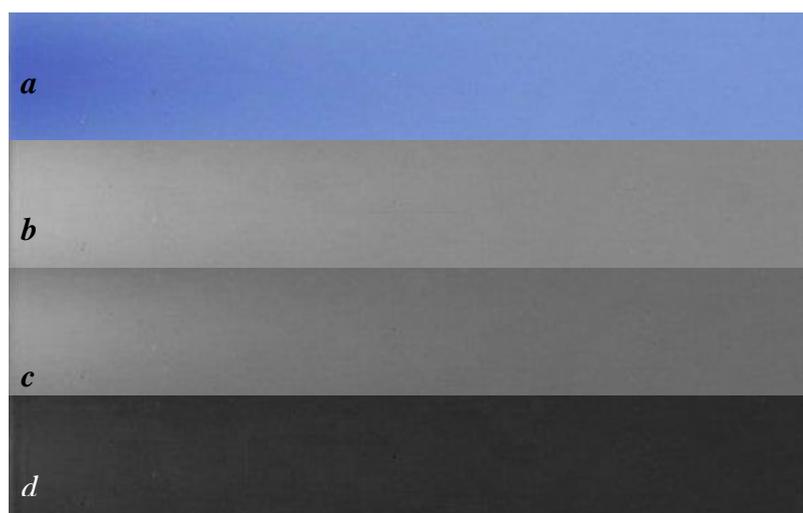


Figura 17 - Filme irradiado, RGB *a*, canal vermelho *b*, canal verde *c* e canal azul *d*.

Pode-se observar nas imagens, que dentre os três canais RGB o que apresenta a maior variação de tons de cinza é o canal vermelho, da imagem *b*,

e a menor variação ocorre no canal azul da imagem *d*. O gráfico apresentado na Figura 18 contém as curvas de resposta relativas às imagens dos três canais indicados na Figura 17, no seu eixo longitudinal central. Observando-se as curvas obtidas pôde-se verificar que a curva do canal vermelho apresenta o maior valor máximo na escala de cinzas dentre os canais (152, 30) e o azul, o menor valor máximo (52, 37) correspondendo ao registro mais claro que aparece no filme. Quanto maior o valor da dose medida, mais claro esse registro ficará impresso na imagem e maior o seu valor numérico na escala de cinzas. Assim sendo, o canal vermelho foi o escolhido para o registro das doses por apresentar o maior valor numérico e por ter uma amplitude semelhante à do canal verde e maior que a do canal azul.

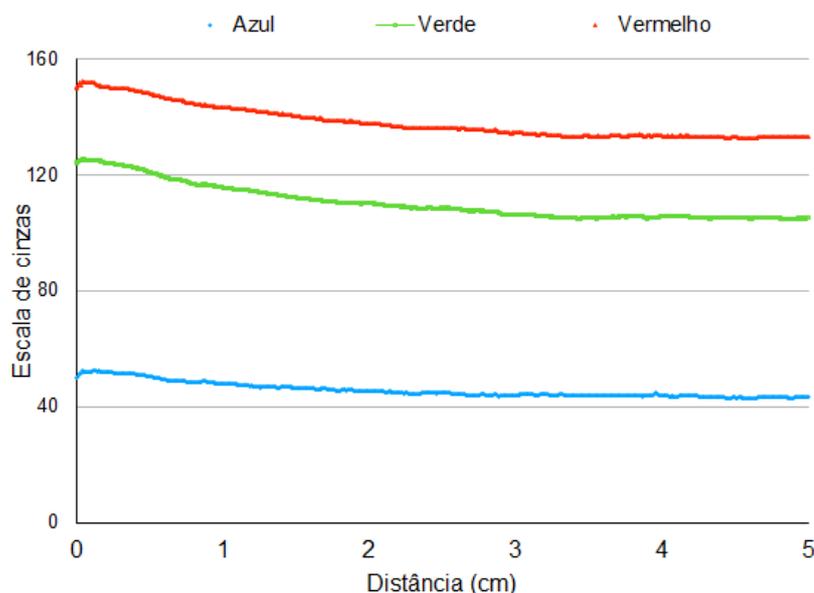


Figura 18 - Resposta do escurecimento de uma fita de filme irradiada, por canal RGB.

4.2 Fonte de céσιο-137

Nos experimentos da irradiação com a fonte de céσιο-137 o objeto simulador de água sólida foi posicionado a 1,0 m do irradiador, tanto para a irradiação frontal, na qual o filme foi posicionado a 1,0 cm de profundidade dentro do objeto simulador, quanto na irradiação longitudinal. A dose máxima entregue no simulador de água sólida foi de 2,0 Gy. Para que este valor de dose absorvida fosse alcançado, a fonte ficou irradiando o objeto durante dois dias, em virtude da baixa atividade da fonte de céσιο. O experimento para o registro do perfil

longitudinal de dose e o perfil axial de dose foram feitos separadamente. Com as irradiações (axial e longitudinal) realizadas, foi possível gerar os gráficos de perfis de dose. A Figura 19 apresenta o perfil longitudinal de dose absorvida, em dose relativa, até uma profundidade de 10 cm. A dose absorvida máxima ocorreu a poucos milímetros da superfície em virtude da energia média do feixe de fótons estar na faixa dos keV.

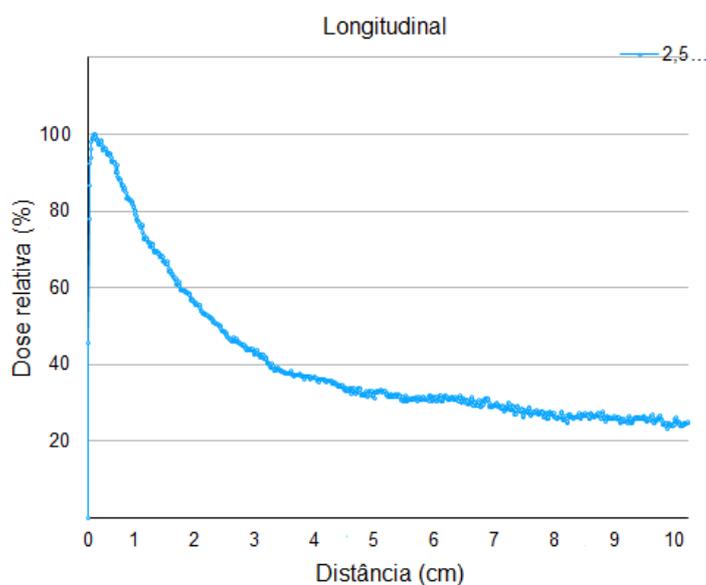


Figura 19 - Variação de dose relativa em profundidade na água sólida.

De acordo com o gráfico obtido, a dose máxima ocorreu entre 10 e 13 mm de profundidade, sendo o valor esperado na energia do feixe gama (keV). Fica evidenciado que a penetração deste feixe de dose é pouco profunda e deposita grande parte da dose na pele. A dose absorvida em 5 cm de profundidade foi cerca de 31,7% e a 10 cm de profundidade 25,0% da dose máxima.

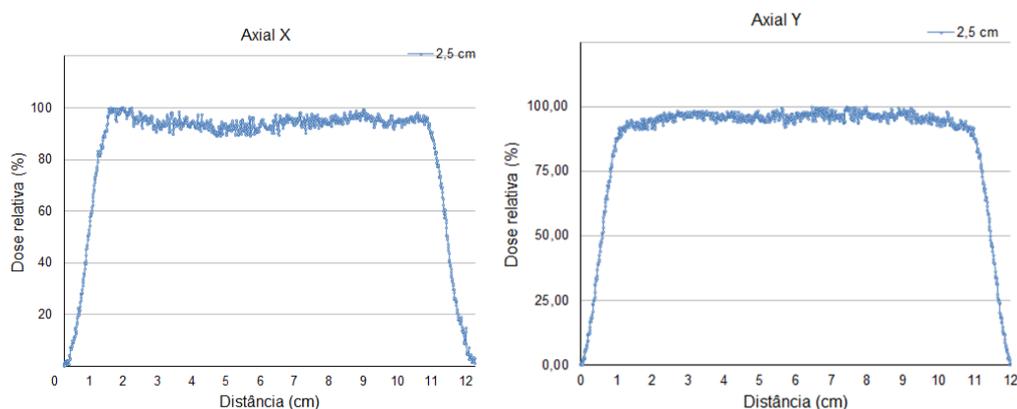


Figura 20 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y.

Conforme apresentado no gráfico (Fig. 20) a variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 5,42% para o eixo X e de 4,19% para o eixo Y. Esses valores indicam que o valor da dose média na região do platô é de 94,58% para no eixo X e de 95,81% para o eixo Y, em média, aproximadamente, 95,20%.

O gráfico axial possui 12 cm de largura, sendo que pela variação inicial da subida da curva e a variação final da descida da curva, foram retirados 1,3 cm, com uma região de platô de 9,4 cm. Com a propagação divergente do feixe e com a distância de abertura do colimador para o objeto simulador, a imagem formada resulta em 12 cm de diâmetro. Comparando-se os gráficos X e Y, é possível observar diferenças na inclinação da curva na subida e na descida, que é maior no eixo Y, bem como na característica mais côncava do platô.

4.3 O ACELERADOR LINEAR EM 6,0 MV

A irradiação do objeto simulador de água sólida em 6 MV foi realizada com os campos de 5x5, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² com o objeto posicionado a 1,0 m da fonte. Houve a aplicação de 300 UM, que corresponde a uma dose absorvida máxima de 300 cGy na água. Foram obtidos gráficos de perfil de dose axial e longitudinal para cada um dos campos.

4.3.1 Campo de 5x5 cm² em 6,0 MV

A Figura 21 ilustra a variação de dose absorvida relativa em profundidade para o campo de 5x5 cm². A dose máxima relativa ocorreu a uma profundidade de aproximadamente 1,09 cm, mas a uma profundidade de até 2,6 cm a dose ainda era 95% da dose máxima relativa. A 10 cm de profundidade a dose absorvida corresponde a 59,83% do valor da dose máxima relativa.

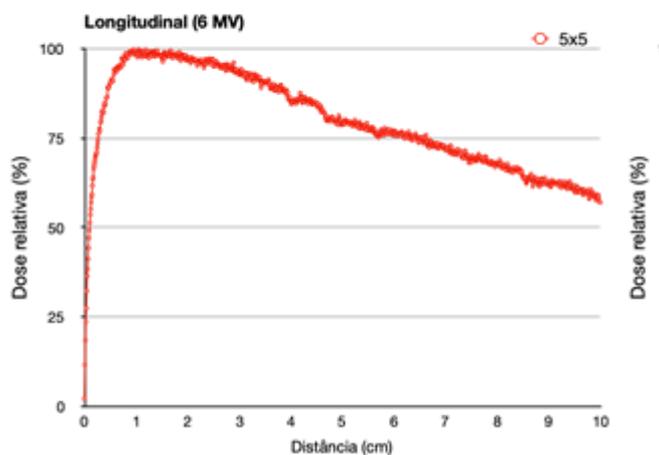


Figura 21 - Variação de dose relativa em profundidade com campo de 5x5 cm².

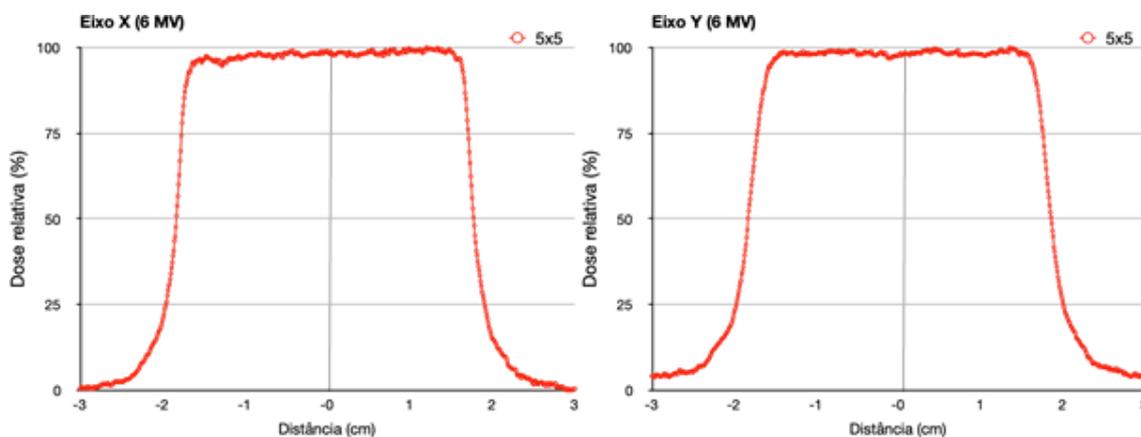


Figura 22 - Variação de dose relativa nos eixos X e Y campo de 5x5 cm².

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 5x5 cm² está representado pelos dois gráficos axiais da Figura 22. A variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 1,98% para o eixo X e de 1,78% para o eixo Y, considerando uma distância 3,2 cm da região central dos gráficos. Esses valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 98,02 a 100% para o eixo X e de 98,22 a 100% no eixo Y, em média, aproximadamente, 98%. Comparando os gráficos pode ainda ser observado que a subida e descida da dose é menos inclinada para o eixo Y e a geração de radiação espalhada no início e final do gráfico é maior no eixo Y.

4.3.2 Campo de 3x3 cm² em 6,0 MV

O gráfico da Figura 23 apresenta a variação da dose relativa com a profundidade para o campo de 3x3 cm². A dose máxima ocorreu a uma

profundidade de aproximadamente 1,09 cm, mas a uma profundidade de até 2,5 cm a dose ainda era 97,53% da dose máxima. Em uma distância de 10 cm de profundidade a dose absorvida corresponde a $73,29 \pm 0,44\%$ do valor da dose máxima. Para o gráfico apresentado, as imperfeições em sua curva podem vir a ocorrer devido a falhas do filme radiocrômico ou até mesmo da irradiação efetuada.

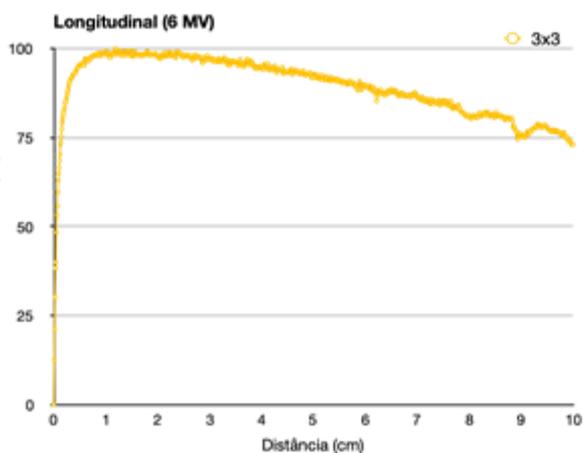


Figura 23 - Variação de dose relativa em profundidade com campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$.

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ está representado pelos dois gráficos axiais da Figura 24. A variação ocorrida nos platôs, considerando uma distância de 2,0 cm na região central dos gráficos, foi de 4,06% para o eixo X e de 2,47% para o eixo Y. Esses valores indicam que o valor da dose média na região do platô é de 95,94% para no eixo X e de 97,53% no eixo Y do valor da dose máxima, em média, aproximadamente, 96,74%. Observando o comportamento dos gráficos para os dois eixos verifica-se que a radiação espalhada para fora da região do campo é maior no sentido do eixo Y.

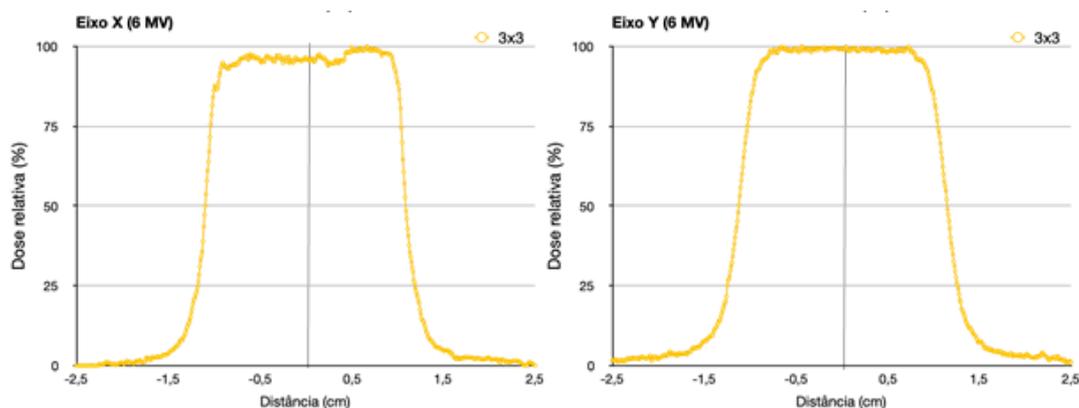


Figura 24 - Variação de dose relativa nos eixos X e Y com campo de 3x3 cm².

4.3.3 Campo de 2x2 cm² em 6,0 MV

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 2x2 cm² está representado pelos dois gráficos axiais da Figura 25. A variação observada nos platôs dos gráficos axiais, considerando uma distância 1,5 cm da região central, indica um valor de dose média 92,47% para o eixo X e de 92,30% para o eixo Y, em média, aproximadamente, 92,38%. Ao comparar os dois gráficos observa-se que as o degrau de subida e descida do eixo Y ocorre mais suavemente que para o eixo X, do mesmo modo a radiação espalhada para fora do campo é ligeiramente maior no eixo Y.

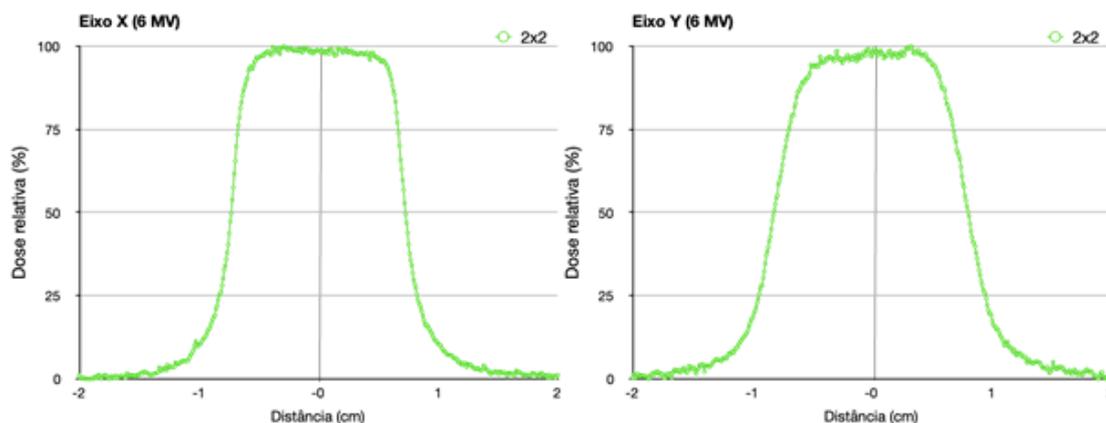


Figura 25 - Variação de dose relativa nos eixos X e Y com campo de 2x2 cm².

A variação da dose relativa em profundidade para o campo de 2x2 cm² está apresentada no gráfico da Figura 26. A dose máxima de 100% ocorreu em 1,23 cm, com posterior decaimento chegando a 67,50±0,18% do valor máximo (100%) a 10,0 cm de profundidade.

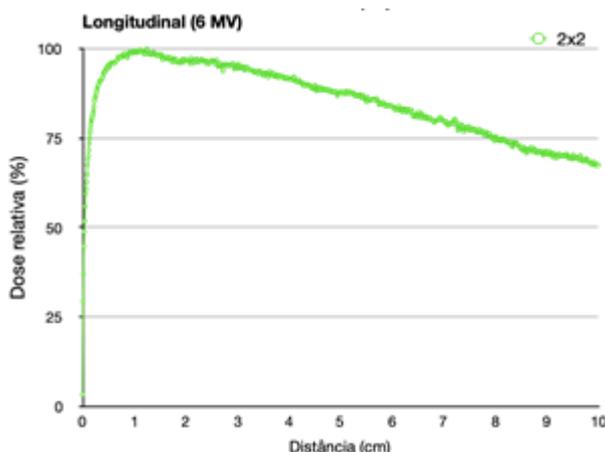


Figura 26 - Variação de dose relativa em profundidade com campo de 2x2 cm².

4.3.4 Campo de 1x1 cm² em 6,0 MV

A Figura 27 apresenta o gráfico de variação da dose relativa em relação à profundidade para o campo de 1x1 cm². A dose máxima ocorreu a uma profundidade de, aproximadamente 1,25 cm, e a 10 cm de profundidade a dose absorvida corresponde a 73,03±0,44% do valor da dose máxima.

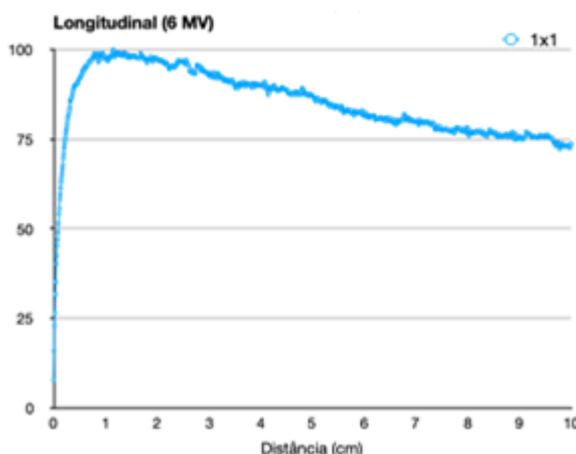


Figura 27 - Variação de dose relativa em profundidade com campo de 1x1 cm².

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 1x1 cm² está representado pelos dois gráficos axiais da Figura 28. A variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 3,39% para o eixo X e de 9,62% para o eixo Y, considerando uma distância 0,5 cm da região central dos gráficos. Esses valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 96,61% para o eixo X e de 95,12% no eixo Y, em média, aproximadamente, 95,86%. De modo semelhante ao que ocorreu com os campos maiores o gráfico axial do Y apresenta um degrau de subida e descida

mais suave que o gráfico axial do eixo X. Do mesmo modo, a radiação espalhada para fora do campo é ligeiramente maior no eixo Y.

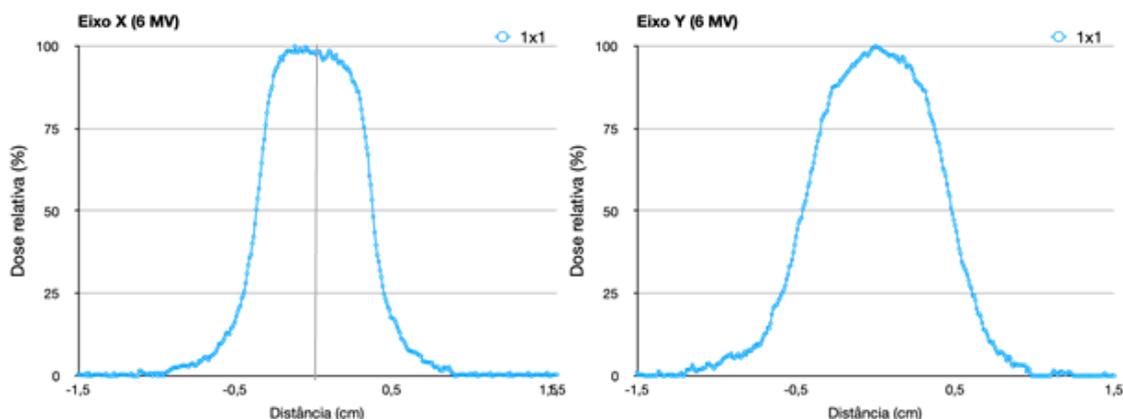


Figura 28 - Variação de dose relativa nos eixos X e Y campo de 1x1

4.3.5 Variações com o tamanho do campo em 6,0 MV

A Figura 29 apresenta os registros a variação longitudinal da dose relativa desde a superfície até uma profundidade de 6 cm para os campos de 1x1, 2x2, 3x3 e 5x5 cm². Os valores máximos de dose ocorreram próximo a 1,15 cm de profundidade e este valor foi ligeiramente menor, seguindo a redução do tamanho do campo. Por esta razão, o valor máximo de 100% foi considerado para o campo de 5x5 cm² a partir do qual foram comparadas as demais doses absorvidas.

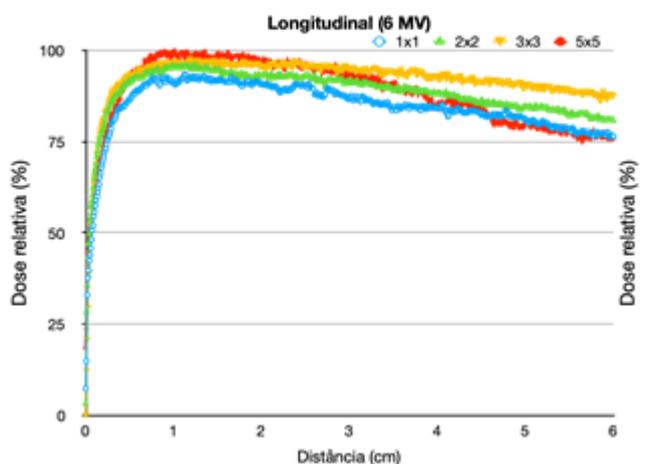


Figura 29 - Variação de dose relativa em profundidade para diferentes campos.

As variações de dose máxima são relativamente pequenas indo desde 100% para o campo de 5x5 cm², que foi utilizado como referência, até 93,62% para o campo de 1x1 cm². Para um protocolo de 300 UM a dose máxima na água

para o campo de 5x5 corresponde a de 3 Gy, para o campo de 3x3 cm² corresponde a uma dose absorvida de 2,93 Gy (97,73%), para o campo de 2x2 cm² corresponde à 2,89 Gy (96,27%) e para o campo de 1x1 cm² corresponde à 2,81 Gy.

Para uma profundidade de até 6 cm a dose absorvida sofreu uma diminuição considerável em relação ao valor máximo de dose, chegando a $76,58 \pm 0,22\%$, $80,97 \pm 0,10\%$, $87,68 \pm 0,19\%$ e $75,85 \pm 0,11\%$ para os campos de 1x1, 2x2, 3x3 e 5x5 cm², respectivamente. Os gráficos da Figura 43 apresentam os perfis axiais de dose relativa nos eixos X e Y registrados a 1 cm de profundidade no interior do objeto simulador de água sólida.

Como pode ser observado nos gráficos de perfis longitudinais de dose, da Figura 30, os valores de dose nessa profundidade são próximos dos valores máximos de dose. Para o feixe de 6 MV o valor máximo de dose ocorre muito perto da a posição onde houve o registro dos perfis axiais. O valor máximo de dose relativa (100%) do campo de 5x5 cm² foi utilizado como referência para todos os gráficos axiais.

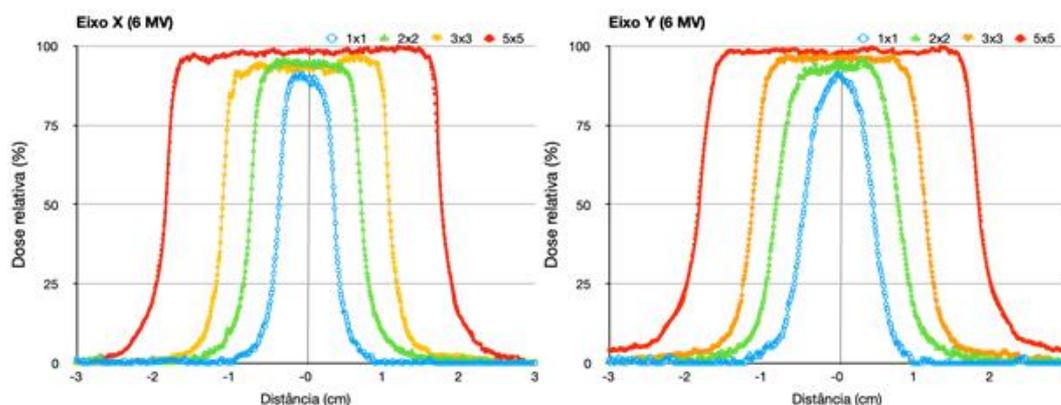


Figura 30 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y para diferentes campos a 1 cm de profundidade

Os valores de dose relativa média no platô para o campo de 5x5 cm² foram de $98,04 \pm 0,97\%$ para o eixo X e de $98,33 \pm 0,56\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima de 100%, e considerando uma distância de 3 cm na região central do gráfico. Para o campo de 3x3 cm² a dose absorvida média foi de $93,03 \pm 2,29\%$ para o eixo X e de $94,60 \pm 3,22\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima, e para uma distância de 2 cm na região central do gráfico. O campo de

2x2 cm² apresentou uma dose média de 88,09±4,49% para o eixo X e de 88,13±4,73% para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 1,5 cm na região central do gráfico.

O campo de 1x1 cm² registrou uma dose absorvida relativa de 88,42 ± 2,23% para o eixo X e de 87,23 ± 3,00% para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 0,5 cm na região central do gráfico. Os gráficos axiais permitem ainda observar que a dose relativa à radiação espalhada para a região fora do campo é ligeiramente maior para o eixo Y em relação eixo X. As tabelas 2, 3 e 4 abaixo apresentam os valores condensados das irradiações efetuadas no acelerador de partículas para um energia em 6 MV.

Tabela 2 - Dados da aquisição 6MV - Longitudinal

Tamamanho do campo (cm)	Dose relativa %			Pico (cm)
	Max	Min	SD	
5x5	100,00	58,11	0,77	1,09
3x3	100,00	73,29	0,44	1,19
2x2	100,00	67,50	0,18	1,22
1x1	100,00	73,03	0,44	1,15
Média	100,00	67,98	0,46	1,16

Tabela 3 - Dados da aquisição 6MV - Axial eixo X

Tamamanho do campo (cm)	Platô (cm)	Dose relativa %			
		Media	SD	Max	Min
5x5	3,00	98,02	1,05	100,00	94,62
3x3	2,00	95,94	2,62	100,00	86,48
2x2	1,50	96,57	4,12	100,00	88,69
1x1	0,50	96,61	2,46	100,00	87,78

Tabela 4 - Dados da aquisição 6MV - Axial eixo Y

Tamamanho do campo (cm)	Platô (cm)	Dose relativa %			
		Media	SD	Max	Min
5x5	3,00	98,22	1,14	100,00	88,73
3x3	2,00	97,53	3,68	100,00	86,11

Tabela 4 - Dados da aquisição 6MV - Axial eixo Y

Tamannho do campo (cm)	Platô (cm)	Dose relativa %			
		Media	SD	Max	Min
2x2	1,50	94,90	4,24	100,00	86,67
1x1	0,50	95,25	3,40	100,00	87,75

4.4 O Acelerador Linear em 10 MV

A irradiação do objeto simulador de água sólida em 10 MV foi realizada com os campos de 5x5, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² com o objeto simulador posicionado a 1,0 m da fonte. Houve a aplicação de 300 UM para as irradicaoes frontais e 200 UM para as irradiacoes longitudinais, que corresponde a uma dose absorvida máxima na água de 300 e 200 cGy, respectivamente. Foram obtidos gráficos de perfil de dose axial e longitudinal para cada um dos campos.

4.4.1 Campo de 5x5 cm² em 10 MV

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 5x5 cm² quando da energia de 10 MV, sendo representado pelos dois gráficos axiais da Figura 31. A variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 5,31% para o eixo X e de 6% para o eixo Y, considerando uma distância 3,0 cm da região central dos gráficos. Esses valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 94,69 a 100% para o eixo X e de 94 a 100% no eixo Y, em média, aproximadamente, 94%. Comparando os gráficos pode ainda ser observado que a subida e descida da dose é menos inclinada para o eixo X e a geração de radiação espalhada no início e final do gráfico é maior no eixo Y.

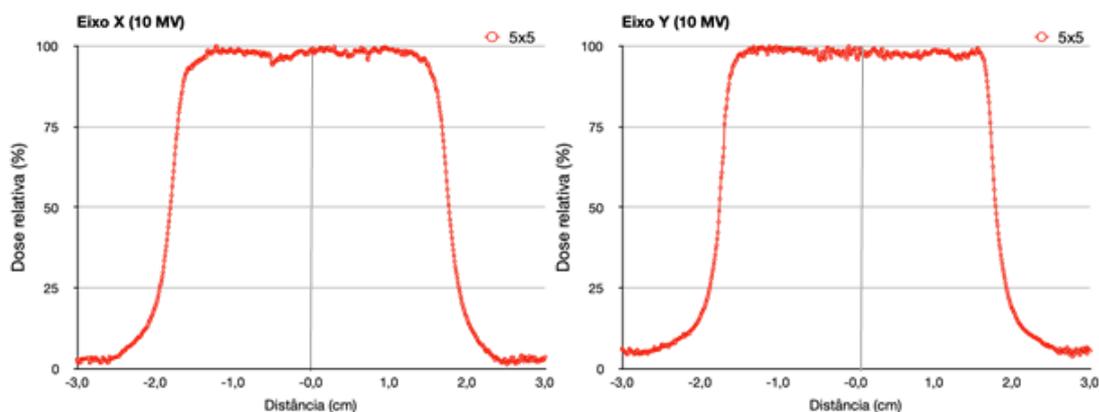


Figura 31 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 5x5 cm²

Em relação a variação de dose absorvida relativa em profundidade para o campo de 5x5 cm², temos que a dose máxima ocorreu a uma profundidade de aproximadamente 1,7 a 2,0 cm e a uma profundidade de até 2,5 cm a dose ainda era 95% da dose máxima. A 9,0 cm de profundidade a dose absorvida corresponde a 75% do valor da dose máxima, conforme a Figura 32 abaixo.

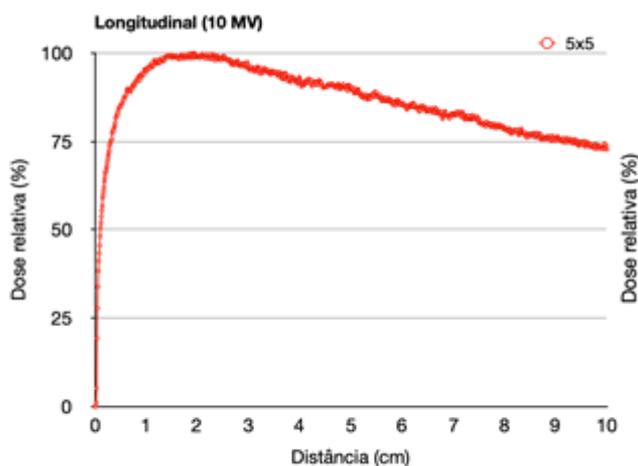


Figura 32 - Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 5x5 cm².

4.4.2 Campo de 3x3 cm² em 10 MV

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 3x3 cm² quando da energia de 10 MV, sendo representado pelos dois gráficos axiais da Figura 33 a variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 10,68% para o eixo X e de 12,89% para o

eixo Y, considerando uma distância 1,0 cm da região central dos gráficos. Esses valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 89,32 a 100% para o eixo X e de 87,11 a 100% no eixo Y, em média, aproximadamente, 88%. Comparando os gráficos pode ainda ser observado que a subida e descida da dose é menos inclinada para o eixo Y e a geração de radiação espalhada no início e final do gráfico é maior no eixo Y.

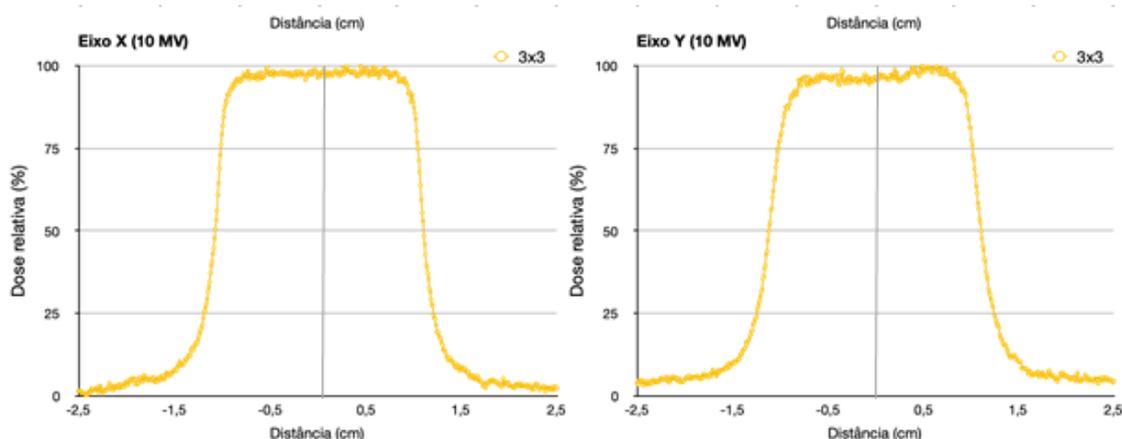


Figura 33 - Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 3x3 cm².

Em relação a variação de dose absorvida relativa em profundidade para o campo de 3x3 cm², temos que a dose máxima ocorreu a uma profundidade, de aproximadamente, 2,0 cm e a uma profundidade de 9,0 a 10 cm de profundidade, a dose absorvida corresponde a 75% do valor da dose máxima, conforme a Figura 34.

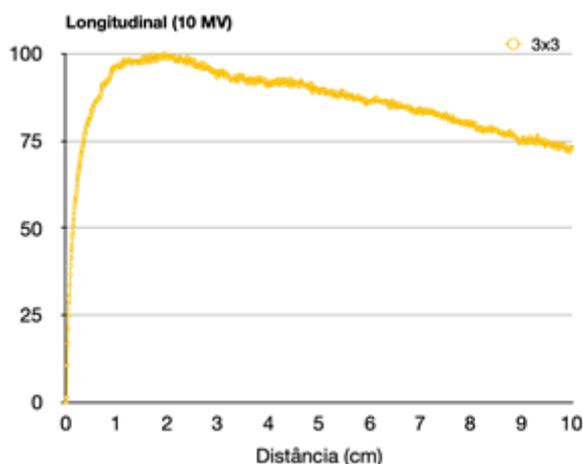


Figura 34 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 3x3 cm²

4.4.3 Campo de 2x2 cm² em 10 MV

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 2x2 cm² quando da energia de 10 MV, sendo representado pelos dois gráficos axiais da Figura 35. A variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 16,88% para o eixo X e de 12,89% para o eixo Y, considerando uma distância 1,0 cm da região central dos gráficos. Esses valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 89,32 a 100% para o eixo X e de 87,11 a 100% no eixo Y, em média, aproximadamente, 88%. Comparando os gráficos pode ainda ser observado que a subida e descida da dose é menos inclinada para o eixo X e a geração de radiação espalhada no início e final do gráfico é também maior no eixo X. Cita-se que o tamanho do platô é menor quanto menor é o campo.

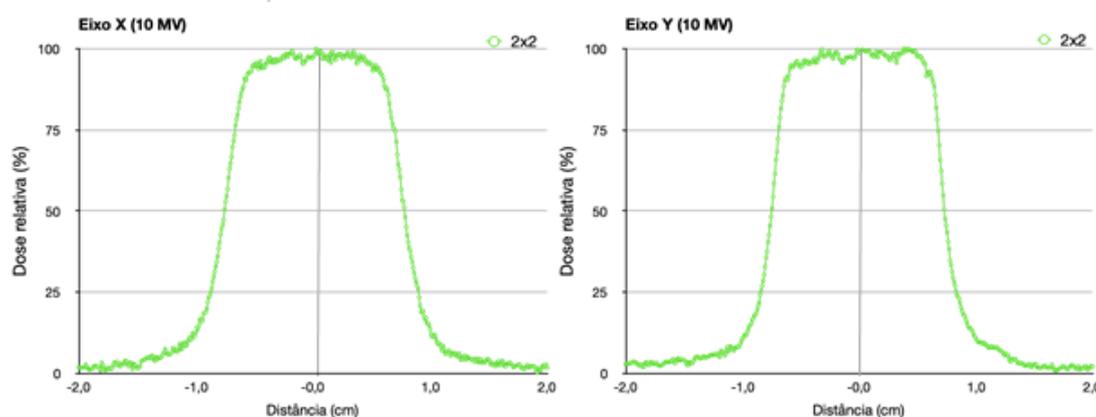


Figura 35 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 2x2 cm²

Para a análise da dose absorvida relativa em profundidade para o campo de 2x2 cm² para 10 MV, temos que a dose máxima ocorreu a uma profundidade, de aproximadamente, 1,7 cm e a uma profundidade de 10 cm de profundidade, a dose absorvida corresponde a 62,5% do valor da dose máxima, conforme a Figura 36. É importante salientar que para o gráfico de 2x2, o decaimento ocorre de forma mais rápida que nos demais gráficos.

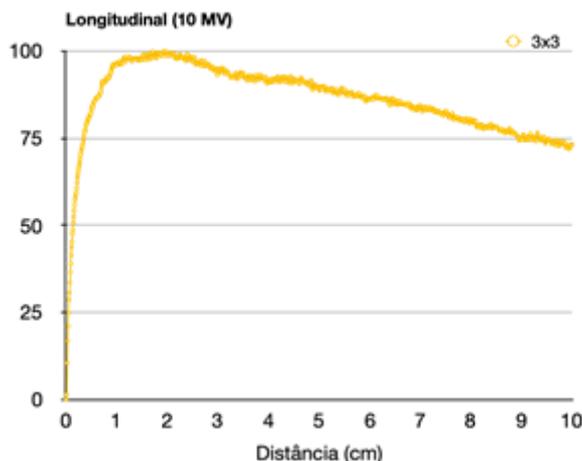


Figura 36 - Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 2x2 cm²

4.4.4 Campo de 1x1 cm² em 10 MV

O perfil de dose obtido na irradiação frontal do objeto simulador de água sólida para o campo de 1x1 cm² quando da energia de 10 MV, sendo representado pelos dois gráficos axiais da Figura 37. A variação ocorrida nos platôs dos gráficos axiais foram de 19,29% para o eixo X e de 19,42% para o eixo Y, considerando uma distância 1,0 cm da região central dos gráficos.

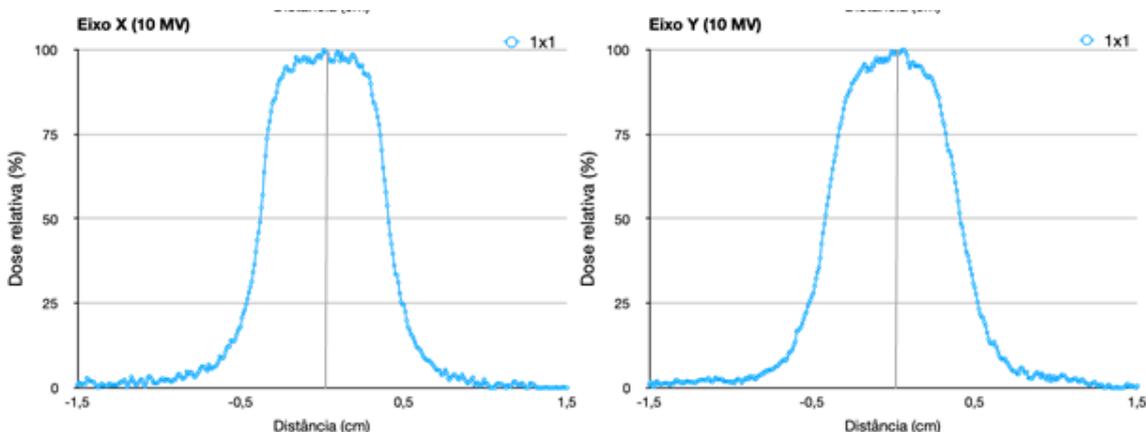


Figura 37 - Variação de dose relativa na água sólida nos eixos X e Y campo de 1x1 cm²

Tais valores indicam que a dose na região do platô tem variação de 80,71 a 100% para o eixo X e de 80,58 a 100% no eixo Y, em média, de aproximadamente, 80%. Comparando os gráficos pode ainda ser observado que a subida e descida da dose é menos inclinada para o eixo Y e a geração de radiação espalhada no início e final do gráfico é maior em número no eixo Y, sem grandes diferenças com o eixo X.

Para a análise da dose absorvida relativa em profundidade para o campo de 1x1 cm² para 10 MV, temos que a dose máxima ocorreu a uma profundidade, de aproximadamente, 1,7 cm e a uma profundidade, de aproximadamente, 8,5 cm de profundidade, a dose absorvida era de 75% do valor da dose máxima, conforme a Figura 38.

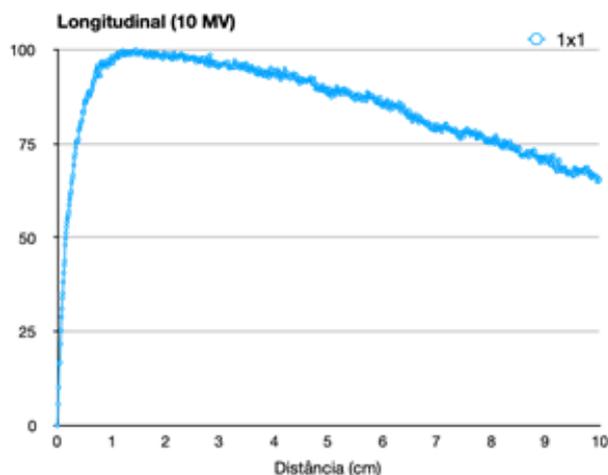


Figura 38 - Variação de dose relativa em profundidade na água sólida campo de 1x1 cm²

4.4.5 Variações com o tamanho do campo em 10 MV

As curvas do gráfico da Figura 39 registram a variação longitudinal da dose relativa desde a superfície até uma profundidade para os campos de 1x1, 2x2, 3x3 e 5 cm². Os valores máximos de dose ocorreram próximo a 2 cm de profundidade e este valor diminuiu de acordo com a redução do tamanho do campo.

As variações de dose máxima são consideráveis indo desde 100% para o campo de 5x5 cm², que foi utilizado como referência até 69,08% para o campo de 1x1 cm². Para um protocolo de 300 UM a dose máxima na água para o campo de 5x5 corresponderia a de 3 Gy, para o campo de 3x3 cm² corresponde a 2,77 Gy (92,31%), para o campo de 2x2 cm² corresponde a 2,43 Gy (80,95%) e para o campo de 1x1 cm² seria de apenas 2,07 Gy. Para uma profundidade de até 6 cm a dose absorvida sofreria uma pequena diminuição em relação ao valor máximo de dose para cada um dos campos, com valores de 85,75±0,38%, 79,58±0,11%, 66,39±0,42% e 59,11±0,35% para os campos de 5x5, 3x3, 2x2 e

1x1 cm², respectivamente. Uma redução média de 11,17% em relação à dose máxima de cada campo.

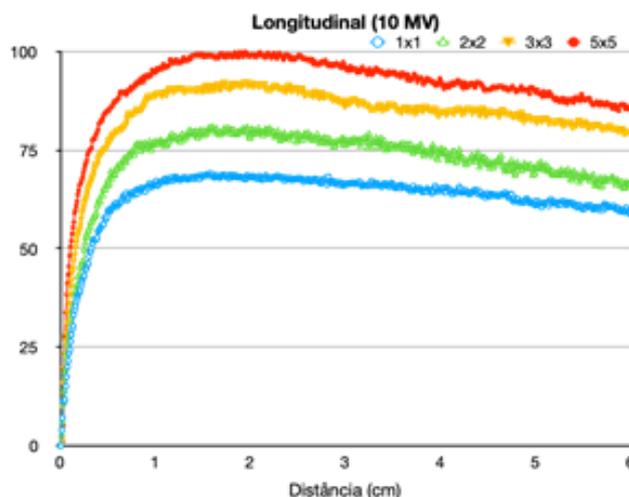


Figura 39 - Variação de dose relativa em profundidade para diferentes campos.

Os gráficos da Figura 40 apresentam os perfis axiais nos eixos X e Y registrados a 1 cm de profundidade no interior do objeto simulador de água sólida. Como pode ser observado nos gráficos de perfis longitudinais de dose, da Figura 40, os valores de dose nessa profundidade são ligeiramente menores que os valores máximos de dose. Para o feixe de 10 MV o valor máximo de dose ocorre mais profundamente do que a posição onde houve o registro dos perfis axiais. O valor máximo de dose relativa (100%) do campo de 5x5 cm² foi utilizado como referência para todos os gráficos axiais.

Os valores de dose relativa média no platô para o campo de 5x5 cm² foram de 93,47±1,16% para o eixo X e de 93,69±0,91% para o eixo Y, em relação à dose máxima de 100%, e considerando uma distância de 3 cm na região central do gráfico. Para o campo de 3x3 cm² a dose absorvida média foi de 86,45±2,18% para o eixo X e de 85,21±3,44% para o eixo Y, em relação à dose máxima, e para uma distância de 2 cm na região central do gráfico.

O campo de 2x2 cm² apresentou uma dose média de 70,65±3,48% para o eixo X e de 71,29±2,69% para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 1,5 cm na região central do gráfico. O campo de 1x1 cm² registrou uma dose absorvida relativa de 65,50±1,20% para o eixo X e de 64,67±1,86% para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 0,5 cm na região central do gráfico.

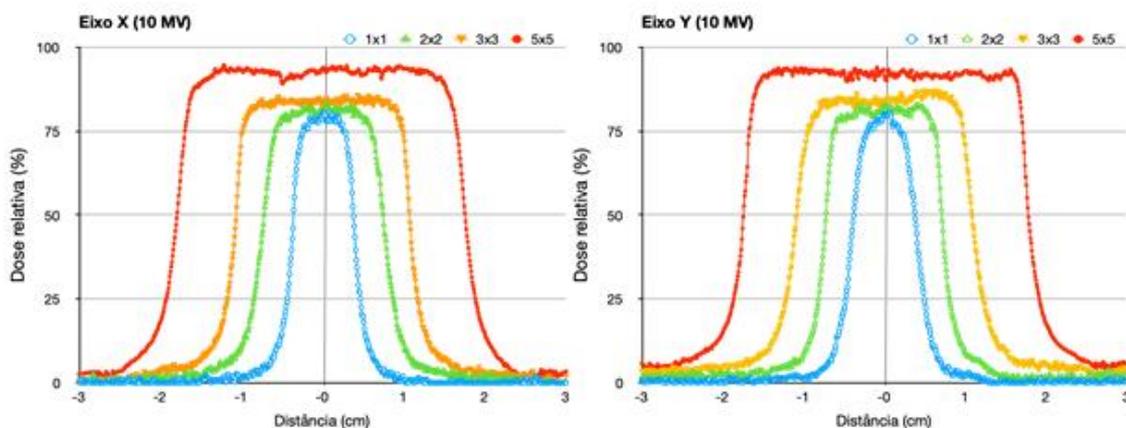


Figura 40 - Variação de dose relativa nos eixos X e Y para diferentes campos a 1 cm de profundidade.

Os valores de dose relativa média no platô para o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ foram de $93,47 \pm 1,16\%$ para o eixo X e de $93,69 \pm 0,91\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima de 100%, e considerando uma distância de 3 cm na região central do gráfico. Para o campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ a dose absorvida média foi de $86,45 \pm 2,18\%$ para o eixo X e de $85,21 \pm 3,44\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima, e para uma distância de 2 cm na região central do gráfico.

O campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ apresentou uma dose média de $70,65 \pm 3,48\%$ para o eixo X e de $71,29 \pm 2,69\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 1,5 cm na região central do gráfico. O campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ registrou uma dose absorvida relativa de $65,50 \pm 1,20\%$ para o eixo X e de $64,67 \pm 1,86\%$ para o eixo Y, em relação à dose máxima, e considerando uma distância de 0,5 cm na região central do gráfico. Os gráficos axiais permitem ainda observar que a dose relativa à radiação espalhada para a região fora do campo é ligeiramente maior para o eixo X em relação ao eixo Y. As tabelas 5, 6 e 7 abaixo apresentam os valores condensados das irradiações efetuadas no acelerador de partículas para um energia em 10 MV.

Tabela 5 - Dados da aquisição 10MV - Axial eixo X

Tamamanho do campo (cm)	Platô (cm)	Dose relativa %			
		Media	SD	Max	Min
5x5	3,00	97,85	1,14	100,00	86,67
3x3	2,00	96,58	3,35	100,00	87,91
2x2	1,50	95,96	3,58	100,00	86,48
1x1	0,50	96,74	1,78	100,00	90,97

Tabela 6 - Dados da aquisição 10MV - Axial eixo Y

Tamamanho do campo (cm)	Platô (cm)	Dose relativa %			
		Media	SD	Max	Min
5x5	3,00	98,01	0,96	100,00	88,23
3x3	2,00	95,30	4,13	100,00	82,37
2x2	1,50	97,29	2,31	100,00	90,46
1x1	0,50	95,53	2,75	100,00	88,21

Tabela 7 - Dados da aquisição 10MV - Longitudinal

Tamamanho do campo (cm)	Dose relativa %			Pico (cm)
	Max	Min	SD	
5x5	100,00	73,42	0,71	1,73
3x3	100,00	72,66	0,48	2,06
2x2	100,00	63,38	0,52	2,02
1x1	100,00	65,69	0,54	1,94
Média	100,00	68,79	0,56	1,94

4.5 Comparações entre os gráficos longitudinais para o percentual de dose máxima

Analisando os percentuais de dose em profundidade de acordo com a Figura 41 que apresenta os gráficos para a emissão de fótons da fonte de césio-137 e das emissões de 6,0 MV e 10 MV para o acelerador linear de partículas (LINAC). É possível afirmar que a dose máxima para a fonte de césio-137 ocorre

em uma distância muito pequena, em razão da baixa energia dos seu feixe gama (keV), ficando a dose em grande parte na própria pele. Já pelas irradiações realizadas pelo acelerador, para a energia de 10 MV, a penetrabilidade da dose é maior, em razão de maior energia dos fótons X em comparação ao feixe de 6 MV. Para o feixe de 6 MV, o pico de dose máxima decai mais rapidamente em relação ao de 10 MV, da mesma forma que a curva para os feixes de fótons da fonte decaem mais rapidamente em relação aos demais feixes.

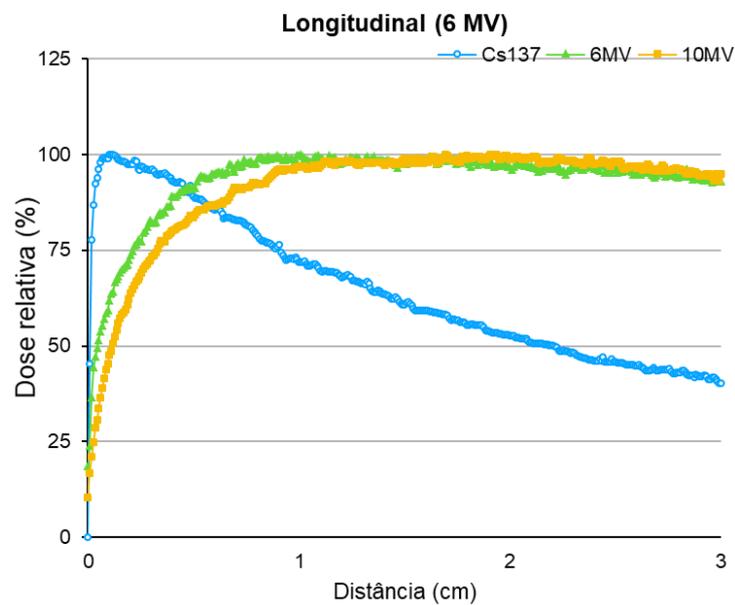


Figura 41 - Variação de dose relativa em profundidade para diferentes fontes

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foram realizadas medidas de dose utilizando filmes radiocrômicos para a medição de doses em pequenos campos e para doses em profundidade utilizando um objeto simulador de água sólida. As doses máximas registradas estavam na faixa dos grays (Gy), com variação da dose entre 2,0 e 3,0 Gy no LINAC e 2,0 Gy na fonte de césio.

O feixe de fótons do irradiador com césio-137 foi testado para um campo com abertura circular de 2,6 cm de diâmetro, enquanto os dois feixes de fótons do acelerador linear foram testados para campos quadrados de 1x1, 2x2, 3x3 e 5x5 cm², que são tamanhos tipicamente classificados como pequenos campos. Os gráficos de variação da dose em profundidade permitiram observar que o valor máximo de dose absorvida para o feixe de césio-137 ocorre bem próximo da superfície do objeto simulador, em virtude da menor penetração deste feixe. Essa característica de penetração fez com que a diminuição de deposição de dose no objeto simulador de água sólida diminuísse rapidamente com a profundidade.

Para o feixe do acelerador de 6 MV o valor máximo de dose absorvida no interior do objeto simulador de água sólida ocorreu a uma profundidade que variou entre 1,1 e 1,2 cm, considerando os quatro tamanhos de campo testados. Diferentemente do feixe de césio-137, esse feixe por ser mais penetrante faz com que o valor máximo de dose absorvida na água sólida ocorra mais profundamente. Para o feixe do acelerador de 10 MV o valor máximo de dose absorvida no interior do objeto simulador de água sólida ocorreu a uma profundidade que variou entre 2 e 2,2 cm, considerando os quatro tamanhos de campo testados. Essa maior penetração do feixe de 10 MV faz com que o valor máximo de dose ocorra mais profundamente devido à maior penetração deste feixe.

Considerando a relação entre o tamanho do campo e a variação da dose em profundidade no objeto simulador de água sólida, foi possível verificar que quanto menor é o campo, menor é o valor máximo de dose ocorrente, ou seja o campo de 1x1 cm² apresenta o menor valor máximo de dose e o campo de 5x5 cm² o maior valor. Essa característica ocorre para os dois feixes em que a

variação do tamanho do campo foi testada. No entanto, o feixe de 10MV apresentou uma maior variação no valor de dose máxima. Enquanto no feixe de 6 MV o valor máximo de dose absorvida para o campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ é 6,38% menor que para o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, para o feixe de 10 MV o valor máximo de dose para o campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ é 30,92% menor.

Os gráficos axiais foram obtidos com a irradiação frontal do objeto simulador com o filme posicionado a 1 cm de profundidade. Os gráficos dos eixos X e Y permitiram observar a variação da distribuição da dose de acordo com o tamanho do campo utilizados, o platô central de dose e a deposição de dose fora do campo em função da radiação espalhada produzida na interação do feixe primário com a água sólida.

Os valores máximos de doses foram maiores para o feixe de 6 MV em virtude de o posicionamento do filme a 1 cm de profundidade estar muito próximo do ponto onde ocorre o valor máximo de dose para este feixe. Apesar da pequena diferença entre os valores máximos de dose para os diferentes campos, foi possível observar que o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ apresentou maior valor que o de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e este maior que o de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ e este maior que o de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. A radiação espalhada para fora do campo foi maior nos gráficos do eixo Y.

Para o feixe de 10 MV os gráficos axiais apresentaram valores máximo de dose menores, em virtude da maior distância entre o ponto de captura dos gráficos (1 cm) e o ponto onde ocorre o valor máximo de dose (2,1 cm). Por essa razão, enquanto o feixe de 6 MV gerou doses no platô entre 91 e 99% do valor máximo, o feixe de 10 MV gerou doses no platô entre 67 e 95,6% do valor máximo. Do mesmo modo, o feixe de 10 MV gerou maiores doses fora do campo nos gráficos do eixo Y.

5.1 Propostas de continuidade

Para a continuidade do trabalho, serão avaliadas as doses geradas em aplicações terapêuticas de pequenos campos para avaliar suas vantagens em relação às radioterapias tradicionais, considerando os valores de dose terapêutica e as doses ocorrentes em órgãos próximos do campo de tratamento.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. ***Radiochromic film dosimetry***. College Park: AAPM, 1998. Report 63.

ASHLAND. Gafchromic™ XR film – State of the art processor less products for radiology applications. USA: Global Headquarters, 2016.

BALAGAMWALA, Ehsan H.; STOCKHAM, Abigail; MACKLIS, Roger; SINGH, Arun D. ***Introduction to Radiotherapy and Standard Teletherapy Techniques***. Ophthalmic Radiation Therapy – Techniques and Applications. Basel, Karger, 2013, vol. 52. pp 1-4

CANCINO, Jorge Luis Batista. ***Modelamento de um Acelerador Linear Varian 600 C/D para Estudo Dosimétrico utilizando Método de Monte Carlo***. 2016. 63 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

COSTA, K. C. et al. Radiochromic film calibration for the RQT9 quality beam. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 140, p. 370-372, 2017.

DEVIC, Slobodan. ***Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future***. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, McGill University, 3755 chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montréal, Québec H3T 1E2, Canadá. 2010. 122-134 p.

DEVIC, Slobodan.; TOMIC, Nada.; LEWIS, David.; ***Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects***. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, McGill University, 3755 chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montréal, Québec H3T 1E2, Canadá. 2016. 541-556 p.

DEVIC, Slobodan.; ALDELAIJAN, Saad.; ALZORKANY, Faisal.; MOFTAH, Belal.; BUZUROVIC, SEUNTJENS, Jan.; TOMIC, Nada.; ***Use of a control film piece in radiochromic film dosimetry***. Associazione Italiana di Fisica Medica.

Elsevier. 2016.

DUXBURYM Angela., CHERRY, Pam. ***Practical Radiotherapy Physics and Equipment***. Second Edition. Wiley Blackwell, 2009.

EINSTEIN, Hospital Israelita Albert. Disponível em < einstein.br >. Acessado em 26 de dezembro de 2019.

FURNARI, LAURA. ***Controle de qualidade em radioterapia***. Revista Brasileira de Física Médica. Instituto de Radiologia (INRAD) do Hospital das Clínicas de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP). 77-90 p. 2009.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice***. Vienna: IAEA, 2007. Technical Reports Series 457.

International Atomic Energy Agency. IAEA. ***Technical Reports Series No 483 – Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy – An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination***. Viena, 2007.

Instituto Nacional de Câncer (INCA) José Alencar Gomes da Silva - Estimativas 2018: Incidência de Câncer no Brasil. Ministério da Saúde. Rio de Janeiro, RJ. 2018

LAVOR, Milton. ***Avaliação das ferramentas de controle de qualidade para pacientes submetidos a IMRT***. 2011. 82 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, 2011.

LEVITT, S.H., PURDY, J.A., PEREZ, C.A., VIJAYAKUMAR, S. ***Technical Basis of Radiation Therapy - Practical Clinical Applications*** - 4th Revised Edition. 2006. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

LEÃO JÚNIOR, Reginaldo Gonçalves. ***Avaliação das perturbações físicas de feixes de raios X em pequenos campos estáticos: Uma abordagem teórica pelo método de Monte Carlo***. 2018. 157 f. Tese (Doutorado) – Programa de

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. **Fundamentos de radiologia e imagem**. 1 ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão, 2009. 343 a 365 p.

MAYLES, Philip. NAHUM, Alan. ROSENWALD, Jean-Claude. **Handbook of Radiotherapy Physics – Theory and Practice**. Boca Raton Flórida: CRC Press, 2007. 1472 p.

MORAIS, Brenda Honda., MARANGONI, Antônio Carlos. **Características e Funcionamento dos Aceleradores Lineares em Radioterapia e Aspectos da Evolução do Planejamento Radioterápico**. Tekhne e Logos, Botucatu, SP, v.6, n.2, Dezembro, 2015.

OLIVEIRA, B. B. **Perfil de dose em varreduras de tórax por tomografia computadorizada**. 2011. 113 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, 2011.

OLIVEIRA, G. A. P. **Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos**. 2016. 88 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

POLI, M. E. R. **Definição do volume de planejamento do alvo (PTV) e seu efeito na radioterapia**. 2007. 191 f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, 2007.

PODGORSAK, E. B. **Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students**. Ninth dover printing, tenth gpo printing. Vienna: IAEA - International Atomic Energy Agency, 2005.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE INAS GERAIS. Sistema Integrado de Bibliotecas Puc Minas. **Orientações para Elaboração de Trabalhos**

Técnicos Científicos: projeto de pesquisa, teses, dissertações, monografias,relatórioas entre outros trabalhos acadêmicos, conforme a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Belo Horizonte, 2019.

SILVA, R. E. **Dosimetria com materiais radiocrômicos em feixes de elétrons acelerados – processos de irradiação com doses altas.** 2000. 145 f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

SYMONDS et al. **Textbook of Radiotherapy - Radiation Physics, Theraphy and Oncology.** 2012. 667 p. Elsevier Churchil Livingstone, Elsevier Ltd.

SINGH, Khushdeep. **Investigation of the energy response of EBT-2 GAFCHROMICTM film model.** 2011. 104 f. Tese de Doutorado. Departamento de Física-Médica da Universidade de McGill, Montreal.

SUBRAMANIA, Jayaraman. LAWRENCE, Lanzl. **Clinical Radiotherapy Physics.** Second Edition. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Nova Iorque. 2004.

SCAFF, Luiz Alberto Malaguti. **Física da Radioterapia.** Sarvier. São Paulo. 1997.

SUN NUCLEAR. Disponível em <<https://www.sunnuclear.com>>. Acessado em 05 de janeiro de 2020.

STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH. Irradiators - OB85, OB85/1, 85/3. Harxburtteler StraBe 2

THOMADSEN, Bruce R., KARELLAS, Andrew. **Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy - Imaging in Medical Diagnosis and Therapy.** Edited by Ben Midjeen. CRC PRESS. 2018.

TRIFILETTI, Daniel M., CHAO, Samuel T., SAHGAL, Arjun., SHEEHAN, Jason. **Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy - A Comprehensive Guide.** Springer Nature Switzerland AG. 2019.

WEBB. S. ***The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy – Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning***. 1993. 368 p. Series in Medical Physics. IOP Publishing LTD.

WEBB. S. **Contemporary IMRT - Developing Physics and Clinical Implementation**. Institute of Physics - Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. 2005.

WASHINGTON, Charles M., LEAVER, Dennis. **Principles and Practice of Radiation Therapy**. Fourth Edition. Elsevier. 2016. 939 p.

MAYO, Charles S. et al. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. ***Critical Review American Association of Physicists in Medicine Task Group 263: Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology***.2018.