AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos
irregulares e alargados**

Milena Giglioli

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Reatores**

**Orientador:
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz**

**São Paulo
2012**

Milena Giglioli

**Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com
campos irregulares e alargados**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção
do grau de mestre em Ciências na Área de Tecnologia de
Aplicações Nucleares.

Área de Concentração: Tecnologia Nuclear - Reatores
Orientador: Dr. Hélio Yoriyaz

São Paulo

2012

AGRADECIMENTOS

“Nunca deixe que lhe digam que não vale a pena acreditar em um sonho que se tem. Ou que seus planos nunca vão dar certo, ou que você nunca vai ser alguém...Quem acredita sempre alcança.”

Renato Russo

Gostaria de agradecer a muitas pessoas, que foram essenciais para que este trabalho fosse possível. Começo com quem sempre me deu forças e iluminou meu caminho: Deus. Muito obrigada por me guiar e estar em prontidão para acompanhar todos os meus passos e me guiar diante de todas as decisões, por me dar saúde e capacidade para desenvolver um trabalho e completar mais uma fase da minha vida.

Na sequência, não posso deixar de agradecer ao meu alicerce: minha família! Muito obrigada por me fazerem ser quem eu sou hoje, por me apoiarem em todos os momentos e me manterem em equilíbrio mesmo à distância e com muitas saudades! Amo vocês!

Agradeço ao meu pai, Dorival Giglioli Filho, por me apoiar mesmo sem entender muito bem os meus planos para o futuro e me encorajar a continuar sempre firme nos meus objetivos. Além dele, minha irmã, tia Lê, tio Zé, Giu, Mê e Rick que sempre estiveram ao meu lado torcendo!

Não tenho palavras para agradecer à toda atenção, dedicação, paciência e instrução de meu orientador, Hélio Yoriyaz. Muito obrigada por me aceitar como aluna, compartilhar toda sua sabedoria e me permitir continuar realizando meu trabalho mesmo quando houve uma grande mudança de planos na minha vida!

Devo muito, também, ao meu grande amigo e eterno mestre, Marco Antonio Rodrigues Fernandes, à quem devo todo o meu trabalho. Muito obrigada por tudo! Sem sua ajuda, seu apoio e orientação esse trabalho nem teria iniciado. Muito obrigada por todas as lições desde a época da graduação, por todas as portas que abriu em meu caminho. Obrigada pela atenção, dedicação e orientação. Serei eternamente grata e você sempre fará parte da minha história!

Agradeço ao serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu, por permitirem visitas, realização de experimentos e por fornecerem dados importantes para este trabalho. Agradeço, especialmente, ao técnico Natanael, pela ótima recepção e por sempre estar pronto para ajudar mesmo depois de um longo dia de trabalho.

Agradeço à equipe de radioterapia do Hospital A C Camargo, em especial, à equipe de física, que permitiu que fossem realizadas grande parte das medidas experimentais deste trabalho e forneceu dados essenciais ao andamento deste. Agradeço aos físicos que sempre estiveram dispostos a discutir minhas dúvidas e/ou simplesmente paciência para ouvir meus relatos diários sobre essa longa jornada de trabalho: Homero, Leandro, Petrus, Karina, Adriana, Cassio, Marcelo, Fernanda, Milena, Flávio e Maria Teresa. Muito obrigada!!!

Agradeço à equipe de física do departamento de radioterapia da Fundação Pio XII - Hospital do Câncer de Barretos. Muito obrigada por me apoiarem, me receberem fora do horário de trabalho e me fornecerem todo os dados necessários para a elaboração deste trabalho. Agradeço, em especial, aos físicos Paulo, Marcelo e Francisco. Muito obrigada!

Outra equipe essencial à elaboração deste trabalho foi a da radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein. Gostaria de agradecer pela oportunidade de conhecê-los e por permitirem a realização de experimentos e fornecerem dados da rotina clínica do departamento. Agradeço, em especial, ao físico Vinicius, por estar sempre disposto a me receber e ajudar!

Não posso deixar de citar e agradecer muito a todos que me apoiaram diaramente durante o período que passei no IPEN: Talita, Pedro, Rodrigo, Ariane, Paula, Gregório, Léo, Rafa, Cabelo, Douglas, Felipe Cintra e Felipe Massicano. Muito obrigada por todos os dias felizes que compartilhamos! Vocês foram essenciais para esse trabalho!

Agradeço à minha “nova” família, que tive a honra e o privilégio de conhecer e conviver em São Paulo: Eliane e Gerson. Vocês foram mais que companheiros de casa, me acolheram e fizeram me sentir entre irmãos. Muito obrigada!!!

Outro privilégio que tive na metade final deste trabalho foi conhecer outra metade de mim, por isso agradeço ao meu namorado Fabio de Lima Costa Faustino por me apoiar no momento de maior desafio e dificuldade deste trabalho e sempre me incentivar, mesmo que isso significasse o deixar sozinho. Muito obrigada por tudo sempre! Amo você! Além disso, não posso deixar de agradecer aos pais dele, Regina e Joaquim, por todo o carinho e por me acolherem sempre! Muito obrigada!

Por fim, gostaria de agradecer o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, por possibilitar a concretização deste trabalho e ao apoio financeiro cedido pelo Comitê Nacional de Pesquisa Científica: CNPq.

À todos, serei sempre grata! Muito obrigada!

“Não espere que a felicidade caia do céu sem que você faça esforço nenhum: ela é a recompensa para quem acredita que todos nós estamos aqui para brilhar.” (Chico Xavier)

“Sonhos não morrem, apenas adormecem na alma da gente.” (Chico Xavier)

“Não há problema que não possa ser solucionado pela paciência.” (Chico Xavier)

“A felicidade não entra em portas trancadas.” (Chico Xavier)

Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados

RESUMO

Na elaboração do planejamento do tratamento de câncer com radiações ionizantes, o médico radioterapeuta, através dos protocolos clínicos, determina a dose de radiação diária para cada tipo específico de tumor e, junto com o físico, durante os procedimentos de simulação dos campos de tratamento, fazem a localização das áreas a serem tratadas. Em alguns casos, os campos de radiação apresentam dimensões extensas visando englobar todo o volume alvo, o que pode exigir a proteção de regiões anatômicas e órgãos vitais localizados no interior da área irradiada ou mesmo circunvizinhas ao volume alvo, a fim de se garantir o limite de dose absorvida tolerável por estes órgãos. Em geral, estes órgãos críticos localizam-se fora do eixo central do feixe de radiação, até mesmo próximo da periferia do campo, justificando a importância da determinação da dose de radiação em pontos situados fora do feixe central e do isocentro de tratamento, buscando dimensionar as colimações de proteção que dependem do seu posicionamento, da dose de tolerância do ponto anatômico e dos parâmetros radiométricos do equipamentos de radiação utilizados. Este trabalho apresenta uma análise da distribuição de dose absorvida em pontos situados fora do eixo central do feixe de radiação durante procedimentos de radioterapia com campos extensos e irregulares. O código computacional MCNP5 foi usado para construir duas modelagens do cabeçote de um acelerador linear clínico, utilizado como fonte de radiação, e simular o perfil radiométrico do feixe de tratamento para campos irregulares e alargados. Foram realizadas medidas experimentais da curva de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e perfil de dose utilizando câmara de ionização, detectores de diodos e filmes radiográficos. Os valores experimentais foram comparados com os perfis de dose simulados para realização do processo de validação dos cálculos. Após a validação, casos clínicos foram simulados como forma de aplicação da metodologia apresentada.

Evaluation of absorbed dose distribution in radiotherapy with irregular and extended fields

ABSTRACT

In treatment planning of radiotherapy, the radiotherapist determines the daily radiation dose for each specific type of tumor and, with the physicist, locates the areas to be treated during the simulation procedures of treatment fields. In some cases the radiation fields have large dimensions in order to cover the entire target volume, which may require protection of the vital organs and anatomical regions located within the irradiated area or surrounding the target volume, in order to ensure the limit absorbed dose tolerated by these agencies. In general, these critical organs are located off-axis beam, even near the periphery of the field, which explains the importance of determining the radiation dose at points outside of the central beam and the isocenter of treatment, aiming size the protection that depend on their location, the tolerance dose of the anatomical point and radiometric parameters of the radiation equipment used. This work presents an analysis of the distribution of absorbed dose at points outside the central axis of the beam during radiotherapy procedures with large and irregular fields. The MCNP5 code was used to construct the modeling of the head of a clinical linear accelerator, used as a radiation source, and simulate the profile of the beam treatment for irregular fields and extended. Measurements were made of the experimental curve Percentage Depth Dose (PDD) and dose profile using ionization chamber detectors, diodes and radiographic films. The experimental values were compared with dose profiles simulated to perform the validation process of the calculations. After validation, clinical cases were simulated as a way of applying the methodology presented.

Lista de Figuras

1.1	Passos de um tratamento com radiação.	19
2.1	Representação da transferência de energia de um fóton para o meio.	23
2.2	Produção de raios X de freamento, retirada do livro <i>The Physics of Radiation Therapy</i> (5).	26
2.3	Produção de raios X característicos, retirada do livro <i>The Physics of Radiation Therapy</i> (5).	27
2.4	Espectro de raios X para um alvo de Tungstênio, retirada do livro <i>The Physics of Radiation Therapy</i> (5).	28
2.5	Componentes de um acelerador linear (2).	30
2.6	Componentes de um acelerador linear, retirada do livro <i>The Physics of Radiation Therapy</i> (5).	32
2.7	Feixe de fótons divergente originado a partir de uma fonte pontual. A uma distância f_a da fonte, a área do campo é $A = a^2$ e a uma distância f_b é $B = b^2$	34
2.8	Deposição de energia na profundidade: curva de PDP.	37
2.9	Esquema de realização de medida de uma curva de PDP.	38
2.10	Esquema de realização de medida de uma curva de PDP.	39
2.11	Esquema de realização de medida da TPR.	40
2.12	Exemplo de perfis para um feixe de fótons de 10 MV, para diferentes profundidades e dois tamanhos de campo: 10x10 e 30x30.	42
2.13	Exemplo de perfil do feixe utilizado para avaliação de simetria.	44
2.14	Exemplo do Método de Clarkson aplicado a um campo irregular.	50

3.1	Campos comumente empregados para tratamento de Linfoma de Hodgkin no período em que a radioterapia era empregada como tratamento exclusivo.	56
4.1	Resposta dos detectores a gás em função da tensão aplicada.	59
4.2	Visão de um corte axial de uma câmara de ionização cilíndrica.	60
4.3	A: Câmara de ionização cilíndrica tipo farmer, também conhecida como câmara dedal; B: Câmara de ionização plana de placas paralelas.	60
4.4	Eletrômetros.	61
4.5	Camadas que constituem um filme radiográfico: à esq, filme com emulsão dupla; à dir, filme com emulsão simples.	62
4.6	Curva sensitométrica.	64
4.7	Disposição dos filmes ao serem intercalados com as placas de água sólida.	66
4.8	Esquematização das bandas de energia em relação a condutividade dos materiais cristalinos.	67
4.9	Tipos de impurezas adicionadas às redes cristalinas para formar um semicondutor.	68
4.10	Junção p-n e formação da zona vazia.	69
4.11	Polarições direta e reversa aplicadas aos semicondutores.	70
4.12	MapCHECK.	70
4.13	Disposição padrão dos diodos no MapCHECK.	71
4.14	A) Modelagem das estruturas do cabeçote. B) Modelagem dos volumes para cálculo de dose: PDP e perfis.	76
4.15	Modelagem mais atual do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV.	77
5.1	PDP para diversos modelos de aceleradores lineares.	82
5.2	Perfil para diversos modelos de aceleradores lineares.	83
5.3	A: Perfil do feixe de 6MV do acelerador linear Varian 6EX, do HACC, medido com MapCHECK; B: Comparação entre as medidas de perfil realizadas com MapCHECK e câmara de ionização.	84
5.4	Curva sensitométrica do filme T-MAT G/RA, da KODAK.	85

5.5	Perfil do feixe de 6MV do acelerador linear Varian 6EX, do HACC, medido com filmes radiográficos; Comparação entre as medidas de perfil realizadas com filme e lidas com o ImageJ ou com o densitômetro	86
5.6	Comparação entre os perfis obtidos com todos os dosímetros utilizados neste trabalho, para as profundidades de 2 cm, 5 cm e 10 cm.	87
5.7	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP.	88
5.8	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade.	89
5.9	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade.	89
5.10	Esquema de cálculo da abertura dos colimadores para fornecer tamanho de campo desejado pela simulação no isocentro: 100cm da fonte.	91
5.11	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 10cm × 10cm.	92
5.12	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 10cm × 10cm.	93
5.13	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 15cm × 15cm.	94
5.14	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 15cm × 15cm.	94
5.15	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 20cm × 20cm.	95
5.16	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 20cm × 20cm.	95
5.17	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade, para campo de 20cm × 20cm.	96
5.18	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 25cm × 25cm.	96
5.19	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 25cm × 25cm.	97

5.20	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade, para campo de 25cm × 25cm.	97
5.21	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 30cm × 30cm.	98
5.22	Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 30cm × 30cm.	98
6.1	Campo utilizado no tratamento do caso clínico 1 de Linfoma de Hodgking.	100
6.2	Formato da colimação usando MLC na simulação.	101
6.3	Campo utilizado no tratamento do caso clínico 2: metástase óssea.	102
6.4	Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 2.	103
6.5	Campo utilizado no tratamento do caso clínico 3 de crânio (neuro-eixo).	105
6.6	Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 3.	106
6.7	Campo utilizado no tratamento do caso clínico 3 de crânio (neuro-eixo), com a colimação usando MLC.	106
6.8	Formato da colimação usando MLC na simulação do caso clínico 3.	107
6.9	Campo utilizado no tratamento do caso clínico 4 de coluna (neuro-eixo).	109
6.10	Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 4.	110

Lista de Tabelas

4.1	Características dos dados cedidos pelos centros distintos, medidos com câmara de ionização.	61
4.2	Esquema de irradiação do filme para obtenção da curva sensitométrica. . .	66
4.3	Tipos de <i>tallies</i>	74
4.4	Parte de um arquivo de entrada do código MCNP.	75
5.1	PDP para diversos modelos de aceleradores lineares.	79
6.1	Pontos de cálculo do caso clínico 1.	100
6.2	Resultados obtidos para o caso clínico 1: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.	101
6.3	Pontos de cálculo do caso clínico 2.	103
6.4	Resultados obtidos para o caso clínico 2: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.	104
6.5	Pontos de cálculo do caso clínico 3.	105
6.6	Pontos de cálculo do caso clínico 3 usando MLC.	107
6.7	Resultados obtidos para o caso clínico 3, com bloco colimador: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.	108
6.8	Resultados obtidos para o caso clínico 3, com MLC: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.	108
6.9	Pontos de cálculo do caso clínico 4.	109
6.10	Pontos de cálculo do caso clínico 4.	110

Sumário

1. Introdução	16
1.1 OBJETIVO	20
1.1.1 Objetivos Parciais	20
2. Fundamentos Teóricos	21
2.1 Radiação: classificações	21
2.1.1 Ionização da matéria	22
2.1.2 Transferência de energia da radiação para o meio: kerma e dose absorvida	22
2.2 Radiação: emissão e produção	23
2.2.1 Radiação Natural	23
2.2.2 Radiação Artificial	25
2.3 Acelerador Linear	28
2.4 Lei do Inverso do Quadrado da Distância	34
2.5 Propagação de um feixe de fótons na matéria	35
2.5.1 Tamanho e formato do campo	36
2.6 Distribuição de dose	36
2.6.1 Porcentagem de Dose Profunda - PDP	37
2.6.2 Razão Tecido Meio (TPR) e Razão Tecido Máximo (TMR)	39
2.6.3 Razão Espalhamento Máximo (SMR)	41
2.6.4 Perfil do Feixe e Razão de Off-Axis	41
2.7 Cálculo de dose	45
2.7.1 Método de Clarkson	49

3. Revisão Bibliográfica	51
3.1 Radioterapia	51
3.2 Linfoma de Hodgkin	53
3.2.1 Aspectos Técnicos da Radioterapia	55
4. Metodologia	58
4.1 Parte Experimental	59
4.1.1 Câmara de Ionização	59
4.1.2 Eletrômetros	60
4.1.3 Filmes	61
4.1.4 Diodos	67
4.2 Parte Computacional	72
4.2.1 Simulação: O Método de Monte Carlo	72
4.2.2 O código MCNP	73
4.2.3 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV	74
4.2.4 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear a partir dos dados da Varian	77
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	79
5.1 Medidas experimentais com câmara de ionização	79
5.2 Medidas experimentais com diodo: MapCheck	81
5.3 Medidas experimentais com filmes radiográficos	84
5.4 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV	88
5.5 Proposta de modelagem de um acelerador linear para feixe de fóton de 6MV com dados da Varian	91
6. CASOS CLÍNICOS	99
6.1 Caso Clínico 1: Linfoma de Hodgking	99
6.1.1 Resultados: linfoma.	101
6.2 Caso Clínico 2: Metástase óssea	102
6.2.1 Resultados: metástase óssea.	103

6.3	Caso Clínico 3: Crânio	104
6.3.1	Resultados: crânio.	106
6.4	Caso Clínico 4: Coluna	109
6.4.1	Resultados: coluna.	110
7.	CONCLUSÃO	112
	<i>Apêndice</i>	114
	<i>Referências</i>	125

Introdução

O termo câncer é utilizado para designar um grupo de mais de 100 doenças, as quais se desenvolvem devido ao crescimento desordenado de células, que se dividem rapidamente e tendem a ser agressivas e incontroláveis, originando a formação de tumores, também denominados neoplasias (1).

As neoplasias são a segunda causa de morte na população brasileira desde 2003, atingindo cerca de 17% dos óbitos de causa conhecida em 2007, segundo o Sistema de Informações sobre Mortalidade. A última estimativa realizada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCa), que é válida para os anos de 2010 e 2011, preve a ocorrência de 489.270 novos casos de câncer no país, sendo 236.240 para o sexo masculino e 253.030 para o feminino (1).

As principais formas de tratamento de câncer são a cirurgia, a quimioterapia e a radioterapia. A quimioterapia consiste na administração de um ou mais compostos químicos, sendo a poliquimioterapia (uso de múltiplos quimioterápicos) mais eficaz em relação a monoquimioterapia (uso de uma única droga). A radioterapia utiliza radiações ionizantes para destruir células tumorais. Dentre os diversos fatores, o sucesso da terapêutica se dá quanto maior for a deposição de dose de radiação nas células tumorais e quanto menos se atingir os tecidos sadios circunvizinhos e órgãos vitais no interior do campo de radiação, seguindo assim os limites de proteção radiológica preconizados. A radioterapia se divide em duas principais modalidades: 1) a braquiterapia, onde os procedimentos são realizados com fontes de radiação pequenas e encapsuladas (seladas) inseridas no interior da lesão ou colocadas em contato (sobre) a área de tratamento; 2) a teleterapia, onde a fonte de radiação está externamente posicionada à uma certa distância (isocentro) do volume alvo de tratamento, para isto utiliza-se raios gamas emitidos por isótopos radioativos (cobalto-60) ou raios-X produzidos em equipamentos de kilovoltagem (terapia superficial) ou raios-X

de megavoltagem e feixes de elétrons produzidos em aceleradores lineares (A.L).

Em um tratamento com uso de radiação ionizante, o médico radioterapeuta determina a dose diária preconizada para cada tipo específico de tumor e, junto com o físico, durante o procedimento de simulação, faz a localização do tumor e determina as dimensões necessárias do campo de radiação. Na sequência, o físico especialista em radioterapia determina os parâmetros radiométricos necessários para o cálculo de tempo de exposição ou unidades monitoras suficientes para liberar a dose desejada, baseando-se em parâmetros obtidos durante os processos de comissionamento e dosimetria do equipamento (2). Esses parâmetros variam de acordo com a profundidade da lesão, o tamanho de campo e os acessórios utilizados (filtros, blocos colimadores, aplicadores, entre outros), e são calculados considerando a dose no eixo central do feixe e campos equivalentes quadrados, embora nem sempre a geometria real da área a ser tratada seja esta.

A Figura 1.1 mostra os passos envolvidos no planejamento da radioterapia, desde que o equipamento é recebido até o momento da aplicação da terapia. Quando o equipamento é recebido pela instituição, o físico, junto com a equipe da empresa fabricante, realiza alguns testes de aceite para verificar se o aparelho está funcionando dentro dos limites estabelecidos pelo contrato da compra. Feito isso, é necessário caracterizar os feixes que serão utilizados nos tratamentos, ou seja, conhecer como esses feixes se comportam e se propagam na matéria e obter todos os parâmetros que serão utilizados nos cálculos e alimentarão os *softwares* dos sistemas de planejamento. Após a realização desse processo, denominado comissionamento, o serviço está apto a iniciar os tratamentos. Cada paciente passa por uma sequência de “passos” até chegar no momento da aplicação:

- Simulação do tratamento: determinar a melhor posição do paciente, visando melhor reprodutibilidade diária e facilidade em irradiar o volume alvo e minimizar a exposição de tecidos sadios;
- Tomografia: é realizada utilizando todos os acessórios escolhidos na simulação e na mesma posição determinada anteriormente;
- Delineamento: os médicos desenharam qual a região a ser tratada e quais os órgãos devem ser protegidos por uma limitação de dose;
- Planejamento: os físicos encontram qual a melhor maneira de irradiar o que foi

determinado com a dose preconizada e minimizar a dose nos tecidos sadios, através da escolha do número de campos de irradiação a serem utilizados, com qual ângulo de incidência e uso de filtros ou outros acessórios para homogeneizar a distribuição de dose no alvo;

- Conferência do cálculo: outro físico, utilizando um outro sistema de cálculo independente do primeiro, realiza cálculos para conferir se o tempo de exposição ou número de unidades monitoras (UM) estão corretos (UM - unidade na qual o aparelho é calibrado para emitir radiação, em geral, 1 unidade monitora corresponde a 1 cGy);
- Aprovação: o médico e o físico, juntos, avaliam o plano de tratamento e, se concordarem que está adequado, liberam o paciente para iniciar as aplicações;
- *Setup*: conferência da posição de tratamento e realização de imagens para verificação desta;
- Aplicações: seções diárias de tratamento na mesma posição e com o mesmo plano aprovado anteriormente.

Em alguns casos, os campos de radiação necessitam ser muitos extensos e a área irradiada abrange regiões com diferentes espessuras e características biológicas, o que torna o planejamento técnico mais complexo. Além disso, algumas regiões precisam ser protegidas ao longo do tratamento e, em geral, esses locais se situam fora do eixo central, daí a importância da determinação da dose em pontos fora do feixe central de radiação, considerando as contribuições de radiação primária e secundária. O cálculo da dose nestes pontos pode ser feito através do método de Clarkson (3) (4) e deve-se considerar um fator denominado fator de *off-axis*, o qual só é obtido no comissionamento do equipamento. Esse fator relaciona a dose em pontos fora do eixo central com a dose no raio central do feixe.

Um caso que exemplifica esta situação é o tratamento de Linfomas de Hodgkin, pois trata-se de um tipo de câncer que acomete o sistema linfático, portanto, abrange e pode se disseminar por várias regiões do corpo. Assim, os campos utilizados no tratamento são extensos, pois necessitamos irradiar todos os locais comprometidos, e são irregulares, devido à necessidade de colimação de algumas regiões e órgãos vitais que se encontram no interior do campo. Outro exemplo em que é necessário calcular a dose em pontos fora do

Figura 1.1: Passos de um tratamento com radiação.

eixo central do feixe ocorre quando há pacientes grávidas, sendo de extrema importância o controle rigoroso da dose aplicada na região do abdomen, local onde se aloja o feto, durante todo o período de tratamento. Neste caso, tem-se apenas contribuição secundária da radiação.

Diante do grande número de pacientes atendidos diariamente pelos serviços de radioterapia no Brasil, raramente os físicos têm tempo para realizar medidas experimentais para validar os cálculos de dose nos pontos fora do eixo central do feixe, o que pode acarretar incertezas ao planejamento do tratamento e possíveis danos aos tecidos sadios.

A fim de minimizar as incertezas geradas devido ao fato dos cálculos não serem confirmados, este trabalho propõe a realização de medidas experimentais de dose em regiões fora do eixo central do feixe de radiação e a comparação destes resultados com os calculados utilizando os fatores dosimétricos de alguns serviços de radioterapia e com dados obtidos através de simulações computacionais com o método de Monte Carlo.

1.1 OBJETIVO

O objetivo do presente trabalho é a verificação do perfil de dose de radiação absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados, através de medidas experimentais e simulações computacionais com o Método de Monte Carlo. Neste sentido, o presente trabalho visa contribuir para um melhor conhecimento do perfil de dose em campos alargados, colaborando para diminuir os efeitos colaterais em tecidos adjacentes ao campo de radiação e evitar recidiva da lesão em pontos internos que necessitam de bloqueio durante o curso da terapia.

1.1.1 *Objetivos Parciais*

- Modelagem de um acelerador linear genérico de fótons de 6 MV, a partir de estimativas de seus parâmetros (material, tamanho e disposição dos componentes do cabeçote, além da energia nominal dos elétrons);
- Realização de medidas experimentais de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e planura para feixes de fótons de 6 MV, utilizando câmara de ionização, filmes radiográficos e diodos;
- Realização de simulações com o Método de Monte Carlo, através do código MCNP, e comparação destes resultados com os obtidos experimentalmente.

Fundamentos Teóricos

2.1 Radiação: classificações

A propagação de energia no espaço ou em um meio material é conhecida por radiação, que é classificada de acordo com o efeito que produz ao interagir com a matéria, podendo ser ionizante ou não ionizante. As radiações podem ser consideradas ionizantes quando têm energia suficiente para ionizar a matéria, ou seja, arrancar elétrons dos átomos. Já as radiações não ionizantes são aquelas com energia insuficiente para ionizar a matéria, entre as quais pode-se citar as ondas eletromagnéticas de luz, rádio, TV, microondas, etc. O potencial de ionização dos átomos, isto é, a energia mínima necessária para ionizá-lo, varia de pouco eletrons (eV), para elementos alcalinos, até 24,5 eV para o gás nobre Hélio (2) (5) (6).

As radiações ionizantes podem ser, ainda, eletromagnéticas (raios X e raios γ) ou corpusculares (partículas α , partículas β , prótons, nêutrons). A radiação corpuscular consiste de energia propagada por corpos com massa de repouso, momento e posição sempre definidos. Já a radiação eletromagnética recebe essa denominação devido a sua primeira descrição, feita por Maxwell, em termos de oscilações de campos elétrico e magnético. Assim, uma onda eletromagnética pode ser representada por variações espaciais nas intensidades do campo elétrico e do campo magnético, sendo estes perpendiculares entre si. Essas ondas não possuem massa e são propagadas com velocidade constante, igual a da luz no vácuo ($c = 3 \times 10^8 m/s$), diferindo-se apenas em relação aos seus comprimentos de onda e frequência (5) (6) (7).

Ambos os tipos de radiação, partículas e ondas eletromagnéticas, representam modos de transporte de energia e a distinção entre esses tipos tornou-se menos acentuada em 1925,

quando Luis de Broglie introduziu a hipótese sobre a natureza dual da matéria, mostrando que tanto as ondas eletromagnéticas comportam-se, algumas vezes, como partículas (exibem momento), quanto as partículas também possuem algum tipo de movimento de onda associado a elas (apresentam refração e outras propriedades ondulatórias) (5).

2.1.1 Ionização da matéria

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, do inglês, International Commission on Radiation Units and Measurements) recomenda o uso de uma terminologia às radiações ionizantes que enfatiza a diferença entre as interações das partículas carregadas e não carregadas com a matéria. Essa terminologia divide as interações em diretamente e indiretamente ionizantes. Para que a radiação seja diretamente ionizante, é necessário que possua carga, visto que a ionização ocorre através de pequenas interações Coulombianas diretas entre a carga da partícula e os elétrons dos átomos do meio. Deste modo, são exemplos de radiações diretamente ionizantes as partículas α , partículas β , elétrons, prótons, etc. Já os fótons e neutrons, como não apresentam carga elétrica, depositam energia indiretamente no meio, pois, interagem com o meio liberando uma partícula carregada e esta será a responsável pela ionização do mesmo (2) (6).

2.1.2 Transferência de energia da radiação para o meio: kerma e dose absorvida

A dose absorvida é uma grandeza não estocástica e uma das mais importantes para a radiobiologia e a radioterapia, pois mede a quantidade de energia absorvida em qualquer meio, para qualquer tipo de radiação (partículas carregadas ou não) de qualquer energia. Além disso, é utilizada para medir os efeitos biológicos produzidos pelas radiações ionizantes nos tecidos (2) (5) (7).

A definição de dose absorvida está sempre relacionada e, até mesmo, confundida com a definição de kerma, devido a relação entre estas grandezas. Essa relação pode ser observada através da transferência de energia das radiações indiretamente ionizantes, que se dá em dois passos descritos a seguir.

No primeiro passo (Figura 2.1a) , a energia é transferida do fóton para o elétron do meio, mas não fica totalmente retida no meio, já que há alguma perda por emissão de raios x de freamento (*bremsstrahlung*). Nessa primeira etapa da deposição de energia de

um fóton, a energia transferida do fóton para o elétrons, por unidade de massa, trata-se da grandeza denominada kerma, definida pela Equação 2.1 (2) (7).

Figura 2.1: Representação da transferência de energia de um fóton para o meio.

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

Quando um fóton interage com um meio e há emissão de um elétron, este não deposita sua energia no local de onde foi ejetado, mas sim através de várias interações ao longo de sua trajetória (Figura 2.1b). Assim, a dose absorvida é dada pela energia resultante em um determinado volume de tecido, com massa dm , isto é, a quantidade de energia que é absorvida ($d\overline{E}_{abs}$) neste volume menos a quantidade de energia que é emitida através de partículas que saem deste mesmo volume, de acordo com a Equação

$$D = \frac{d\overline{E}_{abs}}{dm} \quad (2.2)$$

Como os elétrons não depositam toda sua energia localmente, a absorção da dose não ocorre no mesmo local da transferência de energia descrita pelo kerma. Essas duas grandezas são medidas pela razão da energia depositada por unidade de massa: J/Kg , mas o SI (Sistema Internacional) definiu a unidade denominada Gray (Gy) para a medida de dose absorvida.

2.2 Radiação: emissão e produção

2.2.1 Radiação Natural

A radioatividade é caracterizada pela transformação espontânea de um nuclídeo através da emissão de radiação, a qual pode ser tanto corpuscular, quanto eletromagnética. Isto

ocorre devido as partículas nucleares (prótons e nêutrons) estarem em constante movimento, gerando colisões, nas quais há transferência de energia entre as mesmas. Se a energia cedida a uma partícula for maior que a força forte que a mantém presa ao núcleo, ela será emitida e outro nuclídeo será formado (5) (7) (8).

Os elementos atômicos tendem sempre a permanecer no estado fundamental, isto é, de menor energia, neste caso, os nuclídeos estáveis já possuem configuração energética neutra e não necessitam emitir partículas. Já os instáveis, devido uma série de colisões ao acaso, conseguem energia suficiente para ejetar partículas nucleares e então originam outro nuclídeo que pode atingir a estabilidade ou ainda permanecer em estado excitado. Estas emissões são de origem estocásticas, ou seja, não é possível definir o momento exato no qual ocorrerão, entretanto, se há muitos núcleos, uma porcentagem irá se desintegrar em um dado tempo. Quando metade dos núcleos se desintegram, o tempo para que isto ocorra é denominado tempo de meia-vida do nuclídeo (7).

O conceito mais usual para determinação do número de átomos de um elemento instável é através da atividade, que corresponde ao número de desintegrações que ocorrem em um determinado tempo. A atividade pode ser medida diretamente através de dosímetros cintiladores ou Geiger-Müller e relaciona-se com o número de átomos através da constante de decaimento (particular de cada elemento radioativo), conforme mostrado na Equação 2.3, na qual N é o número de núcleos radioativos, t é o tempo decorrido e λ é uma constante de decaimento específica para cada nuclídeo, que depende do tempo de meia-vida de cada isótopo (7).

$$A = \frac{\Delta N}{\Delta t} = \lambda N \quad (2.3)$$

A unidade da atividade é dada em becquerel (Bq) no SI e equivale a uma desintegração por segundo. Entretanto, na prática ainda se utiliza a unidade antiga que é o Curie (Ci), que corresponde a $3,7 \times 10^{10} \text{ des/s}$, desta forma, 1 Ci equivale a $3,7 \times 10^{10}$ Bq.

Esses elementos radioativos, sejam naturais ou artificialmente produzidos, são utilizados em tratamentos que usam radiação ionizante em forma de fontes empregadas em braquiterapia, com diversos formatos e funções, ou até mesmo nas antigas unidades de teleterapia com isótopos radioativos, as quais são empregadas até hoje em alguns centros de tratamento contra o câncer.

2.2.2 Radiação Artificial

O desenvolvimento de equipamentos que produzem radiação de alta energia possibilitou a produção de muitos isótopos radioativos artificiais, através do bombardeio de núcleos estáveis com nêutrons, partículas alfa, gama, entre outras, por um período de tempo consideravelmente longo (7). Dentre estes equipamentos, os principais são betatron, ciclotron, aceleradores lineares e reatores nucleares.

Antes de 1950, quase toda terapia com feixe externo de radiação era realizada com geradores de raios X com voltagem de até 300 kVp. As máquinas superficiais, como o próprio nome já diz, eram empregadas em tratamentos de lesões superficiais e operavam em um intervalo de 50 a 120 kVp, gerando raios X com pouca penetração, dose máxima na superfície e queda de dose rápida com o aumento da profundidade no tecido. Já as unidades de ortovoltagem operavam com voltagem entre 150 e 500 kVp, o que proporcionava feixes um pouco mais penetrantes em relação aos produzidos com as unidades superficiais, e com queda de dose com o aumento da profundidade um pouco mais lenta (9).

Com o desenvolvimento das unidades de teleterapia utilizando isótopos radioativos, em meados de 1950, este tipo de equipamento se tornou o mais popular para radioterapia por muitos anos. Antes do uso do Cobalto-60, foram utilizados Radio-226 e Césio-137, porém o Cobalto-60 se apresentou o isótopo mais adequado, considerando a energia dos fótons emitidos, tempo de meia-vida, atividade específica (atividade por unidade de massa) e meios de produção (2).

Aproximadamente ao mesmo tempo, betatrons de alta energia foram desenvolvidos. Trata-se de uma máquina na qual os elétrons são acelerados em uma órbita circular via mudanças no campo magnético. Os elétrons podem ser extraídos da órbita e utilizados em terapias, ou podem ser direcionados a um alvo no interior do equipamento, com a finalidade de produzir raios X. Os betatrons eram caracterizados por uma baixa taxa de dose e tamanhos de campos muito limitados, além de serem fisicamente muito grandes e necessitarem de salas de tratamentos muito extensas para sua instalação. O seu tamanho também é um fator limitante em relação aos movimentos do equipamento, comprometendo o direcionamento do feixe e a flexibilidade de posicionamento do paciente (9).

A popularidade dos equipamentos citados anteriormente decresceu com o desenvolvimento de aceleradores lineares clínicos de alta energia. Esses aceleradores usam ondas

eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons de alta energia através de um tubo linear. Estes elétrons podem ser extraídos e formar um feixe ou serem direcionados para colidir com um alvo e produzir um feixe de fótons de alta energia, capazes de tratar lesões mais profundas (5) (9). A sessão 2.3 esclarece em maiores detalhes os componentes e funcionamento deste tipo de equipamento.

Produção de raios X

Existem dois mecanismos distintos através dos quais os raios X são produzidos. Um deles gera raios X de freamento (*bremsstrahlung*) e o outro é responsável pela produção de raios X característicos.

O processo de emissão de raios X por freamento ocorre devido a interação de um elétron de alta energia com o campo elétrico de um átomo. Quando o elétron passa perto do átomo, pode ser defletido da sua trajetória devido à ação das forças Coulombianas e libera energia devido à ação dessas forças, segundo a teoria geral do eletromagnetismo de Maxwell (5). Esta teoria explica que a energia é propagada no espaço por campos eletromagnéticos, assim, quando um elétron, que é associado a um campo magnético, passa nas proximidades de um átomo, é repentinamente defletido e acelerado. Como resultado, parte de sua energia é liberada em forma de radiação eletromagnética (5) (7). Esse processo está ilustrado na Figura 2.2.

Figura 2.2: Produção de raios X de freamento, retirada do livro *The Physics of Radiation Therapy* (5).

Como um elétron pode produzir raios X de freamento diversas vezes, as energias dos fótons emitidos podem variar de zero até a energia do elétron inicial. Além disso, a direção da emissão depende da energia do elétron incidente, sendo que para elétrons menos

energéticos (da ordem de alguns keV) a emissão é igual em todas as direções, enquanto para elétrons mais energéticos (da ordem de alguns MeV, utilizados em unidades de tratamento), a emissão ocorre mais na direção ”‘a frente’”.

O outro modo de produção gera os raios X característicos (Figura 2.3). Esse tipo de radiação leva esse nome devido à maneira de sua emissão. Quando um elétron é excitado e sai do seu estado fundamental, este deixa o átomo ionizado e outro elétron precisa ocupar a posição deixada livre no orbital. Esta posição será ocupada por um elétron de uma camada mais externa da eletrosfera, sendo assim, a energia necessária para que este elétron se mantenha em uma órbita mais interna será menor do que na sua órbita, devido à proximidade maior do núcleo e, conseqüentemente, às forças de atração Coulombianas. Desta forma, ao ocupar uma órbita mais interna, o elétron libera a energia em excesso em forma de radiação eletromagnética, a qual é conhecida por raios X característicos, pois é característico da transição entre duas camadas (5) (7).

Figura 2.3: Produção de raios X característicos, retirada do livro *The Physics of Radiation Therapy* (5).

Espectro de raios X

Considerando todos os tipos de emissão de raios X a partir da interação de elétrons com um alvo, sabe-se que os fótons são emitidos de forma heterogênea, ou seja, é emitido um feixe com fótons com energias distintas. A energia máxima possível é a energia do elétron incidente e devido à emissão contínua de raios X de freamento, uma forma de representar

a emissão de um feixe é através do espectro energético deste. A Figura 2.4 mostra que o espectro apresenta o número de fótons emitidos por energia. Assim, a emissão contínua dos raios X de freamento se sobrepõem com os picos que representam as emissões dos raios X característicos, cujas energias são sempre iguais ao intervalo energético entre as camadas do átomo do material alvo.

Figura 2.4: Espectro de raios X para um alvo de Tungstênio, retirada do livro *The Physics of Radiation Therapy* (5).

2.3 Acelerador Linear

Os Linacs são aceleradores lineares que aceleram elétrons a energias cinéticas de 4 a 25 MeV usando campos não conservativos de microondas por radiofrequência. Os elétrons são acelerados em trajetória reta em estruturas chamadas de guias de onda e os campos de alta frequência utilizados para acelerá-los são produzidos através da desaceleração de elétrons por retardo de potencial em dispositivos conhecidos como *magnetron* e *klystron* (2).

Há vários tipos de aceleradores clínicos disponíveis, os quais foram aprimorados com o desenvolvimento constante de novas tecnologias, tornando o tratamento com esses dispositivos cada vez mais rápido, preciso e seguro. Alguns aceleradores possuem capacidade de produzir feixes de fótons apenas, enquanto outros podem gerar feixes de elétrons também, sendo os modelos mais convencionais, atualmente, capazes de gerar feixes de fótons com

duas opções de energia e feixes de elétrons com mais opções de energia, em torno de cinco valores a serem escolhidos durante a compra do equipamento.

O sistema operacional de um linac é distribuído em cinco seções maiores do equipamento: *gantry*, suporte do *gantry*, cabine de modulação, mesa de tratamento e console de controle. A Figura 2.5 mostra um esquema geral de um acelerador, no entanto, existem variações significantes de um fabricante para outro, dependendo da energia cinética final a qual o elétron será acelerado e o *design* utilizado pelo fabricante (2). Os principais componentes podem ser divididos em seis classes:

1. Sistema de injeção;
2. Sistema de geração de radiofrequência;
3. Guia de onda;
4. Sistema auxiliar;
5. Cabeçote;
6. Sistema de monitoração e colimação do feixe.

Gantry

A maioria dos aceleradores são projetados de forma que o *gantry* rotacione em torno de um eixo horizontal (ao redor da mesa de tratamento). Conforme o *gantry* rotaciona, o eixo do colimador se movimenta em um plano vertical. O ponto de intersecção do eixo do colimador com o do *gantry* é chamado de isocentro. A montagem isocêntrica de um acelerador apresenta vantagens sobre outros modelos que não possuem essa configuração, pois, nesta técnica, qualquer que seja a direção de incidência dos vários feixes empregados, todos irão se cruzar no isocentro (5). Assim, este ponto de intersecção é localizado no interior da lesão a ser tratada, durante o planejamento do tratamento, de forma a garantir que 100% da dose chegue naquele local e que todas as doses calculadas sejam mostradas relativas àquele ponto.

Figura 2.5: Componentes de um acelerador linear (2).

Sistema de injeção

Este sistema é composto por um simples acelerador eletrostático chamado *eletron gun* e consiste na fonte de elétrons. O *eletron gun* possui um filamento (cátodo) e um anodo perfurado. O filamento é aquecido e emite elétrons por emissão termiônica, os quais são focados e acelerados por campos eletrostáticos em direção ao anodo perfurado, através do qual entram no guia de ondas para serem acelerados (2) (5).

Sistema de geração de radiofrequência

As microondas de radiofrequência utilizadas nos guias de ondas para acelerar os elétrons são produzidas por um sistema de geração de campos de radiofrequência de alta potência, que possui uma fonte de radiofrequência e um modulador. As microondas de radiofrequência são geradas através da aceleração e desaceleração de elétrons no vácuo, em dispositivos como *magnetron* ou *klystron*. O modulador é o responsável por manter a alta voltagem (100 kV), a alta corrente (100 mA) e os pulsos de curta duração (1 ns) requeridos pelo

eletron gun, pelo *magnetron* e pelo *klystron*. O *magnetron* é um gerador de microondas de radiofrequência, enquanto o *klystron* é apenas um amplificador de microondas (2) (5).

Guia de onda

O guia de onda acelerador consiste de um tubo de cobre com seu interior dividido em espaços circulares ou retangulares de abertura e espaçamento variados, preenchidos a vácuo. Essas cavidades existem por dois propósitos: unir e distribuir as microondas entre as cavidades adjacentes e prover um padrão apropriado de campo elétrico para aceleração dos elétrons (2).

Os elétrons são inseridos neste tubo pelo *eletron gun*, interagem com o campo magnético das microondas geradas pelo *magnetron* e ganham energia do campo elétrico por um processo de aceleração (5).

Sistema auxiliar

Existem sistemas que não estão diretamente relacionados à aceleração dos elétrons, mas a torna possível e permite a operação do acelerador linear. São basicamente quatro:

- Sistema de bombeamento de vácuo: produz vácuo no guia de onda e no gerador de radiofrequência;
- Sistema de água de resfriamento: responsável por resfriar o guia de onda, o gerador de radiofrequência e o alvo;
- Sistema opcional e ar pressurizado para possibilitar movimentos pneumáticos do alvo ou outros componentes;
- Blindagem da radiação de fuga.

Cabeçote: componentes

O cabeçote de um acelerador é constituído por vários componentes que influenciam a produção, o formato, a localização e a monitoração dos feixes clínicos de fótons e elétrons. A Figura 2.6 mostra a disposição destes componentes para produção de feixes de fótons e elétrons.

Figura 2.6: Componentes de um acelerador linear, retirada do livro *The Physics of Radiation Therapy* (5).

Os principais componentes são alvo móvel, filtros aplainadores, folhas espalhadoras, colimador primário fixo e colimadores secundários móveis, duas câmaras de ionização, fonte de luz e espelho, além dos opcionais, tais como colimador multi-lâminas (*MLC*) e filtros removíveis.

Os feixes de elétrons são produzidos através da retração do alvo e uso de folhas espalhadoras, ao invés do filtro aplainador. O feixe de elétrons é espalhado pelas folhas espalhadoras com o propósito de cobrir toda a região a ser tratada e cones específicos são utilizados para colimar o campo conforme desejado (2), como pode ser visto na parte a da Figura 2.6.

Já os feixes de fótons são produzidos por bremsstrahlung quando o feixe de elétrons se choca com o alvo (parte b da Figura 2.6). Como aceleradores lineares produzem elétrons em um intervalo de megavoltagem, a intensidade dos raios X produzidos é maior na região central do que na periferia do feixe, devido o espalhamento dos elétrons seguir na mesma direção do feixe de fótons. Por este motivo são utilizados os filtros aplainadores, com a finalidade de tornar o feixe plano (5).

Cada feixe de fótons é produzido com uma combinação própria de alvo e filtro aplainador. A escolha do material do alvo depende da energia dos elétrons que irão interagir. Para elétrons com energia abaixo de 15 MeV, o ideal é utilizar um alvo com número atômico

elevado (tungstênio, por exemplo), enquanto para elétrons com energia acima de 15 MeV, é melhor utilizar um alvo com menor número atômico (devido a probabilidade de ocorrência de produção de pares) (2). Já com relação ao material do filtro aplainador, os principais materiais empregados são o cobre, o ouro, chumbo, tungstênio, aço, alumínio ou a combinação de alguns destes (5).

O feixe de fótons já plano ou o feixe de elétrons espalhado pelas folhas passa por um sistema de monitoração composto por câmaras de ionização (geralmente duas). Essas câmaras são responsáveis por monitorar a taxa de dose, a dose absoluta e a simetria do campo de radiação (5).

O sistema de colimação do feixe de fótons se inicia antes dos fótons passar pelo filtro aplainador. O feixe é gerado e passa pelo colimador primário, que define o maior tamanho de campo circular disponível e é uma abertura cônica em um bloco de tungstênio, com os lados da abertura projetando para as bordas do alvo em uma extremidade do bloco e para o filtro aplainador na outra extremidade. A espessura desse bloco é definida de forma que atenua a intensidade do feixe para 0,1% do valor inicial (2) (5).

A segunda colimação do sistema é realizada pelos colimadores secundários, os quais consistem de quatro blocos de tungstênio, sendo dois localizados na direção X e superior aos outros dois que se localizam no eixo y. Os superiores são conhecidos por *upper jaws* e os inferiores por *lower jaws*. A combinação destes colimadores pode gerar campos quadrados ou retangulares de $0\text{cm} \times 0\text{cm}$ a $40\text{cm} \times 40\text{cm}$ ou um pouco menor.

O MLC compõe o sistema terciário de colimação e existem vários modelos com variações na quantidade de lâminas, assim como na espessura e largura destas. Um conjunto de lâminas bastante utilizado é conhecido por *MLC120*, que contém 120 lâminas (60 pares), sendo 80 lâminas centrais (40 pares) de largura $0,5\text{cm}$ e 40 lâminas da periferia (20 pares) de largura $1,0\text{cm}$. Todas as lâminas tem a mesma espessura, em geral, $6,0\text{cm}$ e o material utilizado é o tungstênio. Cada lâmina possui um motor próprio e é controlada individualmente, deste modo, o uso do *MLC* possibilita uma melhor conformação do campo de irradiação no formato da área a ser tratada.

A visualização do tamanho de campo a ser tratado é realizada por um sistema luminoso de localização existente no interior do cabeçote. Esse sistema possui um espelho e uma fonte de luz, localizados entre as câmaras de ionização e os colimadores, de forma que a

projeção do campo de luz é emitida como se fosse originada no ponto onde os raios X são gerados. Assim, há uma concordância entre o campo luminoso e o de radiação, que permite visualizar a região que será irradiada. Durante a realização do controle de qualidade mensal dos equipamentos, essa coincidência deve ser checada.

2.4 Lei do Inverso do Quadrado da Distância

Apesar das fontes utilizadas em teleterapia possuírem um tamanho finito, podem ser consideradas fontes pontuais devido a distância que se encontram do alvo a ser irradiado. Sendo assim, essas fontes emitem um feixe divergente e, a partir disto, pode-se verificar o modo como a intensidade de feixe diminui ao longo da sua trajetória no ar. Ao longo de sua trajetória, no ar ou no vácuo, um feixe segue a *lei do inverso do quadrado da distância*, a qual pode ser explicada a partir da Figura 2.7 (2) (5) (6) (7).

Figura 2.7: Feixe de fótons divergente originado a partir de uma fonte pontual. A uma distância f_a da fonte, a área do campo é $A = a^2$ e a uma distância f_b é $B = b^2$.

Assumindo que a uma distância f_a de uma fonte pontual tem-se um campo de lado a e a uma distância f_b um campo de lado b , os dois campos podem ser definidos geometricamente pela Equação 2.4.

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (2.4)$$

Assim, se estabelece uma relação entre os tamanhos de campo e as distâncias da fonte. Considerando que os fótons que passam pela área do campo A não interagem até passar pelo campo B, pode-se afirmar que o número de fótons que passa pela área A é igual ao número de fótons que passa pela área B (Equação 2.5).

$$\phi_A A = \phi_B B \quad (2.5)$$

Utilizando a relação entre tamanho de campo e distância dada pela Equação 2.4 é possível visualizar através da Equação 2.6 que a fluência de fótons é inversamente proporcional ao quadrado da distância da fonte e como essa grandeza é diretamente proporcional a outras, tais como exposição, kerma no ar e dose absorvida, pode-se concluir que todas estas também seguem a *lei do inverso do quadrado da distância* (2).

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (2.6)$$

2.5 Propagação de um feixe de fótons na matéria

Quando um feixe de fótons interage com a matéria, a sua propagação segue não apenas a *lei do inverso do quadrado da distância*, mas também sofre influência da atenuação e espalhamento do meio. Sendo assim, a deposição de energia na matéria se torna muito mais complexa e difícil de ser obtida experimentalmente. No entanto, é de extrema importância, para o sucesso da radioterapia, o conhecimento de como a radiação deposita sua energia enquanto penetra no corpo do paciente. Como não há possibilidade de medir essa deposição de energia diretamente no paciente, as medidas são realizadas em objetos simuladores de água posicionados em condições de referência segundo protocolos padrões de dosimetria (10) (11) (12) (13) (14).

Deste modo, a dose medida durante a dosimetria é relacionada com a dose depositada no paciente através de funções e relações empregadas durante o planejamento do tratamento, tais como a Porcentagem de Dose Profunda (PDP), Relação Tecido Meio (TPR, do inglês, Tissue Phantom Ratio), Relação Tecido Máximo (TMR, do inglês, Tissue Maximum Ratio), entre outras, sendo estas funções dependentes de parâmetros como tamanho do campo, distância da fonte à superfície, profundidade do ponto de interesse e energia do

feixe utilizado.

2.5.1 *Tamanho e formato do campo*

Os feixes utilizados em radioterapia possuem diversos formatos que geralmente representam um compromisso com o formato atual do alvo a ser irradiado e uma simples e eficiente colimação dos tecidos sadios. Os formatos de campos mais utilizados, no entanto, são os circulares, quadrados, retangulares e, principalmente, irregulares devido às colimações de estruturas sadias. Os dados utilizados nos cálculos de doses dos tratamentos são obtidos para campos quadrados equivalentes e com isso houve a necessidade de relacionar os campos utilizados na prática clínica com os campos regulares usados na dosimetria. Desta forma, vários métodos empíricos foram criados a fim de solucionar este impasse, sendo um método bastante renomado é o proposto por Clarkson (3), posteriormente adaptado por diversos autores a fim de adaptá-lo a novas funções dosimétricas (2) (5).

Já com relação ao tamanho de campo, para campos muito pequenos, pode-se assumir que a dose em um determinado ponto a profundidade é resultado da contribuição da radiação primária, ou seja, aquela que não sofreu nenhuma interação e a contribuição da radiação espalhada é muito pequena, considerada até desprezível. Entretanto, conforme o campo fica maior, aumenta o espalhamento dentro da área irradiada e, com isso, a dose absorvida. Portanto, devido ao aumento do espalhamento, a dose absorvida na profundidade é maior conforme o tamanho de campo aumenta. Essa influência do tamanho do campo é dependente da qualidade da radiação e é mais pronunciada para feixes com energias menores, pois para feixes mais energéticos ocorre menor espalhamento e este segue predominantemente na direção do feixe primário (2) (5).

2.6 *Distribuição de dose*

A distribuição de dose em duas ou três dimensões é muito importante para o planejamento de radioterapia e pode ser dada através da distribuição no eixo central em conjunto com os perfis de dose perpendiculares a este. A distribuição de dose no eixo central pode ser representada por algumas funções, como a PDP, a TPR e a TMR.

2.6.1 Porcentagem de Dose Profunda - PDP

A PDP é uma curva que apresenta a distribuição da dose ao longo do eixo central do feixe (Figura 2.8).

Figura 2.8: Deposição de energia na profundidade: curva de PDP.

Em análise desta curva, pode-se observar alguns pontos importantes. A dose de entrada corresponde a dose que o feixe deposita na superfície do paciente. Ao interagir com o meio, a dose aumenta até um ponto onde atinge um valor máximo, sendo esta região compreendida entre a superfície e esse ponto de máximo conhecida por *região de build-up*. O conceito físico da região de *build-up* pode ser explicado da seguinte maneira (2) (5) (6) (7):

- Quando o feixe interage com o tecido, libera elétrons;
- Como estes elétrons não depositam sua energia localmente, mas sim a uma certa distância de sua origem, a dose aumenta com a profundidade;
- A fluência de elétrons e, consequentemente, a dose absorvida, aumentam com a profundidade, entretanto, a fluência de energia de fótons decresce continuamente

com a profundidade e, com isso, diminui a produção de elétrons;

- Em um determinado ponto, o número de elétrons liberados será igual ao de elétrons que depositam energia neste e, assim, um equilíbrio eletrônico é atingido;
- Quando o equilíbrio eletrônico é atingido, a dose é máxima e passa a decrescer, até sair do paciente (dose de saída).

O esquema para obtenção de uma curva de PDP pode ser observado na Figura 2.9 (2).

Figura 2.9: Esquema de realização de medida de uma curva de PDP.

Desta forma, a PDP é obtida através da medida da dose na profundidade ao longo do eixo central, sob condições de referência (13), e da normalização de todos os pontos (D_Q) pelo valor de dose na profundidade na qual é máxima (D_P) (Equação 2.7). Os parâmetros que influenciam na distribuição de dose na profundidade são o tamanho de campo, a distância da fonte à superfície e a energia do feixe (2) (5) (15).

$$PDP(A, F, h\nu, z) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (2.7)$$

Mantendo fixos a distância da fonte à superfície e o tamanho de campo e aumentando a energia do feixe, a dose medida na profundidade é maior conforme a energia aumenta, pois quanto mais energético é o feixe, mais penetrante e, portanto, deposita maior dose

na profundidade. Em relação ao tamanho de campo, sendo fixos a distância da fonte à superfície e a energia, quanto maior for o campo haverá maior contribuição de radiação espalhada no eixo central e, assim, maior será a PDP. Por fim, a influência sofrida na PDP quando é alterada a distância da fonte à superfície é menos intuitiva. Apesar da fluência de fótons diminuir com o inverso do quadrado da distância e a taxa de dose também diminuir devido a este motivo, a PDP é maior conforme a SSD aumenta. A Figura 2.10 auxilia na compreensão deste fato: a diferença entre a taxa de dose entre dois pontos é muito maior para pequenas distâncias da fonte do que para distância maiores, isso quer dizer que a PDP decresce mais rapidamente próximo a fonte, logo quanto mais distante da fonte será maior (2) (5).

Figura 2.10: Esquema de realização de medida de uma curva de PDP.

2.6.2 Razão Tecido Meio (TPR) e Razão Tecido Máximo (TMR)

Em um tratamento que não possui distância fonte superfície fixa, ou seja, um tratamento isocêntrico, cada campo possui uma *SSD* diferente e, para cada um, é necessária uma correção para ajustar o valor da *PDP*. A fim de acabar com essa dependência com a *SSD*, outras relações foram desenvolvidas para a determinação da distribuição de dose, tais como a Razão Tecido-AR (do inglês, Tissue-Air Ratio: TAR) e a Relação Tecido-Meio. A TPR é a razão entre a dose medida em um ponto Q (D_Q) em uma profundidade e a

dose medida no mesmo ponto Q em uma profundidade tomada como referência (D_{Qref}), normalmente 5 ou 10 cm, no eixo central do feixe (Equação 2.8) (2) (5) (7).

$$TPR(A, h\nu, z) = \frac{D_Q}{D_{Qref}} \quad (2.8)$$

Em ambas as medidas, o ponto Q está situado a mesma distância da fonte, sendo assim, a TPR não depende do fator distância da fonte, como pode ser observado na Figura 2.11 e apresenta dependência apenas quanto ao tamanho de campo, profundidade e energia do feixe. A dependência da TPR com esses fatores segue as mesmas relações que as citadas no item 2.6.1, ou seja, aumenta conforme o tamanho de campo e a energia aumentam e diminui conforme a profundidade aumenta.

Figura 2.11: Esquema de realização de medida da TPR.

Quando a profundidade tida como a de referência é a mesma onde a dose é máxima, trata-se de um caso especial da TPR, que é conhecida por Razão Tecido Máximo (TMR). Desta forma, pode-se definir a TMR como a razão entre a dose medida em um ponto Q (D_Q) a uma profundidade qualquer e a dose medida no mesmo ponto na profundidade onde se estabelece o equilíbrio eletrônico e a dose é máxima (D_{Qmax}) (Equação 2.9) (2) (5) (7). Assim como a TPR, não depende da distância da fonte, mas sim do tamanho de campo, energia do feixe e profundidade, com as mesmas relações.

$$TMR(A, h\nu, z) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} \quad (2.9)$$

2.6.3 Razão Espalhamento Máximo (SMR)

A contribuição da radiação espalhada do feixe é dada pela Razão Espalhamento Máximo (do inglês, Scattering Maximum Ratio: SMR). A SMR é utilizada para calcular o espalhamento no meio e pode ser definida como a razão do espalhamento medido em um determinado ponto em uma profundidade arbitrária no objeto simulador e o espalhamento medido no mesmo ponto à profundidade de dose máxima (2) (5) (7). Assim como a TMR, a SMR não depende da SSD, mas depende do tamanho de campo, energia do feixe e da profundidade.

Como a dose espalhada em um ponto é igual a dose total menos a contribuição primária naquele ponto, a SMR é matematicamente obtida pela diferença entre a TMR para determinado campo e a TMR para um campo pequeno o suficiente para representar um campo zero, o qual só teria contribuição primária (Equação 2.10) (2). Separar as contribuições primária e secundária do feixe (radiação primária e espalhada) é útil para a dosimetria de campos irregulares (vide seção 2.7.1).

$$SMR(A, h\nu, z) = TMR(A, h\nu, z) - TMR(0, h\nu, z) \quad (2.10)$$

2.6.4 Perfil do Feixe e Razão de Off-Axis

A distribuição de dose ao longo do eixo central dá apenas uma parte da distribuição da dose no paciente. A distribuição para duas ou três dimensões é dada através da distribuição no eixo central em conjunto com os perfis de dose fora do eixo, cujas medidas de dose são feitas em eixos perpendiculares ao central, em algumas profundidades, utilizando objeto simulador, normalmente, na profundidade de dose máxima ou de 10 cm, para fins dosimétricos, e algumas outras como 5 cm, 20 cm e 30 cm, necessárias para alimentar o sistema de planejamento (2) (5) (15).

A Figura 2.12 mostra o perfil de um feixe de fótons de 10 MV, para várias profundidades e dois tamanhos de campo: 10 cm x 10 cm e 30 cm x 30 cm. O perfil de um feixe de megavoltagem é composto por três regiões distintas:

- Central: região que vai do eixo central até 1 a 1,5 cm da borda do campo geométrico;
- Penumbra: essa região sofre influência da penumbra da fonte, da transmissão pelo colimador e do retroespalhamento, que juntos constituem a penumbra física. A dose, nessa região, muda rapidamente e depende do tamanho da fonte, da posição do colimador e do espalhamento eletrônico lateral;
- Fora do campo: região fora do campo, apresentando doses bastante baixas e provenientes da transmissão da radiação pelo colimador e de fuga do cabeçote.

Figura 2.12: Exemplo de perfis para um feixe de fótons de 10 MV, para diferentes profundidades e dois tamanhos de campo: 10x10 e 30x30.

Como a maioria dos cálculos de dose são realizados para o eixo central, para determinar a dose em algum ponto fora deste eixo, deve-se considerar um fator denominado razão de *off-axis* (do inglês, Off-Axis Ratio: OAR), que é razão entre as doses medidas em um ponto fora e outro no eixo central, na mesma profundidade z (Equação 2.11).

$$OAR = \frac{D(z, \text{forado EC})}{D(z, \text{no EC})} \quad (2.11)$$

A análise do perfil de um feixe é baseada em alguns parâmetros, que são utilizados para definir a uniformidade desse, a planura e a simetria.

Planura

A planura é determinada através das doses máxima e mínima encontradas na porção de 80% da região central do feixe, de acordo com a Equação 2.12. Normalmente, a recomendação para qualquer acelerador linear clínico, segundo o *Task Group (TG) 142*, da Associação Americana de Física Médica (12), requer uma planura com uma variação máxima de 3%, considerando a medida realizada para o maior campo disponível pelo equipamento, com distância fonte-superfície de 100 cm e a 10 cm de profundidade (2) (15) (16).

$$F = 100 \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (2.12)$$

De acordo com os constituintes de um acelerador linear (seção 2.3) e especificações para o feixe formado, pode-se observar um excesso de filtração no eixo central, na profundidade de dose máxima, devido ao formato do filtro achatador, e os picos formados no perfil não podem exceder um limite de 5% para distância fonte-superfície 100 cm e o maior campo disponível. Conforme a profundidade aumenta, esse efeito se torna menos pronunciado e o perfil apresenta uma leve queda na borda do campo, ao invés de picos. Esse comportamento explica-se pela emissão de fótons de menor energia fora do eixo central em comparação com os emitidos no eixo central (2) (15).

Simetria

A simetria é medida na profundidade de dose máxima, pois essa configuração é a mais crítica para avaliação deste parâmetro, devido ao comportamento do perfil do feixe já discutido na seção 2.6.4 (presença de picos no perfil, nessa profundidade) (2) (5). A recomendação, de acordo com o TG142 (12), é que o feixe deve apresentar uma simetria típica com discordância de, no máximo, 2% entre dois pontos equidistantes do eixo central, em um mesmo perfil. Outra forma de se medir a simetria de um feixe é através da obtenção das áreas de cada lado do eixo central (direito e esquerdo da Figura 2.13, a partir do eixo

central até 50% da dose) e comparação entre as mesmas utilizando a Equação 2.13 (2) (15).

Figura 2.13: Exemplo de perfil do feixe utilizado para avaliação de simetria.

$$S = 100 \times \frac{A_{esq} - A_{dir}}{A_{esq} + A_{dir}} \quad (2.13)$$

Consistência de um perfil

O TG142 (12) apresenta uma importante avaliação a ser realizada: a consistência de um perfil. A uniformidade desejada para um feixe foi, primeiramente, avaliada através de valores de referência apresentada pela tabela II do TG40 (11), sobre consistência de planura e valores limites para simetria. A planura pode ser avaliada através de uma análise para verificar se não ocorreram modificações em seu formato, no entanto, a simetria pode estar dentro dos valores limites estipulados pela tabela e, ainda assim, apresentar algumas diferenças significativas entre os dois lados de um eixo. Por exemplo, em um dado plano de medida, a variação no perfil do feixe pode apresentar desvios, da direita para a esquerda, de +3% a -3% e esses valores respeitam os limites propostos pelo TG40, no entanto, constituem uma mudança de 6% no formato do feixe.

A fim de otimizar essa análise, os valores de tolerância mensal e anual foram editados para manter a intenção do TG40, além de considerar os novos desenvolvimentos nos

equipamentos e técnicas utilizadas na radioterapia. A nova análise apresentada no TG142, compara os valores medidos mensalmente com os obtidos durante o comissionamento do equipamento ou re-comissionamento anual, quando realizado. Alguns pontos fora do eixo central, porém dentro da porção central do perfil (até 80% do tamanho de campo), são selecionados e os seus valores absolutos são comparados com os padrões a fim de avaliar o desvio apresentado, através da Equação 2.14, onde TP_L é a razão de off-axis do ponto L testado, BP_L é a razão de off-axis do ponto equivalente padrão (comissionamento) e N é o número de pontos testados.

$$\frac{1}{N} \cdot \sum_{L=1}^N \left| \frac{TP_L - BP_L}{BP_L} \right| \cdot 100\% \leq tolerance\% \quad (2.14)$$

A tabela do TG40 apresenta um valor de tolerância anual de 2% para o fator constância de off-axis e recomenda que sejam realizados testes com vários valores de ângulo de incidência, mas não mencionada nada sobre planura ou simetria. O TG142 adiciona essa comparação com os dados do comissionamento utilizando grandes tamanhos de campo, com o objetivo de melhorar a sensibilidade de detectar mudanças no formato do perfil, as quais podem resultar em alterações na distribuição da dose e importantes efeitos a longo prazo. Os novos valores de tolerância propostos são 1% para planura e $\pm 1\%$ para simetria. Esses valores se justificam pelo fato do teste anual ser mais completo e minucioso a fim de encontrar possíveis alterações não detectáveis nos testes mensais, que são realizados mais rapidamente e, por isso, são menos rigorosos.

2.7 Cálculo de dose

O cálculo de dose é a parte do planejamento da radioterapia que determina a melhor distribuição da dose absorvida e a quantidade de tempo ou unidade monitoras que os equipamentos devem liberar para garantir que a dose prescrita seja entregue durante o tratamento. A determinação da contribuição primária do feixe é relativamente simples onde há equilíbrio eletrônico, embora a contribuição absoluta da componente primária do feixe não seja fácil de ser obtida. Já a contribuição dos fótons secundários é mais difícil de ser calculada e é obtida através da soma da contribuição de espalhamento para cada unidade de volume irradiada, sendo um processo complexo e com um grande tempo de

processamento. Em geral, algumas simplificações e aproximações são adotadas a fim de facilitar os cálculos.

Em situações nas quais a contribuição primária não varia muito, a integração do espalhamento leva em consideração apenas efeitos geométricos devido a profundidade de medida, formato e tamanho do campo de irradiação. Em geral, para realização dos cálculos, são utilizados campos equivalente circulares ou quadrados. Isso é possível devido ao fato de que para qualquer formato de campo há um campo circular ou quadrado que tenha a mesma contribuição de espalhamento no ponto de medida. Nos serviços no Brasil, a aproximação mais utilizada é o conceito de campo equivalente quadrado e a relação entre um campo irregular para o equivalente quadrado foi publicada em 1964 por Sterling et al. (17) e pode ser obtida através da equação 2.15, onde CEQ é o campo equivalente quadrado, A é a área útil do campo irregular e P é o perímetro útil deste (5) (9) (18).

$$CEQ = \frac{4A_{\text{útil}}}{P_{\text{útil}}} \quad (2.15)$$

No caso da contribuição primária variar ao longo do feixe e a superfície de irradiação não ser normal a incidência desse, outras aproximações mais complexas são utilizadas nos algoritmos de cálculos. Uma alternativa amplamente empregada é considerar o feixe como sendo uma composição de muitos feixes paralelos em formatos cônicos, chamados de *pencil beams*, cada um com um fluência específica. Cada *pencil beam* contribui com a dose nos pontos próximos e distantes do eixo do feixe e nesse processo muitas gerações de fótons espalhados estão envolvidas. A função que expressa a dose em relação com a profundidade e distância do eixo do feixe é chamada de *kernel*. A modelagem de um feixe de fótons requer um conjunto de *pencil beams* de diferentes fluências e energias e, conseqüentemente, diferentes *kernels*. Os *kernels* são calculados por Monte Carlo ou resultados de modelagens experimentais (determinísticas) (18).

Além do cálculo de dose realizado por sistemas computadorizados, que fornecem o tempo de tratamento ou número de unidades monitoras necessários para deposição da dose prescrita, os órgãos responsáveis pelo controle de qualidade dos tratamentos publicaram em seus documentos, como no TG142, que o cálculo seja realizado por dois sistemas independentes de forma que um confirme o cálculo feito pelo outro. Um método de conferência bastante utilizado é o cálculo manual, o qual é bem estabelecido pela literatura

e documentos como os *Booklet 3* e *6* da *ESTRO* (18) (19) (20).

Esses cálculos dependem das particularidades de cada equipamento, do grande número de acessórios utilizados e possíveis técnicas de tratamento, sendo necessária a elaboração de algoritmos para cada tipo específico, sendo estes apresentados pelos documentos da AAPM, da ESTRO e da IAEA. Basicamente, para calcular o número de unidade monitoras ou o tempo de tratamento, o físico precisa sempre utilizar a calibração do equipamento, ou seja, a medida de quanto de dose o equipamento libera por unidade monitora ou tempo. Todos os cálculos são baseados em dados obtidos experimentalmente que mostram como a dose se comporta na profundidade, para diferentes tamanhos de campo e acessórios utilizados. Essas medidas são sempre realizadas em condições de referência definidas por publicações, como por exemplo os *Technical Report 277 e 398* da IAEA. Duas séries de condições são descritas para os dois principais modos de irradiação: distância foco-pele fixa e tratamento isocêntrico. Elas diferem, em geral, em relação à distância da fonte ao ponto de medida e ao plano onde o tamanho do campo é definido.

Quando a técnica utilizada é com distância foco-pele fixa, em geral, a distância de referência é 100 cm para aceleradores lineares e 80 cm para unidades de cobaltoterapia. Assim, todos os campos possuem a mesma SSD e o tamanho do campo de referência é dado no plano da superfície, então o tamanho do campo na profundidade de medida é obtido por relações geométricas e dado pela Equação 2.16 (5) (9) (18) (19).

$$campo = L \times \frac{SSD}{SSD + d} \quad (2.16)$$

O cálculo de dose para a técnica de SSD fixa em condições adequadas de espalhamento é realizada através dos seguintes parâmetros: PDP, fator calibração, fator campo e dose prescrita. Assim, a quantidade de unidade monitoras é dada pela Equação 2.17 (5) (9) (18) (19).

$$UM = \frac{Doseprescrita}{fatorcalibração \cdot fatorcampo \cdot \frac{PDP}{100}} \quad (2.17)$$

Esse cálculo é válido para campos abertos, mas se forem utilizados acessórios tais como compensadores, filtros, blocos colimadores ou MLC, deve-se incluir os fatores referentes a estes acessórios no cálculo das unidades monitoras.

Já em condições isocêntricas, o ponto de cálculo é o isocentro e a distância de referência

é a existente entre a fonte e o ponto de medida. A profundidade de medida deve ser maior do que a de dose máxima para diminuir as incertezas associadas com a contaminação por elétrons, sendo adotada, normalmente, 10 cm para energia maior ou igual a 6MV. O tamanho de campo padrão é o 10cm × 10cm no plano do isocentro (5) (9) (18) (19).

Nessas condições, a PDP não é a melhor relação para ser utilizada nos cálculos, pois esta técnica não possui SSD fixa, então o cálculo é realizado utilizando a TMR, conforme já explicado na seção 2.6.2. Sendo assim, os parâmetros envolvidos no cálculo são: TMR, fator calibração, fator campo e a dose prescrita, para campo abertos, conforme Equação 2.18. Da mesma forma que para os cálculos com a técnica descrita anteriormente, se forem utilizados acessórios, os fatores devem ser inclusos no cálculo das unidades monitoras (5) (9) (18) (19).

$$UM = \frac{Doseprescrita}{fatorcalibração \cdot fatorcampo \cdot TMR} \quad (2.18)$$

Diante dessas duas técnicas, a com SSD fixa utiliza apenas a distribuição de dose em forma de porcentagem e o cálculo não é normalizado em nenhum ponto, enquanto para técnica isocêntrica, o cálculo é normalizado no ponto onde é tido como referência, ou seja, no isocentro. Portanto, o isocentro não deve estar colimado e nem muito próximo de colimações. Quando isso ocorre, é necessário utilizar outro ponto para o cálculo, porém como todas as medidas dosimétricas são válidas para a normalização no isocentro, alguns outros parâmetros necessitam ser inclusos no cálculo, tais como o fator *off-axis*, além da aplicação da lei do inverso do quadrado da distância, se preciso. O cálculo em um ponto fora do isocentro torna-se menos preciso, já que envolve ainda mais parâmetros com suas respectivas incertezas. Além disso, a relação da contribuição de espalhamento entre campos irregulares e quadrados já não é tão precisa através do método que relaciona a área e o perímetro do campo, sendo necessário utilizar outros métodos mais trabalhosos propostos na literatura para encontrar qual é o campo equivalente quadrado mais adequado, como o método de Clarkson (3), por exemplo.

Esse tipo de situação também é válida para quando é necessário saber a dose em pontos fora do eixo central, como na determinação da dose em órgãos sadios, por exemplo. Nesses casos, o ideal é que o físico faça o cálculo com o sistema de planejamento, calcule manualmente ou com outro sistema de conferência e faça medidas experimentais para

validar os cálculos. No entanto, diante da rotina dos grandes centros radioterápicos, é inviável que essa conferência seja feita para todos os casos e isso é feito apenas para casos em que os dois sistemas de cálculo apresentem resultados que variem em mais de 5% (valor padrão, em geral). Realizar a conferência destes pontos utilizando simulações com método de Monte Carlo é uma alternativa para estas situações.

2.7.1 Método de Clarkson

As tabelas obtidas durante o comissionamento dos equipamentos e que contém informações sobre as funções de dose, tais como PDP, TMR, SMR, SAR, são em função de campos equivalentes quadrados. Apesar disso, a partir destes valores, pode-se relacionar o tamanho de campo quadrado com campos retangulares e circulares e, desta forma, determinar o valor dessas funções para esses tipos de campos também. No entanto, quando há estruturas a serem colimadas durante o tratamento, os campos não apresentam formatos regulares e para obter os valores das funções de dose, nesses casos, é mais complexo (2) (5) (7).

O Método de Clarkson é uma técnica consagrada na radioterapia desde 1940 (3), e foi posteriormente desenvolvida nos anos 60 (4) para determinação da contribuição da radiação espalhada em um ponto arbitrário que poderia estar dentro ou fora do campo de radiação. Este método propõe que o campo irregular seja dividido em setores circulares originados do ponto de interesse de cálculo no objeto simulador ou no paciente. Para cálculos manuais, normalmente são traçados setores a cada 10 graus e se assume que a contribuição de cada setor seja $1/N$ do valor circular total de uma dada função F , para o ponto Q do campo irregular, onde N é o número de setores de um círculo completo de 360 graus (2) (5).

Assim, o valor de uma função F para um campo irregular que, geralmente, depende da profundidade z do ponto Q , do formato irregular, da $SSD = f$ e da energia $h\nu$ do feixe é dada pela equação 2.19, onde r_i é o raio de cada segmento.

$$F(z, \text{campoirregular}, f, h\nu) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N F(z, h\nu, r_i, f) \quad (2.19)$$

A Figura 2.14 (2) exemplifica como utilizar o método descrito. Dois dos 36 setores a serem desenhados estão em destaque e a região colimada aparece em amarelo. Um dos

setores é simples de raio r_i , enquanto o outro é composto e apresenta três raios a serem considerados no cálculo: r_a , r_b e r_c . A contribuição do setor simples na Equação 2.19 é dada por $(1/N)F(z, h\nu, r_i, f)$, já a contribuição do setor composto é uma combinação de dois segmentos de campo aberto (r_c e $r_a - r_b$) e um segmento que está colimado ($r_b - r_c$): $(1/N)[F(z, h\nu, r_a, f) - F(z, h\nu, r_b, f) + F(z, h\nu, r_c, f)]$ (2).

Após encontrar os valores da função para os todos os segmentos, um valor médio deve ser obtido e utilizado para encontrar na tabela de dosimetria para campos circulares ou quadrados, qual o campo equivalente que apresenta o mesmo valor da função. Desta forma, está feita a relação entre o campo irregular e o equivalente quadrado, a partir do qual o cálculo de dose continua normalmente.

Figura 2.14: Exemplo do Método de Clarkson aplicado a um campo irregular.

Revisão Bibliográfica

3.1 Radioterapia

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que aplica radiação ionizante com a finalidade de destruir células tumorais, visando diminuir o tamanho do tumor ou erradicá-lo, dar melhor qualidade de vida ao paciente, estancar sangue ou até aliviar a dor.

A história deste tipo de tratamento se inicia em 1895 com a descoberta dos raios-x por Wilhelm Konrad Roentgen (1845-1923), através da descarga elétrica devido à presença de gás rarefeito em uma ampola de vidro. Logo em seguida, em 1896, Antoine Henri Becquerel descobriu a presença da radioatividade na natureza quando colocou chapas fotográficas sob amostras de sal duplo (urânio e potássio). Após, em 1897, Joseph John Thomson, utilizou as mesmas ampolas de vidro usadas por Roentgen (tubos de raios catódicos) na descoberta dos elétrons; também neste ano, Marie Curie chamou a descoberta de Becquerel de radioatividade e em 1898, junto com Pierre Curie, descobriu o Polônio e o Rádio. Nesta época, os médicos passaram a utilizar as radiações no tratamento de tumores malignos, pois achavam que ocorria ação cáustica nos tecidos e as doses administradas eram avaliadas baseadas nas reações induzidas na pele e determinadas de acordo com a intensidade destas reações. Já em 1911, deu-se a descoberta do núcleo atômico, por Ernest Rutherford (2) (9).

A primeira tentativa de utilizar radiação ionizante como tratamento de lesões foi logo em 1895 no tratamento de uma recidiva de câncer de mama, em Chicago; foram realizadas 18 aplicações de uma hora por dia, mas a paciente faleceu devido às metástases. Em 1896 há registro dos primeiros usos dos raios-x para tratamento de câncer de estômago na França e de pele na Áustria. Entretanto, apenas em 1903 foi publicada, pelos Dr. Senn

e Dr. Pusey, a primeira descrição científica dos efeitos da radioterapia nos linfonodos; em 1904, surgiu o primeiro tratado de radioterapia, em Paris, por Joseph Belot e, em 1910, Dr. Young utilizou Rádio no tratamento de próstata. Em 1913, foi criado o Instituto do Radium por Marie Curie e Claudius Regaud. Já em 1915, houve o desenvolvimento dos tubos de raios-X devido à contribuição da descoberta feita por Rutherford em 1911 (2) (9).

O tratamento com radiação pode ser dividido, em seus primórdios, em teleterapia, que utiliza fontes distantes das lesões, e braquiterapia, na qual a fonte é posicionada nas proximidades ou dentro das lesões. Os progressos da física e da engenharia nuclear, na década de 30, proporcionaram um avanço na produção de materiais radioativos artificiais para uso em terapias, permitindo a quantificação das doses de radiação e o estabelecimento de uma relação entre a quantidade de radiação e o efeito produzido por esta. Nesta década, ainda, deu-se o desenvolvimento de equipamentos utilizados em radioterapia convencional com energias acima de 130 KV, permitindo o tratamento de tumores profundos. Em meados da década de 40, surgiram aos equipamentos de telecobaltoterapia e os aceleradores lineares, aparelhos com energia da ordem de MeVs (Mega-eletron-Volts). Em 1944, Enrico Fermi desenvolveu o projeto Manhattan, o que levou a criação do primeiro reator nuclear, nos EUA; em 1948, Frédéric Joliot criou o primeiro reator nuclear para produção de radioelementos artificiais. Até 1950, eram utilizados equipamentos de raios X de até 300 kVp de energia, pois foram nos anos 50 os primeiros registros de usos de equipamentos de Cobalto, em 1951 em Londres e no Canadá, e de aceleradores lineares, em 1952 na Califórnia (2) (9).

Nos últimos 30 anos, o progresso da informática proporcionou a criação de equipamentos e programas cada vez mais eficientes na otimização de cálculo de doses, além dos avanços nos sistemas de segurança, no controle dos equipamentos, digitalização das imagens e desenvolvimento de acessórios, como filtros compensadores, filtros em cunha, blocos colimadores de Cerobend e, além destes, o uso de colimação por MLC.

Dentre as técnicas em teleterapia, pode-se destacar: 2D, 3D-Conformacional, além do surgimento e desenvolvimento de IMRT, IGRT, Radioterapia Estereotáxica (Radiocirurgia), Protonterapia e BNCT, entre outras técnicas. Em 1955, Tsien publicou o primeiro trabalho sobre distribuição quantitativa de dose, mas houve falta de dados anatômicos

devido à apresentação dos resultados em sistema 2D; em 1965, Shinji Takahashi publicou sobre os principais fundamentos do planejamento 3D e seu uso, o qual se iniciou apenas em 1986. Atualmente, as pesquisas visam o aprimoramento das técnicas já em uso e a otimização das novas técnicas, perpetuando a busca pela melhoria da qualidade do tratamento e dos resultados obtidos através destes.

Com o advento e os avanços do uso da tecnologia nuclear para fins diagnósticos e terapêuticos, além da grande evolução na área da informática, um método vêm ganhando espaço na área de radioterapia: o método de Monte Carlo. Através de processos estocásticos, este tem sido empregado em sistemas de planejamento dos tratamentos e, também, em pesquisas para desenvolvimento de novos softwares e equipamentos empregados na rotina clínica, sendo a grande aposta para o futuro da radioterapia.

3.2 *Linfoma de Hodgkin*

O linfoma é um tipo de câncer que afeta células que possuem um papel importante no sistema imune, sendo essas pertencentes ao sistema linfático e conhecidas por linfócitos. O sistema linfático é constituído por uma rede de vasos e órgãos que transportam um fluido chamado linfa, pelo corpo, de modo semelhante ao que os vasos sanguíneos transportam o sangue, e é neste fluido que se localizam os linfócitos, responsáveis por proteger o organismo de diversos agentes infecciosos. Os órgãos constituintes deste sistema são timo, baço, amígdalas, medula óssea, tecidos linfáticos do intestino e os linfonodos, também conhecidos como gânglios linfáticos, os quais são grupos de linfócitos que estão presentes em várias partes do corpo, principalmente no pescoço, virilha, axilas, pelve, abdome e tórax e filtram a linfa, ou seja, fagocitam partículas como vírus, bactérias e resíduos celulares (1) (21).

Quando um linfócito sadio sofre algum dano capaz de afetar sua taxa de proliferação, este pode tornar-se capaz de dividir-se descontroladamente, formando um acúmulo de células, e disseminar-se por tecidos adjacentes ou, até mesmo, por outras partes do corpo. Assim, pode-se definir o linfoma como uma doença linfoproliferativa maligna, a qual é classificada em duas categorias: linfomas de Hodgkin (LH) e linfomas Não-Hodgkin (LNH), somando juntas cerca de 35 subtipos de cânceres de linfócitos (21) (22).

Inicialmente chamada de doença de Hodgkin (DH), este tipo de linfoma foi descrito pela primeira vez por Thomas Hodgkin, em 1832, como uma doença caracterizada por

linfadenopatia (inchaço dos linfonodos) generalizada e, em alguns casos, envolvimento do baço e mediastino. Em 1865, Sir Samuel Wilks relatou mais treze casos com características semelhantes, sendo a DH identificada, histologicamente, pela presença de células gigantes binucleadas, em um ambiente inflamatório, denominadas de células de Reed-Sternberg (RS) (22).

Devido à sua diversidade de aspectos histológicos, foram apresentadas várias formas de subdivisão da DH nas primeiras décadas do século XX, mas foi nos anos 90 que um grupo formado por 19 histopatologistas, denominado *Internacional Lymphoma Study Group* propôs uma classificação para vários tipos de linfomas, denominada REAL - *Revised European-American Classification of Lymphoid Neoplasms* - que foi aceita internacionalmente pela Organização Mundial de Saúde (OMS). A partir desta publicação, a DH passou a ser chamada de LH, devido ao reconhecimento da origem linfocitária das células de Reed-Sternberg, e foi dividida em duas classes distintas: linfoma de hodgkin clássico (LHC) e linfoma de hodgkin predomínio linfocitário nodular (LHPLN), sendo o LHC subdividido, devido a diferenças clínicas e morfológicas, em três tipos histológicos de prognóstico semelhante: esclerose nodular (EN), celularidade mista (CM) e depleção linfocitária (DL) (21) (22).

Quando um linfoma de Hodgkin é diagnosticado, este é classificado e tem seu estágio avaliado, ou seja, verifica-se o quanto a doença se disseminou e em que intensidade, sendo esta informação de extrema importância, pois é utilizada no prognóstico do paciente e, posteriormente, para a escolha do melhor tratamento a ser empregado (1). Existem quatro estágios, sendo o estágio I aquele em que a doença menos se disseminou, enquanto o IV consiste no caso mais avançado, além disso, uma subclassificação é feita considerando os sintomas apresentados, isto é, se apresentar sintomas B, tais como febre, sudorese noturna e perda de peso, estadia-se como IB, por exemplo, caso contrario será IA (21) (23). Os estágios são identificados da seguinte forma:

- Estágio I (doença inicial): apenas a região de um linfonodo está comprometida;
- Estágio II (doença avançada localmente): linfoma afeta dois ou mais linfonodos ou um linfonodo e uma região próxima a algum órgão, sendo todos localizados no mesmo "lado" do diafragma;

- Estágio III (doença avançada): a doença está presente em dois ou mais linfonodos ou em um linfonodo e um órgão, mas em regiões opostas do diafragma;
- Estágio IV (doença disseminada): a doença atinge regiões externas aos linfonodos e o baço, e espalha-se para outras áreas ou órgãos como medula óssea, ossos ou sistema nervoso central.

O LH corresponde a cerca de 15-30% dos casos de linfoma e pode ocorrer em qualquer faixa etária, mas é mais frequente em adultos jovens, entre 15 e 34 anos, e em indivíduos com mais de 50 anos, com predominância masculina (1) (24). Dentre os fatores de risco associados a essa neoplasia tem-se os fatores genéticos e a ligação com agentes infecciosos, tais como vírus Epstein-Barr (EBV), Herpevírus Humano-6 (HHV-6) e, até mesmo, com o Vírus da Imunodeficiência Humana (HIV, da sigla em inglês, *Human Immunodeficiency Virus*). Estudos apontam que 5% dos casos apresentam ligação familiar, sendo que o risco de desenvolvimento da doença aumenta em três vezes se o parentesco for de primeiro grau (21).

A taxa de incidência do LH tem se mantido estável atualmente e, devido a avanços nas terapias, se tornou uma doença tratável, principalmente em jovens (21) (23), tendo a mortalidade reduzida em mais de 60% desde o início dos anos 70 (1). Internacionalmente, o padrão das taxas de incidência é semelhante ao dos Estados Unidos, que apresenta aproximadamente 2200 casos por ano (21). No Brasil, os linfomas não aparecem entre os dez tipos de neoplasias cujas estimativas são reportadas anualmente pelo INCa, mas de acordo com a média das taxas brutas presentes nos 17 Registros de Câncer de Base Populacional (RCBP), que possuem mais de 3 anos de informações consolidadas, estima-se que cerca de 2870 novos casos de LH foram diagnosticados no ano de 2009, sendo aproximadamente 1600 para o sexo masculino e 1270 para o feminino (1). Outros dados mais antigos mostram as taxas de incidência e mortalidade para o Município de São Paulo entre os anos de 1997 e 1999 e foram constatados 809 casos, sendo 448 masculinos, com 70 óbitos, e 361 femininos, com 57 óbitos (24).

3.2.1 Aspectos Técnicos da Radioterapia

A radioterapia é bastante empregada no tratamento deste tipo de linfoma, principalmente como parte integrante do tratamento combinado com quimioterapia.

Até o final da década de 90 e meados dos anos 2000, a radioterapia era utilizada como tratamento principal e com grande probabilidade de cura, porém a extensão de tecido irradiado era maior. Em geral, a técnica empregada era utilizar dois campos paralelos e opostos que incluíam todas as cadeias ganglionares, conhecidos como Manto (*Mantle field*) ou Y invertido (Figura 3.1).

Figura 3.1: Campos comumente empregados para tratamento de Linfoma de Hodgkin no período em que a radioterapia era empregada como tratamento exclusivo.

O Manto deve incluir todas as cadeias ganglionares acima do diafragma: cervical, supraclavicular, axilar, infraclavicular, mediastinal e linfonodos do hilo pulmonar. A borda superior é limitada pela porção inferior da mandíbula e da mastóide, o limite inferior pode variar de acordo com a extensão da doença torácica (geralmente entre as vértebras T9 e T10) e, lateralmente, o campo deve incluir toda a axila. Diante de uma área tão grande de irradiação, algumas regiões devem ser poupadas, assim, para tal, blocos de cerrobend são confeccionados para colimá-las e diminuir a dose absorvida pelos tecidos saudáveis. São feitos blocos para os pulmões, ápice de coração (no início do tratamento e se o pericárdio não estiver comprometido), laringe, medula (caso dose total seja superior a 36 Gy) e cabeça

do úmero. Ao longo do tratamento o campo pode ser modificado, por exemplo, quando há redução de massa mediastinal durante a radioterapia, o que permite aumentar o tamanho dos blocos e proteger ainda mais os pulmões e área cardíaca (25).

Nos últimos dez anos, no entanto, o tratamento combinado tem sido cada vez mais utilizado no estágio inicial da Doença de Hodgkin. Nesses regimes, há redução no número de ciclos de quimioterapia, da dose e da extensão do campo de irradiação. Sendo assim, a prática de radioterapia mudou consideravelmente nos últimos cinco anos, sendo os campos extensos substituídos por campos conhecidos por *involved field*, isto é, que irradiam apenas as regiões realmente comprometidas, com diminuição da irradiação das cadeias linfáticas e, conseqüentemente, menor área de irradiação de tecidos sadios. Esse avanço foi possível devido à evolução da quimioterapia e a boa resposta desta doença a novas drogas. Atualmente, considera-se até a irradiação de apenas os linfonodos comprometidos, sendo estes campos conhecidos por *involved nodes* (25). O uso de campos menores permite uma configuração de campos multidirecional em lugar dos clássicos campos paralelos e opostos, no entanto, grandes áreas de irradiação ainda são empregadas em muitos casos.

Metodologia

Este trabalho é composto por duas vertentes, sendo uma experimental e a outra teórica (computacional). Inicialmente, a parte experimental tem como objetivo fornecer dados para alimentar os cálculos computacionais utilizando o Método de Monte Carlo. As simulações foram realizadas com o código MCNP5 e tiveram como objetivo inicial a reconstrução da fonte de radiação, no caso, espectro de um acelerador linear com energia de 6 MV.

Para reconstruir o espectro de emissão de um feixe de fótons, é necessário que o feixe simulado apresente a mesma distribuição axial de dose na profundidade (PDP) e mesma distribuição radial (perfil), sendo assim, foram realizadas medidas experimentais para obtenção da PDP e perfil do feixe, a fim de compará-las com as simuladas para validar a fonte construída.

Com a intenção de eliminar qualquer imprecisão e tendência dos sistemas dosimétricos, os dados de PDP e planura do feixe foram obtidos com mais de um tipo de dosímetro: câmara de ionização, filmes radiológicos e Mapcheck (matriz de diodos). Todos os dados experimentais foram medidos e/ou cedidos por quatro instituições:

- Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu-SP (HC-UNESP);
- Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE);
- Fundação Pio XII - Hospital do Câncer de Barretos (HCB);
- Fundação Antonio Prudente - Hospital do Câncer A C Camargo (HACC).

A realização das simulações foi realizada no Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).

4.1 Parte Experimental

4.1.1 Câmara de Ionização

A câmara de ionização é um detector a gás e, assim como outros detectores desse tipo, possui funcionamento básico bem simples: a radiação interage com o meio, gerando elétrons, os quais ionizam este meio e formam pares de íons proporcionalmente à quantidade de radiação incidente. Sob a ação de um campo elétrico, os íons são coletados pelos eletrodos e a corrente depende da tensão aplicada, a qual, para câmaras de ionização, varia entre os valores da região tipo II dos detectores a gás, como visto na Figura 4.1. Devido a esse valor de tensão aplicada, todos os íons formados são coletados pelos eletrodos, no entanto, essa não é suficiente para produzir íons por ionização secundária, desta forma, todos os pares de íons detectados provém da interação da radiação primária com o gás, resultando em pulsos ou sinal de saída baixos, que necessitam de um equipamento chamado eletrômetro para medi-los (5) (6) (7) (15) (26).

Figura 4.1: Resposta dos detectores a gás em função da tensão aplicada.

As câmaras de ionização podem ser utilizadas para medir radiação alfa, beta, gama e até fragmentos de fissão. São formadas por uma cavidade cercada de uma parede de material condutor e um eletrodo central coletor, que estão separados por um isolante para reduzir a corrente de fuga quando se aplica uma determinada tensão de polarização à câmara, como pode ser observado na Figura 4.2 (2) (6) (7) (8). Tratam-se do principal dosímetro utilizado em radioterapia e radiodiagnóstico para aquisição de dados dos feixes

e controle de qualidade dos equipamentos, além de ser o instrumento padrão utilizado para calibração dos feixes de radiação.

Figura 4.2: Visão de um corte axial de uma câmara de ionização cilíndrica.

Há uma grande variedade de tipos de câmaras de ionização, com diversos formatos e tamanhos, porém a maioria possui as mesmas propriedades e são escolhidas de acordo com a necessidade da medida a ser realizada. Elas podem ser de ar livre ou cavitárias e estas ainda podem ser cilíndricas, planas, de placas paralelas, de extrapolação, entre outros vários modelos. Os principais modelos para radioterapia são as câmaras cilíndricas tipo farmer com volume sensível de $0,6\text{cm}^3$ para fótons e as câmaras planas de placas paralelas para elétrons (Figura 4.3).

Figura 4.3: A: Câmara de ionização cilíndrica tipo farmer, também conhecida como câmara dedal; B: Câmara de ionização plana de placas paralelas.

4.1.2 Eletrômetros

Os eletrômetros (Figura 4.4) são definidos como multímetros refinados ou simplesmente como voltímetros de impedância de entrada ultra-alta e são utilizados para medir correntes

pequenas, da ordem de $10^{-9} A$ ou menos. A conexão com os dosímetros é feita por cabos coaxiais ou triaxiais porque permitem bom isolamento para fenômenos de microfonia e eletrostáticos e todas as partes elétricas conectadas à entrada do eletrômetro devem estar bem fixas, não sendo torcidas, nem deslocadas durante as medidas, além disso, devem estar bem limpos, para evitar problemas de resistência de contato (6) (7).

Figura 4.4: Eletrômetros.

Medidas

As curvas de PDP e as planuras obtidas com câmara de ionização foram cedidas por todas as instituições citadas no item 4. Nenhum desses dados foram medidos como parte deste trabalho, visto que já estavam prontos e sendo utilizados na rotina clínica destes serviços. A Tabela 4.1 mostra as características dos dados fornecidos por cada instituição.

Tabela 4.1 - Características dos dados cedidos pelos centros distintos, medidos com câmara de ionização.

Instituição	HC-UNESP	HIAE	HCB	HACC
Dados fornecidos	PDP	PDP	PDP e perfil	PDP e perfil
Equipamento	Clinac2100C	Clinac 23EX	Clinacs: 2100C, 600C, 600C/D	Clinacs: iX, 2100C, 600C, 6EX
Energia (MV)	6 e 10	6	6 e 10	6 e 10

4.1.3 Filmes

Os filmes dosimétricos tem importante papel na radioterapia, na radioproteção e no radiodiagnóstico. Em radiodiagnóstico, são utilizados como ferramenta para obtenção de imagens utilizadas em diagnósticos e também nos testes de controle de qualidade dos equipamentos. Em radioterapia, são utilizados na dosimetria e verificação do plano de

tratamento (posição, tamanho de campo, colimação); em radioproteção, são utilizados para monitorar a dose, desde que devidamente calibrados.

Existem filmes radiográficos ou radiocrômicos, dependendo da sua constituição química. Os filmes radiográficos são constituídos por camadas (Figura 4.5):

Figura 4.5: Camadas que constituem um filme radiográfico: à esq, filme com emulsão dupla; à dir, filme com emulsão simples.

- Camada protetora: responsável por proteger a emulsão contra choques mecânicos;
- Emulsão: é composta por um material de aspecto gelatinoso, espessura em torno de $10\mu m$, onde estão localizados cristais de haleto de prata;
- Substrato: é uma substância adesiva que une a emulsão à base;
- Base: é uma camada de acetato de celulose ou poliéster, transparente e de espessura em torno de $180\mu m$.

Os filmes radiográficos podem ser classificados de acordo com várias características, como, por exemplo, se possuem emulsão simples ou dupla, sendo que os de emulsão simples possuem camada protetora, emulsão e substrato em apenas um lado da base, enquanto os de emulsão dupla, como o próprio nome indica, possui dos dois lados. Também são classificados de acordo com a sensibilidade, tamanho dos grãos de haleto de prata e, até mesmo, pelas suas aplicações (radiografia, tomografia, mamografia, entre outros).

Com relação à granulação, os filmes podem ser considerados lentos ou rápidos, sendo que os lentos possuem grãos menores e em maior quantidade, o que aumenta a definição da

imagem, enquanto os rápidos possuem grãos maiores e em menor quantidade, diminuindo a definição. Esses grãos são os cristais de haleto de prata, compostos de brometo de prata com cerca de 10% de impureza de iodeto de prata, o qual aumenta a sensibilidade do filme (2) (6) (8).

O mecanismo de detecção e medida de radiação através dos filmes é um processo químico. Ao interagir com o filme, os fótons sensibilizam os cristais, isto é, o brometo de prata se dissocia, originando bromo metálico e íons de prata. Quando esses cristais são sensibilizados há a formação da imagem latente, que é a primeira etapa da formação da imagem. A segunda etapa consiste no processo químico que transforma a imagem latente em visível (apresentada através de variações de densidades ópticas). Conhecida como revelação do filme, o químico utilizado age nos cristais sensibilizados provocando uma reação básica de oxiredução, oxidando o Br^- e, através da adição de um elétron ao íon de prata, transformando o íon Ag^+ em prata metálica (2) (8).

A revelação é realizada através de uma processadora e dividida em várias fases:

- Revelação: ocorre o escurecimento do filme devido a redução dos íons de prata. O químico, nessa fase, também é responsável por amolecer a emulsão do filme;
- Fixação: o químico, nessa etapa, é responsável pela retirada dos grãos que não foram sensibilizados, fixação da prata metálica e endurecimento da emulsão do filme;
- Lavagem: retirada do excesso dos químicos utilizados ;
- Secagem: seca o filme já processado.

A precisão e estabilidade do processo de revelação são influenciadas por variáveis físicas e químicas, sendo as físicas tais como tempo de imersão no revelador e temperatura deste, modelo da processadora, tipo de emulsão e do químico; já as variáveis químicas podem ser exemplificados por marca e tipo do químico, assim como a recirculação deste, circulação e reposição. Além disso, existem alguns procedimentos padrões que devem ser realizados para a otimização do uso das processadoras, tais como limpeza dos rolos e da bandeja, abrir a tampa da processadora durante o período da noite, fechando qualquer janela próxima a processadora nesse período.

Análise dos filmes

A análise do enegrecimento do filme é realizada de acordo com suas características de transmissão de luz, ou seja, a quantidade de luz que incide no filme (I_0) e a quantidade de luz que consegue ultrapassá-lo (I), assim define-se transmissão, segundo a Equação 4.1.

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (4.1)$$

No entanto, o grau de enegrecimento do filme é medido em unidades de densidade óptica (DO) da região, que é dado pelo logaritmo na base 10 do inverso do coeficiente de transmissão de luz, ou seja, absorção, conforme Equação 4.2.

$$DO = \log \frac{1}{T} = \log \frac{I_0}{I} \quad (4.2)$$

As informações obtidas dos filmes dependem da constituição destes, assim como da distribuição dos grãos e da intensidade e qualidade dos fótons utilizados na exposição. A sensitometria trata-se de informações sobre características dos filmes radiográficos sob determinadas condições de processamento. Cada filme radiográfico possui uma curva característica, que define seu comportamento de acordo com a exposição deste, trata-se da curva sensitométrica, a qual pode ser obtida submetendo o filme a diferentes níveis de exposição e medindo os valores de densidades ópticas obtidos e, em seguida, plotando um gráfico com os valores, assim como apresentado na Figura 5.4 (2) (6) (8) (27).

Figura 4.6: Curva sensitométrica.

Algumas características intrínsecas são importantes para a escolha do filme a ser utilizado, tais como base + véu, (*field of vision*), velocidade, densidade máxima, latitude e

contraste, vide Figura 5.4. A base + véu de um filme trata-se da densidade óptica deste quando não exposto a luz; a velocidade, ou sensibilidade, é definida como a quantidade de exposição necessária de um filme para que este atinja a densidade óptica 1,0, ou seja, se um filme necessita de menos exposição para ter densidade óptica igual a 1,0, pode-se dizer que é mais rápido em relação a outro que necessite de mais exposição; a densidade máxima é a densidade óptica máxima obtida por um filme, trata-se do ponto mais alta da curva sensitométrica; latitude é definida como um intervalo de exposição definido pela parte retilínea da curva; por fim, o contraste é expresso pelo gradiente médio, que é a diferença de densidade óptica entre dois pontos distintos, provocada por uma variação da exposição em cada ponto do filme, sendo representado pela parte retilínea da curva e considerado uma região de extrema importância, pois afeta diretamente a qualidade da imagem (2) (8) (27).

A leitura de densidade óptica de um filme pode ser realizada por um densitômetro. O filme também pode ser escaneado, sendo sua imagem digitalizada e a análise performada através do *software* ImageJ, que faz a leitura em tons de cinza, em uma escala de 0 a 255, onde 0 corresponde a cor preta e 255 a cor branca (27) (28).

Medidas

Neste trabalho, foram realizadas medidas de planura utilizando filmes radiográfico T-MAT G/RA, da KODAK, cujo tamanho original é $30\text{cm} \times 40\text{cm}$. O primeiro passo foi cortar os filmes do tamanho das placas de água sólida usadas, que é de $25\text{cm} \times 25\text{cm}$. Devido à sensibilidade deste modelo de filme, os mesmos foram cortados na câmara escura do HACC, onde as medidas foram feitas. Após cortados, os filmes foram intercalados com as placas de água sólida de modo a propiciar as profundidades de medidas desejadas, que eram 2 cm, 5 cm e 10 cm, para um feixe de 6 MV, conforme ilustrado na Figura 4.7.

Após posicionados, ainda na câmara escura, as placas de água sólida, que ficavam acima e abaixo das películas, foram vedadas e coladas com fita isolante, a fim de evitar a sensibilização do filme quando este conjunto deixasse a câmara. Em seguida, os conjuntos foram posicionados, um por vez, na mesa do acelerador linear Varian, Clinac 2100C, à 100 cm de distância fonte-superfície, e irradiados com 8UM (aproximadamente 8cGy), campo de $25 \times 25\text{cm}^2$ e com o feixe de 6MV.

Figura 4.7: Disposição dos filmes ao serem intercalados com as placas de água sólida.

Antes de realizar as medidas de planura, um filme foi utilizado para levantar a curva sensitométrica do lote de filmes utilizado. O mesmo foi cortado como os demais, isolado com fita isolante entre duas placas de água sólida e irradiado a $3,0\text{cm}$ de profundidade, no mesmo acelerador linear, com o feixe de 6MV e SSD de 100cm .

O filme foi irradiado com 5 tamanhos de campos distintos e 2UM para cada campo, conforme mostrado na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Esquema de irradiação do filme para obtenção da curva sensitométrica.

Tamanho de campo (cm^2)	UM	Dose (cGy)
5×5	10	8,96
10×10	8	7,66
15×15	6	5,92
20×20	4	4,04
25×25	2	2,05

As leituras de densidades ópticas de cada filme foram realizadas com o densitômetro do HACC, PTW-DensiX (série T52001-3256), e também foram escanizadas com o scanner do HACC e analisados com o *software ImageJ*.

4.1.4 Diodos

Em materiais cristalinos, pode-se dizer, de forma simplificada, que há três bandas de energia em relação a condutividade de elétrons (Figura 4.8): a banda de valência, de energia mais baixa, onde os elétrons normalmente se encontram em um material não excitado; a banda de condução, para onde os elétrons normalmente migram, e uma banda proibida, que é uma região onde os elétrons não são permitidos. A largura em energia da banda proibida é o que caracteriza os materiais em isolantes, semi-condutores e condutores (2) (5) (7) (8).

Quando a largura é muito grande (maior que $5eV$), os elétrons têm pouca possibilidade de alcançar a banda de condução e, portanto, o material oferece grande resistência a passagem de corrente nesse caso, o material é um isolante. Quando a largura da banda é muito pequena, até mesmo a agitação térmica ambiente faz com que os elétrons tenham energia para chegar na banda de condução, nesse caso o material é um condutor. Em alguns casos, a energia da banda proibida não é nem tão grande, nem tão pequena (por exemplo, da ordem de $1eV$), mas em determinadas circunstâncias pode-se fazer com que os elétrons alcancem a banda de condução e que o material se comporte como condutor, são os semi-condutores (8).

Figura 4.8: Esquematização das bandas de energia em relação a condutividade dos materiais cristalinos.

Em um material estável, o número de elétrons é suficiente para preencher a camada de valência. Se for excitado com energia adequada, os elétrons podem deixar a banda de valência e migrar para a de condução, o que gera um desequilíbrio de carga na camada de valência que pode ser chamado de buraco, com carga positiva. Quando o material possui banda proibida larga, os elétrons têm dificuldade para atingir a banda de condução e, a

fim de alterar essa condição, algumas impurezas são adicionadas a rede cristalina deste material.

As impurezas podem ter excesso ou falta de elétrons na camada de valência (vide Figura 4.9) e devem ser adicionadas na rede cristalina do material na proporção de algumas partes por milhão. As impurezas com um número de elétrons na última camada maior em relação ao material original são chamadas de doadoras. Elas ocupam o lugar de um átomo na rede cristalina do material, compartilham elétrons através de ligações covalentes e ainda tem elétrons sem função, visto que todas as ligações covalentes da estrutura do material já foram ocupadas. Esses elétrons têm ligação muito fraca e, normalmente, ocupam posições dentro da banda proibida, assim, a distância até a banda de condução se torna menor o que aumenta a probabilidade de migrarem para lá com uma simples excitação, de baixa energia. Desta forma, o material se torna condutor com esses elétrons e é denominado semiconductor tipo n. Analogamente, um material pode ser dopado com impureza que tenha menos elétrons na última camada em relação ao material original, sendo esse tipo denominada receptora. Esse tipo de impureza captura um elétron para completar sua valência, mas esse elétron fica menos ligado à estrutura do material e pode ocupar a banda proibida, mesmo que nas regiões inferiores, facilitando a condução. O material dopado com esse tipo de impureza é chamado de semiconductor tipo p (5) (8).

Figura 4.9: Tipos de impurezas adicionadas às redes cristalinas para formar um semiconductor.

Ao adicionar impurezas doadoras a uma região tipo p (excesso de buracos) e receptoras

a uma região tipo n (excesso de elétrons), tem-se uma junção p-n, apresentada na Figura 4.10. Na junção as cargas negativas se movem para a região p, o que gera uma região com carga líquida negativa e a região n fica com carga positiva. Essa condição faz com que os movimentos cessem e se estabelece um equilíbrio dinâmico, porém com desequilíbrio de carga. A região com esse desequilíbrio é conhecida como zona de depleção ou zona vazia (Figura 4.10), se estende pelos dois lados da junção, fazendo com que haja movimento de carga em apenas um sentido. Além disso, essa região é o verdadeiro volume ativo de um detector semiconductor: as cargas formadas, devido a interação da radiação, são coletadas de forma rápida e eficiente.

Figura 4.10: Junção p-n e formação da zona vazia.

Quando a radiação interage com um material semiconductor com estrutura de bandas, ocorre criação de pares elétrons-buraco ao longo da trajetória da partícula, os quais são coletados por um campo elétrico aplicado ao material. Dependendo do sentido da polarização, como pode ser observado na Figura 4.11, a passagem de corrente é facilitada ou não. Se o terminal negativo é ligado à camada tipo n e o positivo ao tipo p, as cargas fluem e a zona de depleção desaparece, já se o terminal negativo é ligado à camada tipo p e o positivo à tipo n, o movimento de cargas cessa e se estabelece a zona vazia, sendo este tipo de polarização denominada reversa (5) (8).

Os diodos são dispositivos semicondutores simples: junções n-p de Silício com polarização reversa, cujo método de medida é através da corrente gerada pelos íons provenientes da interação da radiação na zona de depleção da junção.

Figura 4.11: Polarizações direta e reversa aplicadas aos semicondutores.

Mapcheck

O MapCHECK (Figura 4.12) (29) é um sistema bidimensional de avaliação da distribuição de dose dos feixes empregados nas rotinas clínicas dos centros de radioterapia. Normalmente, é utilizado para controle de qualidade dos planos de tratamento de IMRT (do inglês, *Intensity Modulated Radiotherapy*) ou que utilizem compensadores ou blocos colimadores simples.

Figura 4.12: MapCHECK.

O MapCHECK contém 445 diodos de Silício tipo n, com área ativa de $0,8\text{mm}^2$ cada, dispostos em uma grade octogonal de 22cm^2 , o qual possui duas densidades: na porção central, com $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, os detectores têm 7,07 mm de espaçamento, totalizando 221 detectores, enquanto na área externa à essa porção central, o espaçamento é de 14,14 mm, totalizando 224 detectores. Este sistema pode ser utilizado para medidas com fótons de energia desde 1MV até 25MV e com elétrons de 6 a 25MeV, com dose limite de 330cGy. A Figura 4.13 mostra a disposição dos dosímetros já referida (29).

Figura 4.13: Disposição padrão dos diodos no MapCHECK.

Medidas

Os perfis para o feixe de 6MV do acelerador linear Varian Clinac 6EX, do HACC, foi obtido para as profundidades de 2,0cm e 5,0cm utilizando o MapCHECK.

Como o maior tamanho de campo medido pelo MapCHECK, sem irradiar a parte eletrônica do equipamento, é de $22 \times 22 \text{ cm}^2$, o mesmo foi localizado em quatro posições distintas e irradiado, assim, através da sobreposição destas medidas, foram obtidos os resultados para o tamanho de campo desejado neste trabalho: $25 \times 25 \text{ cm}^2$. O próprio *software* de análise do MapCHECK faz essa sobreposição através de uma opção chamada *merge*, a qual mescla as medidas e cria uma resultante.

Devido à matriz de diodos localizar-se à 2,0cm de profundidade, qualquer medida realizada sem nenhum material atenuador sobre o MapCHECK já é feita nesta profundidade. Sendo assim, foi medido, o perfil do feixe sem nenhuma placa de água sólida sobre o dosímetro e com três placas sobre o mesmo, propiciando as profundidades de medida desejadas, já que cada placa tem espessura de 1,0cm.

Todas as irradiações foram feitas com SSD de 100 cm e 100UM, que equivale a uma

dose de aproximadamente $1Gy$.

4.2 Parte Computacional

4.2.1 Simulação: O Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo pode ser definido como uma ferramenta estatística, a qual utiliza uma seqüência de números aleatórios para simular e reproduzir eventos que podem ser representados por processos estocásticos. Em contraste com métodos convencionais de discretização, em simulações estatísticas o processo físico não necessita ser definido por equações matemáticas a serem solucionadas, basta que este processo possa ser descrito por uma função densidade de probabilidade (fdp), a qual caracteriza o fenômeno observado (30) (31).

Desta forma, em simulações da interação da radiação com a matéria, o conjunto de eventos que acontece com uma partícula, desde que esta deixa a fonte até o momento em que é totalmente absorvida ou deixa o sistema (história da partícula), é gerado através de amostragens das fdps. Assim, qualquer cálculo que utilize Monte Carlo se inicia com a reprodução do sistema real, no qual serão amostradas as fdps e acompanhadas as histórias de diversas partículas, a fim de estimar o valor médio da grandeza a ser medida com a menor incerteza estatística possível. Quanto maior o número de histórias simuladas, mais representativo é o valor médio obtido, ou seja, menor as incertezas, porém, maior é o gasto computacional empregado, o que explica o aumento do uso desta técnica conforme ocorrem avanços tecnológicos na área computacional (30).

Existem diversos códigos baseados neste método, sendo que cada um utiliza um modo de amostragem, possui suas bibliotecas particulares de seções de choque e um tipo de gerador de números aleatórios. Desta forma, a escolha de qual código utilizar depende das necessidades e habilidades do usuário, sendo os mais empregados o Penelope (Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons) (32), o EGS (Electron Gamma Shower) (33), o GEANT (Geometry and Tracking) (34) e o MCNP (Monte Carlo N-Particle) (31) (35), utilizado neste trabalho.

4.2.2 O código MCNP

O código MCNP para transporte de radiação teve sua primeira versão em 1963, a qual, ao longo de vários anos, foi atualizada originando várias outras versões até a última lançada em 2003, o MCNP5. Pode ser empregado para o transporte de nêutrons, fótons e elétrons nas seguintes faixas de energia:

- Nêutrons: $10^{-5}eV$ a $1,5 \times 10^8eV$;
- Fótons: 10^3eV a $10^{11}eV$;
- Elétrons: 10^3eV a 10^9eV .

Para obter-se resultados consistentes, a simulação deve reproduzir fielmente o sistema real. Em simulações utilizando o MCNP, deve-se criar um arquivo de entrada, denominado *input*, o qual deve conter informações sobre o sistema a ser simulado, tais como geometria, tamanho, disposição e materiais dos constituintes deste. Além disso, deve conter especificações sobre a fonte de radiação empregada e as grandezas de interesse para o cálculo. A estrutura básica desse *input* é composta por três blocos (modelo apresentado na Tabela 4.4):

- 1º Bloco: título da simulação e descrição das células envolvidas no problema, ou seja, reprodução do sistema real utilizando superfícies, tais como planos, esfera, cilindros, entre outras;
- 2º Bloco: descrição das superfícies utilizadas no primeiro bloco;
- 3º Bloco: descrição dos materiais que compõem o sistema, da fonte de radiação, das grandezas a serem calculadas (*tallies*), determinação do número de histórias a serem simuladas (*nps*), entre outras informações.

Os cálculos desejados, ou seja, os resultados a serem obtidos com cada simulação são identificados no *input* através dos cartões conhecidos como *tallies*. Cada *tally* especifica um tipo de informação que é desejada obter-se com o código, como por exemplo, o fluxo através de uma superfície, a corrente através de uma superfície, a distribuição energética em um meio, entre outras possibilidades apresentadas na Tabela 4.3. Além disso, a tabela

também mostra que o MCNP possui seis padrões de *tallies* para nêutrons, seis *tallies* para fótons e quatro padrões de *tallies* para elétrons. Quando um *tally* é utilizado, o mesmo deve ser identificado com o seu número (mnemonico) ou por incrementos de 10 deste, utilizados para que os cálculos sejam mostrados em blocos distintos no arquivo que é gerado apresentando os resultados desejados. Por fim, os *tallies* podem, ainda, serem utilizados com a variação *Fn, a qual fornece os resultados com unidades distintas das convencionais, também apresentadas na Tabela 4.3, como por exemplo, o F8 que é o *tally* do pulso, com o *F8 muda para o *tally* de energia depositada por partícula.

Tabela 4.3 - Tipos de *tallies*.

Mnemonic	Descrição	Unidade	Unidade*
F1:N ou F1:P ou F1:E	Corrente na superfície	Partículas	MeV
F2:N ou F2:P ou F2:E	Fluxo na superfície	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:N ou F4:P ou F4:E	Estimativa do "Track length" do fluxo na célula	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F5a:N ou F5a:P	Fluxo em um ponto (ponto detector)	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:N ou F6:P ou F6:N,P	Estimativa do "Track length" da energia depositada	MeV/g	Jerks/g
F7:N	Estimativa "Track length" da energia de fissão depositada	MeV/g	Jerks/g
F8:N ou F8:P ou F8:E ou F8:P,E	Distribuição de energia do pulso criado em um detector	Pulsos	MeV

Após a conclusão da simulação, o código cria um arquivo de saída, o *output*, que contém as informações desejadas (resultados dos cálculos), a avaliação estatística desse resultado e a avaliação da simulação.

4.2.3 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV

Os componentes do acelerador linear foram modelados tendo como referência diversos artigos, dissertações e teses (26) (36) (37) (38). Foram realizadas diversas simulações para analisar o comportamento do feixe gerado de acordo com várias geometrias testadas. Foram feitas alterações dos materiais de cada componente, do tamanho, espessura e disposição destes dentro do cabeçote, além da posição e energia da fonte de elétrons. Sempre que uma alteração era realizada, os resultados eram comparados com as medidas experimentais e, assim, empiricamente, a modelagem do cabeçote do acelerador linear foi ajustada. A

Tabela 4.4 - Parte de um arquivo de entrada do código MCNP.

```

Ajuste de PDP pelo metodo empirico 10MV

c Celulas

c DETECTORES

101 1 -1 -10 imp:p,e=1

102 like 101 but TRCL=(0 0 -1)

...

c mundo

150 0 41:-42:43 imp:p,e=0

c Superficies

c Superficie da fonte

1 pz 100

c

c Planos do phantom

2 px -15

3 px 15

...

c Superficies de limites

41 cz 50

42 pz -40

43 pz 101

c MATERIAIS

c Agua

m1 1000. 2 8000. 1

c Ar

m3 6000. -0.000125 7000. -0.755267 8000. -0.231781

18000. -0.012827

c FONTE

mode p e

sdef erg=d1 sur=1 x=d2 y=d3 z=100 vec=0 0 -1 dir=d4 par=2

...

c TALLIES

*F8:p 101 102 103 104 105 106 107 108 109 110 111...

nps 2e8

```

geometria que apresentou os melhores resultados está apresentada na Figura 4.14, sendo que nesta os componentes estão fora de escala para que a visualizações dos mesmos fosse possível.

Figura 4.14: A) Modelagem das estruturas do cabeçote. B) Modelagem dos volumes para cálculo de dose: PDP e perfis.

Em cada teste foram simuladas 2×10^8 histórias com uma fonte de elétrons monoenergética ($6MeV$) incidindo no alvo de tungstênio. Os colimadores (em vermelho), primário e secundário, são de tungstênio e o filtro aplainador (em azul) é composto por cobre. O paralelogramo (em verde, com tamanho aumentado na parte B da Figura 4.14) com dimensões $30cm \times 30cm \times 32cm$ representa o objeto simulador de água utilizado na obtenção da PDP e do perfil experimentais e, as elipsóides no interior do objeto simulador são utilizadas para o cálculo da energia depositada nesses pontos, através do *tally* *F8, para posterior construção da PDP e do perfil de dose do feixe. Os colimadores possuem uma abertura correspondente à de um campo de tamanho $25cm \times 25cm$ e os fótons gerados a partir da interação dos elétrons com os componentes do cabeçote constituem um feixe de distribuição contínua, emitido a $100cm$ da superfície do objeto simulador, seguindo o protocolo de dosimetria clínica. O volume ocupado entre o cabeçote e o objeto simulador

são compostas por ar e possuem apenas função de otimização da simulação, através do uso da técnica de redução de variância.

Após determinada a melhor modelagem, foram simuladas 6×10^8 histórias deste caso, valor suficiente para obter incertezas em torno de 1%.

4.2.4 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear a partir dos dados da Varian

Como o fabricante dos aceleradores utilizados neste trabalho, no caso a Varian, não fornecia os parâmetros dos seus equipamentos, o trabalho estimou os componentes, como já citado na seção 4.2.3. No entanto, no período de finalização deste trabalho, o fabricante forneceu um documento com informações necessárias para a modelagem do acelerador. A partir de então, foi feita a modelagem de um cabeçote com esses dados, diferindo do cabeçote estimado apenas em alguns fatores da parte interna deste. Deste modo, a modelagem utilizada para o cálculo (objeto simulador e elipsóides) foi mantida a mesma. Os dados fornecidos pela Varian não podem ser publicados neste trabalho devido a um compromisso de manter esses dados confidenciais, mas a Figura 4.15 apresenta algumas das informações disponibilizadas.

Figura 4.15: Modelagem mais atual do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV.

A partir desta modelagem foram simulados casos clínicos para obtenção de perfil e PDP para os seguintes tamanhos de campo: $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, $15\text{cm} \times 15\text{cm}$, $20\text{cm} \times 20\text{cm}$, $25\text{cm} \times 25\text{cm}$ e $30\text{cm} \times 30\text{cm}$. Para cada caso foram simuladas, respectivamente, 2×10^{10} ,

$0,6 \times 10^{10}$, $1,6 \times 10^{10}$, $0,6 \times 10^{10}$ e $0,6 \times 10^{10}$ histórias, valores suficientes para obter incertezas em torno de 1%.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Medidas experimentais com câmara de ionização

As medidas de PDP e perfil dos feixes, obtidas com câmara de ionização, foram cedidas por quatro instituições, como já citado no capítulo 4.

As curvas de PDP para os feixes de mesma energia são muito parecidas, mesmo considerando modelos diferentes de aceleradores lineares, o que valida a proposta de modelar um cabeçote genérico, o qual pode ser utilizado para simulação de qualquer modelo desde que de mesma energia. As curvas de PDP estão apresentadas na figura 5.1 e tabela 5.1.

Tabela 5.1 - PDP para diversos modelos de aceleradores lineares.

Prof. (cm)	HC Unesp		HC Barretos		HIAE		HACC		
	2100C	2100C	600C	600C/D	23EX	2100C	600C	6EX	iX
0		41,9	43,5	35,3	44,3	50,7	55,6	51,2	49,2
0,5		71,7	75,7	66	85,4	74,3	85,8	77,4	71,4
1,0	98,3	96,5	97,0	94,3	98,5	95,2	98,6	96,6	94,0
1,5	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	99,7	100,2	100,0
2,0	98,6	99,2	99,0	99,1	98,5	99,6	98,4	99,4	99,6
2,5	96,6	97,3	97,1	97,2	96,6	97,8	96,1	97,5	97,7
3,0	94,6	95,4	95,0	95,1	94,4	95,8	94,0	95,4	95,4
3,5	92,4	93,3	92,9	93,0	92,3	93,5	92,0	93,3	93,5
4,0	90,2	91,1	90,8	90,8	90,3	91,3	89,9	91,2	91,3
4,5	88,0	89,0	88,7	88,8	88,3	89,4	87,6	89,1	89,1
5,0	85,8	86,9	86,6	86,7	86,4	87,2	85,8	87,1	87,1

Continua na próxima página. . .

Tabela 5.1 - Continuação

Prof. (cm)	HC Unesp		HC Barretos		HIAE		HACC		
	2100C	2100C	600C	600C/D	23EX	2100C	600C	6EX	iX
5,5	83,7	84,8	84,6	84,6	84,1	85,0	83,6	85,0	85,1
6,0	81,6	82,8	82,5	82,6	82,2	83,0	81,6	82,8	83,2
6,5	79,7	80,7	80,4	80,5	80,1	80,8	79,6	80,8	81,1
7,0	77,7	78,6	78,4	78,5	78,3	78,7	77,5	78,8	78,9
7,5	75,8	76,7	76,4	76,5	76,3	76,8	75,7	76,8	76,9
8,0	73,8	74,7	74,5	74,5	74,3	74,8	73,7	74,8	74,9
8,5	71,9	72,8	72,6	72,6	72,5	72,9	71,9	72,9	73,1
9,0	69,9	71,0	70,6	70,6	70,5	71,1	69,8	71,1	71,2
9,5	68,0	69,1	68,8	68,8	68,8	69,3	68,0	69,3	69,2
10,0	66,1	67,2	66,9	66,9	67,1	67,6	66,4	67,5	67,4
10,5	64,4	65,4	65,2	65,2	65,3	65,6	64,7	65,7	65,8
11,0	62,7	63,7	63,5	63,4	63,5	64,0	62,6	63,9	64,0
11,5	61,0	62,1	61,8	61,7	61,7	62,3	61,3	62,2	62,3
12,0	59,3	60,4	60,1	60,0	60,2	60,5	59,4	60,5	60,6
12,5	57,7	58,8	58,5	58,4	58,6	58,9	57,7	58,9	58,9
13,0	56,0	57,2	56,9	56,7	57,1	57,3	56,3	57,2	57,3
13,5	54,5	55,7	55,4	55,2	55,4	55,7	54,5	55,7	55,7
14,0	53,0	54,2	53,8	53,7	54,0	54,3	53,3	54,2	54,2
14,5	51,6	52,7	52,4	52,2	52,6	52,8	51,7	52,7	52,7
15,0	50,1	51,3	50,9	50,8	51,1	51,3	50,4	51,4	51,2
15,5	48,8	50,1	49,5	49,4	49,8	49,9	49,2	50,0	49,9
16,0	47,4	48,8	48,1	48,0	48,4	48,5	47,6	48,5	48,5
16,5	46,1	47,4	46,8	46,7	47,1	47,2	46,3	47,2	47,2
17,0	44,7	45,9	45,5	45,3	45,9	45,7	45,1	45,9	45,8
17,5	43,6	44,7	44,3	44,1	44,6	44,5	43,8	44,6	44,6
18,0	42,4	43,5	43,0	42,9	43,4	43,3	42,7	43,3	43,4
19,0	39,9	41,1	40,7	40,5	41,1	41,0	40,4	41,1	41,0

Continua na próxima página. . .

Tabela 5.1 - Continuação

	HC Unesp		HC Barretos		HIAE		HACC		
Prof. (cm)	2100C	2100C	600C	600C/D	23EX	2100C	600C	6EX	iX
20,0	37,6	38,9	38,4	38,2	38,8	38,9	38,1	38,9	38,8
21,0	35,6	36,9	36,4	36,2	36,5	36,7	35,9	36,7	36,8
22,0	33,6	34,8	34,4	34,2	34,8	34,7	34,0	34,7	34,7
25,0	28,5	29,5	29,1	28,8	29,6	29,3	28,6	29,4	29,3
27,0	25,3	26,4	26,0	25,7	26,4	26,3	25,7	26,3	26,4
30,0	21,4	22,4	22,0	21,7	22,7	22,3	21,8	22,3	22,4

Já com relação a distribuição radial do feixe, os dados experimentais de perfil obtidos com câmara de ionização foram cedidos pelo Hospital do Câncer de Barretos e pelo Hospital A C Camargo e estão apresentados de acordo com a profundidade de medida através dos gráficos da figura 5.2.

Diante da análise dos parâmetros que caracterizam a distribuição de um feixe, foi possível observar que se uma modelagem genérica de um acelerador linear de uma dada energia fosse atingida, a mesma pode ser utilizada para qualquer modelo de acelerador, visto que os parâmetros possuem uma variação menor que 1% de um equipamento para outro, considerando diferentes modelos e hospitais distintos. Desta forma, a modelagem do cabeçote, que foi um dos objetivos deste trabalho, pode, no futuro, ser empregada para cálculo de dose em qualquer um dos centros envolvidos.

5.2 Medidas experimentais com diodo: MapCheck

As medidas experimentais realizadas com o MapCheck tinham como objetivo medir o perfil do feixe de um dos aceleradores já analisado com câmara de ionização, a fim de eliminar qualquer possível incerteza ou dependência relacionada ao tipo de dosímetro empregado. Além disso, como os primeiros dados foram fornecidos e não medidos, foi interessante refazer algumas medidas a fim de verificar se não houveram alterações no perfil do feixe no período entre as medidas distintas.

Outra característica importante do uso do MapCHECK para medida de perfil é o fato

Figura 5.1: PDP para diversos modelos de aceleradores lineares.

de que para obter uma medida com resolução espacial semelhante, utilizando câmara de ionização, seria necessário deslocar a câmara com espaçamento de menos de $1,0\text{cm}$, sendo muito mais trabalhoso e demorado em relação a exposição única necessária para a medida com o MapCHECK.

As medidas foram feitas para o acelerador linear 6EX do Hospital A C Camargo, nas profundidades de $2,0\text{cm}$ e $5,0\text{cm}$ e estão apresentadas na parte A da figura 5.3. A parte B mostra a comparação entre as medidas realizadas com o MapCHECK e a câmara de ionização.

É visível uma pequena diferença entre as curvas de perfil obtidas com câmara e o MapCHECK, mas isso ocorre porque a distância entre os dois últimos pontos medidos com o MapCHECK não permite acompanhar a queda brusca do final do campo. Porém, o perfil de dose medido na região do campo são coincidentes para as medidas com ambos os detectores. Isso pode ser explicado devido ao fato de que a maior densidade de detectores se apresenta na porção central do MapCHECK, enquanto as bordas possuem menor número de detectores, os quais ficam mais distantes entre si.

Embora já tenha sido comentado neste trabalho que para obter-se a mesma precisão

Figura 5.2: Perfil para diversos modelos de aceleradores lineares.

das medidas utilizando câmara de ionização e o MapCHECK, as medidas com câmara de ionização são mais trabalhosas e demoradas, neste caso, os valores cedidos pelos hospitais, foram medidos com sistemas automáticos de varredura, nos quais a câmara se move lentamente enquanto o feixe incide sobre o sistema dosimétrico. Essa metodologia é realizada durante o comissionamento dos equipamentos e sistema de planejamento utilizados na rotina clínica e as medidas obtidas são empregadas como padrões na rotina de cada centro. Visto que cada centro forneceu seus dados padrões, valores experimentais com câmara de ionização apresentados nesse trabalho possuem uma melhor resolução do que os obtidos com os diodos, explicando a diferença apresentada no último ponto na Figura 5.3.

Figura 5.3: A: Perfil do feixe de 6MV do acelerador linear Varian 6EX, do HACC, medido com MapCHECK; B: Comparação entre as medidas de perfil realizadas com MapCHECK e câmara de ionização.

5.3 Medidas experimentais com filmes radiográficos

Como terceiro tipo de dosímetro, o filme radiográfico foi escolhido para medida do perfil do feixe nas profundidade 2,0cm, 5,0cm e 10,0cm. O objetivo foi comparar essas medidas com as cedidas pelos hospitais (câmara de ionização) e a obtida com o MapCHECK, a fim de observar as diferentes características de cada dosímetro e encontrar particularidades do feixe, talvez ainda não identificadas.

A Figura 5.4 apresenta o comportamento do filme T-MAT G/RA, da KODAK, em função da dose, porém, como este dosímetro foi utilizado para medidas relativas (perfil do feixe), o comportamento em função da dose não é um parâmetro muito essencial para análise, sendo que esta foi utilizada apenas para a determinação da quantidade de unidades monitoras a serem aplicadas em cada irradiação para obtenção do perfil. A ideia é usar o dosímetro na região de linearidade, na qual a resposta em função da dose não apresenta grandes variações e, portanto, não gera muitas variações nos resultados.

A figura 5.5 mostra os perfis obtidos em cada profundidade através dos filmes radiográficos, com as leituras realizadas pelo *software* ImageJ e pelo densitômetro.

Analisando os gráficos apresentados na Figura 5.5 é possível ver que os filmes radiográficos são dosímetros cuja resolução espacial é bastante alta, no entanto, a mesma acaba sendo limitada pelo método de leitura e análise dos filmes. Um comportamento um

Figura 5.4: Curva sensitométrica do filme T-MAT G/RA, da KODAK.

pouco oscilante das medidas é observado apenas nas leituras realizadas com o densitômetro, pois os perfis obtidos através da leitura com o *software* ImageJ mostram a grande vantagem de utilização de filmes para medida de perfil: a alta resolução espacial. Contudo, algumas incertezas ainda podem ser acarretadas do processo de fixação dos filmes entre as placas de água sólida e o posicionamento das mesmas, que não garante ser exatamente no centro de cada filme.

As leituras realizadas com o densitômetro são menos precisas que as obtidas através da digitalização dos filmes devido ao fato de que o deslocamento dos filmes, para medida da densidade óptica em cada ponto, não garante uma precisão em cada ponto de leitura, o que pode explicar a leve diferença no perfil, além disso, a leitura através do ImageJ permite que seja feita uma média de densidade óptica para cada ponto do perfil, melhorando a estatística de leitura.

Portanto, pode-se dizer que o filme é um bom dosímetro para obtenção de perfil de dose para feixe de fótons, atingindo uma precisão semelhante à da câmara de ionização utilizada em sistemas automáticos de varredura, porém com mais praticidade e menos tempo de medida. A recomendação é que, se possível, as incertezas de leitura sejam minimizadas, por exemplo, com o uso de *scanners* próprios para digitalização dos filmes e leituras destas imagens digitalizadas com *softwares* apropriados, como o *ImageJ*, o que aumenta a precisão das medidas e permite ao usuário usufruir da alta resolução inerente dos filmes.

No caso deste trabalho, as leituras com o *software* ImageJ foram um pouco prejudicadas pela forma de digitalização dos filmes, pois o scanner utilizado não é específico para

Medidas obtidas com filmes

Figura 5.5: Perfil do feixe de 6MV do acelerador linear Varian 6EX, do HACC, medido com filmes radiográficos; Comparação entre as medidas de perfil realizadas com filme e lidas com o ImageJ ou com o densitômetro

esse fim. Assim, ao digitalizá-los, as imagens não tinham o mesmo tom de cinza entre elas, por isso, não podem ser comparadas entre si, mas apenas pontos relativos à mesma imagem. Desta forma, cada perfil realizado em cada profundidade foi analisado separadamente. Além disso, essa forma de digitalização foi empregada como teste e apresentou bons resultados, porém o ideal é que utilize-se *scanners* que possibilitem uma relação com a curva sensitométrica dos filmes e permita uma maior definição dos pontos analisados.

A Figura 5.6 mostra uma comparação entre todos os dosímetros empregados nas medidas experimentais deste trabalho. Diante desse resultado, fica claro que os três podem ser utilizados para medida de perfil, porém cada um tem a sua particularidade em relação

ao arranjo experimental e incertezas de medidas. O MapCHECK é um dosímetro muito fácil de ser utilizado, porém apresenta limitações em relação ao tamanho de campo e profundidade das medidas, além de não ser utilizado para medida de dose absoluta. Já os filmes possuem uma alta resolução espacial e um arranjo experimental favorável, porém ficam limitados ao método de leitura, isto é, são indicados desde que se tenha um *scanner* apropriado para digitalizá-los e um software adequado para a leitura. Por fim, a câmara de ionização é apontada como o dosímetro padrão para dosimetria de fótons e o motivo pode ser percebido ao longo deste trabalho, visto que apesar de mais trabalhosas, as medidas podem ser realizadas para qualquer arranjo experimental (tamanho de campo, profundidade etc), além de permitir medida de doses relativas e absolutas com incertezas adequadas, ou seja, sem muitas oscilações nos resultados.

Figura 5.6: Comparação entre os perfis obtidos com todos os dosímetros utilizados neste trabalho, para as profundidades de 2 cm, 5 cm e 10 cm.

5.4 Modelagem do cabeçote de um acelerador linear genérico para feixe de fótons de 6 MV

Após a realização de diversos ajustes em todos os componentes, tanto na geometria, quanto na disposição e composição desses, uma modelagem pode ser tomada como próxima da real (Figura 4.14), a qual gera um feixe de fótons que possui distribuição na profundidade e radial semelhante à do feixe real, de acordo com as medidas experimentais, como pode observar-se nas Figuras 5.7 e 5.8. A Figura 5.7 mostra a comparação entre as medidas experimentais de PDP para um campo de $25\text{cm} \times 25\text{cm}$ a 100 cm de SSD para o feixe de 6 MV do acelerador linear Varian 6EX do HACC, com a PDP obtida através da simulação do cabeçote modelado com o MCNP5, além da diferença percentual entre estes valores. Já a Figura 5.8, compara os perfis do mesmo feixe, experimental e simulado, e mostra a diferença percentual entre os mesmos.

Figura 5.7: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP.

Diante dos resultados apresentados, pode-se dizer que esta modelagem proposta se aproxima muito da real, ainda mais se considerar o fato de que todos os dados foram estimados, ou seja, o fabricante ainda não havia fornecido as especificações do seu equipamento e todos os componentes, suas dimensões, materiais e disposições foram empiricamente ajustados. Diante de tantas variáveis, uma aproximação com erros em torno de 3% em relação aos dados experimentais já é um grande resultado obtido. No entanto, também era importante verificar se os resultados também coincidiriam para medida de perfil em outra profundidade, e isso foi realizado e os resultados estão apresentados na Figura 5.9. O

Figura 5.8: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade.

resultado apresentado mostra que a modelagem está adequada para outras profundidades além de 5,0cm, portanto, a modelagem para esse tamanho de campo é válida.

Figura 5.9: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade.

Os componentes desta modelagem seguem uma disposição parecida com a mostrada na seção 4.2.3. A fonte foi construída em formato circular de 0,3 cm de diâmetro com direção de emissão no sentido negativo do eixo z e energia nominal dos elétrons de 6.05 MeV (39). O alvo foi modelado como um cilindro de 1mm de espessura e 3mm de raio, através da Equação 5.1 e composto por tungstênio. Em seguida, o colimador primário foi modelado como 4 paralelogramos de tungstênio, com 8cm de espessura, 5cm de largura

e 30cm de comprimento, utilizando planos para delimitar as arestas, de acordo com a Equação 5.2. Na sequência, o filtro aplainador foi modelado como um cone de cobre de aproximadamente 3cm de altura e 66° de abertura, seguindo a equação 5.3. Por fim, os colimadores secundários foram modelados como paralelogramos iguais aos do colimador primário, porém sendo dois deles os *upper jaws* no eixo y e dois mais abaixo, os *lower jaws*, no eixo x . O plano que limita a abertura de campo dado pelos colimadores foi calculado por semelhança de triângulo, conforme a Figura 5.10 e são levemente inclinados para acompanhar a divergência do feixe, com angulação próxima de 0,3°. O tamanho de campo desejado para a simulação deve ser calculado para o plano do isocentro, ou seja, a 100cm da fonte. O objeto simulador foi modelado como um paralelogramo preenchido com água, através de planos iguais aos dos colimadores e cada ponto de interesse para cálculo foi modelado como uma elipsóide preenchida com água, segundo a Equação 5.4. O *input* desta modelagem apresenta-se no final deste trabalho, no apêndice B.

$$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0 \quad (5.1)$$

$$Ax + By + Cz - D = 0 \quad (5.2)$$

$$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0 \quad (5.3)$$

$$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 - 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) + G = 0 \quad (5.4)$$

Apesar dessa modelagem estimada ser adequada para o campo de 25cm × 25cm, ela não é para os outros tamanhos de campo. As simulações utilizando essa modelagem para campos de 10cm × 10cm, 15cm × 15cm, 20cm × 20cm e 30cm × 30cm mostraram que a distribuição na profundidade não sofre grandes variações conforme há mudança no tamanho do campo, visto que a PDP é medida no centro desse. Porém, a distribuição radial apresentada pelo perfil do feixe mostrou que a modelagem não pode ser empregada para estes tamanhos de campo, pois não coincide com os perfis experimentais e, portanto, não reproduz a realidade. Diante deste fato, essa modelagem pode ser utilizada para medidas apenas com o tamanho de campo utilizado, 25cm × 25cm, gerando um importante fator limitante aos cálculos.

Figura 5.10: Esquema de cálculo da abertura dos colimadores para fornecer tamanho de campo desejado pela simulação no isocentro: 100cm da fonte.

5.5 Proposta de modelagem de um acelerador linear para feixe de fóton de 6MV com dados da Varian

A aquisição de dados do acelerador fornecidos pela VARIAN, possibilitou criar um modelo geométrico mais realístico do acelerador. Com isso, foi possível criar um modelo que reproduzisse os resultados experimentais para os demais tamanhos de campo. A intenção foi poder utilizar essa modelagem para qualquer tamanho de campo e não apenas para $25\text{cm} \times 25\text{cm}$ como no caso da modelagem genérica. Os detalhes sobre a modelagem e diferenças em relação a genérica não podem ser especificados devido ao acordo de confidencialidade com a empresa, mas os resultados podem ser verificados nas Figuras 5.11, 5.12, 5.13, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17, 5.18, 5.19, 5.20, 5.21 e 5.22. Foram medidos a PDP, o perfil a 5cm de profundidade e, posteriormente para alguns tamanhos de campo, a 2cm de profundidade, para verificar se a concordância também valia para outras profundidades, do mesmo modo que foi feito para a modelagem genérica.

De acordo com esses resultados apresentados, verifica-se que esta modelagem pode ser empregada para cálculo em qualquer profundidade e para qualquer tamanho de campo, ao contrário do que ocorre com a modelagem genérica. Isso já era esperado, visto que com os dados fornecidos fica mais fácil atingir uma modelagem próxima da realidade.

Figura 5.11: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$.

Mesmo assim, muitas tentativas foram realizadas até que os resultados coincidissem com os experimentais, pois os dados fornecidos não estavam claros com relação às unidades e à escala, além de não fornecerem os dados sobre a fonte de elétrons e a distância desta ao alvo. A falta de algumas informações ainda acarreta algumas incertezas na modelagem, que refletem nos resultados. Além disso, esses dados fazem parte de um documento específico para cálculo utilizando Monte Carlo, porém não é exatamente o que constitui o acelerador linear, mas sim uma aproximação deste.

Diante destas aproximações, para que o perfil coincidisse com o real, a modelagem da fonte foi alterada em relação à utilizada na modelagem do acelerador linear genérico. Ao invés de utilizar um disco com direção de emissão das partículas no eixo z , foi simulada uma fonte pontual com distribuição isotrópica. Este parâmetro foi ajustado empiricamente, pois as informações da fonte não foram divulgadas.

Analisando os resultados obtidos para as curvas de PDP, pode-se verificar que após 15 cm de profundidade os valores simulados possuem uma maior diferença percentual em relação aos valores experimentais e isso não acontecia para a modelagem genérica. Provavelmente isso ocorre devido a mudança na modelagem da fonte, porém ainda é vantajoso manter essa configuração, visto que as diferenças aumentam em uma profundidade que a contribuição do feixe é de cerca de 20% do valor inicial deste, como pode ser observado pela própria PDP de 6MV.

Como para profundidades inferiores à 15cm os desvios se apresentaram menores que

Figura 5.12: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 10cm $\times$ 10cm.

5%, que é o valor de precisão recomendado pela ICRU, pode-se dizer que há concordância entre os valores obtidos para os perfis do feixe experimentais e simulados. Diante desta concordância, essa modelagem foi utilizada para cálculo de alguns casos clínicos encontrados na rotina do Hospital A C Camargo.

Figura 5.13: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de $15\text{cm} \times 15\text{cm}$.

Figura 5.14: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a $5,0\text{cm}$ de profundidade, para campo de $15\text{cm} \times 15\text{cm}$.

Figura 5.15: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de $20\text{cm} \times 20\text{cm}$.

Figura 5.16: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a $5,0\text{cm}$ de profundidade, para campo de $20\text{cm} \times 20\text{cm}$.

Figura 5.17: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade, para campo de 20cm $\times$ 20cm.

Figura 5.18: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de 25cm $\times$ 25cm.

Profundidade = 5,0 cm

Figura 5.19: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 5,0cm de profundidade, para campo de 25cm × 25cm.

Profundidade = 2,0 cm

Figura 5.20: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a 2,0cm de profundidade, para campo de 25cm × 25cm.

Figura 5.21: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de PDP para campo de $30\text{cm} \times 30\text{cm}$.

Figura 5.22: Comparação entre as medidas experimentais e as simuladas de perfil a $5,0\text{cm}$ de profundidade, para campo de $30\text{cm} \times 30\text{cm}$.

CASOS CLÍNICOS

Após a reconstrução e a validação da fonte de radiação, no caso o acelerador linear, é possível simulador casos clínicos, ou seja, reproduzir alguns campos de tratamento empregados em radioterapia.

Para este trabalho foram selecionados 4 casos clínicos da rotina do HACC. O primeiro caso selecionado é um linfoma de Hodgking para aplicar a metodologia proposta à doença descrita no item 3.2. Com a finalidade de mostrar a abrangência deste trabalho, os outros casos escolhidos foram selecionados por região anatômica a ser tratada, mostrando que a metodologia pode se aplicar a qualquer tipo de tratamento.

6.1 Caso Clínico 1: *Linfoma de Hodgking*

Trata-se de um paciente do sexo feminino, com 29 anos, que foi diagnosticada com um Linfoma de Hodgking Clássico, classificado como subtipo Esclerose Nodular. A lesão foi irradiada com dois campos, sendo um no sentido antero-posterior e outro no sentido postero-anterior (APPA), sendo a dose total do tratamento $30,6Gy$. O campo de tratamento utilizado foi de $25cm \times 25cm$, a SSD foi de $92,5cm$ no isocentro e a energia utilizado foi $6MV$. Devido a grande extensão da área a ser irradiada e ao campo extenso utilizado, muitas áreas necessitaram ser colimadas para proteger aos outros tecidos sadios circunvizinhos, por isso, um campo irregular, apresentado na Figura 6.1, foi criado.

Na Figura 6.1 também é possível visualizar outros pontos de interesse de checagem de dose para este tratamento, além do isocentro: o ponto CERV, representa a porcentagem de dose, em relação ao raio central, que chega na região cervical, enquanto o FSC analisa para a região de fossa supra clavicular e o ponto M para o mediastino. Cada um destes

Figura 6.1: Campo utilizado no tratamento do caso clínico 1 de Linfoma de Hodgking.

pontos localiza-se em uma profundidade e possuem diferentes valores de SSD, apresentados na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Pontos de cálculo do caso clínico 1.

	Raio Central	CERV	FSC	M
região	tumor	cervical	fossa supra clavicular	mediastino
SSD (cm)	92,5	93,5	95,0	87,5
profundidade (cm)	7,5	6,5	5,0	12,5

As medidas experimentais foram realizadas no HACC nas condições descritas na Tabela 6.1, utilizando um objeto simulador de água e uma câmara de ionização cilíndrica PTW30013. A câmara foi inicialmente posicionada e centralizada no objeto simulador, na profundidade e SSD do RC. Na sequência, a mesma teve sua profundidade alterada, enquanto a SSD do conjunto objeto simulador+câmara também foi modificada de acordo com as especificações para cada ponto de medida. Desta forma, foi medida a dose em cada ponto de interesse.

Da mesma forma, a simulação com o código MCNP reproduziu o que foi feito experimentalmente. Foram feitos quatro *inputs*, sendo que cada um continha o arranjo experimental de um ponto medido, já que foi alterada também a SSD e não apenas a profundidade, o que não possibilita utilizar o mesmo arranjo e apenas acrescentar pontos de cálculo dentro do

objeto simulador. Foi utilizada a modelagem do AL obtida com os dados do fabricante e o objeto simulador e as elipsóides usadas para o cálculo da mesma forma já descrita no item 4.2.3. A colimação do campo foi simulada utilizando colimadores multi-lâminas (MLC) já acoplados ao acelerador linear. Cada lâmina possui $5,3\text{cm}$ de espessura e $0,5\text{cm}$ ou $1,0\text{cm}$ de largura, sendo as lâminas da borda do campo às que tem maior largura. As lâminas foram simuladas como paralelogramos utilizando planos para limitar suas dimensões e o material que as compõe é o tungstênio. A Figura 6.2 mostra a distribuição das lâminas na simulação. Para cada input foram simuladas 6×10^9 histórias.

Figura 6.2: Formato da colimação usando MLC na simulação.

6.1.1 Resultados: linfoma.

Os resultados experimentais e simulados obtidos se apresentam na Tabela 6.2. Todos os pontos medidos estavam localizados na região interior do campo e nenhum sob colimação, apresentando boa concordância entre os valores medidos e simulados, visto que o desvio percentual mostra valores aceitáveis, validando a metodologia proposta para esse tipo de caso clínico.

Tabela 6.2 - Resultados obtidos para o caso clínico 1: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.

	Raio Central	MED	FSC	CERV
região	tumor	medula	fossa supraclavicular	cervical
Experimental	100,0	14,1	108,4	109,5
Simulado	100,0	14,64	107,2	109,5
Dif.%	0,0	3,8	-1,1	0,0

6.2 Caso Clínico 2: Metástase óssea

O segundo caso clínico selecionado consiste de um tratamento da região pélvica de metástase óssea que utiliza um bloco para proteger a bexiga, o qual ficava muito próximo ao raio central, o que pode fazer com que este fique em região de penumbra. É um paciente do sexo feminino, com 41 anos, diagnosticada inicialmente com câncer de mama, mas que no momento trata uma metástase óssea na bacia. O tratamento foi realizado com dois campos simétricos APPA, com dimensões $30,8\text{cm} \times 21,2\text{cm}$, e o isocentro foi posicionado no centro do diâmetro antero-posterior da paciente. A dose total do tratamento foi 40Gy .

Para a colimação deste caso não foi utilizado MLC, mas sim um bloco de um material chamado Cerrobend, que é uma liga composta por 50% de bismuto, 26,7% de chumbo, 13,3% de estanho e 10% de cádmio e possui densidade de $9,64\text{g/cm}^3$. A Figura 6.3 mostra o campo anterior utilizado e os pontos de medida e de cálculo.

Figura 6.3: Campo utilizado no tratamento do caso clínico 2: metástase óssea.

As medidas experimentais foram realizadas com o objeto simulador de água e a câmara de ionização cilíndrica PTW30013, no HACC. Semelhante ao primeiro caso, a câmara é posicionada e centralizada no objeto simulador e mede-se na posição do isocentro do tratamento, cujas condições se apresentam na Tabela 6.3. Na sequência, a câmara foi movida para os outros pontos de interesse.

Como pode ser observado na Tabela 6.3, todos os pontos foram medidos na mesma SSD,

Tabela 6.3 - Pontos de cálculo do caso clínico 2.

	Raio Central	COL	p1	p2	Bex	norm
região	tumor	coluna	bacia	bacia	bexiga	normalização
SSD (cm)	88,0	88,0	88,0	88,0	88,0	88,0
profundidade (cm)	12,0	6,0	12,0	12,0	9,0	12,0

mudando apenas a profundidade da câmara na água e deslocando a mesa nos sentidos lateral e longitudinal. Desta forma, a simulação foi realizada em apenas um *input*, colocando uma elipsóide em cada ponto de cálculo. O AL utilizado na simulação foi o obtido com os dados do fabricante e o bloco foi simulado de modo a reproduzir a colimação utilizada, como pode ser visto na Figura 6.4. Foram simuladas 8×10^9 histórias

Figura 6.4: Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 2.

O ponto mostrado como normalização, na Figura 6.3 é o ponto utilizado para o cálculo do tratamento devido ao fato de o isocentro estar muito perto da colimação.

6.2.1 Resultados: metástase óssea.

A Tabela 6.4 mostra os resultados experimentais e simulados para este caso, normalizados para o ponto NORM, utilizado como ponto de normalização do plano de tratamento. Como já esperado, o ponto no RC fica em região de penumbra devido à proximidade do bloco, por isso, apresenta maior diferença percentual entre os valores experimental e simulado. Além disso, o ponto sob a colimação não apresenta coincidência entre os resultados. Um provável motivo para isto é o fato do bloco ser composto por uma liga de vários materiais. Como este bloco é produzido por diversas empresas terceirizadas, podem haver

variações no cerrobend utilizado pelas empresas e a composição padrão divulgada. A empresa que fornece os blocos que foram utilizados nas medidas experimentais não forneceu a composição do material empregado na confecção, por isso, não foi possível aprimorar a modelagem deste componente que pode apresentar, também, variações na densidade do material.

Os outros pontos, entretanto, se mostram concordantes e validam a metodologia proposta.

Tabela 6.4 - Resultados obtidos para o caso clínico 2: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.

	Raio Central	COL	p1	p2	Bex	norm
região	tumor	coluna	bacia	bacia	bexiga	normalização
Experimental	75,9	99,9	100,2	136,0	21,1	100,0
Simulado	92,5	97,81	102,7	139,8	18,6	100,0
Dif. %	21,9	-2,0	2,5	2,8	-12,1	0,0

6.3 Caso Clínico 3: Crânio

Este caso clínico, junto com o caso clínico 4, faz parte de um tratamento denominado neuro-eixo. O paciente é do sexo masculino, tem apenas 5 anos e foi diagnosticado com meduloblastoma. Neste tipo de tratamento, deve-se irradiar todo o sistema nervoso: crânio e canal medular. O caso clínico 3 representa o tratamento do crânio, feito com dois campos laterais, um por cada lado da cabeça, porém estes campos são assimétricos, ou seja, cada lado dos colimadores possui uma abertura: $X1 = 12,0cm$, $X2 = 7,0cm$, $Y1 = 9,0cm$ e $Y2 = 11,8cm$. A dose total do tratamento foi $23,4Gy$. A Figura 6.5 mostra o formato do campo irradiado, assim como os pontos de interesse medidos e calculados.

Da mesma forma que no caso clínico 2, todos os pontos foram medidos com objeto simulador de água e a câmara de ionização cilíndrica PTW30113, no HACC, com mesmo SSD. Só foram alteradas as profundidades onde a câmara foi posicionada na água e os deslocamentos da mesa para medir em cada ponto selecionado. As características de cada ponto estão apresentadas na Tabelas 6.5.

Figura 6.5: Campo utilizado no tratamento do caso clínico 3 de crânio (neuro-eixo).

Tabela 6.5 - Pontos de cálculo do caso clínico 3.

	Raio Central	MED1	MED2	CAV	OL	TR
região	tumor	medula	medula	cavidade oral	olho	tronco cerebral
SSD (cm)	93,0	93,0	93,0	93,0	93,0	93,0
profundidade (cm)	7,0	7,0	5,0	3,0	2,0	7,0

A simulação foi realizada com o mesmo AL utilizado nos outros dois casos clínicos já apresentados, foi criado apenas um *input*, como no caso clínico 2 e foram simuladas 6×10^9 histórias. A colimação foi realizada com bloco ao invés de MLC e o bloco simulado pode ser visto na Figura 6.6.

Diante da obtenção de alguns resultados, foram realizados outros *inputs* para medida de dose em cada ponto da simulação separadamente. Além disso, também foram realizadas medidas utilizando campo colimado com MLC ao invés de bloco e a simulação deste caso foi refeita seguindo o mesmo padrão da anterior, trocando apenas o bloco colimador pelas lâminas, sendo o formato e os pontos mostrados na Figura 6.7 e as características de medida de cada ponto apresentadas na Tabela 6.6. O formato da colimação com as lâminas na simulação pode ser visto através da Figura 6.8.

Alguns pontos de medida foram alterados com o objetivo de realizar medidas em regiões

Figura 6.6: Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 3.

Figura 6.7: Campo utilizado no tratamento do caso clínico 3 de crânio (neuro-eixo), com a colimação usando MLC.

de menor instabilidade na distribuição de dose.

6.3.1 Resultados: crânio.

Os resultados deste caso podem ser observados na Tabela 6.7. Da mesma forma que no caso clínico 2, apenas os pontos sob a colimação não apresentaram coincidência entre os resultados, o que pode ser explicado pelo mesmo motivo já apresentado. Os outros pontos estão concordantes e validam a utilização para cálculo de dose, porém em pontos dentro do campo de radiação. Todos os pontos foram normalizados em relação ao RC, que foi utilizado para a definição de dose do tratamento.

Tabela 6.6 - Pontos de cálculo do caso clínico 3 usando MLC.

	Raio Central	MED	CAV	OL	TR
região	tumor	medula	cavidade oral	olho	tronco cerebral
SSD (cm)	93,0	93,0	93,0	93,0	93,0
profundidade (cm)	7,0	5,0	3,0	2,0	7,0

Figura 6.8: Formato da colimação usando MLC na simulação do caso clínico 3.

Diante dessa discordância entre os valores experimentais e simulados para os pontos sob colimação, esse caso clínico foi refeito, com intuito de investigar o bloco colimador. Como o mesmo bloco utilizado já havia sido descartado, as medidas experimentais foram refeitas utilizando o colimador multi-lâminas já usado no caso clínico 1. Os pontos do olho e cavidade oral foram medidos em locais mais ao centro da colimação, para evitar que ficassem em região de penumbra e alto gradiente de dose e, desta forma, tentar minimizar as incertezas.

O uso do MLC foi determinado para comparar se o material do bloco influenciou na grande diferença apresentada nos resultados das simulações e os resultados experimentais e simulados podem ser observados na Tabela 6.8.

Os resultados do caso simulado com MLC mostraram que o problema pode não estar relacionado apenas com o material do bloco de Cerrobend, visto que os resultados dos pontos sob colimação se mantiveram inadequados mesmo utilizando um material conhecido (tungstênio). Os pontos poderiam estar em região de penumbra ou alto gradiente de dose, mas nessas medidas experimentais foi garantida a medida em uma região que não foi de interface entre campo aberto e colimação, assim, provavelmente o problema também não é

Tabela 6.7 - Resultados obtidos para o caso clínico 3, com bloco colimador: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.

	Raio Central	MED1	MED2	CAV	OL	TR
região	tumor	medula	medula	cavidade oral	olho	tronco cerebral
Experimental	100,0	98,9	109,3	7,8	45,1	100,5
Simulado	100,0	101,6	114,2	47,1	128,1	101,9
Dif.%	0,0	2,73	4,5	503,5	184,2	1,42

Tabela 6.8 - Resultados obtidos para o caso clínico 3, com MLC: experimentais, simulados e diferença percentual entre estes.

	Raio Central	MED	CAV	OL	TR
região	tumor	medula	cavidade oral	olho	tronco cerebral
Experimental	100,0	110,6	5,6	6,5	100,5
Simulado	100,0	106,8	120,0	94,6	97,6
Dif.%	0,0	-3,5	2050,0	1351,9	-2,8

apenas esse. Além disso, pode ser descartado qualquer problema relacionado a geometria da simulação da fonte e os outros componentes do AL, senão esse problema já teria se apresentado nas simulações anteriores e afetaria, também, as medidas nos outros pontos.

Com relação as medidas experimentais, os resultados são aceitáveis, pois condizem com o utilizado na rotina clínica dos serviços de radioterapia. Os blocos colimadores ou MLC são empregados para evitar que algumas regiões sejam irradiadas, com objetivo de reduzir a intensidade do feixe para cerca de 3%, ou seja, perto dos resultados obtidos experimentalmente. Se o bloco reduzisse a intensidade do feixe para apenas cerca de 40% ou mais (como apresentado no resultado das simulações), certamente causaria grandes danos aos tecidos sadios dos pacientes, não justificando o uso da terapia, pois traria muito efeitos colaterais que poderiam não justificar a prática clínica deste tipo de tratamento, segundo o Princípio da Justificativa e Otimização de Dose preconizados pela Proteção Radiológica através da CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear).

6.4 Caso Clínico 4: Coluna

Este último caso representa a irradiação da coluna do tratamento de neuro-eixo iniciado com o caso clínico 3. Para compreender toda a extensão da coluna da criança foi utilizado um campo aassimétrico com as seguinte dimensões: $X1 = 4,2cm$, $X2 = 4,9cm$, $Y1 = 15,8cm$ e $Y2 = 16,0cm$). Foi utilizado apenas um campo posterior nesta parte do tratamento, apresentado na Figura 6.9.

Figura 6.9: Campo utilizado no tratamento do caso clínico 4 de coluna (neuro-eixo).

Da mesma forma que nos casos clínicos 2 e 3, todos os pontos foram medidos com objeto simulador de água e a câmara de ionização cilíndrica PTW30113, no HACC, com mesma SSD. Só foram alterados os deslocamentos da mesa para medir em cada ponto selecionado, pois todos os pontos foram medidos na mesma profundidade. As características de cada ponto estão apresentadas na Tabelas 6.9.

Tabela 6.9 - Pontos de cálculo do caso clínico 4.

	Raio Central	p1	p2	p3
região	coluna	rim direito	medula	medula
SSD (cm)	96,5	96,5	96,5	96,5
profundidade (cm)	3,5	3,5	3,5	3,5

A simulação foi realizada com o mesmo AL utilizado nos outros dois casos clínicos já apresentados, foi criado apenas um *input*, como nos casos clínicos 2 e 3 e foram simuladas 6×10^9 histórias. A colimação foi realizada com bloco ao invés de MLC e o bloco simulado pode ser visto na Figura 6.10.

Figura 6.10: Formato da colimação usando bloco colimador na simulação do caso clínico 4.

6.4.1 Resultados: coluna.

Os resultados para esse caso clínico seguiram as tendências já apresentadas nos casos clínicos 2 e 3. Os pontos dentro do campo de radiação mostraram concordância entre os dados experimentais e simulados, enquanto o ponto colimado não apresentou coincidência entre simulado. A Tabela 6.10 apresenta os valores obtidos. Todos os pontos foram normalizados em relação ao RC, que foi utilizado para a normalização do tratamento.

Tabela 6.10 - Pontos de cálculo do caso clínico 4.

	Raio Central	p1	p2	p3
região	coluna	rim direito	medula	medula
Experimental	100,0	10,4	103,2	103,1
Simulado	100,0	58,7	100,5	101,0
Dif. %	0,0	462,6	-2,6	-2,0

Esse caso também apresentou discordância nos resultados dos pontos colimados. Os motivos dessa diferença não ficam claro através deste trabalho, visto que foram investigados os materiais empregados na colimação e ambos apresentaram resultados inadequados

nas simulações. também foram analisadas as posições em relação ao gradiente de dose e esse efeito parece não ser determinante em todos esses casos. Como todos os outros pontos, assim como os perfis e PDPs dos feixes simulados, concordaram com os resultados experimentais, ainda não foi possível identificar o causador das discrepâncias entre resultados experimentais e simulados, podendo seguir como uma extensão deste trabalho uma proposta de investigação deste ponto importantíssimo para a determinação da dose nessas regiões.

CONCLUSÃO

Diante da análise realizada da distribuição de dose dos feixes de aceleradores lineares de modelos distintos, proveniente de diversos hospitais, foi possível verificar que uma vez alcançada uma modelagem de um cabeçote genérico, para determinada energia, a mesma pode ser empregada para o cálculo de dose em qualquer instituição. Esse fato permite concluir que a metodologia definida neste trabalho pode ser utilizada para o cálculo de dose e confirmação dos cálculos já realizados nos serviços de radioterapia de qualquer hospital, não apenas dos que participaram do trabalho, o que torna a aplicação mais abrangente e ainda mais útil e importante para auxiliar na rotina clínica dos físicos nos hospitais e tornar ainda mais seguros os procedimentos que antes não podiam ser confirmados devido a falta de tempo para verificação dos cálculos.

Os dosímetros empregados nas medidas experimentais podem ser todos considerados apropriados para as tais, desde que as limitações e condições de cada um sejam bem definidas antes de seu uso. Além disso, o código MCNP5 se mostrou eficiente para a elaboração do trabalho, confirmando ser uma ferramenta poderosa e ágil para a conferência dos cálculos de dose absorvida, otimizando a rotina dos físicos responsáveis pela determinação da dose em radioterapia.

Diante de todas as mudanças nos componentes do acelerador linear durante os ajustes empíricos é possível afirmar que mudanças discretas na disposição e composição dos elementos podem gerar grandes alterações na PDP e perfil do feixe. Os principais componentes são a fonte de elétrons, o alvo e o filtro aplainador, portanto alterações nos colimadores, tanto primários quanto secundários, geram mudanças menos acentuadas nos resultados. Fatores importante a serem testados são a posição da fonte e modo de emissão (direção), distância desta ao alvo, composição e posição do alvo e composição, tamanho e abertura

do filtro aplainador.

A concordância entre os resultados experimentais e simulados valida as duas formas de reconstrução da fonte: genérica e com dados do fabricante, porém a primeira é limitada apenas a um tamanho de campo. Ambas as modelagens do acelerador linear definidas neste trabalho podem ser empregadas em cálculo de dose relativa para os casos clínicos de qualquer serviço, desde que as limitações sejam determinadas. A modelagem do cabeçote genérico deve ser utilizada apenas quando o tamanho de campo for $25\text{cm} \times 25\text{cm}$, enquanto a outra modelagem pode ser aplicada aos cálculos para qualquer tamanho de campo e profundidade, desde que a energia seja 6MV , confirmando o objetivo deste trabalho.

Para os casos que necessitem de colimação, a metodologia também pode ser aplicada para cálculo em pontos que não estejam sob colimação. Para que essa metodologia se aplique aos pontos colimados é necessário que o material do bloco colimador tenha sua composição e densidade mais especificadas. Se ao invés de bloco for utilizado MLC, a proposta para um trabalho futuro é encontrar uma forma melhor de modelar suas bordas arredondadas e a forma de encaixe das lâminas, a fim de reproduzir de modo mais fiel a transmissão entre elas e melhorar a precisão dos resultados.

Como proposta para trabalhos futuros, a sugestão é a investigação dos possíveis motivos pelos quais os resultados das simulações não estão adequados para as regiões colimadas, visando melhorar esse ponto importantíssimo para o cálculo de dose na rotina clínica dos serviços de radioterapia, facilitando ainda mais a rotina dos físicos e levando a precisão do Método de Monte Carlo para a realidade dos grandes centros.

Apêndice

Apêndica A: LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine*

AL: Acelerador Linear

Bq: Bequerel - unidade para radioatividade: 1 decaimento por segundo

CEN: Centro de Engenharia Nuclear

CEQ: Campo Equivalente Quadrado

Ci: Unidade antiga de radioatividade: $3,7 \times 10^{10}$ Bq

CM: Celularidade Mista: subdivisão do LHC

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear

CQ: Controle de Qualidade

DH: Doença de Hodgking

DL: Depleção Linfocitária: subdivisão do LHC

DO: Densidade Óptica

EBV: *Epstein-Barr virus*

EC: Eixo Central

EGS: *Electron Gamma Shower*

EN: Esclerose Nodular: subdivisão do LHC

ESTRO: *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*

eV: elétron-Volt. Unidade de energia: $1,60217646 \times 10^{-19}$ joules

FDP: Função Densidade de Probabilidade

GEANT: *Geometry and Tracking*

Gy: Unidade de dose absorvida: joule/kilograma

HACC: Hospital A C Camargo

HCB: Hospital do Câncer de Barretos: Fundação Pio XII

HC-UNESP: Hospital das Clínicas - Universidade Estadual Paulista de Botucatu

HHV-6: Herpevírus Humano-6

HIAE: Hospital Israelita Albert Einsteins

HIV: *Human Immunodeficiency Virus*

IAEA: *International Atomic Energy Agency*

ICRU: *International Commission on Radiation Units and Measurements*

IMRT: *Intensity Modulated Radiation Therapy*

INCa: Insituto Nacional do Câncer

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

kVp: Quilo-voltagem de pico

LH: Linfoma de Hodgking

LHC: Linfoma de Hodgking Clássico

LHPLN: Linfoma de Hodgking Predominância Linfocitária Nodular

LNH: Linfoma Não Hodgking

MCNP: *Monte Carlo N-Particle*

MLC: *Multi-Leaf Colimator*: colimador multi lâminas

MV: Mega Volts

OAR: *Off-Axis Ratio*: razão de *off-axis*

OMS: Organização Mundial da Saúde

PDP: Porcentagem de Dose Profunda

PENELOPE: *Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*

RCBP: *Registros de Câncer de Base Populacional*

SAR: *Scattering Air Ratio*: relação espalhamento ar

SI: Sistema Internacional

SMR: *Scattering Maximum Ratio*: relação espalhamento máximo

SSD: *Source Surface(or Skin) Distance*: distância da fonte à superfície ou à pele

TAR: *Tissue Air Ratio*: relação tecido-ar

TG: *Task Group*: protocolos da AAPM

TMR: *Tissue Maximum Ratio*: relação tecido máximo

TPR: *Tissue Phantom Ratio*: relação tecido meio

TRS: *Technical Report Serie*: protocolo da IAEA

Apêndice B: INPUT PARA O ACELERADOR LINEAR GENÉRICO

Cabecote

c alvo1mm campo25x25 fantom100 fonte0

c

1 1 -19.3 -1 2 3 -4 5 -6 imp:p=1 imp:e=1 \$ lower jaws x (Tungsten)

2 like 1 but trcl=3

3 1 -19.3 -9 10 11 -12 17 -18 imp:p=1 imp:e=1 \$ upper jaws y (Tungsten)

4 like 3 but trcl=3

c

5 1 -19.3 -13 14 -15 16 17 -18 imp:p=1 imp:e=1 \$ primary collimator y (tungsten)

51 like 5 but trcl=4

52 like 5 but trcl=5

6 like 5 but trcl=3

c

7 1 -19.3 -23 -21 25 imp:p=1 imp:e=1 \$ Target

8 3 -8.96 (-201 29) imp:p,e=1 \$ Flattening Filter (Cooper)

c

c PHANTOM

150 5 -1.0 222 -333 444 -555 666 -777 100 102100 104100

105100 106100 107100 108100 109100 110100 111100 112100

113100 114100 115100 116100 117100 118100 119100 120100

121100 122100 123100 124100 125100 126100 127100 128100

129100 130100 131100 132100 133100 134100 135100 136100

137100 imp:p=80 imp:e=1

c

c DETECTORES

101 5 -1.0 -100 imp:p=240 imp:e=1

102 like 101 but TRCL=(0 0 0.5)

104 like 101 but TRCL=(0 0 -0.5)

105 like 101 but TRCL=(0 0 -1.5)

106 like 101 but TRCL=(0 0 -2.5)

107 like 101 but TRCL=(0 0 -3.5)

108 like 101 but TRCL=(0 0 -4.5)

109 like 101 but TRCL=(0 0 -5.5)

110 like 101 but TRCL=(0 0 -7.5)

111 like 101 but TRCL=(0 0 -8.5)

c

112 like 101 but TRCL=(0 1.5 -3.5)

113 like 101 but TRCL=(0 3 -3.5)

114 like 101 but TRCL=(0 4.5 -3.5)

115 like 101 but TRCL=(0 6 -3.5)

116 like 101 but TRCL=(0 7.5 -3.5)

117 like 101 but TRCL=(0 9 -3.5)

118 like 101 but TRCL=(0 10.5 -3.5)

119 like 101 but TRCL=(0 12.0 -3.5)

120 like 101 but TRCL=(0 13.5 -3.5)

c

121 like 101 but TRCL=(0 0 -10.5)

122 like 101 but TRCL=(0 0 -13.5)

123 like 101 but TRCL=(0 0 -15.5)

124 like 101 but TRCL=(0 0 -18.5)

125 like 101 but TRCL=(0 0 -20.5)

126 like 101 but TRCL=(0 0 -23.5)

127 like 101 but TRCL=(0 0 -25.5)

128 like 101 but TRCL=(0 0 -28.5)

c

129 like 101 but TRCL=(0 1.5 -0.5)

130 like 101 but TRCL=(0 3 -0.5)

131 like 101 but TRCL=(0 4.5 -0.5)

132 like 101 but TRCL=(0 6 -0.5)

133 like 101 but TRCL=(0 7.5 -0.5)

134 like 101 but TRCL=(0 9 -0.5)

135 like 101 but TRCL=(0 10.5 -0.5)

136 like 101 but TRCL=(0 12.0 -0.5)

137 like 101 but TRCL=(0 13.5 -0.5)

c

c geo para tec red var

300 4 -0.0012 -43 -44 45 imp:p=3 imp:e=1

301 4 -0.0012 -43 -45 46 imp:p=9 imp:e=1

302 4 -0.0012 -43 -46 777 imp:p=27 imp:e=1

c

c cilindro limite

400 4 -0.0012 -40 41 -42 (-222:333:-444:555:-666:777)

#1 #2 #3 #4 #5 #51 #52 #6 #7 #8 #300 #301 #302 imp:p=1 imp:e=1

c

999 0 40:-41:42 imp:p=0 imp:e=0

c ——— surfaces —————

1 pz -36.7 \$ Lower Jaws

2 pz -44.5 \$ Lower Jaws

3 py -20 \$ Lower Jaws

4 py 20 \$ Lower Jaws

5 px -35 \$ Lower Jaws

6 px -5.56 \$ Lower Jaws

c

9 pz -28 \$ upper jaws

10 pz -35.8 \$ upper jaws

11 py -35 \$ upper jaws

12 11 py -4.47 \$ upper jaws

c

13 pz -10 \$ primary collimator

14 pz -18 \$ primary collimator

15 py -2.5 \$ primary collimator

16 py -35 \$ primary collimator

17 px -2.5

18 px 2.5

c flatenning filter

201 kz -18.5 5 -1

29 pz -21.7

c

21 pz 0.1 \$ Target

23 cz 0.3 \$ Target

25 pz 0 \$ Target

c

c Planos do phantom

222 px -15

333 px 15

444 py -15

555 py 15

666 pz -135

777 pz -100

888 cz 3

999 cz 6

998 cz 9

c

c Elipsoides

100 sq 4 4 25 0 0 0 -1 0 0 -101.5

c

c Superficies do F4

30 pz -45

31 pz -46

32 pz -18.5

33 pz -19.5

c cilindro

40 pz 15.0

41 pz -150

42 cz 50

c geo para tec red var

43 cz 20

44 pz -50

45 pz -70

46 pz -90

c Materiais

m1 74000. 1 \$ W Tungstenio (Tungsten)

c m2 79000. 1 \$ Au Ouro

m3 29000. 1 \$ Cu Cobre (Cooper)

m4 6000. -0.000125 7000. -0.755267 8000. -0.231781

18000. -0.012827 \$ Ar

m5 1000. 2 8000. 1 \$ Agua

c

c Transformacoes

*Tr1 0 0.04375 0 0 90 90 90 0.25 90.25 90 89.75 0.25

*tr11 0 0.127 0 0 90 90 90 0.26 90.26 90 89.74 0.26

*Tr2 0.166 0 0 0.26 90 90.26 90 0 90 89.74 90 0.26

c

*Tr3 0 0 0 180 90 90 90 180 90 90 90 0

*Tr4 0 0 0 90 0 90 180 90 90 90 90 0

*Tr5 0 0 0 90 180 90 0 90 90 90 90 0

c

c Fonte de eletrons

mode e p

SDEF POS=0 0 1 AXS=0 0 1 EXT=0 RAD=d4 PAR=3 ERG=6

VEC=0 0 1 DIR=-1

SI4 0 0.1

SP4 -21 1

c

c TALLIES

*f8:p 107 112 113 114 115 116 117 118 119 120

*f18:p 102 101 104 105 106 107 108 109 110 111

121 122 123 124 125 126 127 128

*f28:p 104 129 130 131 132 133 134 135 136 137

c

nps 6e8

cut:e j 0.5

cut:p j 0.1

c dbcn 17j 1

prdmp j 2e8 1 3

print 30 110

Referências Bibliográficas

- [1] INCa - Instituto Nacional do Câncer. ***“Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil”***.Rio de Janeiro. Disponível em <http://www.inca.gov.br>. Acesso em 30 ago. 2010.
- [2] PODGORSAK; E.B. ***“Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”***.Technical Editor [et al.]. -International Atomic Energy Agency.
- [3] CLARKSON, J. R. A Note on Depth Doses in Fields of Irregular Shape. ***Br J Radiol***, Aug 1941.
- [4] CUNNINGHAM, J.R. Scatter-air ratios. ***Phys Med Biol***, v. 17, p. 42-51, Jan 1972.
- [5] KHAN, F.M. ***“The physics of radiation therapy”***. 3 ed. Philadelphia, P.A.: Lippincott Williams / Wilkins, 2003.
- [6] ATTIX, F. H. ***“Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”***, 1986. New York..
- [7] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. ***“Introduction to Radiological Physics of Radiology”***. 4 ed. Springfield: Charles C Thomas, 1983.

-
- [8] TAHUATA, L. et al. ***“Radioproteção e Dosimetria: fundamentos”***. 5 ed. Technical Editor [et al.]. - Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD): Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2003.
- [9] BENTEL, G.C. ***“Radiation therapy planning.”*** 2 ed. The McGraw-Hill Companies, 1996.
- [10] AAPM - Association of Physicists in Medicine. ***“Task Group Report 13: Physical aspects of quality assurance in radiation therapy”***. American Institute of Physics. 1984.
- [11] KUTCHER, G.J. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. ***Med. Phys.***, v. 21, 1994.
- [12] Klein, E. E. et al Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. ***Med. Phys.***, v. 36, 2009.
- [13] IAEA - International Atomic Energy Agency. ***“Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water”***. Technical Reports Series number 398. 2000.
- [14] INCA - Instituto Nacional do Câncer. ***“Aspectos físicos da garantia de qualidade em radioterapia”***. Rio de Janeiro. TECDOC 1151. 2000.
- [15] TORETI, D.L. ***“Aceite, comissionamento e controle de qualidade em radiocirurgia”***. 2009. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo.
- [16] TADA, A. ***“Análise dosimétrica de fontes de radiação para uso em lesões dermatológicas”***. 2010. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas

Energéticas e Nucleares. São Paulo.

[17] STERLING, T.D. and PERRY, H. and KATZ, L. Automation of radiation treatment planning. IV. Derivation of a mathematical expression for the percent depth dose surface of Cobalt 60 beams and visualization of multiple field dose distributions. *Br J Radiol*, v. 37, p. 544-550, 1964.

[18] DUTREIX, A., BJARNGARD, B.E., BRIDIER, A., MIJNHEER, B. , SHAW, J.E., SVWNSSON, H. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams. *ESTRO*, 1 ed., 1997.

[19] BRIDIER, A., MIJNHEER, B., GARIBALDI, C., TORZSOK, K., VENSELAAR, J. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams - Pratical Examples. *ESTRO*, 1 ed., 2001.

[20] MULLER, M. R. “*Cálculo Independente das Unidades Monitoras e Tempos de Tratamento em Radioterapia*”. 2005. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo.

[21] CANELLOS, G.P., LISTER, T.A., YOUNG, B. “*The Lymphomas*”. 2 ed. Philadelphia: Elsevier, 2006.

[22] FONSECA, A. J. Classificação do Linfoma de Hodgkin: revisão histórica. *Acyta Scientiae Medica*, v. 1, p. 25-34, Mai 2008.

[23] STOPLER, M. C. “*eMedicineHealth: experts for everyday emergencies*”. Disponível em http://www.emedicinehealth.com/lymphoma/article_em.htm. Acesso em 09 set. 2010.

[24] MIRRA, A. P., LATORRE, M. R., VENEZIANO, D. B. “*Aspectos Epidemiológicos do Câncer no Município de São Paulo: Fatores de Risco*”.

Registro de Câncer de São Paulo. 2003.

[25] PELLIZZON, A.C.A., CASTRO, D.G., SALVAJOLI, J.V., MAIA, M.A.C., NOVAES, P.E.R.S., FOGAROLI, R.C., HANRIOT, R.M. ***“Rotinas e Condutas em Radioterapia”***. 3 ed. Lemar, 2008.

[26] VIERA, A. M. ***“Dosimetria dos sistemas de radiocirurgia estereotáxica com aceleradores lineares equipados com colimadores micro multi-lâminas”***. 2008. Tese (Doutorado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo.

[27] COELHO, T.L. ***“Desenvolvimento de um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ”***. 2010. Tese (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo.

[28] FERREIRA, T.A.; RASBAND, W. ***“The ImageJ User Guide version 1.43.”*** IMAGE PROCESSING AND ANALYSIS IN JAVA. 2010. Disponível em: <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/user-guide.pdf>. Acesso em: 04 ago. 2011.

[29] SUN NUCLEAR CORPORATION. ***“MapCHECK Reference Guide”***, Melbourne, Florida, 2008. Disponível em www.sunnuclear.com. Acesso: 06 ago. 2011.

[30] YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. ***Revista Brasileira de Física Médica***, v. 01, p. 141-149, Ago 2009.

[31] BRIESMEISTER, J. F. ***“MCNP: A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4C”***, LA-13709-M, Los Alamos Scientific Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 2000.

[32] SALVAT, F.; VAREA, J.M.F.; ACOSTA, E.; SEMPAY, J. ***“PENELOPE:***

A code system for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport", Nuclear Energy Agency. ORGANISATION FOR ECONOMIC CO-OPERATION AND DEVELOPMENT, 2001. Disponível em: <http://www.oecd-neo.org/dbprog/penelope.pdf>. Acesso: 25 set. 2011.

[33] KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D.W.O., TESSIER, F., WALTERS, B.R.B. *"The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport"*, NRCC Report PIRS-701, Canada, 2010. Disponível em: <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/documentation/pirs701.pdf>. Acesso: 04 ago. 2011.

[34] GEANT4 COLLABORATION. *"Geant4 User's Guide for Application Developers. Version: geant 9.4"*, Switzerland, 2010. Disponível em: <http://geant4.cern.ch>. Acesso: 25 set. 2011.

[35] OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. *"MCNP5-I Monte Carlo N-particle Transport Code System"*, RICC Compute Code Collection, Los Alamos Scientific Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 2000.

[36] SERRANO, B. et al. Monte Carlo simulation of a medical linear accelerator for radiotherapy use. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 119, p. 506-509, 2006.

[37] MESBAHI, A. et al. Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 62, p. 469-477, Mar 2005.

[38] MESBAHI, A. et al. Development and comissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 64, p. 656-662, 2006.

[39] MANIQUIS, V.L. *"Monte carlo dose verification of an x-ray beam*

in a virtual water phantom". 2006. Tese (Mestrado). Georgia Institute of Technology: George W. Woodruff School of Mechanical Engineering.