



AVALIAÇÃO DE FILTROS FÍSICOS MODIFICADORES DE CURVAS DE ISODOSE USADOS EM ACELERADORES RADIOTERÁPICOS

José Marques Lopes

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Março de 2013

AVALIAÇÃO DOS FILTROS FÍSICOS MODIFICADORES DA CURVA DE
ISODOSE USADOS EM ACELERADORES RADIOTERÁPICOS

José Marques Lopes

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. Walsan Wagner Pereira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2013

Lopes, José Marques

Avaliação dos Filtros Físicos Modificadores da Curva de Isodose Usados em Aceleradores Radioterápicos/ José Marques Lopes. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013

IX, 92 p.: il.; 29,7cm

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2013.

Referencia Bibliográfica: p. 78-84

1. Radioterapia. 2. MCNPX. 3. Aceleradores Lineares. 4. Filtros Físicos. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, Lenir Marques Domingos (in memoriam) e Francisco Lopes (in memoriam).
Tenho certeza que estariam muito felizes se estivessem aqui, mesmo sem entender perfeitamente o que se trata minha formação.
Saudades eternas...*

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaria de agradecer àquele que me escolheu antes que eu pudesse ter condições de conhecê-lo, que me deu forças frente às minhas dificuldades e que sempre está ao meu lado, carregando-me quando me faltam forças para continuar. Obrigado Senhor Deus!

A minha esposa que sempre me apoiou. A ela meus agradecimentos pelos momentos que participava de meus estudos, pois dessa forma podíamos ficar juntos. Te amo Silvânia.

Ao meu sogro e minha sogra. Estes que sempre intercederam ao Senhor por mim. Se algum sucesso há nisso, em parte devo a eles.

Aos meus irmãos, irmãs, cunhados e cunhadas que mesmo nas minhas ausências torciam pelo meu sucesso.

Aos meus colegas de turma, em especial ao grupo de Física Nuclear Aplicada. Eduardo, Paulinha, Tiago e Rita, foi muito bom ter conhecido vocês.

A todos os funcionários do programa de Engenharia Nuclear (PEN), pela boa vontade que me prestaram durante o curso de mestrado.

Aos professores do PEN que durante essa caminhada cooperaram para meu crescimento profissional.

Aos meus colegas do laboratório Artur e Jardel, cujas idéias e opiniões colaboraram muito.

A COI (Clinicas Oncológicas Integradas), na pessoa do físico Hélio Salmom que possibilitou as análises experimentais em suas dependências. Da mesma forma, gostaria de agradecer aos físicos da COI, em especial ao Ernani e ao Guilherme, que sempre estiveram dispostos em colaborar nas investidas experimentais. Muito obrigado!

Ao Laboratório de Nêutrons (IRD/CNEN) que, excelentemente representado pelos professores Evaldo e Walsan, permitiu as simulações no *cluster* da instituição.

Aos meus orientadores Ademir Xavier da Silva e Juraci Passos dos Reis Júnior por terem confiado a mim a responsabilidade de desenvolver esse trabalho e pelas inúmeras colaborações.

Aos componentes da banca examinadora que se dispuseram avaliar esse trabalho. Obrigado por aceitar o convite.

Finalmente, agradeço ao CNPQ por financiar esse trabalho. Uma ajuda imprescindível!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AVALIAÇÃO DOS FILTROS FÍSICOS MODIFICADORES DA CURVA DE ISODOSE USADOS EM ACELERADORES RADIOTERÁPICOS

José Marques Lopes

Março/2013

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

No presente trabalho foi desenvolvido e avaliado a modelagem computacional de filtros físicos de uso radioterápico usando feixe de 6 MV e campo de referência $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Para este estudo foi necessário modelar o acelerador linear Siemens Oncor Expression utilizando o código de Monte Carlo MCNPX. Duas técnicas de redução de variância foram utilizadas para otimizar a simulação: configuração de bremsstrahlung e o arquivo de espaço de fase. As medidas experimentais foram realizadas utilizando filmes radiocrômicos e câmara de ionização *PTW farmer*. Os resultados da caracterização de dosimetria para cada filtro físico modelado foram realizados com base nos perfis longitudinais e no percentual de dose em profundidade (PDP) do feixe. A comparação entre os modelos simulado e experimental apresentou um erro relativo médio de 3,64% para o perfil longitudinal e 2,8% para o PDP. Ademais, um estudo do endurecimento e degradação de energia do feixe sob influência dos filtros mostra um decréscimo proporcional de até 30% na faixa de energia 1-250 keV e um acréscimo proporcional de até 45% na faixa de energia de 5,75-6 MeV.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EVALUATION OF WEDGE FILTERS USED IN RADIOTHERAPY
ACCELERATORS

José Marques Lopes

March/2013

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

In the present work, was developed and evaluated a computational modeling of radiotherapy wedge filters using 6 MV beam and field reference $10 \times 10 \text{ cm}^2$. For this study it was necessary to model the Siemens Oncor Expression linear accelerator using the Monte Carlo code MCNPX. Two variance reduction techniques were used to optimize the simulation: setting bremsstrahlung and phase space. The experimental measurements were performed using radiocromics films and ionization chamber PTW farmer. The dosimetric characterization results for each modeled wedge filter were performed based on the profiles and percentage depth dose (PDD) of the beam. The comparison between the simulated and experimental models showed a mean relative error of 3.64% for the longitudinal profile and 2.8% for the PDD. The comparison between the simulated and experimental models showed a mean relative error of 3.64% for the longitudinal profile and 2.8% for the PDD. Moreover, a study of hardening and degradation of beam energy under the influence of filters shows a proportional decrease of 30% in the energy range 1-250 keV and a proportional increase of up to 45% in the energy range of 5.75-6 MeV.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	1
1.1 – Revisão Bibliográfica.....	3
1.2 – Relevância.....	6
1.3 – Objetivos.....	8
CAPÍTULO 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	10
2.1 - Fontes da radiação eletromagnética	10
2.1.1 – Radiação de Bremsstrahlung ou Radiação de Frenagem	10
2.1.2 – Raios X Característico	12
2.1.3 – A produção de radiação a partir da desmaterialização (aniquilação de pares)	14
2.1.4 – Efeito fotoelétrico.....	15
2.2 – Atenuação da Radiação Ionizante.....	16
2.3 – Grandezas Dosimétricas.....	18
2.3.1 – Dose Absorvida	19
2.4 – Filmes Radiocrômicos	19
2.5 – Tratamentos de câncer	22
2.5.1 – Cirurgia	22
2.5.2 – Quimioterapia	23
2.5.3 – Radioterapia.....	24
2.6 – Princípios da Radiobiologia.....	26
2.7 – Aceleradores lineares (LINAC's)	29
2.8 – Unidades Monitoras	34
2.9 – Curvas de Isodose	35
2.10 – Filtros físicos	36
2.11 – Método de Monte Carlo	38
2.11.1 – MCNP (Monte Carlo N-Particle).....	39
2.11.2 – Cálculo da Dose Utilizando MCNPX.....	40
CAPÍTULO 3 METODOLOGIA	42
3.1 – Modelagem Computacional.....	42
3.1.1 – Modelagem do acelerador linear Siemens ONCOR EXPRESSION ...	42
3.1.2 – Modelagem dos filtros físicos.....	43

3.1.3 – Justapondo os filtros físicos no acelerador modelado	48
3.1.4 – Técnicas de redução de variância.....	48
3.2 – Análises experimentais	52
3.2.1 – O adéque do filme radiocrômico	52
3.2.2 – A curva de calibração do filme radiocrômico	52
3.2.3 – O uso das placas de água sólida.....	53
3.2.4 – Obtendo os perfis em profundidade	54
3.2.5 – O uso das unidades monitoras.....	54
3.2.6 – Leitura dos filmes	56
CAPÍTULO 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	57
4.1 – Curva de calibração.....	57
4.2 – Comparando os PDPs.....	58
4.3 – Comparando os perfis longitudinais	64
4.4 – Espectros de energia	71
CAPÍTULO 5 CONCLUSÕES.	76
5.1 – Trabalhos futuros	77
REFERÊNCIAS.....	78
APÊNDICE 1- INPUT FILTRO FÍSICO 15 GRAUS	85
APÊNDICE 2- INPUT FILTRO FÍSICO 30 GRAUS	87
APÊNDICE 3- INPUT FILTRO FÍSICO 45 GRAUS	89
APÊNDICE 4- INPUT FILTRO FÍSICO 60 GRAUS	91

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

As células se reproduzem para atender diversas necessidades do corpo humano, seja para substituição de células mortas, recuperar a estrutura de um determinado ferimento ou para o crescimento corpóreo natural. Contudo, durante os processos multiplicativos, mecanismos celulares controladores são responsáveis por regular tanto a multiplicação quanto a diferenciação celular (OLIVEIRA, 2005). Uma eventual falha nesse mecanismo moderador pode acarretar uma proliferação descontrolada de células. Dando a estas a possibilidade de invadirem os órgãos e tecidos de regiões vizinhas, comprometendo a estrutura celular de áreas adjacentes. Após suas multiplicações, essas células tendem a ser colossalmente invasivas, tornando-se um aglomerado de células ultrajantes, conhecido como neoplasma.

Entretanto, a neoplasma pode apresentar-se de duas maneiras distintas, benigna ou maligna. A primeira é definida como um tumor de crescimento lento, bem delineado e de baixa hostilidade. Enquanto a segunda apresenta-se como um tumor altamente agressivo, causando prejuízos aos tecidos, invadindo locais propínquos. Essa neoplasma maligna conhecemos como câncer.

As causas dessa moléstia podem ser as mais variadas. Externamente podemos citar os hábitos socioculturais, como o uso excessivo do tabaco e do álcool, alimentação inadequada, exposição à radiação ionizante, entre outros. As causas internas estão costumeiramente relacionadas à hereditariedade e antecedentes de câncer na família (VIEGAS, 2003).


No Brasil essa neoplasia tem se tornado um dos maiores problemas da saúde pública, pois o número de suas vítimas aumenta a cada ano. Atualmente, a postura da sociedade frente à doença é relacioná-la ao óbito, acreditando que seu tratamento raramente tem cura (COSTA, 2005). Contudo, o câncer já não é mais sinônimo de morte. Quanto mais precocemente diagnosticado as chances de recuperação tornam-se cada vez maiores.

As pesquisas atuais na área da Física Médica são intensas e estão proporcionando aos pacientes o aumento da probabilidade de cura, esteadas em diagnósticos cada vez mais precoces oferecidos pela medicina, entre os quais podemos

citar a tomografia, importante ferramenta diagnóstica para o estágio preventivo (GONÇALVES, 2010).

Só para o ano de dois mil e treze, as estimativas apontam para um número de aproximadamente 518.510 novos casos da doença. Esse aumento de portadores da enfermidade tem como principal fator o envelhecimento da população, resultante do intenso processo de urbanização e das ações de promoção e recuperação da saúde (INCA, 2011). A Tabela 1 aponta as estimativas de incidência para os tipos de câncer mais frequentes no Brasil para 2012.

Tabela 1 - Estimativa para as incidências dos dez tipos de neoplasmas malignas mais frequentes no Brasil para ano de 2012. Exceto pele não melanoma (INCA, 2011).

Localização primária	casos novos	percentual			Localização primária	casos novos	percentual
Próstata	60.180	30,8%		Homens Mulheres	Mama Feminina	52.680	27,9%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	17.210	8,8%			Colo do Útero	17.540	9,3%
Cólon e Reto	14.180	7,3%			Cólon e Reto	15.960	8,4%
Estômago	12.670	6,5%			Glândula Tireoide	10.590	5,6%
Cavidade Oral	9.990	5,1%			Traqueia, Brônquio e Pulmão	10.110	5,3%
Esôfago	7.770	4,0%			Estômago	7.420	3,9%
Bexiga	6.210	3,2%			Ovário	6.190	3,3%
Laringe	6.110	3,1%			Corpo do Útero	4.520	2,4%
Linfoma não Hodgkin	5.190	2,7%			Linfoma não Hodgkin	4.450	2,4%
Sistema Nervoso Central	4.820	2,5%			Sistema Nervoso Central	4.450	2,4%

Um dos tratamentos utilizados para combate ao câncer é a radioterapia. Esse tipo de tratamento é o mais empregado no mundo, estima-se que esta modalidade terá sua aplicação em cerca de 60% (SILVA JÚNIOR, 2008) dos tratamentos oncológicos, seja este associado ou não a outras modalidades terapêuticas.

Em linhas gerais, podemos afirmar que a radioterapia utiliza-se da radiação ionizante e da sua capacidade danosa às células para extirpar tumores. Para otimização do procedimento, uma dose pré-estabelecida pelo médico é fracionada em seções (ou não, dependendo do órgão) até que a dose total seja entregue. O procedimento tem que ser minucioso, pois além de extinguir o tumor, deve-se preservar regiões sadias.

A Bomba de Cobalto e a Bomba de Césio, que utilizam como fontes radioativas ^{60}Co e ^{137}Cs , respectivamente, e os modernos Aceleradores Lineares (Linac, do inglês *Linear Accelerator*), que aceleram elétrons em campos de rádio frequência para obter radiação de *bremsstrahlung* (seção 2.1.1), são exemplos de equipamentos de radioterapia. Modificadores de feixe, que incluem blocos, filtros ou compensadores, são frequentemente usados para moldar os campos radioativos em uma variedade de

situações clínicas, como superfícies irregulares, ausência de homogeneidade nos tecidos ou irregularidades no volume do tumor.

Dentre os modificadores de feixe, os filtros físicos são elementos com a característica de cunha capazes de criar um gradiente de dose, atenuando a radiação em um lado do campo. Essa técnica mostra-se útil no acondicionamento do feixe em situações adversas, seja para situar o tumor preservando regiões sadias, ou distribuir melhor a dose em uma neoplasma. No entanto, pelo fato de ser feito com materiais como ferro e manganês, o filtro físico ao ser irradiado com energias da ordem de MeV produz espalhamento que pode influenciar significativamente a distribuição de dose, alterando o sistema de planejamento prescrito (LIU et al, 1997). Portanto, torna-se imprescindível para um sistema de planejamento confiável garantir-se de ferramentas capazes de modelar acuradamente os filtros físicos e investigar seus efeitos na dose total recebida pelo paciente.

1.1 – Revisão Bibliográfica

Nos últimos anos, vários trabalhos foram realizados na intenção de investigar características do campo radioativo quando estes são submetidos às influências dos modificadores de feixe. Abaixo estão algumas das mais importantes publicações, aqui presentes para melhor situar o leitor no contexto atual do problema.

Para calcular a dose Kernel, que descreve a distribuição de energia relativa depositada por unidade de volume seguindo uma interação inicial de fótons, nas proximidades do filtro físico, LIU et al (1997) desenvolveram uma técnica que nomearam de esfera bi-material. Esta consistia de um núcleo com mesmo material do filtro físico e uma casca externa de água com mesma densidade do núcleo. A intenção foi computar a deposição de energia na esfera bi-material a partir de partículas secundárias que escapariam do núcleo, e transmitissem suas energias para o envoltório de água. Seus resultados mostraram que houve considerável dose causada por espalhamento Compton, bremsstrahlung ou aniquilação. Finalmente, os autores puderam concluir que a dose gerada pelos filtros físicos pode ser uma fração significativa da dose total para grandes campos e altas energias de fótons, principalmente fótons Compton espalhados do filtro.

Visando desenvolver um método mais preciso em modelagem de campos dinâmicos utilizando as técnicas de Monte Carlo, VERHAEGEN e LIU (2001)

incluíram a quarta dimensão, tempo, nos componentes móveis do acelerador *Varian Enhanced Dynamic Wedge*, para energias de 6 a 10 MeV. Esse método foi nomeado pelos autores de *position-probability-sampling* (PPS), e consistia em utilizar o código BEAM MC para modelar dinamicamente feixes de fótons filtrados por amostragem da posição do movimento do colimador *jaw* a partir dos dados do *Segmented Treatment Table* (STT). Seus resultados foram comparados com resultados de outro método mais elaborado, conhecido como *static-component-simulation* (SCS). Suas aproximações tiveram excelente ajuste e a partir dos dados observados puderam concluir que o método PPS é uma ferramenta confiável na simulação de colimadores dinâmicos.

Por ser extremamente importante no plano de tratamento envolvendo filtros dinâmicos (DW), SHIH et al (2001) examinaram as características dosimétricas dos DW usando o código EGS4/BEAM. Feixes de fótons de 6 MV e 18MV do acelerador *Varian 2100C* foram simulados para obter informações detalhadas dos espectros das energias de fótons, energia média, entre outros. Os ajustes foram excelentes, permitindo aos autores afirmar em suas conclusões que o método de Monte Carlo os permitiu obter características mais detalhadas, que não seriam possíveis com métodos de medidas convencionais.

SPEZI et al (2001) desenvolveram o *Rectilinear Voxel Geometry Module*, a partir DOSXYZ para simulação dos modificadores de feixe, incluindo *Wax Filter*. Um trabalho laborioso foi desenvolvido para que se pudesse estudar detalhadamente, entre outros, os filtros físicos em simulações do acelerador *Varian Clinac 2100CD*, modelado no código BEAM. Os ajustes do perfil de dose em profundidade e do perfil longitudinal tiveram boa concordância para campos abertos e sob influência dos filtros físicos, mostrando que a nova técnica utilizada adapta-se muito bem como ferramenta para análise de modificadores de feixe com geometria complexa, podendo em alguns casos superar métodos dosimétricos tradicionais.

Uma ferramenta nomeada MCDOSE, ideal para o cálculo de dose no planejamento de tratamento em radioterapia foi desenvolvido por LI et al (2000). A principal característica desse recurso foi a inclusão de técnicas de redução de variância nas simulações. A base para validação dessa nova ferramenta foi o código BEAM/DOSXYZ, onde por meio de comparações pôde-se avaliar os resultados obtidos. Estes mostraram que o cálculo de dose no MCDOSE para filtros de quarenta e cinco e sessenta graus, é considerado preciso, conveniente e eficiente. Em algumas situações superando o código BEAM/DOSXYZ em dezenove vezes no quesito rapidez.

Mais tarde, o MCDOSE foi associado a um software desenvolvido para aplicações clínicas. MA et al (2002) apresentaram comparações de distribuição de dose em vários fantasmas e geometrias realísticas de pacientes utilizando o MCDOSE, o código DOSXYZ e medidas experimentais. Novamente a nova ferramenta mostrou-se mais eficiente e conveniente para rotina de tratamento, chegando a ser 10 a 30 vezes mais rápido que o DOSXYZ, dependendo das técnicas de redução de variância utilizadas.

Uma averiguação das características individuais e um estudo comparativo entre os filtros dinâmico e físico foi elaborado por SHIH et al (2001). O código utilizado no estudo foi o EGS4/BEAM/DOSXYZ, para simular feixes de 6MV de um acelerador *Varian 2100C*. Finalmente os autores puderam observar diferenças significativas entre os filtros, no que diz respeito ao espectro, fluência, contaminação de elétrons, entre outros. A confiança de suas conclusões baseou-se nos resultados de suas medidas, que foram excelentes, não excedendo 1%.

A técnica rigorosa do método de Monte Carlo o tornou uma ferramenta de referência para desenvolvimento de outras metodologias para o cálculo de dose. Partindo desse princípio, WANG et al (1998) desenvolveram uma técnica que marcadamente melhorou a eficiência do transporte de partículas e do cálculo da dose computacional. O novo código, nomeado MCPAT, implementado com diversas técnicas de redução de variância, pode ser aplicado em situações clínicas. Para campos com modificadores de feixe, os autores encontraram um bom ajuste, dentro da faixa de 2%, que os possibilitou validar o modelo de campo sob influência dos filtros físicos. Dependendo do tamanho do campo e da geometria a ser irradiada, a eficiência conquistada com novo método superou os cálculos baseados no DOSXYZ em 10 a 20 vezes.

Em um estudo comparativo entre feixes sob influência de filtros físicos simulados no código BEAM e obtidos experimentalmente no *Elekta SL*, foi feito por ZEE et al (2002). Para a realização deste trabalho foi desenvolvido uma ferramenta específica para filtros físicos, chamado WEDGE. Os resultados de suas medidas apresentaram boa aproximação, que os deram subsídios para que pudessem estudar a contribuição dos filtros no espalhamento.

Para investigar a influência dos filtros dinâmicos no espectro de fótons de 6 a 10 MeV do *Siemens MD2*, VERHAEGEN (1999) utilizou informações do manual do fabricante para modelar o acelerador, citado anteriormente, no código EGS4/BEAM. O

movimento do filtro foi simulado em vários arquivos de espaço fase, onde as diversas posições foram posteriormente simuladas uma após a outra, substituindo o movimento constante do filtro por um movimento discreto nas simulações. A distribuição de dose foi calculada em um fantoma de água utilizando o DOSXYZ. Os resultados obtidos nas análises fizeram os autores afirmar que o procedimento adotado por eles, ou seja, a discretização do movimento apresenta-se como uma boa ferramenta para simulações dinâmicas em tratamentos radioterápicos.

1.2 – Relevância

Em alguns planejamentos radioterápicos faz-se necessário usar curvas de isodose (seção 2.9) que não sejam planas, suas linhas devem formar ângulos pré-estabelecidos. Para uma isodose nesses moldes, insere-se sob o feixe um filtro metálico com um formato de cunha. Dos diversos tratamentos que exigem essa técnica, serão apresentados na sequência três tipos de terapêutica na radioterapia que costumadamente usam filtros físicos na intenção de melhor distribuir as curvas de isodose.

Segundo tipo mais frequente no mundo, o câncer de mama é o mais comum entre as mulheres, respondendo por 22% dos casos novos a cada ano (INCA, 2013). Para o tratamento radioterápico desta moléstia, visando compensar os contornos não-uniformes da região, é comum o uso dos filtros físicos em posições como mostrado na Figura 1.1.

É possível perceber que na Figura 1.1a, que há uma má distribuição das curvas de isodose, quando comparado com a Figura 1.1b. Nesta, a inclusão dos filtros físicos resultou em uma melhor distribuição das curvas de isodose, inibindo as regiões conhecidas como regiões quentes. Note que a parte mais espessa da cunha fica exatamente virada para região da curva quente, diminuindo o percentual de dose acima do aceitável que existia ali.

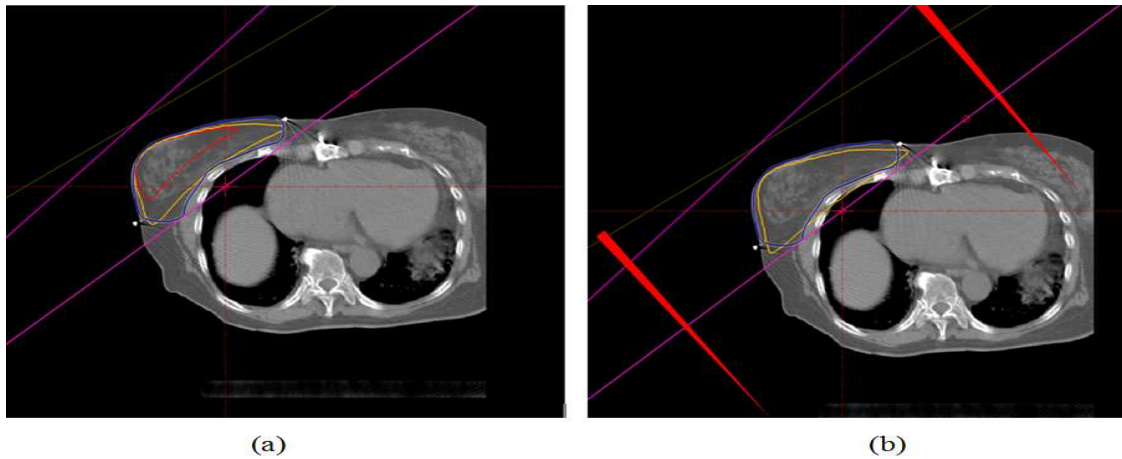


Figura 1.1 – O uso dos filtros físicos para tratamento radioterápico de câncer de mama. Em (a) temos a visualização das curvas de isodose em um campo aberto. Em (b) o uso dos filtros físicos inibe regiões quentes, aqui representadas em cor vermelha, com entrega em torno de 104% da dose estabelecida para o tratamento.

O câncer de pulmão é o mais comum de todos os tumores malignos, apresentando aumento de 2% por ano na sua incidência mundial (INCA, 2013). A radioterapia é uma terapêutica indicada para este tipo de doença. Note, em tom esverdeado na Figura 1.2a, a curva de isodose que indica 105% da dose entregue para toda região do pulmão se concentrando no lado direito da figura. Contudo, quando os filtros físicos são introduzidos sob os campos de radiação, a isodose se redistribui homogeneamente no órgão.

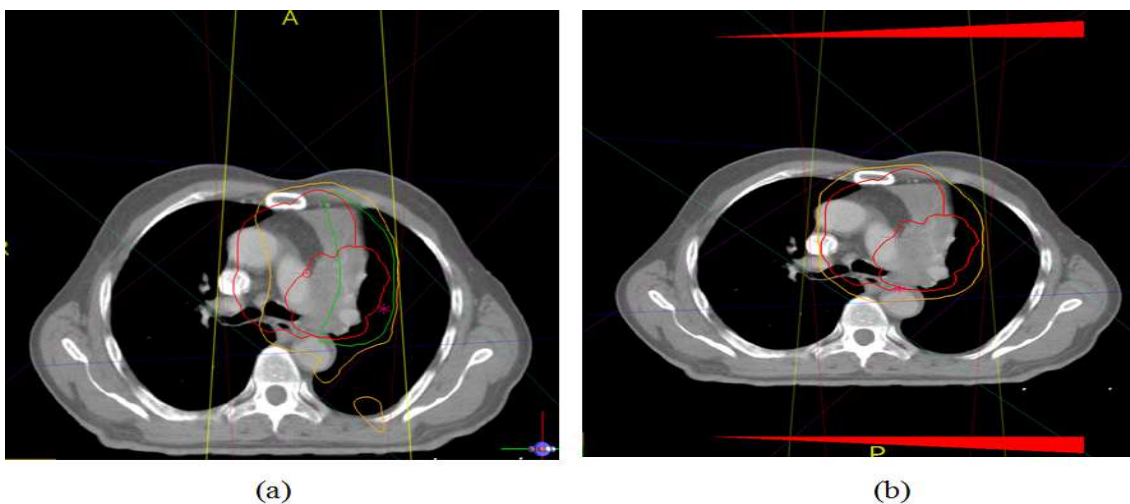


Figura 1.2 – O uso dos filtros físicos em um tratamento de câncer de pulmão. Em (a) o campo aberto e em (b) percebe-se a ausência de regiões quentes devido à presença dos filtros físicos.

O câncer colorretal abrange tumores que acometem um segmento do intestino grosso (o cólon) e o reto. Em radioterapia é comum o uso de quatro filtros físicos para o tratamento desta moléstia. Na Figura 1.3, a região quente é apresentada em tons avermelhados. Mais uma vez é notória a ausência indesejável das curvas de 105% quando o campo encontra-se sob influencia dos filtros físicos.

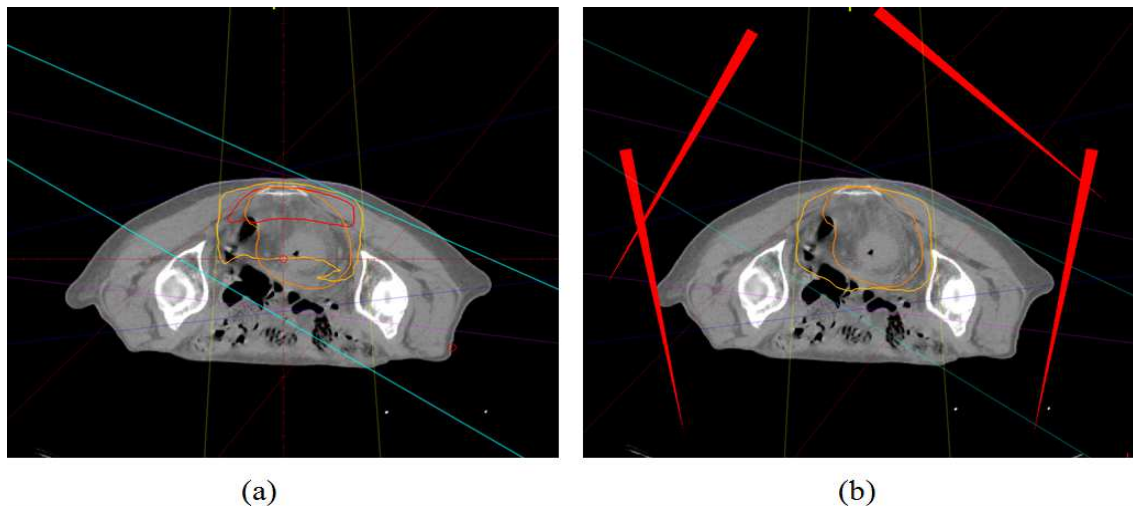


Figura 1.3 – Tratamento do câncer de reto. Em (a) temos as curvas de isodose em campo aberto e em (b) a melhor distribuição das curvas.

Do exposto acima, verifica-se a utilidade dos filtros físicos em tratamentos de radioterapia. Além disso, na seção 1.2 percebe-se o interesse da comunidade científica em estudos que melhor explore o conhecimento teórico dos filtros físicos para sua eficiente aplicação, fazendo com que doses indesejáveis sejam constantemente minimizadas em modernos aceleradores lineares, diminuindo admiravelmente os efeitos somáticos associado ao feixe radioativo. Portanto, a validação dos filtros físicos possibilitará que estes passem a ser simulados teoricamente em um eventual planejamento para tratamento radioterápico, fazendo com que diferenças entre o modelo teórico e a atividade prática durante o tratamento clínico sejam evitadas ou estudadas mais profundamente.

1.3 – Objetivos

A partir dos dados obtidos experimentalmente com filmes radiocrômicos e com as informações contidas nos arquivos que documentam o comissionamento do acelerador linear Oncor Expression, modelar os quatro filtros físicos, cujos ângulos

correspondem 15, 30, 45 e 60 graus, para um feixe de 6 MV, utilizando o código MCNPX.

Para que o objetivo principal deste trabalho fosse alcançado, estabeleceram-se as seguintes metas:

- Modelar os filtros físicos;
- Inserir os dados dos filtros no arquivo de entrada (*input*) que simula o acelerador linear;
- Obter por simulação de Monte Carlo os perfis de dose em profundidade (PDP) e compará-los graficamente com os dados do comissionamento do acelerador;
- Obter por simulação de Monte Carlo os perfis longitudinais dos filtros físicos e compará-los com os resultados levantados experimentalmente com o filme radiocrômico.
- Analisar o endurecimento e a degradação de energia do espectro do feixe de 6 MV, para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e distância superfície fonte (DSF) de 100 cm.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 - Fontes da radiação eletromagnética

Desde o momento de sua descoberta, em 1896 por Wilhem Konrad Roentgen, os raios X tem se mostrado fundamentalmente importante em aplicações nos mais variados campos de estudo, entre os quais se destacam a física, engenharia e medicina.

Nas ciências médicas, por muito tempo, o uso de isótopos radioativos prevaleceu. No entanto, a contínua irradiação dessas substâncias associada ao perigo no manuseio das máquinas ou aparelhos que as mantinham encapsuladas, ou até mesmo uma eventual fissura na blindagem, poderia expor o profissional da saúde e o paciente a doses desnecessárias.

Atualmente, nos tratamentos radioterápicos são utilizados *Aceleradores Lineares* de partículas (seção 2.7). Estes são responsáveis pela produção de feixes radioativos nas mais variadas intensidades. Apresentam risco radioativo nulo, desde que o aparelho encontre-se desligado.

Para compreendermos as diversas fontes de emissão eletromagnética, faz-se necessário conhecer a interação dos fótons e elétrons com a matéria.

2.1.1 – Radiação de Bremsstrahlung ou Radiação de Frenagem

Essa radiação é produzida quando um elétron passa próximo ao núcleo de um átomo com alto número atômico, sendo atraído pelo núcleo deste e desviado de sua trajetória original.

Esta técnica é muito utilizada para obter feixes de raios X, como mostrado na Figura 2.1. Dentro de uma região de vácuo, uma diferença de potencial (ddp) é aplicada entre os eletrodos. Influenciados pelo campo elétrico, os elétrons são acelerados a partir do catodo. Quando tais partículas transitarem em torno das regiões do núcleo do material que compõe o anodo, sofrerão influência Colombiana, experimentando uma súbita deflexão e desaceleração. Então, pela conjectura da

conservação, toda energia cinética perdida pelo elétron sobrevém em radiação eletromagnética.

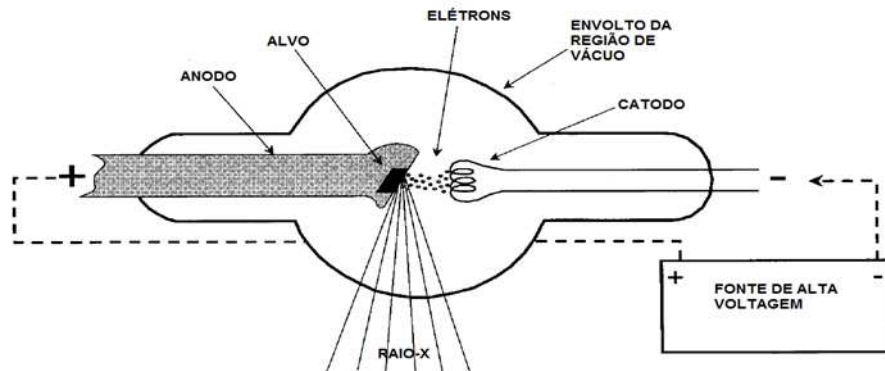


Figura 2.1 – Produção simples de raios X por meio de ddp em região de vácuo e eletrodos (BUSHBERG, 2002).

A energia da radiação originada desse tipo de interação é diretamente proporcional à energia do elétron incidente e diretamente proporcional ao número atômico do material alvo. De igual forma, a distância entre o núcleo e o trajeto da partícula (parâmetro de impacto, visto na Figura 2.2), também colabora inversamente para energia da radiação, visto que a *Lei de Coulomb* decresce com o inverso do quadrado da distância.

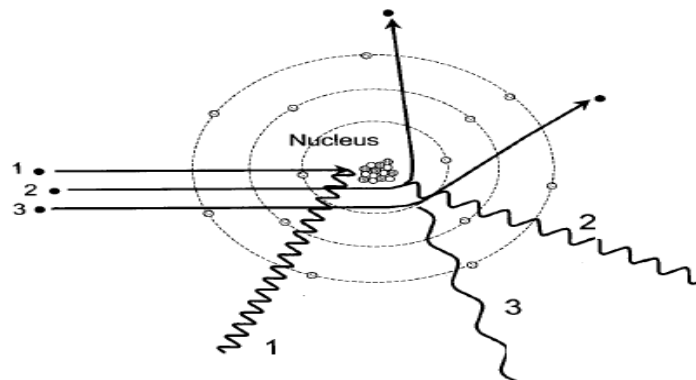


Figura 2.2 – A influência do Parâmetro de Impacto na Radiação de Frenagem (BUSHBERG, 2002).

Na Figura 2.2, pode-se relacionar esquematicamente a influencia do parâmetro de impacto na produção de radiação de bremsstrahlung. Referindo-se aos conceitos quânticos da energia, $E=hc/\lambda$, pode-se observar que a partícula classificada como 1, teve seu movimento totalmente impedido por se chocar frontalmente com o núcleo. Para este caso o valor da energia da radiação eletromagnética será a mesma da energia cinética antes da colisão, portanto pequeno comprimento de onda e radiação

altamente energética. A partícula 2 interage com bastante proximidade e a radiação tem comprimento de onda intermediário. Finalmente a partícula 3 interage distante e conseqüentemente tem grande comprimento de onda, caracterizando pouca energia de radiação.

Considerando todas as possíveis radiações devido às interações colombianas, pode-se cogitar que existirão todas as possíveis energias fotoeletrônicas, desde a interação mínima até a energia resultante da perda total de energia do elétron. Cujas situações só não é realista por conta da rápida absorção dos fótons de baixa energia pelo material colimador, ou até mesmo a absorção dos fótons pelas moléculas contidas no ar durante o trajeto alvo-detector. Portanto o espectro da radiação de bremsstrahlung se dá de acordo com a Figura 2.3.

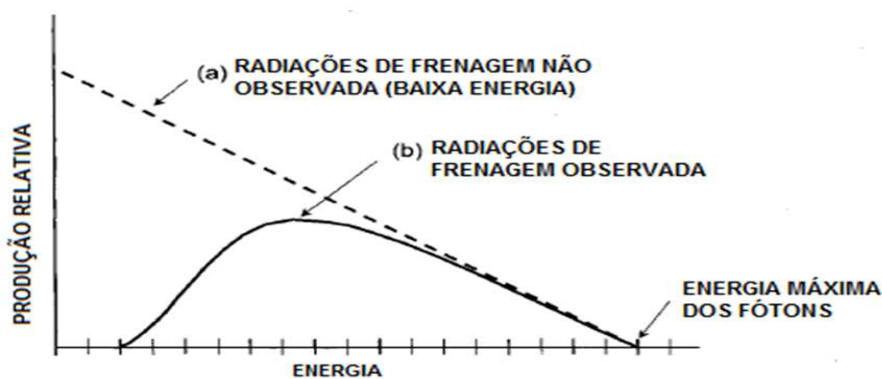


Figura 2.3 – Espectro da radiação de bremsstrahlung (BUSHBERG, 2002).

2.1.2 – Raios X Característico

Quando um fóton interage com a eletrosfera do átomo, duas situações distintas são esperadas.

Uma delas é a absorção total do fóton pelo átomo, fazendo com que este passe a um estado temporário de excitação. A estratégia nuclear de regresso ao seu estado fundamental é a liberação desse excesso de energia em forma de radiação eletromagnética, exatamente com a mesma energia da radiação anteriormente incidente, no entanto em diferentes direções. Esse processo é conhecido como *Espalhamento de Rayleigh* (Figura 2.4a).

No entanto, durante a trajetória, pode acontecer dessa radiação interagir com elétrons que ocupem camadas eletrônicas desse átomo. Conseqüentemente o fóton transfere energia suficiente para que o elétron supere sua energia de ligação, fazendo

com que este escape de suas relações atômicas. O chamado *Efeito Compton* (Figura 2.4b). A diferença entre os comprimentos de onda do fóton incidente e do fóton espalhado ($\lambda_2 - \lambda_1$) é dado pela Equação 2.1:

$$\lambda_2 - \lambda_1 = h/mc (1 - \cos\theta) \quad (\text{Eq. 2.1})$$

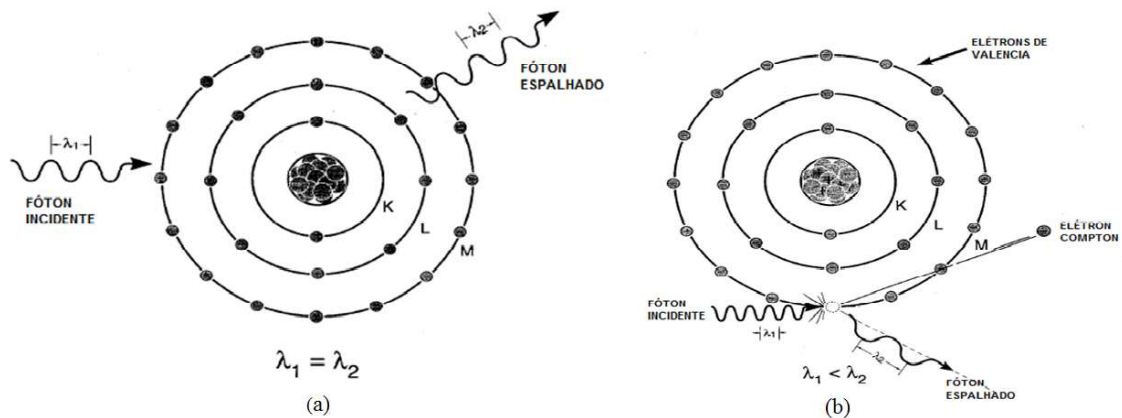


Figura 2.4 – À esquerda uma representação esquemática do *Espalhamento de Rayleigh*, onde o comprimento de onda do fóton de entrada é semelhante ao comprimento de onda do fóton espalhado. À direita a representação do *Efeito Compton* (BUSHBERG, 2002).

Para reacomodar o átomo em sua estrutura anterior, uma realocação eletrônica se configura nesta etapa. Elétrons de camadas mais externas passam a fazer parte da vacância anteriormente deixada pelo efeito Compton. Como a energia de ligação elétron-átomo das partículas de camadas mais externa é maior que a energia de ligação das partículas das camadas mais internas, esta diferença de energia é dispensada em forma de radiação.

De acordo com a Figura 2.5 pode-se observar os picos de radiação característica. As nomenclaturas K_α e K_β representam os saltos quânticos da camada L para camada K e da camada M para camada K, respectivamente.

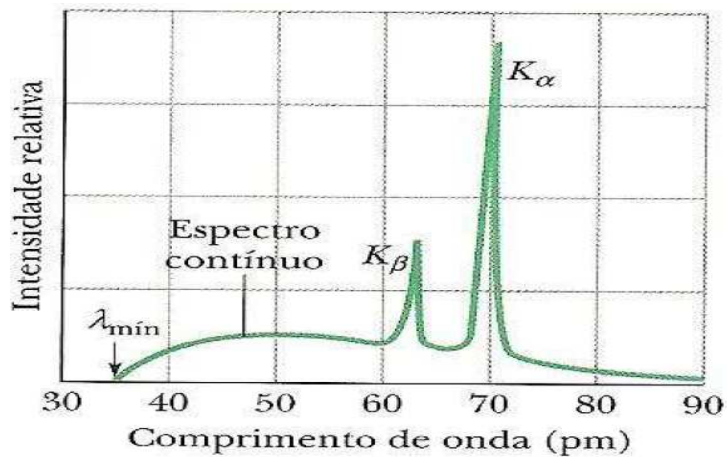


Figura 2.5 – O espectro de radiação característico do átomo de Molibdênio submetido a interações com elétrons rápidos. (HALLIDAY, 2009).

2.1.3 – A produção de radiação a partir da desmaterialização (aniquilação de pares)

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética é a produção do par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons com energia superior a 1,022 MeV interage com o campo elétrico de núcleos de alto número atômico (TAUHATA, 2003). Nesta situação a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron (Figura 2.6), cuja equação de conservação se dá de acordo com a expressão 2.2.

$$hf = E_- + E_+ = (m_0c^2 + K_-) + (m_0c^2 + K_+) = K_- + K_+ + 2m_0c^2 \quad (\text{Eq. 2.2})$$

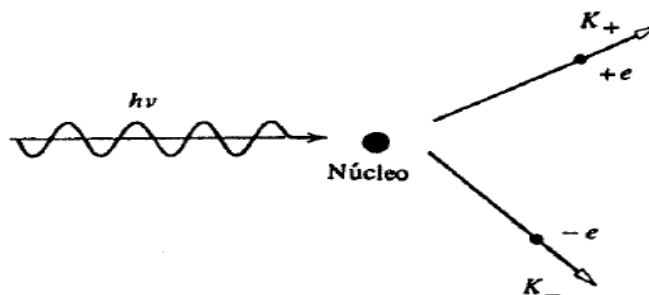


Figura 2.6 – Esquema mostrando a materialização da energia, produção de pares (EISBERG, 1994).

A partir do momento de sua criação, o pósitron colide sucessivamente com a matéria, perdendo sua energia cinética, restando-lhe apenas sua energia de repouso (0,511 MeV). Em determinado momento, como em um processo inverso da

materialização da energia, o pósitron combina-se com elétron formando um sistema ligado conhecido como *átomo positrônico*. Em uma espécie de “dança da morte”, ambos giram em torno do centro de massa do conjunto por um tempo de aproximadamente 10^{-10} segundos até se aniquilarem mutuamente, criando dois fótons de 0,511 MeV (Figura 2.7). Isto justifica-se no fato do momento ser nulo no período imediatamente antes da desmaterialização. No entanto, o momento não se conserva apenas com a produção de dois fótons, mas estes têm que ter sentidos opostos. Uma situação menos provável, mas possível, é a criação de três fótons, cada um com energia de 0,34 MeV, com ângulos entre eles de cento e vinte graus.

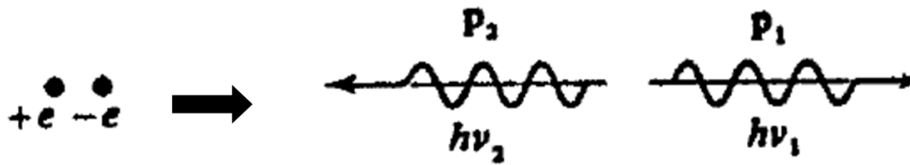


Figura 2.7 – Produção da radiação eletromagnética a partir da aniquilação da matéria (EISBERG, 1994).

2.1.4 – Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico toda energia do fóton incidente é transferida para o elétron, e este é ejetado do átomo. A energia de ejeção do fotoelétron (K) é igual à energia do fóton incidente ($h\nu$) menos a energia de ligação do elétron (Φ), conhecida como função trabalho. Esta última uma característica individual de cada material (Figura 2.8).

$$K = h\nu - \Phi \quad (\text{Eq. 2.3})$$

De acordo com a Equação 2.3 pode-se perceber que para ocorrer o efeito fotoelétrico a energia do fóton incidente tem que ser maior que a energia de ligação do elétron.

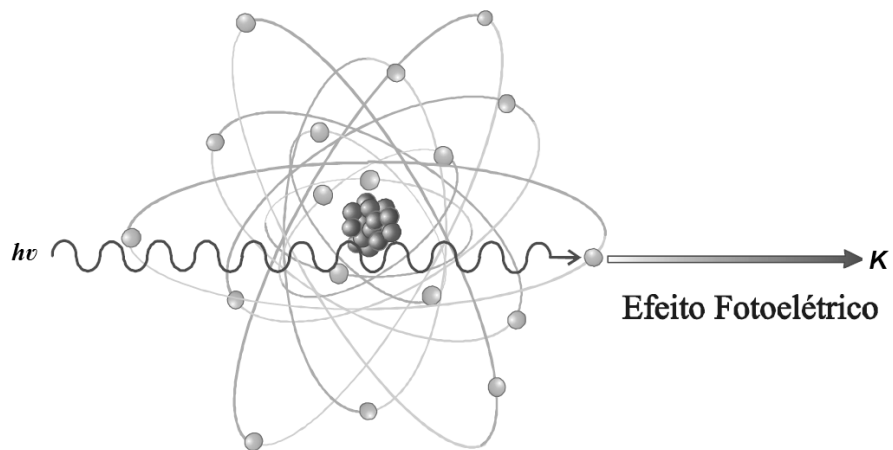


Figura 2.8 – Esquema do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 2003)

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias de fótons e para elemento químico com elevado número atômico. A probabilidade de ocorrência aumenta com Z^4 e decresce rapidamente com o aumento da energia. Para o chumbo o efeito fotoelétrico é predominante para energias menores que 0,6 MV e para o alumínio para energias menores que 0,06 MV (TAUHATA, 2003).

2.2 – Atenuação da Radiação Ionizante

Os fótons são radiações ionizantes com capacidade de atravessar materiais opacos, incluindo a matéria sólida. No entanto, à medida que cruzam tais materiais, a intensidade radioativa diminui. A natureza desse comportamento é regida pelo comportamento exponencial dado pela relação 2.4:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

Onde I_0 é a intensidade radioativa antes do feixe de fótons colidir com o material, I é a intensidade do feixe depois de ter passado pelo material de espessura x e com *coeficiente de atenuação linear* μ . Note que quanto maior for a espessura do material ou o valor do coeficiente μ , menor será o valor da intensidade radioativa que atravessa o material.

O *coeficiente de atenuação linear* μ (Tabela 2.1), é uma constante de proporcionalidade com valores individuais para cada material. Seu valor é determinado experimentalmente e depende da densidade do material e da energia dos fótons.

Tabela 2.1 – Coeficiente de atenuação linear de alguns materiais (ANDREUCCI, 2003)

Energia (MeV)	Alumínio (1/cm)	Chumbo (1/cm)	Concreto (1/cm)	Aço (1/cm)	Uranio (1/cm)	Tijolo (1/cm)
0,102	0,444	60,200	0,390	2,700	19,820	0,369
0,150	0,362	20,870	0,327	1,437	45,250	0,245
0,200	0,358	5,000	0,290	1,080	21,880	0,200
0,300	0,278	4,000	0,250	0,833	8,450	0,169
0,409	0,247	2,430	0,224	0,720	4,840	0,149
0,500	0,227	1,640	0,204	0,650	3,290	0,135
0,600	0,210	1,290	0,189	0,600	2,540	0,125
0,800	0,184	0,950	0,166	0,520	1,780	0,109
1,022	0,165	0,772	0,150	0,460	1,420	0,098
1,250	0,148	0,620	0,133	0,410	1,000	0,088
1,500	0,136	0,588	0,121	0,380	0,800	0,080
2,000	0,177	0,504	-	-	-	-

Observe também que quanto maior for o número atômico maior a capacidade de esse material absorver radiação eletromagnética. Igualmente, a capacidade diminui quanto maior for a energia da radiação incidente.

Em um tratamento radioterapêutico, é necessário obter um feixe que se aproxime do homogêneo, para que fótons de baixas energias não prejudiquem tecidos saudáveis no trajeto até o tumor localizado a uma determinada profundidade. Pelo que foi exposto acima, principalmente os dados apresentados na Tabela 2.1, não é difícil compreender que fótons com menores energias são usualmente os primeiros a serem interceptados por um entrave, permitindo a permanência apenas dos fótons com maiores energias (Figura 2.9). Com essa nova roupagem, que é a retirada dos fótons de baixa energia e a permanência dos fótons de alta energia, o feixe radioativo característico passa a se chamar feixe duro (do inglês *beam hardening*)

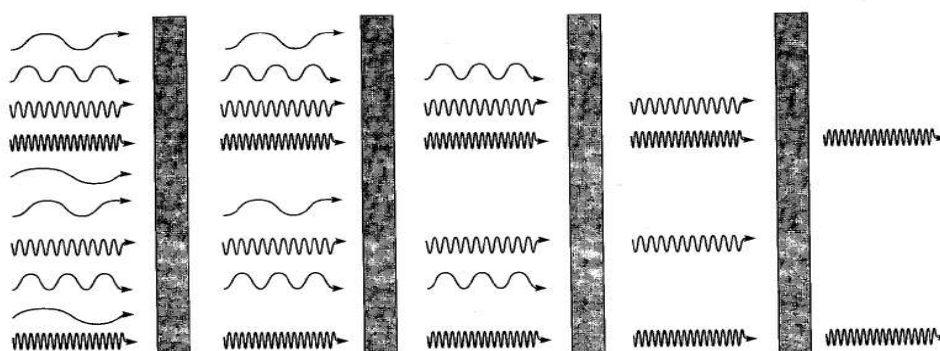


Figura 2.9 – Esquema da produção de um *beam hardening* (BUSHBERG, 2002)

Perceba que ao final de uma série de atenuações, apenas fótons com pequeno comprimento de onda, ou alta energia, prevaleceram. O mesmo resultado poderia ser alcançado sobrepondo as quatro barreiras. Neste exemplo prevalece a ideia de que fótons de diferentes energias são interceptados em momentos díspares.

Outra utilidade do *coeficiente linear de absorção* como constante de proporcionalidade é no cálculo do número de fótons removidos. Supondo que fossemos capaz de contabilizar o número de fótons (N) que chegam à blindagem de espessura Δx , e o número de fótons que são transmitidos (n), poderíamos relacioná-los pela expressão 2.5:

$$n = \mu N \Delta x \quad (\text{Eq. 2.5})$$

2.3 – Grandezas Dosimétricas

As comissões consagradas internacionalmente e responsáveis por organizar e uniformizar as grandezas utilizadas nas medidas radiológicas são a ICRU (*International Commission on Radiation Unit and Measurement*) e ICRP (*International Commission on Radiation Protection*). A primeira definindo as grandezas físicas básicas e operacionais, enquanto a segunda deliberando grandezas limitantes de radioproteção.

Para o uso em proteção radiológica, duas grandezas são definidas. A grandeza limitante, que aponta o risco à saúde pública devido às radiações ionizantes, e as grandezas operacionais, levam em consideração as atividades de radioproteção (CASTRO, 2005).

Devido às constantes atualizações das ciências no meio radiológico, algumas novas recomendações também foram somadas ao longo dos anos. À ICRP foram acrescentadas novas grandezas para aplicação em proteção radiológica, fundamentadas em revisões de muitos conceitos básicos utilizados na proteção contra exposição a fontes de radiação ionizantes, seja externamente ou internamente ao corpo humano. As três principais grandezas recomendadas pela ICRP publicação de número 60, de 1991, são: *Dose Absorvida*, *Dose Equivalente* e *Dose Efetiva*. Nosso estudo envolverá apenas a Dose Absorvida.

2.3.1 – Dose Absorvida

É a grandeza mais importante em radiobiologia e radiologia. Sua caracterização é consequência das diversas transferências de energia para o material através do trajeto da radiação ionizante no meio. A energia cedida é a soma de todas as energias entrantes no volume de interesse menos toda energia que sai desse volume. Em outras palavras, é definida como a média de energia $\bar{\epsilon}$ cedida à matéria de massa m , com volume finito, por radiação ionizante:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{Eq. 2.6})$$

A Dose Absorvida é expressa em unidades de joule por quilograma (J/kg) no sistema internacional de unidades. No entanto a unidade gray (Gy) é bastante utilizada. Suas relações são unitárias, ou seja, $1\text{J/kg} = 1\text{Gy}$.

É importante salientar que a Dose Absorvida é consequência de todos os tipos de radiação, sejam estas particuladas ou não. De igual modo, em proteção radiológica, muitas vezes é importante saber, não apenas a dose total absorvida, mas também o período de tempo sobre o qual a dose foi adquirida, conhecida como taxa de dose absorvida, pois o tempo tem papel importante nos efeitos biológicos da radiação.

2.4 – Filmes Radiocrômicos

Os dosímetros radiocrômicos podem ser encontrados sob diversas formas. Um dos formatos mais utilizados é o filme, cujas espessuras variam de alguns *microns* até alguns milímetros. O filme radiocrômico é composto por polímeros com um aditivo sensível à radiação ionizante. Ao ser exposto à radiação, a camada de corante cromóforo existente nos compostos poliméricos que antes possuía tonalidade suave, quase transparente, torna-se mais escura sob um tom mais esverdeado, distinguindo assim regiões afetadas pela radiação. Ainda, o polímero absorve luz e a transmissão da luz através do filme pode ser medida com o uso de um *scanner* (CARDOSO, 2012), especificamente conhecido como espectrofotômetro.

Essa modalidade dosimétrica é amplamente utilizada em dosimetria acima de 10 Gy (BOHRER, 2011). Portanto bastante útil em investidas industriais que

necessitam análise radiológica, bem como em clínicas de radioterapia para averiguações dosimétricas em aceleradores lineares.

Ademais, o filme radiocrômico possui algumas características cujas praticidades tornam-se evidentes quanto ao seu uso em relação aos filmes radiográficos. Além de ter uma vida longa, apresentam excelente resolução por não possuir granulados de cristais em sua composição. Por possuir baixa sensibilidade à luz visível, dispensa o uso de câmaras escuras. Ainda, não se faz necessário revelar o filme radiocrômico por meio de produtos químicos, agentes ópticos ou térmicos. Outro fator importante é sua composição que se aproxima do tecido equivalente: 40,85% de H; 0,1% de Li; 42,37% de C; 0,01% de U; 16,59% de O; 0,04% de Cl; 0,01% de K e 0,01% de Br (CARDOSO, 2012). Na Figura 2.10 apresentamos as dimensões do filme radiocrômico utilizado em nossa pesquisa.

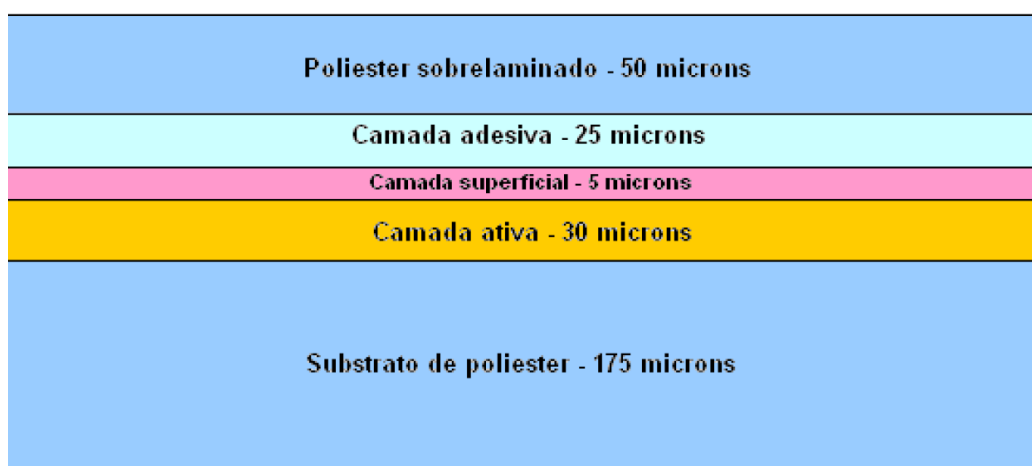


Figura 2.10 – Ilustração das camadas do filme *GafChromic® EBT 2* (SOUZA, 2012)

Por outro lado, o seu manuseio exige algumas habilidades para uma excelente resposta. Os filmes radiocrômicos devem ser protegidos da luz ultravioleta e da umidade. Devem ser hermeticamente fechados para que sua superfície óptica não seja tocada, riscada ou contaminada com poeira, gordura ou vapor d'água.

O estudo dos filtros é baseado nas suas características de transmissão da luz (Equação 2.7). Tal transmissão (T) é definida como a razão entre a quantidade de luminosidade que atravessa o filme (I) e a quantidade de luminosidade incidente (I_0). Portanto:

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (\text{Eq. 2.7})$$

O grau de enegrecimento do filme é descrito pela densidade ótica (DO), relacionando valores como na Equação 2.8:

$$DO = \log_{10} \frac{1}{T} = \log_{10} \frac{I_0}{I} \quad (\text{Eq. 2.8})$$

Uma característica importante é a sensibilidade ou a velocidade de um filme. Esta é determinada como a dose necessária para produzir uma densidade ótica de valor unitário (COELHO, 2010). No entanto alguns fatores podem alterar este atributo, como o tipo de *scanner* ou o densitômetro utilizados no processo de análise.

Uma maneira comumente utilizada para calibração dos filmes é relacionando a densidade ótica (DO) em função da dose em um gráfico *mono-log*. Cada filme apresentará um arranjo diferente (vide Figura 2.11), conhecida como curva sensitométrica.

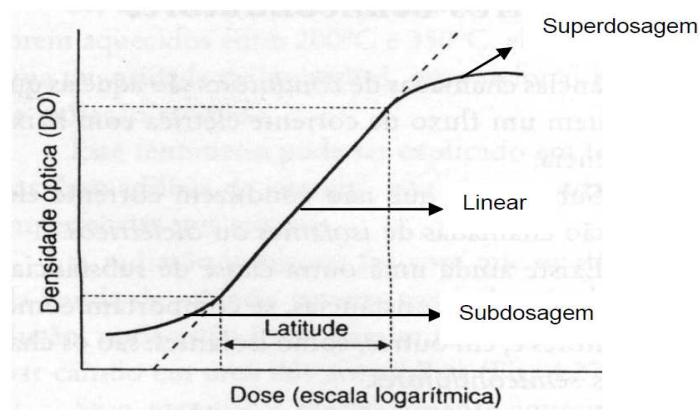


Figura 2.11 – Curva sensitométrica (COELHO, 2010)

Pode-se observar na curva sensitométrica três regiões de interesse. A região de subdosagem, caracterizada por valores baixos de densidade ótica, podendo ser considerado como ruído. A região de superdosagem, onde prevalece a região de saturação do filme. Um fato interessante é o comportamento da densidade ótica nessa região permanecerá praticamente constante, independente da quantidade de radiação para o qual o filme estará sendo exposto. Finalmente, a parte linear na qual se deve trabalhar. Esta é a região de dose na qual seus valores experimentais serão confiáveis.

Há duas maneiras de obter a curva característica de um filme radiocromico. A primeira é utilizando um densitometro, que fornece a densidade ótica do filme. Através desta levanta-se a curva característica do filme e associasse à dose. A segunda é por meio de um *scanner* que por meio de um *software* diferencia as tonalidades de cinza causadas pela radiação ionizante.

Os Filmes Gafcrômicos tipo EBT podem facilmente ser cortados de acordo com a forma e tamanho necessários. É preferível usar uma tesoura ou um cortador tipo guilhotina. Contudo, com certo cuidado, bons resultados podem ser obtidos usando uma faca bem afiada.

Como a camada externa do filme Gafcrômico é de poliéster, esta pode ser marcada com uma caneta sem danificar a camada ativa. Se a marca interferir na interpretação da imagem obtida, ela pode ser removida com movimento suave de um pano macio, ou um tecido umedecido com um solvente apropriado, como por exemplo, o álcool ou acetona (MENEZES, 2009).

2.5 – Tratamentos de câncer

Atualmente três tipos de tratamento são utilizados com bastante frequência. São eles:

2.5.1 – Cirurgia

É a modalidade mais antiga para o tratamento da doença. Cerca de 60% (ITC, 2012) dos portadores da moléstia farão uso desse tipo de terapêutica em algum momento da evolução da enfermidade, seja isoladamente ou em conjunto com outras técnicas. Para o caso de câncer localizado e de contorno bem definido, o uso dessa modalidade chega a ser indicada em até 95% dos pacientes (CCO, 2012).

Existem alguns diferentes tipos de cirurgias oncológicas (ITC, 2012), brevemente destacaremos algumas abaixo:

- **Cirurgia preventiva:**

Uma modalidade que, como o próprio nome sugere, tem por finalidade obstar situações de risco. A remoção de pólipos pré-cancerosos, antes destes se tornarem neoplasmas malignos, é um bom exemplo do uso dessa modalidade preventiva.

- **Cirurgia diagnóstica:**

É a remoção de um fragmento ou amostra da região supostamente doente para uma análise laboratorial com finalidade de diagnosticar a real existência do câncer naquele âmbito. Esse tipo de cirurgia é também conhecido como biópsia.

- **Cirurgia de estadiamento:**

Determina a extensão da doença com maior precisão. Essa modalidade de cirurgia auxilia no planejamento da melhor forma de tratamento.

- **Cirurgia curativa:**

É a remoção do tumor de contorno bem definido, que não apresenta comprometimento circunvizinho. Pode ser seguido de radioterapia, para certificar que todas as células doentes sejam exterminadas.

- **Cirurgia paliativa:**

Utilizada para melhorar a qualidade de vida do paciente, seja para o uso de uma sonda, dreno, etc.

- **Cirurgia de suporte:**

Útil para tratamentos incisivos. A aplicação de portais sob a derme em alguns tratamentos quimioterápicos é um exemplo da validade dessa modalidade.

- **Cirurgia restauradora:**

Devolve a aparência e função normal ou próxima ao normal após o tratamento de câncer. A cirurgia reconstrutiva mais comum busca a reconstrução da mama após uma mastectomia. Reconstrução facial e testicular também são exemplos de cirurgia restauradora (ITC, 2012).

2.5.2 – Quimioterapia

A quimioterapia, que é um método que utiliza compostos químicos (drogas) para o tratamento de doenças causadas por agentes biológicos. Quando sua finalidade é a destruição de células cancerígenas, a quimioterapia é chamada de antineoplásica ou antitumoral (INCA, 2012).

As toxinas quimioterápicas não afetam apenas as células anaplásicas. Mas como as células tumorosas apresentam um tempo de recuperação menor em comparação às saudáveis, é possível prever em qual intervalo de tempo a quimioterapia possa ser aplicada novamente. Por esse motivo essa terapêutica é feita em ciclos periódicos.

De acordo com a finalidade da quimioterapia no tratamento de câncer, essa modalidade pode ser caracterizada como:

- Quimioterapia curativa:

Utilizada quando se deseja erradicar totalmente o tumor. Doença de Hodgkin, leucemias agudas, carcinomas de testículo, coriocarcinoma gestacional, são neoplasmas cujo tratamento é eficiente com tal modelo quimioterápico.

- Quimioterapia adjuvante:

Quando se segue à cirurgia curativa, tendo o objetivo de esterilizar células residuais locais ou circulantes, diminuindo a incidência de metástases à distância. Exemplo: quimioterapia adjuvante aplicada em caso de câncer de mama operado em estágio II (INCA, 2012).

- Quimioterapia neoadjuvante ou prévia:

É utilizada quando se deseja uma redução parcial do tumor, para uma posterior complementação terapêutica, seja cirúrgica ou radioterápica. A quimioterapia neoadjuvante é aplicada em caso de sarcomas de partes moles e ósseos, por exemplo.

- Quimioterapia paliativa:

É indicada, por exemplo, no tratamento do carcinoma indiferenciado de células pequenas do pulmão. Mas essa modalidade não tem fins de cura, apenas melhorar a qualidade de vida do portador da doença.

2.5.3 – Radioterapia

Radioterapia é uma especialidade médica que utiliza a sensibilidade do tecido celular à radiação para tratamentos oncológicos. O uso desta técnica teve início logo após a descoberta do *Rádium 226* por Pierre e Marie Curie. A mais recente descoberta foi imediatamente introduzida em terapêutica por cirurgiões que passaram a utilizar a radiação em tratamentos malignos. Entretanto, o uso inadequado das radiações e suas inevitáveis consequências levaram a terapia ao descrédito.

De qualquer forma era indubitável a mais-valia recolhida ao longo de décadas pelos primeiros radioterapeutas, através de informações empíricas (LOPES, 2007). Somente anos depois, com o avanço da Física Médica, o sítio aos tumores foi se tornando cada vez mais preciso. Energias depositadas passaram a ser quantificadas em processos de rigor e aplicadas de diferentes formas para diferentes tumores. Em

paralelo, o progresso da engenharia nuclear, através da produção de fontes radioativas artificiais e *software* de imagens, cooperou para o aperfeiçoamento no tratamento com as mais variadas faixas energias.

Atualmente estima-se que 60% (SILVA JÚNIOR, 2008) da população oncológica se beneficie das radiações ionizantes em alguma fase de seu tratamento. Apesar da neoplasma apresentar-se preferencialmente na terceira idade, as causas do câncer são as mais diversas e pode manifestar-se em qualquer ocasião. Para tratamento, o profissional oncológico pode solicitar a radioterapia associada ou não a outras técnicas terapêuticas, como a cirurgia e/ou quimioterapia.

A radioterapia divide-se em dois ramos: a braquiterapia e a teleterapia. A primeira define-se por usar fontes radioativas (são bons exemplos as sementes, como mostradas na Figura 2.12, ou os fios) incorporadas ao paciente, em contato direto com o tumor a ser debelado, entregando a este uma dose elevada e priorizando ao máximo a saúde dos órgãos vizinhos. Esse procedimento tem se mostrado eficiente no tratamento aos tumores, entre outros, de colo do útero e de próstata.



Figura 2.12 – Sementes radioativas utilizadas em braquiterapia (Fonte: RADIOTERAPIA)

Na teleterapia a fonte interatua com o paciente a uma determinada distância. Seu feixe radioativo é colimado nos moldes do contorno tumoral, com vistas à destruição da neoplasma apenas. O campo de radiação normalmente é direcionado ao tumor através de várias direções concentrando a maior dose sobre a região afetada, procurando, assim, proteger órgãos vizinhos (SILVA JUNIOR, 2008). As bombas de cobalto (^{60}Co) e césio (^{137}Cs) foram por muito tempo utilizadas em teleterapia, mas

atualmente estas estão cedendo lugar aos aceleradores lineares de partículas (Figura 2.13).



Figura 2.13 – Acelerador Linear Oncor Expression em posição estratégica para irradiação (Fonte: SIEMENS)

2.6 – Princípios da Radiobiologia

A interação da radiação ionizante com tecido humano tem grande influencia no prejuízo causado ao ácido desoxirribonucléico (DNA). Se qualquer tipo de radiação, particuladas ou não, for absorvida pelos materiais biológicos, existe a possibilidade de interações com regiões críticas da célula. Os átomos do alvo podem ser ionizados ou excitados, iniciando então uma cadeia de eventos que leva ao dano biológico. Esse processo é conhecido como *Ação Direta da Radiação*, comum às radiações de altas transferências energéticas como elétrons e partículas alfa (NOUAILHETAS, 2012).

Por outro lado, a radiação pode interagir com átomos ou moléculas de regiões não críticas, mas por causa da produção de radicais livres, danos localizados podem levar tais células aos mesmos danos biológicos citados acima (HALL, 2012). Esse evento chama-se *Ação Indireta da Radiação*. Para percebermos as razões pelas quais a *ação indireta* afeta a estrutura celular, entendamos detalhes na estrutura eletrônica dos elementos moleculares.

Assim como no sistema solar, o elétron além de girar em torno do núcleo também gira em torno do seu próprio eixo, conhecido como spin do elétron. No entanto,

nas camadas eletrônicas, para cada elétron que gira rotacionalmente em sentido horário, existe seu par que gira em sentido anti-horário, demonstrando alto grau de estabilidade química. Por outro lado, se um átomo ou molécula tem quantidades ímpares de elétrons, isso significa que existe um spin para o qual não existe seu par em movimento rotacional. Esse elétron é dito desemparelhado, tornando esse átomo ou molécula altamente reativa (HALL, 2012).

Quando a radiação interage com a matéria, uma das consequências esperadas é a ionização, processo pelo qual um ou mais elétrons são retirados da camada de valência de um átomo ou molécula (SILVA, 2008). Ao interagir com a célula, principalmente com a água que a compõe em cerca de oitenta por cento (HALL, 2012), a radiação produz um par de íons (negativo e^- , positivo H_2O^+). O íon positivo, H_2O^+ , tem um elétron desemparelhado e, portanto é um radical livre. Além disso, o elétron aquoso (e^-) reage com os hidrogênios dos aminoácidos promovendo a sua desaminação (SILVA, 2008), que é o grupo amino liberado como amônia. Vide Figura 2.14.

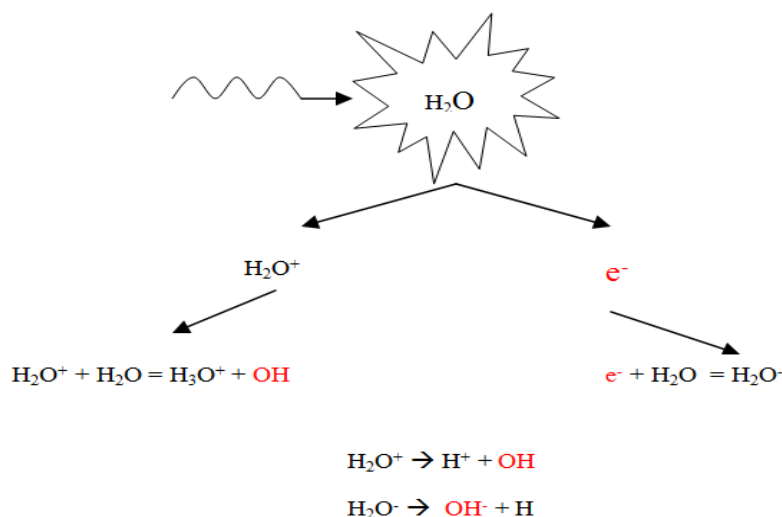


Figura 2.14 – Esquema da quebra molecular da água

Sequencialmente, o íon positivo H_2O^+ reage com outra molécula de água formando um radical hidroxila altamente reativo (OH). A hidroxila formada possui nove elétrons, remetendo-nos a ideia de que um elétron é desemparelhado, tornando a molécula altamente reativa. Esta reage diretamente com proteínas absorvendo os hidrogênios do carbono de alguns grupos e também de alguns anéis aromáticos, o que motiva a produção de radicais reativos. Como a energia depositada na molécula não se

dá de forma homogênea, esses produtos da radiólise (ionização da molécula de água) se dão em certos grupamentos moleculares provocando dano (SILVA, 2008).

A hélice do DNA tem um diâmetro de aproximadamente dois nanômetros (2 nm), e estima-se que os radicais livres produzem um dano cilíndrico de aproximadamente quatro nanômetros, como ilustrado na Figura 2.15. De igual forma, julga-se que dois terços dos danos causados pela radiação ao DNA têm origem nos radicais hidroxilas. O período entre a quebra da cadeia química e a resposta do efeito biológico pode durar horas, dias, meses, anos ou gerações dependendo das consequências envolvidas (HALL, 2012). A consequência menos perniciosa seria a morte celular, pois esta seria substituída em um processo de reconstrução natural do organismo. No entanto, se o dano radioativo for de características oncogênicas, suas consequências podem se manifestar em qualquer período posterior ao evento inicial. Outra hipótese de consequência seria a mutação no gene do DNA, e seus efeitos poderiam se manter inertes por gerações.

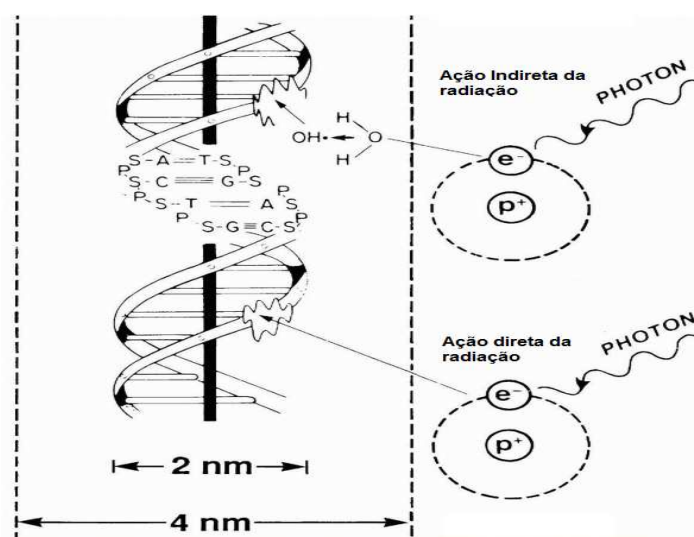


Figura 2.15 – Hélice do DNA e sua voluta de 2 nm. O prejuízo causado por radicais livres em torno de 4 nm (HALL, 2012).

Durante um tratamento radioterápico as células do local a ser irradiado sofrem bastante com as incidências dos feixes de raios X. A derme e tecidos de órgãos internos são prejudicados na justificativa de destruir áreas tumorosas.

Toda célula é composta por um conjunto de moléculas que dá forma a sua estrutura. Este lineamento estrutural é devido à membrana que compõe a célula, responsável pela permeabilidade seletiva de nutrientes, secreções e rejeitos que precisam transpor essa barreira. Mudanças químicas na estrutura da membrana celular

provocam alterações na sua capacidade seletiva (ANDREUCCI, 2003). Igualmente, se tais mudanças chegarem às estruturas do DNA, mutações genéticas são prováveis em células filhas.

Em radioterapia, radiações localizadas têm efeitos específicos. Para um limiar de dose de 3Gy, a radiodermite é a consequência comum na pele, que será restaurada pela multiplicação das células que não foram irradiadas nas regiões vizinhas. Do mesmo modo, sintomas como febre e baixa imunidade são consequências da radiação na medula óssea, pois esta, para um limiar de dose de 1Gy, perde a capacidade de produzir glóbulos do sangue. Além disso, vasos sanguíneos também são lesionados, podendo levar o paciente a hemorragias (ANDREUCCI, 2003).

Esse fato justifica a necessidade de diminuirmos cada vez mais a dose depositada em regiões vizinhas aos tumores, atenuando assim mutações nas moléculas e possíveis reincidências de câncer nas áreas tratadas. Contudo se faz necessário informar que as mutações radioinduzidas não evoluem obrigatoriamente para o câncer. O que se observa é que a probabilidade de cancerização a partir de células irradiadas é superior à probabilidade de ocorrência deste processo a partir de células não irradiadas (NOUAILHETAS, 2012).

2.7 – Aceleradores lineares (LINAC's)

Os Aceleradores Lineares estão no grupo das ferramentas mais versáteis e importantes lançadas nos últimos tempos (RIOS, 2002). Este mérito foi alcançado devido sua vasta aplicação, tanto no campo das ciências básicas (por exemplo, no estudo de interações entre partículas subatômicas), aplicações industriais (ensaios não destrutivos e análise de materiais) e médicas. Esta última se destaca no uso dos aceleradores para obtenção de radiofármacos, tratamento terapêutico e de enfermidades, além de esterilização de materiais cirúrgicos entre outros. O princípio rudimentar de funcionamento é motivado na aceleração de partículas carregadas. Uma ilustração básica é mostrada na Figura 2.16, onde os elétrons são precipitados por uma diferença de potencial entre as placas. Estas conectadas a uma fonte eletrostática.

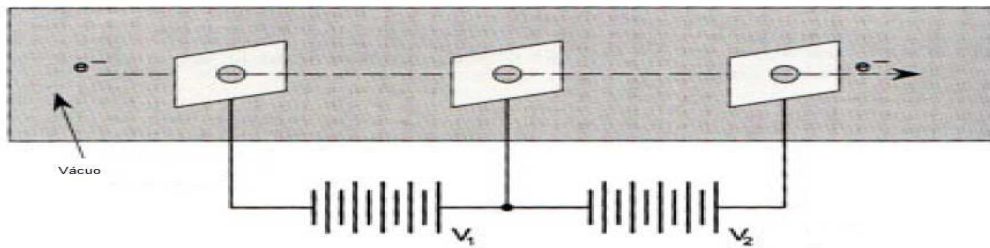


Figura 2.16 – Ilustração de um linac DC (Fonte: PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA).

Desde sua criação, os aceleradores lineares têm passado por importantes sofisticções. Atualmente os linac's usados em medicina são aceleradores cíclicos que aceleram elétrons até energias de 25MeV. Para tal, são usados campos não conservativos de radiofrequência na faixa de $10^3 - 10^4$ MHz (IAEA, 2005). Logo após a aceleração inicial, os elétrons passam por uma trajetória linear e estreita. Ao final deste curso, as partículas experimentam uma rotatória de 270° antes de colidirem com alvo de metal.

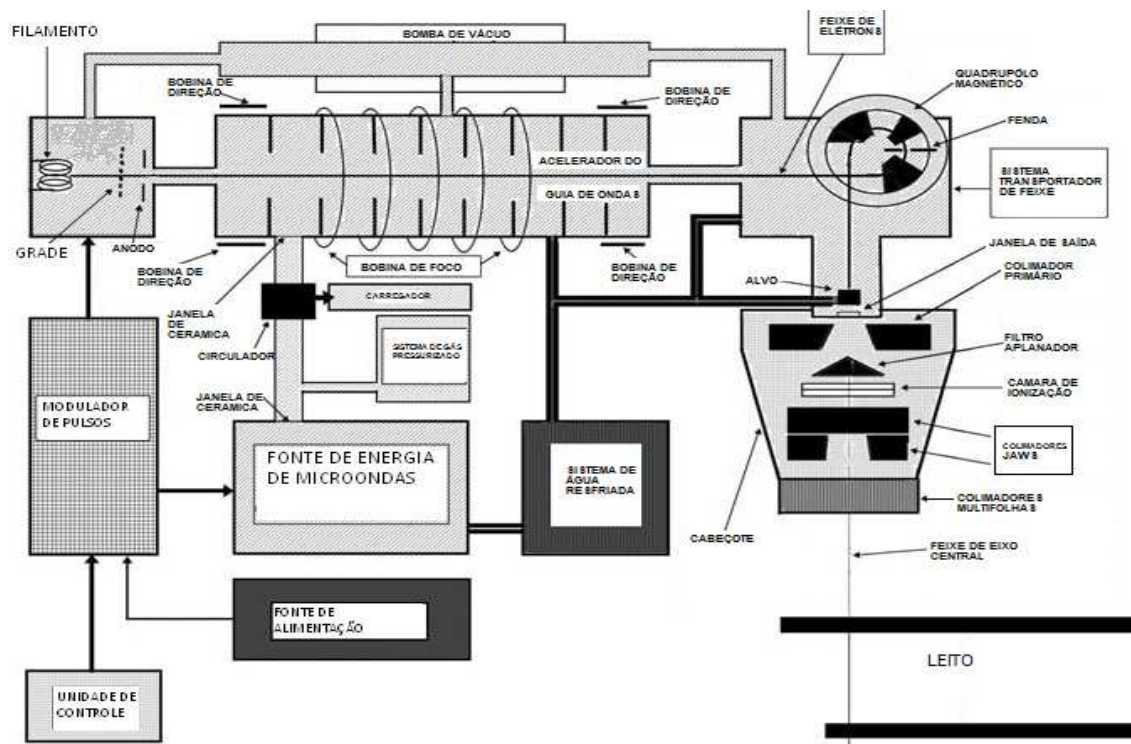


Figura 2.17 – Planta interna de um acelerador linear (IAEA, 2005)

A Figura 2.17 apresenta uma disposição geral dos aceleradores lineares. No entanto, alguns fatores contribuem para mudanças significativas no modelo apresentado,

sejam esses fatores por necessidades energéticas de partículas ou concepções particulares do fabricante.

O sistema de deposição de partículas se faz a partir do aquecimento do *filamento*. Sequencialmente, elétrons que são gerados pelo efeito termiônico são expelidos por pulsos negativos entregues ao catodo pelo *modulador de pulsos* e, após entrarem na região de aceleração, as partículas experimentam interações com ondas de radiofrequência emitidas pela *fonte de micro-ondas*. Neste momento os elétrons são continuamente acelerados até o *quadrupolo magnético*, responsável por adicionar uma força magnética ao feixe, fazendo-o curvar em duzentos e setenta graus. Finalmente as partículas são lançadas diretamente sobre o alvo e, na interação dos elétrons com o metal, raios X de frenamento são produzidos isotropicamente.

Por esse motivo, colimadores têm a função de direcionar estrategicamente o feixe radioativo. Esse procedimento é realizado por quatro ou por seis blocos de metal (dependendo do tipo de acelerador) que funcionam perpendicularmente em dupla, mais conhecidos como *jaws*. A Figura 2.18 ajuda a ilustrar tais colimadores.

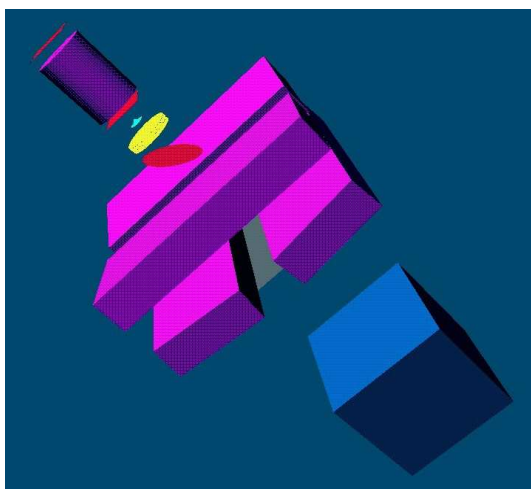


Figura 2.18 – Modelagem Computacional dos blocos colimadores, conhecidos como Jaws (tom rosado) (Fonte: PIERGENTILI, 2012).

No entanto, seus percalços são razoáveis, pois tem condições apenas de limitar campos radioativos em formatos retangulares. Visando aperfeiçoar modelos de campos, os aceleradores atuais possuem o *Multileaf Collimator* (MLC), que é um conjugado de folhas de movimentos independentes que, em conjunto ou não com o colimador *jaws*, pode produzir os mais variados campos de intensidade radioativa (SILVA JUNIOR, 2008).

Graças ao possível deslocamento individual das folhas de metal pôde-se avançar no tratamento exclusivo de tumores, preservando assim regiões adjacentes. Na Figura 2.19 é visto o posicionamento das folhas e o arranjo por elas formado. À esquerda um esboço de contornos suaves, enquanto na direita um losango.

Outro fator de extrema importância é a tendência do feixe radioativo depositar toda sua energia no centro do campo radioativo (Figura 2.20). Para ajustar essa discrepância usam-se pequenos filtros em forma de cone, cuja finalidade é atenuar a intensidade radioativa do feixe central. Estes filtros recebem o nome de *Filtros Aplanadores* ou *Flattening Filters*. Sem eles a radiação teria grande intensidade central e baixa intensidade nas bordas (TELES, 2008).



Figura 2.19 – Visão inferior do cabeçote de um acelerador e seus respectivos MLC's (SILVA JUNIOR, 2008).

Enfim, os aceleradores lineares, por produzir radiação valendo-se de meios eletrônicos, podem ter seu desempenho alterado inesperadamente. Por isso as medidas de controle de qualidade devem ser repetidas de forma rotineira. Isso justifica a presença constante de uma câmara de ionização logo abaixo dos *filtros aplanadores*. Além de aferir a qualidade do feixe, é útil na monitoração regular do desempenho por meio de uma manutenção preventiva (FURNARI, 2009). A Figura 2.21 apresenta a disposição interna dos principais componentes de um acelerador linear.

Os aceleradores lineares podem ser usados tanto no modo feixe de elétrons para tratamento de lesões superficiais, como no modo raios X para tumores internos. Essas máquinas são ditas isocêntricas, ou seja, que permite as irradiações segundo várias direções de incidências cujos eixos centrais se interceptam num mesmo ponto do espaço (isocentro) (LOPES, 2007). Este mecanismo, somado aos possíveis movimentos

do colimador e do leito, permite que o prejuízo causado às células adjacentes ao tumor seja minimizado.

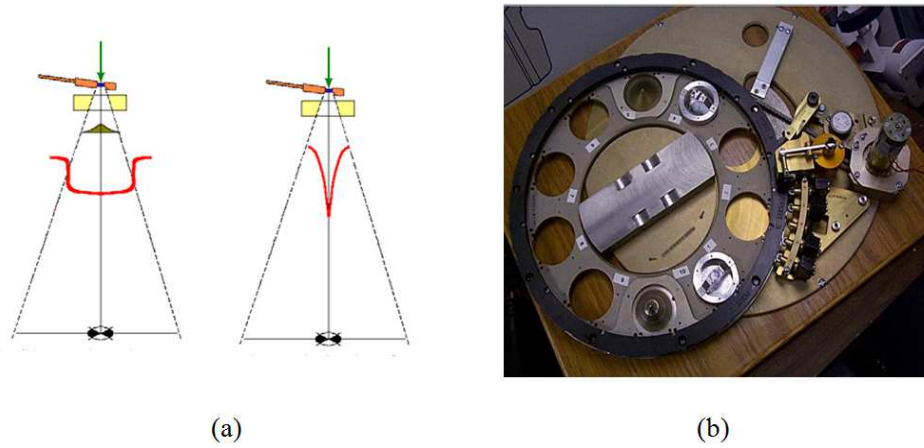


Figura 2.20 – (a) Esquema da homogeneização do feixe a partir do uso de filtros aplanadores. À esquerda feixe homogêneo, caracterizado pela curva de dose nivelada horizontalmente dentro do hipotético cone radioativo. Em (b) o carrissel para adaptações de diversos tipos de *filtros aplanadores* (TELLES, 2008).

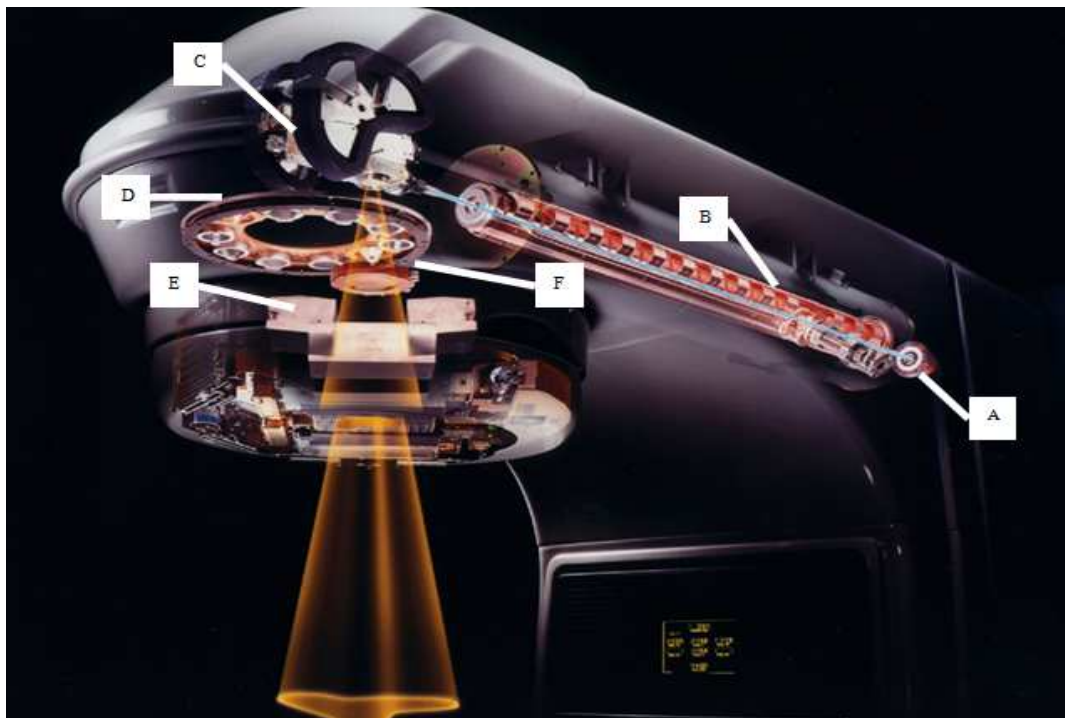


Figura 2.21 – Detalhes de um Acelerador Linear: (A) Fonte de elétrons; (B) Tubo acelerador; (C) Rotatória; (D) Carrissel de filtros aplanadores; (E) Colimadores *jaws*; (F) Câmara de ionização (Fonte: CPRCC).

2.8 – Unidades Monitoras

A unidade monitora é uma exigência do sistema de planejamento do acelerador linear, cuja finalidade é entregar determinada dose num ponto a certa profundidade. Essa resposta é baseada na leitura da corrente integrada de duas câmaras de ionização de placas paralelas do acelerador, sendo assim proporcional à intensidade média do feixe (FLOSI, 2011). Em linhas gerais, os aceleradores são calibrados para fornecer 1cGy por unidade monitora (SANTOS, 2009) a uma profundidade de 1,5 cm (região de build-up) em um fantoma de água para um campo 10 x 10 cm² em uma distância superfície-fonte (DSF) de 100 cm. No entanto, o quão interno encontra-se o alvo e a inclusão de modificadores de feixe são alguns dos procedimentos adotados em radioterapia que devem ser levados em consideração para o exímio cálculo das unidades monitoras.

Para o acelerador linear Siemens Oncor Expression usado em nossa análise, a quantificação das unidades monitoras se dá pela expressão 2.9.

$$UM = \frac{D}{PDP \cdot FF} \quad (Eq. 2.9)$$

Onde: D é a dose desejável (Gy)

PDP é a porcentagem da dose naquela profundidade

FF é o fator filtro ou fator de transmissão (seção 2.10)

O PDP ou PDD (do inglês *percentage depth dose*) é uma relação percentual da dose entregue em determinada profundidade do eixo central (D_d) em relação à profundidade que se percebe dose máxima (D_m). Vide Equação 2.10:

$$PDP = \frac{D_d}{D_m} \cdot 100 \quad (Eq. 2.10)$$

O fator filtro é uma relação entre doses. Matematicamente define-se como sendo a razão entre a dose entregue numa profundidade do eixo central utilizando o filtro físico e a dose naquele mesmo ponto, agora em campo aberto (vide seção 2.10).

2.9 – Curvas de Isodose

São linhas que atrelam pontos de com mesma taxa de dose. O conjunto dessas linhas em determinado material forma o que conhecemos como carta de isodose (Figura 2.22). Esta é função do formato e da área do campo irradiado, da distância foco-superfície e da qualidade do feixe. A partir desses dados é possível saber com precisão a quantidade de radiação que está sendo absorvida pela área irradiada. Em outras palavras, podemos saber a dose entregue naquela região.

Portanto uma representação plana da distribuição de dose mostra as características de um feixe, ou de combinações de feixe, para diferentes filtros ou blindagens.

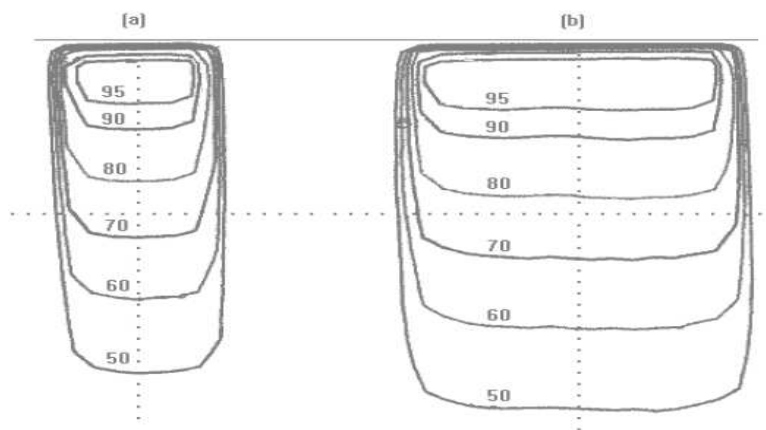


Figura 2.22 - Cartas de isodose para feixes de raios X produzidos em acelerador linear de 6 MV para diferentes tamanhos de campo e a mesma distância foco-superfície. Em (a) o campo é 5cm x 5cm; em (b) é 10cm x 10cm. As numerações, em *por cento* (%), representam a normalização das curvas em relação à região de maior dose (OLIVEIRA, 2005).

Cartas de isodose podem ser obtidas irradiando um fantoma de água e medindo a dose em vários pontos transversais e ao longo do eixo central. Algumas condições devem ser rigorosamente satisfeitas, como utilizar um fantoma homogêneo e de densidade única. Da mesma forma sua superfície deve estar perfeitamente em posição nivelada e o feixe incidindo perpendicularmente.

As curvas de isodose são um componente importante na tomada de decisão em um sistema de planejamento. Em especial, quando o tratamento envolve vários campos, o físico médico durante a simulação do tratamento utiliza-se da otimização para deixar a curva de isodose o mais homogênea possível. Ao final do processo decide em qual curva de isodose a dose terapêutica será prescrita (MÜLLER, 2005).

2.10 – Filtros físicos

São objetos em formato prisma triangular, projetados para serem alocados estrategicamente sob o cabeçote do acelerador linear para produzir um gradiente de intensidade, inclinando a curva de isodose de feixes de fótons relativamente homogêneo. Produzindo assim o valor desejado de dose num determinado ponto.

Geralmente o material utilizado para fabricação desses elementos é denso, como chumbo ou ligas metálicas. Além disso, pode ser usado um único filtro por irradiação ou um conjugado de filtros, de acordo com a posição do tumor a ser tratado. A Figura 2.23 mostra um conjunto de curvas de isodose resultante da adição de uma cunha atenuadora.

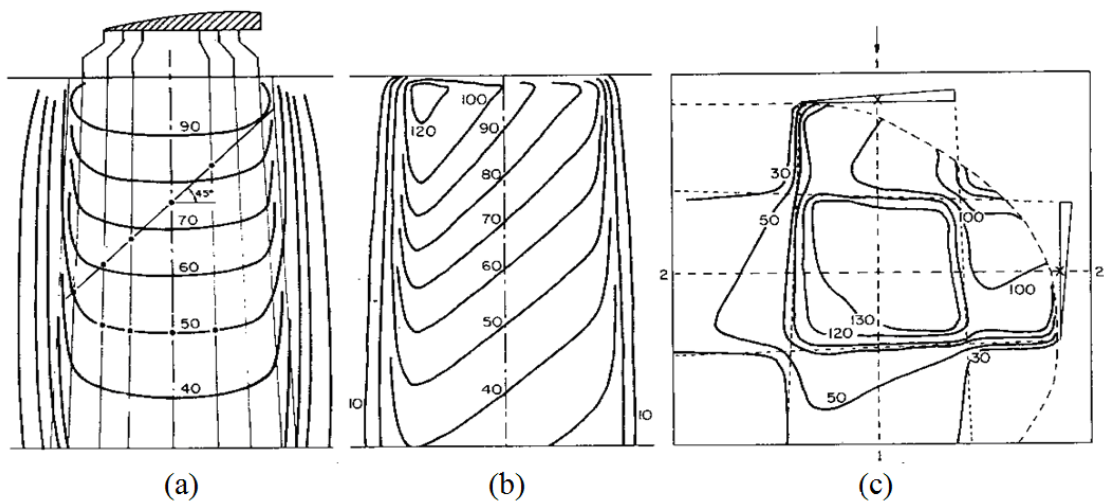


Figura 2.23 – Em (a) a distribuição horizontalmente homogênea das curvas de isodose de um determinado feixe radioativo qualquer. A Figura (b) mostra a inclinação da curva depois de colocado um filtro físico. Em (c) uma visualização bidimensional do uso de dois filtros físicos, tornando a dose maior em uma determinada região aparentemente mais interna (JOHNS, 1982).

Para tumores superficiais, que se localizam na superfície da derme até determinada profundidade, o uso conjugados de filtros físicos também é coerente. Observe na Figura 2.24 que a curva de isodose está mais bem distribuída quando usamos filtros combinados.

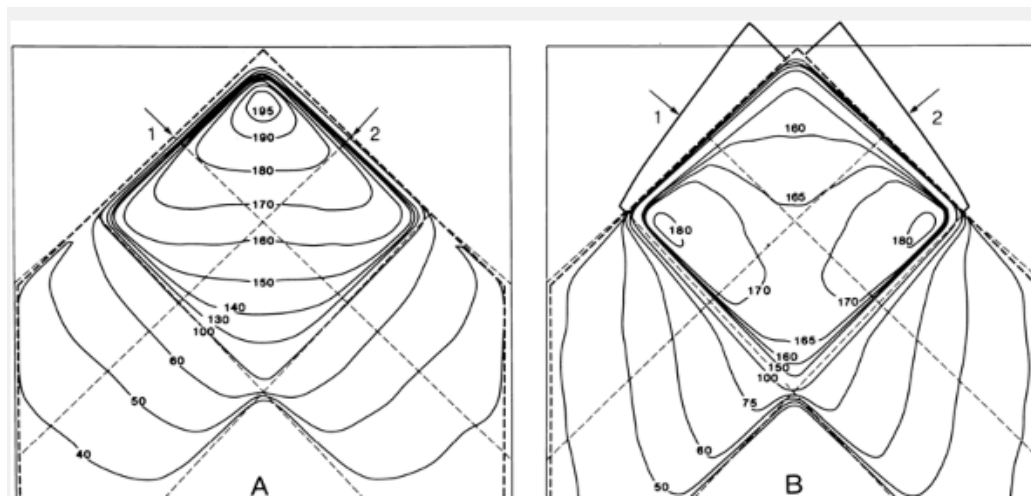


Figura 2.24 – A Figura (A) ilustra uma distribuição não homogênea de curvas de isodose numa determinada região. Em (B) a realocação das curvas as fez mais distribuídas em torno da região em questão (KHAN, 2003).

Sua aparência de cunha lhe valeu algumas atribuições. A parte mais espessa do filtro físico é chamada de *heel* (calcanhar), enquanto seu outro limite, é conhecido como *toe* (dedo do pé), fazendo uma analogia com a extremidade dos membros inferiores do corpo humano.

Os filtros físicos são feitos basicamente de chumbo, bronze ou metal. Quando colocado sob o feixe radioativo causa um decréscimo considerável na intensidade do feixe e inclina a curva de isodose. Geralmente seus ângulos de inclinação são 15, 30, 45 e 60 graus. Alguns aceleradores utilizam o filtro dinâmico. Este promove o efeito cunha nas curvas de isodose através do movimento do bloco colimador (*jaws*) durante a irradiação. Este filtro usa ângulos arbitrários, na maioria das vezes variando na faixa de 0-60 graus (IAEA, 2005).

Dois características importantes, a saber, são o ângulo do filtro e o fator de transmissão. O primeiro é definido como o ângulo através do qual uma curva de isodose em uma dada profundidade de água, comumente dez centímetros, é inclinada em relação ao eixo central do feixe. O segundo caracteriza-se como a razão entre a dose em determinada profundidade de um fantoma de água utilizando o filtro, e a dose na mesma profundidade sem o filtro.

O filtro físico pode alterar a qualidade do feixe de raios X, causando aumento de intensidades para energias de 6-10 MV e atenuações indesejáveis para energias acima de 15 MV, devendo ser considerado no cálculo da distribuição de isodoses no planejamento terapêutico (IAEA, 2005).

2.11 – Método de Monte Carlo

Quando se deseja descrever deterministicamente o trajeto de uma partícula, o fazemos pela equação de transporte de Boltzmann (CARVALHO JUNIOR, 2007). Contudo, considerando um material radioativo, estimar onde a maioria das partículas serão depositadas por meios determinísticos é inviável, visto as inúmeras interações probabilísticas que regem sua trajetória.

Felizmente contamos com uma poderosa ferramenta capaz de simular qualquer problema que envolva o transporte de partículas nas mais variadas e abstrusas formas geométricas: Método de Monte Carlo. Este é eficaz e particularmente útil para análises de problemas complexos que se tornam incapazes de serem modelados em códigos computacionais que usam métodos determinísticos. O método de Monte Carlo tem se tornado uma ferramenta poderosa no cálculo de dose em radioterapia, planejamento radioterápicos, tratamentos terapêuticos e braquiterapia (MESBAHI, 2006). Sua eficiência também permite aperfeiçoar experimentos, planejar detectores, estimar fluxos, calcular blindagens, entre outros.

A técnica utilizada para transporte de partículas em um material consiste em um conhecimento abissal das distribuições de probabilidades que regem as interações individuais de partículas subatômicas (CHETTY, 2007). Imediatamente, o Método de Monte Carlo tem vencido as deficiências do cálculo de dose por métodos analíticos.

A ideia nasceu junto com o primeiro computador e a partir de então ambos vêm sendo aprimorados. O método de Monte Carlo é atribuído a *Stanislaw Ulam*, um matemático russo que trabalhava junto com o cientista *John Von Neumann* no projeto Manhattan. Ulam desenvolveu a técnica enquanto estimava as probabilidades de ganhar num jogo de cartas. Mais tarde, o método viria a ser utilizado pela primeira vez como ferramenta de pesquisa no desenvolvimento da bomba atômica (PINO, 2011). Desde então a técnica de Monte Carlo tem sido utilizada em muitas diferentes áreas pacíficas de aplicação, como a física de radioterapia.

De forma menos rebuscada, a técnica de Monte Carlo é um método estatístico para soluções de integrais numéricas, para simular trajetórias aleatórias das partículas. O procedimento consiste em seguir determinada partícula desde sua origem até sua extinção (absorção, escape, etc.), contudo reproduzindo o comportamento dos modelos reais da forma mais rigorosa possível. Suas aplicações são diversas, possibilitando o uso da técnica em vários campos da ciência e tecnologia.

O maior inconveniente da técnica de Monte Carlo é a necessidade de se conhecer detalhadamente a geometria e a composição química dos materiais que compõe o cabeçote e o tempo computacional exigido para as simulações. Esta última tem sido vencida pelo uso de supercomputadores nos laboratórios de pesquisa, mais conhecido como *cluster*. Trata-se de um conjunto de computadores ligados em série que, trabalhando juntos, minimizam o tempo das simulações.

Pela capacidade de reproduzir tão perfeitamente as interações da radiação com a matéria, o Método de Monte Carlo tem servido de referência para o desenvolvimento de diferentes códigos, cujos métodos podem ser comparados e sua acurácia associada. Entre os códigos mais utilizados no mundo está o MCNP.

2.11.1 – MCNP (Monte Carlo N-Particle)

O MCNP foi desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos durante o projeto Manhattan nos anos finais da segunda grande guerra e hoje é largamente utilizada em simulações de transporte de radiação através da matéria (CARVALHO JUNIOR, 2007).

O Código MCNP é capaz de simular nêutrons com energias na faixa de 10^{-11} MeV - 100MeV, fótons com energias entre 1 keV – 100 GeV e elétrons com energias na faixa de 1 keV – 1 GeV (SOUZA, 2008). Além disso, possui poderosas ferramentas para definir geometrias complexas. Seus comandos permitem que a maneira de análise dos eventos possa ser escolhida entre corrente, fluxo e deposição de energia.

Hoje, as três versões mais utilizadas no meio científico do MCNP são:

- MCNP4C: utilizados em diferentes modelos de transporte de nêutrons, fótons e elétrons. Possui poderosos comandos para geração do termo fonte, visualização da geometria a ser irradiada, uma extensiva coleção de bibliotecas de seção de choque. Contudo é limitado para modelar geometrias com grande número de células.

- MCNP5: uma versão aperfeiçoada do anterior. A física de transporte e algumas novas técnicas foram somadas, entretanto as limitações da versão antecedente foram mantidas.

- MCNPX: Uma combinação do LAHET, que é um código desenvolvido para geometrias complexas, com o MCNP4C deu origem ao MCNPX. A este foi dada a capacidade de simular o transporte de trinta e quatro novos tipos de partículas, somadas

às qualidades dos códigos anteriores. Além disso, uma considerada expansão na faixa das possíveis energias simuladas foi adicionada ao programa (SOUZA, 2008).

Atualmente o MCNPX é um dos códigos de transporte de partículas mais usados no mundo. As aplicações são amplas e estão em constante desenvolvimento. Incluem desenho e cálculo de blindagem para aceleradores e reatores, terapia médica, radiação do espaço, transporte de plasma, física nuclear, desenho de detectores e efeitos da radiação em componentes eletrônicos (PINO, 2011).

O uso do código é feito por arquivos de entradas que são nomeados *inputs*. Nestes definimos superfícies e células a serem irradiados, bem como suas composições químicas. Características da fonte (como decaimento, posição, tamanho), número de eventos ou histórias (seguir determinada partícula desde sua origem até sua extinção) também são relatados aqui. Ou seja, a geometria do cenário de irradiação, as fontes radioativas e as grandezas que se deseja calcular, são definidas nos arquivos de entrada.

O resultado da simulação é apresentado em arquivos de saída, chamados *outputs*. A precisão dos resultados, expressa nas incertezas estatísticas relativas, está diretamente ligada ao número de histórias. Pois o resultado da simulação de cada evento vai se acumulando, informando assim o número de tentativas e sucesso (CARVALHO JUNIOR, 2007).

2.11.2 – Cálculo da Dose Utilizando MCNPX

Utilizando o arquivo de entrada *input*, pode-se calcular a dose absorvida através do comando F6 ou *F8, como segue:

Para o comando F6 o arquivo de saída dará a energia média depositada em uma célula por unidade de massa, ou seja, assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas ou radiação eletromagnética é depositada localmente. A unidade obtida é o MeV/g e o fator de conversão (Equação 2.11) é bastante utilizado para obtermos a dose absorvida na unidade de Gy:

$$\frac{\text{MeV}}{\text{g}} = 1,6 \cdot 10^{-10} \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

(Eq. 2.11)

O comando *F8 calcula a energia depositada em um volume infinitesimal dV por meio da subtração da energia incidente pela energia emergente no volume dV . Por

fim, para obter o valor da dose absorvida divide-se o resultado do comando *F8 pela massa do volume dV conforme as equações 2.12 (MANTUANO, 2009):

$$D_T(\text{rads}) = \frac{*F8(\text{MeV})}{m} (1,602 \times 10^{-6} \text{ erg / MeV}) \left(\frac{1}{100 \text{ erg / g / rad}} \right)$$

$$D_T(\text{rads}) = \frac{*F8}{m} 1,602 \times 10^{-8}$$

$$D_T(\text{Gy}) = \frac{*F8}{m} 1,602 \times 10^{-10} \quad (\text{Eq. 2.12})$$

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1 – Modelagem Computacional

Neste capítulo serão discutidos detalhadamente os métodos necessários para realização deste trabalho. O código MCNPX foi utilizado para simular as interações da radiação com a matéria. A manipulação das ferramentas auxiliares, responsáveis pela visualização de geometrias e interações visuais, será abordada em pormenores.

Para a modelagem dos filtros físicos, foi necessário fazer uso de dois *softwares* de interface gráfica, VisEd e o Moritz. O primeiro, VisEd (SCHWARZ, 2007), tem sido desenvolvido para ajudar o usuário na elaboração de arquivos de entrada. O editor visual permite criar interativamente os *inputs* com a ajuda de visualizações seccionais dinâmicas da geometria. Opções de menus permitem rápidas informações dos arquivos de entrada e assistências imediatas às geometrias (CARTER, 1995).

Com características semelhantes, o Moritz foi desenvolvido para acelerar a construção de geometrias complexas para arquivos do MCNP, mostrando-se útil nas investidas científicas onde as principais ferramentas são os códigos baseado nas simulações de Monte Carlo. Suas habilidades como editor geométrico interativo facilita a visualização tridimensional, permitindo o usuário rotacionar, aproximar, fatiar, excluir células, deslocar a imagem utilizando o *mouse*, facilitando a varredura geométrica e aumentando as chances de observar uma eventual falha no arquivo de entrada (VAN RIPER, 2005).

3.1.1 – Modelagem do acelerador linear Siemens ONCOR EXPRESSION

A modelagem do acelerador linear é o passo mais importante para o cálculo da dose em radioterapia usando o método de Monte Carlo (MESBAHI, 2006). O linac siemens ONCOR EXPRESSION foi modelado usando o código de Monte Carlo MCNPX, como a combinação de diversas superfícies, tais como: Paralelepípedos, cilindros, pirâmides e planos. As informações sobre as dimensões físicas, densidades e

composições químicas dos materiais foram obtidas no manual do fabricante. A energia primária do feixe de fótons utilizadas neste estudo foi de 6 MV.

A Figura 3.1 apresenta os principais componentes do acelerador: o alvo, o colimador primário, o filtro aplanador e o cubo de água de dimensões 30x30x30 cm³. Pode-se ver também os detectores cilíndricos dispostos ao longo da profundidade e utilizados para a obtenção do PDP.

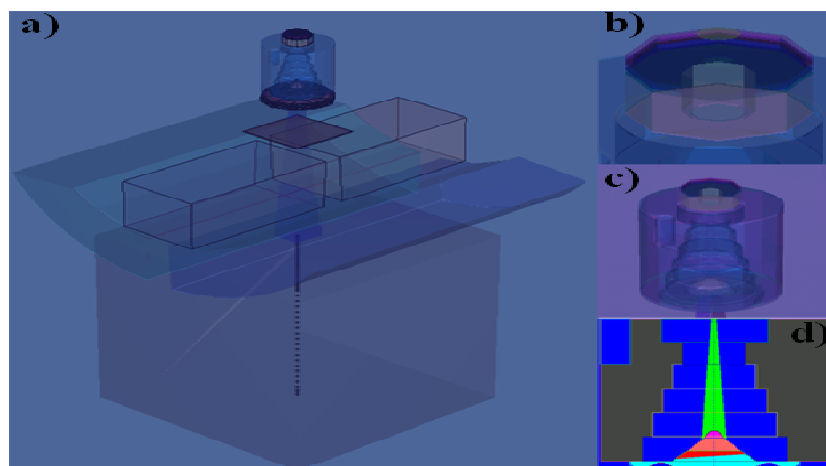


Figura 3.1 – Modelagem das principais estruturas do acelerador linear. Em (a) têm-se a visualização geral do sistema de colimação e o cubo de água usada para se obter os PDP's. Em (b) tem-se a visão do alvo que é composto de tungstênio, aço inoxidável e grafite. Em (c) o colimador primário e em (d) uma visualização bidimensional do colimador primário e do *flattening filter*.

Para obter os valores simulados dos PDP's foram usados 66 detectores cilíndricos, com volume de 0,125 cm³, equivalente ao volume sensível da câmara de ionização *PTW Farmer*, usada para se obter os PDP's durante o comissionamento dos feixes de megavoltagem.

3.1.2 – Modelagem dos filtros físicos

Para que fosse realizada a modelagem dos filtros físicos utilizados em nosso estudo experimental (Figura 3.2), primeiramente adaptou-se as medidas obtidas no manual do fabricante para que estas atendessem as necessidades fidedignas de posicionamento.



Figura 3.2 –Filtros físicos utilizados nas investidas experimentais.

Note na Figura 3.3 que as distâncias entre os pontos foram mantidos, preservando a originalidade do manual do fabricante. Apenas duas modificações notórias foram realizadas, a centralização da Figura e seu posicionamento em relação à altura. A centralização fica evidente ao observar que a altura da esquerda $y = 9,45$ cm foi dividida ($x = - 4,7$ cm até $x = 4,7$ cm) para que fosse possível centralizar o filtro simetricamente sob a fonte. A segunda modificação foi o posicionamento do filtro em relação à altura. Note que a espessura do *hell*, que na Figura 3.3a tem tamanho $x = 5,97$ cm, foi mantida. Contudo, o filtro foi deslocado de $y = 0$ num intervalo de $57,9$ cm. Esse transporte tornou-se necessário, pois se adapta exatamente na distância fonte-filtro de $42,1$ cm, prescrita no manual do fabricante. Na modelagem a fonte foi posicionada em $y = 100$ cm, e o filtro em $57,9$ cm, que resulta na distância supracitada.

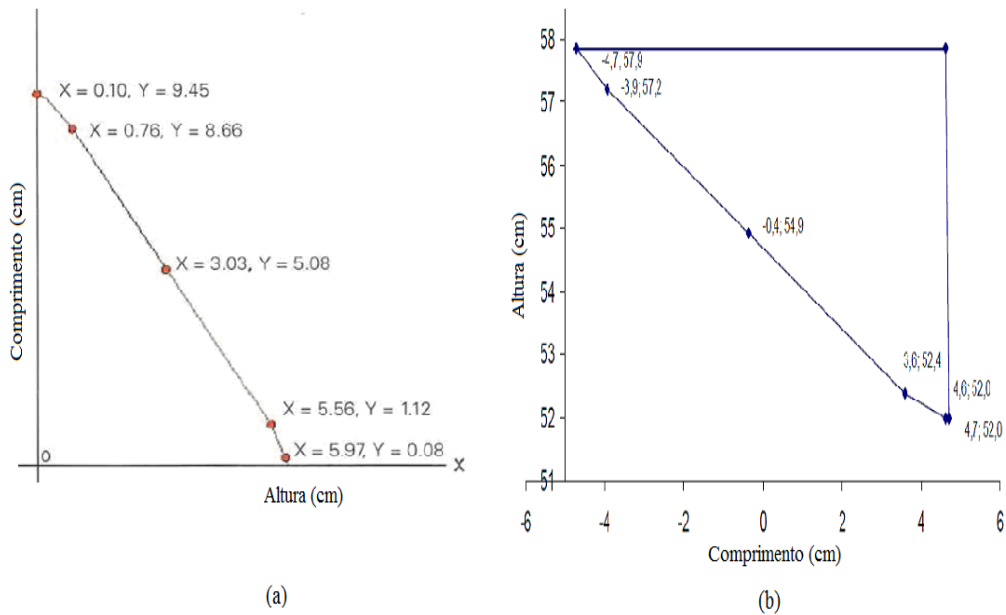


Figura 3.3 – Adéque necessário para posicionamento da modelagem. À esquerda encontra-se a figura representativa do fabricante para o filtro de sessenta graus. À direita uma adaptação do posicionamento, feito no Excel.

Numa segunda etapa, iniciou-se a modelagem. Perceba na Figura 3.2 que o filtro é constituído de uma base onde é fixada a cunha atenuadora. Para considerar esse baseamento, utilizou-se o comando *rpp* x_1 x_2 y_1 y_2 z_1 z_2 (do inglês *Rectangular ParalleliPed*) no Cartão de Superfícies do código de Monte Carlo. Este comando gera um paralelepípedo com medidas limitadas pelos valores x_1 , x_2 , y_1 , y_2 , z_1 , z_2 (Figura 3.4).

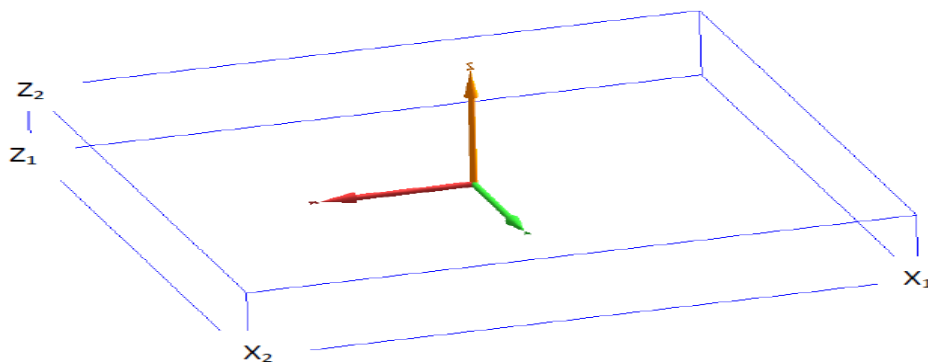


Figura 3.4 – Geometria gerada pelo comando *rpp*. O corpo aqui exposto não se apresenta em formato sólido, mas em *wireframe*, uma técnica do visualizador Moritz.

Apesar da Figura 3.2 estar posicionada como vemos, no momento em que se utilizou o filtro físico no acelerador, sua real posição é invertida. A base destacada na

Figura 3.4 se encaixa estrategicamente sob a fonte, deixando a cunha atenuadora de pendurada. Portanto, ao modelar cunha, colocou-a sob a base, ou seja, imediatamente abaixo do valor de Z_1 (Figura 3.4). Posteriormente, outro paralelepípedo foi posicionado de forma a coincidir o valor de Z_2 com o valor de Z_1 (Figura 3.5a). Ainda, o valor do ΔZ ($Z_2 - Z_1$) obrigatoriamente tem que ter o mesmo valor do *hell*. A Figura 3.5 ajuda a ilustrar a nova etapa.

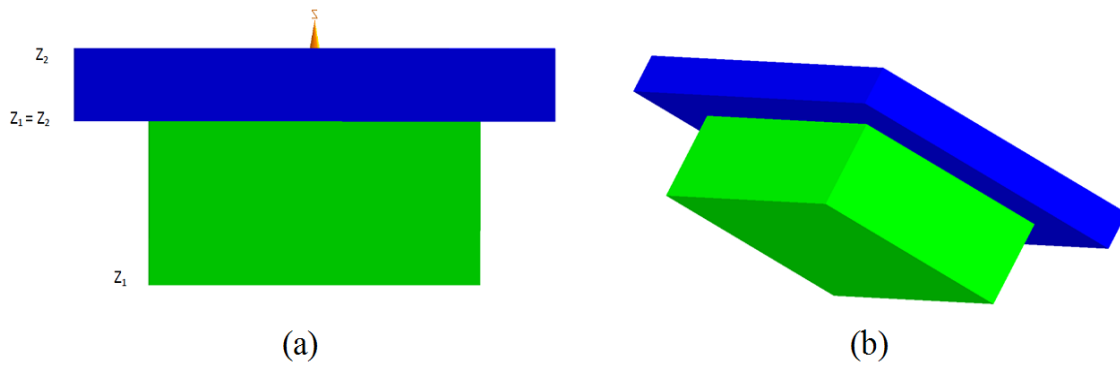


Figura 3.5 – Sobreposição de geometrias no MCNP

Em seguida, conhecidos os pontos de inclinação da cunha atenuadora (Figura 3.3b), utilizou-se uma sequência de planos. Para evitar o desgaste de inúmeras visualizações para cada comando no *input*, tais planos foram feitos no próprio visualizador Moritz (Figura 3.6).

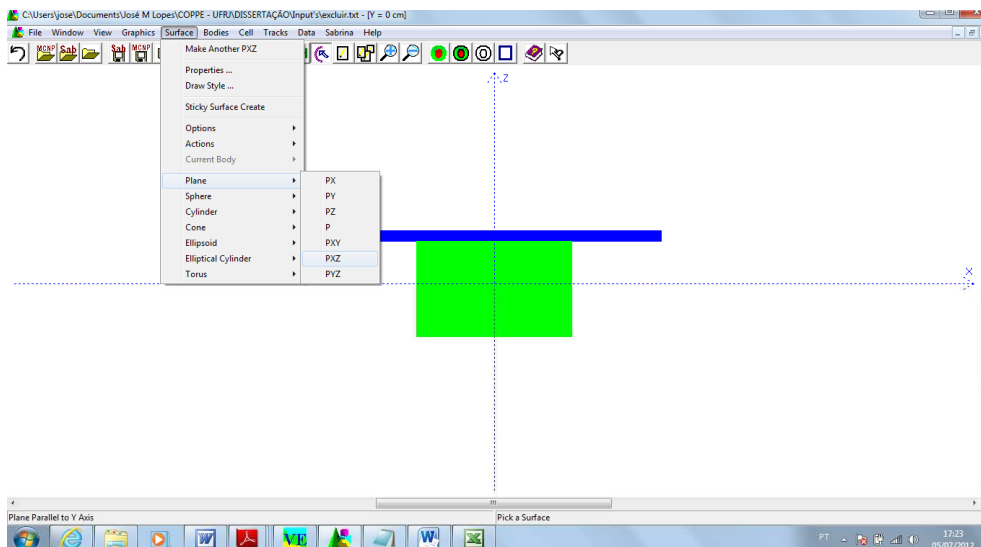


Figura 3.6 – Etapas indicadas para gerar planos no visualizador Moritz.

As equações que regem o comportamento desses planos são tais que interceptam os pontos mostrados na Figura 3.3b. Por meio de um algebrismo simples,

podemos descobrir tais equações e posteriormente aplicá-las, clicando com botão direito do mouse sobre o plano, no ícone *sufarce* e depois *properties*, colocando os valores numa caixa de diálogo como na Figura 3.7. Após acionado o botão *modify*, o plano é transportado imediatamente ao lugar geométrico correspondente. A equação do plano para Figura 3.7 corresponde $0,125x + Z = 52,5636$.

Finalmente, após alocar os planos necessários para interceptar todos os pontos indicados pelo manual do fabricante (Figura 3.3b), com os comandos de união e interseção, limitou-se a região de interesse dando moldes à cunha em suas fiéis dimensões (Figura 3.8).

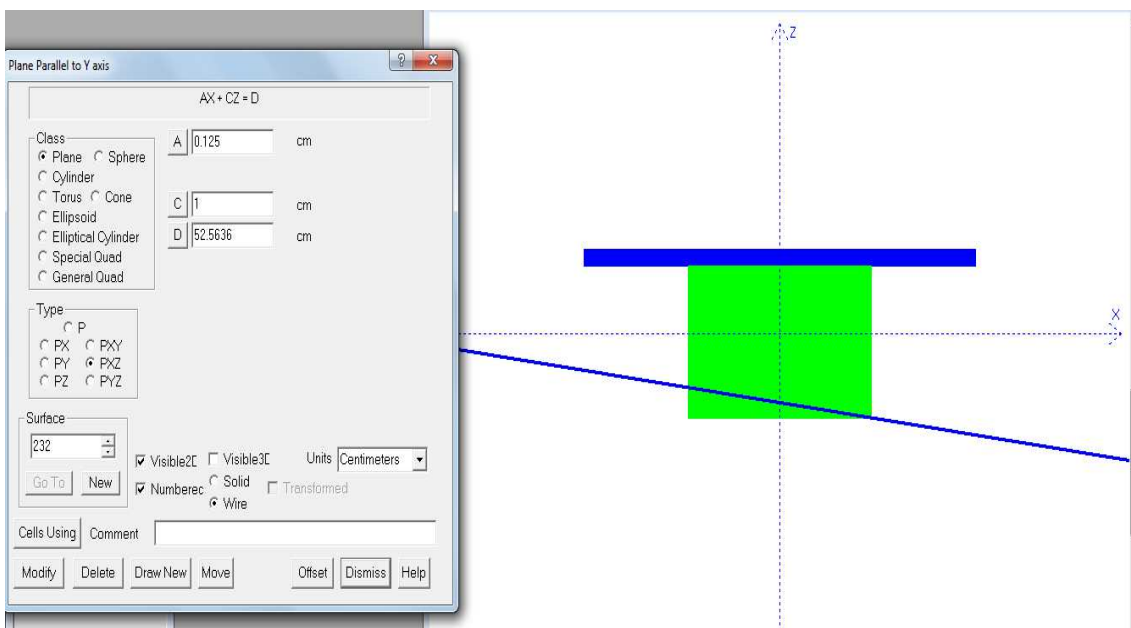


Figura 3.7 – Caixa de diálogo sobre o comportamento do plano em questão.

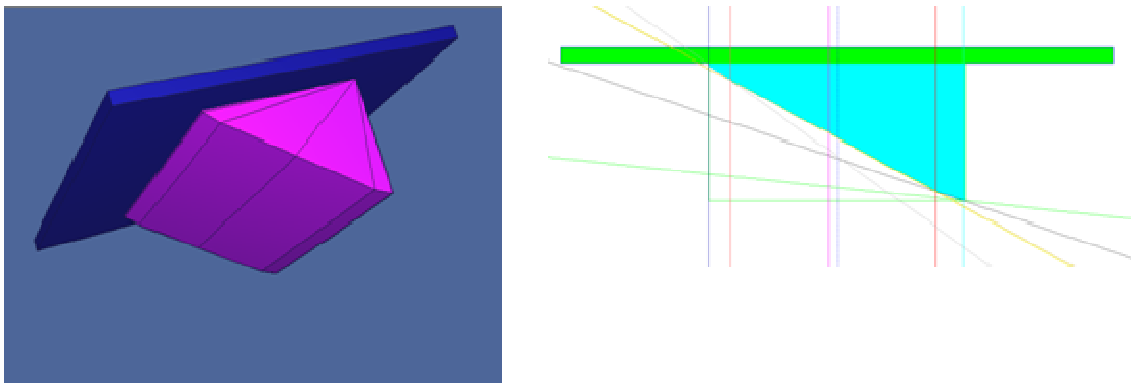


Figura 3.8 – Filtro físico modelado. À esquerda temos o resultado final dos diversos cortes feitos pelos planos mostrados à direita.

Esse processo foi repetido três vezes, visto que foram modelados os quatro filtros físicos, com respectivos ângulos de 15, 30, 45 e 60 graus.

3.1.3 – Justapondo os filtros físicos no acelerador modelado

Após a modelagem dos filtros físicos, um *input* foi gerado pelo visualizador Moritz. Utilizou-se esses dados para incluí-los ao arquivo de entrada do acelerador linear. Note na Figura 3.9, abaixo dos colimadores *jaws*, o posicionamento do filtro físico (em tom avermelhado), obedecendo a seus reais posicionamentos em relação aos dados obtidos no manual do fabricante.

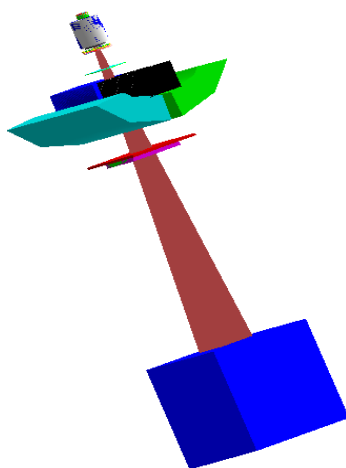


Figura 3.9 – Acelerador e filtro físico modelados.

3.1.4 – Técnicas de redução de variância

As técnicas de redução de variância são procedimentos que através da diminuição do desvio padrão da amostra, visam aumentar a taxa de convergência do método. Dessa forma, tem-se a introdução de técnicas que diminuem a variância amostral, otimizando o tempo computacional necessário nas simulações (SHULTIS, 2011). No presente trabalho, duas técnicas de redução de variância foram utilizadas: o cartão PHYS e o arquivo de espaço fase.

O comando PHYS (do inglês *physics simplification*) é usado para especificar a energia de corte e o tratamento físico que será usado para os fótons e elétrons que serão produzidos no alvo do acelerador.

```
PHYS:E 7 0 0 0 0 40 1 1 0.025 0
```

Figura 3.10 – Detalhe do comando PHYS no cartão de entrada do MCNPX

Observando a Figura 3.10, verifica-se que a partícula de interesse é o elétron (E), cujo limite superior de energia é 7 MeV. A próxima sequência, que aqui apresenta-se como quatro números zeros, controlam a produção de elétrons e fótons durante os processos de interação (ver detalhamento na Tabela 3.1). O sexto parâmetro do cartão *PHYS:E* é o comando *Bnum*, um importante parâmetro de redução de variância. Este controla a produção de fótons de bremsstrahlung por interação de elétrons. Neste caso, se em condições normais uma interação fosse gerar um fóton, agora produzirá quarenta vezes mais. Devem-se haver perícias ao valer-se desse comando, pois o uso inadequado pode acarretar em resultados não realísticos, introduzindo erros sistemáticos nos arquivos de saída (GIERGA, 1999).

O arquivo de espaço fase é uma ferramenta poderosa e muito utilizada para eficiência computacional. Seus arquivos contêm os dados individuais de todas as partículas que atravessam uma célula anteriormente definida para esse fim. O tempo computacional torna-se menor, pois depois de armazenado o espectro dos fótons emitidos, pode-se reutilizar as mesmas partículas para outro estudo sem a necessidade de simular todas as colisões sofridas pelos elétrons no processo de colimação.

O comando que possibilita a criação do arquivo de espaço fase é o cartão SSW (do inglês *Surface Source Write*). Depois de simulado, é necessário apenas valer-se do comando SSR (do inglês *Surface Source Read*) para o reuso do espectro de fótons armazenado (PELOWITZ, 2008). O número de histórias para gerar o arquivo de espaço fase para este trabalho foi de 10^9 . Isto gerou arquivo de aproximadamente oito *gigabytes* e com quase 82 milhões de histórias. Na Figura 3.11 temos imagem tridimensional mostrando acima do filtro físico (tom rosado) e abaixo do sistema de colimação (verde e azul) o arquivo de espaço fase em formato de plano.

Tabela 3.1: Detalhamento do cartão PHYS para um comando do tipo:
 PHYS:E *emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok enum numb* (PELOWITZ, 2008)

ENTRADA	DESCRIÇÃO
<i>emax</i>	Limite superior para energia do elétron
<i>ides</i>	Controla a produção de elétrons por fótons. ides=0: produção de elétrons ativada. ides=1: produção de elétrons desativada.
<i>iphot</i>	Controla a produção de fótons por elétrons. iphot=0: produção de fótons ativada. iphot=1: produção de fótons desativada.
<i>ibad</i>	Controla o método de distribuição angular de bremsstrahlung. ibad=0: ativa distribuição completa. ibad=1: ativa distribuição aproximada.
<i>istrg</i>	Controla a energia perdida por elétrons dispersos. istrg=0: usa a dispersão amostral. istrg=1: utiliza valores esperados da dispersão.
<i>bnum</i>	Controla a produção de fótons de bremsstrahlung. bnum=0: fótons não serão produzidos. bnum≥1: produzirá <i>bnum</i> vezes fótons de bremsstrahlung.
<i>xnum</i>	Controla a produção de elétrons induzidos por raio X. xnum=0: não haverá produção. xnum>0: produzirá <i>xnum</i> vezes elétrons induzidos por raio X.
<i>rnok</i>	Controla a produção de elétrons em cadeia. rnok=0: não serão produzidos elétrons em cadeia. rnok>0: produzirá <i>rnok</i> vezes elétrons em cadeia.
<i>enum</i>	Controla a produção de fótons por elétrons secundários. enum=0: não serão produzidos. enum>0: serão produzidos <i>enum</i> vezes fótons.
<i>numb</i>	Controla a produção de bremsstrahlung. numb=0: produção análoga de bremsstrahlung. numb>0: produzirá <i>numb</i> bremsstrahlung em cada subetapa.

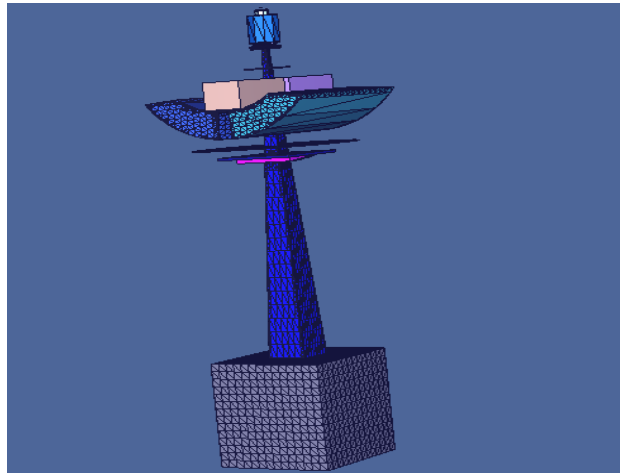


Figura 3.11 – Arquivo de espaço fase

Para obter os perfis longitudinais, sessenta detectores (60) foram colocados ao longo do eixo das abcissas (x), na altura onde se obtém o maior percentual de dose, conhecido como região de *build up* (Figura 3.12a). E para que fosse possível obter os perfis de dose em profundidade (PDP's) sessenta e cinco detectores (65) foram posicionados ao longo da profundidade em z (Figura 3.12b). O comando de superfícies utilizado para gerar os detectores foi o *RCC* (do inglês *right circular cylinder*)

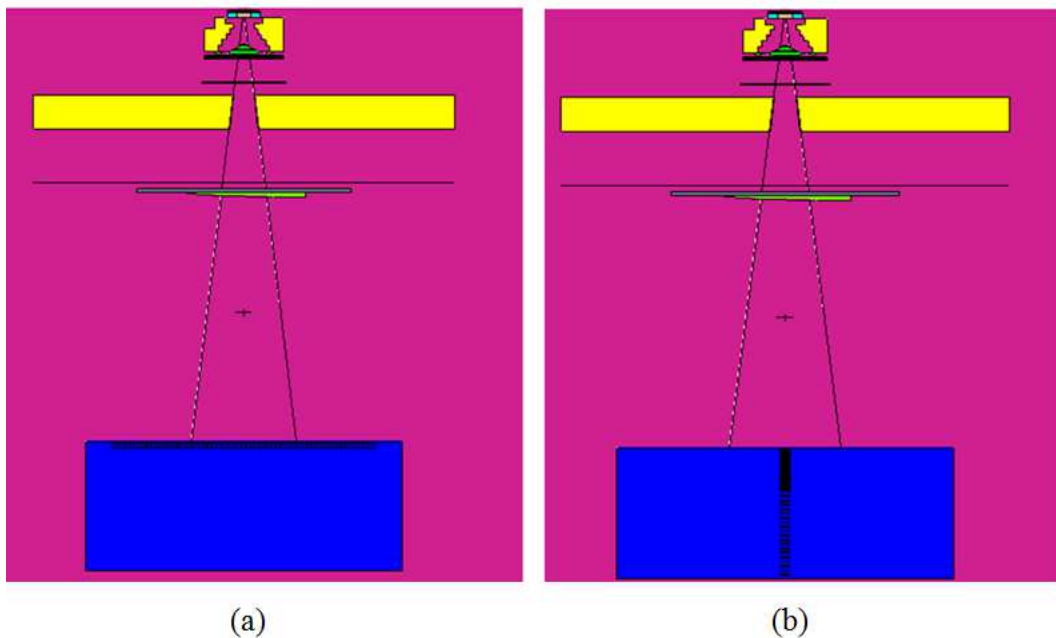


Figura 3.12 – Detalhes do posicionamento dos detectores utilizados para obter os perfis longitudinais (a) e em profundidade (b), respectivamente.

3.2 – Análises experimentais

As análises experimentais foram realizadas nas dependências das Clínicas Oncológicas Integradas (COI), unidade Barra, Rio de Janeiro. A principal finalidade foi analisar os efeitos dos filtros físicos sobre as curvas de isodose utilizando filmes radiocrômicos e fantasmas de água sólida. O acelerador utilizado foi o Oncor Expression do fabricante Siemens.

3.2.1 – O adéque do filme radiocrômico

O filme radiocrômico utilizado neste trabalho foi o *Gafchromic EBT 2*, produzido pela *International Specialty Products, ISP (New Jersey, USA)*. De uma maneira geral, o filme radiocrômico tem dimensões de 203 mm de largura e 254 mm de altura. No entanto seria um desperdício o uso do tamanho total do filme para realizar as análises aqui envolvidas. Portanto o filme radiocrômico foi dividido em pequenos pedaços de forma que suas novas dimensões agora estivessem medindo aproximadamente 203 mm de largura e 50 mm de altura (Figura 3.13). O corte foi realizado utilizando uma tesoura simples. Ademais, os cuidados foram tomados para que se preservassem os mesmos lados e as mesmas orientações dos pequenos pedaços dos filmes durante as análises.



Figura 3.13 – Corte realizado para que fosse feita as análises. Aqui é apresentado o filme já enegrecido por ter sido irradiado em um campo sob influencia do filtro físico de 45 graus em um campo de 6 MV.

3.2.2 – A curva de calibração do filme radiocrômico

Para obter a curva de calibração do filme radiocrômico, foram cortados pequenos pedaços do filme de dimensões aproximadas de 50x50 mm², de acordo com a Figura 3.14. As amostras foram irradiadas com doses de 0, 30, 60, 100, 180 cGy em um campo 10 x 10 cm².

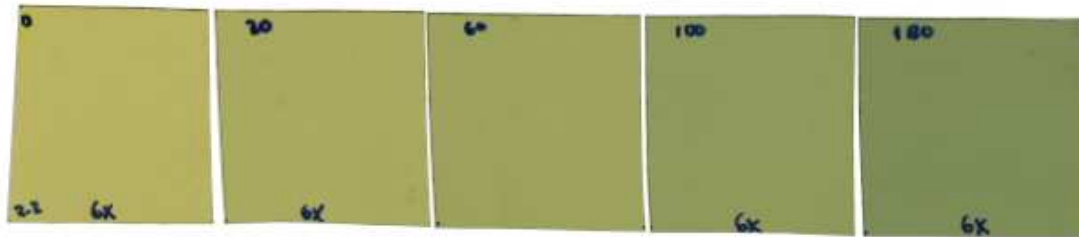


Figura 3.14 – Amostras irradiadas para obtenção da curva de calibração do filme radiocrômico.

3.2.3 – O uso das placas de água sólida

Fantoma é definido como um material cujas propriedades de absorção e de dispersão, para uma dada irradiação, simulam tanto quanto possível aquelas de um dado material biológico tais como os tecidos moles, o músculo, os ossos, ou a gordura.

Visto a impossibilidade do uso dos filmes radiocrômicos submersos em água, nas atividades experimentais utilizou-se fantasmas de água sólida para que fosse possível obter os perfis desejados. Foram utilizadas dez placas de tamanhos $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$. Observando-se a necessidade de cuidados durante o manuseio, foram empilhadas cinco placas e, após o alinhamento longitudinal do filme com o cabeçote do acelerador, os filmes foram fixados com fita adesiva (Figura 3.14). Finalmente encerrava-se a procedimento colocando-se outras cinco placas de água sólida sobre o filme radiocrômico. O leito foi ajustado para uma distância superfície-fonte (DSF) de 100 cm.



Figura 3.14 – A posição do filme radiocrômico e sua fixação no fantoma de água sólida.



Figura 3.15 – Filmes radiocrômicos irradiados para estudo do perfil longitudinal.

Esse procedimento foi repetido cinco vezes (Figura 3.15), visto que, além dos quatro filtros físicos utilizados na análise, realizou-se o estudo do campo aberto.

3.2.4 – Obtendo os perfis em profundidade

O levantamento dos PDP's experimentais foi feito utilizando um fantoma cúbico de água, com dimensões $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ e a câmara de ionização *PTW farmer* com volume sensível de $0,125 \text{ cm}^3$, utilizada no comissionamento do acelerador. Depois de posicionado os filtros físicos, tem início a irradiação sobre o fantoma cúbico. Imediatamente a câmara de ionização começa a varrer verticalmente o fantoma, de cima para baixo, computando os dados e os exibindo em valores de dose por meio de *softwares* adequados para este fim.

3.2.5 – O uso das unidades monitoras

As particularidades de cada acelerador, a quantidade de acessórios utilizados para os diferentes tratamentos tornam necessária a construção de um algoritmo específico para o cálculo das unidades monitoras. Portanto serão apresentadas as duas maneiras diferentes que foram adotadas para esta análise.

Durante o processo de calibração, foi utilizado um campo de abertura 10x10 cm². O filme colocado entre dez placas de água sólida, sendo cinco placas abaixo e cinco placas acima do filme. O procedimento para o cálculo das unidades monitoras (*UM*) se deu de acordo com a Equação 3.1. Os valores são apresentados na Tabela 3.2:

$$UM = \frac{D}{PDP} \quad (Eq. 3.1)$$

Onde: *D* é a dose desejada naquela profundidade.

PDP é o percentual de dose que atingirá o filme naquela profundidade.

Os dados do *PDP* foram obtidos em arquivos que documentam os procedimentos de comissionamento do acelerador linear. Para um campo 10x10 cm², a uma profundidade de 10 cm, obteve-se o valor de 0,67 para o *PDP*, considerando feixe de 6 MV.

Tabela 3.2 – Cálculo de unidades monitoras para calibração do filme radiocrômico

Energia de 6 MV	
<i>PDP</i> de 0,67	
Dose (cGy)	UM
0	0
30	45
60	89
100	149
180	269

Para as análises experimentais dos perfis longitudinais sob influência dos filtros físicos, foi necessária a inclusão do fator filtro no cálculo das unidades monitoras, de acordo com a Equação 2.9 (seção 2.8). Fixou-se o valor da dose em 100 cGy e o valor do *PDP* foi mantido em 0,67. Dessa maneira garantiu-se que em todas as irradiações, sob influência de qualquer filtro físico, a dose entregue na profundidade de 10 cm fosse sempre de 1 Gy. Os valores do fator filtro (FF) e das unidades monitoras estão presentes na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Valores do fator filtro e das unidades monitoras utilizadas para obter os perfis longitudinais

Filtro	Energia de 6 MV	
	<i>FF</i>	<i>UM</i>
15°	0,673	222
30°	0,510	293
45°	0,307	486
60°	0,337	443

Os valores do fator filtro aqui apresentados foram obtidos em arquivos que documentam o comissionamento do acelerador. Apesar dos valores diferirem dos apontados no manual, estes se encontram dentro da margem de erro estipulada pelo fabricante, em 2%.

Para o estudo do perfil longitudinal no campo aberto foi utilizada a Equação 3.1 com valor da dose (*D*) de 100 cGy e *PDP* de 0,67. O valor da unidade monitora para esta etapa confere 149, exatamente o valor divulgado na Tabela 3.2 onde constam os dados da calibração.

3.2.6 – Leitura dos filmes

Para avaliação dosimétrica, os filmes radiocrômicos foram digitalizados em um *scanner* da marca *Oncor Expression* e seus dados exportados para o *software* *Matrixx*. A partir dos dados da calibração que são fornecidos ao *software*, o programa interpreta as diferentes tonalidades de cinza criados no filme pela radiação, e as apresenta em valores de dose.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nas seções seguintes serão apresentados os resultados experimentais e simulados que envolvem o objetivo deste trabalho. Primeiramente, trataremos da calibração do filme radiocrômico e posteriormente serão confrontados graficamente os resultados que foram obtidos. Finalmente, trataremos do espectro de energia que atinge a superfície do fantoma para feixes radioativos influenciados pelos filtros físicos.

4.1 – Curva de calibração

Após o escaneamento foi fornecido ao *software Matrixx* o valor da dose entregue a cada amostra do filme radiocrômico utilizado para calibração. O programa reconhece as diferentes tonalidades de cinza e as converte em valores de *ADC's* (*analogue to digital converters*). A partir de então, pode-se obter uma curva de calibração que servirá para análise dosimétrica dos filmes, sejam eles envolvidos neste trabalho ou ainda para outros fins, desde que os filmes pertençam ao mesmo envelope. Os dados da curva de calibração e a curva correspondente são apresentados na Tabela 4.1 e nas Figuras 4.1 e 4.2, respectivamente.

Tabela 4.1 – Dados utilizados para gerar curva de calibração

Dose (cGy)	ADC (6 MV)
0	18319
30	21977
60	25281
100	28429
180	33211

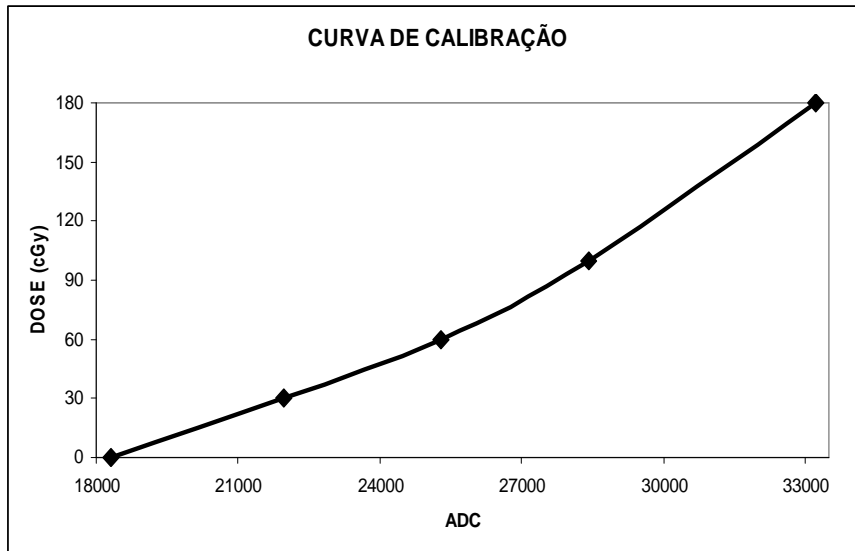


Figura 4.1 – Curva de calibração do filme radiocrômico para feixe de 6 MV.

A Equação 4.1 é um ajuste quadrático, cujo coeficiente de determinação tem valor $R^2=0,99999$.

$$y = 5,29067 \cdot 10^{-7}x^2 - 0,01584x + 122,41107. \quad (\text{Eq.4.1})$$

4.2 – Comparando os PDPs

O perfil de dose em profundidade (PDP) teórico foi obtido a partir do arquivo de espaço fase com mais de 81 milhões de histórias (*tracks*). O *tally* utilizado para obter os valores de dose foi o F6. Por outro lado, os resultados experimentais foram adquiridos a partir da câmara de ionização *PTW farmer* e os dados retirados dos arquivos que documentam o comissionamento do acelerador Siemens Oncor.

Ao longo da profundidade, o modelo teórico consta de 65 detectores distribuídos em passos (*steps*) que variam de 0,21 cm a 1 cm, enquanto os dados experimentais constam de 46 pontos cujos passos (*steps*) variam de 0,5 cm a 1 cm.

Para levantamento dos gráficos comparativos foi usado o *software Microcal Origin 6.0*. Para o cálculo do erro relativo (Equação 4.1) foi tomado como referência os valores dos dados experimentais.

$$ER = \frac{|V_{\text{simulado}} - V_{\text{experimental}}|}{V_{\text{experimental}}} \cdot 100 \quad (\text{Eq. 4.2})$$

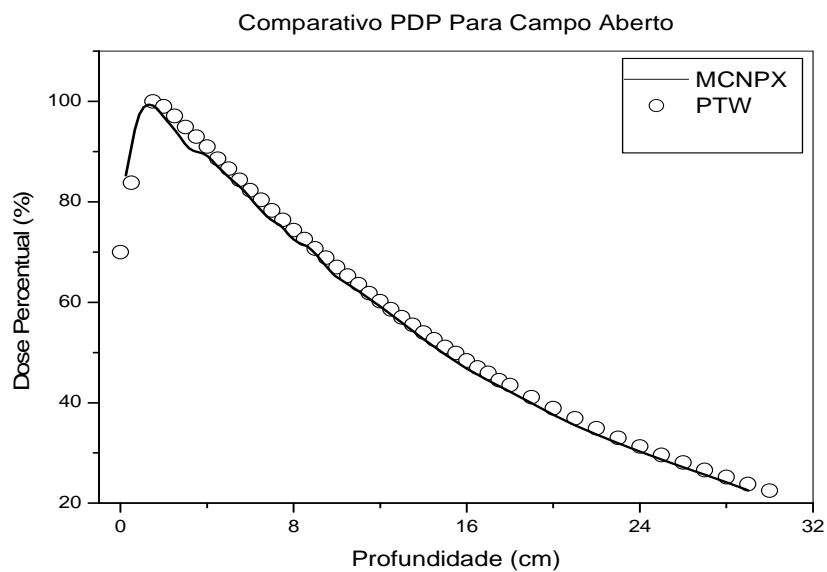


Figura 4.2 – Comparativo entre os valores simulados e experimentais para o PDP em campo aberto

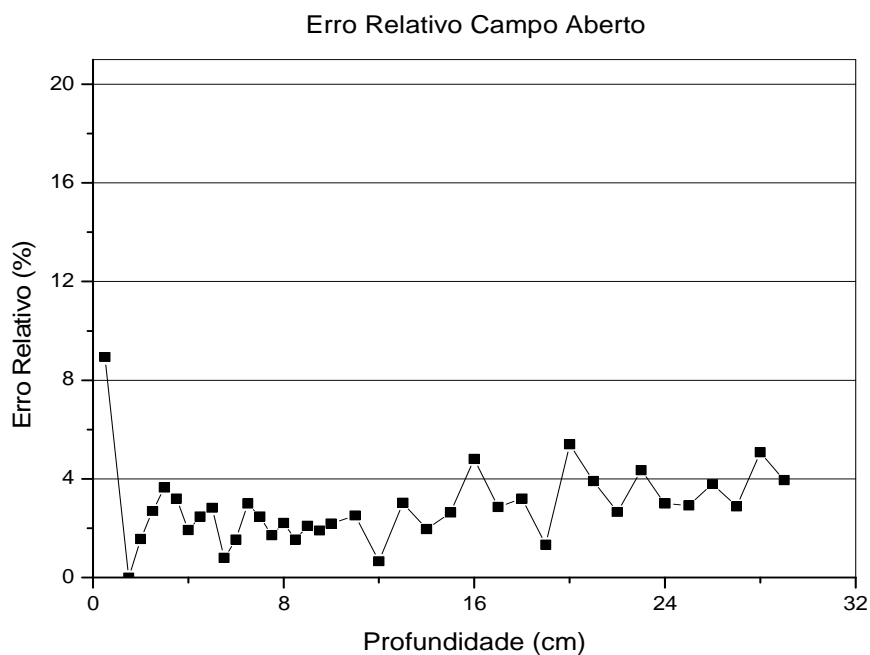


Figura 4.3 – Erro relativo entre valores simulado e experimental para o PDP em campo aberto.

Nota-se pela Figura 4.2 que não há um ajuste entre os pontos apresentados. Apesar das respostas fornecidas pelo método de Monte Carlo estarem abaixo dos valores obtidos experimentalmente, não há grandes desigualdades entre os modelos, isto pode ser analisado na Figura 4.3 onde o erro relativo se mantém na média de 2,8%.

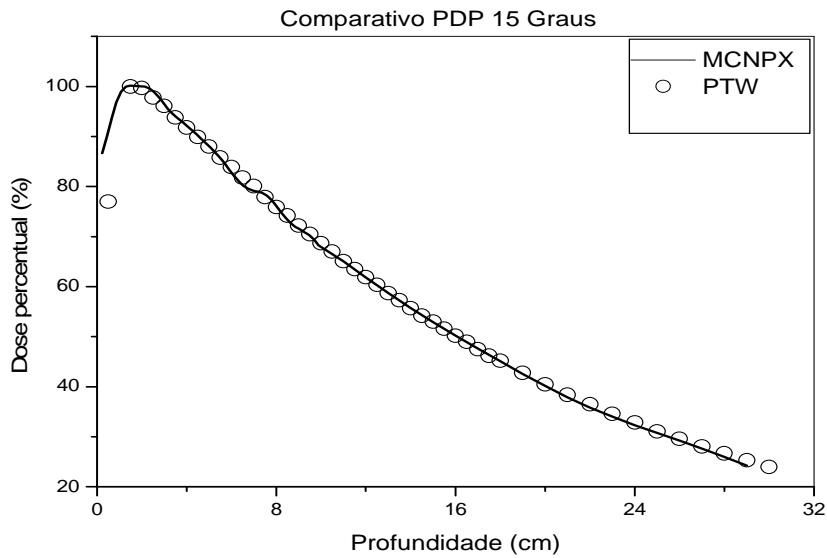


Figura 4.4 – Comparativo entre os valores simulados e experimentais para o PDP sob influência do filtro de 15 graus.

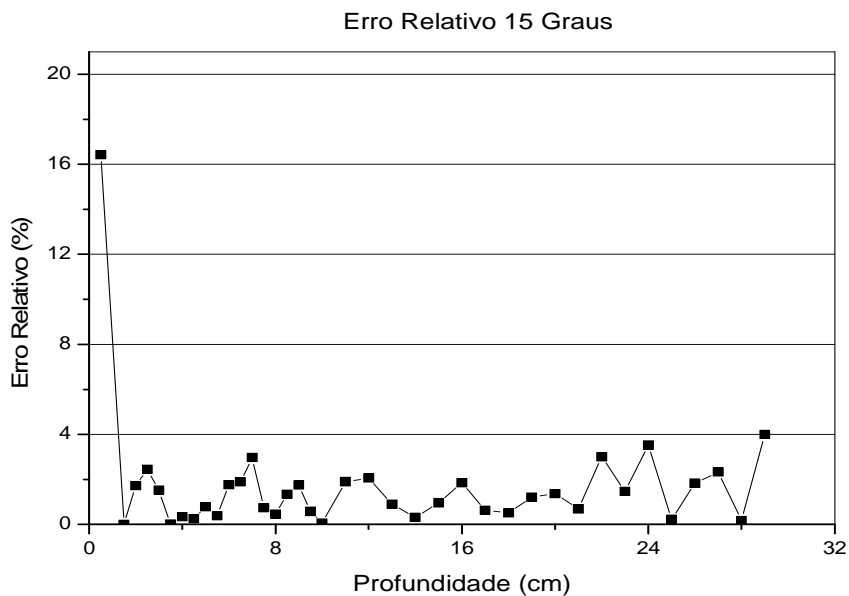


Figura 4.5 - Erro relativo entre valores simulado e experimental para o PDP sob influência do filtro de 15 graus.

Um ótimo ajuste é observado na Figura 4.4. Os dados conformam-se bem em quase toda profundidade, exceto na superfície do fantoma, onde o erro relativo ultrapassa 16%. Entretanto, mesmo com a discrepância no primeiro ponto, o erro relativo não supera a média de 1,7% (Figura 4.5).

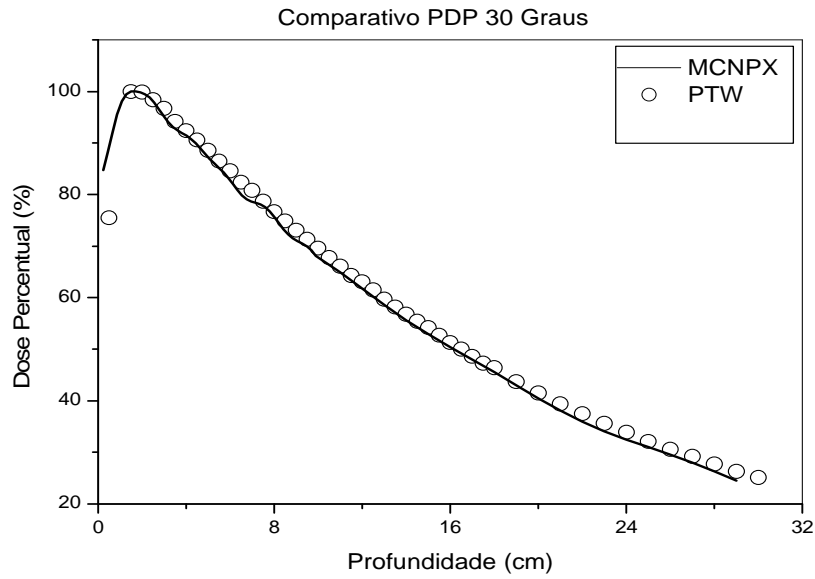


Figura 4.6 – Comparativo entre os valores simulados e experimentais para o PDP sob influência do filtro de 30 graus.

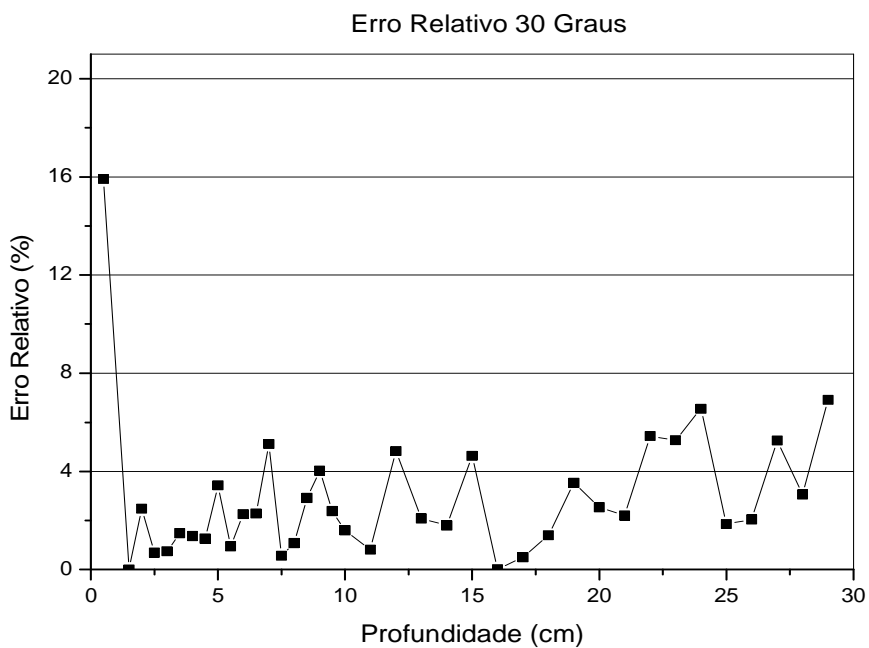


Figura 4.7 - Erro relativo entre valores simulado e experimental para o PDP sob influência do filtro de 30 graus.

Um bom ajuste é observado na Figura 4.6. O PDP do filtro de 30 graus está em concordância entre os modelos simulado e experimental. De acordo com a Figura 4.7, o erro relativo está na média de 2,9%. Apenas o primeiro ponto de estudo encontra-se com um erro de 15,9%.

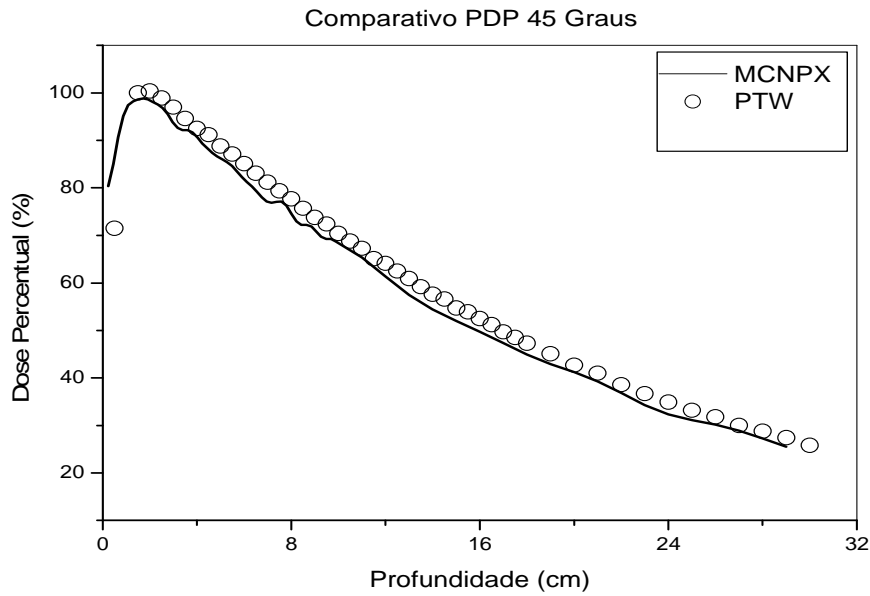


Figura 4.8 – Comparativo entre os valores simulados e experimentais para o PDP sob influência do filtro de 45 graus.

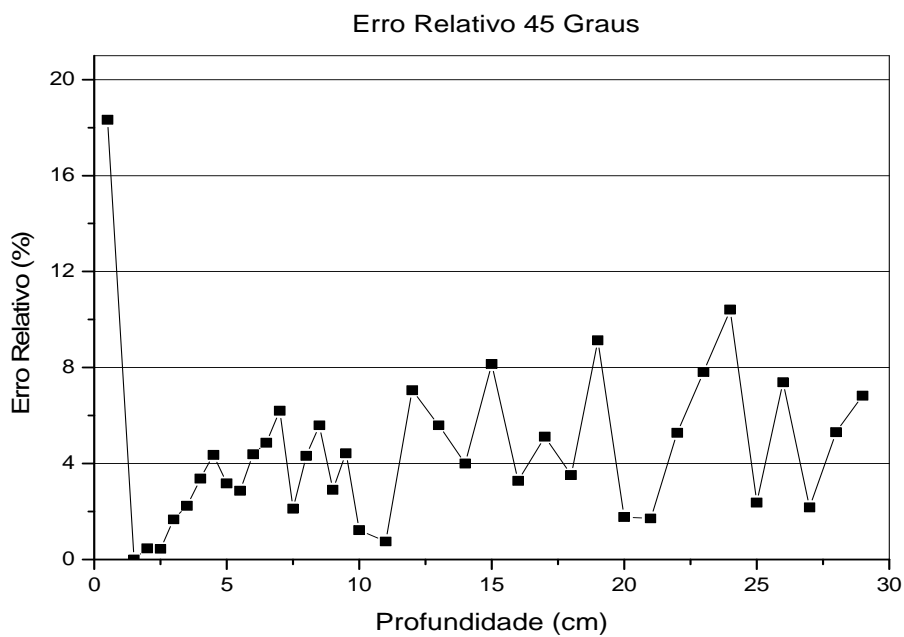


Figura 4.9 - Erro relativo entre valores simulado e experimental para o PDP sob influência do filtro de 45 graus.

Percebe-se na Figura 4.8 uma ligeira diferença em todos os pontos, onde os valores experimentais estão com um percentual de dose pouco acima dos valores simulados. No entanto, de acordo com a Figura 4.8 o erro relativo médio é de 4,5%.

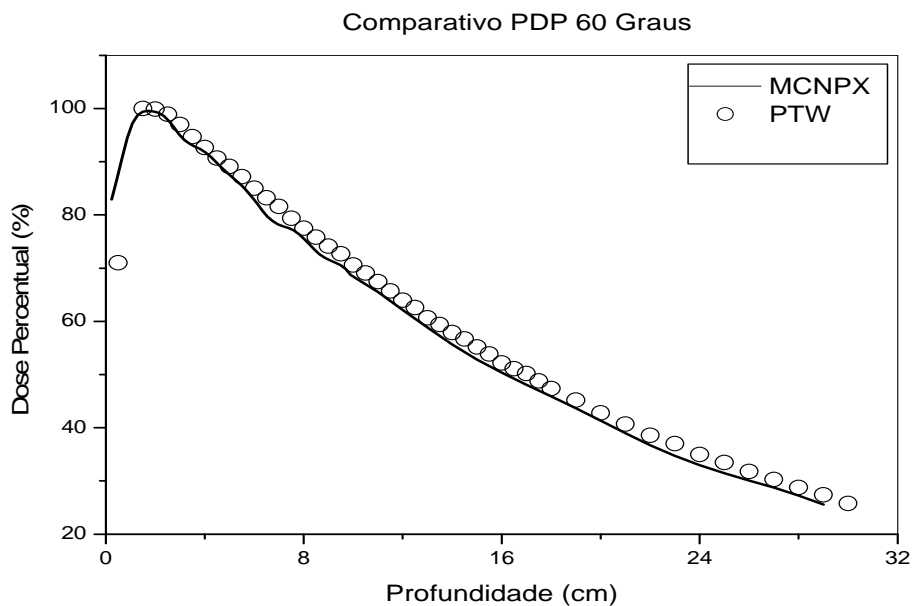


Figura 4.10 – Comparativo entre os valores simulados e experimentais para o PDP sob influência do filtro de 60 graus.

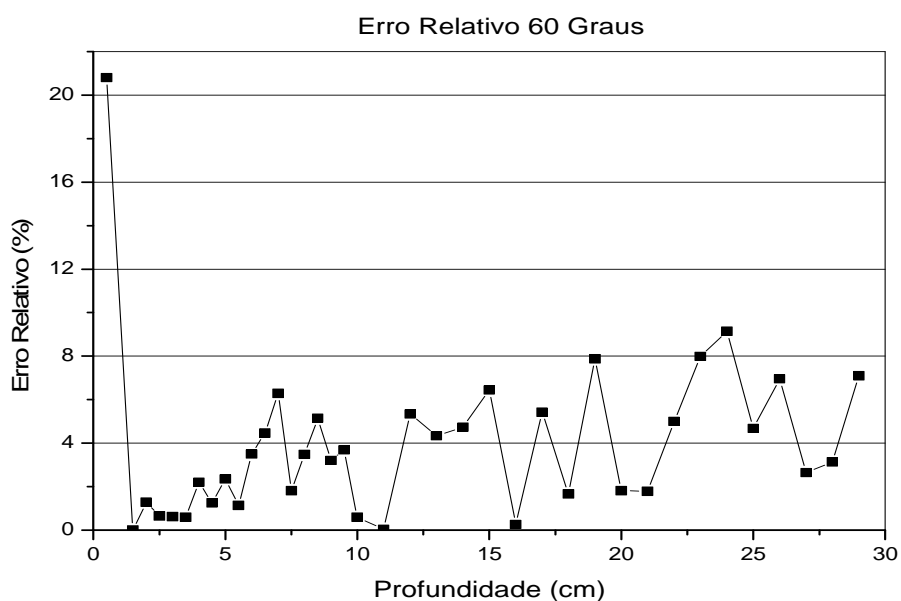


Figura 4.11 - Erro relativo entre valores simulado e experimental para o PDP sob influência do filtro de 60 graus.

Novamente, observando a Figura 4.10, temos boa aproximação entre os modelos. O primeiro ponto de estudo diverge 20,8%, mas de acordo com a Figura 4.11, nota-se que o erro relativo médio não ultrapassa 4%.

Os dados apresentados até aqui apresentam boa concordância entre os valores simulados e experimentais. O ponto experimental que se encontra na região de *build-up*

diverge do simulado em todas as ocasiões. No entanto, na região de equilíbrio eletrônico têm-se boas aproximações, que em condições extremas variam de 0,01% até 10,41%. Outrossim, percebe-se que o erro relativo tende a aumentar de acordo com o aumento da espessura do filtro físico, tanto que o menor erro relativo na região de *build-up* encontra-se no comparativo do campo aberto.

4.3 – Comparando os perfis longitudinais

Para a simulação computacional dos perfis longitudinais, foi utilizado um espaço de fase com mais de 81 milhões de histórias (*tracks*). Sessenta detectores foram posicionados longitudinalmente em passos (*steps*) de 0,41 cm.

Experimentalmente, o *software Matrixx* possibilitou uma quantidade maior de pontos para análise. Para este trabalho, foram computados 280 pontos, em passos (*steps*) de 0,05 cm.

Na Figura 4.12 têm-se os filmes já irradiados exibidos em espectro de cor, um artifício do *software Matrixx*. A intensidade da cor vermelha corresponde às regiões de maior dose. Portanto, nesse caso, o filtro foi posicionado com a parte mais espessa voltada para esquerda.

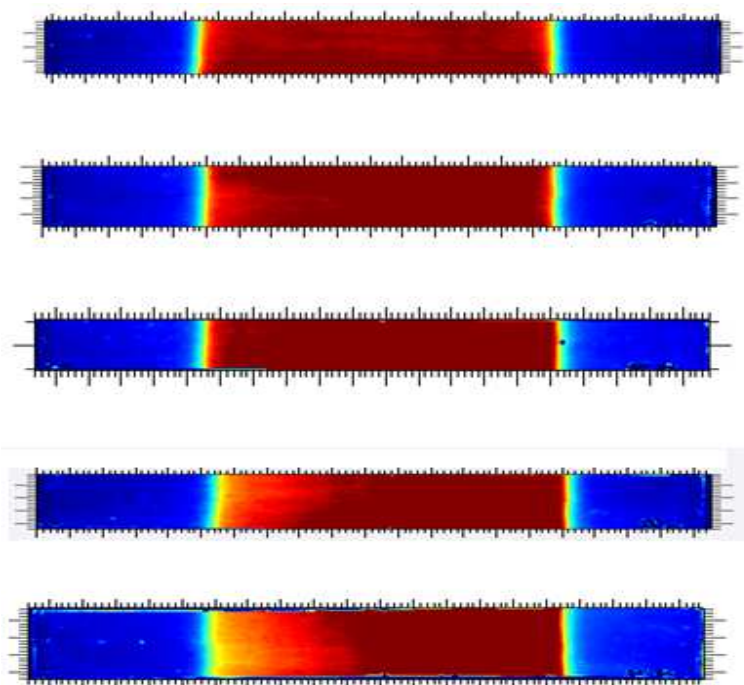


Figura 4.12 – Amostras dos filmes irradiados, onde as tonalidades de cinza estão expostas em espectro de cor. De cima para baixo temos: Campo Aberto, 15°, 30°, 45° e 60°.

Para gerar gráficos foi utilizado o *software Microcal Origin 6.0*. O principal motivo para sua escolha é a facilidade de trabalhar com seus comandos e a possibilidade de suavização de curvas com grandes oscilações, característica da leitura dos filmes radiocrômicos.

O campo aberto foi avaliado para que se pudesse averiguar o comportamento do feixe sem influência dos filtros físicos. Uma boa concordância entre os dados simulados e os experimentais para campo aberto, dará suporte para interpretar se a modelagem do acelerador está respondendo aos objetivos.

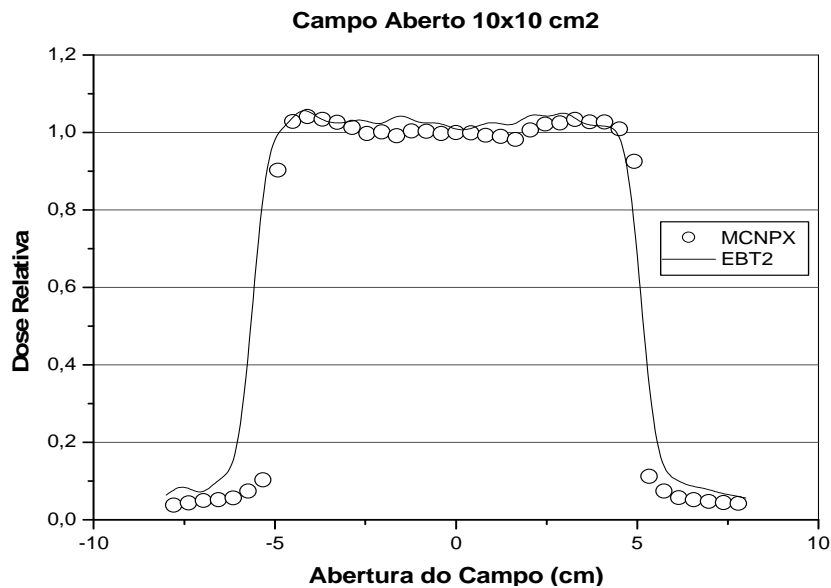


Figura 4.13 – Comparativo do perfil simulado *versus* experimental para campo aberto 10x10 cm².

Gráficos de erro relativo percentual (Equação 4.2) foram criados para que se pudesse estudar o desvio das medidas apresentado nesta seção. Para isto, foi considerado apenas os pontos que se localizam no platô superior da Figura 4.13. Os dados tomados como referência foram os valores das medidas experimentais.

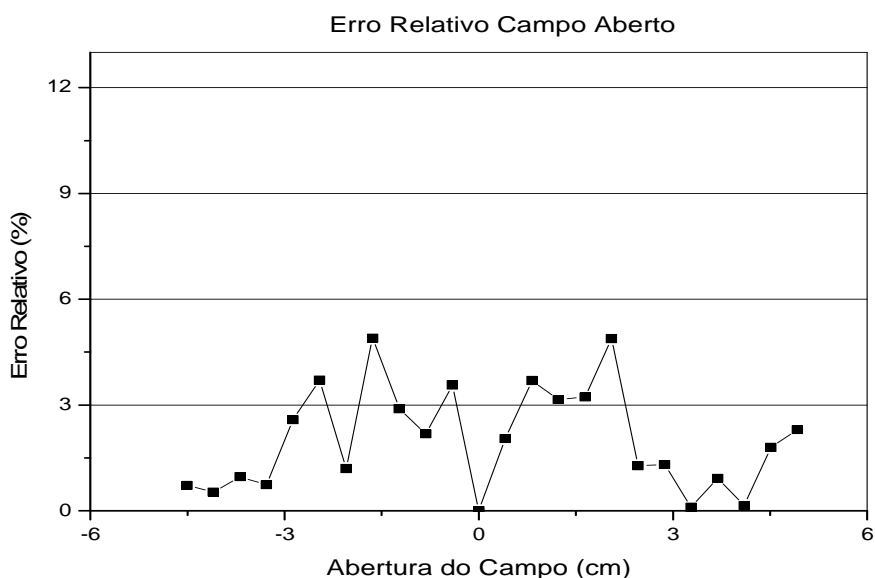


Figura 4.14 – Erro Relativo para campo Aberto.

É perceptível na Figura 4.13 a divergência dos modelos apresentados para regiões de baixa dose. No entanto, é notório, principalmente pela Figura 4.14, que houve boa concordância entre as medidas simuladas e experimentais na região do platô da Figura 4.13. As oscilações apresentadas para o campo aberto concentram-se entre zero e cinco por cento de erro relativo, e uma média de erro de 2,3%. Outro fator importante é que nesse levantamento foi possível notar o efeito do filtro aplanador no campo radioativo. Fazendo uma observação minuciosa pode-se perceber dois picos nos extremos do perfil longitudinal. Estes têm o nome de “chifres” (do inglês *horns*) e são projetados para serem compensados na superfície da derme, a fim de obter curvas de isodoses planas em profundidades maiores (KHAN, 2003).

O procedimento foi repetido para ao filtro de quinze graus. As Figuras 4.15 e 4.16 apresentam o comparativo e o erro relativo para o filtro em questão.

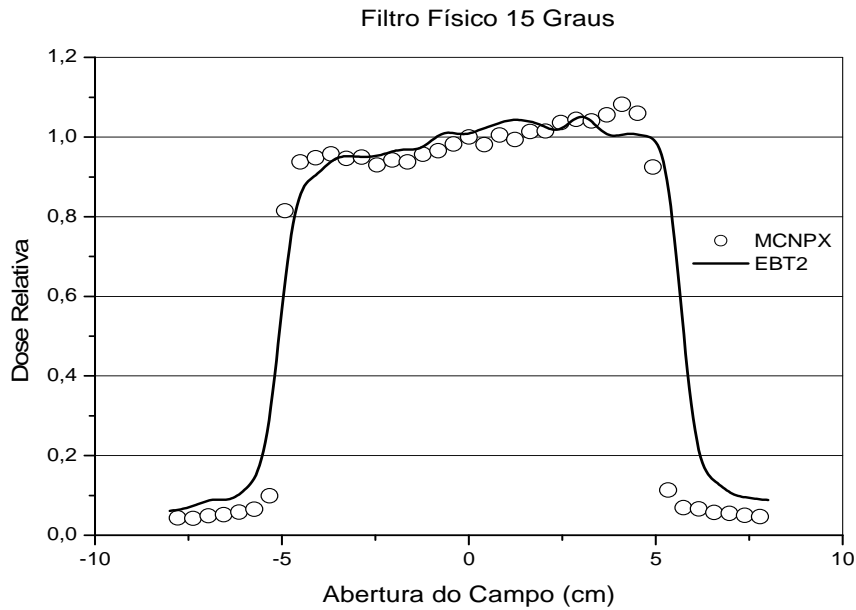


Figura 4.15 – Comparativo do perfil simulado *versus* experimental para filtro físico 15°.

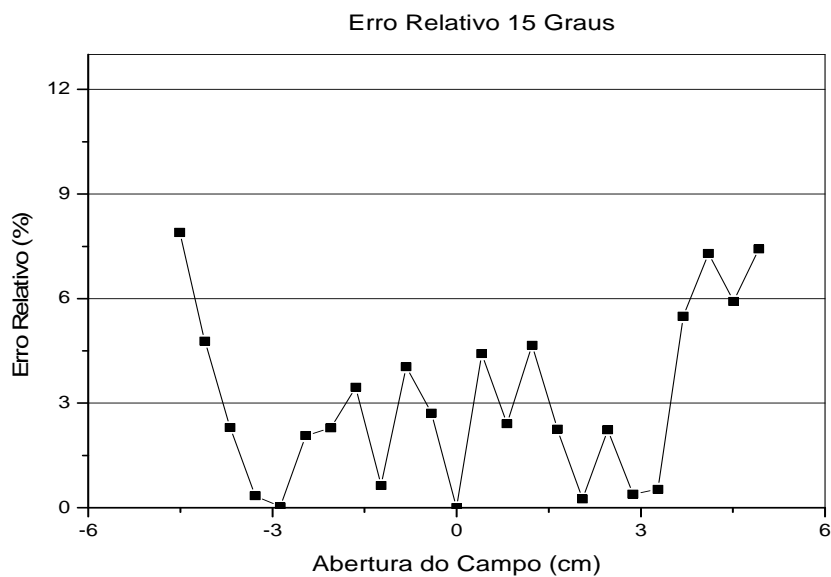


Figura 4.16 – Erro relativo para filtro de 15°.

De acordo com a Figura 4.15 percebe-se boa concordância entre os dados simulados e os experimentais. Uma divergência maior é notória nas regiões de baixa dose. O gráfico de erro relativo mostra que no platô da Figura 4.15 existem erros que não superam cinco por cento. No entanto próximo ao extremo da região de interesse há um perceptível aumento do erro relativo. Essa região é conhecida como região de penumbra, sua brusca queda de dose se dá pelas limitações impostas pelos colimadores. Apesar das discrepâncias o erro relativo médio fica em 3,1%.

As Figuras 4.17 e 4.18 apresentam o comparativo de perfil e o erro relativo, respectivamente, para o filtro físico de trinta graus.

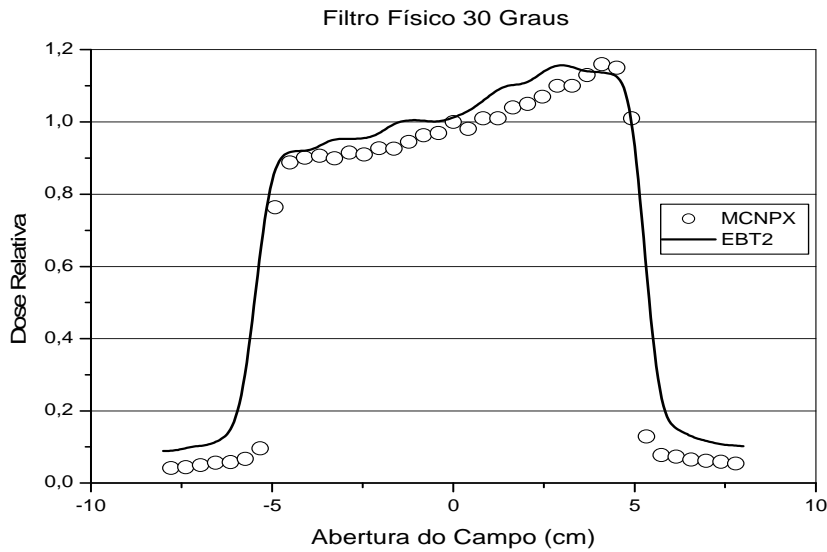


Figura 4.17 - Comparativo do perfil simulado *versus* experimental para filtro físico 30°.

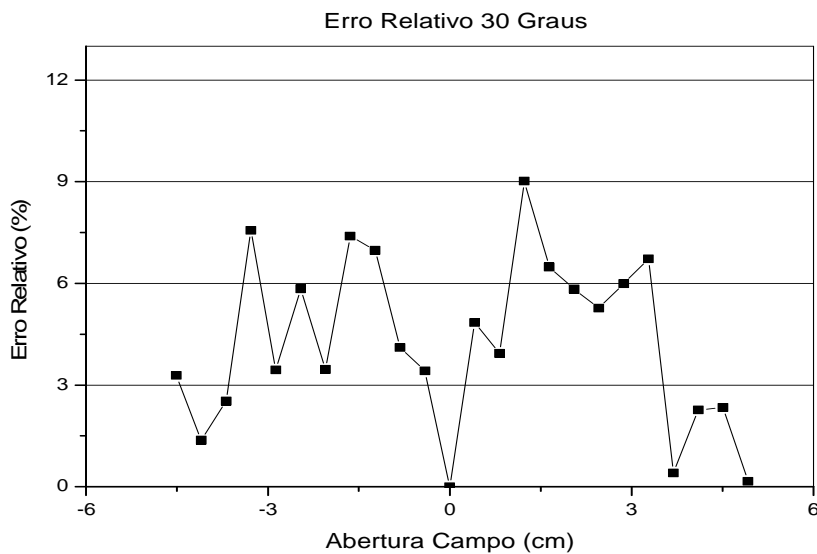


Figura 4.18 – Erro relativo para filtro de 30°.

O platô, agora com inclinação notável, apresenta-se tão oblíquo experimentalmente quanto em seus resultados simulados, apesar deste último apresentar valores de dose menores que aqueles. A região de interesse tem erro relativo médio de 4,3% e novamente é perceptível a discrepância nas regiões de baixa dose.

Na Figura 4.19 são apresentados os resultados para filtro físico de quarenta e cinco graus. O resultado do erro relativo está exposto na Figura 4.20.

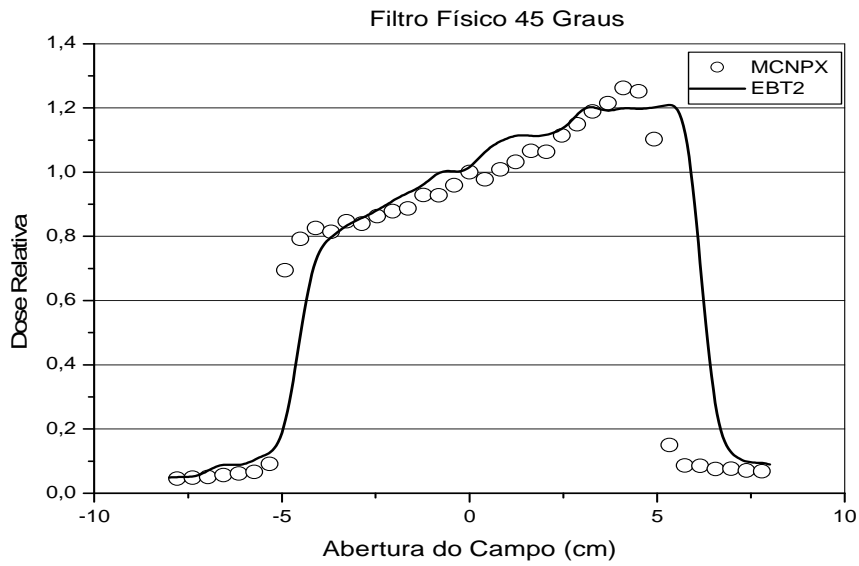


Figura 4.19 - Comparativo do perfil simulado *versus* experimental para filtro físico 45°.

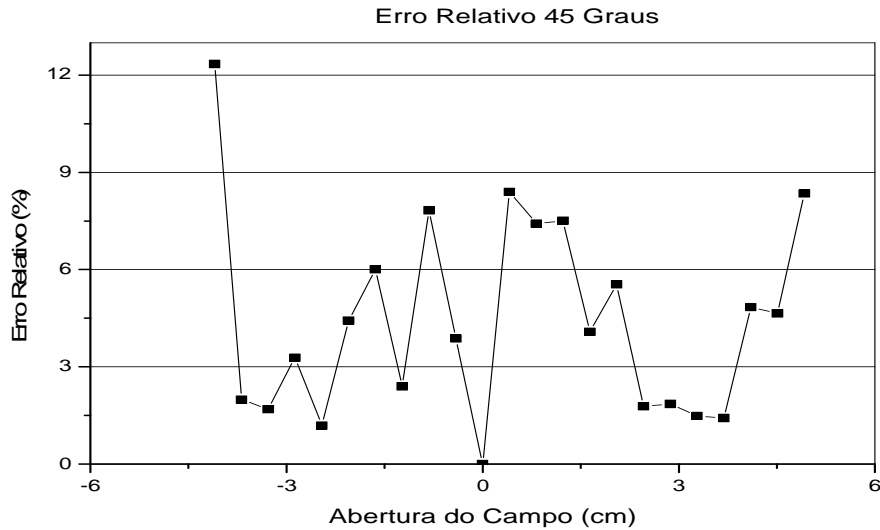


Figura 4.20 – Erro relativo para filtro de 45°.

Mais uma vez percebe-se uma boa concordância na região de inclinação, exceto nos extremos do perfil e nas regiões de baixa dose. O erro relativo concentra-se abaixo dos 8%, e sua média não ultrapassa 4,1%, de acordo com a Figura 4.20.

Finalmente, os resultados obtidos utilizando o filtro de sessenta graus são apresentados nas Figuras 4.21 e 4.22.

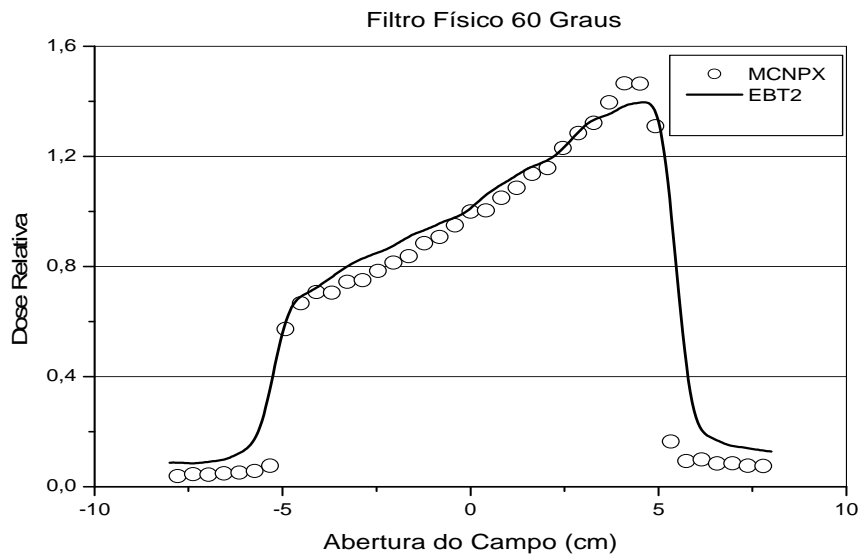


Figura 4.21 - Comparativo do perfil simulado *versus* experimental para filtro físico 60°.

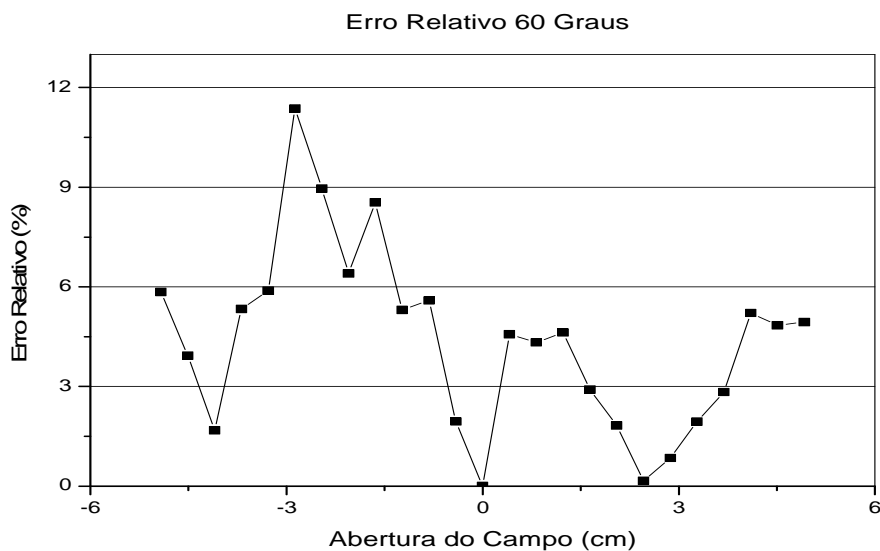


Figura 4.22 – Erro relativo para filtro de 60°.

Apesar da boa concordância entre os modelos simulado e experimental, o erro relativo para região de interesse tem média de 4,4%. O platô de ambos os modelos tem inclinação semelhante e a divergência na região de baixa dose e na região de penumbra apresenta-se em valores menores que os outros filtros físicos.

Os resultados apresentaram-se dentro do esperado, as regiões de alta dose mantiveram concordância aceitável. Nas regiões extremas do platô, no momento da queda brusca de dose, há uma dificuldade de concordância entre os modelos apresentados. Essa região, conhecida como região de penumbra, é muito sensível aos processos de interações físicas (SPEZI, 2001), sendo identificada como uma região de difícil ajuste entre os resultados teóricos e experimentais. Já as regiões de baixa dose não estão ajustadas em seus valores. No entanto, pode-se afirmar que tais diferenças se dão por conta da região de subdosagem da curva sensitométrica (seção 2.4), uma dificuldade característica do filme radiocrômico em revelar baixos valores de doses.

4.4 – Espectros de energia

Para o levantamento do espectro de energia não foi utilizado o arquivo de espaço fase, mas considerou-se todas as interações no cabeçote do acelerador linear em um *nps* de 10^9 histórias.

O comando (*tally*) *F1* foi utilizado nesta etapa. As faixas de energias consideradas (*bins*) foram de 250 keV, desde 1 keV até 6MeV. Foi analisada a degradação de energia e o endurecimento do feixe para os quatro filtros físicos e para o campo aberto. Os resultados são apresentados em valores na Tabela 4.2 e em gráficos nas Figuras 4.23 até 4.27.

Tabela 4.2 – Espectro de energias para campo aberto e para os quatro filtros físicos.

Faixas de Energia (MeV)	Campo Aberto (%)	15 Graus (%)	30 Graus (%)	45 Graus (%)	60 Graus (%)
0,001 - 0,250	15,93	12,98	11,80	10,75	11,14
0,250 - 0,500	13,01	10,45	9,01	7,22	7,67
0,500 - 0,750	10,20	8,97	8,05	6,36	6,96
0,750 - 1,000	8,48	7,90	7,46	6,32	6,63
1,000 - 1,250	7,41	7,52	7,64	6,93	7,12
1,250 - 1,500	6,29	6,63	6,62	6,51	6,54
1,500 - 1,750	5,31	5,92	6,16	6,54	6,50
1,750 - 2,000	4,58	5,22	5,40	5,71	5,57
2,000 - 2,250	4,07	4,74	4,99	5,34	5,13
2,250 - 2,500	3,60	4,13	4,54	5,19	5,02
2,500 - 2,750	3,14	3,70	4,02	4,57	4,42
2,750 - 3,000	2,82	3,37	3,68	4,38	4,23
3,000 - 3,250	2,49	2,97	3,34	3,94	3,76
3,250 - 3,500	2,10	2,64	2,96	3,42	3,29
3,500 - 3,750	1,89	2,35	2,61	2,97	2,85
3,750 - 4,000	1,60	1,95	2,15	2,46	2,30
4,000 - 4,250	1,53	1,88	2,09	2,58	2,51
4,250 - 4,500	1,28	1,55	1,76	2,03	1,98
4,500 - 4,750	1,09	1,32	1,49	1,75	1,66
4,750 - 5,000	0,94	1,13	1,29	1,54	1,42
5,000 - 5,250	0,78	0,96	1,05	1,25	1,19
5,250 - 5,500	0,67	0,79	0,85	0,97	0,91
5,500 - 5,750	0,47	0,56	0,64	0,82	0,77
5,750 - 6,000	0,31	0,37	0,42	0,45	0,43

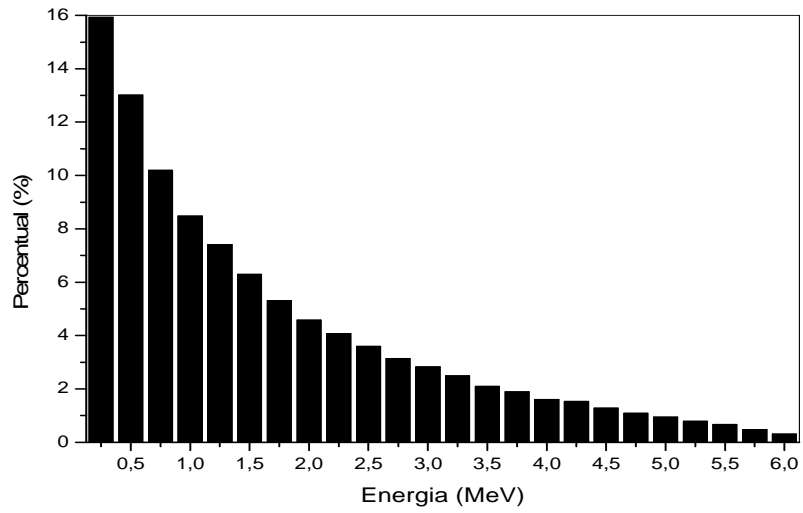


Figura 4.23 – Espectro de energia de fótons considerando o campo aberto.

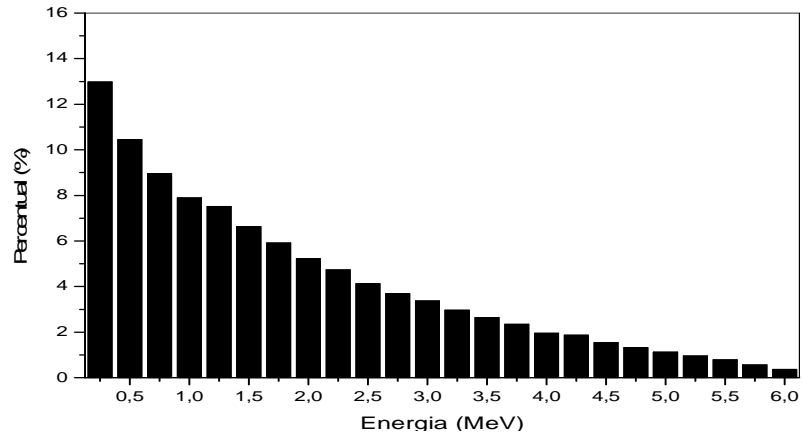


Figura 4.24 – Espectro de energia de fótons para filtro de 15 graus.

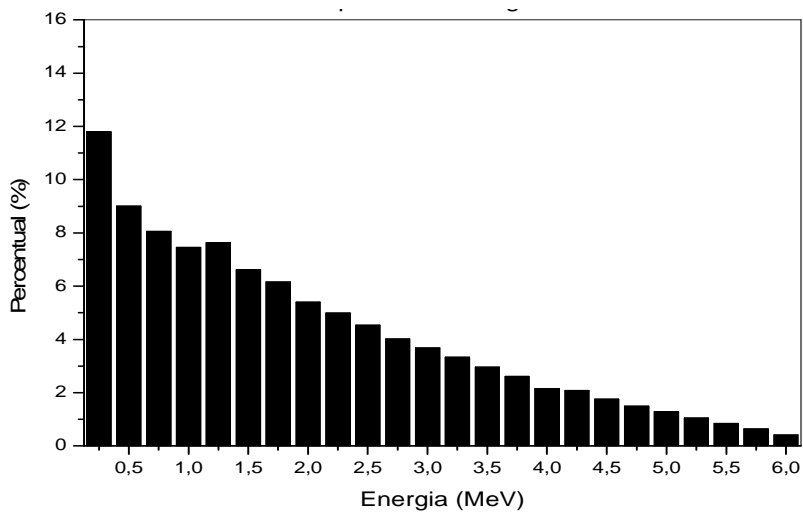


Figura 4.25 – Espectro de energia de fótons para filtro de 30 graus.

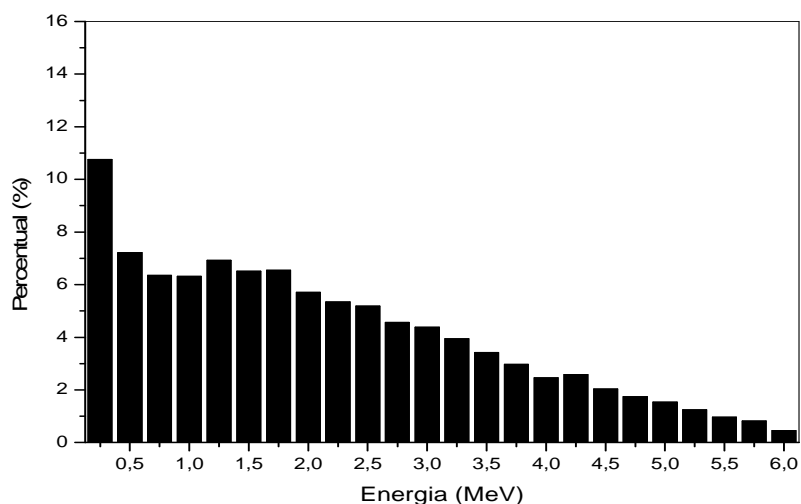


Figura 4.26 – Espectro de energia de fótons para filtro de 45 graus.

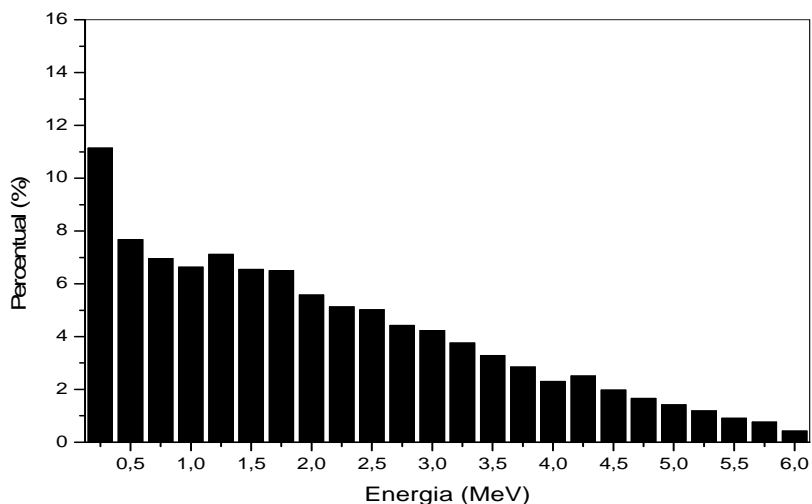


Figura 4.27 – Espectro de energia de fótons para filtro de 60 graus

Nota-se pela Tabela 4.2 que o feixe possui uma maior probabilidade de emissão de baixa energia, necessária para obtenção de imagens no portal *flat panel* quando o acelerador opera em modo diagnóstico (GALBRAITH 1989). Sabe-se que incluindo materiais de baixo número atômico no alvo do acelerador linear (Figura 4.28), como o grafite por exemplo, tem-se uma maior emissão de fótons de baixa energia, o que favorece a ocorrência do efeito fotoelétrico, que é fundamental para a formação de uma imagem com alta qualidade (BUSHBERG et al 2002).

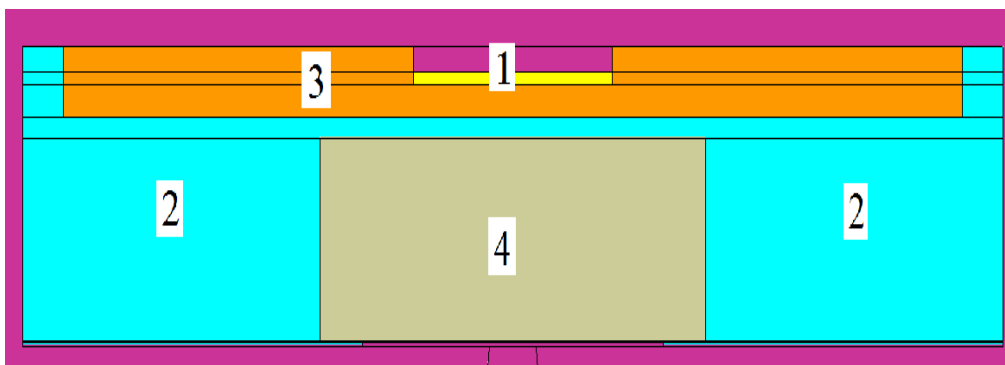


Figura 4.28 – Moldes do alvo do acelerador. Em (1) tem-se tungstênio em tonalidade amarelado, em (2) aço inoxidável, em (3) cobre e em (4) o grafite.

Nota-se também que a degradação de energia é considerável para fótons com energias de baixo valor, não sendo perceptível para altas energias. A inclusão do filtro físico proporciona o endurecimento do feixe, de acordo com o discutido na seção 2.2. A faixa de energia para o intervalo 5,750-6,000 MeV sofre um aumento relativo de 45% entre os valores de campo aberto e campo sob influência do filtro de 60 graus. Enquanto a faixa de energia 1-250 keV sofre um decréscimo relativo de 30%.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES.

Este trabalho teve como objetivo modelar e validar os filtros físicos do acelerador Siemens Oncor Expression, cujos ângulos conferem 15, 30, 45, 60 graus, a partir de análises teóricas utilizando o código de Monte Carlo MCNPX e investidas experimentais empregando o filme radiocrômico *EBT2*. As dificuldades encontradas para este trabalho foram duas. A primeira dificuldade foi a criação do arquivo de espaço fase, pois exigiu tempo computacional devido a complexidade da geometria e o grande número de histórias necessárias para gerar o arquivo. A segunda dificuldade foi as oscilações características do estudo dosimétrico feito com filme radiocrômico, que por causa desta peculiaridade não permitiu uma boa concordância entre os valores medidos experimental e teoricamente para regiões de baixa dose.

Entretanto, as comparações dos perfis longitudinais tiveram boa aproximação na região que configura a abertura do campo (de -5 até +5). O erro relativo médio entre os modelos simulado e experimental apresentou-se em 3,64%.

Os perfis de dose em profundidade (PDPs) tiveram excelente concordância entre os modelos. A região que confere a superfície do fantoma, ou região de *build up*, divergiu em seus resultados. Contudo, as regiões de equilíbrio eletrônico, que para o PDP representa a região de interesse, tiveram excelentes aproximações com erro relativo médio em 2,8%.

Na análise do espectro foi perceptível a influência do filtro cunha no endurecimento do feixe. Os fótons de baixa energia foram notavelmente blindados pelos filtros, pois há um decréscimo relativo de até 30%, enquanto as altas energias sofrem um acréscimo relativo de 45%. Esses dados são importantes, pois o endurecimento do feixe (*beam hardening*) deve ser considerado em um sistema de planejamento terapêutico, evitando entrega de doses indesejáveis aos pacientes.

Finalmente, os resultados que aqui foram apresentados validam o modelo teórico dos filtros físicos, permitindo que estes sejam utilizados em simulações para fins terapêuticos ou de pesquisa.

5.1 – Trabalhos futuros

O presente trabalho possibilita o uso dos filtros físicos modelados no estudo de diversos tratamentos clínicos, entre os quais podemos citar:

- Comparação de um tratamento de mama, pulmão e reto utilizando o código de Monte Carlo, fantomas matemáticos e o sistema de planejamento utilizado para este fim.
- Análise do espectro de nêutrons para campos sob influência dos filtros físicos em aceleradores com energias de 15 MV.
- Estudo da eficácia dos campos sob influência dos filtros físicos para radiocirurgias.

REFERÊNCIAS

- ANDREUCCI, R; **Proteção Radiológica - Aspectos Industriais**. Abende, 2003;
- BOHRER, A. C. A; **Comparação dos sistemas dosimétricos de alanina e do filme radiocromico B3 na irradiação industrial por feixes de elétrons**. M.Sc. COPPE-UFRJ, 2011;
- BUSHBERG, J. T. et al; **The essential physics for a medical imaging**. Philadelphia, 2002;
- CARDOSO, M. A. C; **Estudo da distribuição de dose em tratamentos por radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocromico**. M.Sc. COPPE-UFRJ, 2012;
- CARTER, L. L; SCHWARZ, R. A; **MCNP visual editor computer code manual**. Nuclear Physics and Shielding; 1995;
- CARVALHO JÚNIOR, A. B; **Aplicação do Método de Monte Carlo Para Cálculo de Dose Efetiva em Indivíduos Expostos a Pacientes Submetidos à Iodoterapia**. Tese D.Sc. COPPE – UFRJ, 2007;
- CCO, **Cirurgia Oncológica**. Clinica de Cirurgia e Oncologia. Disponível em <http://www.cco.med.br>. Acesso em 12/06/2012;
- CHETTY, I. J; ET AL. **MPM Task Group Respost N°105: Monte Carlo-Based Treatment Planning**. Med. Phys. 2007;
- COELHO, T. S; **Desenvolvimento de um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de ^{90}Sr + ^{90}Y** . M.Sc. IPEN – USP, 2010;

COSTA, M. R; **Comparação das Condutas Terapêuticas no Tratamento Ambulatorial das Mulheres com Câncer de Mama.** Dissertação M.Sc. COPPE – UFRJ, 2005;

CPRCC; **High Dose Rate (HDR) Radiation Therapy is now available in Waldorf.** Disponível em <chesapeakepotomaccancer.com>. Acesso em: 15 de março de 2012;

EISBERG, R; RESNICK, R; **Física Quântica.** Vigésima terceira tiragem. Editora campus, 1994;

FLOSI, A. A; **Desenvolvimento de Cálculo de Unidades Monitoras para IMRT.** Dissertação M.Sc. IPEN/USP, 2011;

FURNARI, L; **Controle de qualidade em radioterapia.** Revista Brasileira de Física Médica, 2009;

GALBRAITH, D. M; **Low-Energy Imaging With High Energy With Bremsstrahlung Beams.** Med. Phys. 1989;

GIERGA, D. P; ADAMS, K. J; **Electron Photon Verifications Calculations Using MCNP.** 1999

GONÇALVES, M. C. P; **Investigação de Metástases não Funcionantes em Câncer de Tireóide com Sestamibi - ^{99m}Tc e ^{131}I : Avaliação Metodológica Comparativa.** Dissertação M.Sc. UNESP, 2010;

HALL, E. J; AMATO, J. G; **Radiobiology for Radiologist.** Seventh Edition, LWW, 2012;

HALLIDAY; RESNICK; WALKER, J; **Fundamentos de física.** Volume quatro, LTC, 2009;

IAEA, **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**.
Viena, 2005;

INCA; **Estimativa/2012. Incidência de câncer no Brasil**. Ministério da saúde, Rio de Janeiro-RJ, 2011;

INCA; **Quimioterapia**. Disponível em
http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?ID=101. Acesso em 12/06/12;

INCA; **Tipos de câncer**. Disponível em
<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer>. Acesso em 14/01/13;

ITC; **Cirurgia**. Instituto de Tratamento de Câncer. Disponível em
www.itcancer.com.br/site/index.php/tratamento-do-cancer/cirurgia. Acesso em 12/06/12;

JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J. R.; **The physics of Radiology**. Fourth edition,
Springfield, Illinois, USA, 1982;

KHAN, F. M., **Physics of Radiation Therapy**. Third edition, 2003;

LI, J. S; PAWLICKI, T; DENG J; JIANG, S. B; MOK, E; MA C-M; **Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning**. Phys. Med. Biol. 2000;

LIBBY, B; SIEBERS, J; MOHAM, R; **Validation of Monte Carlo generated phase-space descriptions of medical linear accelerators**. Med. Phys. 1999;

LIU, H. H; MACKIE, T. R; MCCULLOUNG, E. C; **Calculating dose and output factors for wedge photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method**. Med. Phys. 1997;

LOPES, M. C., **Um século de Terapia com Radiação**. Artigo Gazeta da Física, 2007;

- MA C-M; LI, J. S; PAWLICKI, T; DENG J; JIANG, S. B; MOK, E; LEE, M. C; KOUMRIAN, T; LUXTON, M; BRAIN, S; **A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning.** Phys. Med. Biol. 2002;
- MANTUANO, N. O; **Avaliação da Dose na Tireóide e nas Glândulas Salivares em Radiologia Odontológica Usando Modelagem Computacional e Dosimetria Termoluminescente.** Exame de qualificação ao mestrado. COPPE – UFRJ, 2009;
- MENEZES, A. F; **Viabilidade do Uso de uma Fonte Isocêntrica de Cobalto-60 para Radiocirurgia Estereotáxica.** Dissertação M.Sc. IRD/CNEN, 2009;
- MESBAHI, A; **Development a Single point Surce Model for Elekta SL-25 Linac Using MCNP4C Monte carlo Code.** Tabriz University, Iran, 2006;
- MÜLLER, M. R; **Cálculo Independente das Unidades Monitoras e Tempos de Tratamento em Radioterapia.** Discertação M.Sc. IPEN – USP, 2005;
- NOUAILHETAS, Y. **Radiações Ionizantes e a Vida.** Disponível em http://www.cnen.gov.br/ensino/apostilas/rad_ion.pdf. Acessado em 15/05/2012;
- OLIVEIRA, L. S. R; **Notas de aula: Tecnologia em Radioterapia.** Disponível em http://www.lucianosantarita.pro.br/Arquivos/Notas_aula_radioterapia_2009.pdf. Acessado em 22/03/12;
- OLIVEIRA, M. G. N; **Avaliação e Caracterização do Espalhamento dos Raios X em Tecidos e Simuladores Mamográficos Usando Simulação de Monte Carlo.** Dissertação M.Sc. COPPE – UFRJ, 2005;
- PELOWITZ, D. B; **MCNPX User's Manual.** Version 2.6.0., Los Alamos National Laboratory report LA-CP-07-1473, April. 2008.
- PIERGENTILI, M; PIA, M.G; FOPPIANO, F; **Medical Linac advanced example.** Disponível em <http://www.ge.infn.it/geant4/examples/medical_linac/>. Acesso em: 15 de março de 2012;

PINO, N. L; **Bremsstrahlung de Elétrons no Microtron do IFUSP: Medidas, Simulações e Propostas de Aplicações ao Estudo da Ressonância fluorescente Nuclear.** Tese D.Sc. IF - USP, 2011;

PORTAL SÃO FRANCISCO. **O Que é Radioterapia.** Disponível em: <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/meio-ambiente-energia-nuclear/radioterapia.php>. Acesso em: 11 de março de 12.

PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA – **Curso de Atualização para Físicos em Radioterapia.** INCA;

RADIOTERAPIA. **Como é o tratamento para radioterapia de contato ou braquiterapia?** Disponível em <http://tecnico-radioterapia.blogspot.com/2008/07/como-o-tratamento-para-radioterapia-de.html>. Acesso em: 11 de março de 12;

REIS JÚNIOR, J. P; **Avaliações das Aproximações Utilizadas no Planejamento do Tratamento de Braquiterapia de Próstata.** Tese D.Sc. COPPE-UFRJ, 2011;

RIOS, P. B., **Linha de Transporte de Feixe do Acelerador Microtron do Ifusp.** Dissertação M.Sc. IPEN, 2002;

ROGERS, D. W; FADDEGON, B. A; DING, G. X; MA, C. M; WE, J; **Beam: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units.** Phys. Med. 1995;

SANTOS, M. Z; **Sistema de Cálculo Computacional da Unidade Monitora para Feixe de Elétrons em Radioterapia.** Monografia. Inst Biociências, UNESP, 2009;

SCHWARZ, R., **MCNPX Visual Editor Manual,** 2007.

SHIH, R; Li X. A; HSU W; **Dosimetric characteristic of dynamic wedged fields: a Monte Carlo study.** Phys. Med. Biol. 2001;

- SHIH, R; LI, X. A; CHU, J. C. H; **Dynamic wedge versus physical wedge: a Monte Carlo study.** Med. Phys. 2001;
- SHULTIS, J. K; FAW, R. E; **An MCNP Primer.** Kansas State University, 2004 – 2011;
- SIEMENS. **Digital Medical Linear Accelerator Specifications. Fighting Cancer-Fast and Focused.** www.siemens.com/healthcare;
- SILVA JUNIOR, W. F. R; **Blindagem Para Proteção de Pacientes Contra Nêutrons Gerados nos Linac's Utilizados em Radioterapia.** Tese D.Sc, COPPE- UFRJ, 2008;
- SILVA, M. C., **Estudo das Interações dos Produtos da Radiólise da Água com a Miotoxina do Veneno de Crotalus Durissus Terrificus.** IPEN, 2008;
- SOUZA, E. M; **Modelagem de sistema e procedimento Para Radiografia Computadorizada OFFSHORE.** Tese D.Sc. COPPE – UFRJ, 2008;
- SOUZA, R. S; **Desenvolvimento de um Sistema Para Controle de Qualidade em Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT).** D.Sc. COPPE – UFRJ, 2012;
- SPEZI, E; LEWIS, D. G; SMITH, C. W; **Monte Carlo simulation and dosimetric verification of radiotherapy beam modifiers.** Phys. Med. Biol. 2001;
- TAUHATA, L; SALATI, I P A; DI PRINZIO, R; DI PRINZIO, A R; *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.* IRD/CNEN, 5ª revisão, 2003;
- TELLES, L.F.K., **Simulação Monte Carlo da Dosimetria Clínica em Radioterapia Usando Linac's.** Tese D.Sc, COPPE – UFRJ, 2008;

- VAN RIPER, K. A; **Conversion of combinatorial geometry to voxel based geometry in Moritz.** American Nuclear Society Topical Meeting in Monte Carlo, Chattanooga, TN, 2005;
- VERHAEGEN, F; DAS, I. J; **Monte Carlo modeling of a virtual wedge.** Phys. Med. Biol. 1999;
- VERHAEGEN, F; LIU H. H; **Incorporating dynamic collimator motion in Monte carlo simulations: an application in modelling a dynamic wedge.** Phys. Med. Biol. 2001;
- VIEGAS, C. C. B; **Dosimetria In Vivo com uso de detectores semicondutores e termoluminescentes aplicada ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço.** M.Sc. COPPE/UFRJ, 2003;
- WANG, L; CHUI, C. S; LOVELOCK M; **A patient-specific Monte Carlo dose-calculation method for photon beams.** Med. Phys. 1998;
- ZEE, W; WELLEWEERD, J; **A Monte Carlo study on internal wedge using BEAM.** Med. Phys. 2002;

APÊNDICE 1- INPUT FILTRO FÍSICO 15 GRAUS

Geometry Generated by Moritz

c ++

c

c CELLS

c

c Comment (if any) Applies to Following Cell

c

c ++

c BLOCO DE CÉLULAS

6 1 -0.001205 -123 230 (231:232:-233) (231:233:-234:-239)
 (231:234:-235:-240)
 (231:235:-236:-241)
 (231:236:-237:-242)
 (231:237:-238:-243) imp:p,e=1

180 10 -2.7 -230 imp:p,e=1

181 15 -7.81 (-231 -232 233):(-231 -233 234 239):(-231 -234 235 240)
 :(-231 -235 236 241):(-231 -236 237 242)
 :(-231 -237 238 243) imp:p,e=1

130 0 123 imp:p,e=0

c ++

c

c SURFACES

c

c Comment (if any) Applies to Following Surface

c

c ++

c BLOCO DE SUPERFÍCIES

123 sz 35 90

230 RPP -10.16 10.16 -10.16 10.16 57.953 58.616

231 RPP -5.905 5.905 -7.545 7.545 56.683 57.953

239 P 0.09474 0 1 56.9412

240 P 0.15748 0 1 56.9929

241 P 0.04624 0 1 57.0424

232 PX 5.905

233 PX 2.725

234 PX 0.825

235 PX -0.445

236 PX -2.175

237 PX -3.975

238 PX -5.905

242 P 0.12778 0 1 56.8651

243 P 0.29793 0 1 56.1887

c ++

c

```

c          DATA
c
c ++++++
c
c mode p e
c
c MATERIALS
c
c Material 10 Prologue
c Density 2.7 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
m1
  7014.      -0.755
  8016.      -0.232
 18000.      -0.013
c
c
m10 13000. -1.00
c
c
c
m15
 26000.     -0.9846 $ Ferro
 25000.     -0.01   $ Manganês
 14000.     -0.001  $ Silício
  6000.     -0.002  $ Carbono
 15000.     -0.0004 $ Fósforo
 16000.     -0.002  $ Enxofre

```

APÊNDICE 2- INPUT FILTRO FÍSICO 30 GRAUS

Geometry Generated by Moritz

c ++

c

c CELLS

c

c Comment (if any) Applies to Following Cell

c

c ++

c ++

6 1 -0.001205 -123 230 (-232:231) (231:232:-233:-234)

(231:233:-236:-235)

(231:236:-237:-238)

(-240:-239:238:231)

(-241:-242:239:231) imp:p,e=1

180 10 -2.7 -230 imp:p,e=1

181 15 -7.81 (232 -231):(-231 -232 233 234)

:(-231 -233 236 235)

:(-231 -236 237 238)

:(240 239 -238 -231)

:(241 242 -239 -231) imp:p,e=1

130 0 123 imp:p,e=0

c ++

c

c SURFACES

c

c Comment (if any) Applies to Following Surface

c

c ++

c ++

123 sz 35 90

230 RPP -10.16 10.16 -10.16 10.16 57.953 58.616

231 RPP -5.905 5.905 -7.545 7.545 55.132 57.953

242 PX -5.904

241 P 0.434 0 1 55.3904

239 PX -3.785

237 P 0.2164 0 1 56.1167

235 P 0.2108 0 1 56.1192

232 PX 5.605

233 PX 1.785

234 P 0.1597 0 1 56.028

236 PX -0.445

238 PX -2.155

240 P 0.2761 0 1 55.9881

c ++


```

c
c      DATA
c
c ++++++
c
mode p e
c
c      MATERIALS
c
c Material 10 Prologue
c Density 2.7 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
c
m1
    7014.      -0.755
    8016.      -0.232
    18000.     -0.013
c
c
c
c
m10 13000. -1.00
c
c Material 15 Prologue
c Density 7.81 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
m15
    26000.     -0.9846 $ Ferro
    25000.     -0.01  $ Manganês
    14000.     -0.001 $ Silício
    6000.      -0.002 $ Carbono
    15000.     -0.0004 $ Fósforo
    16000.     -0.002 $ Enxofre

```

APÊNDICE 3- INPUT FILTRO FÍSICO 45 GRAUS

```

Geometry Generated by Moritz
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c
c      CELLS
c
c      Comment (if any) Applies to Following Cell
c
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c 6 1 -0.001205 -123 +230 (231:232:-234:-237)
c           (231:234:-235:-238)
c           (231:235:-236:-239)
c           (231:236:-233:-240) imp:p,e=1
c 180 10 -2.7 -230 imp:p=1 imp:e=1
c 181 15 -7.81 (-231 -232 234 237):
c           (-231 -234 235 238):
c           (-231 -235 236 239):
c           (-231 -236 233 240) imp:p,e=1
c 130 0 123 imp:p,e=0
c
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c
c      SURFACES
c
c      Comment (if any) Applies to Following Surface
c
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c 123 sz 35 90
c 237 P 0.125 0 1 53.0911
c 230 RPP -10.16 10.16 -10.16 10.16 57.953 58.616
c 231 RPP -5.905 5.905 -7.545 7.545 52.353 57.953
c 238 P 0.35167 0 1 54.4115
c 239 P 0.40354 0 1 54.3884
c 240 P 0.75685 0 1 53.3338
c 232 PX 5.905
c 233 PX -5.905
c 234 PX 5.825
c 235 PX -0.445
c 236 PX -2.985
c
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c
c      DATA
c
c ++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
c

```

```

mode p e
c
c MATERIALS
c
c Material 10 Prologue
c Density 2.7 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
m1
  7014.      -0.755
  8016.      -0.232
 18000.      -0.013
c
c
c
c
m10 13000. -1.00
c
c Material 15 Prologue
c Density 7.81 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
m15
 26000.      -0.9846 $ Ferro
 25000.      -0.01  $ Manganês
 14000.      -0.001 $ Silício
  6000.      -0.002 $ Carbono
 15000.      -0.0004 $ Fósforo
 16000.      -0.002 $ Enxofre

```

APÊNDICE 4- INPUT FILTRO FÍSICO 60 GRAUS

Geometry Generated by Moritz

c ++

c

c CELLS

c

c Comment (if any) Applies to Following Cell

c

c ++

c ++

6 1 -0.001205 -123 230 (231:-232:-236)
 (231:232:-233:-237)
 (231:233:-234:-238)
 (231:234:-235:-239)
 (231:235:-241:-240) imp:p,e=1

180 10 -2.7 -230 imp:p=1 imp:e=1

181 15 -7.81 (-231 232 236):
 (-231 -232 233 237):
 (-231 -233 234 238):
 (-231 -234 235 239):
 (-231 -235 241 240) imp:p=1 imp:e=1

130 0 123 imp:p,e=0

c ++

c

c SURFACES

c

c Comment (if any) Applies to Following Surface

c

c ++

c ++

123 sz 35 90
230 RPP -10.16 10.16 -10.16 10.16 57.953 58.616
231 RPP -4.725 4.725 -7.545 7.545 51.973 57.953
236 P 0.125 0 1 52.5636
232 PX 4.645
233 PX 3.605
234 PX -0.355
235 PX -3.935
237 P 0.39423 0 1 53.8142
238 P 0.638889 0 1 54.6962
239 P 0.6341 0 1 54.6979
240 P 0.8354 0 1 53.9055
241 PX -4.7258

c ++

c

```

c          DATA
c
c ++++++
c
c mode p e
c
c MATERIALS
c
c Material 10 Prologue
c Density 2.7 (gm/cm^3)
c Mode p e
c
c
ml
    7014.      -0.755
    8016.      -0.232
    18000.     -0.013
c
c
m10 13000. -1.00
c
c
c
m15
    26000.     -0.9846 $ Ferro
    25000.     -0.01  $ Manganês
    14000.     -0.001 $ Silício
    6000.      -0.002 $ Carbono
    15000.     -0.0004 $ Fósforo
    16000.     -0.002 $ Enxofre

```