MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA NUCLEAR

EDUARDO HENRIQUE FERNANDES FONSECA

SIMULAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE RADIOTERAPIA PARA REDUÇÃO DA DOSE EM ÓRGÃOS ADJACENTES AO ALVO

Rio de Janeiro
2019

EDUARDO HENRIQUE FERNANDES FONSECA

SIMULAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE RADIOTERAPIA PARA REDUÇÃO DA DOSE EM ÓRGÃOS ADJACENTES AO ALVO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Claudio Luiz de Oliveira - Ph.D.
Prof. Wilson Freitas Rebello Da Silva Junior - D.Sc.
Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros - D.Sc.

Rio de Janeiro
2019

©2019

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

Fonseca, Eduardo Henrique Fernandes

Simulação de um protocolo de radioterapia para redução da dose em órgãos adjacentes ao alvo/ Eduardo Henrique Fernandes Fonseca. Rio de Janeiro, 2019.

98 f.:

Orientadores: Claudio Luiz de Oliveira; Wilson Freitas Rebello Da Silva Junior; Marcos Paulos Cavaliere de Medeiros.

Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Engenharia Nuclear, 2019.

1. Radioterapia. 2. MCNPX. 3. Simulação. 4. Modelagem. 5. Câncer. I. Oliveira, Claudio Luiz de, orient. II. Rebello, Wilson Freitas, orient. III. Medeiros, Marcos Paulo Cavaliere de, orient. IV. Título.

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

EDUARDO HENRIQUE FERNANDES FONSECA

SIMULAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE RADIOTERAPIA PARA REDUÇÃO DA DOSE EM ÓRGÃOS ADJACENTES AO ALVO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientador: Prof. Claudio Luiz de Oliveira – Ph. D.
Orientador: Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior – D. Sc.
Orientador: Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros – D. Sc.

Apresentada em 02 de maio de 2019 à seguinte Banca Examinadora:

Prof. Claudio Luiz de Oliveira – Ph. D. do IME. – Presidente.

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior – D. Sc. da UERJ.

Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros – D. Sc. do IME.

Prof. Ademir Xavier da Silva – D. Sc. da UFRJ.

Prof. Sergio de Oliveira Velozo – D. Sc. do IME.

Prof. Sergio Gavazza – Ph. D. do IME.

Rio de Janeiro

2019

Aos amigos que partiram cedo e àqueles que ainda lutam, diariamente, contra o câncer.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, a minha família, por ser o alicerce da minha vida. Aos amigos, próximos ou distantes, que me ajudam nos momentos de fraqueza e que vibram junto nas conquistas.

Agradeço ao Exército Brasileiro, ao Instituto Militar de Engenharia e à Seção de Engenharia Nuclear pela oportunidade de adquirir o conhecimento para a produção deste trabalho. À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo financiamento e confiança.

Agradeço aos professores da Seção de Engenharia Nuclear, sempre dispostos a compartilhar sua sabedoria. Em especial, agradeço aos meus orientadores: Claudio Luiz de Oliveira, Wilson Freitas Rebello da Silva Junior e Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros pela oportunidade de realizar este trabalho, pela orientação, pelo entusiasmo e pela partilha do conhecimento. Aos funcionários da seção, pelo trabalho realizado.

Agradecimento também ao professor Ademir Xavier da Silva que disponibilizou o uso do supercomputador Lobo Carneiro da COPPE/UFRJ para realizar as simulações, o que viabilizou a confecção deste trabalho.

A todos que passaram pela minha vida, cuja influência me tornou quem sou hoje, meu muito obrigado.

“E aqueles que foram vistos dançando foram julgados insanos por aqueles que não podiam escutar a música”.

Friedrich Nietzsche

RESUMO

O câncer é, atualmente, uma das doenças que mais causa mortes no mundo, sendo a próstata o quarto órgão mais frequentemente acometido por essa doença (IARC, 2018; STEWART; WILD, 2014). No ano de 2018, o câncer de próstata totalizou 13,5% dos diagnósticos, sendo o segundo tipo de câncer mais incidente entre os homens (IARC, 2018). As principais formas de tratamento contra o câncer nos dias atuais envolvem o uso individual ou combinado de quimioterapia, radioterapia e cirurgia, a depender do tipo e local de ocorrência do tumor (MEDEIROS, 2018). Um protocolo radioterápico adequado para o tratamento de um câncer é fundamental para que seja entregue a dose necessária no órgão alvo, afetando o mínimo possível os órgãos sadios adjacentes ou distantes. Nesta dissertação foi feita uma simulação de um protocolo de tratamento de câncer de próstata por Radioterapia Tridimensional Conformada (3D-CRT), visando à redução da dose recebida por órgãos radiossensíveis sadios adjacentes ao alvo. Nesse novo protocolo proposto, alterou-se os ângulos de incidência do feixe de radiação, modificando-se um modelo computacional desenvolvido previamente por MEDEIROS (2018). A simulação deste protocolo foi realizada através de modelagem computacional com o MCNP, um código baseado no método de Monte Carlo. Nesta modelagem estão inclusos modelos: de um acelerador linear de uso médico, de um colimador multifolhas, de uma sala de radioterapia e de um corpo humano padrão masculino, chamado fantoma (*phantom*). Os resultados da simulação deste protocolo são comparados com um protocolo padrão para o tratamento de câncer de próstata, resultando em doses significativamente menores nos órgãos adjacentes ao alvo.

Palavras-chave: Radioterapia, MCNPX, Simulação, Modelagem, Câncer.

ABSTRACT

Cancer is currently one of the most deadly diseases in the world. The prostate cancer is the fourth type of cancer in terms of the number of new cases (IARC, 2018; STEWART; WILD, 2014) and the second most common cancer in men worldwide, with an estimated 13.5% of all new cases of cancers in men in 2018 (IARC, 2018). The main forms of cancer treatment nowadays use a single treatment modality or or a combination of them, depending on the type and location of the tumor. Treatment modalities comprise of chemotherapy, radiation therapy and surgery (MEDEIROS, 2018). A radiotherapy protocol suitable for the treatment of cancer is critical to be delivered the required dose in the target organ, affecting as closely as possible the adjacent healthy organs or distant organs. In this dissertation a simulation of a radiotherapy protocol was made using 3D Conformal radiotherapy (3D-CRT), aiming at reducing the dose received by adjacent healthy radiosensitive organs. In this new proposed protocol, the angles of incidence of the radiation beam were changed by modifying a computer model previously developed by MEDEIROS (2018). The simulation of this protocol was performed using a computational model created using MCNP, a code based on the Monte Carlo method. In this model are included: a model of a medical linear accelerator, a model of a multileaf collimator, a model of a radiotherapy treatment room and a computational model of a male standard human body, called phantom. The results of this simulation are compared with a standard protocol for the prostate cancer treatment, resulting in significantly lower doses in the organs adjacent to the target.

Keywords: Radiotherapy, MCNPX, Simulation, Modeling, Cancer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Uso terapêutico da radiação. 16
Figura 2.1 - Interação de um íon pesado com um elétron. 21
Figura 2.2 - A curva de Bragg. 23
Figura 2.3 - Trajetórias de elétrons incidentes em um material absorvedor. 26
Figura 2.4 - Interação entre os raios X e a matéria. 30
Figura 2.5 - Importância relativa dos três tipos majoritários de interação dos raios gama. 32
Figura 2.6 - O efeito fotoelétrico. 33
Figura 2.7 - O efeito Compton. 35
Figura 2.8 - Produção de pares. 37
Figura 2.9 - Aniquilação de pares. 38
Figura 2.10 - Diagrama esquemático de um acelerador linear. 40
Figura 3.1 - Estrutura de operação de um código baseado no Método de Monte Carlo. 48
Figura 3.2 - Algoritmo de obtenção do conjunto de números aleatórios. 48
Figura 3.3 - Função massa de probabilidade para o lançamento de um dado. 51
Figura 3.4 - Função massa de probabilidade acumulada para o lançamento de um dado. 51
Figura 3.5 - Amostragem do fenômeno por números aleatórios. 52
Figura 3.6 - Gráfico da função f. 53
Figura 3.7 - Função densidade de probabilidade normalizada. 54
Figura 3.8 - Função densidade de probabilidade acumulada. 54
Figura 3.9 - Amostragem do fenômeno por números aleatórios. 55
Figura 3.10 - Exemplo de acompanhamento de um nêutron incidente em um meio multiplicativo. 57
Figura 3.11 - Estrutura de funcionamento do MCNP. 58
Figura 3.12 - O volume de controle e o “resto do mundo”. 59
Figura 4.1 - O acelerador linear Varian Trilogy. 69
Figura 4.2 - Componentes do acelerador linear Varian Trilogy. 70
Figura 4.3 - MLC Varian HD120. 71
Figura 4.4 - Imagem dos fantomas masculino e feminino. 73

Figura 4.5 - Obtenção de um voxel a partir de uma tomografia..... 73
Figura 4.6 - Posicionamento do paciente e direções dos campos no protocolo padrão. 75
Figura 4.7 - Tomografia computadorizada com a representação dos contornos do volume alvo. 76
Figura 4.8 - Dose equivalente devido a fótons no protocolo padrão de tratamento.. 78
Figura 4.9 - Contribuição de cada direção para a dose equivalente no protocolo padrão de tratamento. Doses equivalentes normalizadas para cada 1 Gy de dose absorvida na próstata. 79
Figura 4.10 - Novos campos de irradiação. 81
Figura 4.11 - Próstata do fantoma REX modelada no AutoCAD. 82
Figura 4.12 - Um dos cortes utilizados para a construção do modelo 3D, referente a primeira fatia da próstata do fantoma REX, obtido no software VISED. 82
Figura 4.13 - Modelo 3D da próstata com parte do reto e da bexiga e o plano de corte realizado à 45°..... 83
Figura 4.14 - Vista do corte à 45° com a margem (em milímetros) do protocolo desenhada e com as folhas do MLC posicionadas individualmente..... 84
Figura 5.1 - Doses equivalentes devido a fótons no novo protocolo de tratamento. 85
Figura 5.2 - Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no novo protocolo de tratamento..... 86
Figura 6.1 - Comparação entre o protocolo padrão e o novo protocolo proposto..... 88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma..... 15
Tabela 2.1 - Fatores de peso para cada tipo de radiação. 43
Tabela 2.2 - Fatores de peso para cálculo da dose efetiva. 44
Tabela 3.1 - Cartões de superfície do MCNP 60
Tabela 3.2 - Cartões de macrocorpos do MCNP 60
Tabela 3.3 - Tallies disponíveis no MCNP..... 64
Tabela 3.4 - Tallies modificados. 64
Tabela 4.1 - Contribuição de cada direção para a dose equivalente total no protocolo padrão de tratamento. 80
Tabela 4.2 - Abertura de cada um dos quatro campos..... 84
Tabela 5.1 - Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no novo protocolo de tratamento..... 87
Tabela 6.1 - Comparação entre o protocolo padrão e o novo protocolo proposto. Valores negativos indicam redução na dose recebida pelo órgão ou tecido. 89

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
1.1 Escopo do Trabalho 14
1.2 Justificativa 15
1.3 Objetivos 17
1.4 Organização do Trabalho 17

2 APLICAÇÕES DAS RADIAÇÕES NA ÁREA MÉDICA 19
2.1 Introdução 19
2.2 Interação da Radiação com a Matéria 19
2.2.1 Partículas Alfa 20
2.2.2 Partículas Beta 25
2.2.3 Produção de Raios X e *Bremsstrahlung* 28
2.2.4 Raios Gama 30
2.2.4.1 Efeito Fotoelétrico 32
2.2.4.2 Efeito Compton 34
2.2.4.1 Produção de Pares Elétrons-Pósitrons 36
2.3 Histórico da Medicina Nuclear e da Radioterapia 38
2.4 Aceleradores Lineares 40
2.5 Dosimetria 42
2.5.1 Dose Absorvida 42
2.5.2 Dose Equivalente 43
2.5.3 Dose Efetiva 44

3 MÉTODO DE MONTE CARLO 45
3.1 Introdução 45
3.2 Fundamentos do Método de Monte Carlo 46
3.2.1 Estrutura de Operação de um Código Baseado no Método de Monte Carlo ... 47
3.2.2 Amostragem do Fenômeno 49
3.3 MCNP – *Monte Carlo N-Particle* 55
3.3.1 Acompanhamento de Partículas 56
3.3.2 Estrutura de Funcionamento do MCNP 57
3.3.3 Dados Nucleares – Seções de Choque 61

3.3.4 Interações de Fótons 61
3.3.5 Interações Fotonucleares 62
3.3.6 Interações de Elétrons 63
3.3.7 Definição de Materiais 63
3.3.8 Respostas Calculadas (*Tallies*) 64
3.3.9 Estimativa de Erros 65
3.3.10 Redução de Variância 66

4 METODOLOGIA 68
4.1 Modelo Utilizado 68
4.1.1 O Acelerador Linear 68
4.1.2 O Colimador Multifolhas 70
4.1.3 A Sala de Radioterapia 71
4.1.4 O Fantoma do Paciente 72
4.1.5 O Protocolo de Tratamento 74
4.1.6 A Simulação do Caso Clínico 77
4.2 Parâmetros de Modelagem 79

5 RESULTADOS 85

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES 88
6.1 Conclusões 88
6.2 Sugestões para Trabalhos Futuros 90

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 91

APÊNDICES 94

ANEXOS 97

1 INTRODUÇÃO

1.1 Escopo do Trabalho

Esta dissertação mostra a realização de uma simulação de um protocolo[1] de tratamento de câncer de próstata por Radioterapia Tridimensional Conformada (3D-CRT). O escopo deste trabalho está inserido no universo de tratamentos radioterápicos a que são submetidos pacientes com câncer. Embora existam modalidades de radioterapia mais modernas, como a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), estas envolvem custos muito maiores por se tratarem de técnicas de maior complexidade. A radioterapia IMRT, por exemplo, demanda maior tempo de exposição do paciente ao feixe terapêutico de radiação, bem como o uso de equipamentos mais modernos, tornando as seções de tratamento mais demoradas e caras quando comparadas à 3D-CRT. Por essa razão, esta técnica continua sendo a mais acessível, mantendo importância elevada para diversos tipos de tratamentos de câncer, em especial no Serviço Único de Saúde brasileiro.

A simulação deste protocolo foi realizada através de um modelo computacional criado com a utilização de um código[2] baseado no método de Monte Carlo, o MCNP. Neste modelo estão inclusos modelos: de um acelerador linear de uso médico, de um colimador multifolhas, de uma sala de radioterapia e de um corpo humano padrão masculino[3], chamado fantoma[4] (*phantom*). Os resultados da simulação deste protocolo são comparados com um protocolo padrão para o tratamento de câncer de próstata, visando à redução da dose[5] recebida por órgãos radiossensíveis sadios adjacentes ao alvo.

---

[1] Protocolo: em medicina, conjunto de procedimentos para tratamento de uma enfermidade
[2] Código: programa computacional. *Software*.
[3] Fantoma REX, um dos fantomas de referência propostos pela ICRP 110 (ICRP, 2009), apresentado com maiores detalhes em seções subsequentes
[4] Fantoma: representação de um corpo humano, total ou em parte, utilizada para medições (fantoma físico) ou simulações (fantoma computacional)
[5] Dose: genericamente expressa a energia depositada por unidade de massa de um dado material. A definição formal será apresentada em seções subsequentes

1.2 Justificativa

O câncer é, atualmente, uma das doenças que mais causa mortes no mundo (IARC, 2018; STEWART; WILD, 2014). Na última década, a incidência de câncer no mundo cresceu cerca de 20%. O INCA (Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva) estimou a ocorrência de cerca de 600 mil novos casos de câncer no Brasil no ano de 2018 (INCA, 2017). A Tabela 1.1 mostra os dez tipos de câncer mais incidentes estimados para o ano de 2018 no Brasil, onde pode-se observar que o câncer de próstata é, percentualmente, o câncer mais incidente entre todos os tipos, razão pela qual foi escolhido como objeto de análise neste trabalho.

Tabela 1.1 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma.

Homens			**Mulheres**		
Localização Primária	**Casos**	**%**	**Localização Primária**	**Casos**	**%**
Próstata	68.220	31,7%	Mama Feminina	59.700	29,5%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	8,7%	Cólon e Reto	18.980	9,4%
Cólon e Reto	17.380	8,1%	Colo do Útero	16.370	8,1%
Estômago	13.540	6,3%	Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.530	6,2%
Cavidade Oral	11.200	5,2%	Glândula Tireoide	8.040	4,0%
Esôfago	8.240	3,8%	Estômago	7.750	3,8%
Bexiga	6.690	3,1%	Corpo do Útero	6.600	3,3%
Laringe	6.390	3,0%	Ovário	6.150	3,0%
Leucemias	5.940	2,8%	Sistema Nervoso Central	5.510	2,7%
Sistema Nervoso Central	5.810	2,7%	Leucemias	4.860	2,4%

Fonte: INCA, 2017.

No mundo, o câncer de próstata representa o quarto maior número de novos casos, sendo o segundo mais frequentemente diagnosticado entre os homens, tendo, no ano de 2018, 13,5% dos diagnósticos entre os homens (IARC, 2018). No Brasil, é o segundo câncer que mais mata entre os homens, perdendo apenas para o câncer de pulmão (INCA, 2018).

O tratamento de câncer mais comum nos dias atuais envolve o uso individual ou combinado de quimioterapia, radioterapia e cirurgia, a depender do tipo e local do

tumor (MEDEIROS, 2018). A quimioterapia é o tratamento utilizando medicamentos, podendo ser administrados via intravenosa ou via oral. Já a radioterapia consiste na utilização terapêutica das radiações ionizantes para eliminar as células tumorais.

Conforme mostra a Figura 1.1, a radioterapia pode ser dividida em dois grandes grupos: a braquiterapia e a teleterapia. A braquiterapia é a forma de radioterapia onde se insere uma fonte de radiação dentro ou junto à área que necessita de tratamento. Já a teleterapia, ou radioterapia de feixe externo, engloba os procedimentos que utilizam equipamentos externos com fontes radioativas e os procedimentos que utilizam os aceleradores lineares, capazes de gerar campos de radiação com alta energia e conformar o feixe para a região com as células tumorais (MEDEIROS, 2018). A radioterapia de feixe externo utilizando os aceleradores lineares de uso médico (*linacs*) é uma das formas mais usuais de tratamento contra o câncer nos dias de hoje.

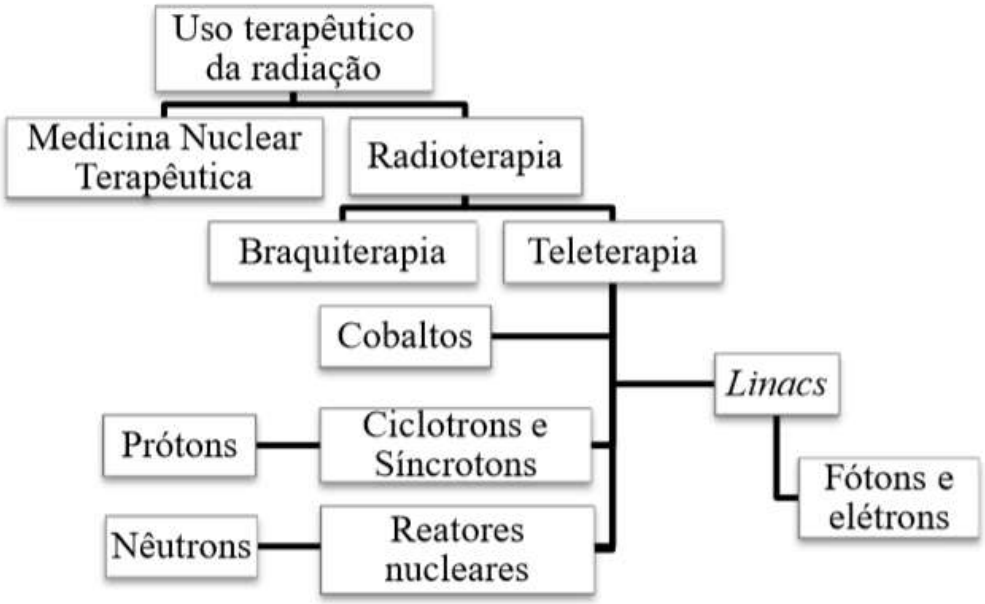


Figura 1.1 - Uso terapêutico da radiação.
Fonte: MEDEIROS, 2018

Um protocolo radioterápico adequado para o tratamento de um câncer é fundamental para que seja entregue a dose necessária no órgão alvo, afetando o mínimo possível os órgãos sadios adjacentes ou distantes. Para se chegar ao protocolo ideal, a etapa de planejamento é essencial. Nesta fase, o físico médico, munido de informações do oncologista e dos exames de imagem, utiliza o sistema de planejamento para definir qual a melhor forma de aplicar a dosagem necessária para

o tratamento (MEDEIROS, 2018). Com o advento de computadores com capacidade de processamento cada vez maiores, é possível construir modelos computacionais cada vez mais robustos e obter resultados mais precisos em tempo cada vez menor. Através do uso de códigos baseados no Método de Monte Carlo, como o MCNP utilizado neste trabalho, é possível simular a dosimetria computacional para um determinado protocolo, obtendo a dose absorvida em cada parte do corpo. Simulações de protocolos para o tratamento de um câncer, através de modelos computacionais, são de grande valia para determinar-se como estes tratamentos serão executados.

1.3 Objetivos

Propor um novo protocolo para tratamento de câncer de próstata por 3D-CRT, alterando os ângulos de incidência do feixe de radiação do protocolo padrão, visando reduzir a dose recebida por órgãos sadios adjacentes à região alvo. Simular este novo protocolo utilizando o modelo computacional desenvolvido por MEDEIROS (2018).

Comparar os resultados obtidos pela simulação do novo protocolo de radioterapia com a simulação do protocolo padrão de tratamento deste tipo de câncer, visando determinar a variação nas doses recebidas com este novo protocolo.

1.4 Organização do Trabalho

O trabalho está estruturado da seguinte forma:

O capítulo um aborda o escopo do trabalho, as bases que justificam o seu desenvolvimento, os objetivos a serem alcançados e, por fim, a organização do trabalho.

O capítulo dois consiste em um estudo das teorias que embasam as aplicações das radiações na área médica: uma revisão teórica sobre as interações da radiação com a matéria, um breve histórico da medicina nuclear e da radioterapia com os acontecimentos mais relevantes da área e um resumo sobre aceleradores lineares e dosimetria.

Um estudo sobre a teoria e as aplicações do código de Monte Carlo é apresentado no capítulo três deste trabalho.

O capítulo quatro corresponde ao estudo do modelo utilizado neste trabalho e na formulação dos parâmetros de modelagem que foram utilizados nas simulações do novo protocolo de radioterapia.

No capítulo cinco são apresentados os resultados das simulações do novo protocolo, comparações com a simulação do protocolo padrão e suas análises.

O capítulo seis apresenta as considerações finais acerca dos resultados deste trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 APLICAÇÕES DAS RADIAÇÕES NA ÁREA MÉDICA

2.1 Introdução

Desde a descoberta da radioatividade, as propriedades das radiações têm sido estudadas cuidadosamente. Este interesse se iniciou com as séries de transformações do urânio, do tório e do actínio, e foi ampliado às mudanças de energia envolvidas nessas transformações e às informações sobre os núcleos que essas radiações fornecem (KAPLAN, 1962).

As aplicações das radiações, nas mais diversas áreas, são muito numerosas, e na área médica não é diferente. A medicina utiliza as radiações de várias formas, tanto para diagnóstico por imagem, como para uso terapêutico. Este capítulo trata das bases mais importantes para a compreensão das variadas aplicações das radiações na área médica, contendo uma seção para tratar da interação da radiação com a matéria, fornecendo base teórica para a compreensão dos fenômenos envolvidos nas aplicações das radiações, uma seção realizando um breve histórico da medicina nuclear e da radioterapia e, por fim, duas seções abordando aceleradores lineares e dosimetria, parte do escopo deste trabalho.

2.2 Interação da Radiação com a Matéria

Para estudar as aplicações das radiações, se faz necessário entender como a radiação interage com a matéria. Para analisar estas interações, devem ser consideradas diversas possíveis situações. Por exemplo, as partículas utilizadas no bombardeio podem ser de alta energia ou baixa energia; podem ter carga, podem não ter carga ou podem ser fótons; e podem ser partículas leves ou partículas pesadas comparadas ao alvo. Da mesma forma, os alvos do bombardeio também podem ser classificados por estas características, mas também podem ser caracterizados pelo seu grau de ligação. Este grau de ligação pode ser fraco, quando tratamos como alvo os átomos de uma molécula ou os elétrons de um átomo; forte, quando tratamos de nucleons de um núcleo; ou pode não existir, quando os alvos são considerados partículas “livres”. Na maior parte dos casos, quanto maior for a energia das partículas

bombardeadas, em comparação com a energia de ligação, maior será o efeito da interação (MURRAY, 1975).

Dentre os processos estudados, três deles envolvem o espalhamento ou a absorção da radiação pela matéria: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Já os outros dois processos envolvem produção de radiação: *bremsstrahlung* e aniquilação de pares. No estudo destes processos, são obtidas evidências experimentais de que a radiação se comporta como uma partícula na sua interação com a matéria, embora tenha comportamento ondulatório quando se propaga (EISBERG; RESNICK, 1974). O entendimento de como funcionam estas interações é essencial para a compreensão das reações mais importantes estudadas no campo da energia nuclear. Estas podem ocorrer no interior ou no entorno de um reator nuclear, no corpo humano ou outro material biológico, ou em material inerte utilizado para blindagem. Estas interações são caracterizadas por probabilidades chamadas de seções de choque.

2.2.1 Partículas Alfa

Por terem muito mais massa do que um elétron, partículas carregadas como prótons, partículas alfa e íons fragmentados de fissão são consideradas partículas pesadas. Para uma mesma energia, a velocidade de uma partícula pesada será menor do que a de um elétron, porém seu impulso é maior e ela sofrerá menos desvios após colisões e interações. Ao penetrar na matéria alvo, essas partículas passam a sofrer interações eletrostáticas com os elétrons atômicos e os núcleos, resultando na redução da velocidade no meio. Para cada interação vale a Lei de Coulomb, que determina a variação com o inverso do quadrado da distância de separação. A Figura 2.1 mostra a interação de um íon com um átomo, onde este elétron recebe uma energia maior que a sua energia de ligação com o núcleo, gerando uma ionização.

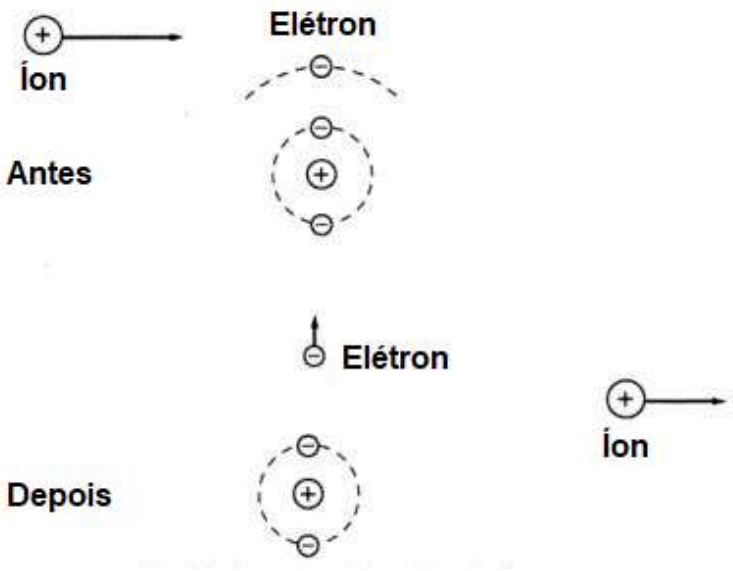


Figura 2.1 - Interação de um íon pesado com um elétron.
Fonte: MURRAY, 1975.

A partícula alfa é caracterizada por um núcleo de hélio duplamente ionizado. Diversos motivos levaram aos estudos para determinação da velocidade e da energia de partículas alfa. Entre outras coisas, a medida precisa das energias levou à descoberta de que alguns radionuclídeos emitem, na verdade, um espectro de partículas alfa. Com isso, tornou-se possível identificar certos níveis nucleares de energia com confiança (KAPLAN, 1962).

O método de medição que obtém os resultados mais precisos para a velocidade e para a energia de partículas alfa utiliza da medida da deflexão nas trajetórias das partículas ao aplicar um campo magnético. A trajetória de uma partícula carregada que se move através de um campo magnético é descrita por uma órbita em forma de círculo. A velocidade da partícula se relaciona com o raio desta órbita através da seguinte relação:

$$v = \frac{q}{M} Hr \tag{2.1}$$

Onde:

v = velocidade da partícula;

H = intensidade do campo magnético;

q = carga da partícula;

M = massa da partícula;

r = raio da órbita.

Como o valor da razão carga/massa é bem conhecido, conhecendo o valor da intensidade do campo magnético e medindo o raio da órbita da trajetória é possível determinar a velocidade da partícula. Com a obtenção da velocidade, a energia da partícula é calculada pela fórmula da energia cinética (E).

$$E = \frac{1}{2} M v^2 \tag{2.2}$$

As energias de partículas carregadas, como as partículas alfa, podem, também, ser determinadas através de medidas de sua absorção pela matéria. As partículas alfa são facilmente absorvidas, devido à sua carga e massa. As partículas alfa emitidas por desintegrações radioativas podem, por exemplo, ser absorvidas por uma folha de papel, por uma folha de alumínio de 0,004 cm de espessura, ou por vários centímetros de ar (KAPLAN, 1962). Pode se dizer, portanto, que partículas alfa tem baixo poder de penetração.

É possível fazer a contagem das partículas emitidas por uma fonte, no ar, através das cintilações produzidas em uma tela de sulfeto de zinco. Ao se afastar a telada fonte, o número de cintilações permanece constante, até que, ao se atingir uma certa distância R, este número cai rapidamente para zero. Esta distância R é chamada, então, de alcance das partículas, e tem relação direta com a energia inicial destas partículas ao serem emitidas pela fonte. Os alcances medidos podem ser colocados em um gráfico contra as energias obtidas pelo método de deflexão magnética. Através da curva alcance-energia resultante, é possível achar energias desconhecidas através de alcances medidos. Este método é mais fácil e mais barato e, por isso, frequentemente é utilizado para obtenção das energias de partículas carregadas (KAPLAN, 1962).

As partículas alfa perdem uma grande fração de sua energia ao longo de suas trajetórias devido a ionizações. A quantidade de ionizações causada por uma partícula alfa vai depender do número de moléculas que ela atingir durante sua trajetória e da maneira como ela as atinge. Uma partícula carregada pode realizar cerca de 10^5 interações antes de perder totalmente sua energia cinética (ATTIX, 1986). Algumas partículas podem atingir mais moléculas do que outras ao percorrer um centímetro de ar. Isso quer dizer que a distância real que cada partícula emitida pela fonte leva para ter toda a sua energia dissipada é diferente, o que é chamado de dispersão. Devido a

essa dispersão, não há definição de um alcance real de uma partícula alfa, mas sim de um alcance médio.

Um feixe de partículas alfa causa uma ionização, relacionada com a energia e o alcance, que pode ser medida (KAPLAN, 1962). A ionização remove um elétron de um átomo, que forma um par de íons com o íon positivo resultante de sua remoção. A intensidade da ionização causada pelas partículas é chamada de ionização específica, que é definida como o número de pares de íons formados por milímetro de trajetória do feixe.

Ao penetrar na matéria, com alta velocidade, a partícula alfa pouco interage com o meio, gerando um número de ionizações quase constante. A medida que a distância percorrida aumenta, a energia da partícula vai caindo e, ao penetrar mais devagar, aumentam as probabilidades de ocorrência de interações com os elétrons, aumentando o número de ionizações exponencialmente, até chegar em um valor máximo. Neste momento, a partícula alfa absorve um elétron e começa a perder seu poder de ionização. Ao absorver o segundo elétron e se tornar um átomo de hélio neutro, o poder de ionização chega a zero. A curva que mostra este comportamento da perda de energia da partícula alfa ao longo da trajetória percorrida é conhecida como curva de Bragg (KNOLL, 2000), e pode ser vista na Figura 2.2.

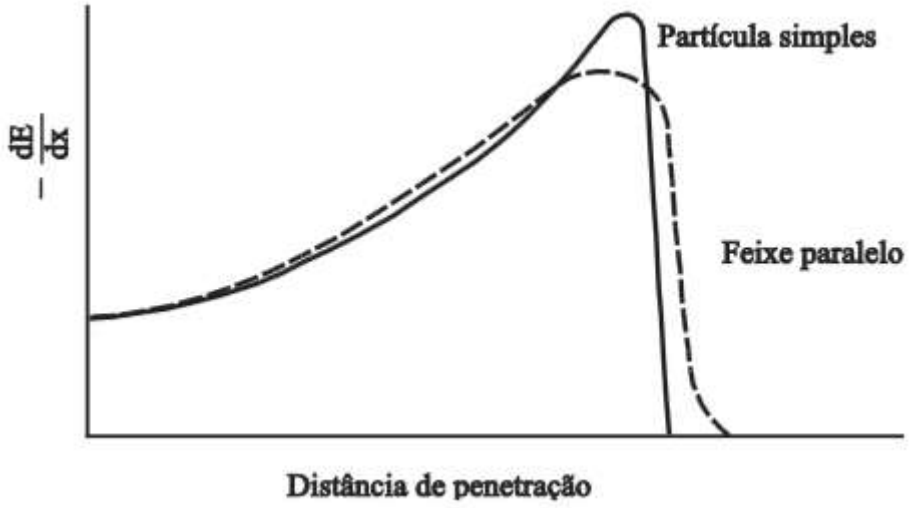


Figura 2.2 - A curva de Bragg.
Fonte: TAUAHATA et al., 2014.

A relação da energia perdida pela partícula carregada por unidade de distância, na substância considerada, é chamada de poder de frenagem (KAPLAN, 1962). O poder de frenagem pode ser escrito da seguinte forma:

$$S(E) = -\frac{dE}{dx} \tag{2.3}$$

Onde:

$S(E)$ = poder de frenagem;

E = energia cinética;

x = distância.

Como o poder de frenagem varia com a energia da partícula, o alcance é dado por:

$$R = \int_0^R dx = \int_0^{E_0} \frac{dE}{S(E)} \tag{2.4}$$

Onde:

R = alcance da partícula;

E_0 = energia inicial.

Se o alcance já é conhecido como função da energia, o poder de frenagem pode ser calculado pela relação:

$$\frac{dR}{dE} = \frac{1}{S(E)} \tag{2.5}$$

Uma relação mais detalhada para o poder de frenagem pode ser deduzida a partir da teoria relativística. Desta forma, a perda de energia por uma partícula carregada não-relativística, por unidade de comprimento de sua trajetória, numa dada substância pode ser dada por (KAPLAN, 1962):

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi z^2 e^4 N}{m_e v^2} Z \ln\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) \tag{2.6}$$

Onde:

z = carga da partícula;

v = velocidade da partícula;

m_e = massa de um elétron;

Z = número atômico da substância;

N = número de átomos por centímetro cúbico da substância;

I = potencial de excitação médio de um átomo da substância (obtido experimentalmente).

O valor do alcance médio no ar, a 15 °C e 760 mmHg, pode ser estimado empiricamente por expressões como:

$$\bar{R} = 0{,}318E^{3/2} \tag{2.7}$$

Onde:

$\bar{R}$ = alcance médio em cm;

E = energia da partícula em MeV[6].

Esta relação empírica é válida para partículas que estão na faixa entre 3 e 7 MeV de energia, o que compreende a maior parte das emissões de partículas alfa.

2.2.2 Partículas Beta

A emissão das partículas beta difere das emissões das partículas alfa no que diz respeito ao espectro de energias das partículas emitidas. A principal característica de uma desintegração beta espontânea de um núcleo é a distribuição contínua das energias dos elétrons emitidos, em oposição ao espectro de linhas que é observado na desintegração alfa. A descoberta desta distribuição contínua de energia levou a sérios problemas teóricos, que foram resolvidos com ideias novas e radicais (KAPLAN, 1962). Portanto, o decaimento beta foi importante não só para problemas práticos da física nuclear, como também para resolução dos problemas conceituais da teoria.

As partículas beta são como elétrons resultantes de reações nucleares e, por terem energias entre 0,01 MeV e 1 MeV, podem produzir uma quantidade grande de ionizações ao penetrar em uma substância. Neste processo, as partículas beta vão perdendo energia a cada interação até parar completamente após percorrer certa distância. Quando comparadas com partículas carregadas pesadas, os elétrons rápidos perdem energia mais lentamente, e seguem uma trajetória maior e tortuosa não muito definida através do material absorvedor (KNOLL, 2000). A Figura 2.3 mostra exemplos de trajetórias de elétrons incidentes em um material absorvedor. Como para produzir um par de íons são necessários cerca de 32 eV, elétrons de 1 MeV de energia são capazes de penetrar alguns milímetros em um alvo líquido ou sólido ou alguns poucos metros no ar (MURRAY, 1975).

---

[6] 1 MeV = 1 milhão de elétrons-volt

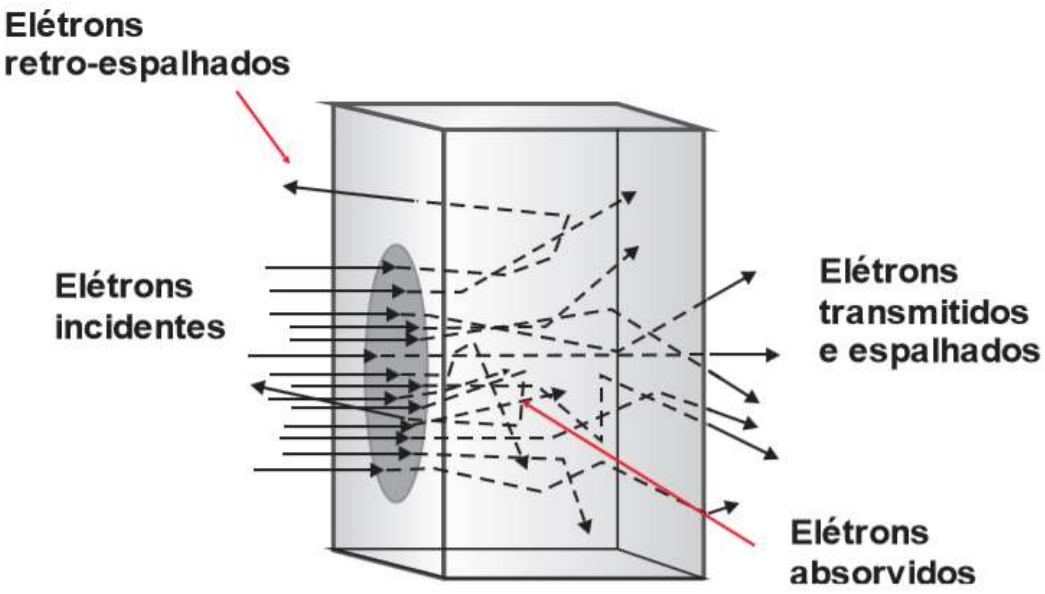


Figura 2.3 - Trajetórias de elétrons incidentes em um material absorvedor.
Fonte: TAUAHATA et al., 2014.

A velocidade, ou momento, de uma partícula beta pode ser medida por meio da deflexão da trajetória das partículas num campo magnético. O procedimento é análogo ao que é utilizado para partículas alfa, com alguns detalhes de desenho dos instrumentos utilizados diferentes para cada partícula, devido as diferenças de propriedade entre as partículas alfa e beta. Por exemplo, o valor da razão carga-massa é muito superior para os elétrons, em comparação a partículas alfa, necessitando, portanto, de um campo magnético muito menor (KAPLAN, 1962).

Foi descoberto, nas primeiras experiências realizadas, que as partículas beta emitidas por nuclídeos radioativos naturais podem chegar a ter velocidades equivalentes a 0,99 da velocidade da luz. Em geral, as energias das partículas beta são menores que as energias das partículas alfa emitidas pelos nuclídeos radioativos. Porém, por ter uma massa muito menor, a partícula beta se desloca muito mais rápido que a partícula alfa, com a mesma energia cinética.

Devido as suas grandes velocidades, as partículas beta devem, em geral, ser tratadas relativisticamente. A fórmula para a velocidade da partícula beta é:

$$v = Hr\frac{e}{m_0}\sqrt{1-\frac{v^2}{c^2}} \tag{2.8}$$

Onde:

m_0 = massa de repouso do elétron;

e = magnitude da carga eletrônica.

E a energia cinética relativística (T) é expressa por:

$$T = m_0 c^2 \left[\frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} - 1 \right] \tag{2.9}$$

Como a carga específica do elétron, em unidades eletromagnéticas, vale e/m_0 = 1,75888 x 10^7 emu/g e a velocidade da luz é 2,99793 x 10^{10} cm/s (KAPLAN, 1962), temos:

$$Hr = 1704{,}5 \frac{v}{c} \left(1 - \frac{v^2}{c^2} \right)^{-1/2} \tag{2.10}$$

A energia associada à massa de repouso do elétron, $m_0 c^2$, vale 0,5110 MeV. Portanto, a energia cinética fica:

$$T = 0{,}511 \left[\frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} - 1 \right] \tag{2.11}$$

Assim como para as partículas alfa, as energias das partículas beta também podem ser determinadas a partir de medidas de sua absorção na matéria. As partículas beta são muito mais penetrantes que as partículas alfa, por isso, existem diferenças nos métodos usados para a absorção em cada caso. Enquanto uma partícula alfa, com energia cinética de 3 MeV, tem alcance em ar padrão de cerca de 2,8 cm e produz cerca de 4.000 pares de íons por milímetro de trajetória, uma partícula beta, de mesma energia, tem um alcance de 1.000 cm no ar e produz por volta de 4 pares de íons por milímetro de trajetória apenas (KAPLAN, 1962). Isso quer dizer que, para partículas beta, são necessárias a utilização de absorventes sólidos, o mais comum sendo folhas de alumínio.

Os experimentos são realizados afim de se determinar a taxa de contagem, com um contador Geiger, em função da espessura do absorvedor. Ao ser colocada em um gráfico de escala logarítmica, a taxa de contagem decresce linearmente, ou aproximadamente linear, para uma grande faixa de espessuras de absorvedor. Ou seja, o número de partículas beta decresce exponencialmente em relação a espessura do absorvedor, o que pode ser aproximado para a seguinte expressão:

$$A(x) = A_0 e^{-\mu x} \tag{2.12}$$

Onde:

A_0 = razão de atividade sem absorvedor;

$A(x)$ = atividade com um absorvedor de espessura x;

μ = coeficiente de absorção.

A medida que a espessura do absorvedor aumenta, a atividade medida decai, até que chega a um valor constante, chamado de radiação de fundo (*background*). Esta radiação é uma radiação proveniente do ambiente que sempre está presente contribuindo para a taxa de contagem. O ponto onde a atividade encontra o valor constante da radiação de fundo é o alcance das partículas beta (KAPLAN, 1962).

2.2.3 Produção de Raios X e *Bremsstrahlung*

A produção de raios X ocorre quando elétrons que se movem rapidamente atingem um alvo sólido. Segundo a eletrodinâmica clássica, ao ser acelerada, uma partícula carregada emite radiação eletromagnética, e a parada repentina de uma um elétron origina um impulso de radiação em forma de raio X. O experimento utilizado para produzir raios X consiste na utilização de tubos de raios catódicos contendo gás a baixa pressão. Os elétrons são emitidos do catodo na direção de um alvo de metal, do lado oposto, chamado anticatodo, que serve como fonte de raios X. O anticatodo geralmente é um metal de peso atômico elevado, como, por exemplo, o tungstênio, porque a energia dos raios X produzidos por metais pesados é maior do que a energia dos raios X produzidos por metais mais leves (KAPLAN, 1962).

Quando um elétron entra na matéria, pode afetar as moléculas de algumas formas, a depender da sua quantidade de energia. Se sua energia for baixa, ele migrará pela matéria sem afetá-la significativamente. Se a energia do elétron for alta, ele pode fornecer energia para os elétrons dos átomos, de acordo com a teoria de Bohr, podendo causar excitação dos elétrons em estados de energia mais altos ou produzir ionização e, posteriormente, emissão de um fóton de luz. Esses processos ocorrem, por exemplo, em lâmpadas fluorescentes e em máquinas de raios-X (MURRAY, 1975).

Além disso, os elétrons também sofrem interações com os núcleos desses elementos pesados, através de um campo coulombiano, transferindo momento para

o núcleo (EISBERG; RESNICK, 1974). Estas interações geram deflexões e a desaceleração desses elétrons, produzindo uma radiação similar aos raios-X chamada *bremsstrahlung* (termo alemão para radiação de freiamento).

O forte poder de penetração dos raios X é, sem dúvida, uma de suas propriedades mais importantes. Este poder de penetração depende da natureza (energia) dos raios X e da substância analisada. Desta forma, os raios X podem ser caracterizados pelo seu poder de penetração em um dado material. A radiação pode ser dividida em raios “moles”, com baixo poder de penetração, e raios “duros”, com alto poder de penetração. Outra diferenciação é feita entre raios X homogêneos e heterogêneos (KAPLAN, 1962). A absorção de uma radiação homogênea ao atravessar um dado material é dada pela fórmula:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \tag{2.13}$$

Onde:

I_0 = intensidade do feixe incidente;

I = intensidade do feixe após percorrer uma espessura d;

μ = coeficiente de absorção, depende do material absorvente e da radiação.

Quando um feixe de raios X é emitido pelo anticatodo de um tubo de raios X, este feixe é denominado de raio X primário. Quando o raio X primário atinge a placa do elemento escolhido, parte da radiação passa através da placa, enquanto o restante se transforma em calor ou em outro tipo de radiação. A radiação que sai desta placa é, em parte os raios X primários que atravessaram, e em parte radiações secundárias, produzidas por este feixe incidente. Esta radiação secundária é composta por quatro tipos de radiações diferentes, são elas: o raio X espalhado, o raio X característico, o raio beta espalhado e o raio beta característico. A Figura 2.4 representa estas interações.

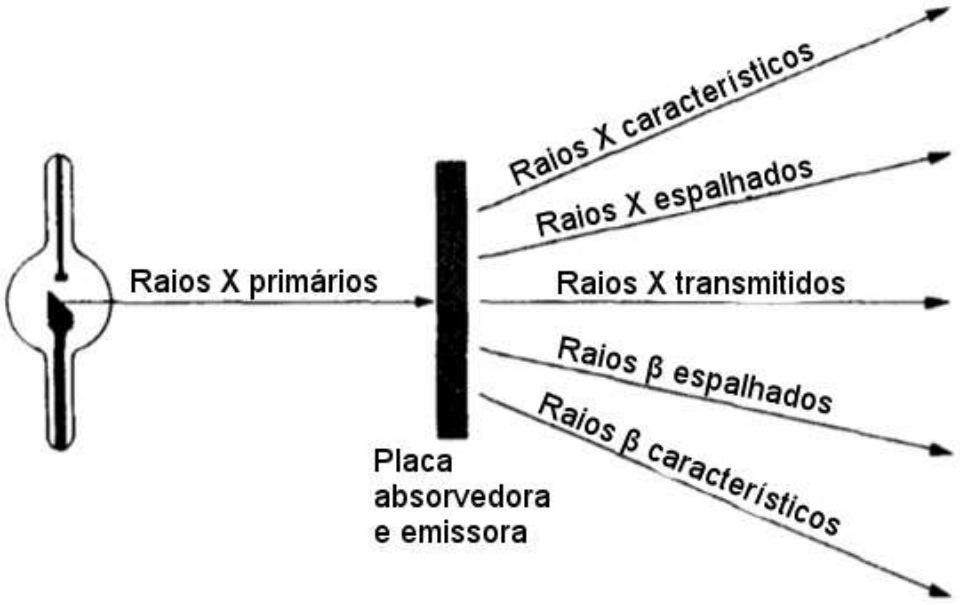


Figura 2.4 - Interação entre os raios X e a matéria.
Fonte: KAPLAN, 1962.

Os raios X espalhados são parecidos com os raios X primários, porém com a direção desviada pelo material atravessado e, por serem provenientes de uma radiação emitida em um tubo de raios X, são heterogêneos. Já o raio X característico é típico para cada material utilizado como placa absorvedora. Ele tem a mesma propriedade, não importa a radiação primária, para cada elemento, sendo uma radiação homogênea. A interação da radiação primária com o material também pode gerar radiações beta, as quais já foram discutidas na seção 2.2.2 deste capítulo.

2.2.4 Raios Gama

No que concerne aos raios gama, fótons produzidos por reações nucleares com energia da ordem de alguns MeV, seu mecanismo de interação com a matéria é especialmente diferente daqueles envolvendo partículas alfa e beta devido ao seu poder de penetração muito mais elevado. Partículas carregadas perdem energia após um grande número de colisões. A perda de energia ocorre aos poucos, até parar e ser absorvida. Já para ocaso de um feixe de fótons que incide sobre um meio absorvedor, cada fóton do feixe é removido individualmente em um único evento, que pode ser uma absorção de fato ou espalhamento (KAPLAN, 1962).

Quando um feixe de raios gama homogêneo passa através de uma placa, a intensidade desta radiação decresce exponencialmente. Se um feixe de raios gama de intensidade I incide sobre uma placa de espessura Δx, a variação da intensidade deste feixe, ao passar pela placa, é proporcional a intensidade do feixe incidente e à espessura.

$$\Delta I = -\mu I \Delta x \tag{2.14}$$

Onde:

μ = coeficiente de absorção.

Se os fótons do feixe tem todos a mesma energia, μ será independente de x, e a equação pode ser integrada para:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \tag{2.15}$$

Esta equação fornece a intensidade de radiação I, após um feixe de intensidade I_0 atravessar um material de espessura x. A intensidade também pode ser escrita como:

$$I = Bh\nu \tag{2.16}$$

Onde:

B = número de fótons atravessando uma unidade de área, por unidade de tempo (fluxo);

$h\nu$ = energia por fóton.

$$\frac{B}{B_0} = e^{-\mu x} \tag{2.17}$$

As equações que descrevem a absorção de um feixe de raios gama são as mesmas que as utilizadas para os raios X, pois ambas são radiações eletromagnéticas. Não é possível distinguir raios gama e raios X por suas propriedades. A diferenciação se dá apenas entre a origem de cada um: raios gama vem de um núcleo atômico, e os raios X são radiações de alta energia produzidas pelos saltos de elétrons extranucleares em átomos ou produzidos por fontes artificiais como os tubos de raios catódicos (KAPLAN, 1962).

Os processos que são os principais responsáveis pela absorção dos fótons são a absorção fotoelétrica, o espalhamento Compton e a reação de produção de pares. O coeficiente de absorção total de um raio gama é dado pela soma dos coeficientes parciais de absorção para o efeito fotoelétrico, para o efeito Compton e para a

produção de pares (KAPLAN, 1962). Estes coeficientes são calculados com base nas respectivas seções de choque de absorção.

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma(E) + \kappa(E) \tag{2.18}$$

Onde:

τ = coeficiente de absorção do efeito fotoelétrico;

σ = coeficiente de absorção do efeito Compton;

κ = coeficiente de absorção da produção de pares.

Para fótons de energia mais baixa, o efeito fotoelétrico é predominante e dá a contribuição principal. Com o aumento da energia da radiação incidente, o efeito Compton passa a substituir o efeito fotoelétrico como principal contribuição para a remoção de fótons do feixe. Já para energias mais elevadas, a produção de pares supera os dois efeitos anteriores em importância. Esta tendência pode ser observada na Figura 2.5.

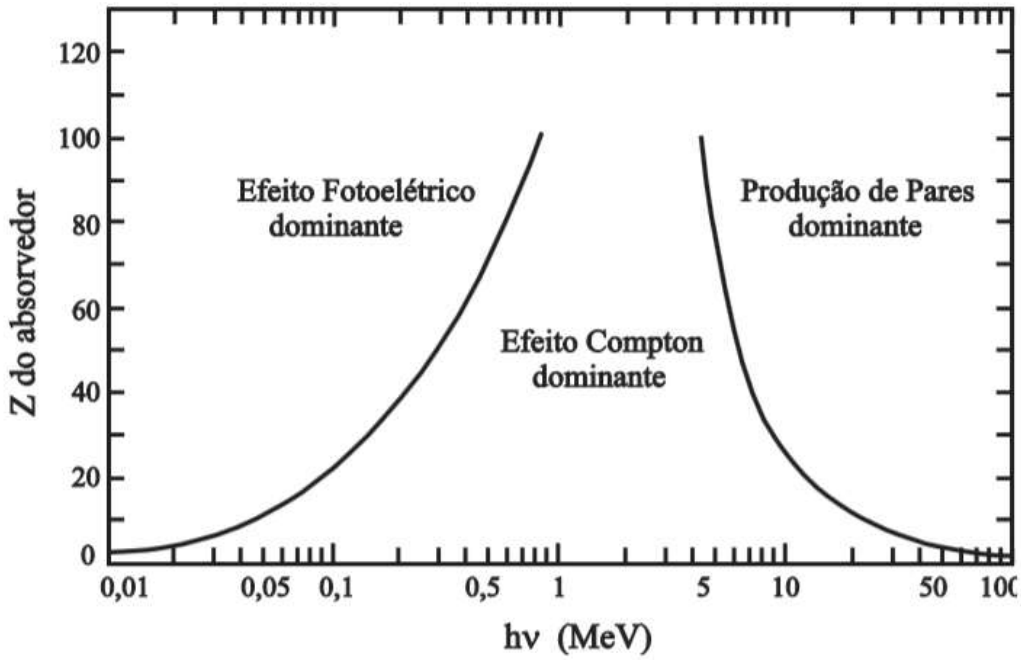


Figura 2.5 - Importância relativa dos três tipos majoritários de interação dos raios gama.
Fonte: KNOLL, 2000.

2.2.4.1 Efeito Fotoelétrico

Entre 1886 e 1887, Heinrich Hertz realizou experiências nas quais descobriu que uma descarga elétrica entre dois eletrodos é facilitada pela incidência de luz ultravioleta sobre um deles. Posteriormente, Lenard mostrou que a emissão de

elétrons da superfície do catodo pela incidência de luz ultravioleta facilita a descarga elétrica. A emissão de elétrons pela incidência de luz sobre uma superfície é denominada efeito fotoelétrico (EISBERG; RESNICK, 1974).

O elétron de um átomo, por natureza, está em movimento orbital e ligado ao seu núcleo. Porém, ao realizar um bombardeio de raios gama, a energia de ligação dos elétrons do átomo alvo com o núcleo (na ordem de eV) é bem menor do que a energia dos raios gama (na ordem de keV ou MeV), por isso, estes elétrons podem ser vistos como partículas livres e estacionárias e a colisão pode ser tratada pelos princípios físicos da conservação de momento e energia (MURRAY, 1975). Neste processo, conforme mostra a Figura 2.6, o fóton incidente tem energia, $h\nu$, o suficiente para expelir o elétron do átomo, com energia cinética igual a energia do fóton incidente, subtraído do trabalho necessário para remover o elétron do metal (potencial de ionização) (KAPLAN, 1962):

$$T = h\nu - I \tag{2.19}$$

Com isso, é gerado um íon positivo. Porém, ao fazê-lo, o fóton doa toda a sua energia, é absorvido e se perde.

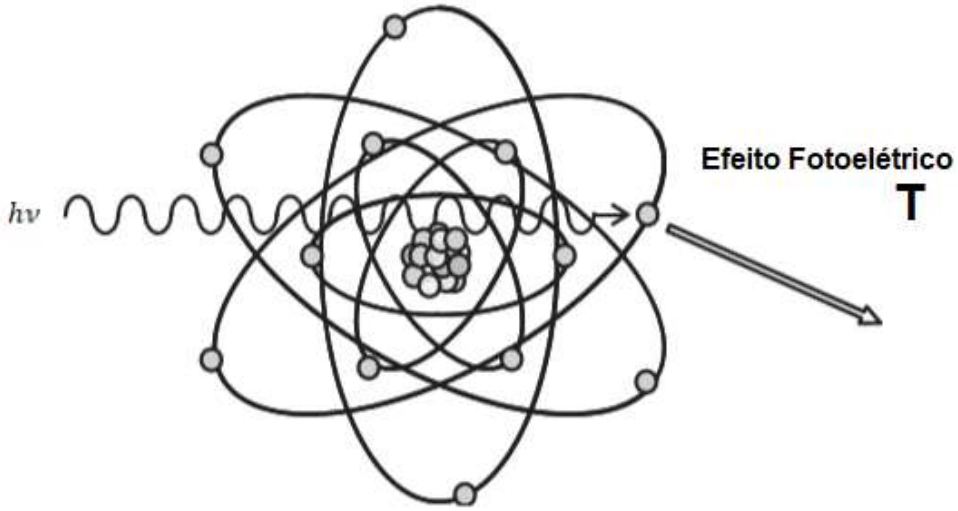


Figura 2.6 - O efeito fotoelétrico.
Fonte: TAUAHATA et al., 2014.

Devido a dificuldades matemáticas, diversas fórmulas diferentes são utilizadas, para cada faixa de energia, para o cálculo da probabilidade de ocorrência de absorção fotoelétrica (KAPLAN, 1962). A dependência do coeficiente de absorção em relação ao número atômico do absorvedor e à energia do fóton é mostrada na fórmula mais

simples, cuja energia do fóton é suficientemente pequena para que os efeitos relativísticos sejam ignorados, mas é suficientemente grande para que a energia de ligação dos elétrons da camada K do átomo seja desprezada. Neste caso, a seção de choque, por átomo, para o efeito fotoelétrico é:

$$\tau^a = \phi_0 Z^5 \left(\frac{1}{137}\right)^4 4\sqrt{2}\left(\frac{m_0 c^2}{h\nu}\right)^{7/2} \tag{2.20}$$

Onde:

$h\nu$ = energia do fóton incidente;

Z = número atômico do material absorvedor;

$m_0 c^2$ = energia de repouso do elétron;

ϕ_0 = seção de choque para o espalhamento de fótons de baixa energia por um elétron livre em repouso.

$$\phi_0 = \frac{8\pi}{3}\left(\frac{e^2}{m_0 c^2}\right)^2 = 6{,}651 \times 10^{-25}\ cm^2 \tag{2.21}$$

É notável na fórmula a forte dependência da seção de choque para o efeito foto elétrico em relação ao número atômico e a energia do fóton incidente, pois τ^a é proporcional a Z^5 e inversamente proporcional a $h\nu^{7/2}$. Isso mostra que o efeito fotoelétrico é muito mais importante em metais pesados e para fótons de baixa energia.

2.2.4.2 Efeito Compton

As experiências de Compton, em 1923, confirmaram ainda mais a natureza corpuscular da radiação ao interagir com a matéria. Compton postulou que o feixe de raios-X incidente não se tratava de uma onda de frequência ν_0, mas sim de um conjunto de fótons de energia $h\nu_0$, e estes fótons colidem com elétrons livres da mesma forma que colidem duas bolhas de bilhar (EISBERG; RESNICK, 1974). Desta forma, como o fóton incidente transfere parte da sua energia para o elétron, o fóton espalhado deve ter uma energia $h\nu$ menor que a energia inicial. A mudança de direção serve para remover o fóton do feixe de raios gama incidente (KAPLAN, 1962).

A Figura 2.7 mostra a interação de um fóton de energia $h\nu_0$ com um elétron em repouso de massa m_0. O fóton em questão é desviado e perde energia, se tornando um fóton de energia $h\nu$, e o elétron ganha energia, se afastando em alta velocidade,

ionizando o átomo alvo. Neste efeito, a maior perda de energia para um fóton é observada quando ele é espalhado em 180°, ou seja, na mesma direção, mas com sentido contrário ao original.

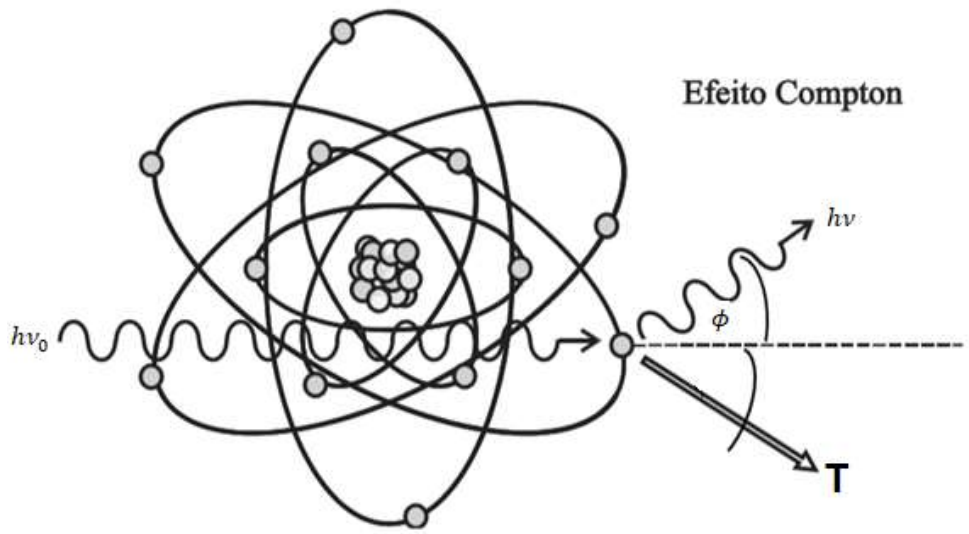


Figura 2.7 - O efeito Compton.
Fonte: TAUAHATA et al., 2014.

Em alguns casos, os fótons são espalhados por elétrons que permanecem ligados após a colisão. Estes fótons não tem seu comprimento de onda modificado, e este processo é chamado de espalhamento Thomson (EISBERG; RESNICK, 1974). Nesta interação, o elétron absorve a energia do fóton incidente e oscila. Com as suas acelerações, os elétrons do átomo alvo vão irradiar ondas eletromagnéticas com a mesma frequência e a mesma fase da radiação incidente, em todas as direções.

A energia do fóton espalhado, em termos da energia inicial e do ângulo de espalhamento do fóton, é dada pela fórmula (KAPLAN, 1962):

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0 c^2}(1 - cos\phi)} \tag{2.22}$$

O elétron ionizado tem energia cinética dada pela fórmula:

$$T = h\nu_0 - h\nu \tag{2.23}$$

$$T = \frac{(1 - \cos\phi)\frac{h\nu_0}{m_0 c^2}}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0 c^2}(1 - \cos\phi)} \tag{2.24}$$

A energia cinética do elétron tem seu valor máximo quando $\phi = 180°$ e o fóton é espalhado diretamente para trás:

$$T_{max} = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{m_0 c^2}{2h\nu_0}} \tag{2.25}$$

Já a menor energia recebida pelo elétron ocorre em uma colisão rasante, em que o fóton continua com sua frequência inicial na direção frontal e o elétron é ejetado com velocidade praticamente zero, em uma direção perpendicular a trajetória do fóton incidente (KAPLAN, 1962).

A seção de choque, por elétron, para o espalhamento Compton é dada pela fórmula de Klein e Nishina:

$$\sigma^e = \frac{3}{4}\phi_0 \times \left\{\frac{1+\alpha}{\alpha^2}\left[\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{1}{\alpha}\ln(1+2\alpha)\right] + \frac{1}{2\alpha}\ln(1+2\alpha) - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2}\right\} \tag{2.26}$$

Onde:

$$\phi_0 = \frac{8\pi}{3}\left(\frac{e^2}{m_0 c^2}\right)^2 = 6{,}651 \times 10^{-25}\ cm^2 \tag{2.27}$$

$$\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0 c^2} \tag{2.28}$$

O coeficiente de absorção Compton, que é a medida de probabilidade de que um fóton seja espalhado para fora do feixe, por centímetro de absorvedor, é dado por:

$$\sigma\ (cm^{-1}) = \rho N \frac{Z}{A}\sigma^e \tag{2.29}$$

2.2.4.3 Produção de Pares Elétrons-Pósitrons

No processo de produção de pares, o fóton é convertido em matéria, o que é corroborado pela teoria de equivalência entre massa e energia de Einstein (MURRAY, 1975). Conforme mostra a Figura 2.8, ao interagir com um núcleo, um fóton desaparece, perdendo toda a sua energia, dando origem a duas partículas: um elétron e um pósitron. A lei da conservação da carga é respeitada, pois o pósitron é uma partícula que tem as mesmas propriedades de um elétron, porém com o sinal da carga e o momento magnético opostos (EISBERG; RESNICK, 1974).

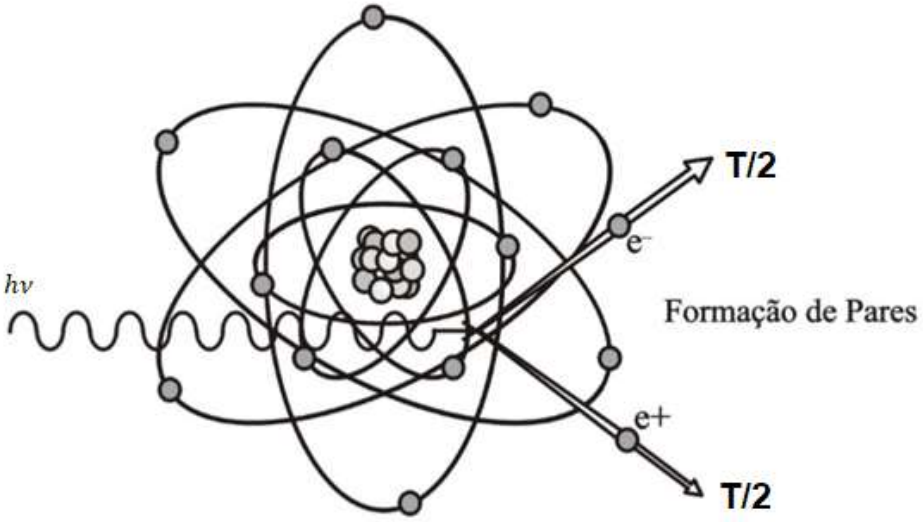


Figura 2.8 - Produção de pares.
Fonte: TAUAHATA et al., 2014.

A energia total do par é igual a energia $h\nu$ dos raios gama do feixe incidente (KAPLAN, 1962). A energia cinética do par é dada por:

$$T = h\nu - 2m_0c^2 \tag{2.30}$$

A massa produzida neste processo para originar estas duas partículas é igual ao dobro da massa de um elétron. Se o equivalente em energia da massa de um elétron é 0,511 MeV, o raio gama, para dar origem a este processo, deve ter no mínimo o dobro desta energia: 1,022 MeV.

Este processo também ocorre inversamente, chamado de aniquilação, onde um elétron e um pósitron, estando essencialmente em repouso e próximos um do outro, se juntam e são aniquilados. Na Figura 2.9 pode-se observar o processo mais provável de ocorrer, onde a matéria é aniquilada, gerando dois fótons, liberando 1,022 MeV de energia (0,511 MeV para cada um), com o mesmo momento, em sentidos opostos (EISBERG; RESNICK, 1974).

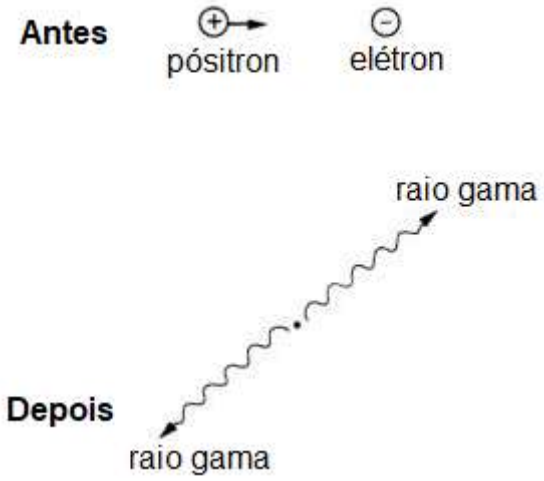


Figura 2.9 - Aniquilação de pares.
Fonte: MURRAY, 1975.

A descoberta do pósitron e da produção de pares surgem do modelo obtido por Dirac, ao relacionar a teoria da mecânica quântica com a relatividade. O modelo de Dirac diz que todos os infinitos estados de energia negativa para o elétron estão ocupados. Esse mar de elétrons não podia ser visto. Porém, se um dos elétrons adquirisse energia suficiente, ele poderia dar um salto quântico para a região de energia positiva, se tornando observável. Ao mesmo tempo, surgiria no mar de energia negativa um buraco. Este buraco seria, aparentemente, uma partícula positiva. Inicialmente Dirac supôs que este vazio representava um próton, a partícula positiva que era conhecida na época, contudo esta hipótese teve que ser descartada, pois não explicava nem a diferença de massa entre um próton e um elétron e nem a existência estável do próton (KAPLAN, 1962).

Esse problema foi resolvido quando Anderson, em 1933, ao estudar raios cósmicos, observou partículas com a mesma massa que um elétron e com carga de igual magnitude, porém de sinal oposto. Essas partículas foram associadas aos buracos de Dirac e receberam o nome de pósitron.

2.3 Histórico da Medicina Nuclear e da Radioterapia

As aplicações da radiação ionizante, tanto para diagnóstico quanto para finalidade terapêutica, têm início quando, no ano de 1895, o professor Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X. Um ano após esta descoberta, Antoine Henri Becquerel descobriu a radioatividade natural (WEAVER III, 1995). Ainda em 1896, houve o

primeiro relato de uma paciente que tratou um câncer de mama volumoso com raios X. Na França, ocorre o primeiro tratamento de câncer gástrico (CAMARGO, 2015).

Em 1898, Marie Curie e Pierre Curie descobrem os elementos radioativos. No ano de 1913, George de Heversey dá início aos traçadores radioativos, um composto químico onde um ou mais átomos são substituídos por um radioisótopo, podendo ser utilizado para explorar reações químicas (CAMARGO, 2015). Já no ano de 1927, Herrmann L. Blumgart e Soma Weiss apresentam o radônio, e realizam a primeira medida de velocidade sanguínea.

Posteriormente, em 1932, Ernest O. Lawrence e M. Stanley Livingstone constroem o primeiro cíclotron, que produzia, nesta época, radionuclídeos artificiais para uso médico (WEAVER III, 1995). Tem-se, em 1946, o início do desenvolvimento e fabricação de equipamentos especiais para transformar as informações dos traçadores em imagem para diagnóstico (CAMARGO, 2015).

No ano de 1951, Reed e Looby inventam o escâner com cristais de iodeto de sódio ou cristal de cintilação (cintilografia). Ainda em 1951, Paul Harper e sua equipe introduzem o radionuclídeo tecnécio (Tc-99m) como marcador. No mesmo ano, H. E. Johns desenvolve, no Canadá, a primeira unidade de terapia com cobalto-60. Um ano depois, em 1952, o termo “Medicina Atômica” dá lugar ao termo “Medicina Nuclear” (CAMARGO, 2015).

Em 1953, houve a primeira utilização de um acelerador linear de elétrons para tratamento de um paciente em Londres (THWAITES; TUOHY, 2006). No ano de 1956, houve um impulso da fase laboratorial da medicina nuclear, devido à evolução da radioimunoanálise, processo de análise de fluidos orgânicos utilizando traçadores. Hal Anger cria a primeira câmara de cintilação em 1958, que melhora a captação de imagem por ser um sistema que não necessita da movimentação do detector. A partir de 1960 o desenvolvimento do computador permite obter, armazenar e processar as imagens captadas pelas câmaras de cintilação (CAMARGO, 2015).

Em 1962 ocorre o desenvolvimento da radiofarmácia, devido aos geradores de tecnécio metaestável. A radiofarmácia é o ramo farmacêutico responsável por elaborar as substâncias utilizadas na medicina nuclear.

No ano de 1963, as câmaras de cintilação, inventadas por Anger, permitem o avanço tecnológico que é ponto de partida para os aparelhos atuais de tomografia cintilográfica conhecidos como SPECT (*Single Photon Emission Computed*

Tomography – tomografia computadorizada com emissão de fóton único) e PET (*Positron Emission Tomography* – tomografia com emissão de pósitrons) (CAMARGO, 2015). Posteriormente, em 1970, David E. Kuhl desenvolve o método de reconstrução SPECT. Finalmente, em 1973, Gordon L. Brownell e Michael E. Phelps desenvolvem o método de aquisição de imagem PET.

2.4 Aceleradores Lineares

O acelerador linear é um equipamento onde partículas carregadas são aceleradas por um campo elétrico oscilante aplicado a uma série de eletrodos, com uma frequência aplicada que está em ressonância com o movimento das partículas (KAPLAN, 1962). Em seus primórdios, o acelerador linear consistia em um conjunto de eletrodos cilíndricos, de comprimento crescente, arranjados linearmente, conforme mostra a Figura 2.10. Dentro de uma câmara de vácuo, os cilindros ímpares são ligados a um terminal e os pares a outro terminal de uma fonte de alta frequência. Os íons de um tubo de descarga em uma extremidade movem-se ao longo dos eixos dos tubos e são acelerados quando atravessam o espaçamento entre dois cilindros, e dentro não são acelerados, pois lá o potencial é constante. Supondo que íons positivos se movem neste esquema, se o primeiro cilindro é positivo e o segundo é negativo, os íons são acelerados ao passar no espaço entre os dois cilindros, adquirindo uma velocidade maior quando chega ao segundo cilindro. O segundo cilindro tem o tamanho certo para que, quando os íons cheguem na sua extremidade, próximo do terceiro cilindro, o segundo cilindro agora seja positivo e o terceiro negativo. Desta forma, os íons são acelerados novamente entre os cilindros, e o processo se repete a cada novo cilindro alcançado.

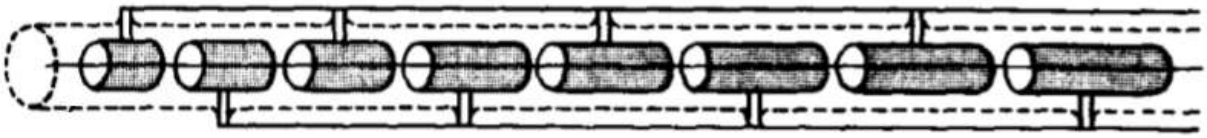


Figura 2.10 - Diagrama esquemático de um acelerador linear.
Fonte: KAPLAN, 1962.

Aceleradores lineares podem ser usados para obter energias bastante elevadas. Feixes de elétrons rápidos de um acelerador linear podem ser usados para examinar

a estrutura do núcleo. O espalhamento elástico de elétrons com energias de até 125 e 150 MeV depende da distribuição e carga no núcleo, indicando que pode haver uma densidade de carga variável no núcleo (KAPLAN, 1962).

Desde a década de 60 até os dias de hoje, os aceleradores lineares evoluíram bastante, passando por cinco gerações de equipamentos. Se resumem em aceleradores que produzem fótons de baixa, média e alta energia. A primeira geração de aceleradores operava na faixa de 4 MeV a 8 MeV de energia, a segunda aumentou para a faixa de 10 MeV a 15 MeV e a terceira para 18 MeV a 25 MeV. Na geração seguinte, a operação dos aceleradores passou a ser controlada por computadores e a última geração de equipamentos é capaz de emitir feixes de fótons ou de elétrons com intensidade modulada (PODGORSAK, 2005).

Essa evolução dos aceleradores lineares caminha junto com a evolução dos tratamentos por radioterapia de feixe externo. Os tratamentos mais convencionais utilizavam um raio X para localizar a região a ser tratada. Eram utilizados de dois a quatro campo, ajustados em formato de quadrado ou retângulo para tentar reduzir a dose fora da região alvo. No entanto, isso não era muito efetivo, visto que em muitos casos os tecidos adjacentes ainda recebiam elevadas doses, o que inviabilizava o tratamento de alguns tumores (MEDEIROS, 2018). Com a evolução da tecnologia e a possibilidade do diagnóstico por imagem através de novas técnicas, como a tomografia computadorizada, tornou-se possível modelar a anatomia dos pacientes em três dimensões. Com isso, desenvolveu-se a radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT), objeto deste trabalho, que permite conformar os feixes de irradiação para a obtenção de tratamentos mais otimizados, que causem menos dano a tecidos e órgãos sadios adjacentes (BEDNARZ; XU, 2009).

As pesquisas para buscar melhorias para os tratamentos de câncer descobriram, ainda, que a modulação de diversos feixes de irradiação, incorporada à técnica de conformação tridimensional, permite que a dose seja entregue à região alvo de forma ainda mais precisa, afetando ainda menos os órgãos e tecidos sadios adjacentes, criando a técnica da radioterapia de intensidade modulada (IMRT). Porém, este tipo de tratamento mantém o feixe ligado por mais tempo, o que aumenta a dose recebida por radiação espalhada em outras partes do corpo mais distantes, fato que pode induzir aparecimento de câncer secundário em outro órgão (XU; BRYAN; PAAGANETTI, 2008). A técnica 3D-CRT ainda é largamente utilizada para o

tratamento dos mais variados tipos de câncer. Simulações computacionais de modelos de equipamentos que operam com IMRT são complexas por natureza devido à dinâmica dessa técnica, o que torna o tempo computacional necessário para realizá-las muito elevado, ou mesmo proibitivo. Este trabalho, portanto, faz a simulação de um modelo de acelerador linear operando com 3D-CRT.

2.5 Dosimetria

A publicação 103 da ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) define recomendações internacionais para proteção radiológica (ICRP, 2007), obrigatória para o paciente e para os profissionais de saúde envolvidos. As grandezas utilizadas na proteção radiológica são baseadas na energia depositada pela radiação nos órgãos e tecidos do corpo humano. Para que sejam avaliados os riscos à saúde, é necessário, também, avaliar a efetividade biológica de cada tipo de radiação e a sensibilidade de cada órgão à radiação ionizante.

2.5.1 Dose Absorvida

A dose absorvida é uma grandeza física fundamental que pode ser medida. Ela é definida como a razão entre a energia média depositada e a quantidade de massa. Sua unidade no Sistema Internacional (SI) é $J.kg^{-1}$, recebendo o nome especial de *gray* (Gy) (ICRP, 2007).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \tag{2.31}$$

Onde:

D = dose absorvida;

$d\bar{\varepsilon}$ = energia média depositada devida a radiação ionizante;

dm = quantidade de massa.

Na prática, a dose absorvida é comumente obtida através da média da dose em um dado volume de tecido. A dose absorvida média, em um órgão ou tecido T, é definida por (ICRP, 2010):

$$D_T = \frac{1}{m_T}\int_{m_T} D\, dm = \frac{\overline{\varepsilon_T}}{m_T} \tag{2.32}$$

Onde:

m_T = massa do tecido ou órgão;

D = dose absorvida no elemento de massa dm;

$\overline{\varepsilon_T}$ = energia média depositada no órgão ou tecido.

2.5.2 Dose Equivalente

Para um mesmo valor de dose absorvida, radiações de tipos distintos produzem diferentes efeitos sobre os tecidos e os órgãos do corpo humano. A dose equivalente em um órgão ou tecido do corpo humano, H_T, é dada pelo somatório das doses absorvidas médias referente a todos os tipos de radiação no órgão ou tecido em questão, $D_{T,R}$, multiplicado pelo fator de peso de cada radiação, w_R (ICRP, 2007).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \tag{2.33}$$

A unidade de dose equivalente no sistema internacional é o *sievert* (Sv). A Tabela 2.1 mostra os valores do fator de peso referente a cada tipo de radiação.

Tabela 2.1 - Fatores de peso para cada tipo de radiação.

Tipo de radiação	**Fator de peso (w_R)**
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua da energia do nêutron

Fonte: ICRP, 2007.

A função contínua que descreve o fator de peso para o nêutron é dada pela Equação 2.34:

$$w_R = \begin{cases} 2{,}5 + 18{,}2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1\ MeV \\ 5{,}0 + 17{,}0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1\ MeV \leq E_n \leq 50\ MeV \\ 2{,}5 + 3{,}25e^{-[\ln(0{,}04E_n)]^2/6}, & E_n > 50\ MeV \end{cases} \tag{2.34}$$

2.5.3 Dose Efetiva

A dose efetiva, E, é definida como a soma ponderada das doses equivalentes em órgãos e tecidos determinados. Os fatores de peso, w_T, utilizados dizem respeito aos diferentes tecidos do corpo humano considerados suscetíveis à indução de efeitos estocásticos da radiação. Em suma, estes valores correspondem à contribuição de cada um dos órgãos e tecidos do corpo humano no detrimento à saúde e são valores médios para humanos de qualquer sexo ou idade. Os valores de w_T recomendados pela ICRP constam na Tabela 2.2. A unidade da dose efetiva é o *sievert* (Sv).

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \tag{2.35}$$

Tabela 2.2 - Fatores de peso para cálculo da dose efetiva.

Tecido	$\boldsymbol{w_T}$	$\boldsymbol{\sum_T w_T}$
Medula óssea (vermelha), colon, pulmão, estômago, mama, tecidos restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga urinária, esôfago, fígado, tireóide	0,04	0,16
Endósteo**, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total		1,00
* Tecidos restantes: adrenais, região extratorácica, visícula biliar, coração, rins, nodos linfáticos, músculo, mucosa oral, pancreas, próstata (homem), intestino delgado, baço, timo e útero/colo do útero (mulher)		
** Endósteo: substitui o termo “superfície óssea”. Corresponde à região da medula óssea 50 μm a partir da superfície dos ossos.		

Fonte: ICRP, 2007.

3 MÉTODO DE MONTE CARLO

3.1 Introdução

O Método de Monte Carlo baseia-se na obtenção de uma grandeza de interesse a partir da amostragem de um grande número de eventos aleatórios individuais. Computacionalmente, usa-se uma quantidade massiva de simulações, para que se obtenha resultados numéricos calculando-se uma média acompanhada de uma medida de dispersão da variável estudada. As aplicações deste método são as mais variadas, nas mais diversas áreas, como matemática, física, biologia, economia, entre outras (HROMKOVIC, 2001).

Este método tem sido usado há bastante tempo para obtenção de aproximações numéricas para funções que sejam tão complexas a ponto de que seja inviável encontrar uma solução analítica. Embora existam registros mais antigos da utilização deste tipo de cálculo, o nome “Monte Carlo” surgiu durante a Segunda Guerra Mundial, no projeto Manhattan, quando Stanisław Ulam, von Neumann e Fermi consideraram utilizar o método no projeto de construção da primeira bomba atômica, fazendo a simulação de problemas probabilísticos relacionados ao coeficiente de difusão do nêutron em determinados materiais (HAMMERSLEY; HANDSCOMB, 1964).

O Método de Monte Carlo é uma das ferramentas mais utilizadas para pesquisa e desenvolvimento na área médica atualmente, tanto para o diagnóstico por imagem, quanto para a radioterapia. O que motiva esta larga utilização é, principalmente, a capacidade do método em simular o transporte de variados tipos de radiação, calculando as suas interações em diversos espectros de energia, materiais e em geometrias complexas, como é o caso do organismo humano. Além disso, a dificuldade para realizar medições internas nos pacientes, o desenvolvimento de diversos modelos antropomórficos detalhados para o ser humano e o avanço dos meios computacionais, permitindo cálculos cada vez mais rápidos, são outros fatores que contribuem para esta alta utilização (YORIYAZ, 2009).

A solução do problema do transporte de radiações em um meio pode ocorrer de duas formas: determinística e probabilística. Na solução determinística, para se chegar às soluções analíticas para equações gerais complexas são realizadas

grandes aproximações. Com isso, o resultado obtido é menos fiel a realidade, porém não necessita de grande poder computacional para a realização dos cálculos.

Já na solução probabilística, são repetidas simulações de eventos individuais, em um modelo similar ao sistema real, um número grande de vezes, o que exige um maior poder de processamento computacional. Posteriormente é realizada uma análise estatística dos resultados obtidos para obter-se a resposta desejada. O Método de Monte Carlo se encaixa no grupo das soluções probabilísticas.

3.2 Fundamentos do Método de Monte Carlo

A grande vantagem da utilização do Método de Monte Carlo em relação às outras formas de solução é a possibilidade de resolução de problemas relacionados a proteção radiológica, a criticalidade de um reator nuclear, a blindagem, a física médica, que envolvem geometria complexa, material heterogêneo, entre outras possibilidades. A principal desvantagem do uso desse método é a necessidade de que os cálculos sejam feitos em computadores potentes, com alta capacidade de processamento, devido à demanda de realização de um número muito maior de repetições de cálculos que os métodos determinísticos, para que se consiga minimizar o erro associado.

O uso do Método de Monte Carlo inicia-se na criação, pelo usuário, de um modelo tão similar ao sistema real quanto for possível. A partir desse modelo, simulam-se eventos nesse sistema, baseados em probabilidades de ocorrência. À medida que o número de histórias simuladas (amostras) aumenta, diminui-se a incerteza estatística do resultado obtido, ou seja, a partir do acompanhamento de um grande número de eventos individuais é realizada as estimativas das variáveis de interesse. Os valores médios obtidos dessas simulações fornecem as respostas desejadas.

Em se tratando do transporte da radiação em códigos baseados no método de Monte Carlo, toda a história da partícula (ou radiação) simulada é caracterizada por processos randômicos, de acordo com dados obtidos por fenômenos físicos reais observados em laboratório. No transporte da radiação em um meio, a “vida” da partícula é acompanhada desde o “nascimento” até a “morte”, ocorrendo diversos processos randômicos durante este processo. A distância até a próxima interação e o

tipo de interação são determinados por amostragem de distribuições de probabilidades conhecidas (dados experimentais).

3.2.1 Estrutura de Operação de um Código Baseado no Método de Monte Carlo

A estrutura de operação básica de um código baseado no Método de Monte Carlo será descrita a seguir. O processo se inicia através da geração de uma série de números aleatórios (pseudoaleatórios), uniformemente distribuída em um determinado intervalo de interesse. Esses números aleatórios podem corresponder a qualquer conjunto numérico de interesse. Esta sequência de números aleatórios será utilizada para produzir uma outra sequência, que será distribuída conforme uma função massa de probabilidade (*probability mass function* ou pmf) ou uma função densidade de probabilidade (*probability density function* ou pdf) que descreva o processo de interesse, como descrito mais abaixo. O tipo de função que descreve o processo depende da variável envolvida, ou seja, se a variável é discreta ou contínua. Em suma, os números aleatórios gerados são utilizados para gerar uma amostragem aleatória das funções de probabilidade que descrevem determinado processo.

Estas amostragens calculadas são, então, utilizadas para o cálculo do resultado de interesse. Os valores encontrados nestas amostragens podem ser considerados como medições simuladas, tornando possível estimar a probabilidade de que estes valores estejam em uma determinada região. Após a execução de um determinado número de simulações (histórias), o resultado desejado será obtido por uma da estimativa do valor médio das grandezas observadas. Por se tratar de um valor médio, pode-se concluir que quanto maior for a amostragem, ou quanto maior for o número de histórias simuladas, menor será o erro estatístico (variância) deste resultado. A Figura 3.1 mostra um esquema da estrutura de operação do Método de Monte Carlo.

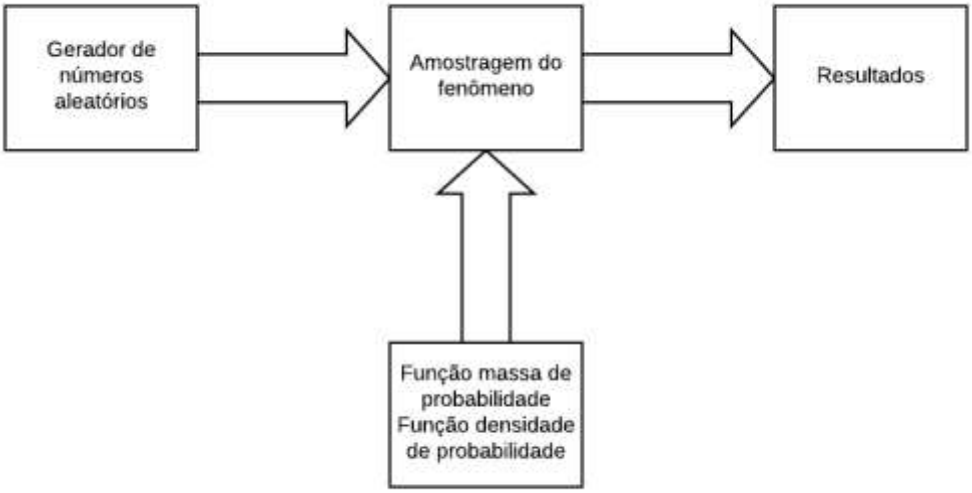


Figura 3.1 - Estrutura de operação de um código baseado no Método de Monte Carlo.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

Todavia, uma sequência de números verdadeiramente aleatórios é bem complexa de ser obtida. Por este motivo, normalmente são utilizados algoritmos para obtenção de números pseudoaleatórios, que podem ser considerados números aleatórios de forma simplificada. O procedimento para determinação de um conjunto de números aleatórios é descrito pela Figura 3.2.

Figura 3.2 - Algoritmo de obtenção do conjunto de números aleatórios.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

Inicialmente, uma semente é sorteada em um conjunto finito de números e, sendo operada através de um algoritmo, irá gerar um número aleatório. Este número gerado normalmente é reutilizado no algoritmo, gerando um novo número aleatório que, sendo reutilizado gerará novamente um novo número aleatório. Portanto, cada uma das sementes sorteadas possibilita a geração de um conjunto de números aleatórios.

Caso um número se repita, é possível que os resultados posteriores também se repitam, perdendo a aleatoriedade da sequência. Para evitar este problema, existem

mecanismos que podem ser utilizados no algoritmo, como por exemplo o sorteio de uma nova semente. Com isso, é necessário realizar uma boa escolha das sementes e do algoritmo para a obtenção de uma boa sequência de números aleatórios.

O sorteio da semente deve ser realizado por algum processo aleatório, como, por exemplo, o lançamento de um dado ou o giro de uma roleta. Em computadores, é comum o uso da hora do sistema para efetuar a escolha da semente. No caso de um relógio com uma precisão de centésimos de segundo, dentro de um segundo haverá um conjunto de 100 sementes disponíveis para sorteio (de 00 até 99 centésimos de segundo).

Uma semente, após ser sorteada, é utilizada como entrada em um algoritmo. Um algoritmo nada mais é do que uma sequência finita de instruções, que devem ser bem definidas e não ambíguas, além de também ser de possível execução, mecânica ou eletronicamente, em uma quantidade de tempo e de esforço finitos (KNUTH, 1997). Um algoritmo representa os passos necessários para realizar uma tarefa, tal qual uma receita culinária, e não se trata necessariamente de um programa computacional, podendo ser implementado tanto por um computador, quanto por um ser humano.

Como já descrito anteriormente neste capítulo, nos códigos baseados no método de Monte Carlo os algoritmos recebem uma semente como valor inicial de entrada, gerando um número aleatório que, por sua vez, realimenta o algoritmo e gera um outro número aleatório e assim sucessivamente. Além disso, ainda é realimentado com a escolha de novas sementes, ampliando ainda mais a quantidade de números aleatórios gerados. Um exemplo de algoritmo muito empregado é o Gerador Congruente Linear (ou GCL) de Lehmer, apresentado em 1949 (PAYNE; RABUNG; BOGYO, 1969).

3.2.2 Amostragem do Fenômeno

A amostragem do fenômeno é realizada através da utilização de uma função massa de probabilidade (pmf) ou de uma função densidade de probabilidade (pdf). Essas funções descrevem o processo físico de interesse. A simulação é feita a partir de amostragens dos fenômenos descritos por estas funções, através da utilização dos números aleatórios gerados pelo algoritmo.

A utilização da função massa de probabilidade ou da função densidade de probabilidade depende do tipo de variável aleatória envolvida. A noção de variável aleatória é fundamental, em estatística e métodos quantitativos em geral, para representar fenômenos incertos, de forma consistente com os resultados fundamentais da teoria de probabilidades (AZEVEDO-FILHO, 2009).

Uma variável aleatória pode assumir diferentes valores numéricos, definidos para cada evento dentro de um certo espaço amostral, cada qual com uma probabilidade de ocorrência associada. Estas variáveis aleatórias podem ser discretas ou contínuas.

Uma variável aleatória é discreta quando o número de valores possíveis de serem assumidos é finito ou infinito enumerável, como, por exemplo, os valores das faces de um dado. Já uma variável aleatória contínua pode assumir um conjunto infinito não enumerável de valores dentro de um determinado intervalo ou série de intervalos, como por exemplo o tempo de duração de uma conversa telefônica (LIMA, 2014).

A função massa de probabilidade é uma função que descreve a probabilidade de ocorrência de variáveis aleatórias discretas. Por exemplo, seja o lançamento de uma moeda, são dois os resultados possíveis: cara ou coroa. Pode-se assumir, para uma variável aleatória discreta x, que:

- Se der cara: $x = 0$;
- Se der coroa: $x = 1$.

A probabilidade de ocorrência, para uma moeda “não viciada”, será de 50% de chance para cada um desses eventos, ou seja:

- $p(x = 0) = \frac{1}{2}$;
- $p(x = 1) = \frac{1}{2}$.

Note que $p(0) + p(1) = 1$. Em suma, $p(x)$ nada mais é do que a função massa de probabilidade da variável x. A função massa de probabilidade também pode ser definida como uma probabilidade acumulada. Pegando como exemplo o lançamento de um dado “não viciado”, a probabilidade de se obter cada uma das faces como resultado é de 1/6, como é mostrado no gráfico da Figura 3.3.

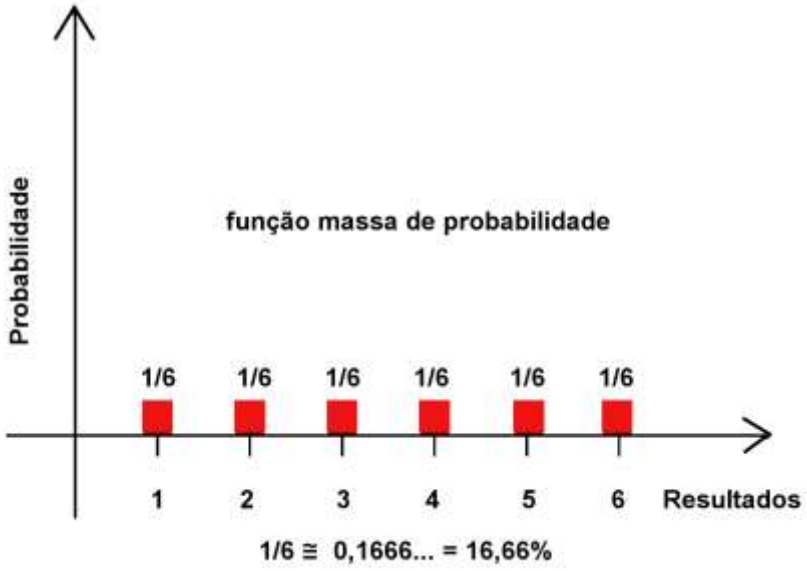


Figura 3.3 - Função massa de probabilidade para o lançamento de um dado.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

A função massa de probabilidade acumulada $F(x)$ é igual à probabilidade de que a variável aleatória x assuma um valor inferior ou igual a um determinado resultado. Desta forma, é obtido o gráfico da Figura 3.4.

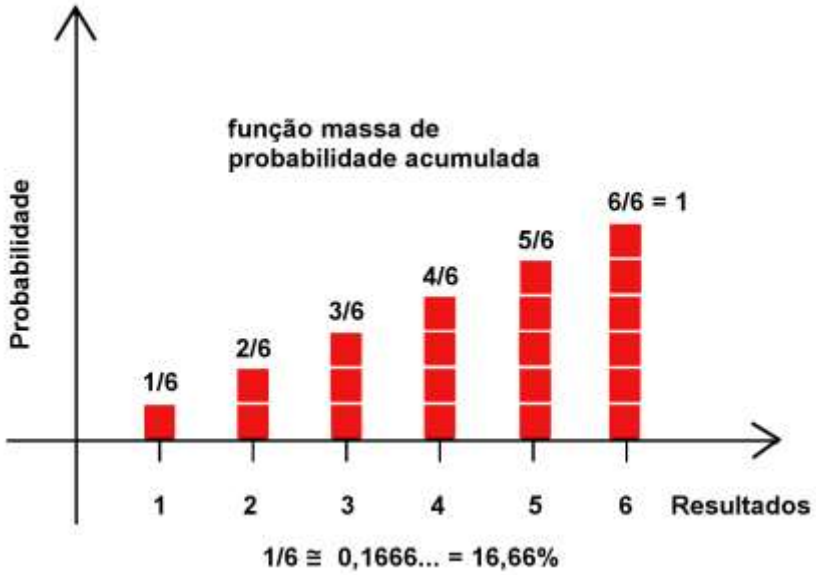


Figura 3.4 - Função massa de probabilidade acumulada para o lançamento de um dado.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

Onde:

$$F(x) = \begin{cases} 1/6 = 0{,}17 \quad se \quad resultado = 1 \\ 2/6 = 0{,}33 \quad se \quad resultado = 2 \\ 3/6 = 0{,}50 \quad se \quad resultado = 3 \\ 4/6 = 0{,}67 \quad se \quad resultado = 4 \\ 5/6 = 0{,}83 \quad se \quad resultado = 5 \\ 6/6 = 1{,}00 \quad se \quad resultado = 6 \end{cases} \tag{3.1}$$

A partir da função massa de probabilidade acumulada, é gerado o gráfico da Figura 3.5, e o método de Monte Carlo utiliza a geração de números aleatórios para sortear um evento.

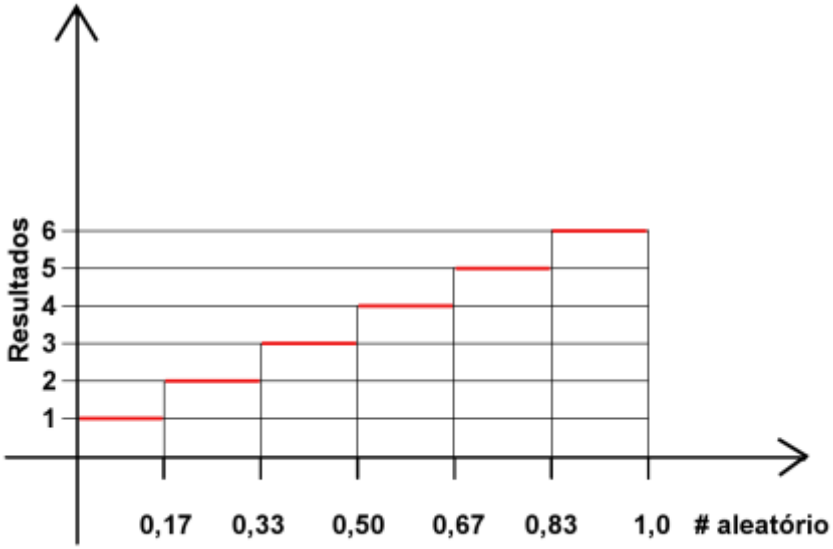


Figura 3.5 - Amostragem do fenômeno por números aleatórios.

Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

- para # aleatório = 0,05 => Resultado (Amostra) = 1
- para # aleatório = 0,53 => Resultado (Amostra) = 4
- para # aleatório = 0,80 => Resultado (Amostra) = 5

Já quando se trata de uma variável aleatória contínua, esta pode assumir um número infinito de valores dentro de um intervalo. Pode-se utilizar, como exemplo, o tempo de duração de uma bateria. Este tempo pode variar dentro de um certo intervalo e também pode assumir valores dependendo do grau de precisão do instrumento que medir esta grandeza.

Desta forma, define-se que a probabilidade de uma variável aleatória X assumir um valor qualquer dentro do intervalo $[a, b]$, através de uma função f oportunamente escolhida, de acordo com a natureza dos dados obtidos do evento analisado, como sendo a área abaixo do gráfico de f, delimitada pelo eixo x e pelas retas $x = a$ e $x = b$ (Figura 3.6).

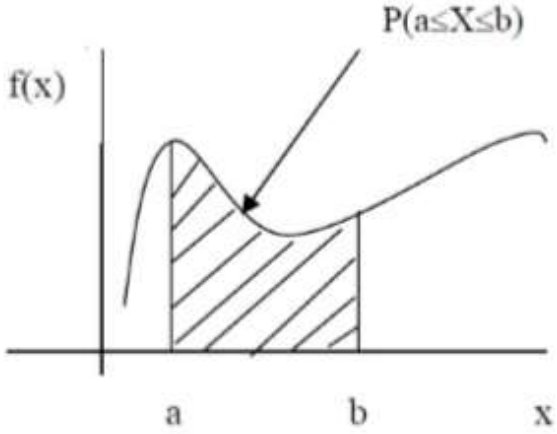


Figura 3.6 - Gráfico da função f.
Fonte: LIMA, 2014.

A função densidade de probabilidade é definida para $f(x) \geq 0$ tal que (GUIDORIZZI, 2000):

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x)dx = 1 \tag{3.2}$$

Diz-se que uma variável aleatória é contínua se, para todo a real, a probabilidade de $X = a$ for zero. Ou seja, se X é uma variável aleatória que admite função densidade de probabilidade f:

$$P(X = a) = \int_{a}^{a} f(x)dx = 0 \tag{3.3}$$

Da mesma forma, com as variáveis contínuas, temos a função densidade de probabilidade acumulada, que é obtida a partir da função densidade de probabilidade do fenômeno analisado. Utilizando como exemplo o gráfico de energia dos nêutrons de fissão, através de uma normalização é obtido o gráfico da Figura 3.7, o que permite obter o gráfico da função densidade de probabilidade acumulada (Figura 3.8).

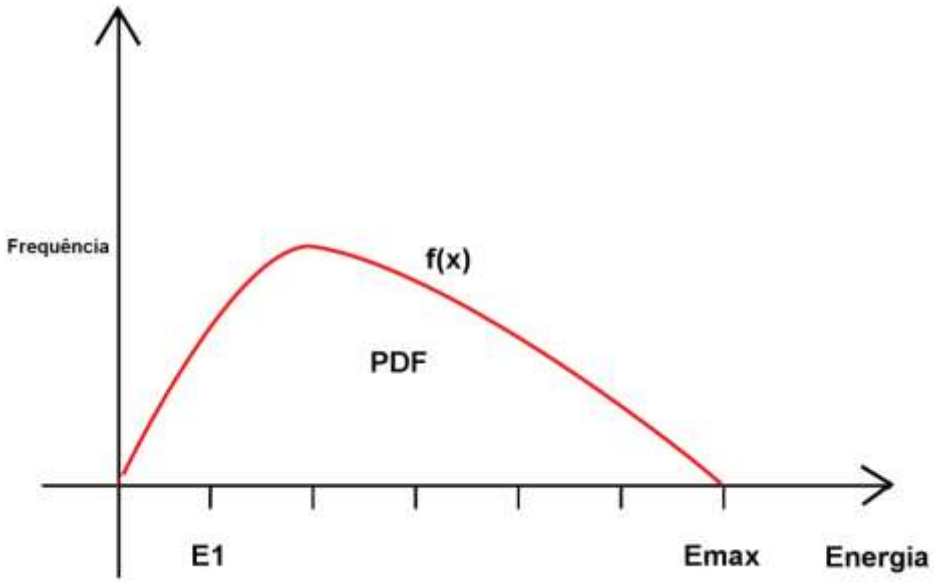


Figura 3.7 - Função densidade de probabilidade normalizada.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

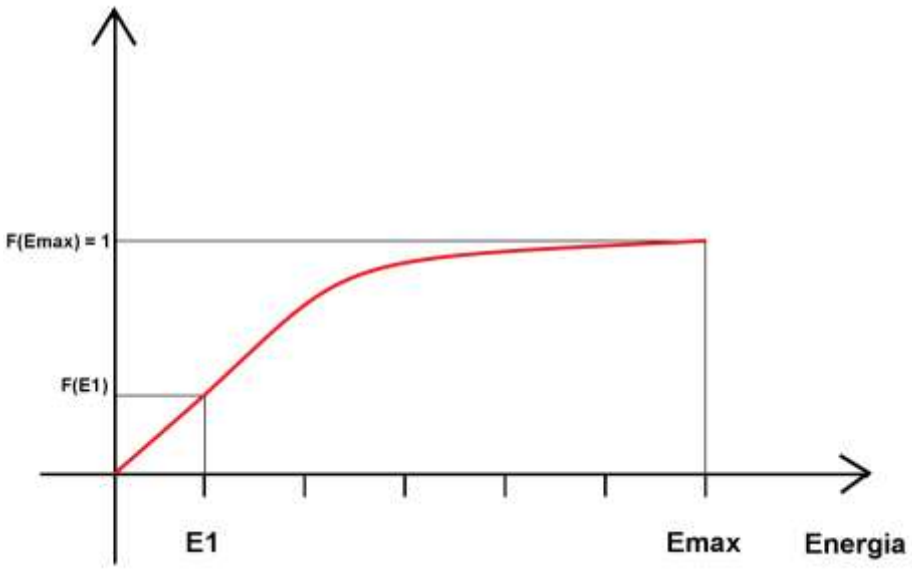


Figura 3.8 - Função densidade de probabilidade acumulada.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

A partir da função densidade de probabilidade acumulada, o método de Monte Carlo relaciona, como mostra a Figura 3.9 os números aleatórios gerados pelo algoritmo para sortear um evento, no caso, a energia do nêutron.

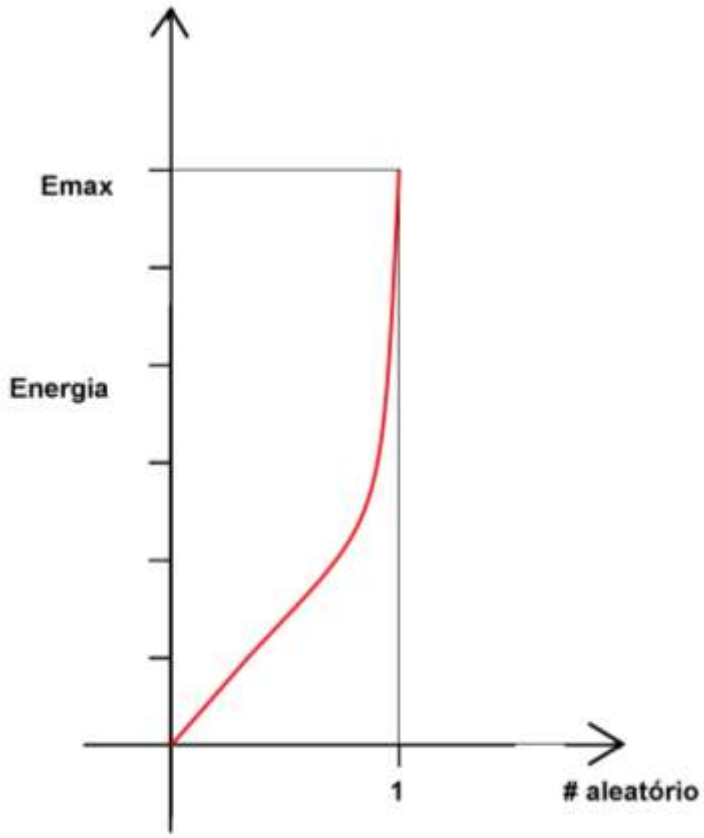


Figura 3.9 - Amostragem do fenômeno por números aleatórios.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

3.3 MCNP – *Monte Carlo N-Particle*

O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) para resolução de problemas de transporte de radiação surgiu de um trabalho no Laboratório de Los Alamos, nos Estados Unidos, durante a segunda guerra mundial (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). Ao longo dos anos, foram desenvolvidas diversas versões do código, cada vez mais sofisticadas e abrangentes. Neste trabalho são citados os códigos MCNP5 e MCNPX, que foram os códigos disponíveis para realização dos cálculos das simulações necessárias.

O MCNP5 (*Monte Carlo N-Particle*, versão 5) é uma versão do código *Monte Carlo N-Particle* para resolução de problemas nucleares envolvendo fótons, nêutrons e elétrons, incluindo cálculos de criticalidade (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). Este código permite o uso de geometrias tridimensionais, materiais compostos por praticamente quaisquer nuclídeos e densidades livremente definidas pelo usuário. O

MCNPX (*Monte Carlo N-Particle Extended*) é uma versão sucessora do MCNP5, que foi criada com o objetivo de estender o código com o intuito de abranger, além de fótons, nêutrons e elétrons, mais de 30 diferentes tipos de partículas (nucleons e íons) em praticamente quaisquer energias (PELOWITZ, 2011). O MCNPX adicionou ao MCNP5 alguns recursos como: melhorias nos modelos físicos das simulações, extensão das bibliotecas de nêutrons, fótons, elétrons e reações fotonucleares até 150 MeV e novas técnicas de redução de variância e análise de dados.

3.3.1 Acompanhamento de Partículas

O acompanhamento da história de uma partícula começa na fonte. Primeiramente, o programa sorteia um número aleatório para amostrar as características básicas, como a energia da partícula e a sua direção, a partir de distribuições de probabilidade pré-definidas. Em seguida, a trajetória será acompanhada e um novo número aleatório será sorteado para definir a distância até a próxima interação. Caso ocorra uma mudança de meio durante essa trajetória, o programa realiza novos cálculos com base neste novo meio. Ao chegar no local da interação, são gerados novos números aleatórios para definir qual tipo de interação ocorrerá, se houver. Caso surjam novas partículas desta interação, estas são guardadas para posterior acompanhamento. Este processo é repetido um número grande de vezes, obtendo-se a resposta desejada através de uma média dos resultados e de uma medida da incerteza associada.

Na Figura 3.10 temos uma ilustração de possíveis interações para o caso do acompanhamento de um nêutron incidente sobre um meio multiplicativo. Ao incidir no meio, em 1 ocorre o espalhamento deste nêutron para 2 e a produção de um fóton na direção 7, que será armazenado para análise posterior. Continuando o acompanhamento do nêutron espalhado, em 2 ocorre uma fissão, onde este nêutron desaparece e da origem a dois novos nêutrons, nas direções 3 e 4, e um fóton, na direção 5. Um dos nêutrons e o fóton são armazenados na memória. O nêutron que seguiu para a direção 3 é capturado, encerrando assim a sua história. Voltando para as partículas que ficaram armazenadas, o nêutron que foi para a direção 4 foge dos limites do sistema, também encerrando sua história. O fóton que foi para a direção 5 sofre um espalhamento para a direção 6 e, por fim, também escapa do sistema dando

fim a sua história. Por último, o fóton que foi para a direção 7 é capturado, encerrando sua história.

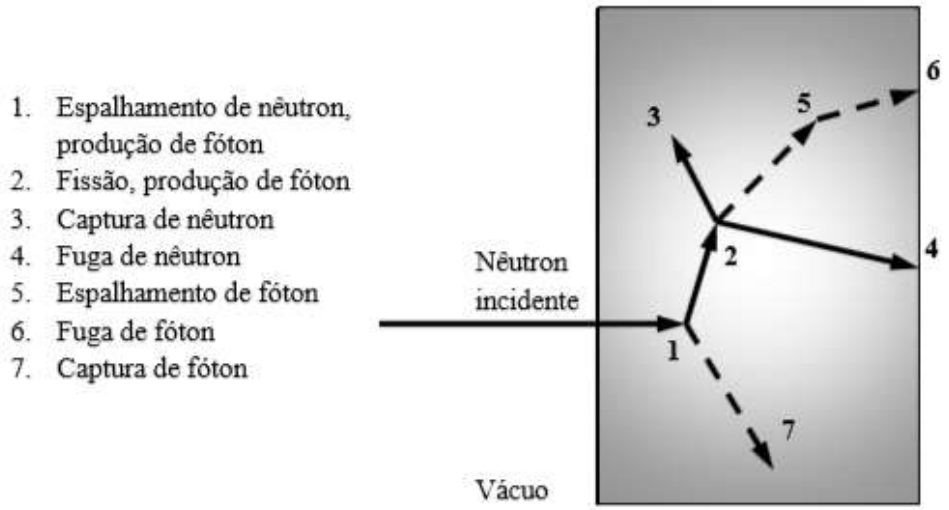


Figura 3.10 - Exemplo de acompanhamento de um nêutron incidente em um meio multiplicativo.
Fonte: MEDEIROS, 2018.

3.3.2 Estrutura de Funcionamento do MCNP

A entrada de dados do MCNP é através da criação, pelo usuário, de um arquivo chamado *input*, que contenha as informações detalhadas do problema simulado. Este arquivo deve incluir a geometria do problema, as definições dos materiais utilizados e das bibliotecas de seções de choque, as características da fonte, possíveis técnicas de redução de variância para auxiliar a execução dos cálculos, parâmetros de execução como a importância relativa das radiações acompanhadas e os tipos de respostas desejadas. A Figura 3.11 mostra esta estrutura de forma simplificada.

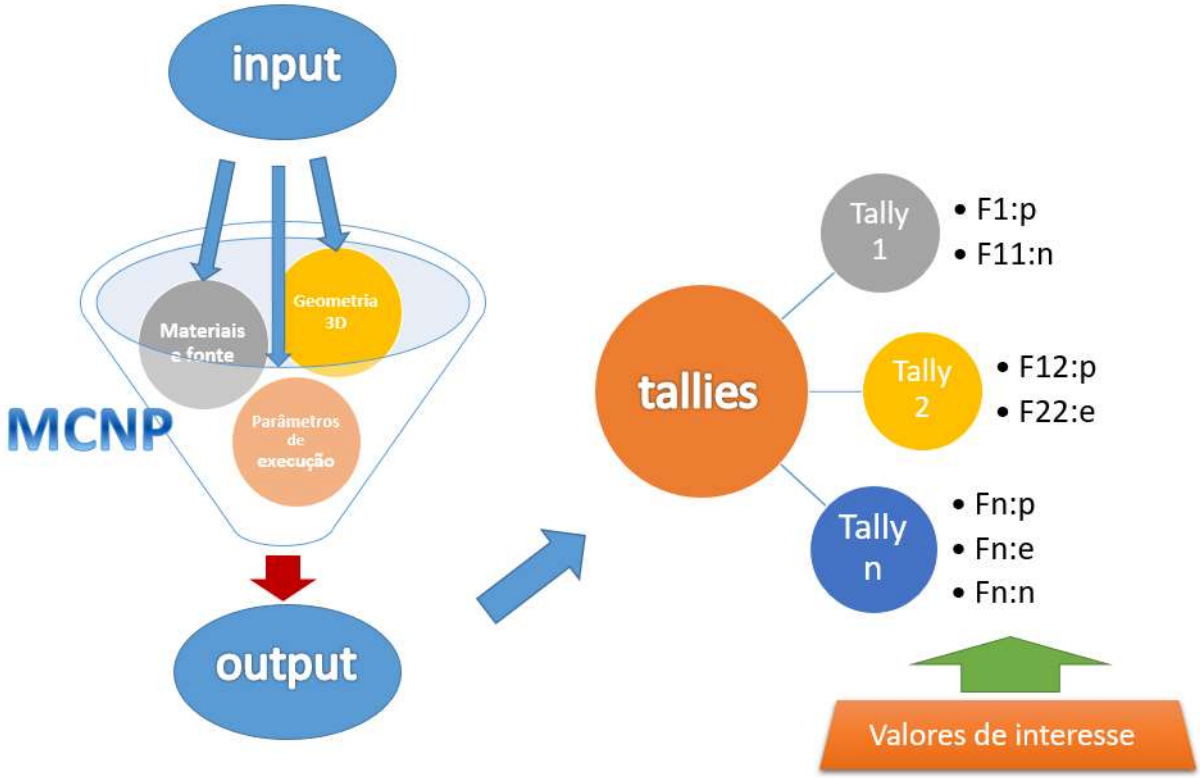


Figura 3.11 - Estrutura de funcionamento do MCNP.
Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018.

O arquivo de input é estruturado em três blocos: bloco de células, bloco de superfícies e bloco de dados, cada um deles composto por linhas de comando chamadas de cartões. O primeiro destes blocos, o bloco de células, é utilizado para definir a geometria do problema, através da definição de cada célula, em três dimensões e coordenadas cartesianas. Uma célula corresponde a uma região delimitada por superfícies geométricas, a qual se atribui um material, densidade e importância relativa. A Figura 3.12 ilustra uma geometria definida por três células, e a região 4 corresponde ao chamado “resto do mundo”, região que está fora do volume de controle do sistema. Todas as regiões dentro do volume de controle devem ser definidas por células de volume finito. As células também podem ser formadas utilizando os operadores booleanos união, interseção e complemento.

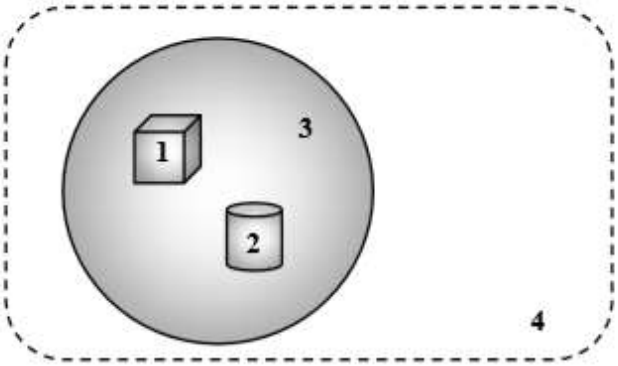


Figura 3.12 - O volume de controle e o “resto do mundo”.
Fonte: MEDEIROS, 2018.

O bloco de superfícies é utilizado para especificar as superfícies geométricas do problema. Estas superfícies são utilizadas no bloco de células para delimitar as células e o volume de controle. O MCNP conta com 27 tipos de superfícies para utilização como planos, esferas, cilindros, entre outros. Os tipos de superfícies e comandos utilizados para referenciar cada um constam na Tabela 3.1.

Além destas superfícies básicas, também está disponível para uso no MCNP sólidos geométricos chamados de macrocorpos. Os macrocorpos disponíveis no MCNP estão listados na Tabela 3.2. Superfícies e macrocorpos podem ser combinados através dos operadores booleanos para definição de cada uma das células de um determinado problema.

O último bloco do arquivo de *input*, chamado de bloco de dados, contém os cartões (linhas de comando) que definem os tipos de partículas acompanhadas, os materiais que compõem as células, as características da fonte, os controles dos modelos físicos utilizados, as bibliotecas de seções de choque, as técnicas de redução de variância, as respostas desejadas, entre outros parâmetros necessários para a execução do problema.

Tabela 3.1 - Cartões de superfície do MCNP

Tipo de superfície		**Comando**
Plano	Geral	P
	Normal ao eixo x	PX
	Normal ao eixo y	PY
	Normal ao eixo z	PZ
Esfera	Geral	S
	Centro na origem	SO
	Centro no eixo x	SX
	Centro no eixo y	SY
	Centro no eixo z	SZ
Cilindro	Paralelo ao eixo x	C/X
	Paralelo ao eixo y	C/Y
	Paralelo ao eixo z	C/Z
	Sobre o eixo x	CX
	Sobre o eixo y	CY
	Sobre o eixo z	CZ
Cone	Paralelo ao eixo x	K/X
	Paralelo ao eixo y	K/Y
	Paralelo ao eixo z	K/Z
	Sobre o eixo x	KX
	Sobre o eixo y	KY
	Sobre o eixo z	KZ
Elipsóide/Hiperbolóide/Parabolóide	Eixos paralelos a x, y ou z	SQ
Cilindro/Cone Elipsóide/Hiperbolóide/Parabolóide	Eixos não paralelos a x, y ou z	GQ
Torus elíptico Torus circular	Paralelo ao eixo x	TX
	Paralelo ao eixo y	TY
	Paralelo ao eixo z	TZ
Definida por pontos		XYZP

Fonte: SHULTIS; FAW, 2006.

Tabela 3.2 - Cartões de macrocorpos do MCNP

Macrocorpo	**Comando**
Caixa ortogonal	BOX
Paralelepípedo retangular	RPP
Esfera	SPH
Cilindro reto de base circular	RCC
Prisma hexagonal reto	RHP ou HEX
Cilindro reto de base elíptica	REC
Tronco de cone reto	TRC
Elipsóide	ELL
Cunha	WED
Poliedro arbitrário	ARB

Fonte: SHULTIS; FAW, 2006.

3.3.3 Dados Nucleares – Seções de Choque

O código MCNP não é capaz de realizar os cálculos a que se propõe sem a utilização de tabelas de dados nucleares apropriadas. Nove tipos de tabelas de dados estão disponíveis para o código, dentre elas (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003):

- dados de reações com nêutrons (com energia contínua e discreta);
- dados de interações fotoatômicas (energia contínua);
- dados de interações fotonucleares (energia contínua);
- seções de choque para dosimetria de nêutrons;
- dados de espalhamento térmico S(α,β) de nêutrons;
- dados multigrupo de nêutrons e de nêutrons/fótons acoplados e partículas carregadas "mascaradas" de nêutrons;
- dados multigrupo de fótons e dados de interações com elétrons.

Problemas que envolvam a interação de fótons ou de elétrons são de natureza atômica, portanto, não necessitam de tabelas de dados diferentes para isótopos de um mesmo elemento. Já para os problemas que envolvem nêutrons e interações fotonucleares, cada isótopo presente necessitará de tabela de dados específica.

Cada tabela de dados nucleares disponível para o MCNPX é listada em um arquivo denominado XSDIR. Este arquivo contém dados de massa nuclear, os caminhos para os arquivos de seções de choque e as posições dos dados dos nuclídeos dentro daquele arquivo. Existe uma grande variedade de dados de bibliotecas de seções de choque, provenientes de múltiplas fontes de informações e diferentes parâmetros utilizados em sua obtenção. Salvo indicação em contrário, as seções de choque obtidas da biblioteca ENDF/B-VII foram utilizadas para todos os materiais envolvidos neste trabalho.

3.3.4 Interações de Fótons

As amostragens feitas pelo MCNP para determinação do nuclídeo com o qual um fóton irá interagir, a captura análoga e implícita, e outros aspectos das interações dos fótons, como, por exemplo, a redução de variância, são similares ao que é feito para nêutrons. Entretanto, a física das colisões é completamente diferente, e o usuário tem

a possibilidade de escolher, entre os modelos disponíveis, qual se adequa melhor ao problema simulado.

O código MCNP dispõe de dois modelos de interação para fótons, um denominado física simples e outro física detalhada. O tratamento de física simples é direcionado a problemas de fótons de altas energias ou em que elétrons estão “livres”, onde a energia do fóton é tão alta que a energia de ligação do elétron é desconsiderada, em que o espalhamento dos fótons é considerado praticamente “para frente”, e ignora o espalhamento coerente (Thomson) de fótons e a produção de fótons de fluorescência gerados no efeito fotoelétrico.

Já o tratamento de física detalhada inclui o efeito fotoelétrico, o efeito Compton, a produção de pares (apenas no campo nuclear), o espalhamento coerente, a produção de fótons de fluorescência após a absorção fotoelétrica e sempre utiliza o processo de captura análoga. A produção de fotonêutrons também é possível para os nuclídeos que possuem dados de interações fotonucleares disponíveis. O tratamento detalhado foi utilizado neste trabalho.

3.3.5 Interações Fotonucleares

O limite de energia para esse tipo de interação no código é de 150 MeV. Ainda há uma relativa falta de bibliotecas contendo seções de choque para esse tipo de reação e, por isso, é permitido ao usuário ligar ou desligar as interações fotonucleares por meio do ajuste do quarto parâmetro do cartão PHYS:P.

Através deste cartão também é possível definir as colisões fotonucleares como forçadas ou não forçadas. Quando não há colisões forçadas, cada evento de colisão corresponde a uma interação fotoatômica, ou uma interação fotonuclear. Quando há colisões forçadas, a partícula, ao colidir, é dividida em duas partes, onde uma sofre interação fotoatômica e outra sofre interação fotonuclear, de acordo com a probabilidade de ocorrência de cada uma. Esta definição torna possível melhorar a amostragem de nêutrons secundários em regiões distantes da fonte de fótons, agilizando, assim, o tempo de execução de uma simulação.

3.3.6 Interações de Elétrons

O efeito das forças coulombianas envolvidas no transporte de elétrons, as quais possuem um longo alcance, resultam em uma quantidade muito grande de pequenas interações dos elétrons com o meio, em contraste com as poucas interações de fótons e nêutrons. Por exemplo, para diminuir sua energia de 0,5 MeV para 0,0625 MeV, em um meio de alumínio, um nêutron precisaria de, aproximadamente, 30 colisões, um fóton precisaria de menos que 10 colisões e um elétron precisaria de, aproximadamente, 10^5 interações. Em suma, o custo computacional exigido para o acompanhamento de cada uma das interações de um elétron seria demasiadamente grande, o que tornaria inviável a aplicação do método de Monte Carlo.

Para resolver este problema, foi criado o método de Monte Carlo de histórias condensadas. De acordo com o manual do MCNP, o caminho de um elétron em seu processo de perda de energia é dividido em vários “passos”, os quais devem ser longos o suficiente para permitir diversas colisões e curtos o suficiente para que a perda média de energia em cada passo seja pequena. Com isso, a perda de energia e deflexão angular de um elétron em cada passo pode ser amostrada por distribuições de probabilidades baseadas em teorias de múltiplos espalhamentos.

3.3.7 Definição de Materiais

No MCNP os materiais são definidos através das frações relativas dos elementos e/ou nuclídeos que os compõem. Um mesmo material pode ser usado em várias células diferentes, com diferentes densidades, embora cada material receba um número único de identificação no bloco de dados. No arquivo de *input*, números negativos indicam frações em massa (em g/cm^3) e números positivos indicam frações atômicas (em unidades de 10^{24} átomos/cm^3).

A designação dos elementos ou nuclídeos constituintes de um material é feita por meio de um identificador chamado ZAID, onde ZZZ é o número atômico e AAA o número de massa. Para problemas envolvendo apenas fótons e elétrons ou para elementos em sua composição natural a escolha de isótopos é irrelevante e o identificador ZAID é especificado apenas como ZZZ000. Para o caso de transporte de nêutrons, é necessário especificar cada nuclídeo presente no material.

3.3.8 Respostas Calculadas (*Tallies*)

As grandezas calculadas no MCNP são chamadas coletivamente de *tallies*, os quais são identificados por tipo e por partícula, podendo estar relacionados a uma única ou a várias células. Existem sete grupos de *tallies* básicos disponíveis para o usuário, todos relacionados direta ou indiretamente com o cálculo do fluxo de partículas em um determinado ponto ou região. Todo *tally* é normalizado "por partícula emitida pela fonte", correspondendo a uma média (MEDEIROS, 2018). A Tabela 3.3 lista os *tallies* disponíveis no código.

Tabela 3.3 - *Tallies* disponíveis no MCNP.

Tally	Quantidade Física	Unidade
F1	corrente total através de uma superfície	partículas
F2	fluxo médio através de uma superfície	partículas/cm^2
F4	fluxo médio 64mu ma célula (volume)	partículas/cm^2
F5	fluxo em um detector pontual	partículas/cm^2
F6	energia total depositada 64mu ma célula	MeV/g
F7	energia total de fissão depositada numa célula	MeV/g
F8	pulsos de energia E_D	pulsos

Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018; SHULTIS; FAW, 2006.

Os *tallies* podem, ainda, ser modificados por um asterisco ou um sinal positivo, conforme mostra a Tabela 3.4.

Tabela 3.4 - *Tallies* modificados.

Tally	Quantidade Física	Unidade
*F1	corrente total através de uma superfície	MeV
*F2	fluxo médio através de uma superfície	MeV/cm^2
*F4	fluxo médio 64mu ma célula (volume)	MeV/cm^2
*F5	fluxo em um detector pontual	MeV/cm^2
*F6	energia total depositada 64mu ma célula	jerks/g
*F7	energia total de fissão depositada numa célula	jerks/g
*F8	E_D x pulsos de energia E_D	MeV
+F8	$\pm W_C$, no canal E_D	carga

Fonte: MEDEIROS; REBELLO, 2018; SHULTIS; FAW, 2006.

O *tally* mais largamente utilizado neste trabalho foi o *F8. Este *tally* calcula a energia média depositada em uma célula. O *tally* F8 fornece a distribuição de energia de pulsos criados pela radiação em uma determinada célula. Cada intervalo de

energia, previamente definido pelo usuário, acumula a energia depositada em uma mesma célula vindas de todas as subdivisões de uma mesma história. Em um *tally* F8, semelhante ao que acontece em um multicanal, o resultado é o número de vezes que foram contadas partículas que depositaram energia correspondente ao intervalo definido. Já o *tally* *F8 multiplica essa contagem pela energia da partícula que a gerou, como ocorre em um detector. Cada vez que uma partícula cruza a fronteira de uma célula, é realizado um balanço de energia onde a diferença é depositada na célula.

3.3.9 Estimativa de Erros

O resultado apresentado pelo MCNP é uma média dos resultados individuais de diversas histórias das partículas acompanhadas durante o problema, portanto, haverá sempre um erro estatístico, ou incerteza, associada a essa resposta.

Dois conceitos distintos, precisão e exatidão influenciam diretamente na qualidade da resposta obtida. Precisão é a incerteza devido às flutuações estatísticas dos resultados obtidos no espaço amostrado pelo processo de Monte Carlo. Para que uma dada resposta seja calculada com boa precisão no método de Monte Carlo é necessário que todas as regiões importantes do problema sejam submetidas a uma amostragem satisfatória. A exatidão é uma medida de quão perto o valor esperado obtido está da quantidade física real sendo estimada (MEDEIROS, 2018). Mesmo que a precisão seja boa, se a exatidão for ruim, a resposta obtida poderá ser completamente falsa. A diferença entre o valor real da grandeza física estimada e o valor estimado obtido é chamado de erro sistemático, e é raramente conhecido. As incertezas estimadas nos cálculos pelo Método de Monte Carlo referem-se somente à precisão do resultado, e não à sua exatidão. É possível realizar cálculos altamente precisos, mas obter respostas sem exatidão por razões diversas.

No MCNP, os resultados dos cálculos para cada *tally* são acompanhados de um valor R, chamado de erro relativo, que equivale à razão entre o desvio padrão da média amostral, $S_{\bar{x}}$, e a média amostral $\bar{x}$. O erro relativo é uma grandeza importante para avaliar a qualidade da resposta e formar intervalos de confiança ao redor da média. O Teorema do Limite Central afirma que à medida que N se aproxima do infinito há uma chance de 68% de a resposta real estar no intervalo $\bar{x}(1 \pm R)$, 95% de chance de estar entre $\bar{x}(1 \pm 2R)$ e 99% de chance de estar entre $\bar{x}(1 \pm 3R)$.

Em problemas bem modelados e executados o erro relativo deverá ser proporcional a $1/\sqrt{N}$, onde N é o número de histórias. Portanto, para diminuir à metade o erro relativo é necessário quadruplicar o número de histórias, o que demandará um custo computacional proporcionalmente maior. Por esta razão foram desenvolvidas diversas técnicas de redução de variância.

3.3.10 Redução de Variância

Para obtenção de uma resposta com a menor incerteza possível, para um número fixo de partículas, são necessárias técnicas para reduzir a variância. Como dito na seção anterior, o erro relativo é proporcional a $1/\sqrt{N}$, onde N é o número de histórias. O tempo computacional (T) também é proporcional a N. Portanto, é possível afirmar que $R = C/\sqrt{T}$, onde C é uma constante de proporcionalidade positiva. Para reduzir o erro relativo, então, uma opção é aumentar o tempo computacional, o que afeta diretamente o custo computacional e o tempo de execução de uma simulação. Outra opção passa pela redução de C através das técnicas de redução de variância.

O manual do código lista quatorze técnicas de redução de variância que estão disponíveis, divididas em quatro classes (MEDEIROS, 2018):

- Métodos de truncagem (corte): são os mais simples. Consistem em suprimir partes do espaço de amostragem consideradas irrelevantes para a obtenção da resposta desejada. Pode-se realizar cortes por posição, energia e tempo;
- Métodos de controle de população: usam a divisão ou a remoção de partículas para controlar a quantidade de partículas em várias regiões do espaço de amostragem. A técnica de remoção é denominada de “roleta russa”, onde em regiões importantes são feitas muitas amostragens de partículas com pequeno peso, ao mesmo tempo em que em regiões menos importantes são feitas poucas amostragens de partículas com maior peso;
- Métodos de amostragem modificada: alteram a amostragem estatística do problema de forma a aumentar o número de *tallies* por partícula. No MCNP incluem a transformada exponencial, captura implícita, colisões forçadas, ajuste da fonte e produção forçada de fotonêutrons;

- Métodos parcialmente determinísticos: alteram parte do acompanhamento probabilístico normal do método de Monte Carlo utilizando técnicas determinísticas. Incluem os detectores pontuais, DXTRAN e amostragem correlata.

As técnicas de redução de variância podem ser a diferença entre tornar ou não uma simulação viável computacionalmente, porém devem ser usadas com cautela. O uso incorreto de tais técnicas pode fornecer respostas altamente precisas, em um tempo curto, porém completamente erradas.

4 METODOLOGIA

4.1 Modelo Utilizado

O modelo de referência utilizado para realizar este trabalho foi desenvolvido com o código MCNP e descrito na tese de doutorado de MEDEIROS (2018). O modelo, devido a sua complexidade, pode ser dividido em quatro partes principais, sendo elas:

- O acelerador linear;
- O colimador multifolhas;
- A sala de radioterapia;
- O fantoma do paciente.

4.1.1 O Acelerador Linear

O acelerador linear utilizado no modelo é um *Varian Trilogy*. Este equipamento é projetado para trabalhar com feixes em duas energias: um feixe de 6 MV e um feixe variável de 10, 16, 23 ou 25 MV. Também há a opção de nove energias diferentes para feixes de elétrons, variando entre 4 e 22 MeV. Este acelerador linear permite o uso de diversas técnicas de radioterapia, dentre elas:

- 3D-CRT (Radioterapia 3D Conformada);
- IMRT (Radioterapia de Intensidade Modulada);
- SBRT (Terapia por Radiação de Corpo Esteriostático);
- SRS (Radiocirurgia Esteriotáxica);
- IFRT (Radioterapia Guiada por Imagem);
- RapidArc.

A operação deste equipamento se inicia com o ajuste para a produção de um feixe de elétrons com a energia desejada. Após a escolha da energia do feixe, o alvo referente a esta energia é deslocado para a região de impacto dos elétrons. O equipamento possui dois alvos e dois filtros aplanadores (*flattening filters*), um para cada energia dos elétrons primários, posicionados em uma peça em forma de disco que pode ser rotacionada. Quando o feixe de elétrons primários atinge o alvo, são

gerados fótons por *bremsstrahlung*, em uma direção preferencial paralela à direção do feixe incidente, devido a sua energia elevada.

Figura 4.1 - O acelerador linear *Varian Trilogy*.
Fonte: VARIAN

Este acelerador linear possui três etapas de colimação. O colimador primário é fixo. Já os colimadores secundários (*jaws*), são móveis, permitindo, assim, a regulagem da abertura do campo de irradiação. Ambos os colimadores primário e secundário são compostos por tungstênio. O colimador primário é construído de tal forma que permita passar um feixe cônico de fótons. Ele possui uma janela de berílio que permite filtrar fótons de baixa energia e manter o vácuo ao redor do alvo. Este feixe, então, atravessa o filtro aplanador, a câmara de ionização, que tem a função de controlar parâmetros de qualidade e calibrar a taxa de dose do feixe, e o espelho de *mylar*, que é utilizado para auxiliar no posicionamento do paciente.

O feixe será novamente conformado ao passar pelos colimadores secundários, onde será obtido um campo quadrado ou retangular. Os colimadores secundários nada mais são do que blocos sólidos de tungstênio, que se movem aos pares. O par de blocos mais próximo ao alvo faz um movimento de rotação a partir dele. O outro par realiza, além do movimento de rotação parecido com o do primeiro par, um movimento de translação com direção ortogonal ao primeiro par. O movimento dos

colimadores secundários é tal que suas faces internas permanecem direcionadas ao ponto de impacto do feixe de elétrons primários. Os colimadores secundários também auxiliam na blindagem radiológica dos componentes eletrônicos do colimador multifolhas, que efetua a terceira colimação, conformando o feixe terapêutico de radiação à anatomia do órgão a ser tratado, e será descrito na seção seguinte.

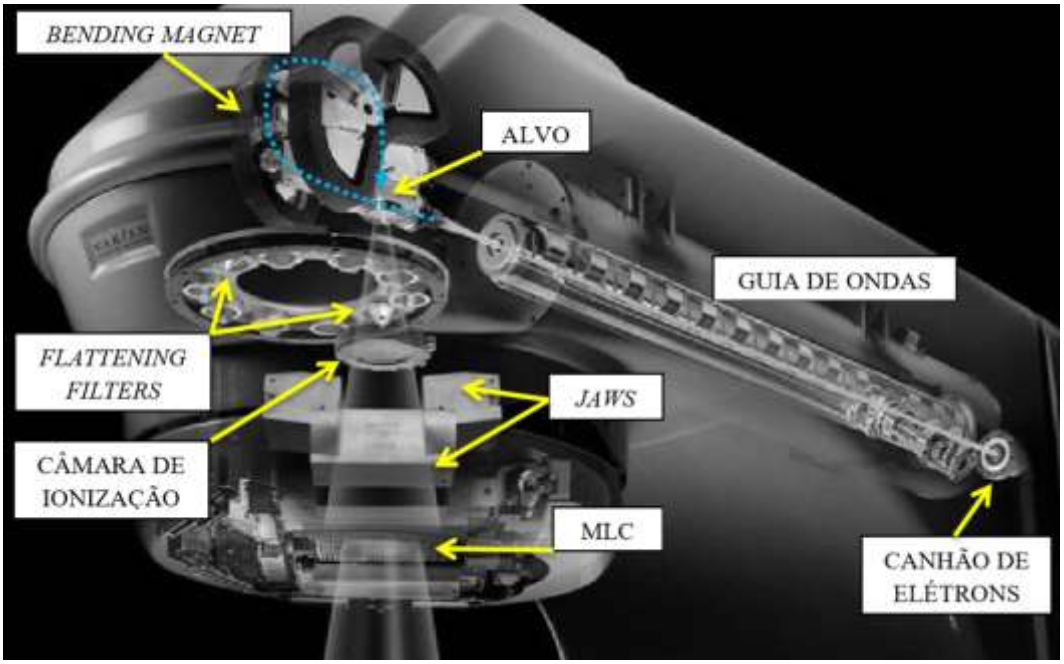


Figura 4.2 - Componentes do acelerador linear *Varian Trilogy*.
Fonte: MEDEIROS, 2018

4.1.2 O Colimador Multifolhas

O colimador multifolhas (MLC) utilizado no modelo é o MLC *Varian* HD120. Ele é composto por cento e vinte lâminas de tungstênio, que podem ser transladadas individualmente, a fim de conformar o feixe de fótons à geometria da região que será irradiada. A região central é dita de alta resolução. Ela tem 8 cm de largura, com resolução de 0,25 cm, e é composta por trinta e duas folhas com 2,5 mm cada. Ainda existe, em cada lateral, duas regiões de 7 cm de largura cada, compostas por quatorze folhas, com 5 mm cada. No total o MLC soma 22 cm de largura.

Figura 4.3 - MLC *Varian* HD120.
Fonte: RON WITHERSPOON INC

As folhas do MLC são divididas em dois bancos, que também tem movimentos independentes. Esses bancos possuem um *carriage*, uma estrutura de alumínio que envolve e suporta a estrutura do conjunto das folhas e dos componentes eletromecânicos do colimador. A abertura de campo máxima que pode ser obtida com o MLC Varian HD120 é de 22 x 40 cm.

4.1.3 A Sala de Radioterapia

A sala de radioterapia, ou *bunker*, é uma estrutura construída de forma bem robusta, pois seu projeto de blindagem radiológica envolve não só o tipo, a quantidade e a energia da radiação produzida pelo acelerador linear, como também a ocupação das dependências adjacentes a sala, além de outros fatores. Geralmente possui paredes, teto e piso feitos de concreto armado, que pode ter adição de algum mineral pesado, a fim de se impedir que a radiação produzida no seu interior cause danos a pessoas que estejam fora da sala. As regiões das paredes, teto e piso que são diretamente irradiadas pelo cabeçote do acelerador linear são chamadas de barreira

primária, que faz a atenuação do feixe útil de radiação utilizado no tratamento. As regiões da sala que não sofrem irradiação direta pelo feixe são chamadas de barreira secundária, que em geral é menos espessa que a barreira primária. Esta barreira protege contra radiações espalhadas e fuga do cabeçote do acelerador linear.

O modelo de MEDEIROS (2018) inclui uma sala real de radioterapia, projetada para fazer a blindagem de um acelerador linear Varian Trilogy, operado a 10 MeV.

4.1.4 O Fantoma do Paciente

Para realizar os cálculos da dose recebida pelo paciente, é necessário utilizar algum modelo que seja capaz de representar o corpo humano com certa fidelidade, já que o uso de órgãos e tecidos *in vivo* é inviável. É comum a adoção de fantomas físicos para realização de estudos, como, por exemplo, o fantoma *Alderson Radiation Therapy* (ART). Este fantoma consiste na cabeça e no tronco de um corpo humano, nas versões masculina e feminina. Ele é construído com um material que se assemelha a constituição do corpo humano, é dividido em seções transversais de 2,5 cm de espessura e possui uma certa quantidade de buracos destinados a dosímetros para medições das distribuições de dose.

Com o advento de códigos simulam o transporte de radiação com o método de Monte Carlo, também foram desenvolvidos os fantomas virtuais. Estes fantomas são representações matemáticas da anatomia humana, que permitem a obtenção de informações dosimétricas ainda mais precisas. Inicialmente, estes fantomas eram compostos por figuras geométricas simples, porém, com o aumento do poder computacional disponível, foram evoluindo e ganhando em tamanho, resolução e complexidade, representando a anatomia humana de maneira cada vez mais fiel.

Para a proteção radiológica, o cálculo da dose efetiva é realizado a partir da dose absorvida média em diversos órgãos e tecidos do corpo de uma pessoa definida como padrão. Da mesma forma, foram estabelecidos parâmetros que definem os fantomas computacionais, do homem e da mulher, de referência para realizar o cálculo da dose efetiva. Esses fantomas de referência são baseados em imagens tomográficas e são compostos por pequenos elementos volumétricos sobrepostos, chamados de *voxels*.

Figura 4.4 - Imagem dos fantomas masculino e feminino.
Fonte: ICRP, 2010

O *voxel* de um fantoma é construído multiplicando o elemento de imagem 2D, obtido de uma tomografia computadorizada, pela espessura da fatia desejada. O tamanho do *voxel* é diretamente ligado a resolução do fantoma. Quanto menor o *voxel*, maior é a resolução do fantoma, ou seja, melhor é a representação da anatomia humana por ele. De acordo com a posição na representação de um organismo humano, cada *voxel* é associado a um material e a uma densidade. Posteriormente, é realizada a segmentação, que identifica os *voxels* que representam um mesmo tipo de órgão ou tecido e os identifica. O *voxel* do fantoma utilizado tem as dimensões de 2,137 mm x 2,137 mm x 8 mm.

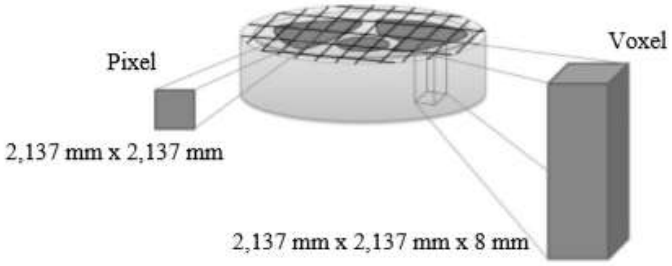


Figura 4.5 - Obtenção de um *voxel* a partir de uma tomografia.
Fonte: MEDEIROS, 2018

Os fantomas padrões nada mais são do que fantomas de um homem padrão e de uma mulher padrão, onde o volume e a densidade dos órgãos e tecidos foram ajustados para se aproximar do padrão estabelecido pela norma. No trabalho de MEDEIROS (2018) foi utilizado o fantoma padrão masculino, também conhecido como REX, que é o fantoma utilizado como referência tanto pela ICRP como pela ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*).

4.1.5 O Protocolo de Tratamento

Após a modelagem, e posterior validação do modelo criado, foi realizada a aplicação à um caso clínico. Foi realizada, então, uma simulação de um tratamento de câncer de próstata por radioterapia. Existem diversas técnicas para realizar este tipo de tratamento. Este trabalho utiliza um tratamento do tipo 3D-CRT e um protocolo de tratamento de câncer de próstata padrão que é utilizado pelo INCA. Este protocolo prevê o uso de uma dose terapêutica de 74 Gy, divididas em 37 seções de 2 Gy cada. Cada seção é dividida em quatro direções ou campos, sendo as doses divididas igualmente entre os campos, resultando em 0,5 Gy por campo. Para fazer as quatro direções, o *gantry* do acelerador linear gira até as inclinações de 0, 90, 180 e 270 graus. O paciente é posicionado de forma que o centro de massa da próstata coincida com o isocentro[7] do acelerador linear.

Para cada um dos ângulos de inclinação as lâminas do MLC são reposicionadas, a fim de conformar o feixe de fótons ao contorno desejado, que é definido em uma etapa de planejamento anterior à execução do protocolo. A região do corpo que irá receber o tratamento pode ser dividida em três partes: a primeira é a região do tumor, que é chamada de volume alvo. A segunda região trata dos órgãos em risco, que são órgãos mais sensíveis a radiação, localizados dentro ou próximos a região irradiada, que restringem o planejamento do tratamento. A terceira região trata-se do restante do corpo humano, que não é considerada no planejamento, pois recebe uma dose de radiação muito baixa, proveniente de radiação secundária gerada por fuga do equipamento ou espalhamento.

---

[7] O plano do isocentro é normal ao eixo do feixe e está posicionado a 100 cm da superfície de impacto dos elétrons no alvo

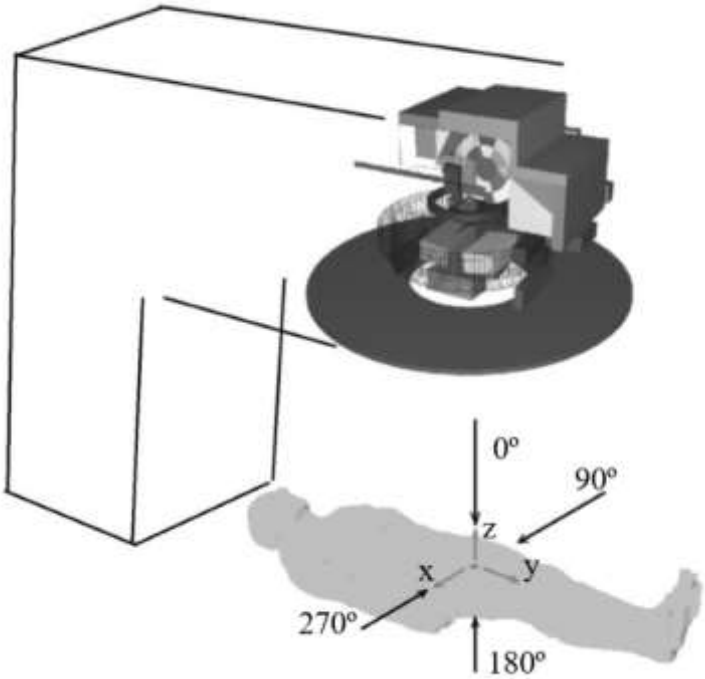


Figura 4.6 - Posicionamento do paciente e direções dos campos no protocolo padrão.
Fonte: MEDEIROS, 2018

De acordo com as publicações números 50 e 62 da ICRU (ICRU, 1993, 1999), a definição do volume alvo para um determinado tratamento por radioterapia 3D passa pela definição dos seguintes volumes:

- GTV (*Gross Tumour Volume*) – que corresponde ao volume que engloba toda a extensão visível, clinicamente detectável, do tumor. É determinado através de exames de imagem, laboratoriais e clínicos.
- CTV (*Clinical Target Volume*) – engloba, além do GTV, as áreas ao redor do tumor com suspeitas de risco clínico, como os nodos linfáticos, e as áreas com risco sub-clínico, ou seja, que podem estar com a doença a nível microscópico. O CTV geralmente é definido através de uma margem, que pode ser fixa ou variável, em torno do GTV.
- ITV (*Internal Target Volume*) – o ITV é definido através da adição de uma margem em relação ao CTV, com o objetivo de incluir possíveis variações do CTV devido aos movimentos que os órgãos internos realizam durante a atividade do corpo humano.

- PTV (*Planning Target Volume*) – o PTV é definido como um volume que engloba o ITV e adiciona uma margem, visando considerar variações geométricas e incertezas relacionadas ao acelerador linear e outros fatores externos que afetem a precisão do feixe. Geralmente é determinado adicionando uma margem, fixa ou variável, ao CTV.

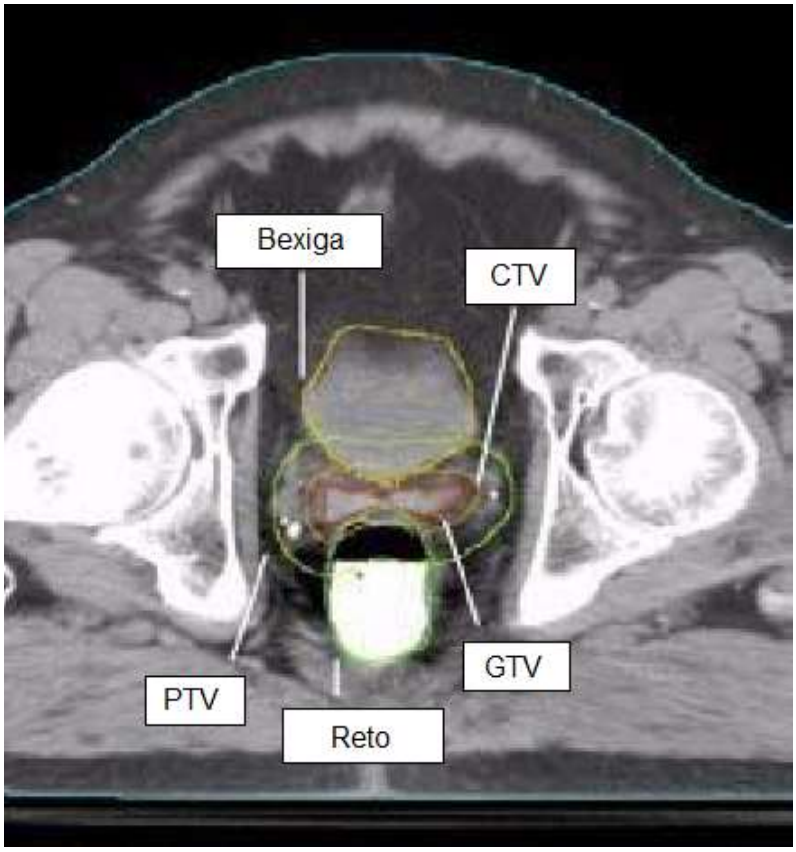


Figura 4.7 - Tomografia computadorizada com a representação dos contornos do volume alvo.
Fonte: PARKER & PATROCÍNIO, 2005 apud MEDEIROS, 2018

Após a definição do volume alvo, os colimadores secundários e as folhas do MLC podem ser posicionadas para conformar o feixe para o alvo do tratamento. No modelo de MEDEIROS (2018), a próstata foi considerada como o GTV, que foi determinado pelo contorno dos cortes das vistas correspondentes aos planos XY e YZ passando pelo centro de massa da próstata. Posteriormente, para a determinação do CTV, foi necessário um cuidado especial com o reto e a bexiga, órgãos adjacentes à próstata que são sensíveis a radiação e, por isso, são fatores de restrição. Por isso, foi utilizada uma margem variável para o CTV: 0,7 cm para a região do reto e da bexiga e 1,0 cm para as demais regiões. Em seguida, foi adicionado 0,5 cm para formar o PTV, devido

às incertezas geradas na região de penumbra gerada pelo MLC. Essa região de penumbra é formada devido a características de construção do MLC, que possui lâminas com extremidades arredondadas, deixando os extremos do campo colimado não uniformes. Cada modelo de MLC possui uma margem específica para este planejamento. Com isso, as margens utilizadas no trabalho de MEDEIROS (2018) foram 1,2 cm na região do reto e da bexiga e 1,5 cm nas demais regiões, margens consideradas típicas para este tipo de protocolo. Portanto, cada folha do MLC foi posicionada de forma a tangenciar a esta margem, fazendo a conformação do feixe. Os colimadores secundários também foram posicionados no limite da margem do volume alvo.

4.1.6 A Simulação do Caso Clínico

A simulação do protocolo de radioterapia para o tratamento de um câncer de próstata resultou no cálculo das doses absorvidas por diversos órgãos e tecidos. A dose equivalente devido a fótons nos principais órgãos e tecidos do fantoma REX é mostrada na Figura 4.8. Os gráficos apresentados no corpo deste texto apresentam os órgãos ou tecidos que receberam as doze maiores doses, que são as regiões mais significativamente afetadas. Os valores das doses equivalentes calculadas foram normalizados para cada 1 Gy de dose absorvida devido a fótons na próstata. O gráfico completo está disponível no anexo (ver ANEXO A).

Como é possível observar, os órgãos mais próximos a região alvo, no caso a próstata, foram os mais atingidos, destacando-se os ossos da perna, pois as cabeças do fêmur ficam diretamente expostas na região irradiada nos ângulos de 90° e 270°. Devido a isso, a medula óssea e o endósteo, que são encontradas nos ossos da perna, também receberam doses consideráveis. Outros órgãos próximos como o reto, a bexiga e a pélvis receberam doses consideráveis também, assim como o cólon, os nodos linfáticos e os músculos.

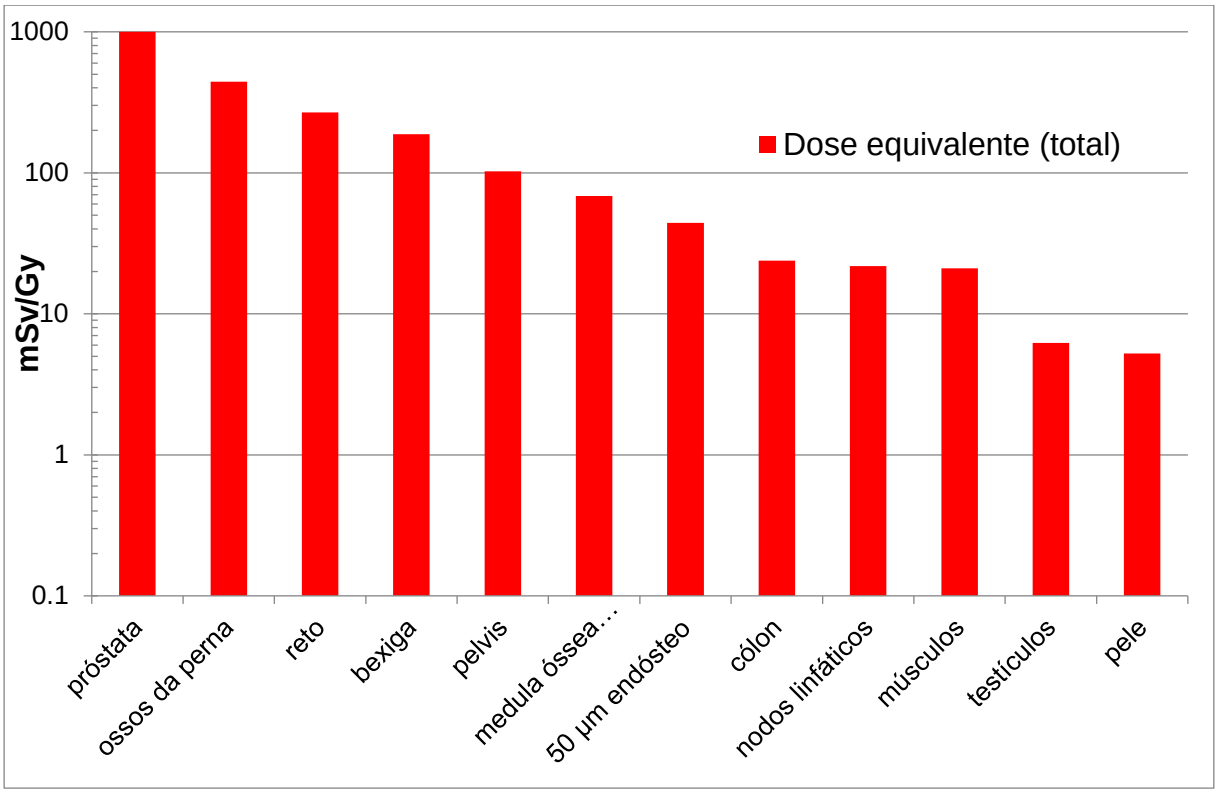


Figura 4.8 - Dose equivalente devido a fótons no protocolo padrão de tratamento.
Fonte: MEDEIROS, 2018.

A Figura 4.9 mostra a parcela referente a cada um dos quatro ângulos de irradiação, para órgão e tecido do fantoma. Os valores de dose referentes à cada ângulo e a dose total para todos os órgãos e tecidos se encontram na Tabela 4.1. O gráfico para todos os órgãos e tecidos se encontra no anexo (ver ANEXO B).

Nota-se que o ângulo de incidência do feixe de radiação afeta significativamente a dose recebida pelos órgãos e tecidos do fantoma. Como observado anteriormente, é possível destacar o fêmur, a medula óssea, e o endósteo, que estão dentro do campo de irradiação nas direções de 90° e 270°, recebendo altas doses nessas direções. Também é possível notar que órgãos como o reto e o cólon recebem altas doses nas direções de 0° e 180°, o que mostra que estes dois campos também afetam diretamente alguns órgãos sadios adjacentes.

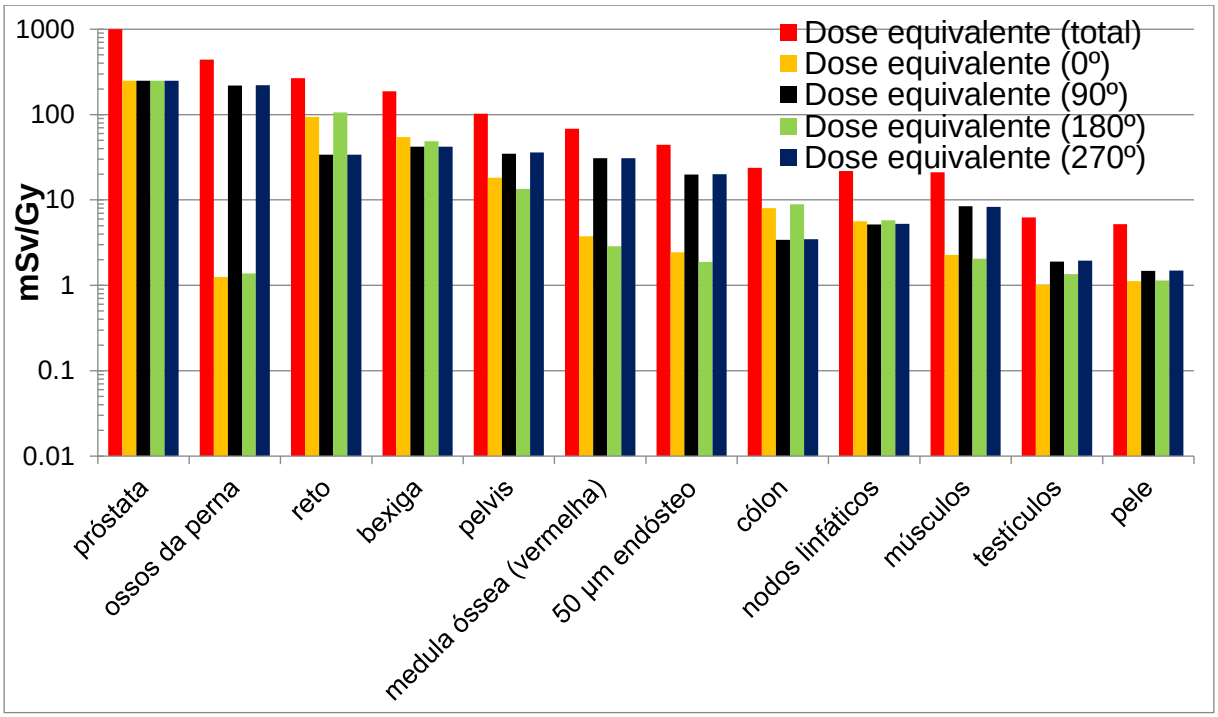


Figura 4.9 - Contribuição de cada direção para a dose equivalente no protocolo padrão de tratamento. Doses equivalentes normalizadas para cada 1 Gy de dose absorvida na próstata.
Fonte: MEDEIROS, 2018.

4.2 Parâmetros de Modelagem

A simulação de MEDEIROS (2018) mostrou os resultados de um protocolo padrão para o tratamento do câncer de próstata por radioterapia. Podemos observar que os resultados para as doses absorvidas são bastante elevados para alguns dos órgãos sadios adjacentes, principalmente para aqueles considerados mais sensíveis a radiação naquela região anatômica, que são o fêmur, o reto e a bexiga. Este trabalho visou criar um novo protocolo para o tratamento do câncer de próstata por radioterapia, alterando os ângulos de incidência do feixe de radiação sobre a região alvo, com o intuito de reduzir a dose recebida pelos órgãos sadios adjacentes.

Tabela 4.1 - Contribuição de cada direção para a dose equivalente total no protocolo padrão de tratamento.

Órgãos	**Dose Equivalente (mSv/Gy)**				
	0º	**90º**	**180º**	**270º**	**Total**
próstata	250,00	250,00	250,00	250,00	1000,00
ossos da perna	1,25	219,03	1,37	220,43	442,08
reto	94,08	33,98	105,94	33,97	267,98
bexiga	54,66	42,05	48,68	42,07	187,46
pelvis	18,15	34,76	13,48	35,99	102,38
medula óssea (vermelha)	3,74	30,75	2,88	30,97	68,34
50 µm endósteo	2,43	19,88	1,88	20,02	44,21
cólon	8,01	3,41	8,94	3,46	23,81
nodos linfáticos	5,63	5,17	5,76	5,24	21,80
músculos	2,28	8,45	2,05	8,28	21,06
testículos	1,02	1,90	1,36	1,95	6,23
pele	1,12	1,48	1,14	1,49	5,23
ureteres	0,64	1,22	0,72	1,24	3,81
espinha	0,78	0,61	0,90	0,62	2,90
intestino delgado	0,48	0,94	0,53	0,91	2,86
rins	0,14	0,26	0,19	0,28	0,87
pâncreas	0,14	0,21	0,17	0,22	0,75
vesícula biliar	0,11	0,18	0,13	0,18	0,61
lentes dos olhos	0,34	0,09	0,03	0,08	0,54
adrenais	0,09	0,15	0,13	0,15	0,52
estômago	0,09	0,14	0,10	0,13	0,47
fígado	0,08	0,12	0,10	0,14	0,45
baço	0,06	0,13	0,10	0,10	0,39
clavícula, esterno, costelas e escápula	0,06	0,09	0,09	0,10	0,34
mamas	0,10	0,10	0,05	0,09	0,34
coração	0,06	0,08	0,07	0,07	0,28
pulmões	0,05	0,08	0,07	0,08	0,28
bronquios	0,06	0,08	0,06	0,07	0,27
crânio	0,05	0,07	0,07	0,07	0,26
esôfago	0,05	0,07	0,06	0,07	0,25
nodos linfáticos tórax	0,05	0,06	0,06	0,07	0,24
mandíbula	0,06	0,07	0,05	0,07	0,24
região extratorácica (ET)	0,07	0,07	0,04	0,07	0,24
glândulas salivares	0,05	0,07	0,06	0,06	0,23
timo	0,06	0,06	0,05	0,06	0,22
nodos linfáticos ET	0,06	0,06	0,04	0,06	0,22
cérebro	0,04	0,06	0,05	0,06	0,20
traqueia	0,05	0,05	0,05	0,05	0,20
tireóide	0,06	0,05	0,05	0,05	0,20
mucosa oral	0,05	0,06	0,03	0,06	0,20

Fonte: MEDEIROS, 2018.

Para tal, analisamos novamente a Figura 4.7, que mostra uma tomografia computadorizada da região da próstata. Nota-se que uma rotação de 45° nos ângulos de incidência do feixe, assumindo os ângulos de 45°, 135°, 225° e 315°, pode minimizar bastante, a princípio, a exposição direta ao feixe de radiação dos órgãos ditos radiossensíveis, conforme Figura 4.10. Essas rotações são realizadas deixando fixos o cabeçote do acelerador linear e o MLC e rotacionando o fantoma e a sala, pois isso simplifica significativamente, no modelo computacional, o controle dos ajustes necessários nos colimadores para a anatomia de cada paciente e para cada protocolo diferente simulado.

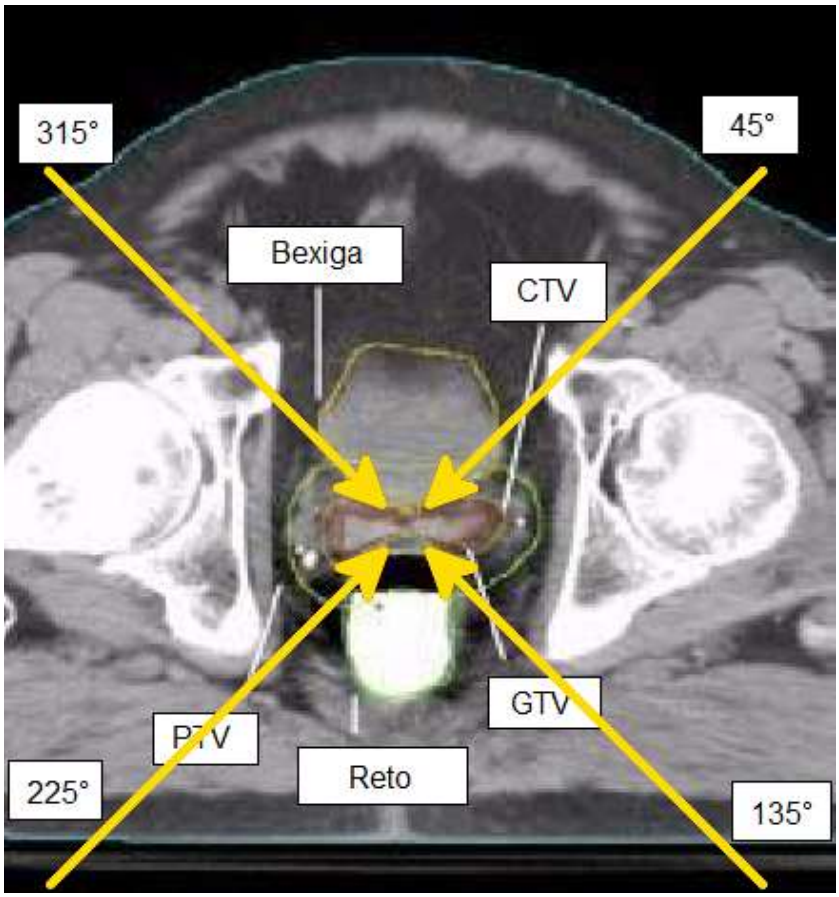


Figura 4.10 - Novos campos de irradiação.

A mudança dos ângulos de incidência do feixe de radiação na região alvo muda, também, a vista que se tem desse alvo a partir do eixo principal desse mesmo feixe. Com isso, torna-se necessário encontrar as novas seções de corte referentes a estas novas vistas, a fim de definir os novos GTV, CTV e PTV e os consequentes ajustes dos colimadores. O código VISED, editor visual do MCNP, fornece a imagem dos

cortes nos planos XY, YZ e XZ, porém as seções de corte para as vistas nesses novos ângulos não se encontram nesses planos. Portanto, para conseguir realizar estes novos cortes foi necessária a criação de um desenho em 3D no *software* AutoCAD, exibido na Figura 4.11. Este desenho foi construído com base nas imagens de diversos cortes, da região alvo do fantoma, nos planos XY e YZ obtidos no código VISED (Figura 4.12) e posicionando cada *voxel* (Figura 4.5) individualmente, utilizando como referência o centro de massa da próstata.

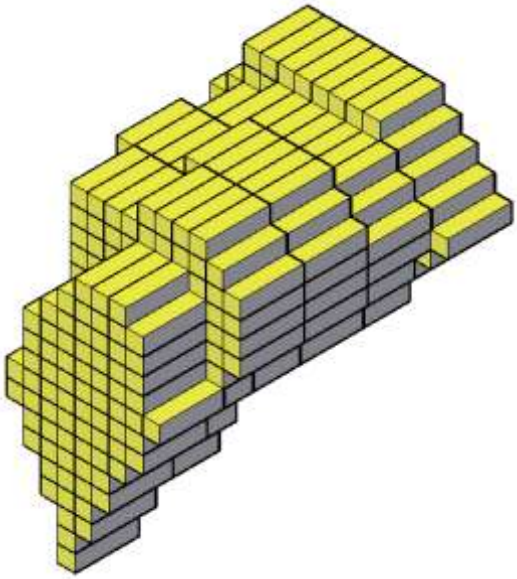


Figura 4.11 - Próstata do fantoma REX modelada no AutoCAD.

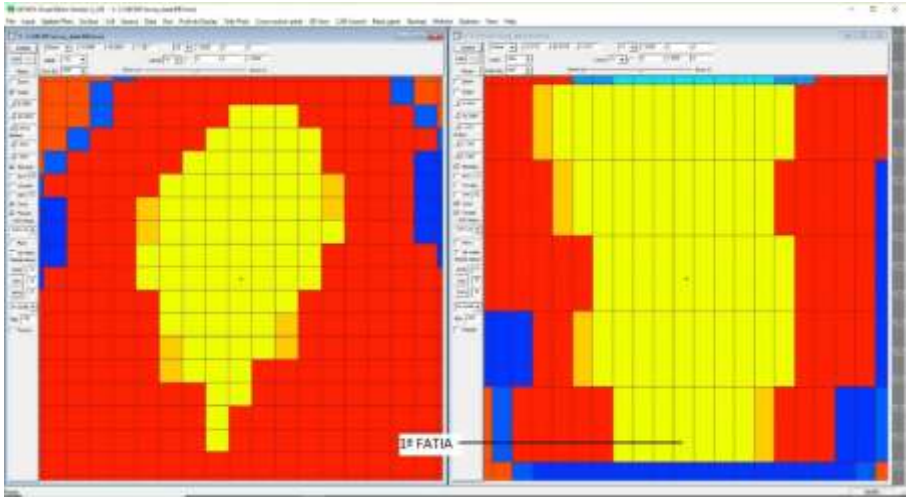


Figura 4.12 - Um dos cortes utilizados para a construção do modelo 3D, referente a primeira fatia da próstata do fantoma REX, obtido no software VISED.

Ao desenho 3D da próstata, foram adicionadas partes do reto e da bexiga, órgãos adjacentes que são sensíveis a radiação e são limitantes do protocolo, influenciando em como a colimação será realizada. Com o desenho 3D pronto, foi possível realizar os cortes, passando pelo centro de massa da próstata, nos ângulos desejados: 45°, 135°, 225° e 315°, conforme mostra a Figura 4.13.

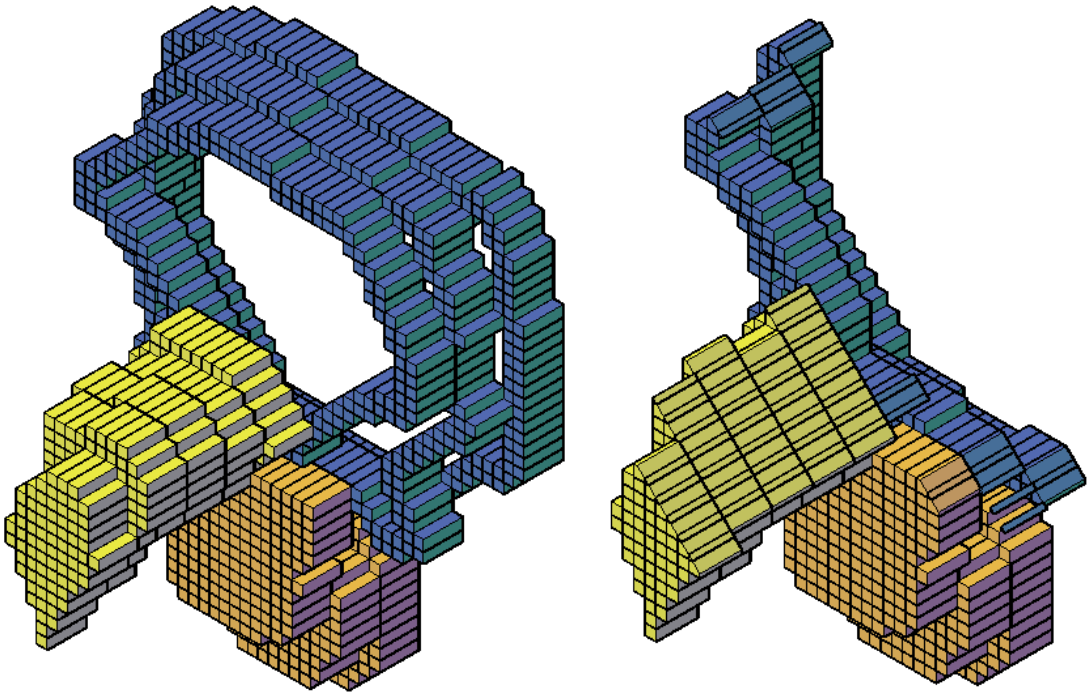


Figura 4.13 - Modelo 3D da próstata com parte do reto e da bexiga e o plano de corte realizado à 45°.

Com a obtenção das imagens dos quatro cortes, foi possível determinar a margem da região irradiada, seguindo o protocolo descrito na seção 4.1.5 deste capítulo. Em suma, foi adicionada, a partir da extremidade da próstata, uma margem de 1,2 cm na direção do reto e da bexiga e 1,5 cm nas demais direções. Com esta margem definida para a região alvo, cada folha do MLC foi posicionada individualmente tangenciando-a, com a finalidade de ajustar a colimação do feixe para este formato, conforme mostra a Figura 4.14. Este procedimento foi realizado para as quatro direções desejadas: 45°, 135°, 225° e 315°.

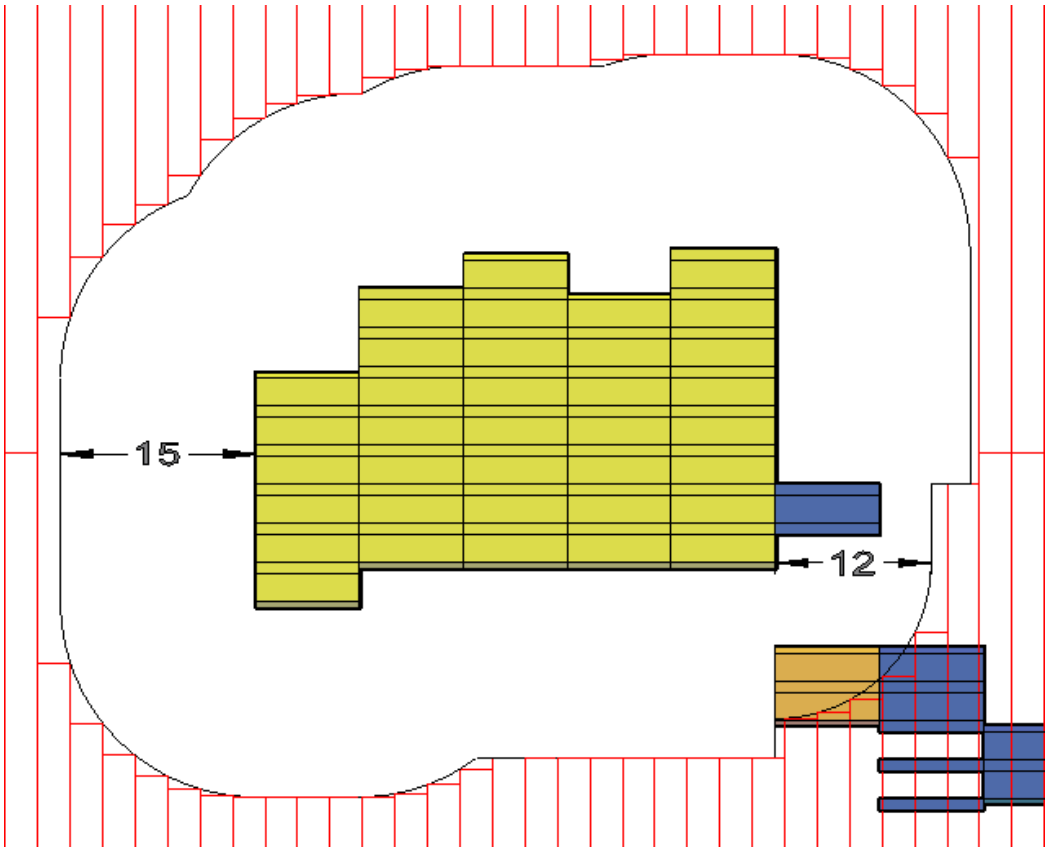


Figura 4.14 - Vista do corte à 45° com a margem (em milímetros) do protocolo desenhada e com as folhas do MLC posicionadas individualmente.

A distância de cada uma das folhas do MLC até o eixo que passa pelo centro de massa da próstata foi obtida no desenho feito em AutoCAD, e estes valores foram transferidos para o modelo através das modificações dos cartões TR de cada folha do MLC. As margens obtidas neste desenho também permitem encontrar a abertura do campo para cada uma das quatro direções (Tabela 4.2), que é determinada pelo posicionamento dos colimadores secundários.

Tabela 4.2 - Abertura de cada um dos quatro campos.

Ângulo de incidência (°)	**Abertura do campo (cm²)**
45	7 x 5,72
135	7 x 5,68
225	7 x 5,72
315	7 x 5,68

5 RESULTADOS

As simulações foram realizadas utilizando o supercomputador Lobo Carneiro, da COPPE/UFRJ. Ele possui, como características, processadores Intel Xeon E5-2370v3 (Haswell), frequência entre 2,3 e 3,1 GHz e 30 MB de memória cache. O tempo médio de cada simulação foi de, aproximadamente, 26 horas, com a utilização de 1.152 núcleos.

Os resultados para as doses equivalentes nos principais órgãos e tecidos, obtidos pela simulação deste novo protocolo, se encontram na Figura 5.1. Os valores estão normalizados para cada 1 Gy de dose, devido a fótons, absorvida na próstata. O gráfico para todos os órgãos e tecidos se encontra no apêndice (ver APÊNDICE A).

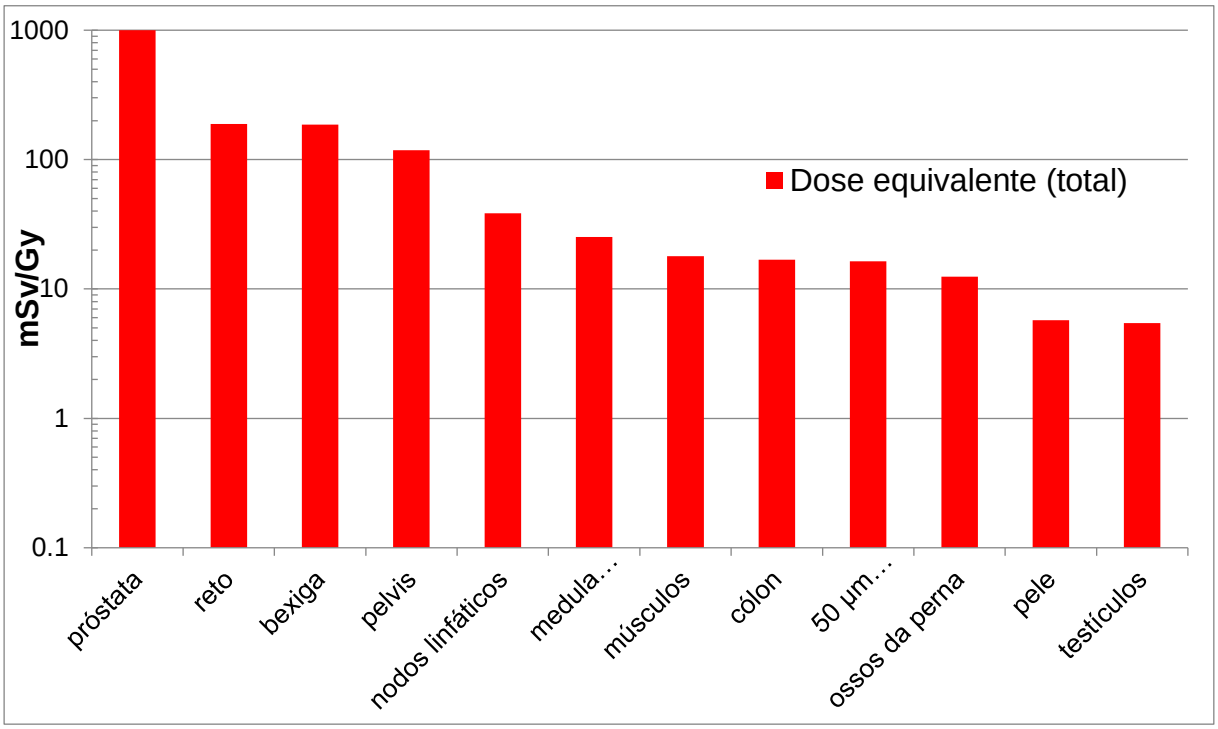


Figura 5.1 - Doses equivalentes devido a fótons no novo protocolo de tratamento.

É possível notar que houveram variações consideráveis com relação ao protocolo original, que serão melhor analisadas no próximo capítulo. No gráfico que mostra a parcela da dose equivalente referente a cada um dos ângulos de irradiação (45°, 135°, 225°, 315°), que pode ser visto na Figura 5.2, isso fica ainda mais evidente. O gráfico completo é encontrado no apêndice (ver APÊNDICE B).

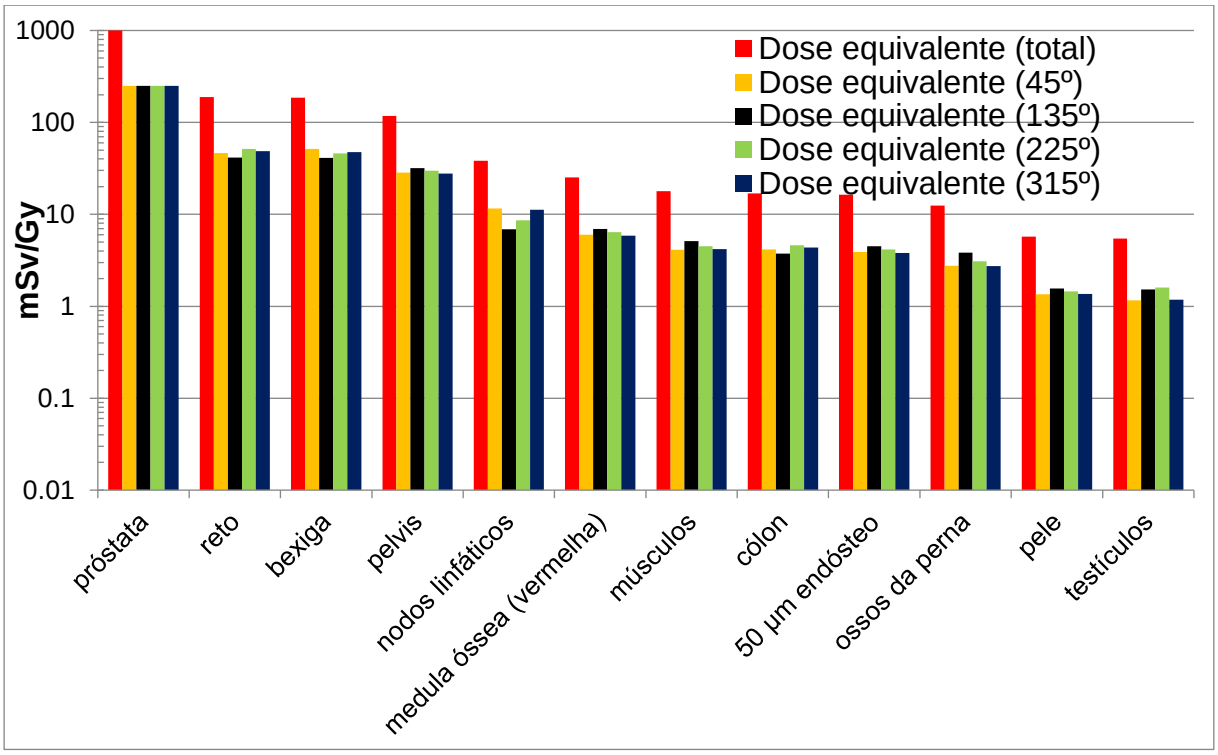


Figura 5.2 - Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no novo protocolo de tratamento.

Neste gráfico é possível observar que a contribuição de cada um dos ângulos de incidência é quase uniforme, o que mostra que, no novo protocolo proposto, em contraponto ao protocolo padrão, não há nenhum órgão diretamente exposto à algum feixe de radiação. Todos os valores das contribuições de cada direção de inclinação do *gantry* para a dose equivalente nos órgãos e tecidos avaliados podem ser encontrados detalhadamente na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no novo protocolo de tratamento.

Órgãos	**Dose Equivalente (mSv/Gy)**				
	45º	**135º**	**225º**	**315º**	**Total**
próstata	250,00	250,00	250,00	250,00	1000,00
reto	46,32	41,54	51,41	48,86	188,14
bexiga	51,46	41,00	45,89	47,67	186,02
pelvis	28,44	31,90	29,76	27,80	117,91
nodos linfáticos	11,63	6,90	8,60	11,24	38,37
medula óssea (vermelha)	6,01	6,92	6,41	5,85	25,19
músculos	4,11	5,13	4,48	4,17	17,90
cólon	4,15	3,75	4,61	4,35	16,85
50 µm endósteo	3,90	4,49	4,16	3,80	16,35
ossos da perna	2,76	3,84	3,09	2,74	12,42
pele	1,35	1,56	1,45	1,36	5,73
testículos	1,16	1,53	1,59	1,17	5,46
ureteres	0,75	0,87	0,82	0,73	3,18
intestino delgado	0,57	0,65	0,62	0,56	2,41
espinha	0,42	0,47	0,47	0,42	1,79
rins	0,17	0,20	0,21	0,16	0,75
pâncreas	0,15	0,17	0,17	0,14	0,63
lentes dos olhos	0,21	0,04	0,04	0,23	0,52
vesícula biliar	0,12	0,14	0,13	0,12	0,51
adrenais	0,10	0,13	0,14	0,10	0,45
estômago	0,10	0,10	0,11	0,10	0,41
fígado	0,09	0,10	0,10	0,09	0,38
baço	0,07	0,10	0,10	0,07	0,35
clavícula, esterno, costelas e escápula	0,07	0,09	0,09	0,07	0,31
mamas	0,10	0,05	0,05	0,10	0,30
coração	0,06	0,06	0,06	0,06	0,25
pulmões	0,06	0,07	0,07	0,05	0,24
bronquios	0,06	0,06	0,06	0,06	0,24
crânio	0,05	0,06	0,06	0,05	0,23
esôfago	0,05	0,06	0,06	0,05	0,22
nodos linfáticos tórax	0,05	0,06	0,05	0,05	0,21
região extratorácica (ET)	0,07	0,04	0,04	0,07	0,21
mandíbula	0,06	0,04	0,04	0,06	0,20
glândulas salivares	0,05	0,05	0,05	0,05	0,20
timo	0,06	0,05	0,05	0,05	0,20
traqueia	0,05	0,05	0,05	0,05	0,20
tireóide	0,06	0,04	0,04	0,06	0,20
nodos linfáticos ET	0,06	0,03	0,03	0,06	0,19
cérebro	0,04	0,05	0,05	0,04	0,19
mucosa oral	0,05	0,03	0,03	0,05	0,17

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

6.1 Conclusões

Para melhor avaliação dos resultados, foi criado um gráfico comparativo entre o protocolo original e o novo protocolo proposto, conforme pode ser visto na Figura 6.1. O gráfico comparativo para todos os órgãos e tecidos se encontra no apêndice (ver APÊNDICE C).

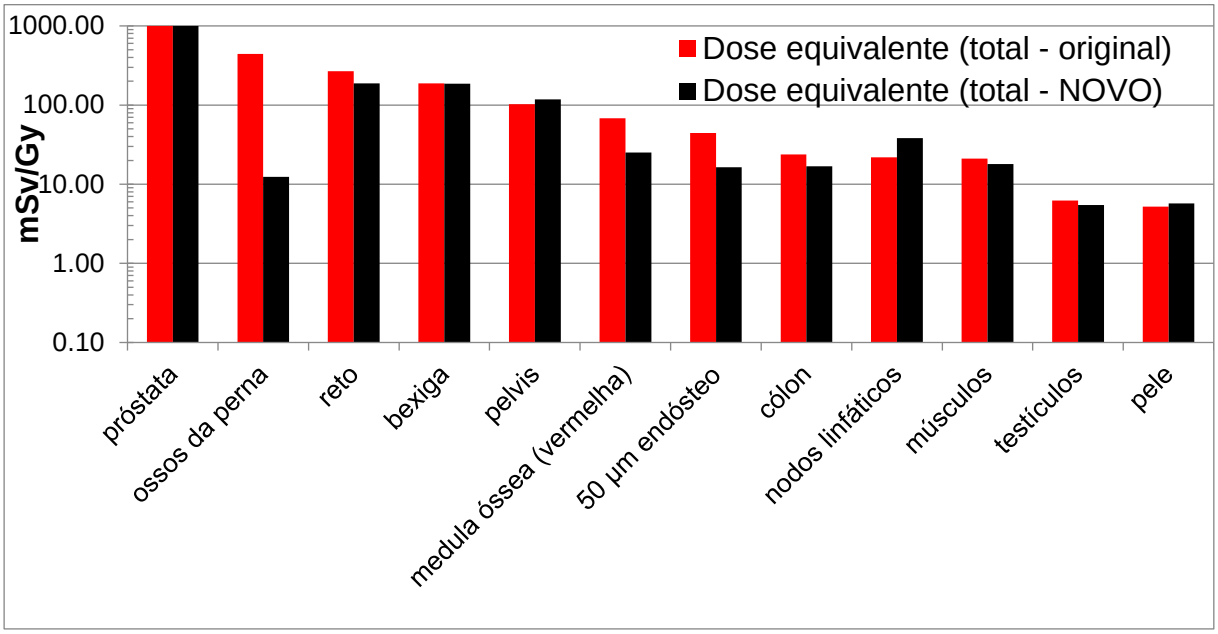


Figura 6.1 - Comparação entre o protocolo padrão e o novo protocolo proposto.

Como pode ser observado, houve uma redução significativa na dose recebida pelos órgãos considerados mais sensíveis a radiação, havendo uma redução de cerca de 97% da dose recebida nos ossos da perna, 30% no reto e 63% na medula óssea e no endósteo, que são encontrados nos ossos da perna (valores calculados com base na Tabela 6.1). Além dessas variações, também há reduções menos significativas na maioria dos outros órgãos. Poucos órgãos avaliados tiveram pequenos aumentos na dose recebida, tais como a pélvis, o cólon e os músculos, como pode ser observado na Tabela 6.1. Cabe salientar que, por receberem uma dose muito menor em comparação com aqueles adjacentes ao alvo, as variações nas doses recebidas por esses órgãos podem ser consideradas menos significativas neste caso. Os valores destas variações podem ser vistos na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Comparação entre o protocolo padrão e o novo protocolo proposto. Valores negativos indicam redução na dose recebida pelo órgão ou tecido.

Órgãos	**Original**	**Novo**	**Variação (mSv/Gy)**
ossos da perna	442,08	12,42	-429,66
reto	267,98	188,14	-79,84
bexiga	187,46	186,02	-1,44
pelvis	102,38	117,91	15,53
medula óssea (vermelha)	68,34	25,19	-43,15
50 µm endósteo	44,21	16,35	-27,86
cólon	23,81	16,85	-6,96
nodos linfáticos	21,80	38,37	16,57
músculos	21,06	17,90	-3,16
testículos	6,23	5,46	-0,77
pele	5,23	5,73	0,50
ureteres	3,81	3,18	-0,64
espinha	2,90	1,79	-1,11
intestino delgado	2,86	2,41	-0,46
rins	0,87	0,75	-0,13
pâncreas	0,75	0,63	-0,12
vesícula biliar	0,61	0,51	-0,10
lentes dos olhos	0,54	0,52	-0,02
adrenais	0,52	0,45	-0,07
estômago	0,47	0,41	-0,06
fígado	0,45	0,38	-0,07
baço	0,39	0,35	-0,04
clavícula, esterno, costelas e escápula	0,34	0,31	-0,04
mamas	0,34	0,30	-0,03
coração	0,28	0,25	-0,03
pulmões	0,28	0,24	-0,03
bronquios	0,27	0,24	-0,03
crânio	0,26	0,23	-0,02
esôfago	0,25	0,22	-0,02
nodos linfáticos tórax	0,24	0,21	-0,03
mandíbula	0,24	0,20	-0,04
região extratorácica (ET)	0,24	0,21	-0,03
glândulas salivares	0,23	0,20	-0,03
timo	0,22	0,20	-0,02
nodos linfáticos ET	0,22	0,19	-0,03
cérebro	0,20	0,19	-0,02
traqueia	0,20	0,20	0,00
tireóide	0,20	0,20	-0,01
mucosa oral	0,20	0,17	-0,03

Através deste trabalho é possível concluir que a simulação do novo protocolo proposto para tratamento de câncer de próstata por radioterapia obteve resultados significativos comparados ao protocolo tradicional utilizado pelo INCA. Foram observadas reduções da dose equivalente medida nos principais órgãos adjacentes à região alvo, principalmente nos órgãos considerados radiossensíveis, como os ossos da perna e o reto. A bexiga, outro órgão adjacente alvo deste estudo, não teve uma redução significativa como os outros órgãos, o que se deve ao fato de que este órgão não está diretamente exposto à alguma das direções do feixe de radiação no protocolo padrão de tratamento, o que pode ser comprovado ao analisar o gráfico da Figura 4.9. Além disso, como pode ser visto no gráfico da Figura 5.2, todos os ângulos de incidência do feixe de irradiação contribuíram uniformemente para a dose equivalente total, o que mostra que os ângulos escolhidos diminuem a exposição direta dos órgãos sadios adjacentes à região alvo do tratamento. Portanto, este novo protocolo representa uma possível melhoria para o tratamento de câncer de próstata por radioterapia 3D-CRT.

6.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Para os trabalhos futuros, sugere-se:

- Elaboração e simulação de novos protocolos de radioterapia para tratamento de outros tipos de câncer.
- Elaboração e simulação de protocolos utilizando angulações não ortogonais, buscando evitar ainda mais os órgãos radiossensíveis adjacentes ao alvo do tratamento.
- Avaliação de risco de câncer secundário radioinduzido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Wisconsin: Wiley-VCH, 1986.

AZEVEDO-FILHO, A. J. B. V. **Introdução à Estatística Matemática Aplicada: Volume I - Fundamentos**. [s.l.] CreateSpace, 2009.

BEDNARZ, B.; XU, X. G. Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations: Development and validation. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 4, 2009.

CAMARGO, R. **Radioterapia e Medicina Nuclear: Conceitos, Instrumentação, Protocolos, Tipos de Exames e Tratamentos**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2015.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**. Rio de janeiro: Campus, 1974.

GUIDORIZZI, H. L. **Um Curso de Cálculo - Vol. 2**. 4. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2000.

HAMMERSLEY, J. M.; HANDSCOMB, D. C. **Monte Carlo Methods**. Londres: Methuen and Co Ltd, 1964.

HROMKOVIC, J. **Algorithmics for Hard Problems: Introduction to Combinatorial Optimization, Randomization, Approximation, and Heuristics**. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH, 2001.

IARC. **Latest global cancer data: Cancer burden rises 18.1 million new cases and 9.6 million cancer deaths in 2018. Press Realease N° 263**. Genebra: [s.n.].

ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 103**, v. 95, n. 4, p. 445–446, 2007.

ICRP. **Adult Reference Computational PhantomsICRP Publication 110**. [s.l: s.n.].

ICRP. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. **ICRP Publication 116**, v. 40, n. 2–5, p. 1–257, 2010.

ICRU. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Report 50)**. Disponível em: <https://icru.org/home/reports/prescribing-recording-and-reporting-photon-beam-therapy-report-50>. Acesso em: 2 abr. 2019.

ICRU. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Report 62)**. Disponível em: <https://icru.org/home/reports/prescribing-recording-and-reporting-photon-beam-therapy-report-62>. Acesso em: 2 abr. 2019.

INCA. **Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: Instituto

Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 2017.

INCA. **Atlas On-line de Mortalidade**. Disponível em: <https://mortalidade.inca.gov.br/MortalidadeWeb/pages/Modelo01/consultar.xhtml>. Acesso em: 3 maio. 2018.

KAPLAN, I. **Nuclear Physics**. 2. ed. Reading: Addison-Wesley, 1962.

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

KNUTH, D. E. **The Art of Computer Programming: Fundamental Algorithms**. 3. ed. [s.l.] Addison-Wesley, 1997.

LIMA, J. S. DE. **Relação das distribuições t de Student , Normal e Qui-quadrado**. Campina Grande: Universidade Estadual da Paraíba, 2014.

MEDEIROS, M. P. C. DE. **Modelagem Computacional de um Acelerador Linear e da Sala de Radioterapia para Cálculo da Dose Efetiva em Pacientes Submetidos a Tratamento de Câncer de Próstata**. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

MEDEIROS, M. P. C. DE; REBELLO, W. F. **Tópicos Especiais**Notas de Aula, , 2018.

MURRAY, R. L. **Nuclear Energy: An Introduction to the Concepts, Systems, and Applications of Nuclear Processes**. 5. ed. Raleigh: Butterworth-Heinemann, 1975.

PAYNE, W. H.; RABUNG, J. R.; BOGYO, T. P. Coding the Lehmer Pseudo-random Number Generator. **Communications of the ACM**, v. 12, n. 2, p. 85–86, 1969.

PELOWITZ, D. B. **MCNPX User's Manual**, 2011.

PODGORSAK, E. B. **Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

RON WITHERSPOON INC. **Industries Served**. Disponível em: <http://rwinc.com/manufacturing-industries/>. Acesso em: 3 abr. 2019.

SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. **An MCNP Primer**, 2006.

STEWART, B. W.; WILD, C. P. **World Cancer Report 2014**. Lyon: International Agency for Research on Cancer, 2014.

TAUAHATA, L. et al. **Radioproteção E Dosimetria : Fundamentos**Rio de JaneiroIRD/CNEN, , 2014.

THWAITES, D. I.; TUOHY, J. B. **Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator.** Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16790912>. Acesso em: 11 abr. 2019.

VARIAN. **Trilogy System**. Disponível em: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/trilogy-system>. Acesso em: 3 abr. 2019.

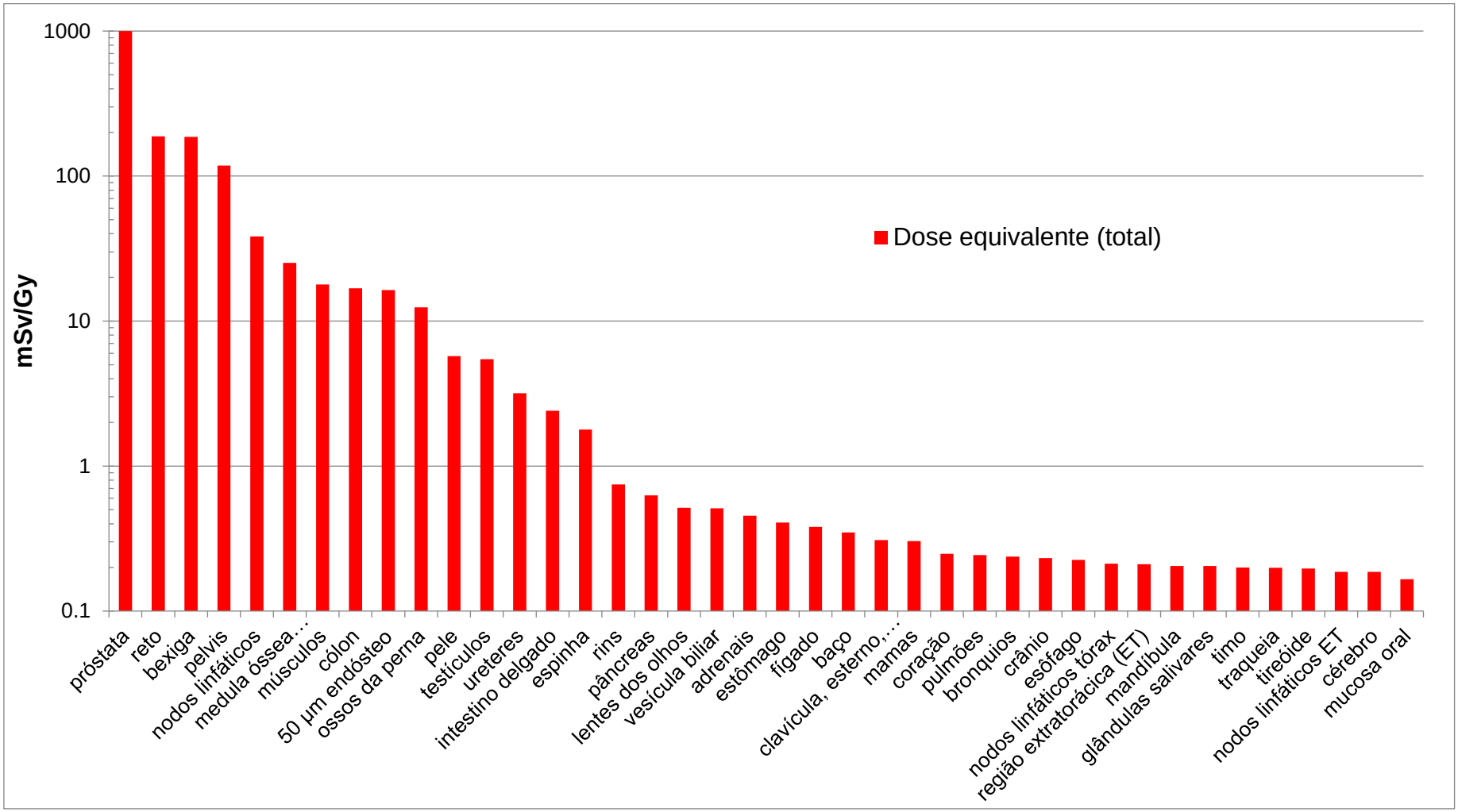
WEAVER III, J. E. **A Brief Chronology of Radiation and Protection**. [s.l: s.n.].

X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory**. [s.l: s.n.].

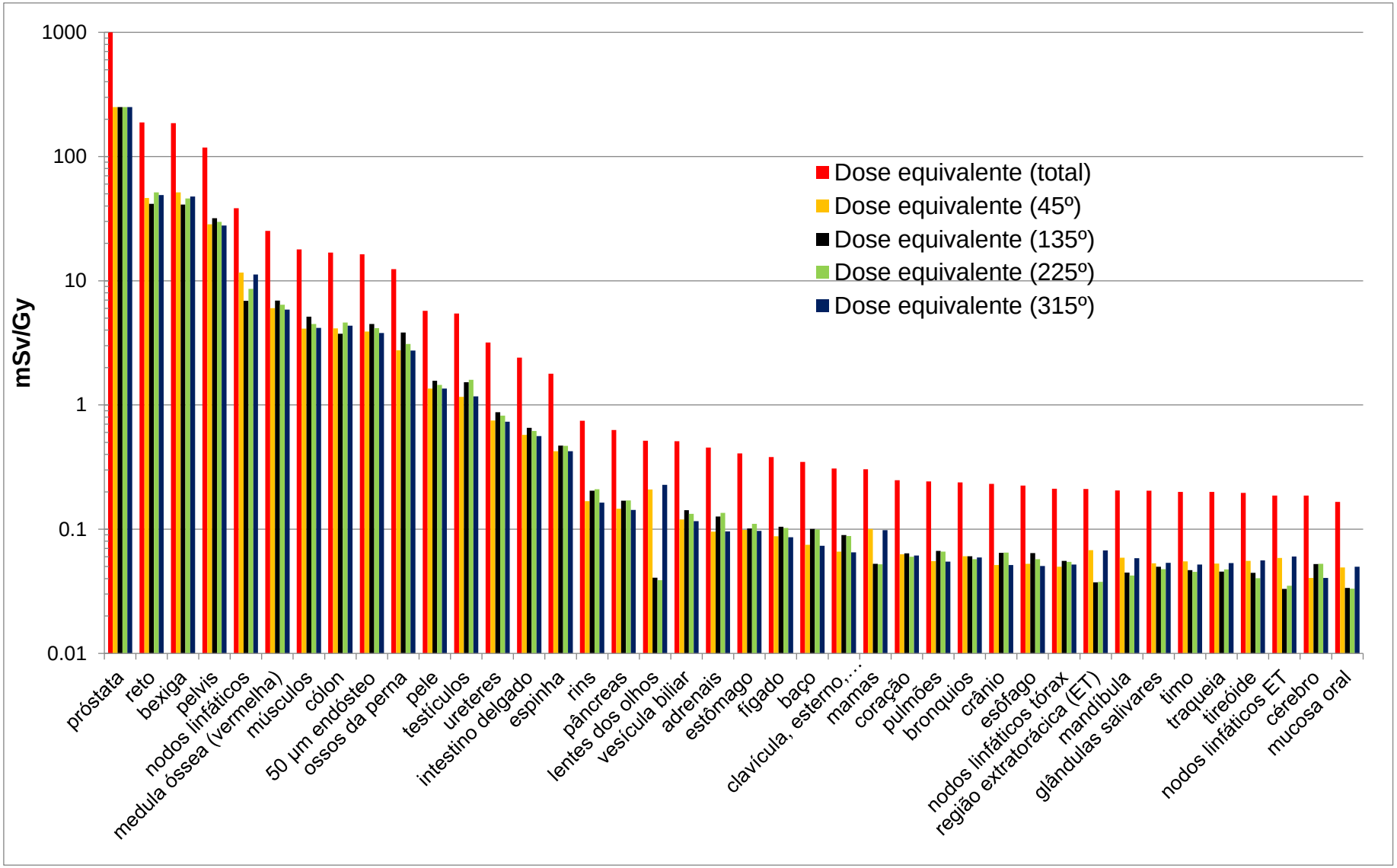
XU, G.; BRYAN, B.; PAAGANETTI, H. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. **Phys Med Biol**, v. 53, n. 13, p. 1–58, 2008.

YORIYAZ, H. Monte Carlo Method : principles and applications in Medical Physics. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009.

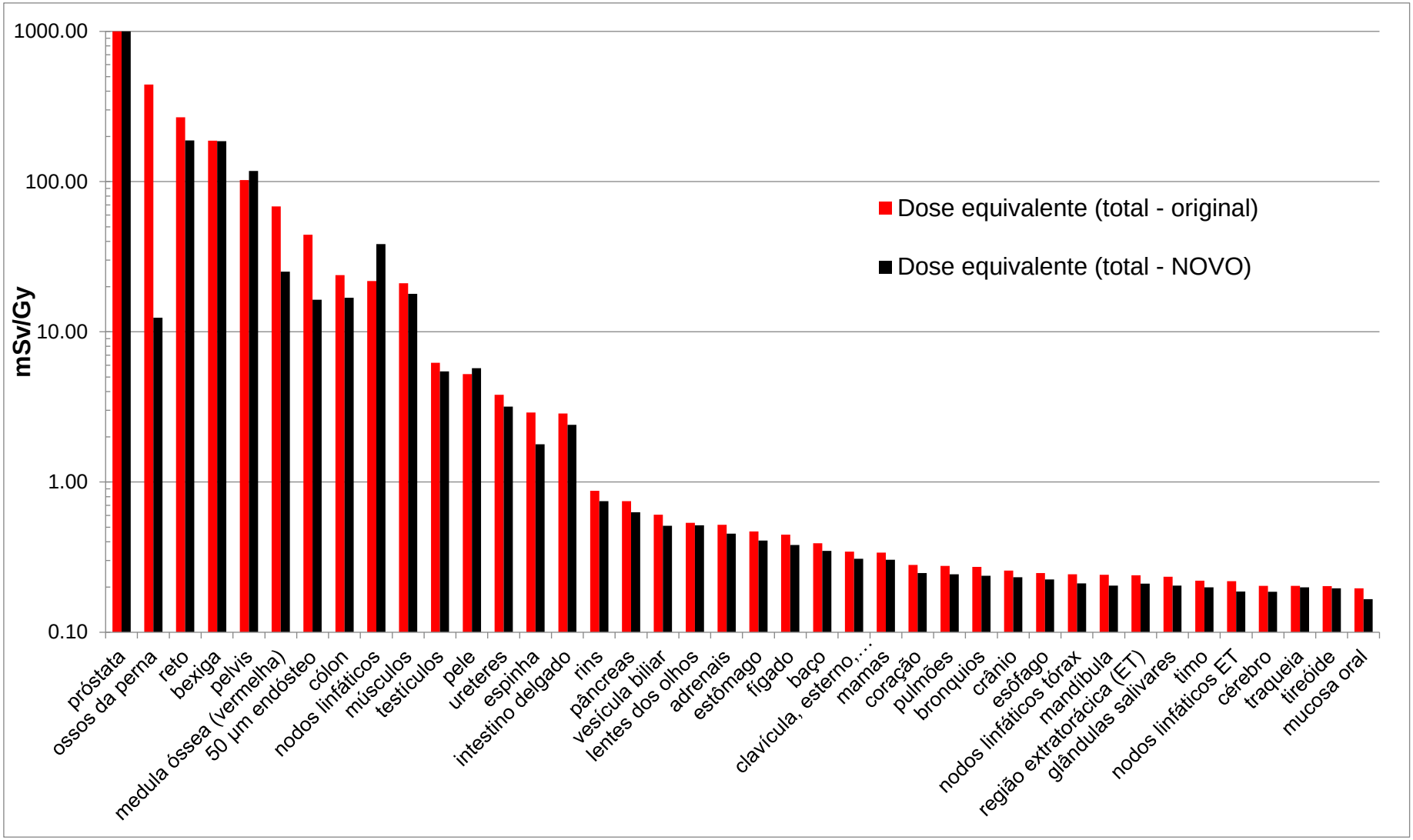
APÊNDICES



APÊNDICE A - Doses equivalentes devido a fótons no novo protocolo de tratamento

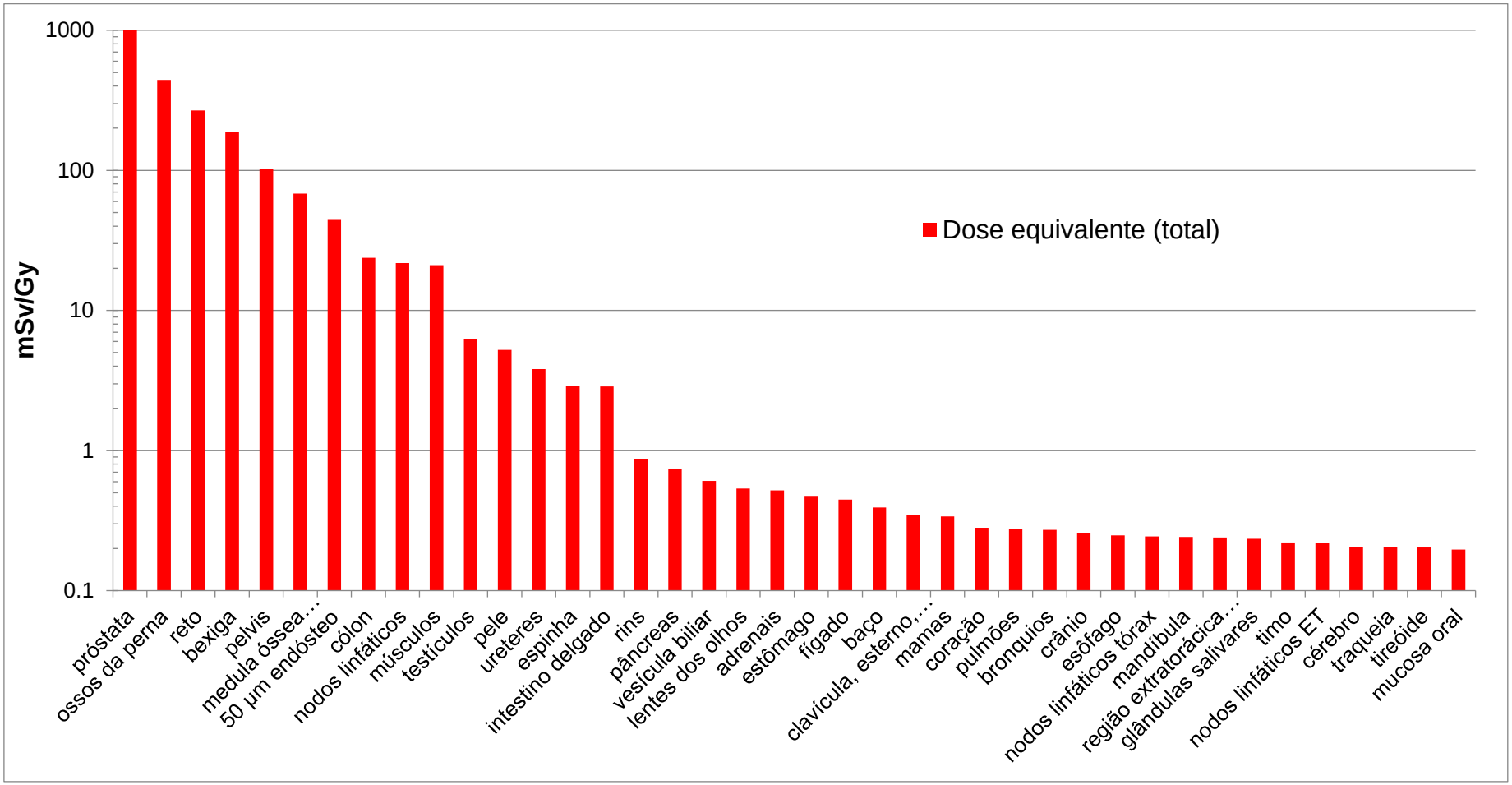


APÊNDICE B - Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no novo protocolo de tratamento.

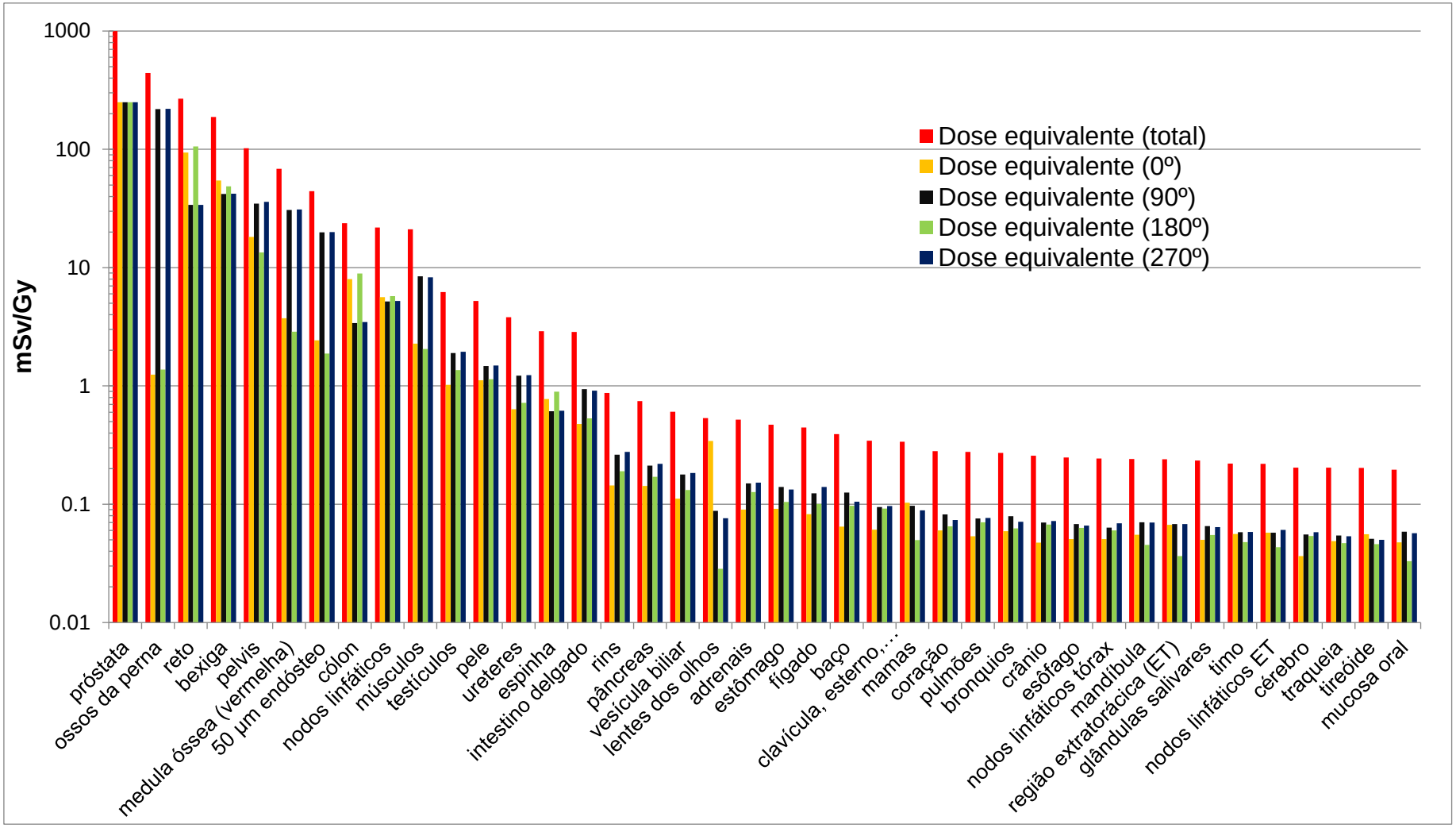


APÊNDICE C - Comparação entre o protocolo padrão e o novo protocolo proposto.

ANEXOS



ANEXO A - Dose equivalente devido a fótons no protocolo padrão de tratamento.
Fonte: MEDEIROS, 2018



ANEXO B - Contribuição de cada direção para a dose equivalente no protocolo padrão de tratamento. Doses equivalentes normalizadas para cada 1 Gy de dose absorvida na próstata.
Fonte: MEDEIROS, 2018.