

INFLUÊNCIA DE BLINDAGENS DE SALA DE RADIOTERAPIA NA DOSE EFETIVA DE PACIENTES SUBMETIDOS AO TRATAMENTO DE CÂNCER DE PRÓSTATA

Raphael Francisco Gomes dos Santos

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

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Rio de Janeiro
Novembro de 2021

RADIOTERAPIA NA DOSE EFETIVA DE PACIENTES SUBMETIDOS AO
TRATAMENTO DE CÂNCER DE PRÓSTATA

Raphael Francisco Gomes dos Santos

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

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Aprovada por: Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Júnior

Prof^a. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Dra. Camila Salata

Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Dr. César Marques Salgado

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

NOVEMBRO DE 2021

Santos, Raphael Francisco Gomes

Influência de blindagens de sala de radioterapia na dose efetiva de pacientes submetidos ao tratamento de câncer de próstata. / Raphael Francisco Gomes dos Santos. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021

XVII, 129 p.: il.; 29,7cm

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Tese (Doutorado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2021.

Referências Bibliográficas: p. 120-129

1. Radioterapia. 2. Acelerador Linear. 3. Dosimetria. 4. MCNP. I. Silva, Ademir Xavier da, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Agradecimentos

A Deus, melhor amigo, pai e conselheiro. Que me levantou em todos os momentos que estive caído.

A meus pais Jorge e Jorgete pelo amor, cuidado e crença incondicional na minha capacidade.

A minha esposa Christine que me suportou em amor de todas as maneiras possíveis, companheira de angústias, sem a qual eu não teria chegado até aqui.

Aos meus irmãos Isaac e Luana por terem sido apoio e fonte de incentivo durante toda a jornada.

Ao meu primeiro orientador, saudoso professor Delson. Seus ensinamentos sempre serão guardados com muito carinho, obrigado.

A meus orientadores, Dr. Ademir Xavier da Silva e Dr. Wilson Freitas Rebello da Silva Júnior, pelos ensinamentos, incentivo e apoio em toda a minha trajetória.

Ao Dr. Marcos Paulo Cavaliere pela amizade e colaboração técnica de inestimável valor, sem a qual esse trabalho não poderia ter sido realizado.

Ao Dr. Juraci Passos, Dr. Jardel Thalhoffer, Prof. Hilton Guaraldi, pela colaboração decisiva e salutar, que sustentaram este trabalho desde os primeiros dias de trabalho.

Aos companheiros de trabalho do Instituto de Engenharia Nuclear-IEN e da ATOMUM que colaboram com discussões, incentivo e apoio, em grande parte da minha trajetória.

Aos Amigos Cap. Kelmo Braga, Alessandro Domingues, Rogério Ferreira, Dra. Caroline Barbosa e Dr. Renato Guedes que forneceram amizade, suporte acadêmico e emocional em momentos cruciais desta jornada.

Ao PEN, seus professores e funcionários, pelo profissionalismo e trabalho árduo, muitas vezes anônimo, alicerces do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ.

Ao Núcleo de Computação de Alto Desempenho – NACAD – da UFRJ e ao Laboratório de Ciências Radiológicas – LCR – da UERJ, por permitirem acesso aos recursos de computação imprescindíveis para a realização da presente tese.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

INFLUÊNCIA DE BLINDAGENS DE SALA DE RADIOTERAPIA NA DOSE EFETIVA DE PACIENTES SUBMETIDOS AO TRATAMENTO DE CÂNCER DE PRÓSTATA.

Raphael Francisco Gomes dos Santos

Novembro/2021

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho apresenta uma análise da influência das blindagens da sala de radioterapia sobre as doses recebidas pelos órgãos/tecidos adjacentes ao tumor alvo. O desenvolvimento do trabalho foi realizado simulando computacionalmente um acelerador Varian Clinac 2300/CD (15 MV), uma sala de radioterapia e um fantoma antropomórfico em voxels. A simulação do acelerador linear foi realizada baseada nas informações de documentos fornecidos pela fabricante Varian e validada, comparando os resultados simulados aos obtidos pelo Golden Data emitido pelo fabricante. As doses utilizadas para validação do acelerador, foram obtidas nas aberturas $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$ onde os perfis de dose profunda e laterais de dose foram avaliados, levando em consideração os critérios de aceitação descritos na literatura. Posteriormente, foi avaliado a influência das blindagens sobre as doses equivalente e efetiva em um paciente submetido à radioterapia de próstata. A adição do aço e do chumbo às blindagens mostrou que os materiais contribuem de forma ínfima para as doses no paciente. Os dados obtidos foram comparados com a literatura, indicando que a distribuição da dose nos tecidos adjacentes ao tumor é menor com o aumento da energia do feixe terapêutico.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

INFLUENCE OF RADIOTHERAPY ROOM SHIELDS ON THE EFFECTIVE DOSE TO PATIENTS UNDERGOING PROSTATE CANCER TREATMENT

Raphael Francisco Gomes dos Santos

November/2021

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Department: Nuclear Engineering

This paper presents an analysis of the influence of the shields of the radiotherapy room on the doses received by the organs/tissues adjacent to the target tumor. The development of the work was carried out by computationally simulating a Varian Clinac 2300/CD accelerator (15 MV), a radiotherapy room and an anthropomorphic phantom in voxels. The simulation of the linear accelerator was carried out based on the information of documents provided by the manufacturer Varian and validated, comparing the simulated results to those obtained by the Golden Data issued by the manufacturer. The doses used for throttle validation were obtained at $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ and $20 \times 20 \text{ cm}^2$ openings where the deep dose and lateral dose profiles were evaluated, taking into account the acceptance criteria described in the literature. Subsequently, the influence of shields on equivalent and effective doses was evaluated in a patient undergoing prostate radiotherapy. The addition of steel and lead to shielding showed that the materials contribute in a tiny way to the doses in the patient. The data obtained were compared with the literature, indicating that the dose distribution in tissues adjacent to the tumor is lower with increased energy of the therapeutic beam.

Sumário

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 Generalidades	1
1.1.1 O câncer	1
1.1.2 A blindagem das salas de radioterapia	3
1.1.3 Riscos do Câncer Induzido Devido a Radiações Secundárias	4
1.2 Motivação e Relevância	5
1.3 Objetivos	6
1.3.1 Objetivos principais	6
1.3.2 Objetivos Intermediários	6
1.4 Justificativa	7
Capítulo 2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2. Revisão bibliográfica	8
Capítulo 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
3.1. O Câncer de próstata	12
3.2 Radioterapia	14
3.3 Aceleradores lineares: componentes	17
3.4 Grandezas e unidades dosimétricas	21
3.4.1 Dose absorvida	22
3.4.2 Dose Equivalente	22
3.4.3 Dose Efetiva	23
3.5 Porcentagem de Dose Profunda (PDD)	24
3.6 Perfil lateral de Dose	26
3.7 A física das radiações geradas no Linac	27
3.7.1 Interação dos fótons com a matéria	27
3.7.2 Dispersão Rayleigh	28
3.7.3 Efeito Fotoelétrico	28
3.7.4 Espalhamento Compton	29
3.7.5 Produção de Pares	30
3.7.6 Bremsstrahlung	30
3.8 Blindagem da Radiação Gama	31
3.9 O Método de Monte Carlo e o código MCNP	31
3.9.1 O Código de transporte de radiação MCNP	32
3.9.2 Técnicas de redução de variância	34

3.9.3 Erro relativo	35
3.10 Fantomas	36
3.10.1 Fantomas virtuais	36
3.11 Tratamento do câncer de próstata: geometria das radiações	38
3.11.1 GTV Gross Tumor Volume (Volume Tumoral Visível ou palpável)	39
3.11.2 CTV Clinical Tumor Volume (Volume Tumoral Clínico)	39
3.11.3 ITV Internal Target Volume (Volume Alvo Interno)	40
3.11.4 PTV Internal Target Volume (Volume Alvo de Planejamento)	40
3.11.5 Volume Tratado	40
3.11.5 Volume Irradiado	41
Capítulo 4 – METODOLOGIA	42
4.1 Modelagem do acelerador Varian Clinac 2300 CD	42
4.2 Modelagem computacional do cabeçote do Acelerador Linear	44
4.3 Simulação do Target	45
4.4 Simulação do Flattening Filter	46
4.5 Simulação do feixe primário de elétrons	48
4.6 Simulação dos Fantomas (Cálculo da PDD e Perfil Lateral de Dose)	49
4.6.1 O TRS 398	50
4.6.2 Cálculo de Dose em fantomas de água	43
4.6.3 Critérios de Aceitação	51
4.7 Análise da dose fora do campo	52
4.8 Modelagem do Colimador Multifolhas (MLC)	54
4.9 Transformações e rotações	55
4.10 Integração do fantoma	56
4.11 Simulação do Tratamento	56
4.12 Simulação da sala de radioterapia	59
4.12.1 Inserção da blindagem de aço e chumbo	59
Capítulo 5-RESULTADOS E DISCUSSÃO	62
5.1 Porcentagem de Dose Profunda (PDD)	62
5.2 Perfil lateral de dose	66
5.3 Validação fora do campo	74
5.4 Doses nos órgãos do fantoma REX submetido ao tratamento de radioterapia de próstata	76
5.4.1 Dose devido a fótons	76
5.4.2 Estudo da influência do concreto nos valores de dose	86

5.4.3 Estudo da influência do Aço nos valores de Dose	96
. 5.5.4 Estudo da Influência do chumbo nos valores de dose	105
Capítulo 6 - CONCLUSÃO.....	115
6.1 Conclusões do trabalho	115
6.2 Trabalhos futuros	119
Capítulo 7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	120

Lista de Figuras

Figura 1.1: Modelo esquemático da radiação espalhada onde se pode observar em vermelho o feixe útil, em verde a radiação de fuga e, em azul, a radiação espalhada.....	4
Figura 3.1.- Sistemas urinário e reprodutor masculinos, detalhando os órgãos circunvizinhos a prostata.....	13
Figura 3.2: O Theratron Junior foi usado em Binghamton, Nova York, no Hospital Nossa Senhora de Lourdes, de 1957 a 1968. (PANTALONY,2011)	15
Figura 3.3: Evolução dos aceleradores lineares: À esquerda, tratamento radioterápico de um tumor localizado no olho de um menino de 2 anos de idade no Stanford Hospital em São Francisco EUA, 1956. À direita é demonstrado o tratamento radioterápico atualmente, agora com um moderno acelerador linear no Stanford Comprehensive Cancer Center. (STANFORD,2007)	16
Figura 3.4: Esquema de um Linac (PODGORSK,2005)	17
Figura 3.5: Tubo acelerador (waveguide); abaixo, imagem do target (REBELLO,2008)	19
Figura 3.6: Flattening Filter utilizado para produzir um feixe de 6MV (LIND2008)	19
Figura 3.7: À esquerda, feixe de fótons produzido em um linac com FF e à direita sem o FF. (BODA HEGGEMANN2013)	20
Figura 3.8: Imagem do cabeçote do acelerador linear Varian: em destaque os colimadores primários (Jaws) (VARIAN MEDICALSYSTEMS)	20
Figura 3.9: A esquerda, figura do MLC no cabeçote durante um ajuste no formato do campo. À esquerda visão ampliada das folhas do MLC (VARIAN MEDICALSYSTEMS)	21
Figura 3.10: Curva característica da PDD.....	25
Figura 3.11:Curvas do perfil lateral de dose.....	29
Figura 3.12: Predominância dos efeitos atômicos de acordo com a energia e o número atômico do material. (TAUHATA,2014)	30
Figura 3.13:Tipo de tallies.....	34
Figura 3.14 Ilustração da formação de um voxel a partir de uma imagem tomográfica. As dimensões indicadas correspondem às do fantoma. Em A a imagem tomográfica é obtida através da aquisição de várias projeções, onde a espessuras do corte é igual a c. Em B é demonstrada a matriz de pixels e em C são mostradas as dimensões do pixel e do voxel, referentes ao fantoma REX.....	37
Figura 3.15: Representação gráfica dos volumes de interesse para fins de planejamento da radioterapia (ZACARIA,2015)	38

Figura 4.1: acelerador varian Clinac 2300 C/D (ONCOLOGY SYSTEMS,2020)	43
Figura 4.2: Fluxograma representativo para validação do modelo computacional no código MCNP	43
Figura 4.3: Visualização do modelo computacional do cabeçote. (MEDEIROS, 2018)	45
Figura 4.4: simulação do alvo: a esquerda o alvo juntamente com os demais componentes do <i>beam line</i> e a direita o alvo centralizado e ampliando, possibilitando a visualização dos dois cilindros que compõe a estrutura.....	46
Figura 4.5: visualização 3D da construção do <i>Flattening Filter</i> : Agrupamento de macrobodies com geometria de troncos de cone.....	47
Figura 4.6: Junção dos troncos de cone com a estrutura de base do <i>Flattening Filter</i>	47
Figura 4.7: Forma final do <i>Flattening filter</i> do acelerador varian Clinac 2300 C/D. Visualização realiza.....	48
Figura 4.8: Apresentação, através do software VISED, da simulação do fantoma que foi utilizado para obtenção dos perfis laterais de dose e da PDD pelo software MORITZ.....	50
Figura 4.9: Regiões de validade dos critérios: a esquerda, tolerância referente a PDD e a direita referente aos perfis laterais de dose.....	52
Figura 4.10: Perfis laterais de dose produzidos por energias de 18 e 6 MV a profundidade de 5 cm. Os dados de interesse são os obtidos com a presença do filtro (VASSILIEV,2006)	54
Figura 4.11: Visão do colimador Milenium MLC HD-120.(EPONTHEM,2020).....	55
Figura 4.12 – Ângulos de inclinação do gantry (MEDEIROS 2018)	56
Figura 4.13: Desenho em CAD do projeto de blindagem radiológica da sala de radioterapia. (a) Vista em planta. (b) Vista em elevação. Cotas omitidas intencionalmente (MEDEIROS, 2018)	59
Figura 4.14: Visão da sala remodelada, através do software VISED. Em A) Visualização das paredes internas da sala B) visualização da sala e do teto remodelado.....	60
Figura 5.1: PDD com abertura do campo 4x4 cm ² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data)	63
Figura 5.2: PDD com abertura do campo 10x10 cm ² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data)	63

Figura 5.3: PDD com abertura do campo 20x20 cm ² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data)	72
Figura 5.4: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm ² na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	75
Figura 5.5: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm ² na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	75
Figura 5.6: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm ² na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	76
Figura 5.7: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm ² na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	76
Figura 5.8: Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm ² na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	77
Figura 5.9 Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm ² na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	78
Figura 5.10: Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm ² na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	78
Figura 5.11: Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm ² na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	78
Figura 5.12: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm ² na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	79
Figura 5.13: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm ² na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	79
Figura 5.14: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm ² na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	80

Figura 5.15: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm ² na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.....	80
Figura 5.16: A) Comparação dos feixes de 10,15 e 18MV, obtidos através da simulação (MCNP). B) Ampliação da região de penumbra demonstrada em A, evidenciando o comportamento dos feixes nesta região.....	83
Figura 5.17: Dose equivalente total nos órgãos. Os nódulos linfáticos foram considerados excetuando os LN-ET+LN-Th e a espinha excetuando a cervical, torácica, lombar e sacra.....	86
Figura 5.18: Valores de dose equivalente normalizada devido a fótons, em função da inclinação do gantry.....	81
Figura 5.19: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV) e um tratamento sem as paredes de concreto.....	84
Figura 5.20: Valores das componentes da dose efetiva devido a fótons desconsiderando a dose na próstata.....	85
Figura 5.21: Valores das componentes da dose efetiva devido a fótons considerando a dose na próstata.....	86
Figura 5.22: Contribuição da blindagem de concreto para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos.....	87
Figura 5.23: Comparação da dose equivalente devido a fótons. Simulação do tratamento dentro da sala de concreto, projetada para um acelerador que opera com energia de 10MV (sala 1) e 15 MV (sala 2)	91
Figura 5.24: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)	92
Figura 5.25: Contribuição da blindagem de concreto para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos.....	95
Figura 5.26: Contribuição da blindagem de aço para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos.....	97
Figura 5.27: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)	101
Figura 5.28: Contribuição da blindagem de 1 TVL de aço para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos.....	104
Figura 5.29: Contribuição da blindagem de chumbo para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos.....	106

Figura 5.30: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)	110
Figura 5.31: Contribuição da blindagem de 1 TVL de aço para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecido.....	113

Lista de Tabelas

Tabela 1.1: Estimativas para o ano de 2020 das taxas brutas e ajustadas de incidência por 100 mil habitantes e do número de casos novos de câncer, segundo sexo e localização primária (INCA,2019.....	2
Tabela 3.1: Fatores de peso da radiação*, wR (CNEN, 3.0)	23
Tabela 3.2: Fatores de peso para órgão e tecido específico para o cálculo da dose efetiva recomendados pela publicação 103 da ICRP (ICRP,2007)	24
Tabela 3.3: recomendações para interpretação do erro relativo.....	36
Tabela 4.1: Valores adotados na simulação de FWHM e a energia média.....	49
Tabela 4.2 – Descrição dos valores de tolerâncias para as diferentes regiões das curvas de PDD e perfis de dose (VENSELAAR et al. (2001))	52
Tabela 4.3: Camadas deci-redutoras para o concreto comum (2,35 g/cm ³), aço (7,87 g/cm ³) e chumbo (11,35 g/cm ³) para fótons de 10 MeV.....	61
Tabela 5.1: Dados referentes ao erro relativo médio, diferença percentual média e profundidade da dose máxima, encontrados na simulação do acelerador de 15 MV. As diferenças e os erros foram calculados relativos a PDD, em diferentes regiões do feixe e para diferentes aberturas; a dose máxima é demonstrada de forma comparativa entre o dado obtido pelo Golden data e o simulado.....	65
Tabela 5.2: Erro relativo médio relativos a curva do perfil lateral de dose, em diferentes profundidades, regiões e aberturas do campo em um feixe de 15 MV.....	73
Tabela 5.3: Diferença percentual média relativa a curva do perfil lateral de dose, em diferentes profundidades, regiões e aberturas do campo em um feixe de 15 MV.....	74
Tabela 5.4: Valores de Dose Equivalente, em diferentes órgãos e em diferentes posições do Gantry.....	79
Tabela 5.5: Erro relativo referente as doses calculadas, em diferentes órgãos em diferentes posições do Gantry.....	82
Tabela 5.6: Contribuição do concreto para a dose equivalente devido a fótons.....	88
Tabela 5.7: Erro relativo referente as doses calculadas devido a fótons com as paredes de concreto, em diferentes órgãos em diferentes posições do Gantry.....	89
Tabela 5.8: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 CD no fantoma.....	93
Tabela 5.9: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fóton.....	96
Tabela 5.10: Contribuição do aço para a dose equivalente devido a fótons.....	98

Tabela 5.11: Erro relativo referente as doses, na presença das chapas de aço.....	98
Tabela 5.12: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 CD no fantoma, na sala com as chapas de aço.....	102
Tabela 5.13: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fótons.....	104
Tabela 5.14: Contribuição do chumbo para a dose equivalente devido a fótons.....	107
Tabela 5.15: Erro relativo referente as doses, na presença das chapas de chumbo.....	108
Tabela 5.16: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 no fantoma	111
Tabela 5.17: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fótons.....	113

LISTA DE SÍMBOLOS

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear ENDF – Evaluated Nuclear Data File system

ICRP – International Commission on Radiation Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

INCA – Instituto Nacional de Câncer

IMRT – Radioterapia com Intensidade Modulada

ISO – International Standards Association LANL – Los Alamos National Laboratory

MCNPX – Monte Carlo N Particle eXtended

MLC – Multileaf Collimator (colimador multifolhas)

NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements

PDD – Percentage Depth Dose

PNNL – Pacific Northwest National Laboratory

TVL – Camada deci-redutora

3D-CRT – Radioterapia Conformacional 3D

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização e generalidades

1.1.1. Câncer

Denomina-se câncer um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células. Essas doenças podem eventualmente invadir tecidos e órgãos, espalhando-se para outras regiões do corpo. Suas causas são multifatoriais podendo estar relacionadas ao meio ambiente, hábitos ou costumes próprios de um ambiente sociocultural ou ainda, geneticamente pré-determinados, podendo também estar ambas as motivações interrelacionadas. A palavra câncer vem do grego *karkínos* (caranguejo), sendo utilizada primeiramente por Hipócrates. (PORTO *et al*, 201) No Brasil, o câncer representa a segunda causa de óbito na população adulta, sendo que, de acordo com as previsões do Instituto Nacional do Câncer, a incidência da doença no biênio 2018-2019 seja de 600 mil casos novos de câncer, para cada ano (INCA 2018). Essas estimativas refletem o perfil de um país que possui os cânceres de próstata, pulmão, mama feminina e cólon e reto entre os mais incidentes, apresentando, ainda, altas taxas para os cânceres do colo do útero, estômago e esôfago.

Para o Brasil, a estimativa para cada ano do triênio 2020-2022 aponta que ocorrerão 625 mil casos novos de câncer (450 mil, excluindo os casos de câncer de pele não melanoma). O câncer de pele não melanoma será o mais incidente (177 mil), seguido pelos cânceres de mama e próstata (66 mil cada), cólon e reto (41 mil), pulmão (30 mil) e estômago (21 mil) (INCA,2019), resultados demonstrados na tabela 1.1.

Tabela 2.1: Estimativas para o ano de 2020 das taxas brutas e ajustadas de incidência por 100 mil habitantes e do número de casos novos de câncer, segundo sexo e localização primária (INCA,2019)

Localização Primária Neoplasia Maligna	Estimativa dos Casos Novos											
	Homens						Mulheres					
	Estados			Capitais			Estados			Capitais		
	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada
Próstata	65.840	62,95	50,78	13.640	60,53	57,33	-	-	-	-	-	-
Mama feminina	-	-	-	-	-	-	66.280	61,61	43,74	19.82	78,88	45,90
Colo do útero	-	-	-	-	-	-	16.590	15,43	12,60	4.180	16,55	10,13
Traqueia, brônquio e pulmão	17.760	16,99	16,19	3.180	14,17	16,11	12.440	11,56	9,24	3.760	14,96	11,32
Cólon e reto	20.520	19,63	18,80	5.320	23,59	21,26	20.470	19,03	13,36	6.260	24,90	15,59
Estômago	13.360	12,81	11,37	2.430	10,85	11,23	7.870	7,34	5,95	1.920	7,71	6,61
Cavidade oral	11.180	10,69	9,25	2.040	9,03	9,19	4.010	3,71	2,66	1.040	4,00	3,21
Laringe	6.470	6,20	5,75	1.150	5,00	4,97	1.180	1,06	0,92	360	1,06	0,79
Bexiga	7.590	7,23	4,61	1.800	7,87	7,12	3.050	2,80	2,03	900	3,44	2,61
Esôfago	8.690	8,32	6,48	1.160	5,00	6,27	2.700	2,49	1,76	460	1,60	1,42
Ovário	-	-	-	-	-	-	6.650	6,18	4,84	1.870	7,50	5,19
Linfoma de Hodgkin	1.590	1,52	1,33	450	1,71	1,93	1.050	0,95	0,88	430	1,35	1,04
Linfoma não Hodgkin	6.580	6,31	5,67	1.430	6,41	7,27	5.450	5,07	3,37	1.260	4,96	4,27
Glândula tireoide	1.830	1,72	1,52	1.090	4,52	1,81	11.950	11,15	8,13	4.650	18,47	8,13
Sistema nervoso central	5.870	5,61	5,22	1.150	5,07	6,27	5.220	4,85	4,17	1.440	5,69	4,55
Leucemias	5.920	5,67	5,55	1.210	5,43	5,93	4.890	4,56	3,95	1.180	4,69	4,64
Corpo do útero	-	-	-	-	-	-	6.540	6,07	5,22	1.930	7,61	6,14
Pele melanoma	4.200	4,03	2,01	790	3,36	3,40	4.250	3,94	1,78	870	3,28	2,49
Outras localizações	48.060	45,97	41,48	9.320	41,34	48,09	42.390	39,43	29,40	9.790	38,88	26,48
Todas as neoplasias, exceto pele não melanoma	225.460	215,65	215,86	46.160	204,92	238,47	222.980	207,36	145,00	62.120	247,24	159,85
Pele não melanoma	83.770	80,12	-	20.010	88,84	-	93.160	86,65	-	19.090	75,98	-
Todas as neoplasias malignas	309.230	295,78	-	66.170	293,75	-	316.140	294,00	-	81.210	323,22	-
Todas as neoplasias malignas, corrigidas para sub-registro	387.980	371,11	-	-	-	-	297.980	277,11	-	-	-	-

Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer de próstata ocupa a primeira posição no país em todas as Regiões brasileiras, com um risco estimado de 72,35/100 mil na Região Nordeste; de 65,29/100 mil na Região Centro-Oeste; de 63,94/100 mil na Região Sudeste; de 62,00/100 mil na Região Sul; e de 29,39/100 mil na Região Norte (INCA, 2019). Essa modalidade de câncer ocupa a segunda posição entre as neoplasias malignas que acometem os homens, em todo o mundo, atrás apenas do câncer de pulmão (STEWART,2014).

O tratamento do câncer pode ser feito através de cirurgia, radioterapia, quimioterapia ou transplante de medula óssea. Em muitos casos, é necessário combinar mais de uma modalidade, sendo essa combinação dependente dos critérios preestabelecidos pelo médico. (INCA, 2017).

Dentre essas três, a radioterapia é uma modalidade de tratamento do câncer que se caracteriza pela utilização de radiação ionizante para destruir células tumorais. A radiação ionizante pode ser produzida por um equipamento chamado acelerador linear, que produz um feixe de fótons direcionado ao tumor do paciente. Então, uma dose pré-calculada de radiação é aplicada no volume de tecido que engloba o tumor.

1.1.2 A Blindagem das Salas de Radioterapia

A utilização de Aceleradores Lineares demanda uma estrutura física especialmente projetada para lhes dar o adequado suporte estrutural (os equipamentos pesam várias toneladas) e garantir a segurança dos pacientes, operadores e público externo. (MEDEIROS,2018). Essas estruturas são conhecidas como salas de radioterapia, ou simplesmente “Bunker”, devido às suas configurações estruturais. O objetivo da estrutura é estabelecer uma proteção que possa limitar a exposição de radiação para membros do público e indivíduos ocupacionalmente expostos, a um nível aceitável previsto em normas. No Brasil e em grande parte do mundo, o projeto de edificação de uma sala de radioterapia baseia-se principalmente no relatório 151 do NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements, que apresenta recomendações e informações técnicas relacionadas com a concepção e instalação de blindagem estrutural para instalações de radioterapia de mega voltagem de raios -x e gama. Entretanto, como mencionado acima, os procedimentos de cálculo previstos na NCRP1 51 relativos ao do projeto de blindagem da sala do acelerador preveem apenas a proteção dos indivíduos posicionados externamente à sala de tratamento, não levando em conta o efeito da

blindagem sobre o paciente que está dentro da sala de radioterapia se submetendo ao tratamento radioterápico.

1.1.3 Riscos do Câncer Induzido Devido a Radiações Secundárias

Mesmo que o feixe de fótons produzido pelo acelerador linear seja blindado e colimado, afim de que a interação do feixe seja somente com o tumor, parte da radiação pode transpassar o equipamento sem interagir com nenhum material ou, ainda, parte da radiação pode interagir com os materiais presentes dentro sala de radioterapia (paredes, cabeçote do acelerador e o paciente) gerando a radiação espalhada . A essas radiações de fuga e espalhada, denomina-se radiação secundária, podendo contribuir consideravelmente para doses indesejáveis em tecidos sadios do paciente e, consequentemente, na indução de um novo foco câncer. (TUBIANA, 2009).

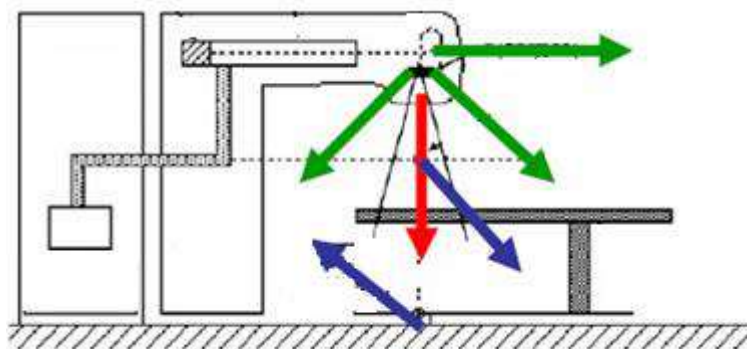


Figura 1.1: Modelo esquemático da radiação espalhada onde se pode observar em vermelho o feixe útil, em verde a radiação de fuga e, em azul, a radiação espalhada

O risco de câncer secundário após a radioterapia é um tópico cada vez mais importante na oncologia clínica, que pode refletir até mesmo na tomada de decisão referente ao tratamento do paciente (HERRMANN, 2002). A incidência do câncer secundário tem sido subestimada há muito tempo; o que possivelmente está relacionado ao fato de que os pacientes acometidos com câncer possuíam expectativa de vida inferior a 15 anos, impossibilitando a produção de estudos a longo prazo. O aumento da sobrevivência dos pacientes possibilitou a realização de estudos mais longos, sendo verificado que a incidência do câncer secundário pode chegar a acometer cerca de 20 % dos pacientes tratados por radioterapia (TUBIANA, 2009). Portanto, torna-se necessário a concentração

de esforços investigativos a fim de reduzir os efeitos causadores da segunda malignidade. A preocupação com a possibilidade do câncer secundário devido à exposição de tecidos sadios a radiação espalhada foi tema dos trabalhos de Kim *et al*, (KIM, 2013), quando o mesmo avaliou a contribuição na dose equivalente a tecidos sadios devido a um tratamento radioterápico de pulmão, usando a técnica IMRT. Howel e colaboradores, (HOWEL *et al*, 2008) de igual modo investigaram a influência da radiação espalhada em aceleradores lineares de diversos fabricantes de modo a analisar a contribuição desta radiação a dose equivalente no paciente.

1.2 Motivação e Relevância

Com o aparecimento dos aparelhos de Cobalto 60 na década de 60 e posteriormente com o lançamento dos Aceleradores Lineares para uso médico, que se popularizaram a partir do final da década de 60, equipamentos que trabalhavam com fontes de Césio ou Cobalto, vêm sendo substituídos por aceleradores lineares operando em altas energias (INCA, 2010). Com essa mudança, no Brasil, por força da regulamentação da Comissão Nacional de Energia Nuclear CNEN, as salas devem ter suas blindagens recalculadas e readaptadas para a utilização do novo equipamento. A reestruturação pode apresentar desafios complexos, como falta de espaço, inviabilidade de construção, recursos escassos entre outros. Tais problemas podem ser solucionados reutilizando o antigo Bunker, acrescido com chapas de aço, chumbo ou concreto, afim de manter os valores de dose em um limite aceitável fora da sala de radioterapia.

O paciente, submetido à radioterapia, recebe as doses indesejáveis sobre os tecidos sadios do seu corpo não só provenientes da radiação de fuga do equipamento, mas também da radiação que interage com as paredes internas do *bunker*, e que são espalhadas de volta em sua direção. Além disso, ainda há os efeitos produzidos pelas radiações produzidas nas paredes do *bunker*, que são originadas devido a interação da radiação com essas paredes, e que também atingem o paciente.

Dessa forma, a proposta deste trabalho é investigar as doses produzidas no paciente devido ao espalhamento dos fótons nas paredes da sala de radioterapia.

Sendo a interação da radiação com as paredes do bunker função do tipo de radiação, sua energia e do material empregado nas paredes, espera-se que esse espalhamento/produção da radiação se dê de forma diferenciada para cada material empregado e, por conseguinte, irá gerar doses diferentes no paciente. Portanto, conhecer

esse comportamento em função dos materiais empregados na blindagem, pode permitir indicar quais desses materiais seriam apropriados para a confecção do bunker, sob a ótica da proteção radiológica do paciente.

1.3 Objetivos Principais

Este trabalho tem por objetivo estudar a influência dos materiais aço, chumbo e concreto, utilizados na confecção da blindagem de salas de radioterapia, sobre as doses indesejáveis depositadas sobre os tecidos sadios do paciente. Para tal, deverá ser desenvolvido um modelo computacional que possibilite a obtenção da dose absorvida nos órgãos adjacentes ao tumor alvo e a avaliação da relação destas doses com a modificação dos materiais que compõe a blindagem da sala, afim de avaliar a influência destes componentes nos valores das doses indesejáveis.

1.3.1 Objetivos Intermediários

- Estudar o modelo computacional desenvolvido por MEDEIROS (MEDEIROS, 2018) observando as características e nuances relativas a simulação no MCNP5
- Desenvolver o modelo computacional do acelerador Varian 2300/CD operando com energia de 15 MV usando o código computacional MCNP5/MCNPX, realizando a alteração do *Beam Line* do Acelerador modelado por MEDEIROS (MEDEIROS,2018). As alterações deverão ser realizadas baseadas nas informações realísticas, fornecidas pelo documento da fabricante (Varian).
- Realizar a validação da simulação do acelerador através da comparação dos perfis de dose aos dados “ouro” (*Golden Data*), fornecidos pela fabricante.
- Construir um *input* que integre o acelerador modelado ao MLC HD-120, a sala de radioterapia (projeto de uma sala real) e ao fantoma REX, simulando o tratamento radioterápico de próstata.
- Realizar a simulação do tratamento 3D CRT, considerando 4 posições diferentes do gantry em relação ao paciente (0° , 90° , 180° e 270°), avaliando a influência da blindagem da sala nas doses indesejáveis no paciente
- Verificar a influência da espessura do concreto das paredes da sala de radioterapia nas doses indesejáveis no paciente

- Realizar a simulação do tratamento adicionando as chapas de aço e de chumbo, a fim de avaliar a influência destes materiais nas doses indesejáveis no paciente.
- Analisar os efeitos produzidos pelo aumento da energia do feixe terapêutico no tratamento de radioterapia de próstata, através da comparação dos dados obtidos nesta tese (feixe terapêutico de 15 MV) aos dados obtidos por MEDEIROS (feixe terapêutico de 10 MV)

1.4 Justificativa

Reduzir as doses sobre tecidos sadios do paciente submetido ao tratamento radioterápico tem sido uma busca constante pela ciência moderna, porém, até o presente momento, as metodologias de cálculo de blindagem das salas de radioterapia não levam em conta a proteção do paciente, focando apenas a proteção das pessoas situadas externamente às salas. Estudar e conhecer o efeito do emprego dos materiais na composição das blindagens das salas de radioterapia, à luz da proteção radiológica do paciente, torna-se de grande importância, pois os resultados obtidos poderão indicar quais os materiais seriam os mais apropriados para a confecção das blindagens e, com isso, poderemos reduzir as doses indesejáveis sobre os pacientes, melhorando sua qualidade de vida.

Capítulo 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As principais referências utilizadas para a elaboração deste trabalho serão resumidas neste capítulo. São artigos, teses e dissertações que formaram a base teórica para o desenvolvimento de metodologias, referências de análises que indicaram aspectos teórico\práticos relevantes para a construção desta tese. As referências apresentam estudos sobre a modelagem de aceleradores lineares, bem como método de simulação da geometria dos componentes internos do cabeçote, estudos sobre a produção de radiação secundária gerada por espalhamento no acelerador, na sala e no paciente e estudos sobre a dose equivalente nos tecidos sadios de um paciente submetido a um tratamento radioterápico.

Em 1996, Mao e colaboradores (MAO *et al.*,1996) avaliaram a produção de nêutrons produzidos por aceleradores Varian 2100 C e 2300 C operando com energias de 10,15,18 e 20 MV usando simulação em Monte Carlo para modelar uma versão embrionária do cabeçote do acelerador linear. Mao e colaboradores afirmam que esse trabalho foi o início de estudos da Varian (fabricante norteamericana de aceleradores lineares) sobre a influência dos componentes do acelerador na produção de fotonêutrons, relacionando a energia e o posicionamento dos Jaws com a produção de radiação secundária.

Em 1998, Kase e colaboradores (KASE *et al.*,1998) utilizaram a o modelo de acelerador criado por Mao para calcular a fluência de nêutrons em torno do acelerador com energias de 10,15,18 e 20 MV usando simulação de Monte Carlo. Em 2003, Kase e colaboradores realizaram medições de transmissão através de simulação usando método de Monte carlo, da radiação de fuga de fótons e nêutrons em um acelerador Varian Clinac 2100C operando com energias de 18 MV analisando a influência do concreto na radiação espalhada durante o tratamento. Os resultados mostraram que a fluência de nêutrons a 1 metro do alvo em uma sala típica varia por um fator de 2 a 3 e que a variação na fluência de nêutrons parece ser ligeiramente maior quando os efeitos do espalhamento no concreto são removidos.

Em 2004 Facure e colaboradores (FACURE *et al.*,2004) modelaram um modelo esférico como cabeçote seguindo as recomendações da NCRP 79, usando o código MCNP4B.

Foi calculado a dose equivalente devido a nêutrons em vários pontos afastados do cabeçote. Os resultados foram satisfatórios, quando comparados com a literatura, apresentando boa aproximação

Em 2008, Chetty e colaboradores (CHETTY,2007) publicaram o relatório nº105 do grupo de trabalho AAPM, onde demonstram a eficácia da utilização do método de Monte carlo na simulação do feixe externo de fótons e elétrons produzidos por um acelerador linear. Neste trabalho foram fornecidas diversas técnicas preliminares para avaliação da simulação do acelerador linear modelado neste trabalho.

Al-Affana e colaboradores (AL AFFANA *et al*,2000) realizaram um cálculo da dose na entrada labirinto para raios X em um tratamento de radioterapia, concluindo que a NCRP não considera a contribuição de dose devido à fuga do feixe no cabeçote do acelerador, e a produção de fotonêutrons no mesmo. Concluíram também que o espalhamento da radiação nos materiais da sala, no ar e no paciente, pode elevar consideravelmente o valor da dose no labirinto de uma sala de radioterapia.

Em 2003, Folowill e colaboradores (FOLLOWILL,2003) analisaram a produção de nêutrons produzidos em 36 linacs com energia maior que 10 MV de diversos fabricantes e de nêutrons produzidos no espalhamento do bunker através do fator Q. Foi possível construir uma tabela com os valores de Q para diversos modelos de Linacs avaliando a fluência de nêutrons devido às dimensões do bunker.

Em 2007 Hoover (HOOVER, 2007) apresenta tese de doutorado onde é modelado, usando o MCNP5, um acelerador Varian Clinac 2100C operando à energia de 18 MV, comparando as curvas de PDP e perfis laterais de dose com dados obtidos experimentalmente. Hoover afirmou que técnicas de redução de variância reduziram significativamente o tempo computacional de simulação e ressaltou em suas conclusões a importância da largura a meia altura na diminuição dos erros referentes a geometria do perfil lateral de dose.

Em 2008 Rebello (REBELLO, 2008) investigou a produção de nêutrons em um acelerador Varian Clinac 2100/2300 operando com energia de 18 MV através de simulação em Monte Carlo, utilizando o código MCNP4B. Rebello propôs a inserção de um sistema chamado MLS (Multileaf Shielding) constituído por um conjunto de folhas de polietileno borado que acompanhariam a movimentação característica do MLC (Multileaf Collimator) reduzindo assim os níveis de Equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) na região do paciente.

Em 2009, Bednardz (BEDNARDZ *et al.*,2009a) desenvolveu um modelo computacional detalhado de um acelerador Varian operando a 6 e 18 MV objetivando o estudo de doses fora do campo em diversos órgãos do paciente. Bednarz utilizou fantasmas antropomórficos adultos para o cálculo de dose equivalente no tratamento 3D-RCT e IMRT, todos simulados com o Código MCNPX. O pesquisador avaliou o risco de indução do câncer secundário devido às radiações recebidas pelo paciente durante o tratamento radioterápico.

Em 2011, Pignol e colaboradores (PIGNOL *et al.*,2011) investigaram a dose em órgãos internos e em tecidos saudáveis durante o tratamento radioterápico de câncer de mama, avaliando o risco do surgimento de um câncer secundário. Na análise foi verificada a dose devido ao espalhamento da radiação no material de blindagem da sala, chegando à conclusão de que a técnica IMRT contribui de forma menos significativa para o surgimento do câncer secundário, quando comparado às técnicas 3D-CRT e ^{192}Ir .

Em 2013, Kim e colaboradores (Kim *et al.*,2013) analisaram o risco da incidência de um câncer secundário devido à radiação espalhada em um tratamento de radioterapia (IMRT) de câncer de Pulmão. A comparação foi realizada utilizando os tratamentos IMRT, VMAT (Volumetric Arc Therapy, também conhecido como Rapidarc) e Tomoterapia (TOMO) para cinco pacientes com câncer de pulmão. As doses devido à radiação espalhada foram medidas em vários pontos de 20 a 80 cm a partir do isocentro usando dosímetro de vidro rádio-fotoluminescência (RPLGD). Foi verificado que a dose secundária em Gy nos tratamentos IMRT, VMAT e TOMO para câncer de pulmão, medidos 20 a 80 cm do iso-centro, foram 0,02 ~ 2,03, 0,03 ~ 1,35 e 0,04 ~ 0,46 cGy. A estimativa feita pelos autores sugere que o risco de câncer secundário durante a Tomoterapia é menor do que ou comparável aos riscos de IMRT convencional e VMAT.

Em 2016 Braga (BRAGA,2016) estudou a contribuição de blindagens de concreto de uma sala de radioterapia no paciente, analisando diretamente os efeitos da radiação espalhadas e produzidas por ela. Braga modelou o acelerador Varian 2100 C/D operando com energia de 18 MV, o fantoma MAX e a blindagem utilizando o código MCNPX e seguindo o protocolo do INCA com 4 campos. Braga concluiu que a existência da blindagem de concreto pode ter uma contribuição média na ordem de 20% na dose equivalente depositada nos órgãos, de 4,65% na dose efetiva no indivíduo e de 26,81% no risco do paciente desenvolver câncer secundária.

Em 2016 Thalhoffer (THALHOFER,2016) apresentou uma análise acerca das doses em órgãos e tecidos sadios de pacientes submetidos ao tratamento do câncer de pulmão. Para isso utilizou-se o código de transporte de radiação MCNPX, para modelar dois aceleradores lineares, Varian 2300C/D e Siemens Oncor Expression, posicionados no interior da sala de radioterapia, operando nas energias de 18 MV e 6 MV respectivamente. Thalhoffer simulou os pacientes utilizando os fantasmas Rex e Regina, e calculou as doses equivalente e efetiva nos tecidos sadios. Foi verificado que 17 órgãos/tecidos circunvizinhos ao pulmão foram os mais afetados, em todos os modelos de tratamento simulados e com variação dos fantasmas e os aceleradores, sendo os brônquios o órgão mais afetado. Thalhoffer verificou que no fantoma Rex, o feixe terapêutico que mais contribuiu para as doses foi o de ângulo de 180°, assim como para a Regina, onde o autor verificou 25 órgãos classificado como mais afetados.

Em 2018, Medeiros (MEDEIROS, 2018) apresentou o desenvolvimento e validação de um modelo computacional detalhado de um acelerador linear de uso médico (LINAC) Varian. Nesta tese foram simuladas, de forma meticulosa, os diversos componentes dos aceleradores Varian Clinac operado com energias de 6,10 e 18 MV, chegando a uma simulação realística do acelerador linear. Posteriormente, Medeiros utilizou-se o modelo do acelerador para simulação de um protocolo de radioterapia 3D conformacional para câncer de próstata. Medeiros investigou o efeito sobre a dose efetiva recebida pelo paciente proveniente do espalhamento da radiação com os materiais comumente utilizados na construção das instalações (concreto, aço e chumbo). Os resultados calculados na tese sugerem que o concreto provoca um aumento total nas doses equivalentes nos diversos órgãos e tecidos do paciente de 0,0386 mSv para cada Gy de dose aplicado na próstata, e um aumento na dose efetiva de apenas 0,039 mSv por Gy de dose na próstata. Já os cálculos para blindagens adicionais de 1 TVL de aço ou chumbo foram de apenas 0,005 mSv/Gy e 0,002 mSv/Gy, respectivamente para o aço e para o chumbo. As doses calculadas por Medeiros levaram em consideração as doses produzidas apenas por fótons.

Capítulo 3

REFERÊNCIAL TEÓRICO

3.1. O Câncer de Próstata

O câncer mais comum da próstata é o adenocarcinoma, que tem origem nas glândulas produtoras de sêmen (IUCR,2021). Na maioria das vezes, o câncer de próstata tem desenvolvimento lento e alguns estudos mostram que cerca de 80% dos homens de 80 anos que morreram por outros motivos tinham câncer de próstata, que não foi diagnosticado previamente(CAMARGO, 2018;INCA,2021). Em alguns casos porém, ele cresce e se espalha para outros órgãos, podendo ser agressivo. A próstata começa a crescer ainda no feto, estimulada pelos hormônios masculinos, e continua a se desenvolver enquanto o menino se torna adulto. Em homens mais velhos, a parte da próstata que envolve a uretra pode continuar a crescer e dar origem à hiperplasia benigna da próstata (HPB), que não é câncer, mas pode obstruir a uretra e causar dificuldade para urinar. Em geral, esses pacientes apresentam redução da força e do calibre do jato da urina e vontade frequente de urinar. A hiperplasia benigna da próstata pode ser tratada com medicações orais ou mesmo com cirurgias endoscópicas. Com isso, a qualidade de vida dos pacientes melhora sensivelmente (CAMARGO, 2018).

Geralmente, o câncer começa a se desenvolver após os 30 ou 40 anos de idade de forma gradual. Com o tempo, começam a ocorrer modificações nas células, que passam a ter características pré-malignas, sem causar sintomas. A idade avançada, histórico familiar e má alimentação são apontados como os principais fatores de risco para o surgimento do câncer de próstata (CAMARGO, 2018; INCA,2021).

A próstata é uma glândula única com função secretora presente em homens. O líquido prostático tem pH básico, sendo importante no processo de alcalinização vaginal e conferindo o aspecto leitoso do sêmen e seu odor característico. Além disso, é possível que ela alcalinize os demais líquidos seminais masculinos, melhorando o desempenho de mobilidade do espermatozoide (HALL, 2011). O órgão localiza-se em posição imediatamente anterior ao reto e próximo a órgãos como bexiga e intestino, com dimensões de aproximadamente 3cm de comprimento, 4cm de largura e 2cm de profundidade antero-posterior – classicamente mencionada como tamanho de uma “noz”. A massa da próstata aos 20 anos de idade é de 20g e há um crescimento de 0,4g/ano a

partir dos 30 anos (BERMAN *et al*, 2012). A figura 3.1 demonstra a localização da próstata na parte inferior do tronco humano.

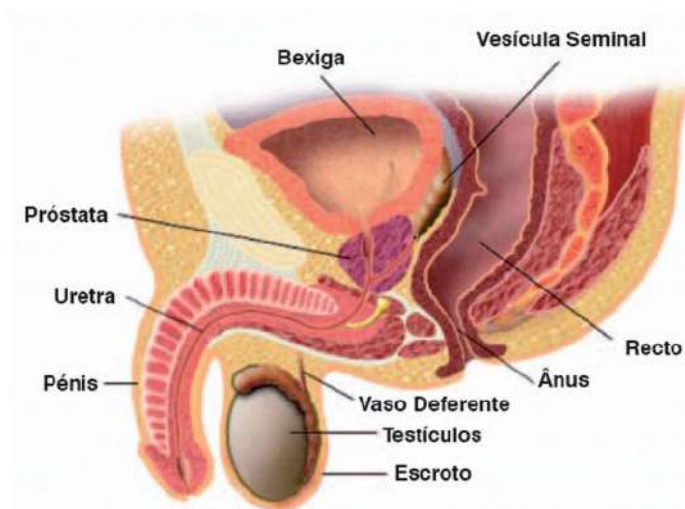


Figura 3.1.- Sistemas urinário e reprodutor masculinos, detalhando os órgãos circunvizinhos a próstata.

Há varios tipos de tratamento para o cancer de próstata, mas a escolha do tratamento mais adequado deve ser individualizada e definida após discussão dos riscos e beneficios do tratamento com o médico. É necessário avaliar diversos pontos como, a idade, o quadro de saude do paciente, a evolução da patologia, a velocidade de crescimento do tumor e se há metastase (BRAGA,2016).

Para doença localizada, os procedimentos clinicos normalmente adotados são a cirurgia, a radioterapia e, em alguns casos, até mesmo a observação vigilante em situações especiais. Para doença localmente avancada, tem sido utilizada a radioterapia ou a cirurgia em combinação com tratamento hormonal. Quando há metástase, o tratamento de eleição e, principalmente, a terapia hormonal.

Mais do que qualquer outro tipo, é considerado um câncer da terceira idade, já que cerca de 75% dos casos no mundo ocorrem a partir dos 65 anos. O aumento observado nas taxas de incidência no Brasil pode ser parcialmente justificado pela evolução dos métodos diagnósticos (exames), pela melhoria na qualidade dos sistemas de informação do país e pelo aumento na expectativa de vida (INCA,2010).

Com esse perfil, cientistas e estudiosos de todo o mundo procuram escolher o diagnóstico e o tratamento mais adequado para se obter o controle e/ou a cura do câncer. Várias propostas de tratamentos vêm sendo estudadas através da utilização dos mais

recentes avanços tecnológicos que, como ferramentas, ajudam sobremaneira ao desenvolvimento de um controle eficaz do câncer. É consenso que, a prevenção e a detecção precoce ainda são as formas mais importantes de controle de câncer; pelo menos um terço dos novos casos que ocorrem em todo o mundo todos os anos poderiam ser evitados. (INCA,2017). Desta maneira, compreende-se ser necessário o estudo de todos e qualquer mecanismo que pode contribuir para o surgimento de um novo foco do cancer.

3.2. A Radioterapia

A radioterapia é um método de aplicação de radiação ionizante de forma a destruir ou impedir o crescimento de células tumorais (GUIMARÃES, 2015). O objetivo do tratamento é danificar o tecido/células tumorais aplicando uma dose de radiação em um volume de tecido que englobe o tumor e uma região de segurança. A irradiação do tumor é realizada através de um equipamento, que, de forma resumida, comporta-se como uma fonte de radiação ionizante capaz de gerar um campo de irradiação colimado, depositando o máximo de energia no tumor mantendo os níveis de dose nos tecidos sadios abaixo dos limites pré-estabelecidos por norma (REBELLO,2008).

A radioterapia divide-se em dois grandes grupos, a braquiterapia e a teleterapia (CASTRO,2005). Na Braquiterapia (do grego Brachys que significa “curta distância), as fontes de radiação ionizante são implementadas de forma temporária ou permanente dentro do paciente. Na teleterapia, a fonte de radiação ionizante é posicionada afastada do paciente e a radiação emitida é colimada na direção do tumor. O campo de radiação normalmente é direcionado ao tumor através de várias direções, concentrando maior dose sobre a região do mesmo procurando assim proteger os tecidos vizinhos (REBELLO, 2008).

Historicamente, a radioterapia se inicia em 1895, quando Wilhelm Konrad Röntgen realiza experimentos com raio X. Um ano depois, Antoine Henri Becquerel descobriu os raios gama (GIANFALDONI *et al*, 2017). Oito anos depois, em 1904, madame Curie descreveu em sua tese de doutorado um experimento biológico, na qual era aplicado uma capsula contendo o elemento radio em um tecido sadio, produzindo posteriormente, escoriações que precisavam de 30 dias para cicatrizar. A partir dos

experimentos de Marie Curie, foi reconhecida a possibilidade de utilizar o rádio para o tratamento de neoplasias malignas.

Os avanços dos estudos sobre a utilização de raio X na medicina nos primeiros anos do século 20, possibilitaram os primeiros tratamentos de câncer na medicina. A maior parte dos tratamentos de câncer de pele foram realizados com a utilização de raio X. Em 1910 Coolidge desenvolveu um novo dispositivo capaz de tratar tumores mais profundos. (GIANFALDONI *et al*, 2017).

Nos anos seguintes houve avanços relevantes no aprimoramento dos mecanismos que envolviam o tratamento radioterápico, dentre os quais pode-se destacar a utilização de novos isotopos e novos tipos de radiações, criação da Commission on Radiological Protection ICRP (1928), a introdução da câmara de ionização nos dispositivos de irradiação (1932), a Braquiterapia e a relação entre o tempo e a dose irradiada no paciente. Nos anos 50, foi introduzida a cobaltoterapia, que utilizava a técnica de incidência da radiação γ sobre o tumor usando como fonte o Co-60. Esses dispositivos irradiadores ficaram conhecidos como “Bombas de Cobalto” e eram capazes de fornecer maior dose que do que os anteriores, tornando possível o tratamento de tumores mais profundos com maior preservação da pele. A Figura 3.2 mostra um típico equipamento usado na cobaltoterapia no final dos anos 50 (COURANT,2008).



Figura 3.2: O Theratron Junior foi usado em Binghamton, Nova York, no Hospital Nossa Senhora de Lourdes, de 1957 a 1968.(PANTALONY,2011)

Entretanto as dificuldades de gerência das fontes e o risco da danificação de tecidos adjacentes ao tumor incentivaram novas propostas de inovação na radioterapia. Os anos posteriores à década de 60 foram marcados pela utilização de dispositivos conhecidos como aceleradores de partículas carregadas, durante o tratamento radioterápico. Esses dispositivos foram modificados para serem empregados na radioterapia, podendo-se citar os bétatrons, ciclotrons, microtons e aceleradores lineares, sendo esses os utilizados atualmente na radioterapia. A principal vantagem desses equipamentos é a sua controlabilidade, permitindo maior eficiência no tratamento de tumores de difícil acesso.(STANFORD,2007). A figura 3.3 mostra a evolução do tratamento de radioterapia destacando a evolução tecnológica no tratamento.

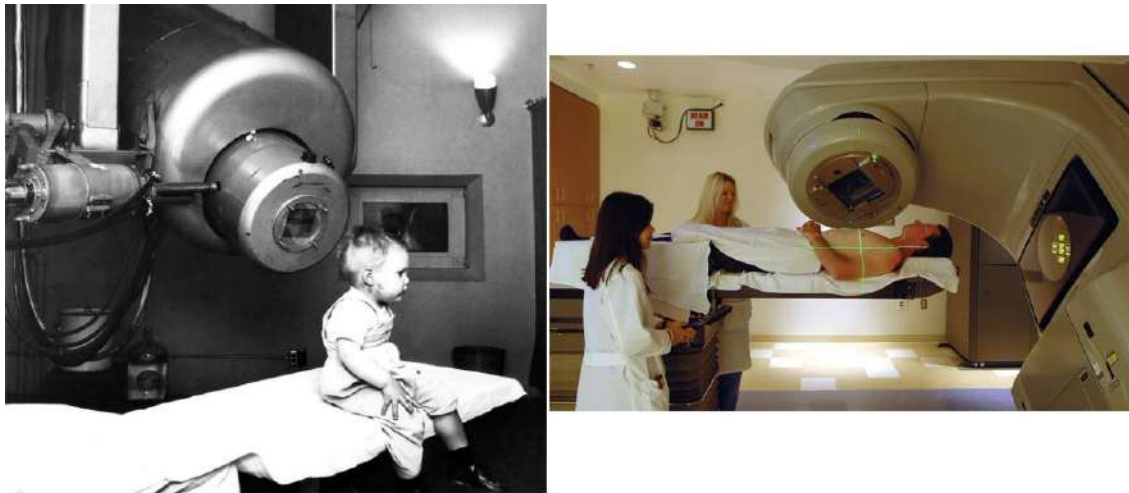


Figura 3.3: Evolução dos aceleradores lineares: À esquerda, tratamento radioterápico de um tumor localizado no olho de um menino de 2 anos de idade no Stanford Hospital em São Francisco EUA, 1956. À direita é demonstrado o tratamento radioterápico atualmente, agora com um moderno acelerador linear no Stanford Comprehensive Cancer Center.(STANFORD,2007)

Outro importante progresso na radioterapia foi a introdução da computação avançada no tratamento. A sofisticação computacional permitiu o desenvolvimento do sistema terapêutico conformacional 3D, a radioterapia estereotáxica (para tratamento de tumores metastáticos) a técnica da radioterapia guiada por imagens (IGRT) entre outras.

3.3 Aceleradores lineares: funcionamento e componentes

Os Linacs são equipamentos que aceleram elétrons com energia cinética na ordem de 4 a 25 MeV usando campos de radiofrequências não conservativos na faixa de frequência de 103 a 104 (MHZ) (PODGORSAK, 2005).

Como já comentado anteriormente, vários tipos de aceleradores de partículas foram inicialmente construídos para pesquisa e muitos desses foram modificados para serem empregados em radioterapia. Durante os últimos 40 anos, houve cinco gerações de linacs, tornando as máquinas contemporâneas extremamente sofisticadas, quando comparadas às máquinas da década de 1960.

- 1) Fótons de baixa energia (4MV a 8MV)
- 2) Fótons e elétrons de média energia (10 MV e 15 MV)
- 3) Fótons e elétrons de alta energia (18 MV a 25MV)
- 4) Fótons e elétrons de alta energia, com Colimador de multifolhas (MLC) (18 MV a 25MV)
- 5) Fótons e elétrons de alta energia com MLC e modulação na intensidade do feixe (IMRT) (18 MV a 25MV)

Nos aceleradores lineares os elétrons são produzidos através do aquecimento de um filamento de tungstênio (catodo), acelerados em direção ao anodo e seguindo, posteriormente, para o tubo de aceleração ou *waveguide*.

O *waveguide* consiste num tubo cilíndrico com várias cavidades divididas entre si por placas de cobre que possuem um orifício circular no centro, posicionadas de igual forma ao longo do tubo. Acoplado ao waveguide há um oscilador de radiofrequência que permite criar uma diferença de potencial ao longo do tubo, que irá garantir que as partículas sejam aceleradas à medida que vão atravessando as várias cavidades.

A fonte de radiofrequência é o magnetron (Magnetron- fonte independente de RF) mas no caso de ser usado um Klystron (amplificador de sinal) há a necessidade de uma fonte de RF de baixa frequência.

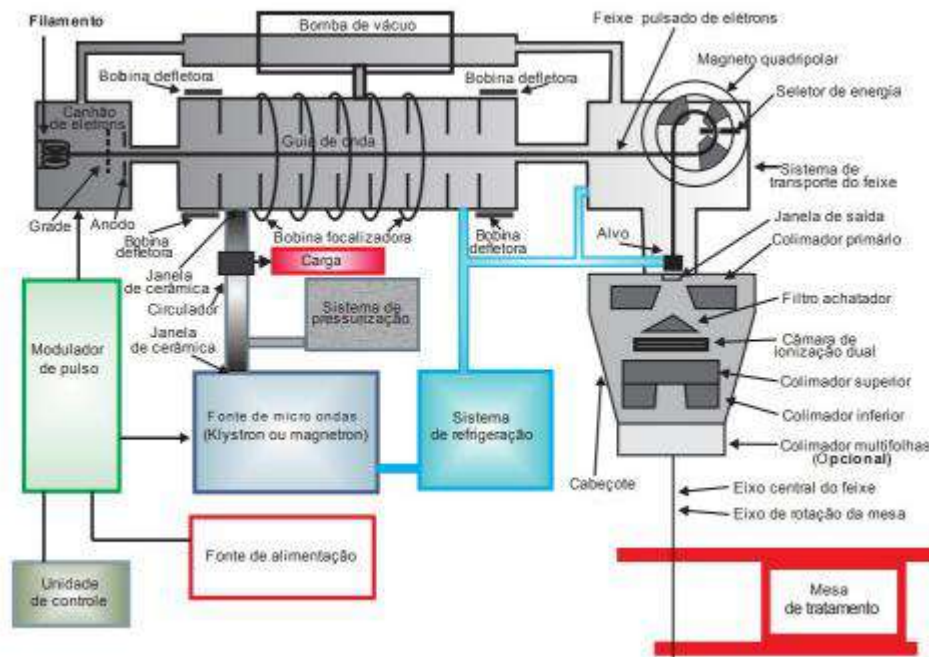


Figura 3.4: Esquema de um Linac (PODGORSK,2005)

Além do sistema de aceleração existem outros componentes, como o sistema da bomba de vácuo, o sistema de arrefecimento por água, o sistema de pressão de ar (em desuso) e a blindagem contra radiação dispersa, que são igualmente importantes para garantir a utilização clínica do LINAC.

Após ser acelerado, o feixe de elétrons sofre uma modificação de sua trajetória em cerca de 270° através de um campo magnético, os bendings. Esse sistema de ímãs tem a função de direcionar e concentrar os elétrons numa pequena região do alvo (target) que geralmente é feito de um material de elevado número atômico (tungstênio).

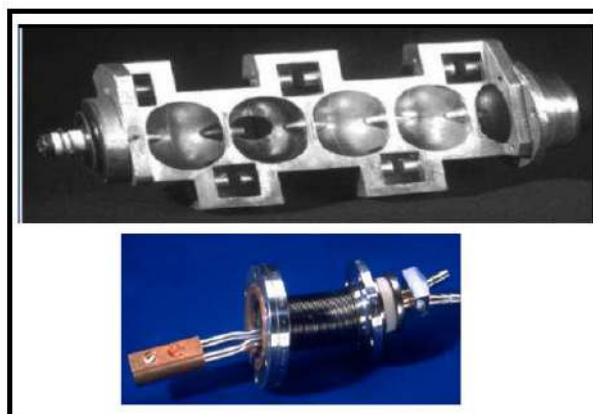


Figura 3.5: Tubo acelerador (waveguide); abaixo, imagem do target (REBELLO,2008).

Assim que o feixe de elétrons de alta energia interage com o alvo, dá-se a produção de raios-x de freamento (bremsstrahlung), produção de calor e radiação característica, sendo que os dois últimos não têm utilidade clínica.

Os raios X, apesar de terem uma direção preferencial de propagação na direção do paciente, são gerados em geometria 4π . Devido a isso, primeiramente passam por um dispositivo de blindagem denominado colimador primário, posicionado ao redor do alvo. Após o feixe já estar colimado na direção do paciente, esses raios X atravessam um componente chamado Filtro aplainador ou achatador (*Flattening Filter*), fixado ao que se denomina de carrossel. Esse componente não é obrigatoriamente presente em aceleradores lineares.



Figura 3.6: *Flattening Filter* utilizado para produzir um feixe de 6 MV(LIND,2008)

O *Flattening Filter* tem a finalidade de homogeneizar a dose devido a fótons em uma profundidade determinada dentro do campo de tratamento.

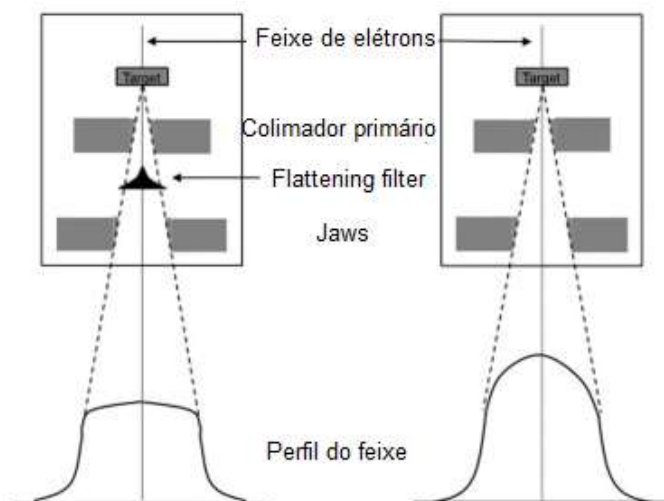


Figura 3.7: À esquerda, feixe de fótons produzido em um linac com FF e à direita sem o FF. (BODA-HEGGEMANN *et al*, 2013)

Após o *flattening filter*, o feixe passa pela câmara de ionização onde são controlados parâmetros dosimétricos como a taxa de dose, dose e distribuição de dose ao longo do campo. Após a câmara, o feixe segue para o colimador secundário que é formado por quatro blocos (geralmente contruídos de tungstênio) que trabalham dois a dois. Os colimadores superiores são chamados de colimadores em Y e os inferiores, colimadores em X. Esses colimadores são chamados de Jaws (mandíbulas em inglês).

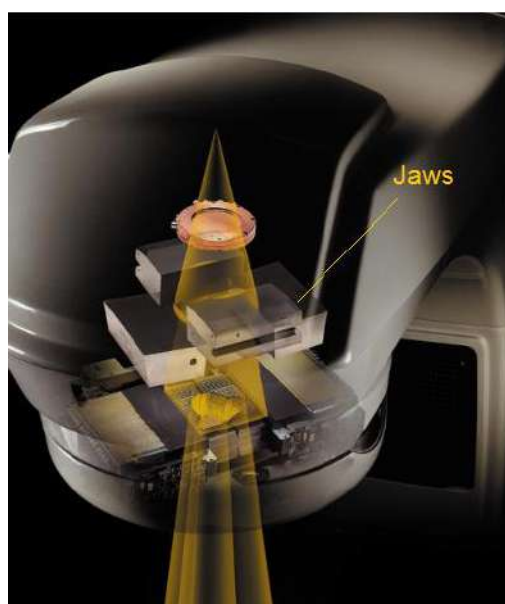


Figura 3.8: Imagem do cabeçote do acelerador linear Varian:em destaque os colimadores primários (Jaws) (VARIAN MEDICAL SYSTEMS)

E, seguindo, tem-se o MLC – Multi Leaf Colimator. O MLC, que é constituído por um conjunto de lâminas que se movimentam num plano perpendicular ao eixo do feixe útil, permitindo a configuração de campos de irradiação irregulares e conformacionais aos volumes que se pretendem irradiar, conforme definido pelo sistema de planeamento (TPS), de modo a obter uma maior precisão e eficiência do tratamento. Assim como o *flattening filter*, não é um componente encontrado em todos os modelos de aceleradores lineares. É constituído por pares opostos, paralelos, de lâminas de tungstênio, que deslizam entre si com uma velocidade de 1,5 cm/s, tendo cada lâmina, um motor independente (INCA,2008).



Figura 3.9: A esquerda, figura do MLC no cabeçote durante um ajuste no formato do campo. À esquerda visão ampliada das folhas do MLC.(VARIAN MEDICAL SYSTEMS)

3.4 Grandezas e unidades dosimétricas

Por definição, grandeza é o atributo de um fenómeno, corpo ou substância que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado, sendo expressa por um valor numérico multiplicado por uma unidade. Assim, por exemplo, comprimento é uma grandeza e metro é a unidade que pode ser empregada para medir um dado comprimento.

Historicamente, as grandezas utilizadas para quantificar a radiação ionizante basearam-se no número total de eventos ionizantes ou, ainda, na quantidade total de energia depositada, geralmente em uma massa definida de material (SANTOS,2013). Essa abordagem não leva em conta a natureza descontínua do processo de ionização, mas é justificada empiricamente pela observação que essas grandezas podem ser correlacionadas com os efeitos biológicos resultantes.

A aplicação das recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) requer o conhecimento de uma diversidade de conceitos e grandezas e muitas se empregam em outros campos da ciência. Algumas grandezas, no entanto, são unicamente empregadas no campo da proteção radiológica e contêm fatores de ponderação que permitem contemplar diferentes tipos de energia da radiação incidente sobre um corpo, bem como levar em conta a radiosensibilidade relativa dos diferentes tipos de tecidos do organismo.

3.4.1 Dose absorvida:

É a energia média depositada pela radiação incidente em um volume com massa dm . É dada por:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3.1)$$

Onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria.

A unidade da dose absorvida no S.I. é o J.kg^{-1} , ou gray (Gy).

3.4.2 Dose Equivalente

A grandeza física fundamental da dosimetria é a dose absorvida. Em proteção radiológica, a grandeza básica é a dose absorvida média no órgão ou no tecido humano. Para o mesmo valor de dose absorvida, observa-se que algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isso, foi introduzida uma grandeza mais apropriada, a dose equivalente, HT, definida como o produto da dose absorvida média em um órgão ou tecido pelo fator de peso da radiação w_R (CNEN, 3.01). Os fatores de peso da radiação são dados pela tabela 3.1. A dose equivalente é expressa no Sistema Internacional de Unidades em J/kg e é chamada especialmente de sievert (Sv).

Tabela 3.1: Fatores de peso da radiação*, w_R (CNEN, 3.01).

Tipo de Energia	Faixa de Energia	Fator de peso da radiação, w_R
<i>Fótons, todas as energias</i>		1
<i>Elétrons e múons, todas as energias**</i>		1
<i>Nêutrons, energia</i>	< 10 keV	5
	10keV a 100 keV	10
	>100 keV a 2 MeV	20
		10
		5
<i>Prótons, exceto recuo, energia</i>		5
<i>Partículas α, fragmentos de fissão, núcleos pesados</i>		20

Notas

* Todos os valores se relacionam com a radiação incidente no corpo ou, para fontes internas, emitidas pela fonte

** Excluindo elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, para os quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria

3.4.3 Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é a soma das doses equivalentes, ponderadas pelo peso do tecido, em todos os tecidos e órgãos do corpo e é expressa por:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (3.2)$$

Onde W_T é fator de peso do tecido (T) e H_T é a dose equivalente atribuída a ele. A dose efetiva é expressa no Sistema Internacional de Unidades em J/Kg e é, também, chamada de sievert (Sv). Os valores de W_T para órgãos ou tecidos considerados para o cálculo de dose

efetiva estão apresentados na tabela 3.2:

Tabela 3.2 : Fatores de peso para órgão e tecido específico para o cálculo da dose efetiva recomendados pela publicação 103 da ICRP (ICRP,2007)

Tecido ou órgão	Fator de peso do tecido/órgão
Gônadas	0,08
Medula óssea vermelha	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tiroide	0,04
Pele	0,01
Endósteo	0,01
Restante*	0,12
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01

Nota

* Os órgãos restantes são compostos por adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nodos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (homem), intestino delgado, baço, timo e útero/ colo do útero (mulher)

3.5 Porcentagem de dose profunda (PDD)

A porcentagem de dose profunda ou Percentage Depth Dose (PDD) é uma curva que apresenta a distribuição de dose ao longo do eixo central do feixe. A variação da dose é expressa em termos de percentual, tomando como referência o valor da maior dose absorvida no tecido, ao longo do eixo central do feixe, ou seja a dose na profundidade onde se inicia o equilíbrio eletrônico. Portanto, a dose em profundidade depende, entre outros, da distância entre a fonte de radiação e a superfície do alvo, bem como o tamanho do campo de radiação. Levando em

consideração o tamanho do campo de radiação e a distancia entre a fonte e a superfície do alvo, o cálculo da PDD é dada pela seguinte equação:

$$PDD (\%) = \frac{\text{Dose na profundidade de interesse} \times 100}{\text{Dose Máxima}} \quad (3.3)$$

A dose na profundidade de interesse e a dose máxima devem ser medidas em um ponto do material por onde passa o eixo central do feixe de radiação. A figura 3.10 apresenta a curva característica da PDP.

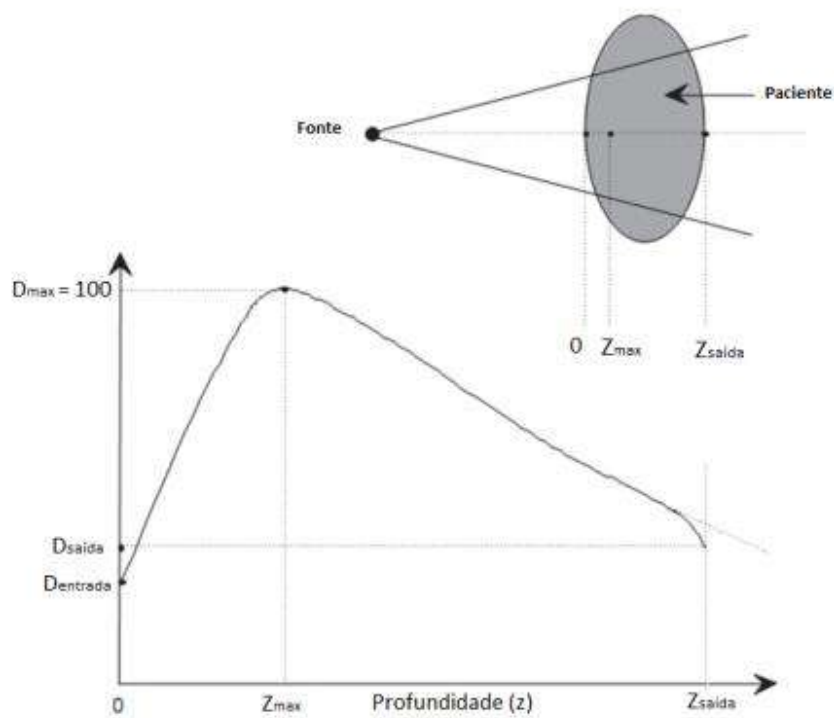


Figura 3.10: Curva característica da PDD

A dose de entrada corresponde a a dose depositada nas camadas mais externas o paciente, e ao interagir com o meio, a dose aumenta até o ponto onde atinge o valor máximo. A região compreendida entre a camada mais externa da pele do paciente (superfície) e o ponto de maior dose é chamada de região de build-up. Após o ponto de máxima dose tem-se a chamada região de build-down, onde a condição de equilíbrio da partícula carregada existe, ou seja, todos os elétrons secundários entrando em um dado elemento de volume são compensados por elétrons secundários deixando esse mesmo elemento de volume. Portanto, a partir

de z_{max} , a dose diminui em função da atenuação do feixe de fótons. (MEDEIROS,2018).

3.6 Perfil lateral de dose

A distribuição de dose ao longo do eixo central informa apenas parte da contribuição da dose no paciente. A distribuição para duas ou três dimensões é dada através da distribuição no eixo central em conjunto com os perfis laterais de dose fora do eixo, cujas medidas de dose são feitas em eixos perpendiculares ao central, em algumas profundidades pré determinadas, utilizando objeto simulador, normalmente, na profundidade de dose máxima. A profundidade dos objetos simuladores (fantomas) é acordada seguindo as necessidades do sistema de planejamento estabelecido. A figura 3.11 demonstra o perfil lateral de dose de um feixe de 10 MV, para várias profundidades e dois tamanhos de campo: 10cm x 10cm e 30cm x 30cm. O perfil é composto por três regiões distintas: Central, penumbra e fora do campo.

Região central: Região que vai do eixo central até 1 a 1,5 cm da borda do campo geométrico;

Região de penumbra: essa região sofre influência da penumbra da fonte, da transmissão pelo colimador e do retroespalhamento, que juntos constituem a penumbra física. A dose nessa região, muda rapidamente e depende do tamanho da fonte, da posição do colimador e do espalhamento eletrônico lateral; e

Região fora do campo: Região fora do platô característico do campo, apresentando doses bem baixas e provenientes da transmissão de radiação pelo colimador, da fuga no cabeçote e do espalhamento da radiação.

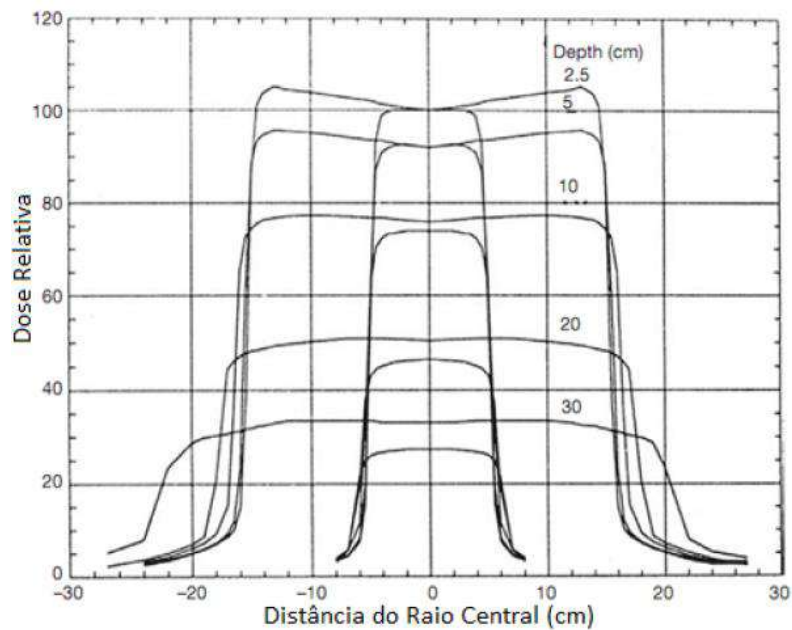


Figura 3.11:Curvas do perfil laterl de dose

3.7 A física das radiações geradas nos *linacs*

Nos aceleradores lineares são geradas diversas formas de radiação ionizante dentre as quais as principais a serem estudadas são os raios X de alta energia e os fotonêutrons. Os fotonêutrons são gerados através da interação do raio X de alta energia com os elementos do cabeçote, principalmente os que são constituídos de tungstênio. A produção de fotonêutrons é observada em feixes com energia a partir de 10 MV, sendo essa radiação reponsável por altas taxas de dose indesejada no paciente durante um tratamento radioterápico. Neste trabalho foram avaliadas as doses devido ao raios X espalhados, oque possibilita a comparação dos resultados aos dados publicados por MEDEIROS (MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*,2010) onde ele apresenta os valores de dose produzidos por um feixe de raios X de 10 MV em um tratamento radioterápico de câncer de próstata.

3.7.1 Interações de Fótons com a Matéria.

Os fótons interagem de maneira diferente com a matéria, quando comparados as partículas carregadas, tais como alfa e beta. Os fótons (Raios X e gama) são ondas eletromagnéticas, apresentando absorção exponencial característica na matéria, alto poder

de penetração, além de não possuírem um alcance definido, como nas partículas carregadas.

Os processos de absorção de raios gama são:

- Espalhamento Rayleigh ou coerente;
- Efeito fotoelétrico;
- Espalhamento Compton; e
- Produção de pares.

3.7.2. Dispersão Rayleigh

O espalhamento Rayleigh é chamado “coerente” porque o fóton é espalhado através de uma ação conjunta de todo o átomo. O espalhamento é elástico na direção em que o fóton incide e não há praticamente perda de sua energia; o átomo se move apenas o suficiente, conservando o momento. Os fótons são redirecionados por um pequeno ângulo de desvio, e este efeito só pode ocorrer em feixes estreitos de energia. (Attix, 1986)

Este processo ocorre geralmente em materiais com um alto número atômico Z e para feixes com fótons de baixa energia. A probabilidade de interação para o espalhamento Rayleigh $d\sigma_R$, num ângulo sólido $d\Omega$, é dada pela expressão:

$$\frac{d\sigma_R}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2\theta) [F(q, Z)]^2 \text{ (cm}^2\text{sr}^{-1}\text{atomo}^{-1}\text{)} \quad (3.4)$$

Por onde r_e é o raio clássico do elétron e $q = 2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$, sendo $k = \frac{h\nu}{c}$ o momento correspondente a um ângulo θ de dispersão, onde h é a constante de Planck, ν é a velocidade da partícula e c é a velocidade da luz. $F(q, Z)$ é o fator de forma atômica e m a massa de repouso do elétron.

3.7.3. Efeito Fotoelétrico

Neste processo, a energia de um fóton incidente ($E = h\nu$) é totalmente transferida para um elétron do átomo, provocando a sua ejeção. Portanto a equação referente ao efeito fotoelétrico é dada por:

$$E_c = h\nu - A \quad (3.5)$$

Esta equação estabelece que a máxima energia cinética do elétron emitido E_c é igual à energia $h\nu$ do quantum de luz incidente menos a quantidade A que representa a quantidade de energia necessária para libertar o elétron do átomo, também determinado função trabalho do material. Fórmulas para a probabilidade de que um fóton de energia $h\nu$ sofra absorção fotoelétrica foram deduzidas através da mecânica quântica, onde a seção de choque T_a para a absorção fotoelétrica é dada por:

$$T_a = \Phi_0 Z^5 \left(\frac{1}{137} \right)^4 4\sqrt{2} \left(\frac{m_0 c^2}{h\nu} \right)^{\frac{7}{2}} \quad (3.6)$$

Por onde: $\Phi_0 = \frac{8\pi}{3} \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 = 6,651 \times 10^{-25} \text{ cm}^2$

3.7.4 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton acontece quando um fóton incidente de comprimento de onda λ interage com um elétron livre do material irradiado, transferindo parte de sua energia. A energia restante aparece com um comprimento de onda λ' e variando com um ângulo Φ em relação ao elétron. A equação obtida para o espalhamento Compton relacionando a variação do comprimento de onda λ em função do ângulo Φ é dada por:

$$\lambda - \lambda_0 = \frac{h}{c m_0} (1 - \cos \Phi) \quad (3.7)$$

A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton $d\sigma_c$ em um ângulo sólido $d\Omega$ é dado pela equação de Klein-Nishina:

$$\frac{d\sigma_c}{d\Omega} = r_0^2 \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right]^3 \left[\frac{1 + \cos \theta}{2} \right] \times \left[1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos \theta)[1 + \alpha(1 - \cos \theta)]} \right] \quad (3.8)$$

Sendo α a energia de repouso do elétron.

3.7.5 Produção de Pares

Neste mecanismo a radiação eletromagnética ao passar próximo a um núcleo, é absorvida por este, originando um par elétron-pósitron. Para que esse processo ocorra, é necessário que a energia do fóton incidente seja superior a 1,022 MeV, onde a energia do elétron e a do pósitron somadas é igual a energia do fóton incidente menos 1,022 MeV. A probabilidade da ocorrência da formação de pares é dada pela seção de choque para a formação de pares. A seção de choque é zero para energias menores que 1,022 MeV; para energias maiores, a curva aumenta lentamente no início e então aumenta rapidamente. A formação de pares é proporcional a Z^2 de modo que esse processo aumenta rapidamente com o número atômico.

$$\Phi = \frac{Z^2}{137} \left(\frac{e^2}{m_0 c} \right)^2 = Z^2 \times 5,796 \times 10^{-28} \text{ cm}^2 \quad (3.9)$$

A probabilidade de ocorrência de cada efeito é mostrada na figura 3.12:

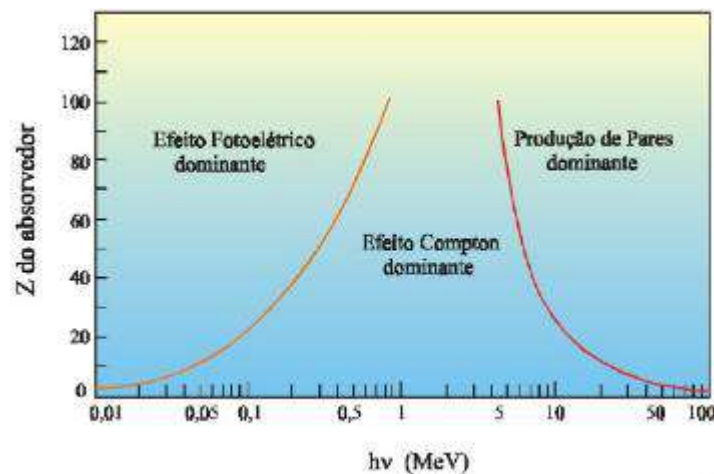


Figura 3.12: Predominância dos efeitos atômicos de acordo com a energia e o número atômico do material. (TAUHATA,2014)

3.7.6 Bremsstahlung

Quando partículas carregadas, principalmente elétrons, interagem com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado ou com a eletrosfera, elas reduzem a energia cinética, mudam de direção e emitem a diferença de energia sob a forma de ondas

eletromagnéticas, denominadas de raios X de freamento ou —*bremsstrahlung*, A energia dos raios X de freamento depende fortemente da energia da partícula incidente. Os raios X gerados para uso médico e industrial não passam dos 500 keV, embora possam ser obtidos em laboratório raios X até com centenas de MeV. Como o processo depende da energia e da intensidade de interação da partícula incidente com o núcleo e de seu ângulo de saída, a energia da radiação produzida pode variar de zero a um valor máximo, sendo contínuo seu espectro em energia. (THAUATA,2014)

3.8 Blindagem da Radiação Gama.

Quando um feixe de fótons de intensidade I_0 incide sobre uma placa de um determinado material de espessura x , tem-se a seguinte relação entre a intensidade I do feixe que emerge da placa e I_0 :

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \quad (3.10)$$

onde μ é o coeficiente de absorção do material. (Kaplan,1978)

Portanto, a blindagem para a radiação γ deve ser feita com materiais que possuem alto valor de μ proporcionando um alto valor de atenuação, no feixe incidente.

O valor de μ está relacionado com a densidade ρ do material através da seguinte equação:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{0,693}{HVL.\rho} \quad (3.11)$$

Onde *HVL – Half Value Layer* é a espessura do absorvedor necessária para reduzir a intensidade à metade do valor inicial.

A partir dessa equação, é possível notar que quanto o maior o valor de ρ menor é a espessura necessária para diminuir a intensidade de um determinado valor.

3.9 O Método de Monte Carlo e o código MCNP

A simulação de Monte Carlo usa amostragem aleatória e modelagem estatística para estimar funções matemáticas afim de simular as operações de sistemas complexos (HARRISSON,2010). Esse método é utilizado como uma ferramenta matemática, podendo representar teoricamente um processo estatístico, como a interação da radiação com a matéria (BRAGA,2016). A representação do modelo é realizada através de uma função de densidade de probabilidade e na amostragem de possíveis eventos. Dessa maneira é possível simular a evolução do fenômeno e estimar as respostas através de médias, obtendo resultados de natureza probabilística. Computacionalmente, os ensaios são substituídos pela geração de números aleatórios, que podem ser gerados experimentalmente ou números pseudo-aleatórios semelhantes aos números aleatórios gerados deterministicamente por um algoritmo através de fórmulas de recorrência, mas que satisfazem aos testes estatísticos de aleatoriedade.

3.9.1 O Código de transporte de radiação MCNP

O MCNP (Monte Carlo N-Particle) é um código de propósito geral que simula o transporte da radiação constituída por nêutrons, fótons, prótons, elétrons e etc., individualmente ou em conjunto, através da matéria. Para fótons e elétrons o transporte é realizado na faixa de energia de 1 KeV até 1000 MeV. Esse código é baseado no método de Monte Carlo (MC) (BRIESMEISTER,2001) e é utilizado em diversas aplicações como projeto de reatores, medicina nuclear, radioterapia, blindagem das radiações e outros (FACURE,2006). O método MC representa uma excelente ferramenta não só para a modelagem desses processos, mas também para ser utilizado em aplicações práticas em radioterapia. Em particular, o método MC tornou-se uma alternativa precisa aos algoritmos analíticos (MORENO,2012).

que são amplamente implementados na maioria dos TPSs para o cálculo da dose em geometrias arbitrárias, e. feixe de lápis e algoritmos de superposição / convolução.

O código permite modelar de maneira geral qualquer sistema geométrico tridimensional e, em termos de cálculos, utiliza uma biblioteca de seção de choques na forma pontual (energia contínua), discreta ou multigrupo e possui diversas técnicas de redução de variância (TELLES *et al*, 2005).

No MCNP, toda a informação referente à simulação pretendida é inserida em um único documento, o arquivo de entrada. O usuário fornece no arquivo de entrada as informações inerentes ao problema: escolhe a geometria, especifica os materiais, seleciona as bibliotecas de seção de choque, indica a localização e as características da fonte radioativa e aponta quais respostas (TALLY) desejadas.

O título do problema é a primeira linha do MCNPX, onde se recomenda conter sucintamente o problema que está sendo simulado. Esta linha, assim como as demais, é limitada por 80 colunas.

Na descrição das células (CELL Cards) representa-se a geometria do problema. Para essa representação, combinações de formas geométricas pré-definidas, como planos, esferas, elipsoides, dentre outras, são selecionadas e descritas no item células de superfície. As regiões são combinadas, utilizando operadores booleanos, tais como interseções e uniões, sendo também discriminados os materiais que irão compor a geometria do problema e a importância da radiação a ser transportada.

Na descrição das superfícies (SUFACE Cards), são selecionadas as formas geométricas a serem utilizadas na representação geométrica do problema; para isso, são usados caracteres indicando o tipo de superfície e, em seguida, os coeficientes da equação da superfície selecionada.

Na descrição dos dados físicos (Data Cards) estipula-se a física do problema pelos seguintes itens:

Tipo de radiação (Mode Card): Onde seleciona o tipo de radiação (ou radiações) a ser(em) transportada(s). O Código MCNPX, utilizado neste projeto, tem a capacidade de transportar 34 partículas diferentes.

Especificação da fonte: Define algumas características da fonte, como posição, energia e tipo de radiação gerada.

Tipo de Grandeza a ser calculada na simulação (TALLY): Especifica a informação que se pretende extrair da simulação efetuada. As informações obtidas pelas especificação do tallies podem ser por exemplo: o fluxo através de uma superfície, corrente através da superfície, a distribuição energética em um meio entre outras possibilidades. Os tallies podem, ainda, ser utilizados com a variação *Fn, a qual fornece os resultados com unidades distintas das convencionais, também apresentadas na figura 3.13

Neste trabalho foi usado o tally *F8 que muda o tally F8 (pulsos, MeV) para energia depositada por partícula. Na figura 3.13 são descritos os tipos de Tally que podem ser utilizados pelo código MCNP e o resultado que se obtém em cada um deles.

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

Figura 3.13: Tipo de tallies

Após a conclusão da simulação, o código cria um arquivo de saída, o output, que contém as informações desejadas (resultados dos cálculos), a avaliação estatística desse resultado e a avaliação da simulação. Além do output, o MCNP gera um arquivo de backup denominado runtime, que permite interromper a simulação antes do término programado e dar prosseguimento em outro momento.

3.9.2 Técnicas de redução de variância

O desafio de usar o MCNP é minimizar o tempo computacional da simulação para obter uma estimativa de cálculo aceitável que satisfaça aos critérios estatísticos do usuário. Muitas simulações exigem muitas histórias para alcançar resultados aceitáveis e, para esses casos, pode-se empregar técnicas que reduzem o tempo computacional de simulação. Duas abordagens básicas podem ser aplicadas para reduzir o tempo computacional de simulação: as simplificações do modelo e a técnicas de simulação non-analog.

A primeira técnica consiste em diminuir o detalhamento físico de superfícies e regiões de pouca relevância para a análise da simulação. Pode-se ainda rever a necessidade do acompanhamento de partículas em determinadas situações físicas e em regiões que não são de interesse. A segunda abordagem básica para reduzir a variância de

um registro é modificar a simulação fazendo certos eventos mais ou menos prováveis do que realmente ocorrem na natureza. Desta maneira é possível acompanhar partículas mais relevantes para a análise da simulação.

Tal modificação na simulação é chamada de nonanalog. Para mais esclarecimentos, consultar manual X5_MONTE_CARLO_TEAM, 2003c., Volume 1 (X5 MONTE CARLO TEAM, 2003)

3.9.3 Erro Relativo

As respostas obtidas pelos tallies no MCNP são normalizadas por partícula inicial e são mostradas no output acompanhadas por um número R que é o erro relativo, definido como sendo o desvio da média S_x dividido pela média estimada \bar{x} . Em problemas bem modelados e executados o erro relativo deverá ser proporcional a $1/\sqrt{N}$, onde N é o número de histórias (BRAGA, 2016).

$$R = \frac{S_x}{\bar{x}} \quad (3.12)$$

Portanto, para diminuir à metade o erro relativo é necessário quadruplicar o número de histórias, o que demandará um custo computacional proporcionalmente maior. Dessa forma, comumente faz-se necessário a utilização de técnicas de redução de variância, otimizando o arquivo de entrada de forma que haja a redução do tempo computacional.

Tabela 3.3: recomendações para interpretação do erro relativo

DIRETRIZES PARA A INTERPRETAÇÃO DO ERRO RELATIVO S_x	
Valores de (R)	Qualidade do resultado
0,5 - 1,0	Não significativo
0,2 - 0,5	Pouco significativo
0,1 - 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente confiável, exeto para detectores pontuais

< 0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais.
------------------	---

É necessário notar que essas estimativas de erro referem-se apenas à precisão do próprio cálculo de Monte Carlo e não à precisão do resultado em comparação com o valor físico real.

3.10 Fantomas

3.10.1 Fantomas virtuais

Fantomas virtuais são o aprimoramento dos fantomas físicos, criados a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. A representação computacional humana é feita através dos Voxels (VOLUME piXEL) que são formados por imagens digitais de órgãos e tecidos superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, mostrando áreas de seção, vista de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado (REIS, 2011). A junção de fantomas virtuais e códigos computacionais possibilitaram a dosimetria de forma mais realística, permitindo a determinação da energia depositada nos órgãos e tecidos.

A formação do voxel é feita pela multiplicação do tamanho do pixel pela espessura da imagem, produzindo como resultado um elemento tridimensional. Esse elemento ao ser preenchido pelo material constituinte gera o Voxel. Os pixels são obtidos pelas imagens da tomografia computadorizada, que formam uma matriz de pixel em duas dimensões.

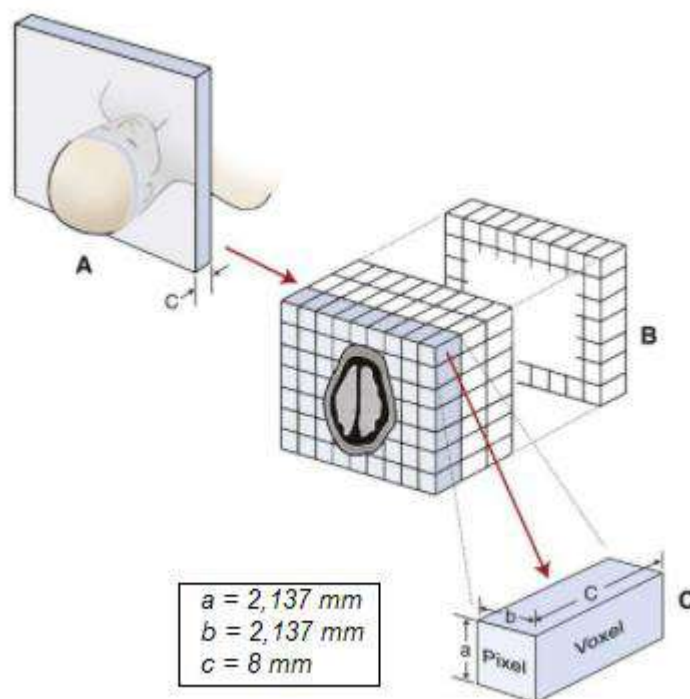


Figura 3.14 Ilustração da formação de um voxel a partir de uma imagem tomográfica. As dimensões indicadas correspondem às do fantoma. Em A a imagem tomográfica é obtida através da aquisição de várias projeções, onde a espessura do corte é igual a c. Em B é demonstrada a matriz de pixels e em C são mostradas as dimensões do pixel e do voxel, referentes ao fantoma REX.

O tamanho dos voxels é função da resolução da imagem tomográfica utilizada para gerá-lo. Quanto menor for o tamanho do pixel utilizado na tomografia de base e quanto mais estreita for a “fatia” dessa imagem, maior será a resolução do fantoma, ou seja, maior será sua capacidade de representar o organismo de forma fidedigna (MEDEIROS,2018). Na criação do voxel, é necessário o processamento das imagens, pelo processo de segmentação, classificação e reamostragem. No processo de segmentação interpretam-se os dados das cores de uma varredura dentro de um tipo de tecido existente dentro do corpo. A partir das imagens tomográficas originais, novas imagens de todos os cortes podem ser construídas, onde vários contornos de órgãos podem ser reconhecidos através das diferenças nos tons de cinza. Uma vez que o órgão ou tecido é segmentado, é atribuído a cada cor um número ID (classificação) específico daquele órgão. Estes IDs estão relacionados com uma Tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Nesse caso as regiões segmentadas são órgãos e tecidos de

maneira que todos os voxels que pertençam a um mesmo órgão ou tecido possuam o mesmo ID (LOUREIRO *et al*, 2004).

Portanto, os fantasmas virtuais em voxels são podem ser descritos como representações do homem padrão e da mulher padrão podendo ser usados em códigos que simulam o transporte da radiação para investigação da dose absorvida média em um órgão ou tecido, a partir da qual as doses equivalentes e doses efetivas podem ser calculadas (ICRP, 2010). Nos fantasmas em voxel do homem padrão e da mulher os volumes dos órgãos e as densidades dos tecidos foram ajustados para se aproximarem das massas dos órgãos padrão estabelecidas na publicação 89 da ICRP (ICRP, 2002)

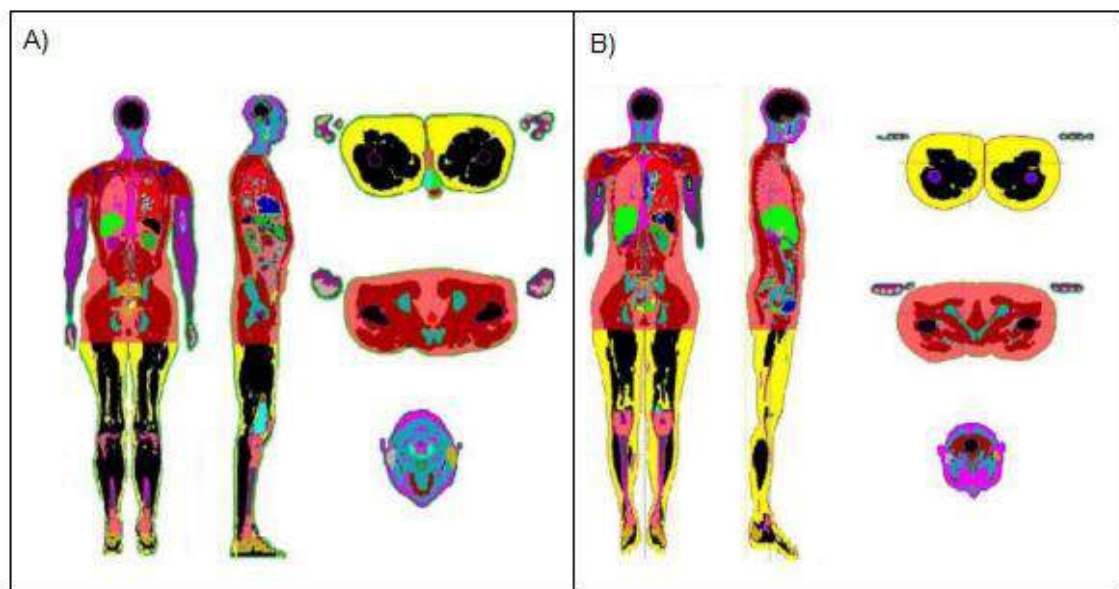


Figura 3.15: Cortes nos planos coronal, sagital e axial dos fantasmas masculinos e femininos, descritos na ICRP 110. A) Fantoma masculino (Rex) B) Fantoma feminino (Regina) (THALHOFER,2016)

3.11 Tratamento do cancer de próstata: geometria de irradiação.

Em um tratamento de radioterapia, o planejamento é a etapa que antecede a execução de qualquer protocolo de tratamento. Nessa etapa há uma série de processos que objetivam a otimização da aplicação da radiação ionizante no paciente, de maneira

que sejam preservados os órgãos adjacentes a região tratada ao mesmo tempo que é mantida a eficácia do tratamento.

As publicações número 50 e 62 da ICRU forneceram à comunidade da Radioterapia uma linguagem consistente e metodológica para o planejamento do tratamento radioterápico baseado em imagens volumétricas. Para o planejamento da técnica 3D-CRT, o médico deve especificar o tumor conhecido, *gross tumor volume* (GTV), o volume de doença microscópica suspeita, *clinical target volume* (CTV), e uma margem adicional em volta do CTV/ GTV necessária para considerar variações no posicionamento e movimento do órgão e paciente, denominada *planning target volume* (PTV) (THALHOFER,2016).

A ICRU 50 recomenda que o processo de definição do volume alvo inicie pela determinação do GTV e do CTV. Durante a especificação dessas duas regiões, são estabelecidos o PTV e os órgãos de risco. Com o resultado do tratamento, passam a existir mais dois volumes, o irradiado e o tratado. A figura 3.15 mostra os esquemas de volume de tratamento (INCA,2010).

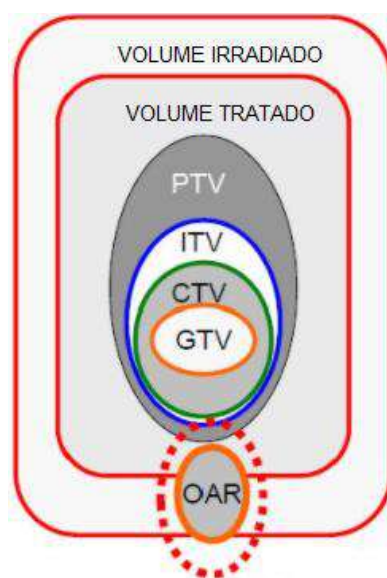


Figura 3.15: Representação gráfica dos volumes de interesse para fins de planejamento da radioterapia (ZACARIA,2015)

3.11.1 GTV Gross Tumor Volume (Volume Tumoral Visível ou Palpável)

O GTV é o volume palpável ou visível do tumor, determinado por palpação ou estudos imagiológicos. É considerado o menor dos volumes no planejamento da

radioterapia e pode eventualmente nem estar presente no planejamento radioterápico. Esse volume corresponde à parte da doença onde existe a maior concentração de células malignas e sua delimitação é baseada na anatomia topográfica e em considerações biológicas, desconsiderando fatores técnicos do tratamento.

3.11.2 CTV - Clinical Tumor Volume (Volume Tumoral Clínico)

O CTV corresponde ao volume de tecido que contém um GTV visível e/ou doença maligna microscópica subclínica. O desenho do CTV é baseado em considerações anatômicas e topográficas, desconsiderando-se o movimento do paciente e dos órgãos, ou fatores técnicos (localização). A doença subclínica pode ser considerada como a disseminação presumida da doença, como por exemplo os linfonodos regionais. Na prática o delineamento do CTV, consiste em vários fatores, nos quais podemos destacar:- a história natural da doença; a capacidade de invasão do tumor, e seu potencial de disseminação para as regiões linfonodais. É importante salientar que todo o CTV deve receber a dose prescrita, no fracionamento especificado. Se diferentes doses são prescritas, isso implica na definição de diferentes CTVs para diferentes níveis de doses.

3.11.3 Internal target volume (ITV)

O relatório 50 da ICRU descreve o ITV como sendo o CTV mais uma margem interna ao redor da região de interesse. Esta região é projetada devido a considerações referentes à variação no tamanho e posição do CTV, devidas às movimentações dos órgãos internos, tais como respiração, batimentos cardíacos e deslocamentos de conteúdos na bexiga urinária e reto.

3.11.4 PTV - Planning Target Volume (PTV)

O PTV é um conceito geométrico definido para levar em conta o efeito líquido de todas as possíveis variações geométricas no tratamento de forma a garantir que a dose prescrita será de fato absorvida no CTV (ICRU, 1993).

Para assegurar que todos os tecidos inclusos no CTV recebem a dose prescrita, é necessário, em princípio, planejar irradiar um volume geométricamente maior que o CTV. O PTV engloba o CTV e o ITV, considerando as margens de erros, no qual podem

estar inclusos, o movimento do tecido que contem o CTV (respiração) e as variações das características geométricas do feixe (tamanho do feixe, angulações, etc.). O PTV está relacionado com os campos de radiação através do seu sistemas de coordenadas, isto é, tatuagens, plano dos lasers, distância foco pele, etc, e quanto menores forem os fatores externos afetando a precisão do feixe, menor a margem e o PTV.

3.11.5 Volume Tratado

Idealmente a dose deveria ser liberada somente no PTV, mas devido às limitações das técnicas de tratamento isso não é alcançado e permite a definição do volume tratado. Volume tratado, é o volume englobado por uma isodose escolhida pelo raditerapeuta como sendo apropriada para se alcançar a proposta do tratamento (INCA,2010).

3.11.6 Volume Irradiado

Volume irradiado é o volume de tecido que recebe uma dose considerada significativa em relação à tolerância dos tecidos normais. Esse volume depende da técnica de tratamento utilizada (INCA,2010).

Capítulo 4

METODOLOGIA

Neste capítulo serão apresentadas as etapas da análise das doses indesejáveis no paciente. Devido a dificuldades computacionais, neste trabalho foram estudadas as doses produzidas por fótons, simulando um arranjo computacional semelhante ao descrito por MEDEIROS (MEDEIROS,2018). O processo metodológico desta tese pode ser organizado da seguinte maneira:

- 1) Modelagem do acelerador linear
- 2) Validação da modelagem do acelerador
- 3) Inclusão do MLC na simulação do acelerador linear
- 4) Simulação da sala com o acelerador e o fantoma
- 5) Análise das doses indesejáveis no paciente , variando a blindagem com 1TVL de aço, 1TVL de chumbo e concreto.

4.1 Modelagem do Acelerador Linear Varian Clinac 2300 CD

O acelerador simulado foi o equipamento Varian Clinac 2300 CD, operando com energia de 15 MV sendo que o equipamento ainda é capaz de produzir um feixe de fótons com energias de 6 e 18 MV. Este Linac pode ser utilizado em tratamentos 3D, IMRT e stereotactic radiosurgery (SRS), pois é equipado com um multileaf collimator (MLC) ou colimador multifolhas MLC 52 MLC (Tamanho do campo 26x40 cm, largura das folhas 10 mm); 80 MLC (tamanho do campo 40 x 40 cm); 120 MLC (Tamanho do campo 40x40cm, Central 20cm de campo - 5mm de largura da folha, 20cm externo de campo - 10mm de largura da folha) (ONCOLOGY SYSTEMS,2020). Para o presente trabalho foi simulado o acelerador situado no Instituto nacional do Câncer, onde a energia usada é de 15 MV e o MLC é o HD120.



Figura 4.1: acelerador varian Clinac 2300 C/D (ONCOLOGY SYSTEMS,2020)

As etapas do processo de simulação e validação do acelerador linear são apresentadas na figura 4.2.

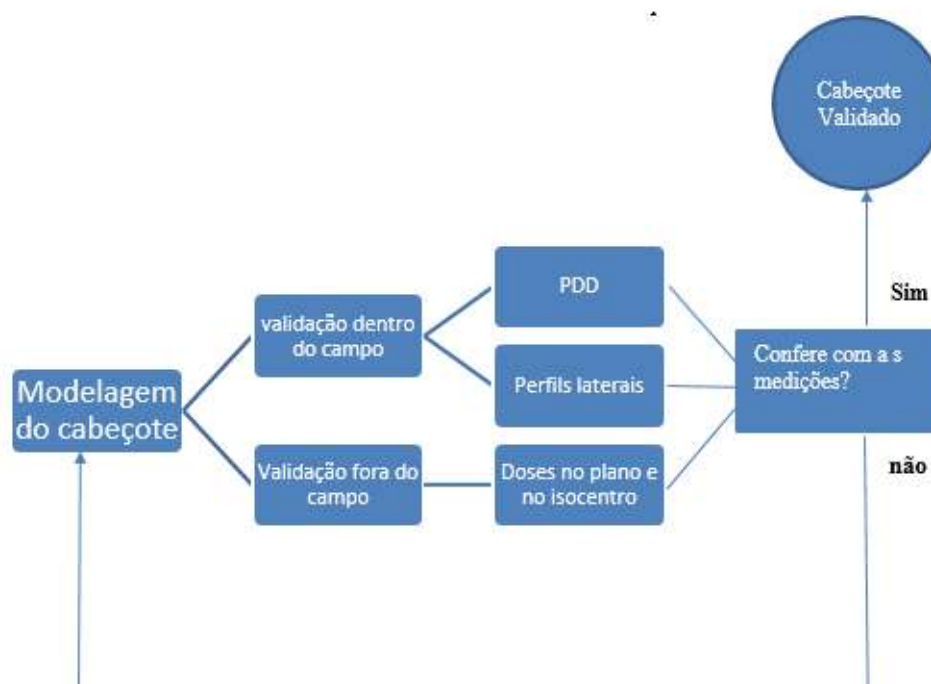


Figura 4.2: Fluxograma representativo para validação do modelo computacional no código MCNP

O modelo de trabalho demonstrado na figura 4.2 foi executado através de simulações computacionais realizada no *cluster* do Laboratório de Ciências Radiológicas

da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (LCR/UERJ) e do supercomputador *Lobo Carneiro(LoBoC)* do Núcleo Avançado de Computação de Alto Desempenho da Universidade Federal do Rio de Janeiro (NACAD/UFRJ). O tempo computacional médio de simulação no LoBoc foi de aproximadamente 1,5 semanas, possibilitando simulações com $1E^{11}$ histórias.

4.2 Modelagem computacional do cabeçote do acelerador linear

A modelagem do cabeçote do acelerador linear varian clinac 2300 C/D foi realizada usando como fonte de informação primária o documento denominado “TECDOC” que consiste em uma espécie de manual do fabricante (VARIAN) contendo desenhos e especificações geométricas de diversos componentes dos acelerador. O acesso a esse conteúdo foi viabilizado pelo Dr. Juraci Passos, cujo a contribuição foi determinante para o prosseguimento da pesquisa. O input usado neste trabalho foi adaptado do modelo já existente, criado pelo Prof. Dr. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros (atualmente Tenente Coronel do Exército Brasileiro e professor do Instituto Militar de Engenharia-IME). A Simulação de Medeiros utilizou como referência os trabalhos de Mao e colaboradores e Kase e colaboradores além de informações do input no trabalho de Bednadz (BEDNADZ,2008), que constituem sólida referência bibliográfica para a simulação do cabeçote do acelerador utilizado no presente trabalho. Esse input será chamado de input de referência, onde foram preservados critérios de geometria e de inserção/adaptação de cartões de redução de variância. As adaptações realizadas no input de referência consistiram-se na mudança do flatenning filter, target, na energia dos elétrons primários e na profundidade dos lattices para a obtenção da PDD e perfil lateral de dose.

A figura 4.3 mostra a simulação realizada por MEDEIROS, (MEDEIROS,2018) utilizada neste trabalho como referência para a simulação do acelerador Varian Clinac 2300 C/D.

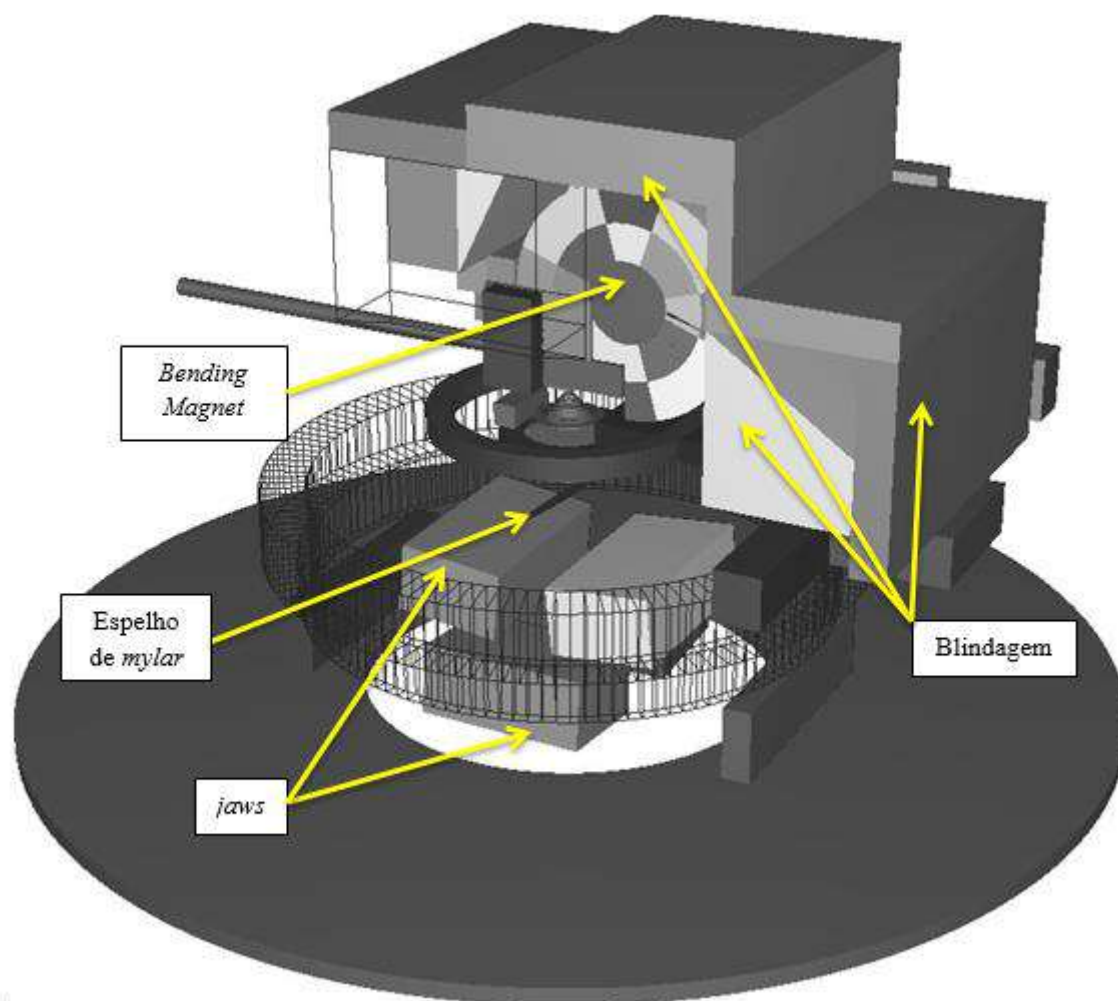


Figura 4.3: Visualização do modelo computacional do cabeçote. (MEDEIROS, 2018)

4.3 Simulação do Target

A geometria e os materiais usados para a modelagem do alvo do acelerador foram encontradas no TECDOC da fabricante dos equipamentos. Neste documento são informadas as espessuras necessárias bem como a densidade determinada para os componentes. O alvo para o acelerador de 15 MV possui uma fina camada cilíndrica de tungstênio e, abaixo, uma camada cilíndrica mais espessa de cobre. A simulação do alvo dentro do acelerador é ilustrada na figura 4.4.

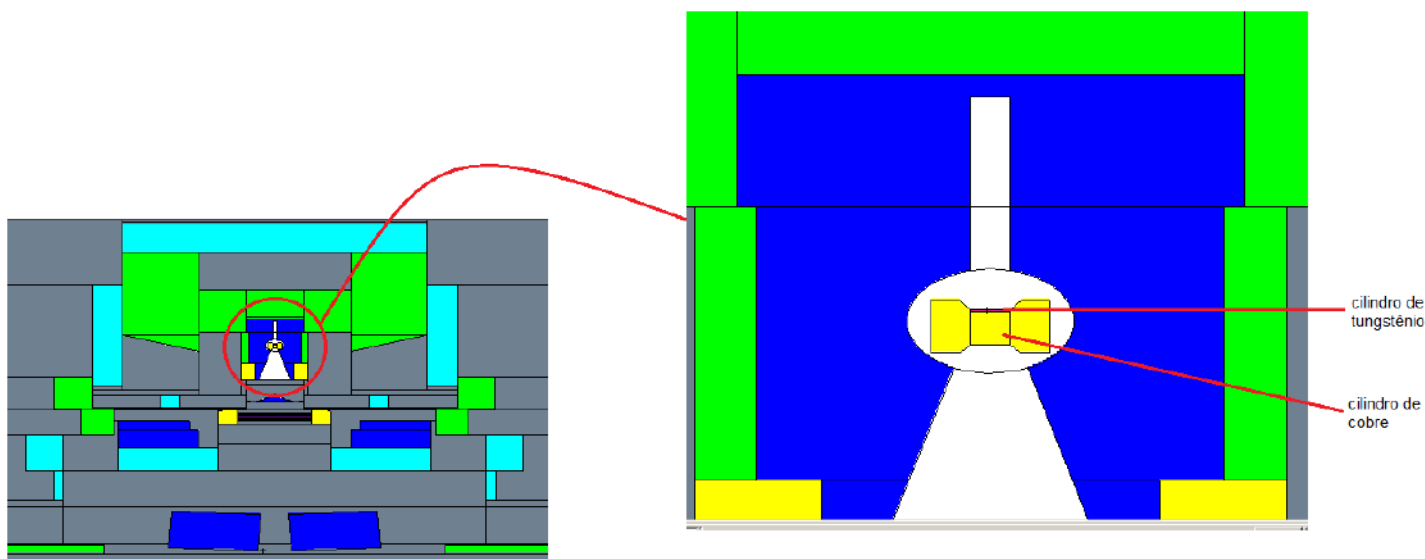


Figura 4.4: simulação do alvo: a esquerda o alvo juntamente com os demais componentes do *beam line* e a direita o alvo centralizado e ampliando, possibilitando a visualização dos dois cilindros que compõe a estrutura.

4.4 Simulação do *Flattening Filter*

A simulação do *Flattening Filter* foi realizada utilizando informações obtidas no TECDOC, onde são fornecidos dados referentes à geometria e à densidade dos materiais que constituem a estrutura do componente. A geometria de simulação no MCNP constituiu-se em um aglomerado de troncos de cone (Macrobodyes) formando a geometria característica do *Flattening Filter*. A geometria de Macrobodyes constitui uma forma particular de simulação onde são simuladas figuras geométricas inteiras; sendo essa possibilidade extremamente útil para essas simulações. No entorno do aglomerado, utilizou-se cilindros e planos para caracterizar a parte inferior da estrutura. A figura 4.5 mostra uma visualização do Flatenning Filter.

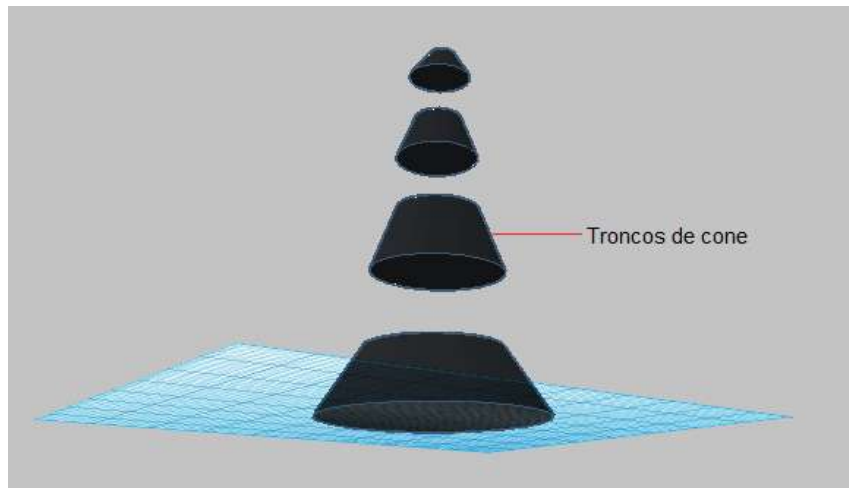


Figura 4.5: visualização 3D da construção do *Flattening Filter*: Agrupamento de macrobodies com geometria de troncos de cone.

Os valores de altura e raios superiores e inferiores dos troncos de cone foram informados no TECDOC. Foram agrupados 17 troncos de cone para a formação do *Flattening Filter*. A base da estrutura foi simulada como um agrupamento das figuras geométricas de cone e cilindros, preservando novamente as informações do TECDOC. É importante observar que o correto alinhamento da estrutura tem influencia considerável na geração dos perfils de dose e PDD.

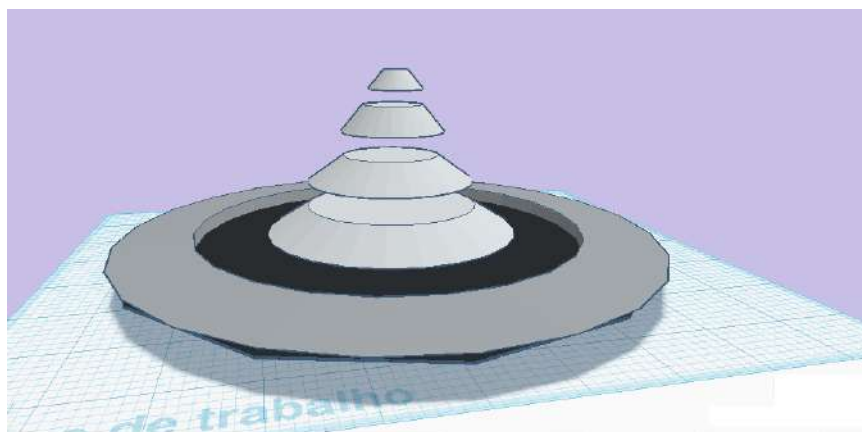


Figura 4.6: Junção dos troncos de cone com a estrutura de base do *Flattening Filter*.

A figura 4.7 mostra a visualização da estrutura no software Moritz. As cores evidenciam as diferenças entre as células.

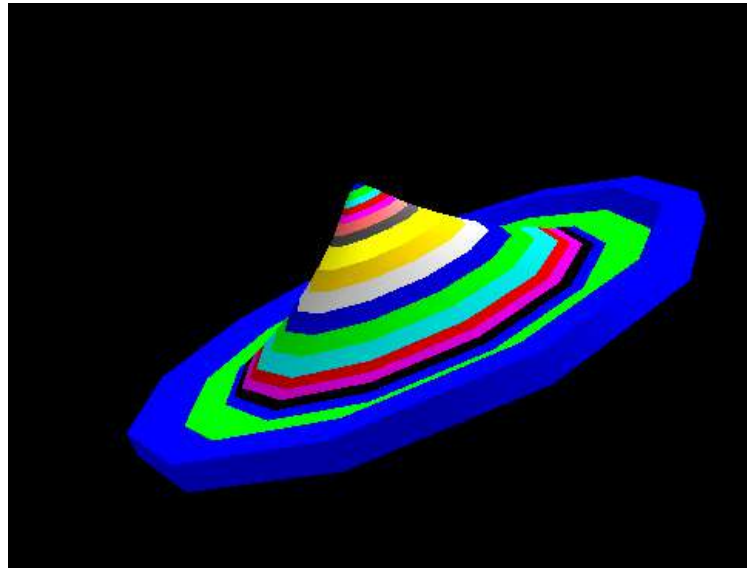


Figura 4.7: Forma final do *Flattening filter* do acelerador varian Clinac 2300 C/D. Visualização realizada pelo software MORITZ

Faz-se necessario salientar que foi necessário efetuar, neste trabalho, a mudança de toda a região de ar em torno do target e do fattening Filter, preservando a estrutura de simulação apresentada no input de referência.

4.5 Simulação do feixe primário de elétrons

A metodologia para a simulação do feixe primário de elétrons no acelerador seguiu as indicações encontradas nos trabalhos de Bednardz (BEDNARDZ, 2018), Nadaie (NADAIE *et al*, 2014) e Medeiros (MEDEIROS, 2018), assumindo que os elétrons não são monoenergéticos. NADAIE e colaboradores, afirmam que manuais da Varian não indicam a utilização de uma fonte monoenergética. Portanto, foi considerado que o feixe primário de elétrons obedece a uma distribuição gaussiana de energia, onde os valores de energia e de probabilidade foram calculados utilizando uma planilha eletrônica.

Na descrição da fonte, foram observados ainda parâmetros relativos ao source tuning (ajuste da fonte) descrita por VERHAEGEN e SEUNTJENS (VERHAEGEN 2003).

VERHAEGEN e SEUNTJENS indicam que dois parâmetros são de extrema relevância para os resultados de simulação de Perfil de Dose Profunda e Perfil Lateral de Dose: A energia média dos elétrons (E_{med}) e a full width at half-maximum, ou largura à meia altura (FWHMr). Esses parâmetros foram ajustados manualmente comparando os resultados obtidos com os arquivos do Golden Data estabelecendo como válidos os resultados que apresentaram valores de erro percentual de acordo com os critérios de aceitação, demonstrados no Capítulo 4, seção 4.6.3. As simulações deste trabalho começaram seguindo as instruções estabelecidas por VERHAEGEN e SEUNTJENS (VERHAEGEN 2003) de um modelo mais simples: uma fonte monoenergética, e FWHMr igual a 1,0%. Posteriormente as configurações adequadas foram encontradas, com um espectro gaussiano e FWHMr igual a 2% e o valor do FWHMr foi mantido constante em 3%. A tabela 4.1 mostra a energia média e FWHMr considerados para cada configuração da abertura do acelerador.

Tabela 4.1: Valores adotados na simulação de FWHM e a energia média

Abertura do campo	E_{med} (MeV)	FWHM _E	FWHMr
4 x 4 cm ²	15,3	3%	0,2
10 x 10 cm ²	15,3	3%	0,2
20 x 20 cm ²	15,4	3%	0,2

4.6 Simulação dos Fantomas (Cálculo da PDD e Perfil Lateral de Dose)

4.6.1 O TRS 398

Com a finalidade de garantir uma dosimetria com uma incerteza de $\pm 3\%$ em radioterapia, a Agência Internacional de Energia Atômica publicou, em 1987, o protocolo TRS n° 277 – “Determinação da Dose Absorvida em Feixes de Fótons e Elétrons – Um código de Prática Internacional”, que foi atualizado em 1997, quando foi lançada uma segunda edição. Em 2000, foi lançado o TRS n° 398 – “Determinação da Dose Absorvida em Radioterapia de Feixes Externos - Um código de Prática Internacional Para Dosimetria Baseada em Padrões de Dose Absorvida na Água” (SOUZA *et al*, 2004).

O TRS398 contém recomendações de dosimetria para variados tipos de energia e introduziu uma mudança conceitual bastante importante: ao invés da dose absorvida ser medida no ar como anteriormente era feito, passou a ser determinada na água. A dose absorvida na água é a quantidade de interesse principal na radioterapia, devido à semelhança em termos de densidade com o tecido humano, produzindo com extrema semelhança os efeitos biológicos do mesmo. Devido a isso, o protocolo TRS 398 se destaca dentre os outros, pois, possibilitou uma dosimetria mais precisa e redução das incertezas. Os fantasmas de água simulados nesse trabalho para o cálculo de dose observaram as recomendações contidas no TRS 398.

4.6.2 Cálculo de dose em fantasmas de água

O TRS 398 estabelece que o meio de referência para medidas de dose absorvida deve ser a água e que as dimensões do fantoma devem se estender até pelo menos 5 cm além dos quatro lados do campo utilizado, na profundidade de medição, e ainda 5 cm além do ponto de medida mais profundo (TRS 398, pg 61). Dessa maneira, as dimensões do fantoma utilizado nesta simulação foram definidas com as dimensões de 45 cm x 45 cm x 35 cm, garantindo a margem de 5 cm requerida para todos os pontos das PDDs e perfis laterais. Foram simulados os campos de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Os perfis de dose foram calculados nos planos a profundidades de 2,4 cm, 5 cm, 10 cm e 20 cm.

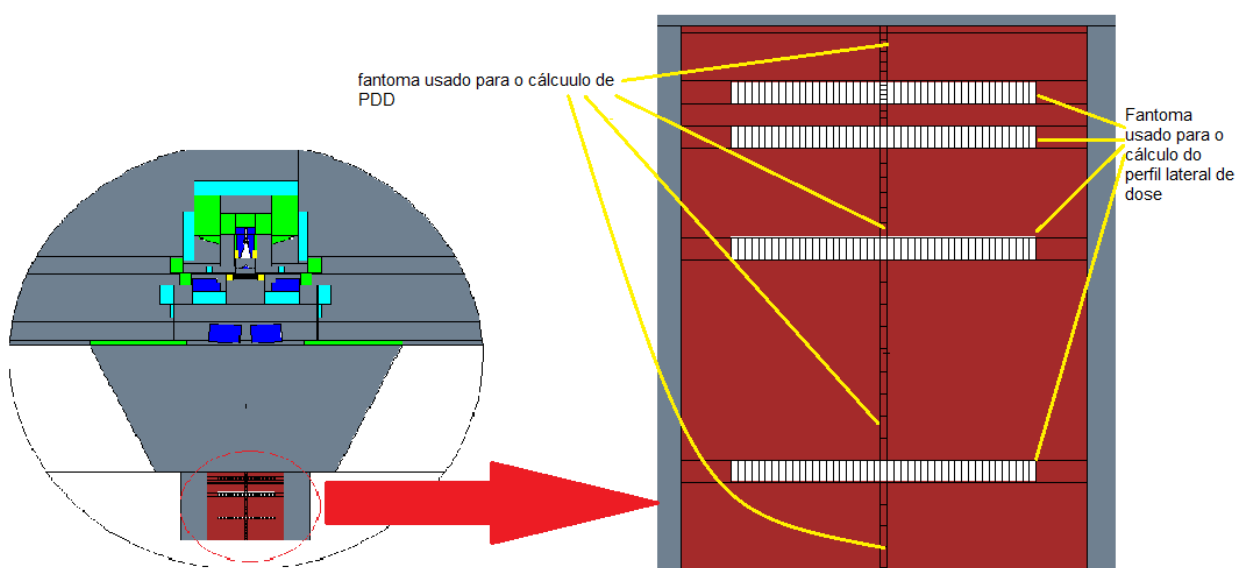


Figura 4.8: Apresentação, através do software VISED, da simulação do fantoma que foi utilizado para obtenção dos perfis laterais de dose e da PDD.

4.6.3 Critérios de aceitação

A aceitação dos valores referentes a PDD e aos perfis laterais de dose foi realizada com referencia ao trabalho de VAN DYK (VAN DYK *et al*, 1993) e VENSELAAR (VENSELAAR *et al*, 2001). Os autores propõe valores de referência relativos a incerteza para cada região do perfil, considerando por vezes diferentes configurações de medição. Neste trabalho, a comparação foi realizada entre os pontos dos perfis simulados e os pontos de referência (golden data). A equação 4.1 demonstra o cálculo da incerteza:

$$\delta = 100\% \cdot \frac{(D_{calc} - D_{ref})}{D_{ref}} \quad (4.1)$$

Onde δ é a incerteza. Os valores de δ foram calculados para cada ponto do perfil.

Os critérios de aceitação para a validação da simulação estão relacionados as incertezas que estão inevitavelmente associadas as presentes medições. Além das incertezas, erros e aproximações na modelagem contribuem para uma esperada flutuação estatística dos dados.

A tabela 4.2 apresenta os valores de incerteza indicados por VANSSELLAR et al (2001) baseados no relatório TG 53 da AAPM

Tabela 4.2 – Descrição dos valores de tolerâncias para as diferentes regiões das curvas de PDD e perfis de dose (VENSELAAR *et al*. 2001)

<i>Região</i>	<i>Descrição</i>
δ_1	<i>Para pontos no eixo central alem da $d_{m\acute{a}x}$: consiste em uma região de altas doses e poca variação. A tolerancia aceitável é de 2%.</i>
δ_2	<i>Para pontos na região de Build-up e penumbra, e regioes perto de interfaces de não-homogeneidades. É uma região de alta dose e de grande variação. Este critério pode ser aplicado na região entre o fantoma e a região equivalente a 90% de profundidade da superfície de isodose, assim como na região de penumbra. Como</i>

	alternativa, é proposto que a região seja representada em mm. A tolerancia aceitável é de 2 mm ou 10%.
δ_3	Para pontos alé da $dm_{\text{máx}}$, dentro do feixe mas fora do eixo central: Novamente, nesta região os valores de dose são altos, e apresentam pouca variação. A tolerancia aceitável é de 3%.
δ_4	Para pontos em regiões fora ou nas bordas do eixo geométrico do feixe, abaixo de blocos de blindagem, geralmente além da $dm_{\text{máx}}$. Essa região apresenta baixos valores de dose. A tolerancia aceitável é de 30%.

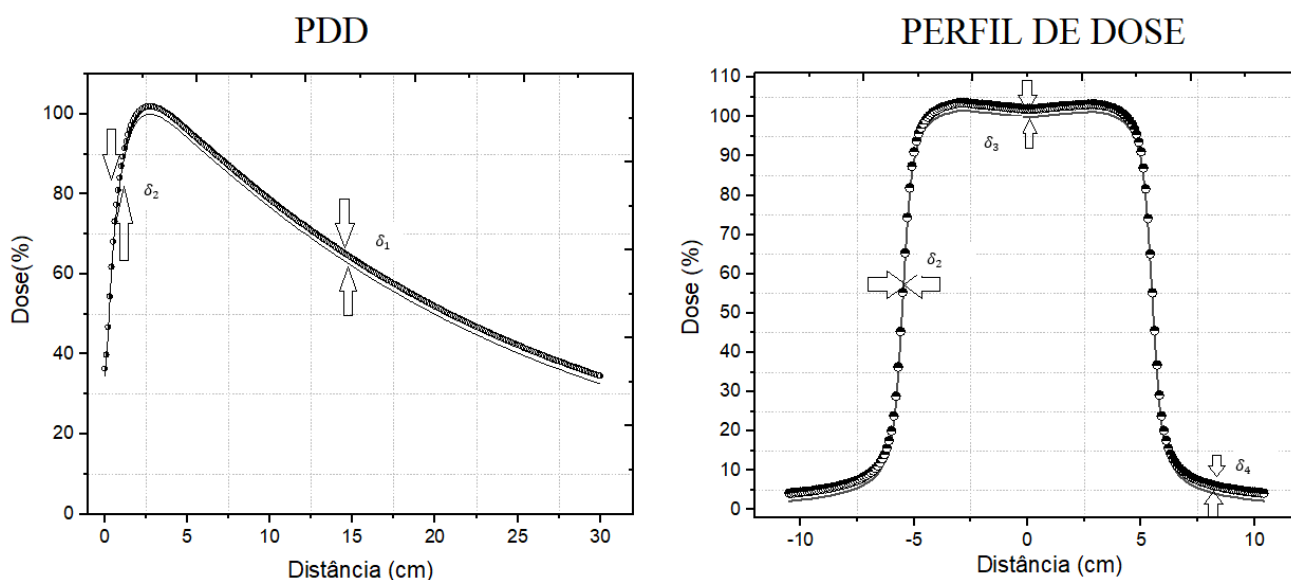


Figura 4.9: Regiões de validade dos critérios: a esquerda, tolerância referente a PDD e a direita referente aos perfis laterais de dose

4.7 análise da dose fora do campo

Sabe-se há muitos anos que as doses fora do campo podem estar associadas ao surgimento do cancer secundário. (MAJER,2017). Existem desafios em medir, calcular, reduzir e relatar os danos causados aos órgãos radiosensíveis próximos ou distantes do local de tratamento, impondo limitações ao planejamento radioterápico e grande dificuldade de análise.

A esse respeito, recentemente foi divulgado um relatório do TG 158 da AAPM (KRY, 2017) em que foram revistos e compilados os principais estudos e recomendações tanto para a prática clínica quanto para pesquisas relacionadas (MEDEIROS,2018). Neste relatório estão contidos dados experimentais relativos às doses fora do campo para energias de 6 e 18 MV, os quais foram usados por MEDEIROS para a validação de suas simulações. Para este trabalho, o perfil lateral produzido pela energia de 15 MV foi comparado aos perfis de 6 MV e 18 MV descritos por MEDEIROS, analisando a profundidade atingida na dose máxima, o achatamento da curva e o decaimento lateral do perfil.

Os trabalhos de KRY (KRY et al,2005a) e BEDNARDZ (BERDNARZ,2008) afirmam que a energia do feixe de fótons está diretamente associada à posição (profundidade) da dose máxima no paciente. Portanto é de se esperar que as bordas do perfil lateral de dose produzidas por feixes de fótons mais energeticos sejam ligeiramente mais extensas quando comparadas aos perfis produzidos por feixes menos energeticos. As regioes do perfil fora do eixo central também tenderiam a obedecer o mesmo raciocínio, apresentando valores de dose maiores para feixes mais energéticos.O trabalho de Vassiliev (VASSILIEV,2006) mostra a imagem de dois perfis laterais do acelerador Varian Clinac 21EX com abertura 4X4 cm² a uma mesma profundidade.

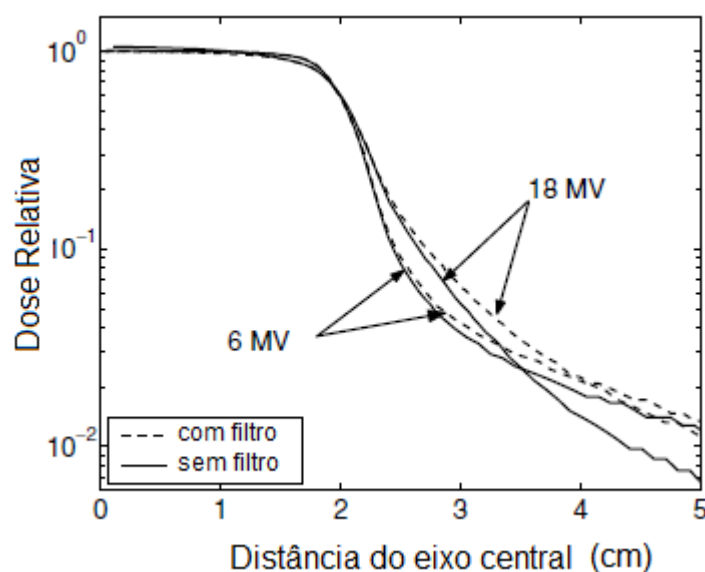


Figura 4.10: Perfis laterais de dose produzidos por energias de 18 e 6 MV a profundidade de 5 cm. Os dados de interesse são os obtidos com a presença do filtro (VASSILIEV,2006).

Embora o acelerador usado por Vassiliev seja diferente que ao simulado neste trabalho, a análise em função da energia pode ser realizada. O mesmo comportamento é apresentado nos gráficos reproduzidos por MEDEIROS (MEDEIROS,2018), e foi utilizado como parâmetros superiores e inferiores para a análise do comportamento off-axis do feixe de 15 MV. Considerando que neste trabalho foi modificado apenas o Beam Line, a distancia verificada fora do feixe principal foi de 10 cm, levando em conta que o comportamento do feixe em pontos mais distantes irão se comportar como os descritos por MEDEIROS.

4.8 Modelagem do Colimador Multifolhas (MLC)

Após a simulação do cabeçote e a verificação da validade da simulação da PDD e perfis de dose, o trabalho segue para a etapa onde se é introduzido o colimador multifolhas, a sala de radioterapia e o fantoma, afim de simular um tratamento de cancer de próstata calculando as doses nos órgãos sadios.

O modelo do MLC utilizado neste trabalho foi o HD 120, dispositivo modelado na tese de doutorado de MEDEIROS. Este modelo pode ser utilizado em aceleradores que operam a diversas energias, sendo compatível com o aceleradores Varian clinac 2300/CD (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2015).

Foi necessário adequar o MLC construído ao acelerador criado neste trabalho com o objetivo de que os inputs não apresentassem erros de numeração das células e superfícies.

O colimador multifolhas HD120 é composto de cento e vinte lâminas de tungstênio (liga com 92,5% W) que podem ser transladadas individualmente para conformar o feixe de fótons à geometria da região a ser irradiada. Esse MLC oferece uma região central de 8 cm de largura com resolução de 0,25 cm, composta por 32 folhas (2,5 mm cada), e duas regiões laterais de 7 cm de largura, cada uma composta por 14 folhas (5,0 mm cada), perfazendo um total de 22 cm de largura (MEDEIROS, 2018)

A simulação realizada pelo autor, seguiu três etapas: primeiramente, foi criado no software Autocad o desenho das folhas do MLC, contendo os detalhes geométricos indicados pelo fabricante. Esta etapa foi importante para referenciar o correto posicionamento do isocentro do linac.

O segundo passo consistiu em extrapolar as medidas obtidas para um modelo 3D, utilizando o software Inventor. Nesta etapa, foi possível extrair as características geométricas tridimensionais do MLC, considerando a particularidade de cada folha.

O terceiro e último passo foi a extração dos dados para o MCNP, afim de que o dispositivo pudesse ser simulado.

No total, somente para o MLC foram criadas mais de 3200 superfícies e 370 células, descritos em um arquivo INP com pouco mais de 6400 linhas

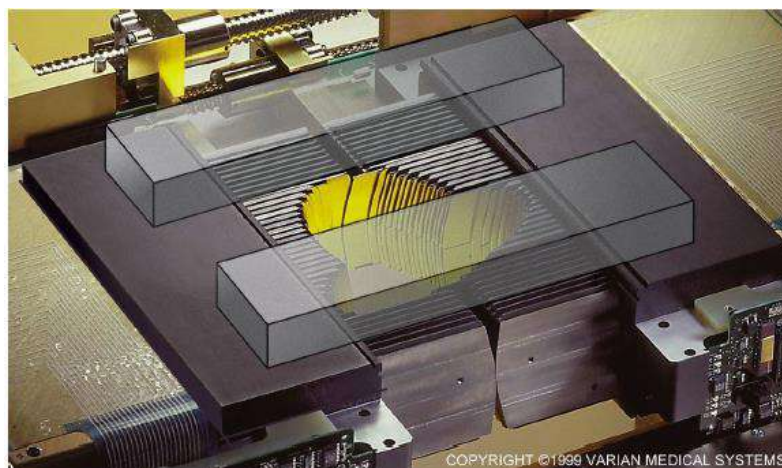


Figura 4.11:Visão do colimador Milenium MLC HD-120.(EPONTHEM,2020)

4.9 Transformações e rotações

Uma das características do tratamento 3D CRT é a possibilidade de proporcionar incidência do feixe no paciente em diferentes inclinações. No tratamento simulado neste trabalho, foram utilizadas 4 inclinações diferentes do gantry conformando o feixe através dos colimadores em cada uma das inclinações. Para realizar a simulação dessas inclinações, primeiramente foi adotado um sistema de coordenadas, como descrito na figura 4.12

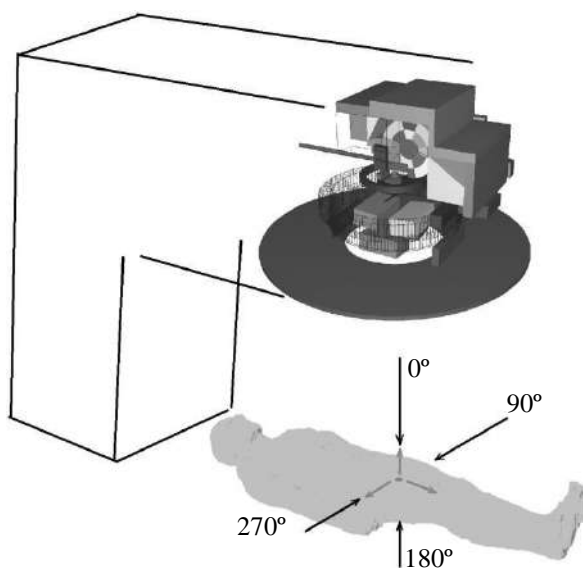


Figura 4.12 – Ângulos de inclinação do *gantry* (MEDEIROS 2018)

A descrição do posicionamento do gantry, transformações utilizadas além de todos os detalhes são encontradas no trabalho de MEDEIROS (MEDEIROS,2018).O isocentro do *linac* foi posicionado exatamente na origem do sistema de coordenadas, com o semi-eixo *x* positivo do sistema de coordenadas estendendo-se na direção a direita do paciente. No eixo *y*, o semi eixo positivo *y* estende-se do isocentro para as pernas do paciente, e o semi-eixo positivo *z* do isocentro para o alvo do cabeçote.

Por viabilidade de simulação, chegou-se à conclusão que seria mais conveniente manter fixos o *gantry* e o MLC e realizar a rotação do fantoma e da sala. Para isso, foi utilizado no MCNP o cartão TR (transformação).

4.10 Integração do Fantoma

A integração do fantoma antropomórfico REX aos modelos computacionais da sala, gantry e MLC foi realizada após a modificação em alguns aspectos relativos à orientação do fantoma. As modificações foram detalhadas no trabalho de MEDEIROS (MEDEIROS,2018) e reproduzidas neste trabalho. MEDEIROS posicionou o centro de massa da próstata do fantoma no isocentro do linac, através de modificações na definição das superfícies originais do fantoma e aplicação de matrizes de rotação por meio de cartões TR apropriados. Neste trabalho, ainda foram necessárias modificações nas numerações de células, superfícies e materiais do fantoma afim de que pudessem ser perfeitamente integradas às demais simulações em um único arquivo de entrada.

4.11 Simulação do tratamento

Neste trabalho escolheu-se simular um tratamento do tipo 3D-CRT, considerando a próstata, como volume-alvo. A dose total programada é de 74 Gy, distribuída igualmente pelos quatro ângulos de inclinação do gantry (0°, 90°, 180° e 270°). A programação deste tratamento foi relatada nos estudos de Thalhoffer et al. 2013 (THALHOFER *et al*,2013), que foi obtido pelos autores a partir do banco de dados dos pacientes tratados pelo Instituto Nacional de Câncer.

De acordo com THALHOFER (THALHOFER *et al* ,2013), o protocolo de tratamento de câncer de próstata padrão prevê 37 seções de 2Gy cada, divididas nas 4 direções ou campos. Sendo assim, a cada seção e em cada inclinação do gantry é aplicada 0,5 Gy, totalizando 2Gy. O paciente é posicionado de forma que o isocentro do linac coincida com o centro de massa da próstata. A simulação foi realizada desconsiderando os braços, antebraços e as mãos do fantoma, levando em consideração que no protocolo é estabelecido que o paciente deve posicionar suas mãos para trás, durante o tratamento.

No MLC, as folhas foram reposicionadas de acordo com a inclinação do gantry, possibilitando o volume CTV alvo no fantoma fosse completamente irradiado pelo feixe útil produzido pelo acelerador. As folhas do MLC foram movimentadas individualmente, cada uma recebendo um cartão de transformação TR próprio a fim de transladá-las paralelamente ao eixo x.

4.12 Simulação da sala de radioterapia

A sala de radioterapia possui como principal finalidade possibilitar que o nível de radiação nas áreas adjacentes estejam dentro dos limites adequados aos previstos pela norma. Portanto a blindagem da radiação realizada pelas paredes deve levar em consideração o tipo de radiação produzida (fótons, nêutros elétrons etc) a energia e a quantidade da radiação produzida nas salas de radioterapia. Em linhas gerais a atenuação do feixe útil de radiação (emitido pelo cabeçote para realização do tratamento) é feita pela chamada *barreira primária*, ou *cinturão primário*, que compreende as regiões das paredes, piso e teto passíveis de serem diretamente irradiadas pelo cabeçote. As demais regiões da sala não passíveis de irradiação direta pelo feixe útil são chamadas de *barreira secundária*, que fornecem proteção contra radiações espalhadas e de fuga do cabeçote. Geralmente, que a barreira primária é substancialmente mais espessa que a barreira secundária, devido a sua capacidade de fornecer proteção adequada contra radiações com fluxo e espectro de energia superiores ao da barreira secundária.

Pode-se afirmar que quanto maior a energia do feixe útil de fótons, mais espessas serão as paredes da instalações ou então mais barreiras adicionais deverão ser utilizadas para a blindagem. As principais normas e órgãos que orientam a estruturação de blindagens das salas de radioterapia no Brasil (NCRP 151 e CNEN) não apresentam detalhes específicos quanto ao desing interno das intalações, mas sim sobre a construção do labirinto, cinturão primário e cálculo das espessura das paredes. Portanto, é de se esperar que a principal mudança em uma sala de radioterapia para comportar um feixe mais energético de fótons seja a mudança na espessura das paredes.

A simulação da sala de radioterapia que comporta o acelerador Varian Clinac 2300/CD baseou-se na simulação no projeto descrito por MEDEIROS em sua tese de doutorado. A sala foi readequada aumentando a expessura das paredes a fim de comportar um feixe de radiação de 15 MV. A estrutura da sala simulada por MEDEIROS foi modelada conforme o projeto de uma sala real (fornecido pela clínica COI/Barra da Tijuca, Rio de Janeiro, RJ), baseada em um documento onde constam todas as cotas necessárias à caracterização da geometria das paredes, teto e piso do bunker, bem como das dependências adjacentes.

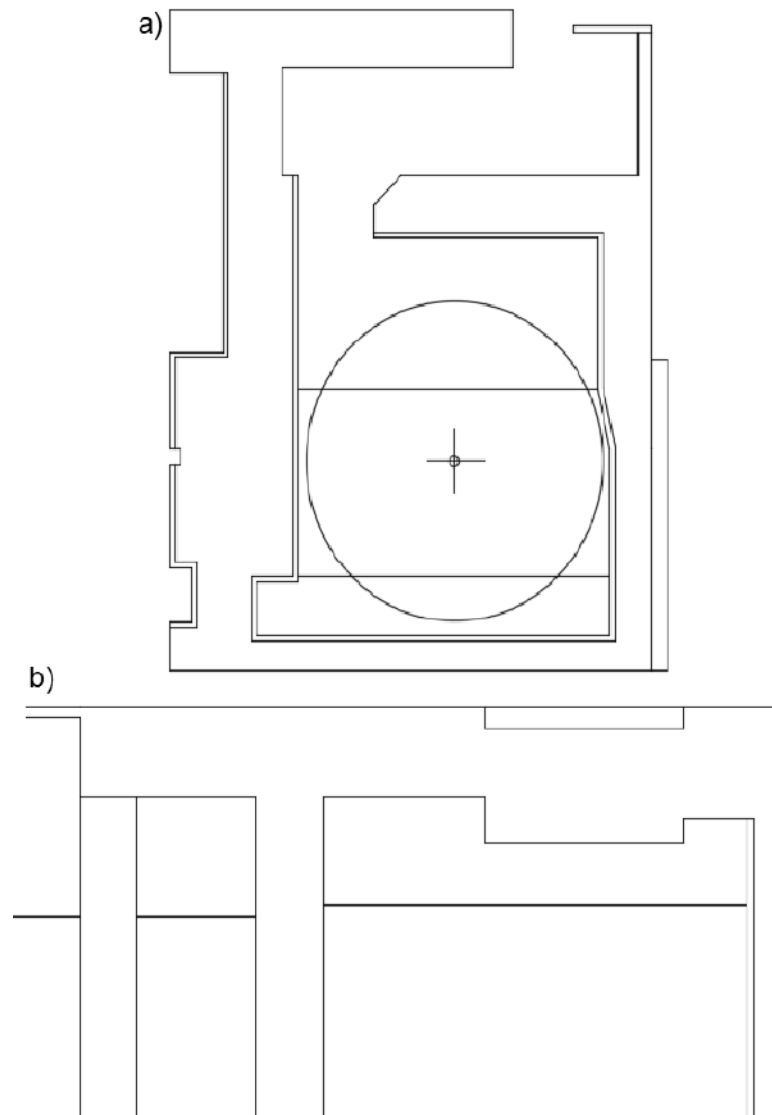


Figura 4.13: Desenho em CAD do projeto de blindagem radiológica da sala de radioterapia. (a) Vista em planta. (b) Vista em elevação. Cotas omitidas intencionalmente. (MEDEIROS, 2018)

Para a reestruturação da sala foi usada uma extrapolação linear no aumento da espessura das paredes, de maneira que o desing interior (posição das paredes) foi mantido. Todas as cotas foram redimensionadas sendo necessária a confecção de uma nova simulação da sala com paredes laterais e do teto com espessuras maiores. Foi necessário realizar a readequação das definições de ar dentro da sala para evitar a sobreposição de superfícies no MCNP. O desenho de reestruturação é apresentado na figura 4.14.

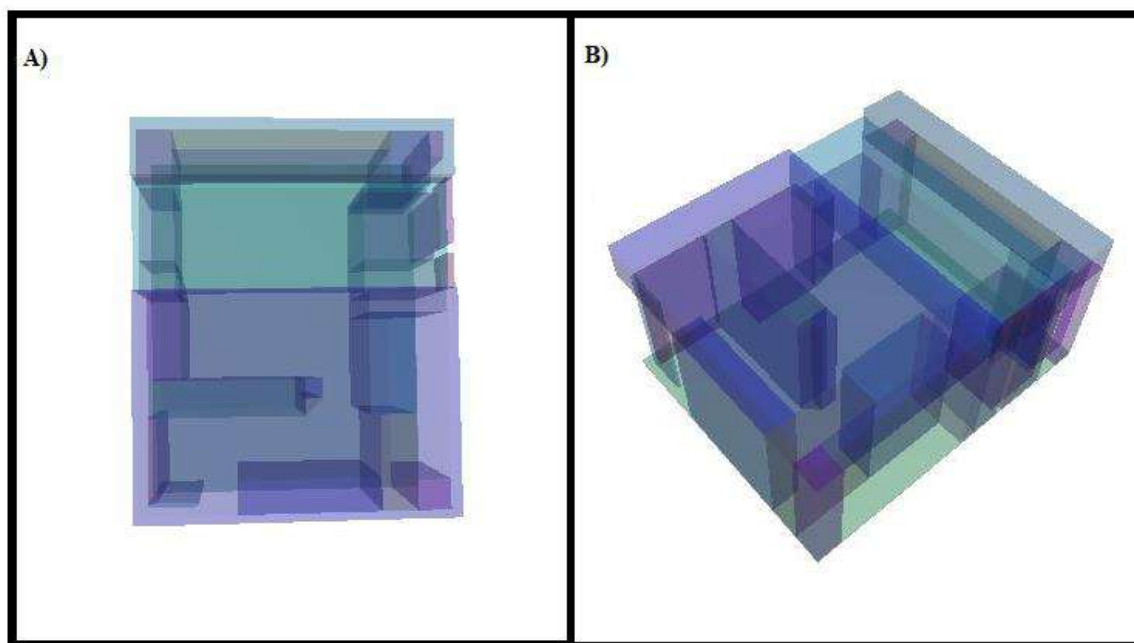


Figura 4.14: Visão da sala remodelada, através do software VISED. Em A) Visualização das paredes internas da sala B) visualização da sala e do teto remodelado.

4.12.1 Inserção da blindagem de aço e chumbo

A fim de avaliar os efeitos produzidos pela blindagem dos materiais indicados pela norma, foi inserido no cinturão primário da sala modelada 1 TVL de aço e de chumbo nas paredes e no teto do bunker. Inicialmente foram analisadas as doses produzidas pela radiação espalhada nas paredes de concreto, comparando os valores com uma simulação que desprezava as paredes, como se o acelerador e o fantoma estivessem envoltos por paredes de “ar”. Nesta etapa da simulação foram avaliados os efeitos produzidos apenas pela presença da blindagem.

Em seguida foi realizado um teste objetivando a verificação da influência da espessura das paredes de concreto nos valores de dose produzido pela radiação espalhada. Este teste foi realizado seguindo as etapas: 1) Introdução do acelerador linear com energia de 15 MV e fantoma na sala projetada para comportar um acelerador de 10 MV, e posterior análise dos valores das doses. 2) Introdução do acelerador linear com energia de 15 MV e fantoma na sala modificada, e posterior análise dos valores das doses.

Após essa análise foram inseridas no cinturão primário, blindagens adicionais na sala de aço e chumbo. As espessuras das barreiras são relativas a 1 TVL, descritas pela norma NCRP 151, a fim de blindar um feixe de fótons de 15 MV. Novamente foram

realizadas simulações individualizadas, analisando os resultados de dose obtido na presença das barreiras e na presença do concreto, comparando-os com os resultados obtidos sem a barreira. As medidas de espessura de aço e chumbo foram obtidas na NCRP 151, que recomenda os valores de TVL para diferentes materiais. Os valores de 1 TVL utilizados neste trabalho são apresentados na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Camadas deci-redutoras para o concreto comum ($2,35 \text{ g/cm}^3$), aço ($7,87 \text{ g/cm}^3$) e chumbo ($11,35 \text{ g/cm}^3$) para fótons de 15 MeV

<i>Material</i>	<i>Espessura</i> <i>(TVL)</i>
Concreto	44
Aço	11
Chumbo	5,7

Capítulo 5

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados referentes a validação do acelerador linear, discutido as curvas de PDD e Perfil lateral de dose, validando o acelerador dentro e fora do feixe. Logo após é apresentado os resultados referentes a simulação do tratamento, analisando a influência das blindagens nas doses adjacentes ao tumor. Os resultados referentes as doses no paciente serão comparadas aos apresentados por MEDEIROS (MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*,2010) discutindo a evolução das doses em cada tratamento.

A apresentação da validação será demonstrada da seguinte maneira: primeiramente serão apresentados os resultados da comparação entre as curvas de PDD e Perfil Lateral de Dose; simuladas e as apresentadas no Golden Data. Ainda sobre a validação, será apresentado uma avaliação do comportamento do perfil lateral produzido pelo feixe de 15 MV, comparando-o com os feixes de 10 e 18 MV. Logo após, serão apresentados os resultados das doses nos tumores adjacentes a próstata, variando os materiais e as dimensões da sala de radioterapia. Serão apresentados ainda resultados referentes a comparação entre as doses proporcionadas por um feixe de 10 MV e de 15 MV, utilizando as diferentes configurações de blindagem dentro do bunker. Desta forma objetiva-se observar a influência dos materiais, a espessura da parede e a variação da energia do feixe nas doses entregues ao paciente.

5.1 Porcentagem de Dose Profunda (PDD)

Abaixo são apresentadas as curvas de PDD e as respectivas diferenças percentuais dos pontos, realizadas com o acelerador sem o MLC. As referências de valores limites para as discrepâncias foram mencionadas na seção 4.6.3, (10% para região de *build-up* e 2% para região de *build down*). É possível observar que o comportamento dos dados simulados preserva o comportamento esperado da curva, e que as diferenças percentuais permanecem dentro dos limites aceitáveis para validação.

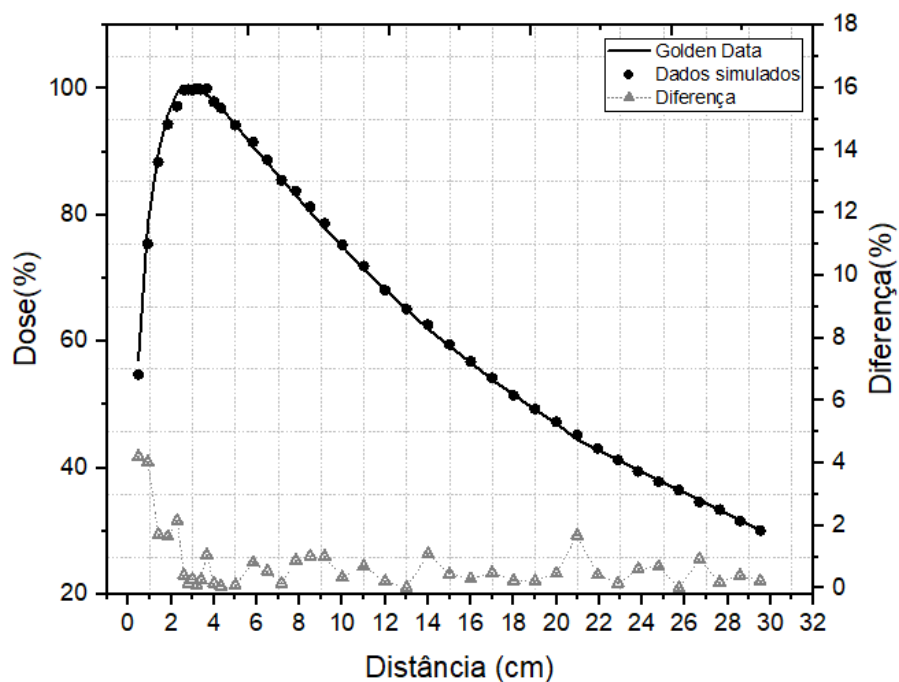


Figura 5.1: PDD com abertura do campo 4x4 cm² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data).

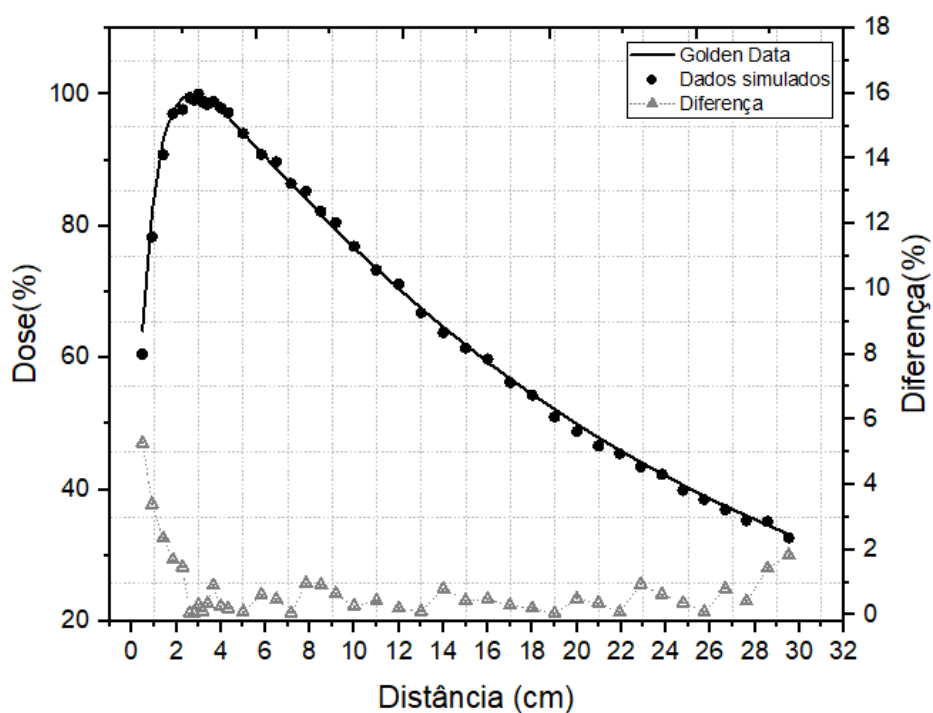


Figura 5.2: PDD com abertura do campo 10x10 cm² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data).

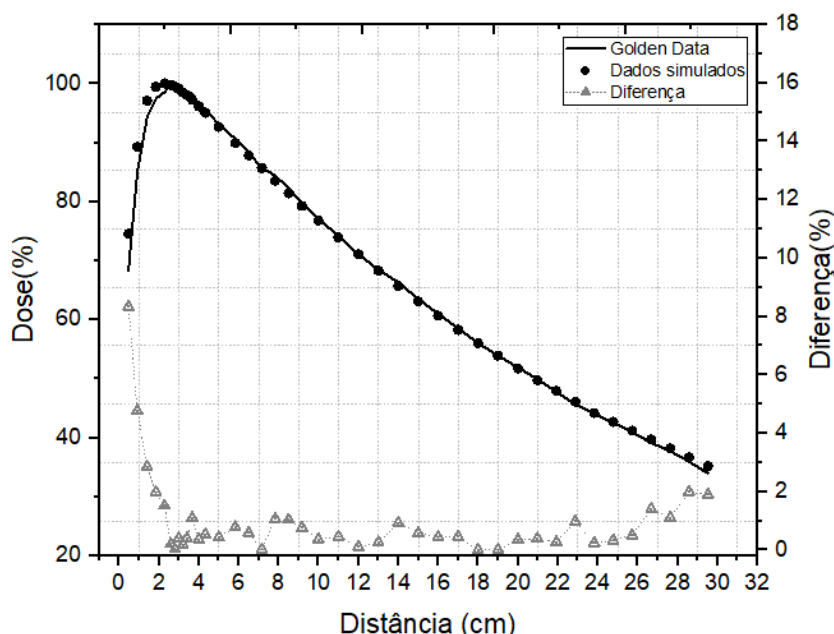


Figura 5.3: PDD com abertura do campo 20x20 cm² demonstrando os dados do Golden Data, os dados Simulados e a diferença percentual entre os valores simulados e os medidos (Golden Data).

A curva referente a PDD é caracterizada por duas regiões: região de *build-up* (região antes da dose máxima) e de *build-down* (região depois da dose máxima). Com abertura 4x4 cm² dos *jaws*, as diferenças médias na região de *build-up* e *build-down* são respectivamente iguais a 1,47% e 0,51%. Com abertura 10x10 cm² as diferenças médias foram iguais a 2,03% e 0,46%, e finalmente com abertura 20x20 cm², 2,8% e 0,67% (Tabela 5.1), evidenciando que o feixe mais largo proporcionou maiores discrepâncias. O feixe mais largo tem maior probabilidade de interação em regiões com diferentes densidades o que pode aumentar o espalhamento das radiações.

Em termos de simulação computacional, a região de *build up* é caracterizada segundo como uma região de intensa instabilidade eletrônica, devido aos maiores valores de energia dos elétrons incidentes e o tamanho reduzido das células do fantoma. A dose em células menores do fantoma apresentam maiores valores de discrepâncias, já que a quantidade de radiação incidente será menor. Alguns estudos (BEDNARZ, 2008; BEDNARZ *et al*, 2009a) aconselham a não utilização da região de *build up* para validação do acelerador devido a possibilidade de os valores simulados apresentarem altas diferenças percentuais nesta região, inviabilizando a validação. Entretanto, a simulação deste trabalho apresenta valores razoáveis de diferença percentual nesta região, apresentando valores cujas maiores divergência estão localizadas nas camadas mais

superficiais do fantoma; região onde ocorre diminuição do tamanho da célula, diminuindo consequentemente o número de partículas/radiação que atravessam a mesma. Deste modo, considerando que a incerteza da medida da simulação é inversamente proporcional ao número de partículas/radiação, é esperado que as diferenças locais aumentem nesta região. Os valores de erro relativo referente as regiões de *build up* e *buid down* na abertura 4x4 apresentam valores ligeiramente maiores quando comparados a aberturas 10x10 e 20x20 cm², sugerindo que a menor abertura no gantry potencializa o espalhamento do feixe. A abertura de 4x4 cm² proporciona maior interação dos jaws com o feixe, fazendo com que a instabilidade eletrônica seja levemente maximizada, produzindo maiores erros de simulação. Os valores do erro relativo de acordo com as aberturas são demonstrados na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Dados referentes ao erro relativo médio, diferença percentual média e profundidade da dose máxima, encontrados na simulação do acelerador de 15 MV. As diferenças e os erros foram calculados relativos a PDD, em diferentes regiões do feixe e para diferentes aberturas; a dose máxima é demonstrada de forma comparativa entre o dado obtido pelo Golden data e o simulado.

Tamanho do Campo (cm²)	Erro relativo (média)(%)		Diferença Percentual (média) (%)		D_{máx}(cm)	
	Build-up	Build-down	Build-up	Build-down	Simulado	Medido (Varian)
4x4	0,45	0,58	1,47	0,51	3,6	3
10x10	0,41	0,45	2,03	0,46	2,6	2,6
20x20	0,40	0,43	2,8	0,67	2,6	2,6

As altas discrepâncias referentes as diferenças percentuais na região de build up foram relatadas por JUTEMARK e BECKER (JUTEMARK, 2005 e BECKER *et al*, 2007) devido a elétrons secundários que produzem o que os autores chamaram de contaminação do feixe. Esses elétrons podem ser gerados por espalhamento no próprio cabeçote do acelerador ou nos processos de espalhamento no ar. BECKER afirma que no processo de produção de pares, são gerados elétrons, pósitrons, radiação Compton de recuo, elétrons

Auger entre outras radiações, onde as mesmas são somadas ao feixe principal. O autor afirma que cerca de 0,36% do feixe principal de fótons contem elétrons secundários, e que mesmo esse valor sendo baixo, é relevante para os valores de dose na região de *build-up*.

5.2 Perfil lateral de dose:

Abaixo são apresentadas as curvas referentes aos Perfis Laterais de Dose e as respectivas diferenças percentuais dos pontos, realizadas com o acelerador sem o MLC. As referências de valores limites para as discrepâncias foram mencionadas na seção 4.6.3, (10% para região de penumbra, 3% para região fora do eixo central e 30% para região fora das bordas do feixe). É possível observar que o comportamento dos dados simulados preserva o comportamento esperado da curva, e que as diferenças percentuais permanecem dentro dos limites aceitáveis para validação. Os valores de dose foram normalizados para 100% no eixo central, assim como já são os valores de dose usados como referência (medidos (VARIAN)). As figuras 5.4 a 5.7 apresentam os perfis laterais com abertura 4x4 cm², as figuras 4.8 a 4.11 perfis com abertura 10x10 cm² e as figuras 5.12 a 5.15, perfis com abertura 20x20 cm²

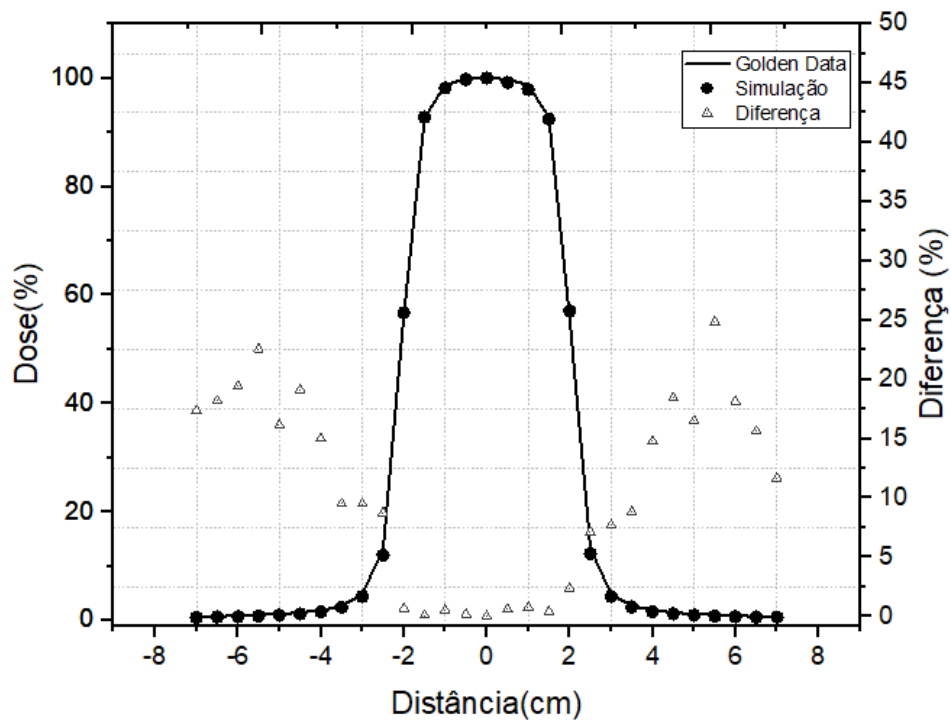


Figura 5.4: Perfil lateral de dose com abertura $4 \times 4 \text{ cm}^2$ na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

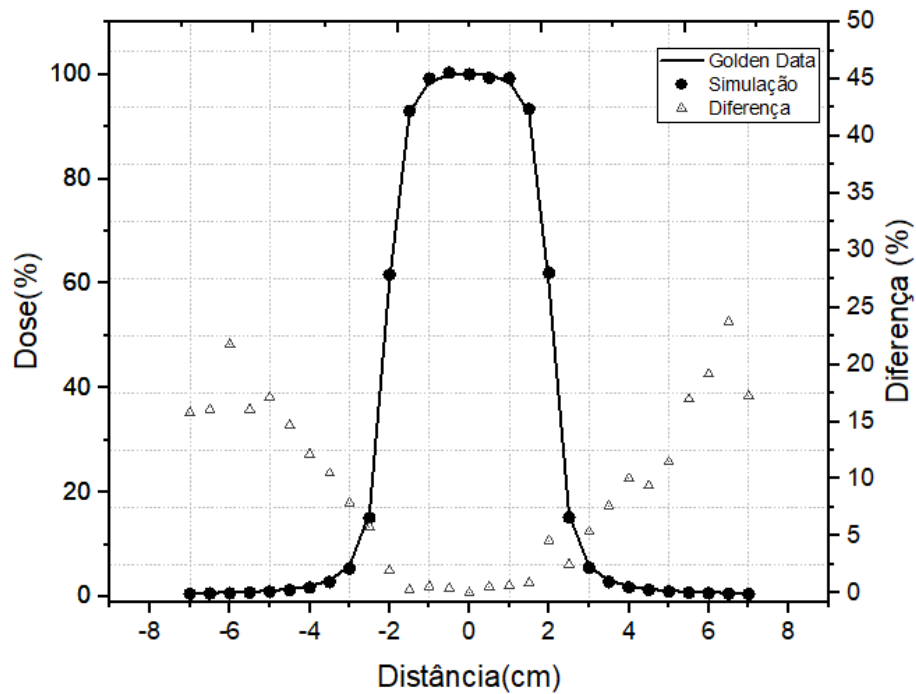


Figura 5.5: Perfil lateral de dose com abertura $4 \times 4 \text{ cm}^2$ na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

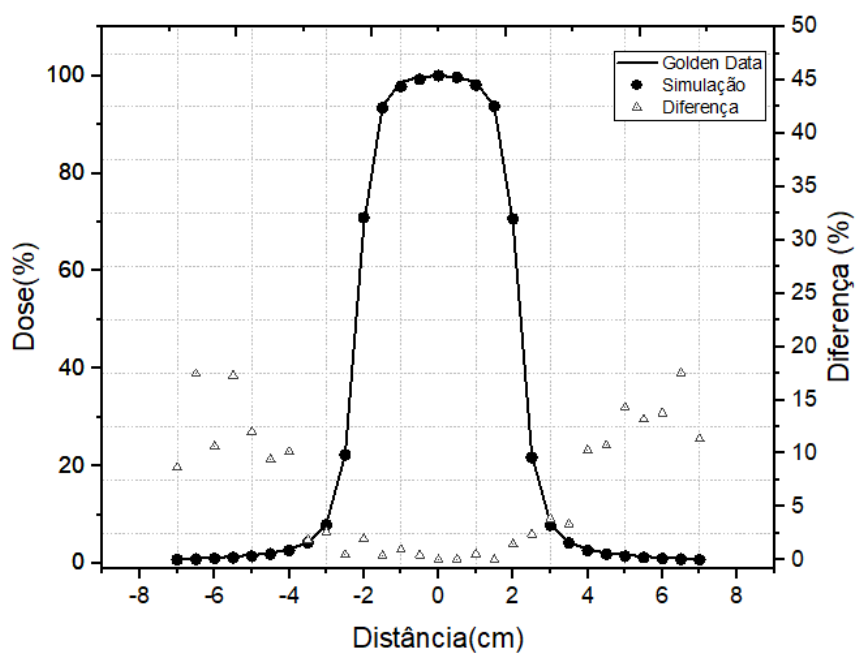


Figura 5.6: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm² na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

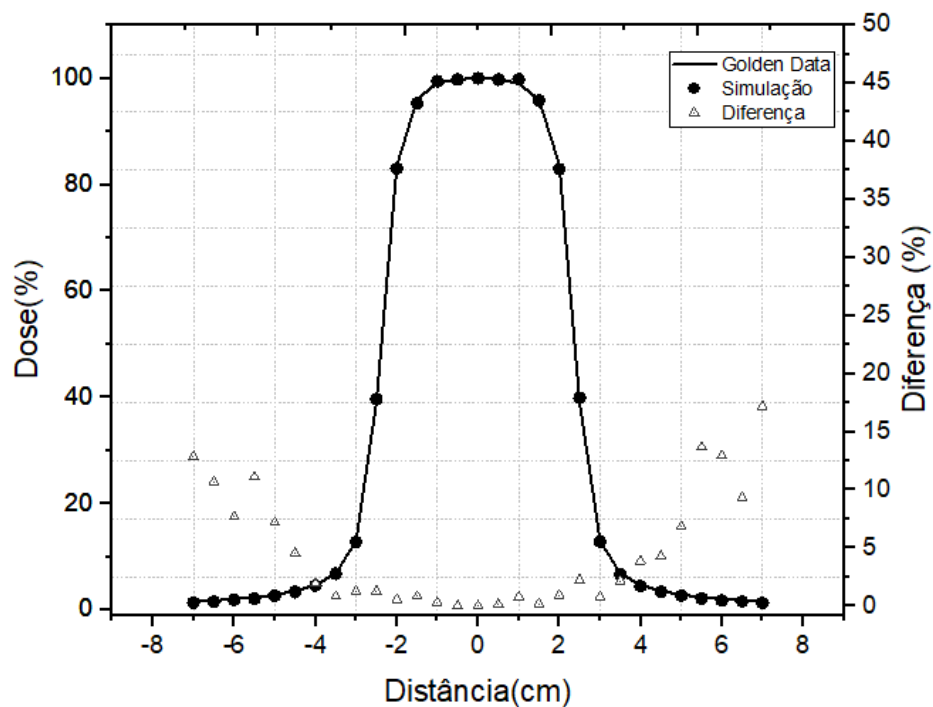


Figura 5.7: Perfil lateral de dose com abertura 4x4 cm² na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

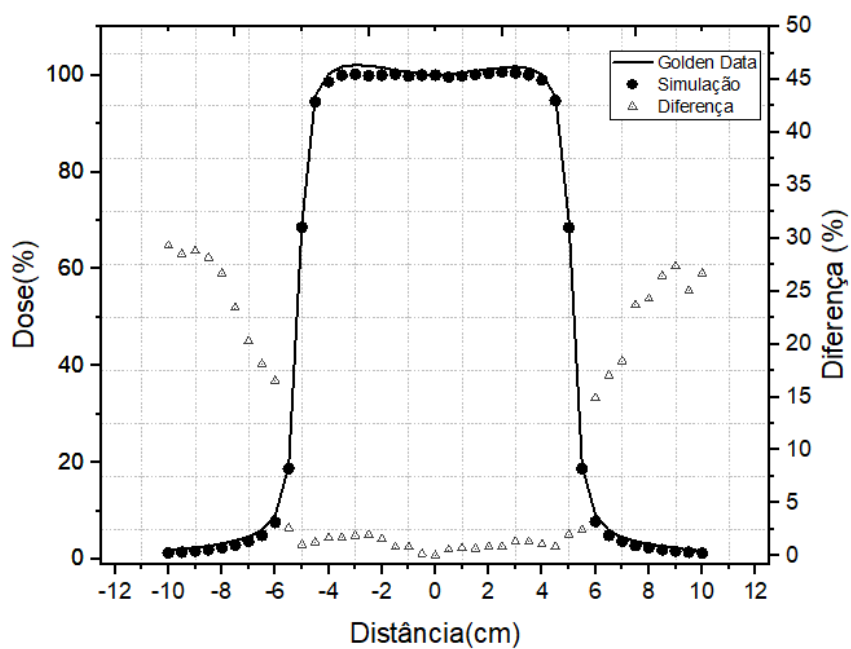


Figura 5.8: Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm² na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

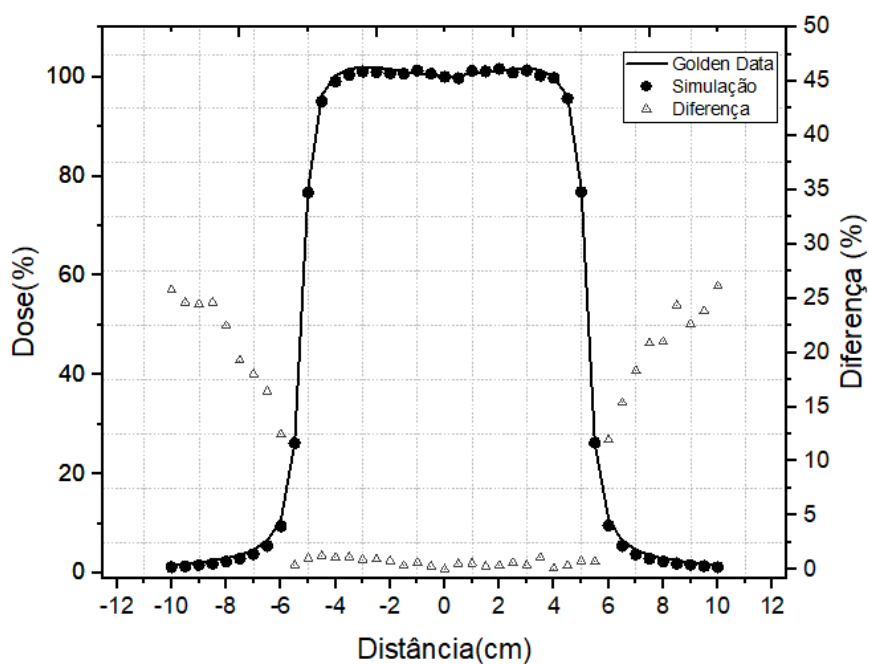


Figura 5.9 Perfil lateral de dose com abertura 10x10 cm² na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

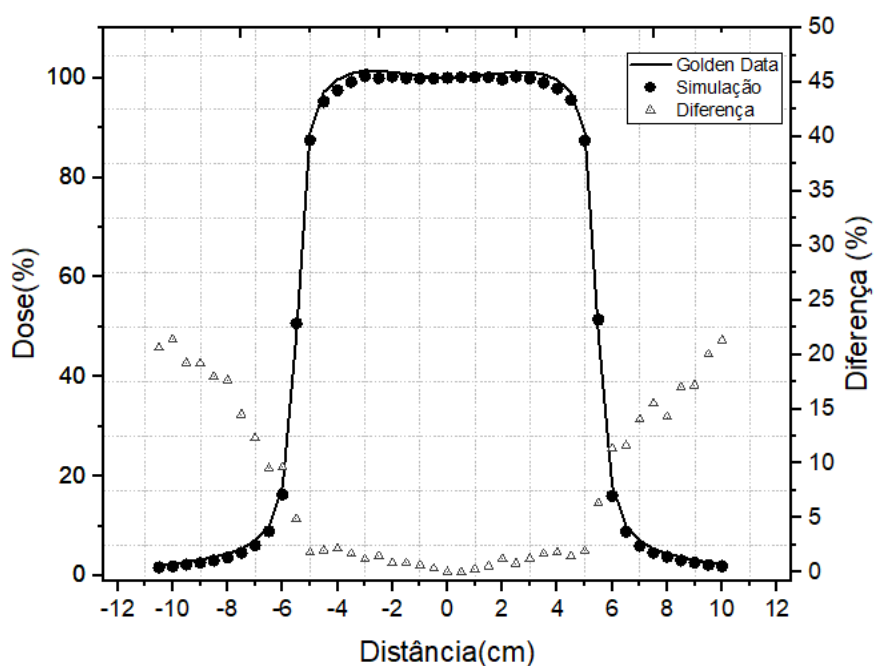


Figura 5.10: Perfil lateral de dose com abertura $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

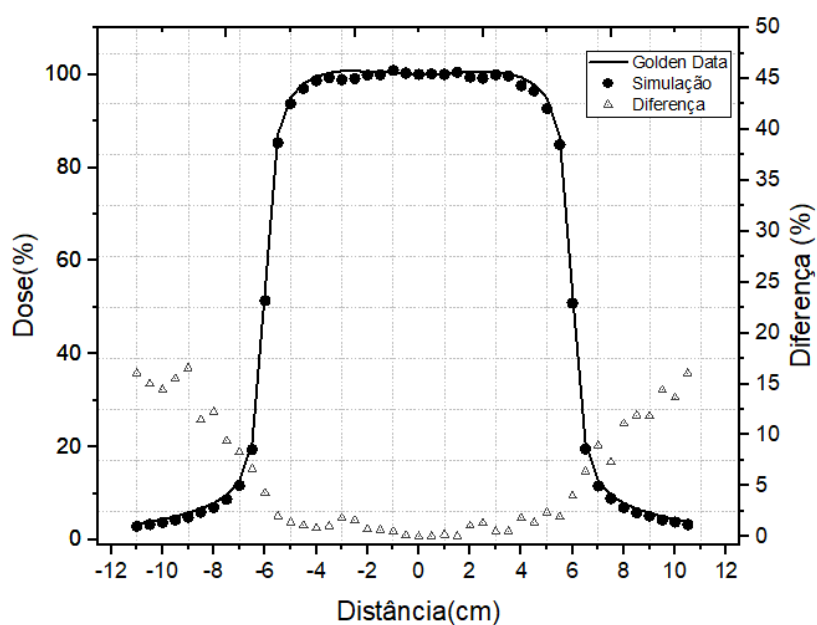


Figura 5.11: Perfil lateral de dose com abertura $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

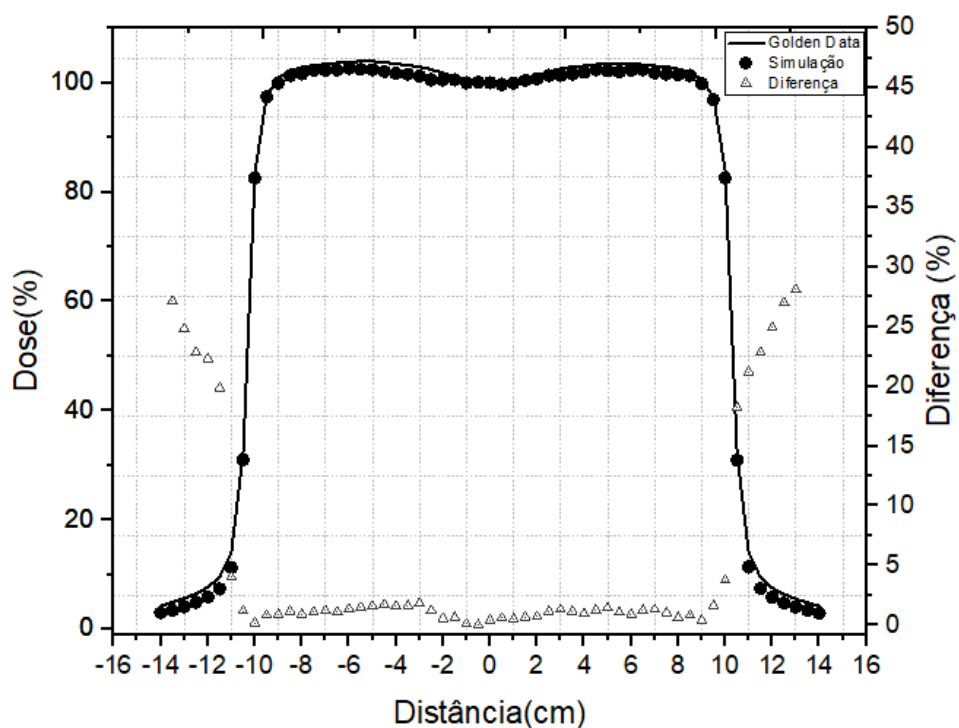


Figura 5.12: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm² na profundidade de 3 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

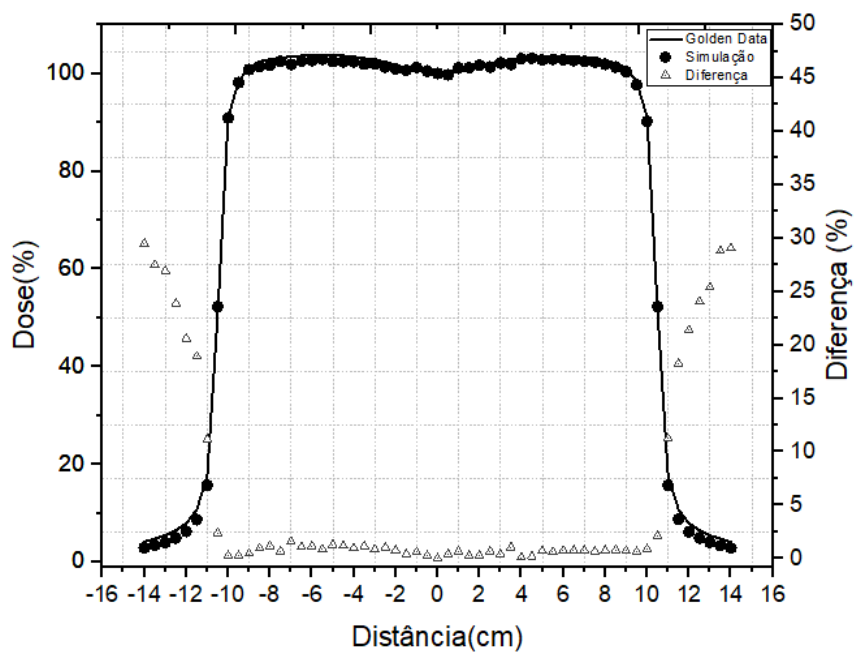


Figura 5.13: Perfil lateral de dose com abertura 20x20 cm² na profundidade de 5 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

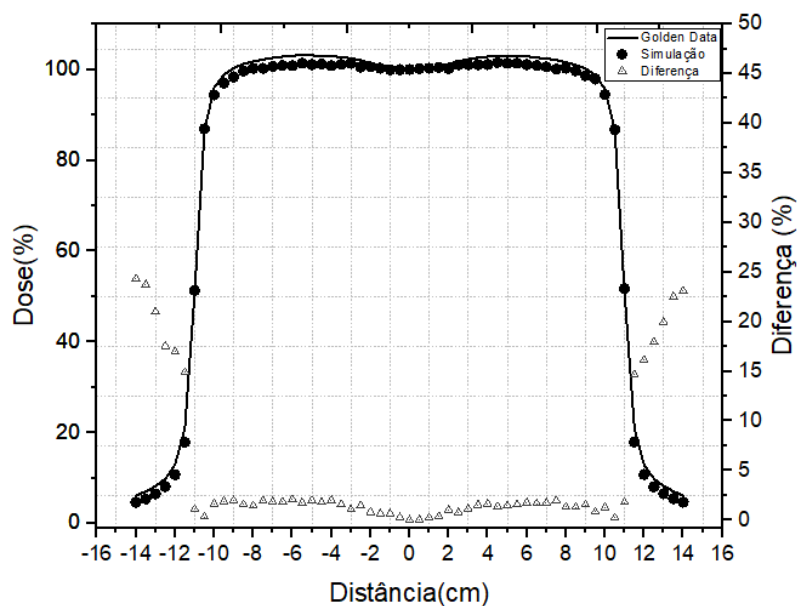


Figura 5.14: Perfil lateral de dose com abertura $20 \times 20 \text{ cm}^2$ na profundidade de 10 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

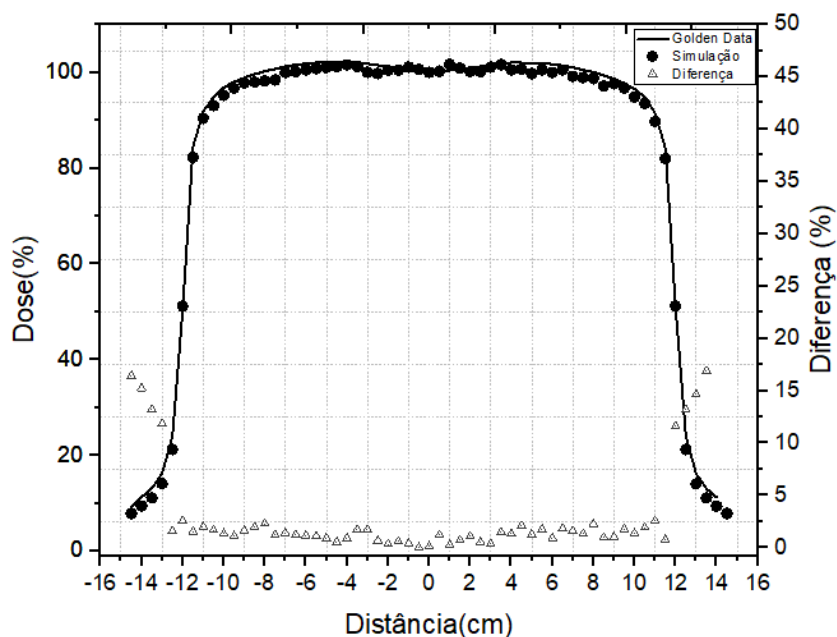


Figura 5.15: Perfil lateral de dose com abertura $20 \times 20 \text{ cm}^2$ na profundidade de 20 cm, demonstrando o perfil simulado, o medido (VARIAN) e a diferença percentual entre os valores.

Os resultados sugerem que a abertura do campo e a profundidade na qual se encontram os perfis contribuem de maneira significativa na estruturação do feixe

simulado. Na abertura 4x4 cm², o efeito causado pelo espalhamento acentuado nos jaws e da contribuição dos elétrons secundários se mostra mais evidente. Esta afirmação pode ser observada através da comparação dos dados de erro percentual e diferença local, dos diferentes campos, (tabela 5.2 e 5.3) demonstrando maior instabilidade na formação da curva nas diferentes regiões. O aumento da profundidade contribui para a degradação do espectro e a acentuação das bordas laterais no final do platô característico. Este fenômeno pode ser explicado pelo aumento de espalhamento dos elétrons para fora do campo e pela perda de energia dos mesmos com o aumento da distância entre o gantry e o fantoma de água. Tais efeitos contribuem para as deformidades características do feixe. A região das bordas demonstrou ser mais afetada com o aumento da profundidade de deposição da dose, apresentando maiores erros associados.

Tabela 5.2: Erro relativo médio relativos a curva do perfil lateral de dose, em diferentes profundidades, regiões e aberturas do campo em um feixe de 15 MV.

Profundidade (cm)	Região	Erro Relativo médio (%)		
		Abertura:	Abertura:	Abertura:
		4x4 cm ²	10x10 cm ²	20x20 cm ²
3	Platô	0,24	0,27	0,27
	Penumbra	0,51	0,15	0,39
	Bordas	2,23	1,85	1,03
5	Platô	0,31	0,29	0,28
	Penumbra	0,49	0,14	0,37
	Bordas	2,12	1,72	0,95
10	Platô	0,35	0,33	0,31
	Penumbra	0,49	0,13	0,34
	Bordas	1,92	1,50	0,81
20	Platô	0,45	0,41	0,38
	Penumbra	0,55	0,15	0,40
	Bordas	1,94	1,46	0,72

Tabela 5.3: Diferença percentual média relativa a curva do perfil lateral de dose, em diferentes profundidades, regiões e aberturas do campo em um feixe de 15 MV.

Profundidade (cm)	Região	Diferença média (%)		
		Abertura: 4x4 cm ²	Abertura: 10x10 cm ²	Abertura: 20x20 cm ²
3	Platô	0,43	1,08	1,05
	Penumbra	3,24	1,56	1,61
	Bordas	15,38	23,54	24,14
5	Platô	0,44	0,61	0,75
	Penumbra	2,68	0,90	1,10
	Bordas	13,63	20,71	22,63
10	Platô	0,41	1,00	1,33
	Penumbra	1,13	2,63	1,08
	Bordas	9,96	15,76	19,40
20	Platô	0,26	0,77	1,14
	Penumbra	1,02	1,52	1,72
	Bordas	6,68	10,48	10,05

5.3 Validação fora do campo

Esta seção apresenta a comparação entre feixe de 10,15 e 18 MV fora do eixo central, simulados com o código MCNP. Os resultados referentes aos feixes de 10 MV e 18 MV foram obtidos através do trabalho de MEDEIROS, validados quando comparados aos resultados experimentais obtidos por STOVALL (STOVAL *et al*,1995).

MEDEIROS validou seus resultados comparando o comportamento das curvas do perfil lateral de dose com os resultados obtidos experimentalmente por STOVALL. MEDEIROS validou o feixe de 10 MV através da validação dos feixes simulados de 6 e 18 MV, usando estes últimos como limites superiores e inferiores reproduzindo tecnicamente através de simulação, o experimento de STOVALL. Mais detalhes da simulação de Medeiros são citados no capítulo 4, assim como o procedimento adotado para validação apresentada nesta seção. De forma similar ao trabalho mencionado acima, o comportamento do feixe de 15 MV foi comparado aos feixes simulados e validados por MEDEIROS de 10 e 18 MV, objetivando observar como o feixe de 15 MV se comporta

em relação aos outros feixes simulados, nas mesmas condições. O efeito de um feixe mais energético na formação do perfil lateral de dose em relação a um menos energético quando observado na mesma profundidade e na mesma abertura, é apresentado no capítulo 4 , seção 4.7 como sendo um leve aumento na região de platô, além do rápido decréscimo da energia depositada na região de penumbra (característica de todos os perfis laterais de dose). Nesta seção, foi comparado o feixe de 15 MV com os feixes de 10 MV e 18 MV, adotando esses valores como limite inferior e superior. A figura 5.16 demonstra a comparação entre os feixes de 10,15 e 18 MV com abertura de campo 10x10 cm² a profundidade de 10 cm. A configuração comparativa foi realizada preservando o modelo usado por STOVALL

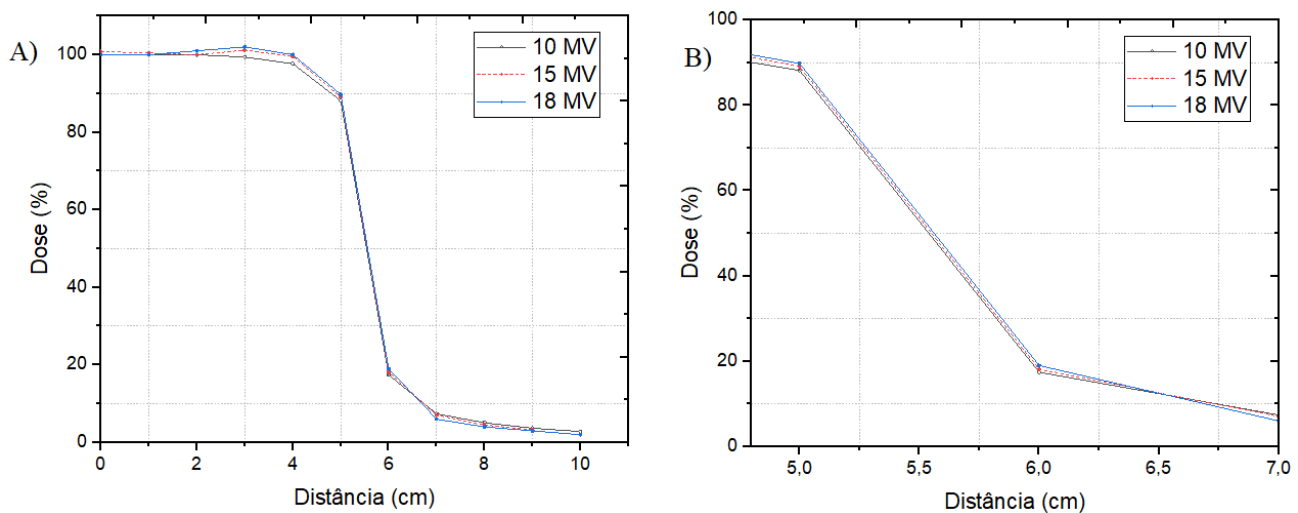


Figura 5.16: A) Comparação dos feixes de 10,15 e 18MV, obtidos através da simulação (MCNP). B) Ampliação da região de penumbra demonstrada em A, evidenciando o comportamento dos feixes nesta região.

A figura acima mostra os valores do campo simulados neste trabalho (feixe de 15 MV) e os valores obtidos por MEDEIROS (10 e 18 MV). A comparação dos feixes indica que o platô do feixe de 18 MV é levemente maior que o feixe de 15 MV e 10 MV. Pode-se perceber o comportamento similar dos entre os feixes observando que o feixe de 15 MV permanece entre os dois feixes de 10 MV e de 18 MV. É possível notar que a diferença entre o feixe de 10 e 15 MV é ligeiramente maior quando comparada ao feixe de 15 e 18 MV, correspondendo as diferenças de energias entre os feixes.

5.4 Doses nos órgãos do Fantoma Rex submetido ao tratamento de Radioterapia de Próstata

Esta seção apresenta os resultados referentes as doses obtidas nos órgãos internos do fantoma antropomórfico REX, com diferentes inclinações do Gantry e em diferentes situações de blindagem da sala de radioterapia. As doses calculadas nos órgãos/tecidos foram a absorvida, equivalente e a efetiva, além dos e os respectivos erros relativos associado as simulações. Os resultados demonstram a contribuição nas doses de cada blindagem nos órgãos adjacentes ao tumor alvo (próstata), a saber: concreto, 1 TVL de aço e 1 TVL de chumbo.

Primeiramente, serão apresentados os resultados referentes as doses devido a fótons simulando um tratamento hipotético, com a ausência das paredes do bunker (acelerador com paredes de ar). Logo após, o mesmo tratamento foi simulado em uma sala de radioterapia projetada para comportar um acelerador de 10 MV e comparado aos resultados obtidos em uma sala remodelada, com paredes mais espessas. Finalizando, são apresentados os efeitos da blindagem de 1 TVL de aço e de chumbo nas doses entregues ao fantoma.

5.4.1 Dose devido a fótons

Na figura abaixo são apresentados os valores totais (nas quatro inclinações do gantry) referente a dose equivalente nos órgãos/tecidos do fantoma REX. Os resultados indicam que os órgãos do PTV formam os mais afetados, como a cabeça do fêmur (ossos da perna) reto, bexiga e pélvis. À medida que o posicionamento anatômico do órgão é mais distante do isocentro, os valores de dose decaem, onde o cérebro e o crânio apresentam os menores valores de dose. Musculo e pele apresentam valores mais altos de dose devido a sua extensão no fantoma, o que aumenta a região exposta à radiação espalhada. Órgãos localizados anatomicamente na região mais ao centro do fantoma como fígado, estômago e baço apresentaram poucas variações nos valores de dose. As doses em órgãos adjacentes ao PTV são maximizadas pelo espalhamento do feixe nos ossos da perna (com maior densidade) de forma que a radiação espalhada reincide nos órgãos que circuncidam a cabeça do fêmur.

Os valores de dose são apresentados normalizados para cada 1 Gy de dose devido a fótons na próstata, a fim de facilitar a análise dos resultados. A tabela 5.4 e a figura 5.18

apresentam os valores de dose equivalente nas diferentes inclinações do gantry, demonstrando como a incidência da dose é mais ou menos atenuada de acordo com o ângulo. Nos ossos da perna por exemplo, as doses são maiores nos ângulos de 90° e 270°, evidenciando que nesses ângulos o órgão é mais exposto ao feixe útil devido a localização e a menor quantidade de tecido circundante que proporciona absorção do feixe.

A tabela 5.5 demonstra que os maiores valores de erro relativo foram encontrados nas lentes dos olhos e nodos linfáticos ET. Estes órgãos/tecidos se encontram mais distantes da região de tratamento, além de anatomicamente, terem pequenas proporções e baixa densidade. Isso faz com a incerteza estatística do cálculo de dose nas células aumente, pelo pouco número de partículas incidentes. O inverso da premissa também é constatado na tabela, onde órgãos/tecidos anatomicamente maiores e mais densos apresentam valores de erro relativo menor.

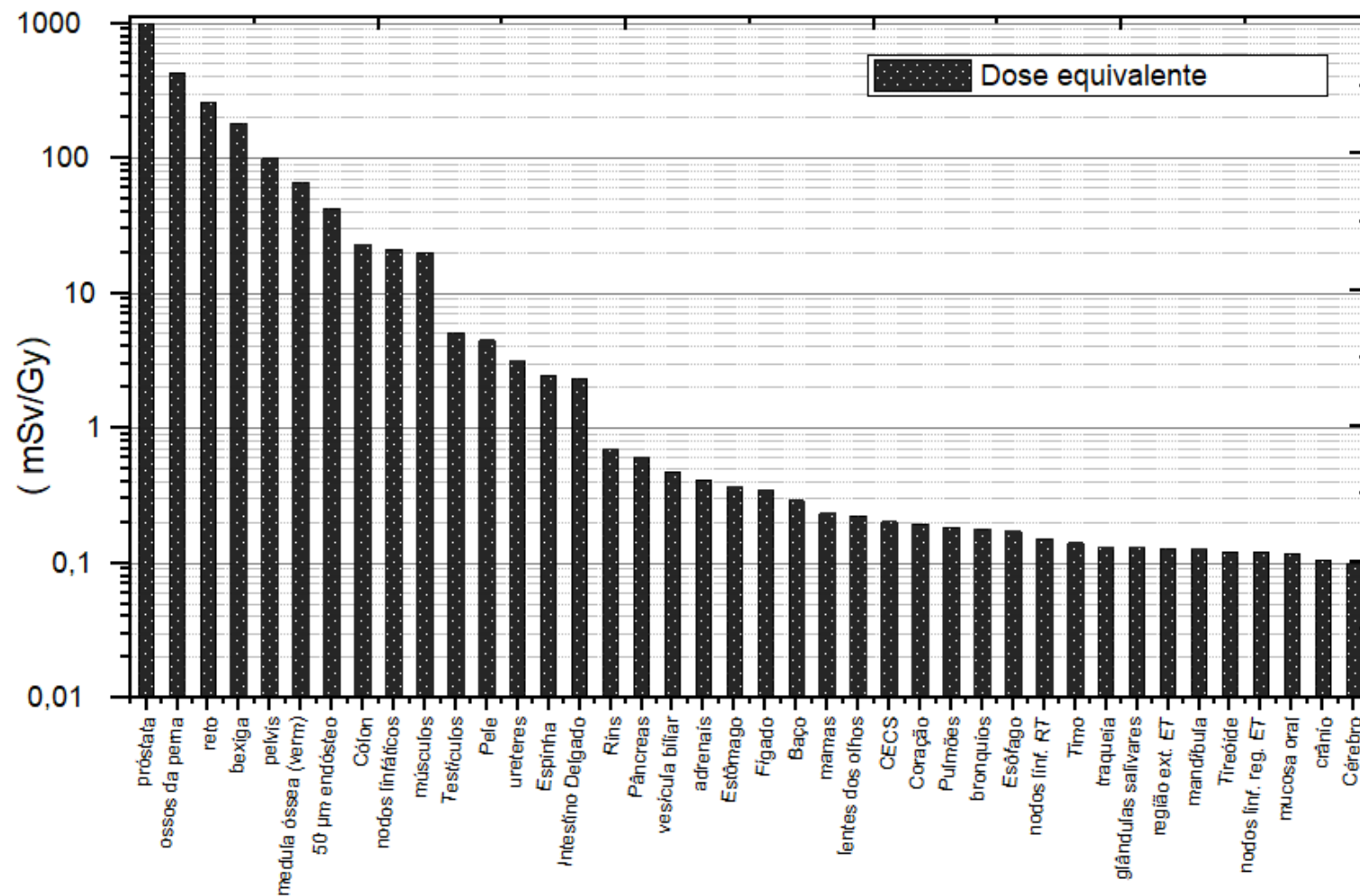


Figura 5.17: Dose equivalente total nos órgãos. Os nódulos linfáticos foram considerados excetuando os LN-ET+LN-Th e a espinha excetuando a cervical, torácica, lombar e sacra.

Tabela 5.4: Valores de Dose Equivalente, em diferentes órgãos e em diferentes posições do Gantry

Órgãos	Dose Equivalente (mSv/Gy)				
	0°	90°	180°	270°	Total
Próstata	250	250	250	250	1000
Ossos da perna	0,995	213,218	1,093	214,513	429,819
Reto	93,259	32,385	102,727	32,244	260,615
Bexiga	52,808	40,453	47,663	40,517	181,442
Pélvis	17,459	33,852	13,291	34,970	99,572
Medula óssea (verm)	3,569	29,932	2,786	30,123	66,411
50 µm endósteo	2,317	19,341	1,812	19,465	42,936
Cólon	7,870	3,160	8,600	3,190	22,827
Nodos linfáticos	5,499	4,980	5,582	5,040	21,102
Músculos	2,145	8,069	1,945	7,928	20,087
Testículos	0,861	1,536	1,118	1,589	5,103
Pele	0,987	1,257	0,985	1,266	4,495
Ureteres	0,538	1,009	0,596	1,012	3,155
Espinha	0,701	0,493	0,775	0,497	2,466
Intestino delgado	0,397	0,775	0,432	0,742	2,346
Rins	0,118	0,211	0,147	0,221	0,698
Pâncreas	0,116	0,171	0,137	0,178	0,601
Vesícula biliar	0,091	0,136	0,106	0,146	0,479
Adrenais	0,073	0,124	0,100	0,122	0,419
Estômago	0,072	0,108	0,081	0,103	0,365
Fígado	0,065	0,096	0,075	0,108	0,344
Baço	0,050	0,094	0,067	0,082	0,292
Mamas	0,076	0,064	0,034	0,061	0,236
Lentes dos olhos	0,117	0,059	0,009	0,040	0,225
Cecs	0,039	0,059	0,046	0,060	0,204
Coração	0,043	0,059	0,042	0,052	0,196
Pulmões	0,038	0,052	0,042	0,052	0,184
Brônquios	0,041	0,053	0,039	0,048	0,181
Esôfago	0,038	0,048	0,038	0,049	0,172
Nodos linf. Rt	0,037	0,041	0,033	0,041	0,153
Timo	0,040	0,039	0,025	0,037	0,141

Traqueia	0,038	0,032	0,025	0,035	0,131
Glândulas salivares	0,032	0,037	0,026	0,035	0,130
Região ext. Et	0,039	0,038	0,016	0,037	0,130
Mandíbula	0,033	0,038	0,017	0,039	0,126
Tireoide	0,039	0,031	0,022	0,029	0,122
Nodos linf. Reg. Et	0,037	0,035	0,017	0,032	0,121
Mucosa oral	0,031	0,035	0,016	0,036	0,118
Crânio	0,022	0,030	0,022	0,031	0,105
Cérebro	0,020	0,028	0,022	0,030	0,099

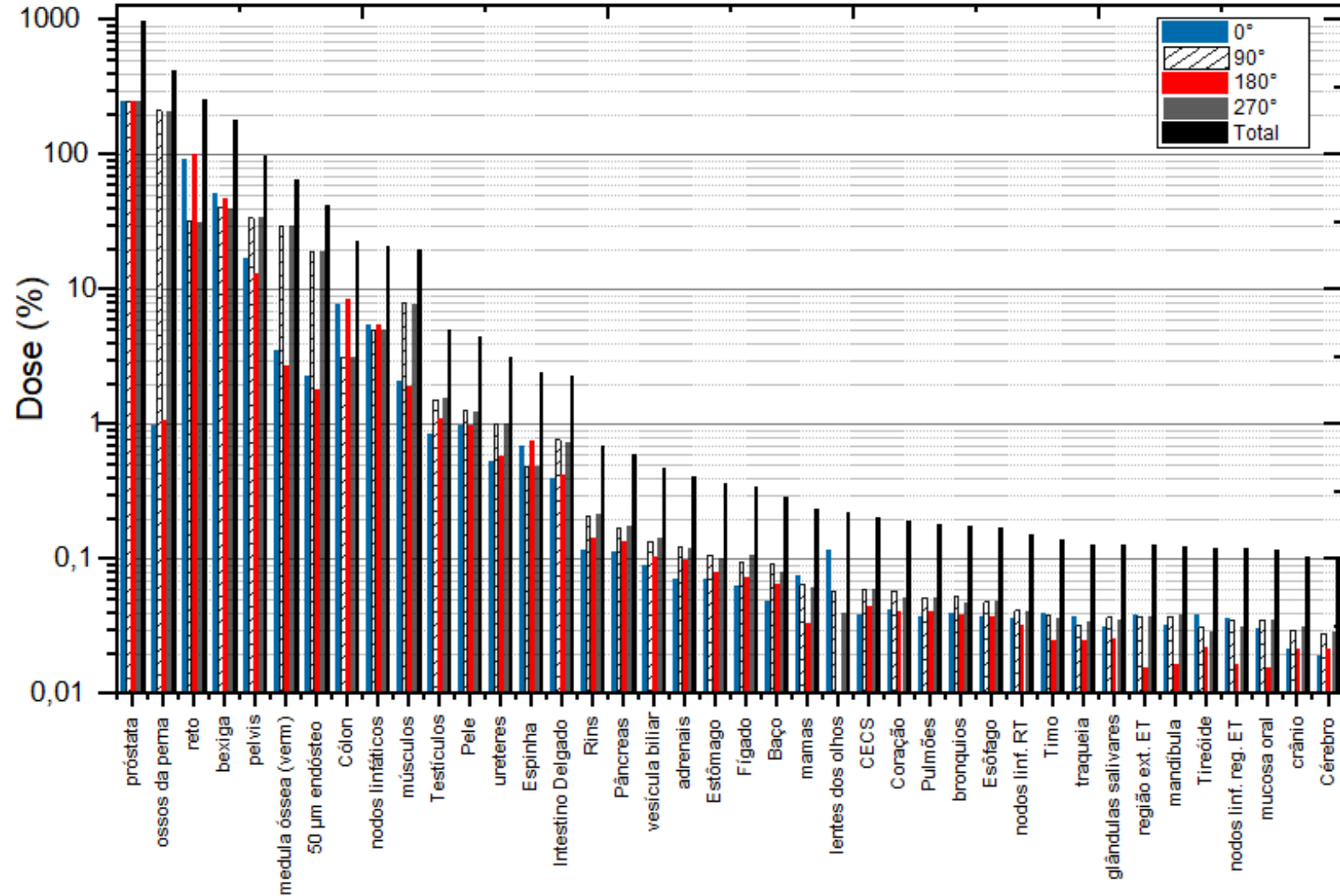


Figura 5.18: Valores de dose equivalente normalizada devido a fótons, em função da inclinação do *gantry*

Tabela 5.5: Erro relativo referente as doses calculadas, em diferentes órgãos em diferentes posições do Gantry, sem blindagem.

Órgãos	Erro Relativo (%)				
	0°	90°	180°	270°	Média
Músculos	0,03%	0,02%	0,03%	0,02%	0,03%
Pélvis	0,04%	0,04%	0,05%	0,04%	0,04%
Medula vermelha	0,05%	0,03%	0,06%	0,03%	0,04%
50 µm endósteo	0,05%	0,03%	0,06%	0,03%	0,04%
Pele	0,06%	0,06%	0,06%	0,06%	0,06%
Fêmur	0,13%	0,03%	0,13%	0,03%	0,08%
Próstata	0,09%	0,11%	0,09%	0,11%	0,10%
Bexiga	0,09%	0,12%	0,09%	0,12%	0,11%
Cólon	0,11%	0,18%	0,11%	0,18%	0,15%
Nodos linfáticos	0,13%	0,16%	0,13%	0,16%	0,15%
Espinha	0,14%	0,17%	0,14%	0,17%	0,16%
Reto	0,12%	0,21%	0,11%	0,21%	0,16%
Intestino delgado	0,21%	0,17%	0,19%	0,17%	0,19%
Fígado	0,35%	0,34%	0,34%	0,31%	0,34%
Cecs	0,42%	0,41%	0,40%	0,41%	0,41%
Pulmões	0,51%	0,51%	0,49%	0,52%	0,51%
Testículos	0,69%	0,45%	0,51%	0,46%	0,53%
Rim	0,66%	0,59%	0,58%	0,57%	0,60%
Cérebro	0,65%	0,64%	0,63%	0,62%	0,64%
Crânio	0,65%	0,66%	0,68%	0,64%	0,66%
Coração	0,87%	0,85%	0,88%	0,90%	0,88%
Pâncreas	0,92%	0,87%	0,91%	0,86%	0,89%
Uretra	0,99%	0,85%	0,95%	0,86%	0,91%
Estomago	0,94%	0,88%	0,95%	0,91%	0,92%
Baço	1,26%	1,06%	1,10%	1,18%	1,15%
Mandíbula	1,41%	1,56%	2,07%	1,59%	1,66%
Brônquios	1,67%	1,66%	1,73%	1,77%	1,71%
Glândulas salivares	1,90%	2,06%	2,24%	2,10%	2,08%
Vesícula biliar	2,33%	2,23%	2,24%	2,12%	2,23%
Esôfago	2,56%	2,66%	2,54%	2,62%	2,60%
Adrenais	2,93%	2,70%	2,70%	2,66%	2,75%

Região extratorácica	2,17%	2,69%	3,62%	2,63%	2,78%
Mama	2,64%	3,05%	3,63%	3,08%	3,10%
Mucosa oral	2,62%	2,99%	4,22%	2,96%	3,20%
Timo	3,23%	4,03%	4,11%	4,04%	3,85%
Tireoide	3,64%	4,79%	4,81%	4,77%	4,50%
Traqueia	4,80%	5,55%	5,59%	5,89%	5,46%
Nodos linfáticos RT	5,43%	5,82%	5,62%	5,71%	5,65%
Nodos linfáticos ET	8,84%	9,73%	12,58%	10,14%	10,32%
Lentes dos olhos	8,78%	20,93%	31,95%	25,83%	21,87%

A figura 5.19 demonstra a primeira comparação dos resultados obtidos com o trabalho de MEDEIROS (MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*, 2010). O autor pesquisou a influência das blindagens nas doses adjacentes ao tumor na próstata, utilizando o acelerador Trilogy(10 MV), e demonstrou os valores de dose nos órgãos em um tratamento sem a presença das paredes do bunker. Os resultados demonstram que as doses equivalentes em mSv/Gy na próstata, medida pelo autor são maiores que as demonstradas neste trabalho em todos os órgãos, onde as maiores diferenças são encontradas nos órgãos do PTV como fêmur, reto, bexiga e pélvis. Este resultado sugere que a relação da dose em mSv por gray na próstata é desfavorável para o paciente com a diminuição da energia.

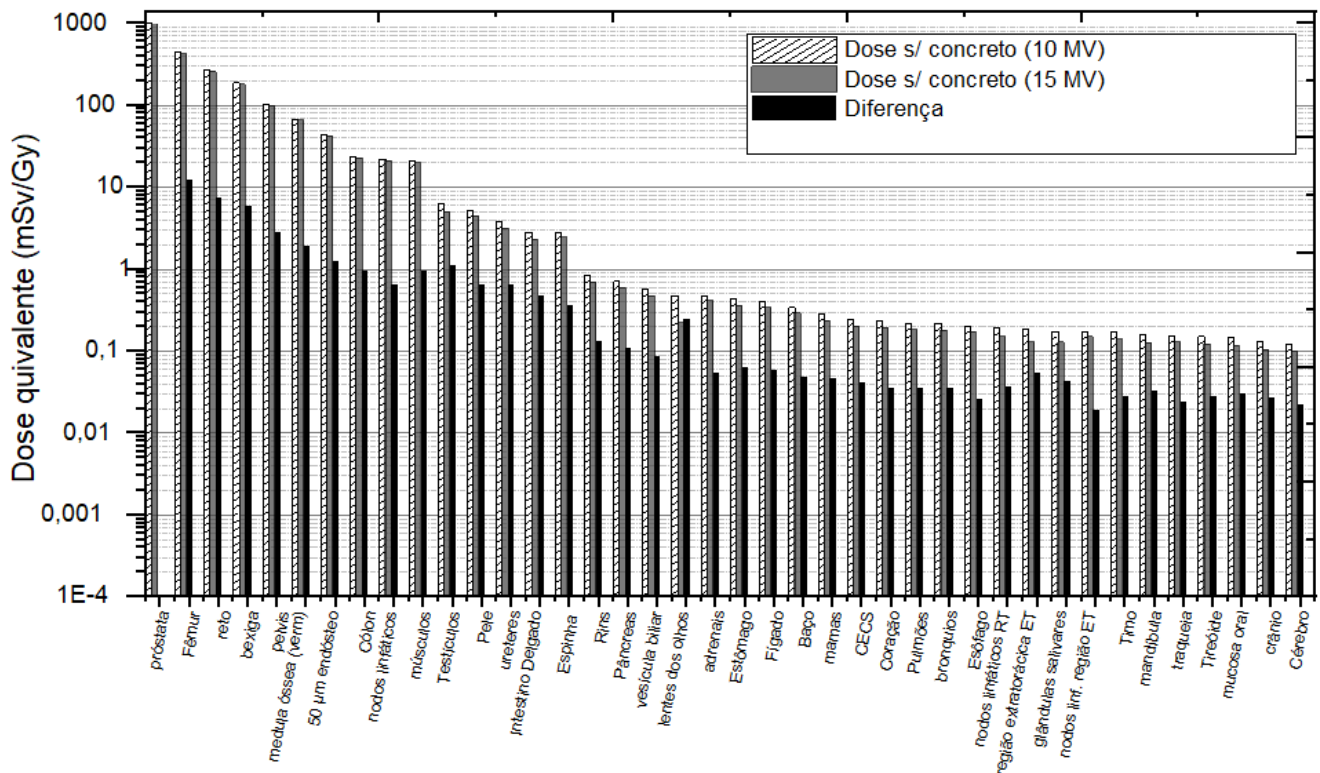


Figura 5.19: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV) e um tratamento sem as paredes de concreto.

A figura 5.20 e 5.21 demonstra os valores obtidos referentes as componentes da dose efetiva calculada no tratamento, onde os coeficientes relativos aos órgãos são apresentados capítulo 3. As figuras apresentam os resultados obtidos com e sem a contribuição da componente de dose na próstata, onde a inserção desta contribuição aumenta a dose efetiva em 47,56%. A dose efetiva calculada sem a contribuição da próstata foi igual a 19,401 mSv/Gy, e com a contribuição, igual a 28,63 mSv/Gy. Evidentemente, a contribuição da próstata aumenta o valor da componente “tecidos restantes” saltando de 0,43 mSv/Gy para 9,66 mSv/Gy passando a ser a maior contribuinte para o aumento do valor da dose efetiva. Para fins de comparação com o trabalho de MEDEIROS, desta seção por diante serão apresentados apenas os resultados de dose efetiva que desconsideram a componente de dose na próstata. A figura 5.20 mostras que a medula óssea vermelha, bexiga e cólon são os órgãos que apresentam maiores valores da componente de dose efetiva, mantendo a mesma ordem dos órgãos/tecidos mais afetados, relatados no trabalho de MEDEIROS. A dose efetiva no paciente em um

tratamento com um feixe de 15 MV foi cerca de 4% menor comparado ao valor do tratamento com um feixe de 10 MV, nas mesmas condições, relatado pelo autor.

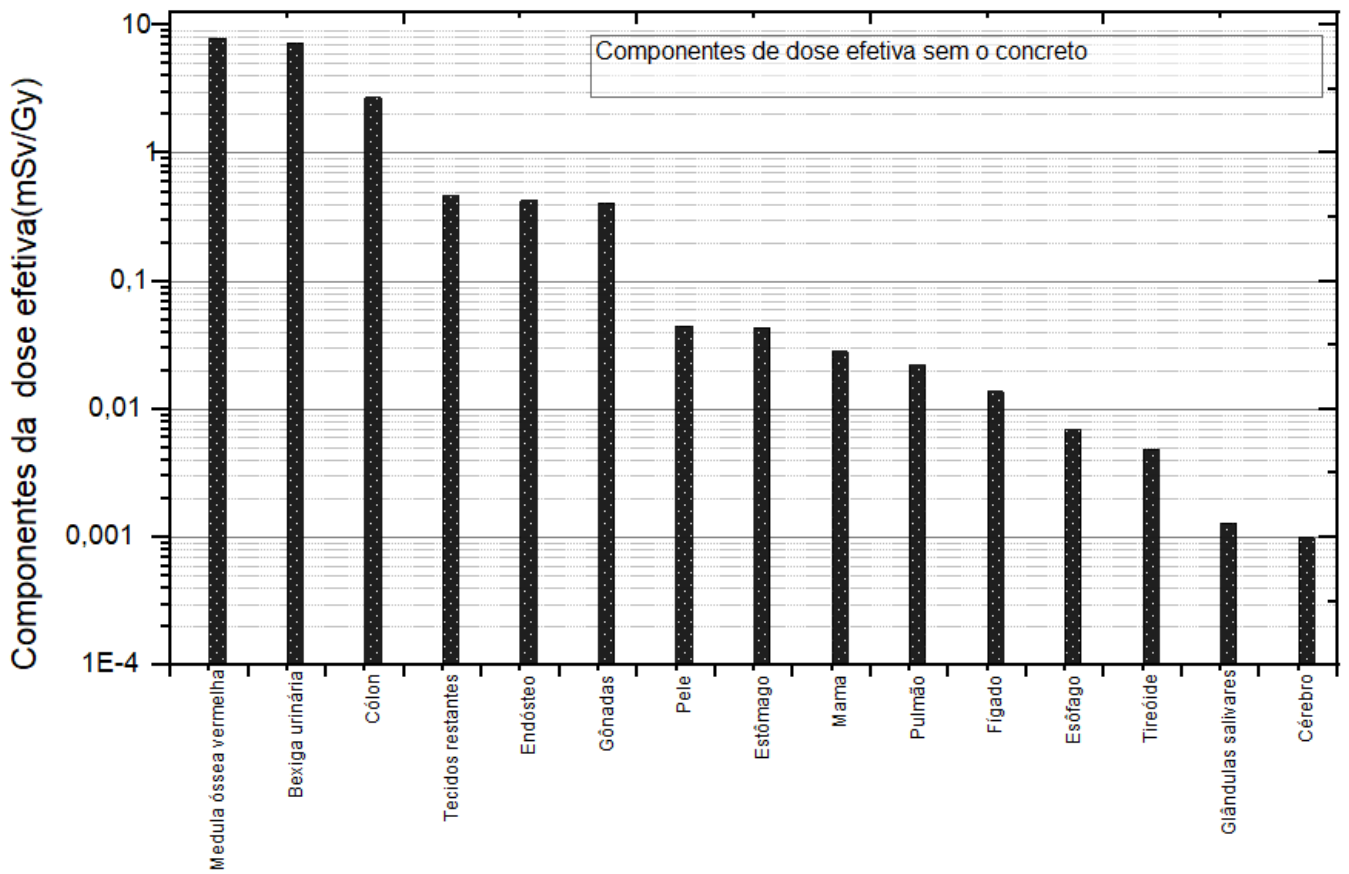


Figura 5.20: Valores das componentes da dose efetiva devido a fótons desconsiderando a dose na próstata

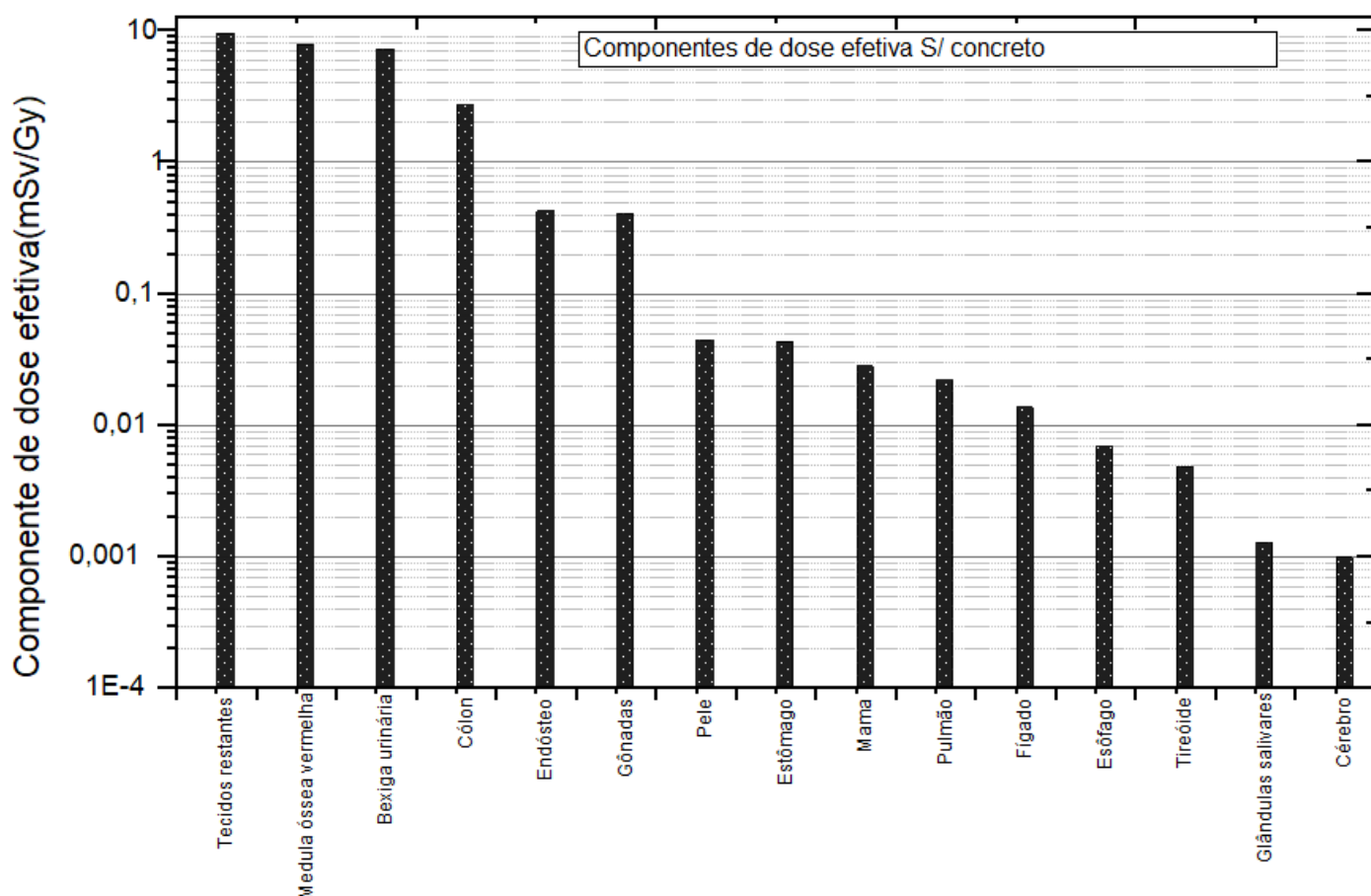


Figura 5.21: Valores das componentes da dose efetiva devido a fótons considerando a dose na próstata

5.4.2 Estudo da Influência do Concreto nos Valores de Dose

Nesta seção serão apresentados os valores de dose no fantoma em uma situação real, considerando a presença da estrutura do bunker em torno do acelerador linear. Desta forma foi possível mensurar o acréscimo nos valores devido ao espalhamento do feixe terapêutico nas paredes da sala. A primeira investigação foi realizada em uma sala projetada para comportar um acelerador que opera com energia de 10MV, como abordado na seção 4.12. Esta sala será chamada de sala 1 e os resultados das doses equivalente são demonstrados na figura 5.22 e na tabela 5.6. Na segunda investigação desta seção foi estudado a influência da espessura das paredes nas doses incididas no fantoma, onde os resultados são demonstrados na figura 5.23. A terceira e última investigação desta seção realiza uma comparação entre a contribuição do concreto demonstrada no trabalho de MEDEIROS (feixe de 10 MV) e a realizada no presente trabalho (feixe de 15 MV).

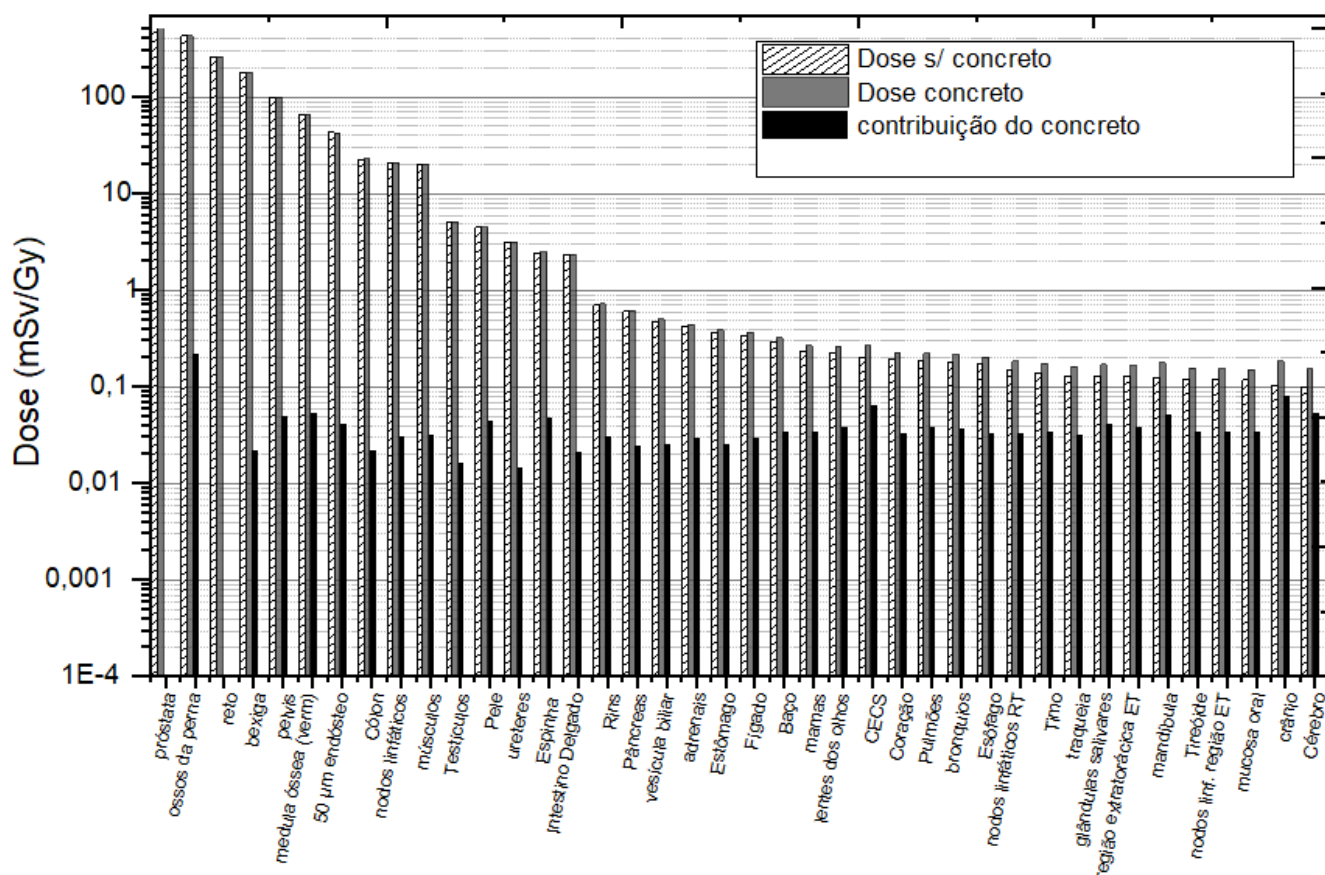


Figura 5.22: Contribuição da blindagem de concreto para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos

A figura 5.22 demonstra que a radiação espalhada contribuiu de forma aproximadamente constante em mSv/Gy (valores > 0,09) sendo mais relevante (percentualmente) nos órgãos mais afastados da próstata. Órgãos como o crânio, cérebro, mandíbula e glândulas salivares demonstraram maior aumento na dose devido a contribuição do concreto, mantendo o padrão de órgãos /tecidos afetados, relatado por MEDEIROS. Estes órgãos localizados na cabeça/pescoço foram os mais afetados seguidos dos órgãos localizados na parte posterior do tronco, como mamas e pulmão. As contribuições nesses órgãos (mamas e pulmão) seguiram abaixo de 25%. A maior contribuição nos órgãos cabeça/pescoço sugerem que os órgãos mais próximos a parede do bunker estão mais expostos a radiação espalhada. Próximo a região do PTV, os valores da contribuição chegam abaixo de 1% como no cólon e na bexiga. A contribuição negativa no reto indica que neste órgão a dose calculada diminuiu com a presença do concreto. A Tabela 5.6 demonstra numericamente todas as contribuições percentuais do

concreto, comparando os valores da dose na presença e ausência do bunker de concreto. Os valores referentes aos erros relativos das doses apresentadas na tabela 5.6 são apresentadas na tabela 5.7. Na presença das paredes de concreto, os erros foram menores quando comparados aos resultados do tratamento realizado com paredes de ar (sem blindagem). O aumento do número de fótons e partículas provenientes do espalhamento na sala aumenta o número de radiações computadas pelas células do fantoma ao mesmo tempo que diminui a “fuga” da radiação.

Tabela 5.6: Contribuição do concreto para a dose equivalente devido a fótons

Órgão	Dose s/ concreto (mSv/Gy)	Dose c/ concreto (mSv/Gy)	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %
Crânio	0,105 ± 0,66%	0,187 ± 0,36%	0,082	77,60%
Cérebro	0,099 ± 0,64%	0,154 ± 0,40%	0,055	55,34%
Mandíbula	0,126 ± 1,66%	0,179 ± 1,08%	0,053	41,60%
Glândulas salivares	0,130 ± 2,08%	0,172 ± 1,53%	0,042	32,13%
CECS	0,204 ± 0,41%	0,269 ± 0,30%	0,065	31,74%
Região ET	0,130 ± 2,78%	0,168 ± 2,04%	0,038	29,43%
Mucosa oral	0,118 ± 3,20%	0,152 ± 2,34%	0,034	28,99%
Nodos linf. Região et	0,153 ± 10,32%	0,185 ± 8,30%	0,033	21,47%
Tireoide	0,122 ± 4,50%	0,156 ± 3,27%	0,035	28,40%
Traqueia	0,131 ± 5,46%	0,163 ± 4,12%	0,033	24,94%
Timo	0,141 ± 3,85%	0,175 ± 3,02%	0,034	24,14%
Nodos linfáticos RT	0,153 ± 5,65%	0,185 ± 4,48%	0,033	21,47%
Pulmões	0,184±0,51%	0,223 ± 0,41%	0,039	20,95%
Brônquios	0,181± 1,71%	0,218 ± 1,39%	0,038	20,77%
Esôfago	0,172± 2,60%	0,205 ± 2,12%	0,033	19,14%
Coração	0,196± 0,88%	0,229 ± 0,72%	0,034	17,13%
Lentes dos olhos	0,225 ±21,87%	0,263 ± 14,80%	0,038	16,93%
Mamas	0,236 ± 3,10%	0,270 ± 2,63%	0,035	14,83%
Baço	0,292 ± 1,15%	0,326 ± 1,01%	0,034	11,81%
Fígado	0,344 ± 0,34%	0,373 ± 0,31%	0,029	8,53%
Adrenais	0,419 ± 2,75%	0,449 ± 2,51%	0,030	7,19%

Estômago	0,365 ± 0,92%	0,391 ± 0,84%	0,026	7,11%
Vesícula biliar	0,479 ± 2,23%	0,504 ± 2,10%	0,026	5,35%
Rins	0,698 ± 5,65%	0,728 ± 0,57%	0,030	4,36%
Pâncreas	0,601 ± 0,89%	0,626 ± 0,85%	0,025	4,12%
Espinha	2,466 ± 0,16%	2,514 ± 0,15%	0,048	1,95%
Pele	4,495 ± 0,06%	4,540 ± 0,06%	0,044	0,98%
Intestino delgado	2,346 ± 0,19%	2,368 ± 0,18%	0,021	0,90%
Ureteres	3,155 ± 0,91%	3,169 ± 0,91%	0,015	0,46%
Testículos	5,103 ± 0,53%	5,120 ± 0,53%	0,017	0,33%
Músculos	20,087 ± 0,03%	20,120 ± 0,03%	0,032	0,16%
Nodos linfáticos	21,102 ± 0,15%	21,133 ± 0,15%	0,031	0,15%
Cólon	22,827 ± 0,15%	22,848 ± 0,15%	0,022	0,10%
50 µm endósteo	42,936 ± 0,04%	42,978 ± 0,04%	0,042	0,10%
Medula óssea (verm)	66,411 ± 0,04%	66,464 ± 0,04%	0,053	0,08%
Pelvis	99,572 ± 0,04%	99,622 ± 0,04%	0,050	0,05%
Fêmur	429,819 ± 0,08%	430,041 ± 0,08%	0,222	0,05%
Bexiga	181,442 ± 0,11%	181,464 ± 0,11%	0,022	0,01%
Reto	260,615 ± 0,16%	260,607 ± 0,16%	-0,009	-0,003%
Próstata	1000 ± 0,10%	1000 ± 0,10%	0	-

Tabela 5.7: Erro relativo referente as doses calculadas devido a fótons com as paredes de concreto, em diferentes órgãos em diferentes posições do Gantry

Órgãos	Erro Relativo (%)				
	0°	90°	180°	270°	Média
Músculos	0,03%	0,02%	0,03%	0,02%	0,03%
Pélvis	0,04%	0,04%	0,05%	0,04%	0,04%
Medula vermelha	0,05%	0,03%	0,06%	0,03%	0,04%
50 µm endósteo	0,05%	0,03%	0,06%	0,03%	0,04%
Pele	0,06%	0,06%	0,06%	0,06%	0,06%
Fêmur	0,13%	0,03%	0,13%	0,03%	0,08%
Próstata	0,09%	0,11%	0,09%	0,11%	0,10%
Bexiga	0,09%	0,12%	0,09%	0,12%	0,11%
Espinha	0,14%	0,16%	0,13%	0,16%	0,15%
Cólon	0,11%	0,18%	0,11%	0,18%	0,15%

Nodos linfáticos	0,13%	0,16%	0,13%	0,16%	0,15%
Reto	0,12%	0,21%	0,11%	0,21%	0,16%
Intestino delgado	0,20%	0,17%	0,18%	0,17%	0,18%
Cecs	0,33%	0,31%	0,24%	0,31%	0,30%
Fígado	0,32%	0,32%	0,29%	0,29%	0,31%
Crânio	0,39%	0,37%	0,29%	0,37%	0,36%
Cérebro	0,43%	0,41%	0,33%	0,41%	0,40%
Pulmões	0,43%	0,43%	0,35%	0,43%	0,41%
Testículos	0,69%	0,45%	0,50%	0,46%	0,53%
Rim	0,63%	0,57%	0,53%	0,55%	0,57%
Coração	0,73%	0,73%	0,67%	0,76%	0,72%
Estômago	0,86%	0,81%	0,84%	0,86%	0,84%
Pâncreas	0,89%	0,84%	0,84%	0,83%	0,85%
Uretra	0,99%	0,84%	0,93%	0,86%	0,91%
Baço	1,14%	0,96%	0,86%	1,07%	1,01%
Mandíbula	1,05%	1,11%	1,01%	1,15%	1,08%
Brônquios	1,40%	1,41%	1,25%	1,49%	1,39%
Glândulas salivares	1,54%	1,58%	1,36%	1,65%	1,53%
Região extratorácica	1,81%	2,12%	2,12%	2,09%	2,04%
Vesícula biliar	2,17%	2,17%	2,07%	2,00%	2,10%
Esôfago	2,22%	2,24%	1,81%	2,21%	2,12%
Mucosa oral	2,13%	2,40%	2,50%	2,31%	2,34%
Adrenais	2,74%	2,56%	2,28%	2,46%	2,51%
Mama	2,32%	2,72%	2,89%	2,60%	2,63%
Timo	2,73%	3,33%	2,79%	3,24%	3,02%
Tireoide	3,09%	3,52%	2,89%	3,59%	3,27%
Traqueia	4,11%	4,38%	3,51%	4,49%	4,12%
Nodos linfáticos RT	4,58%	4,86%	3,75%	4,72%	4,48%
Nodos linfáticos ET	7,84%	8,70%	7,87%	8,78%	8,30%
Lentes dos olhos	8,44%	17,97%	15,54%	17,26%	14,80%

Foi verificado a influência da espessura das paredes nas doses no fantoma, devido as radiações espalhadas na sala. Foram realizados os cálculos de dose equivalente na sala remodelada, chamada de sala 2. A figura 5.23 demonstra a comparação dos valores de dose obtidos na sala 1 e na sala 2.

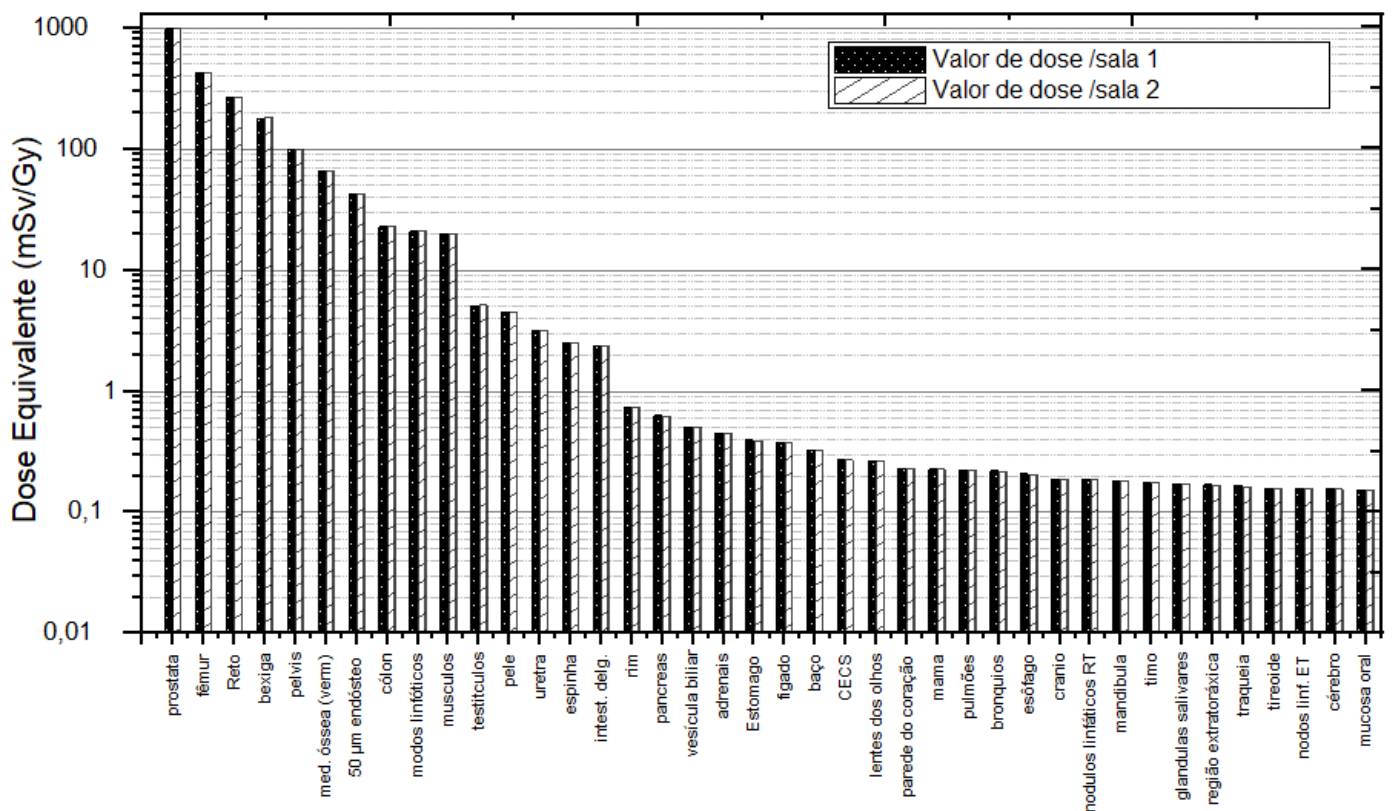


Figura 5.23: Comparação da dose equivalente devido a fótons. Simulação do tratamento dentro da sala de concreto, projetada para um acelerador que opera com energia de 10MV (sala 1) e 15 MV (sala 2).

Os materiais das salas com paredes de concreto foram os mesmos, onde a única diferença foi o aumento da espessura das paredes do cinturão primário. A simulação do tratamento na sala 2 obedeceu a mesma configuração realizada na sala 1, com o tratamento feito com 4 campos e o gantry posicionado no isocentro do paciente.

A comparação dos valores de dose demonstra que em 31 dos 40 órgãos do fantoma apresentaram valores de dose onde a diferença foi abaixo de 0,00001 mSv/Gy. Os órgãos como pélvis, bexiga e reto, apresentaram as maiores variações, em torno de 0,003mSv/Gy, mas que representa um valor inexpressivo em termos da dose total no órgão. Medula óssea, cólon, endósteo, nodos linfáticos, músculos e testículos apresentaram variações entre 0,002 e 0,00001 mSv/Gy, resultando em uma contribuição com a mesma característica. As contribuições se demonstram de pequena monta, indicando que o efeito do aumento de espessura das paredes do bunker é mais relevante para a reduzir as doses do lado de fora da sala de radioterapia. Este resultado sugere que

para a análise do fenômeno espalhamento e consequentemente do acréscimo na dose dos órgãos/tecidos circundantes ao tumor, a espessura da parede não possui influencia relevante.

A figura 5.24 demonstra a comparação entre as doses equivalentes, quando o bunker comporta um acelerador que opera com energia de 10 MV e quando o acelerador opera com energia de 15MV.

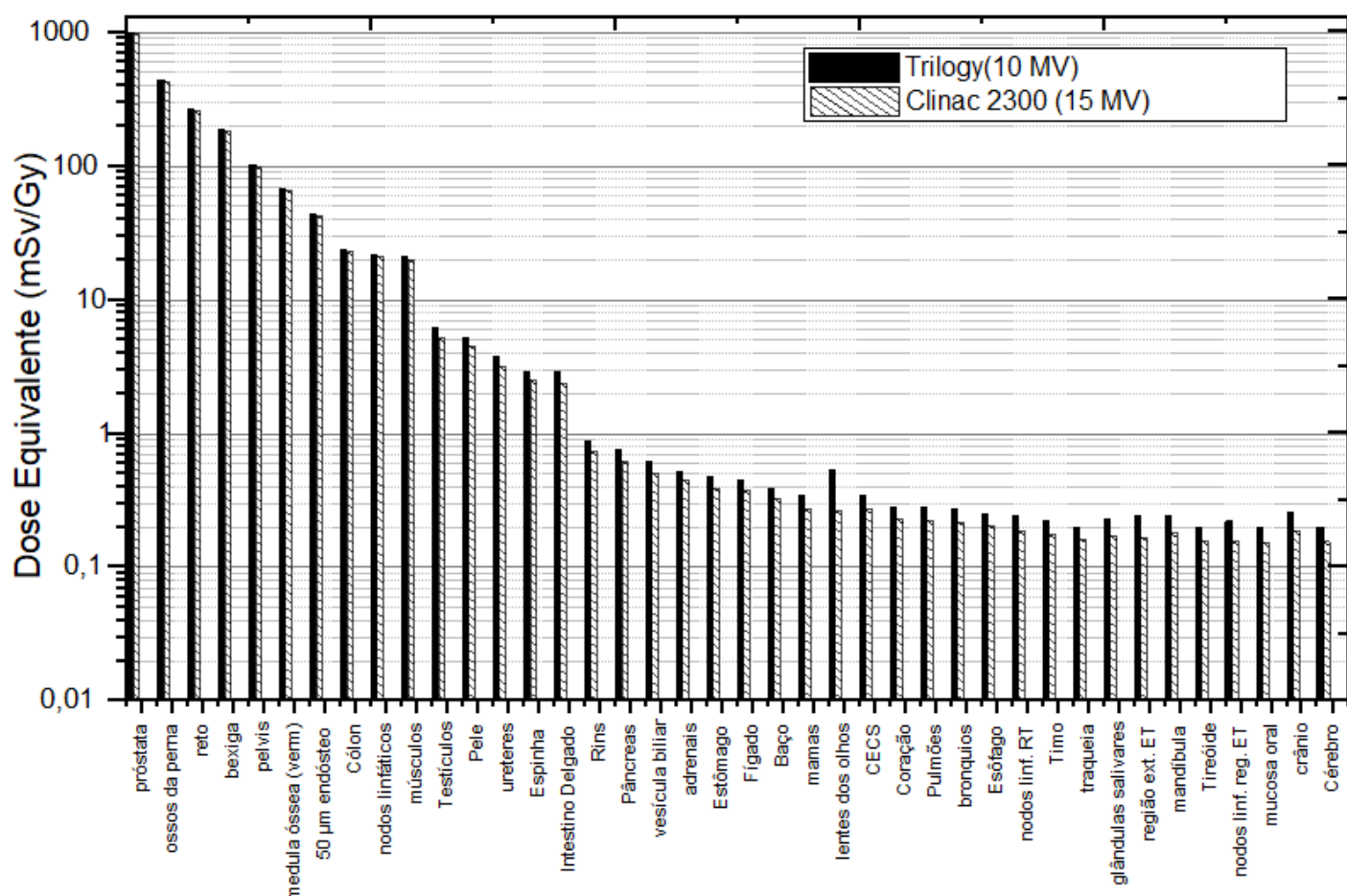


Figura 5.24: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)

Os valores de dose em mSv/Gy encontrados por MEDEIROS foram ligeiramente maiores que os encontrados neste trabalho. Apesar do trabalho do autor apresentar valores maiores de dose no fantoma quando as paredes são constituídas de ar, os resultados também sugerem que a interação de um feixe mais penetrante (maior energia) com as paredes do bunker contribui menos para a produção de radiação espalhada, diminuindo a contribuição de dose no paciente. Apesar de menores, as contribuições nos órgãos

continuam aumentando os valores de dose equivalente mantendo aproximadamente a diferença de dose entre os órgãos apresentada nas seções anteriores.

A tabela 5.8 compara as contribuições fornecidas pelo concreto quando utilizado os diferentes aceleradores. A ordem dos órgãos que receberam maiores contribuições permaneceu inalterada para as duas energias, sendo o crânio, cérebro, mandíbula e CECS (Coluna Cervical, Clavícula e Esterno).

. O fêmur apresentou um comportamento diferenciado, com elevada contribuição quando o feixe tem energia de 15 MV. Provavelmente a dose foi maior neste órgão devido as características de densidade do órgão. Como demonstrado na figura 5.24 as maiores contribuições foram percebidas para o feixe de 10 MV, onde para os dois feixes terapêuticos as maiores contribuições foram encontradas em órgãos mais afastados da próstata.

Tabela 5.8: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 CD no fantoma.

Órgão	Trilogy (10 MV)		Clinac (2300) (15 MV)	
	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %
Crânio	0,125	95,34%	0,082	77,60%
Cérebro	0,081	66,52%	0,055	55,34%
Mandíbula	0,081	50,51%	0,053	41,60%
Glândulas salivares	0,062	35,74%	0,042	32,13%
CECS	0,1	40,96%	0,065	31,74%
Região extratorácica ET	0,054	29,32%	0,038	29,43%
Mucosa oral	0,048	32,18%	0,034	28,99%
Nodos linf. Região et	0,047	27,30%	0,033	21,47%
Tireoide	0,053	35,63%	0,035	28,40%
Traqueia	0,049	31,76%	0,033	24,94%
Timo	0,051	30,16%	0,034	24,14%
Nodos linfáticos RT	0,053	28,00%	0,033	21,47%
Pulmões	0,057	25,78%	0,039	20,95%
Brônquios	0,055	25,38%	0,038	20,77%
Esôfago	0,049	24,44%	0,033	19,14%

Coração	0,05	21,61%	0,034	17,13%
Lentes dos olhos	0,061	12,83%	0,038	16,93%
Mamas	0,056	19,95%	0,035	14,83%
Baço	0,051	14,95%	0,034	11,81%
Fígado	0,043	10,55%	0,029	8,53%
Adrenais	0,045	9,41%	0,030	7,19%
Estômago	0,04	9,34%	0,026	7,11%
Vesícula biliar	0,04	7,05%	0,026	5,35%
Rins	0,044	5,36%	0,030	4,36%
Pâncreas	0,036	5,14%	0,025	4,12%
Espinha	0,073	2,57%	0,048	1,95%
Pele	0,075	1,45%	0,044	0,98%
Intestino delgado	0,033	1,16%	0,021	0,90%
Ureteres	0,013	0,34%	0,015	0,46%
Testículos	0,025	0,40%	0,017	0,33%
Músculos	0,029	0,14%	0,032	0,16%
Nodos linfáticos	0,035	0,16%	0,031	0,15%
Cólon	0,028	0,12%	0,022	0,10%
50 µm endósteo	0,018	0,04%	0,042	0,10%
Medula óssea (verm)	0,012	0,02%	0,053	0,08%
Pélvis	0,014	0,01%	0,050	0,05%
Fêmur	-0,214	-0,05%	0,222	0,05%
Bexiga	0,004	< 0,01%	0,022	0,01%
Reto	-0,049	-0,02%	-0,009	0,00%
Próstata	-	-	-	-

A figura 5.25 demonstra a contribuição do concreto na dose efetiva. Os resultados seguem o mesmo padrão da análise feita sobre a contribuição do concreto para a dose equivalente. Novamente, os órgãos mais afastados receberam maior contribuição das radiações espalhadas, destacando as mamas, pulmões e os órgãos/tecidos restantes. A tabela 5.9 demonstra que na última coluna, a porcentagem da contribuição em relação as componentes de dose efetiva quando as paredes são “feitas de ar”. É possível reconhecer que as contribuições são mais tímidas em termos percentuais, quando comparadas as

contribuições dadas em termos de dose equivalente. Em muitos órgãos, os valores percentuais de contribuição encontram-se dentro da incerteza estatística da simulação que foi em média 1,61%, mas pode chegar até a 14,8%, dependendo do órgão.

Os baixos valores referentes ao acréscimo na dose efetiva foram relatados por MEDEIROS. O autor encontrou um acréscimo de 0,039 mSv/Gy no valor total da dose efetiva na sala com o concreto, enquanto que neste trabalho, o valor encontrado foi de 0,032 mSv/Gy. Qualquer análise quantitativa destes valores se torna temerária, visto que ambas contribuições são consideradas dentro do erro percentual da simulação.

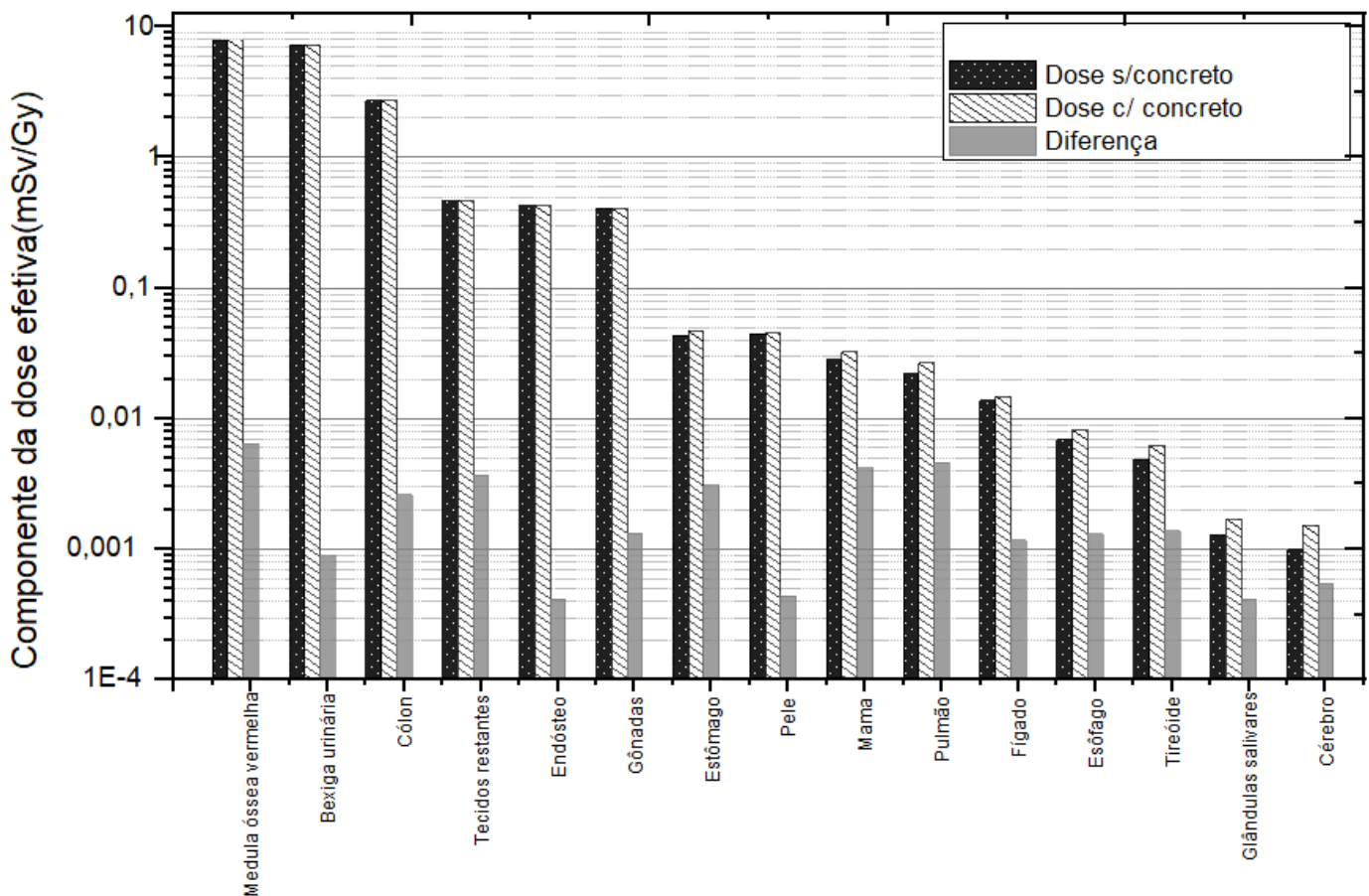


Figura 5.25: Contribuição da blindagem de concreto para a dose efetiva no paciente

Tabela 5.9: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fótons

Órgão	Dose s/ concreto (mSv/Gy)	Dose c/ concreto (mSv/Gy)	contribuição (mSv/Gy)	contribuição da dose s/ concreto%
Medula óssea vermelha	$7,969 \pm 0,04\%$	$7,976 \pm 0,04\%$	0,007	0,084%
Cólon	$2,739 \pm 0,15\%$	$2,742 \pm 0,15\%$	0,003	0,102%
Pulmão	$0,022 \pm 0,51\%$	$0,027 \pm 0,41\%$	0,005	21,482%
Estômago	$0,044 \pm 0,92\%$	$0,047 \pm 0,84\%$	0,003	6,595%
Mama	$0,028 \pm 3,10\%$	$0,032 \pm 2,63\%$	0,004	15,921%
Tecidos restantes	$0,466 \pm 1,56\%$	$0,470 \pm 1,29\%$	0,004	0,812%
Gônadas	$0,408 \pm 0,53\%$	$0,410 \pm 0,53\%$	0,002	0,394%
Bexiga urinária	$7,258 \pm 0,11\%$	$7,259 \pm 0,11\%$	0,001	0,008%
Esôfago	$0,007 \pm 2,60\%$	$0,008 \pm 2,12\%$	0,001	17,343%
Fígado	$0,014 \pm 0,34\%$	$0,015 \pm 0,31\%$	0,001	6,636%
Tireoide	$0,005 \pm 4,50\%$	$0,006 \pm 3,27\%$	0,001	25,1%
Endóstio	$0,429 \pm 0,04\%$	$0,430 \pm 0,04\%$	0,001	0,181%
Cérebro	$0,001 \pm 0,64\%$	$0,002 \pm 0,40\%$	0,001	54,200%
Glândulas salivares	$0,001 \pm 2,08\%$	$0,002 \pm 1,53\%$	0,001	71,9%
Pele	$0,045 \pm 0,06\%$	$0,045 \pm 0,06\%$	0,000	0,878%
Total	$19,437 \pm 1,14\%$	$19,469 \pm 0,91\%$	0,032	0,167%

5.4.3 Estudo da Influência do Aço nos Valores de Dose

A seguir é demonstrada a influência da blindagem usando revestimentos em chapas de 1 TVL de aço nas paredes e teto do cinturão primário. As investigações foram realizadas mantendo o mesmo protocolo de tratamento demonstrado nas seções anteriores, e mesma configuração do bunker com paredes de concreto, agora acrescidas com as chapas de aço. A figura 5.26 demonstra as doses equivalentes calculadas nesta configuração. Muitos órgãos aparecem sem contribuição, indicando que o acréscimo foi negativo, fator preponderante na maioria dos órgãos/tecidos. O acréscimo negativo indica diminuição dos valores de dose equivalente, indicando que na presença das chapas de aço o fenômeno de absorção contribuiu de forma significativa fazendo com as radiações

incidentes no paciente possuísem energia menor. Este evento é mencionado por MEDEIROS,(MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*,2010) onde o autor afirma que devido ao maior número atômico do aço em relação aos constituintes do concreto há proporcionalmente o aumento do coeficiente de atenuação linear, fator este que contribui para maior absorção de fótons. Os órgãos/tecidos que tiveram as doses elevadas devido a das chapas de aço foram reto, bexiga,cólon,endósteeo, mamas, ureteres e lentes dos olhos, todos abaixo de 0,1 mSv/Gy. Esses valores são considerados baixos, dentro do erro relativo proporcionado pela simulação.

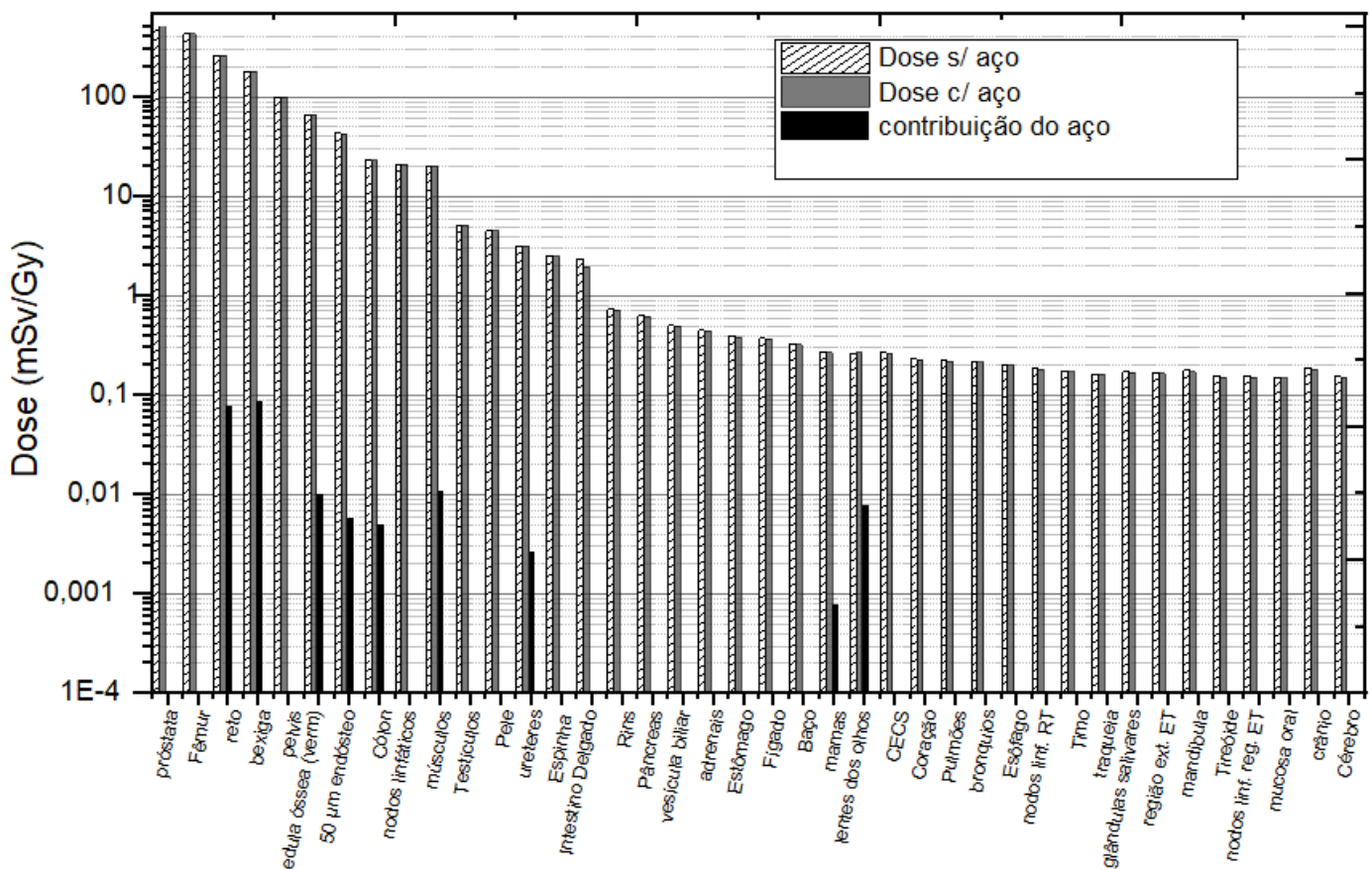


Figura 5.26: Contribuição da blindagem de aço para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos

A tabela 5.10 demonstra numericamente os valores da contribuição á dose equivalente no fantoma devido a inserção de 1 TVL de aço. Como mencionado acima as contribuições são na maioria negativas e em média igual a -1,05%, sugerindo que em comparação ao concreto as doses no paciente sofrem pouca alteração devido a alteração da blindagem. Os valores da tabela 5.10 indicam que o erro relativo referente a simulação

foram em média igual a 1,19% indicando leve queda quando comparado a simulação no concreto. Em termos de simulação, a tabela 5.11 indica que não houve alteração significativa nos valores obtidos quando comparados aos valores de erro referente as doses obtidas com paredes apenas com concreto.

Tabela 5.10: Contribuição do aço para a dose equivalente devido a fótons

Órgão	Dose s/ Aço (mSv/Gy)	Dose c/ Aço (mSv/Gy)	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %
Próstata	1000 ± 0,10%	1000 ± 0,06%	-	0
Lentes dos olhos	0,263 ± 14,80%	0,271 ± 12,46%	0,008	2,96%
Mamas	0,270 ± 2,63%	0,271 ± 1,83%	0,001	0,29%
Ureteres	3,169 ± 0,91%	3,172 ± 0,59%	0,003	0,08%
Bexiga	181,464 ± 0,11%	181,552 ± 0,06%	0,088	0,05%
Músculos	20,120 ± 0,03%	20,131 ± 0,02%	0,011	0,05%
Reto	260,607 ± 0,16%	260,686 ± 0,11%	0,079	0,03%
Medula óssea (verm)	66,464 ± 0,04%	66,475 ± 0,03%	0,01	0,02%
Cólon	22,848 ± 0,15%	22,853 ± 0,09%	0,005	0,02%
50 µm endóstéo	42,978 ± 0,04%	42,984 ± 0,03%	0,006	0,01%
Nodos linfáticos	21,133 ± 0,15%	21,13 ± 0,09%	-0,003	-0,02%
Pélvis	99,622 ± 0,04%	99,521 ± 0,03%	-0,101	-0,10%
Testículos	5,120 ± 0,53%	5,115 ± 0,35%	-0,005	-0,10%
Traqueia	0,163 ± 4,12%	0,163 ± 2,84%	< 0,001	-0,12%
Pele	4,540 ± 0,06%	4,533 ± 0,04%	-0,006	-0,14%
Fêmur	430,041 ± 0,08%	429,381 ± 0,06%	-0,66	-0,15%
Adrenais	0,449 ± 2,51%	0,448 ± 1,62%	-0,001	-0,17%
Espinha	2,514 ± 0,15%	2,509 ± 0,10%	-0,005	-0,21%
Rins	0,728 ± 0,57%	0,726 ± 0,38%	-0,002	-0,24%
Pâncreas	0,626 ± 0,85%	0,623 ± 0,56%	-0,002	-0,38%
Fígado	0,373 ± 0,31%	0,372 ± 0,21%	-0,001	-0,40%
Nodos linf. Rt	0,185 ± 4,48%	0,184 ± 3,06%	-0,001	-0,50%
Baço	0,326 ± 1,01%	0,324 ± 0,69%	-0,002	-0,66%
Estômago	0,391 ± 0,84%	0,388 ± 0,56%	-0,003	-0,71%
Pulmões	0,223 ± 0,41%	0,221 ± 0,28%	-0,002	-0,77%
Cérebro	0,154 ± 0,40%	0,153 ± 0,30%	-0,001	-0,81%
Região ext. Et	0,168 ± 2,04%	0,166 ± 1,49%	-0,001	-0,84%

Glândulas salivares	0,172 ± 1,53%	0,17 ± 1,53%	-0,002	-0,92%
Coração	0,229 ± 0,72%	0,227 ± 0,50%	-0,002	-0,94%
Vesícula biliar	0,504 ± 2,10%	0,499 ± 1,35%	-0,005	-0,96%
Brônquios	0,218 ± 1,39%	0,216 ± 0,94%	-0,002	-1,08%
Mucosa oral	0,152 ± 2,34%	0,15 ± 1,65%	-0,002	-1,20%
Timo	0,175 ± 3,02%	0,173 ± 2,07%	-0,002	-1,25%
Cecs	0,269 ± 0,30%	0,265 ± 0,21%	-0,004	-1,54%
Esôfago	0,205 ± 2,12%	0,202 ± 1,44%	-0,003	-1,63%
Nodos linf. Reg. Et	0,185 ± 8,30%	0,153 ± 5,62%	-0,003	-1,98%
Crânio	0,187 ± 0,36%	0,182 ± 0,28%	-0,005	-2,51%
Tireoide	0,156 ± 3,27%	0,152 ± 2,32%	-0,004	-2,53%
Mandíbula	0,179 ± 1,08%	0,172 ± 0,81%	-0,006	-3,60%
Intestino delgado	2,368 ± 0,18%	1,964 ± 0,12%	-0,403	-17,03%

Tabela 5.11: Erro relativo referente as doses, na presença das chapas de aço.

Órgãos	Erro Relativo (%)				
	0°	90°	180°	270°	Média
Músculos	0,02%	0,01%	0,02%	0,01%	0,02%
Medula vermelha	0,03%	0,02%	0,04%	0,02%	0,03%
50 µm endósteo	0,03%	0,02%	0,04%	0,02%	0,03%
Pélvis	0,03%	0,02%	0,03%	0,02%	0,03%
Pele	0,04%	0,04%	0,04%	0,04%	0,04%
Bexiga	0,05%	0,07%	0,06%	0,07%	0,06%
Próstata	0,06%	0,07%	0,06%	0,06%	0,06%
Fêmur	0,09%	0,02%	0,09%	0,02%	0,06%
Cólon	0,07%	0,12%	0,07%	0,11%	0,09%
Nodos linfáticos	0,08%	0,09%	0,08%	0,09%	0,09%
Espinha	0,09%	0,11%	0,09%	0,11%	0,10%
Reto	0,08%	0,14%	0,07%	0,13%	0,11%
Intestino delgado	0,14%	0,11%	0,12%	0,11%	0,12%
CECS	0,23%	0,22%	0,18%	0,21%	0,21%
Fígado	0,22%	0,21%	0,20%	0,19%	0,21%
Pulmões	0,29%	0,29%	0,25%	0,28%	0,28%
Crânio	0,30%	0,29%	0,24%	0,28%	0,28%
Cérebro	0,32%	0,31%	0,25%	0,30%	0,30%

Testículos	0,48%	0,30%	0,34%	0,29%	0,35%
Rins	0,42%	0,38%	0,35%	0,36%	0,38%
Coração	0,51%	0,50%	0,48%	0,51%	0,50%
Pâncreas	0,59%	0,55%	0,57%	0,53%	0,56%
Estômago	0,58%	0,54%	0,56%	0,55%	0,56%
Uretra	0,65%	0,55%	0,62%	0,53%	0,59%
Baço	0,76%	0,66%	0,61%	0,71%	0,69%
Mandíbula	0,79%	0,83%	0,81%	0,82%	0,81%
Brônquios	0,94%	0,97%	0,88%	0,95%	0,94%
Vesícula biliar	1,44%	1,37%	1,35%	1,24%	1,35%
Glândulas salivares	1,54%	1,58%	1,36%	1,65%	1,53%
Esôfago	1,49%	1,51%	1,30%	1,47%	1,44%
Região extratorácica	1,41%	1,50%	1,58%	1,46%	1,49%
Adrenais	1,80%	1,62%	1,52%	1,55%	1,62%
Mucosa oral	1,52%	1,65%	1,81%	1,61%	1,65%
Mama	1,68%	1,86%	1,99%	1,79%	1,83%
Timo	1,91%	2,20%	2,03%	2,15%	2,07%
Tireoide	2,17%	2,47%	2,08%	2,56%	2,32%
Traqueia	2,72%	3,04%	2,65%	2,93%	2,84%
Nodos linfáticos RT	3,17%	3,24%	2,79%	3,05%	3,06%
Nodos linfáticos ET	5,34%	5,74%	5,49%	5,90%	5,62%
Lentes dos olhos	8,36%	12,33%	16,63%	12,51%	12,46%

A figura 5.27 demonstra a comparação das doses no fantoma quando são colocadas as chapas de aço no cinturão primário, produzidas pelo feixe terapêutico de 10 e 15 MV. Em todos os órgãos/tecidos os valores de dose quando o linac tem energia de 10MV se mostram maiores quando comparados a um tratamento com feixe de 15 MV. Isso se deve ao fato que as doses equivalentes produzidas pelo clinac 2300 já eram menores na presença somente do concreto, e a presença do aço diminuir mais a intensidade do feixe 15 MV. Logo, os resultados sugerem que quando comparado ao feixe de 10MV a contribuição do aço para a dose no paciente em mSv/Gy produzidas pelo feixe de 15 MV é menor.

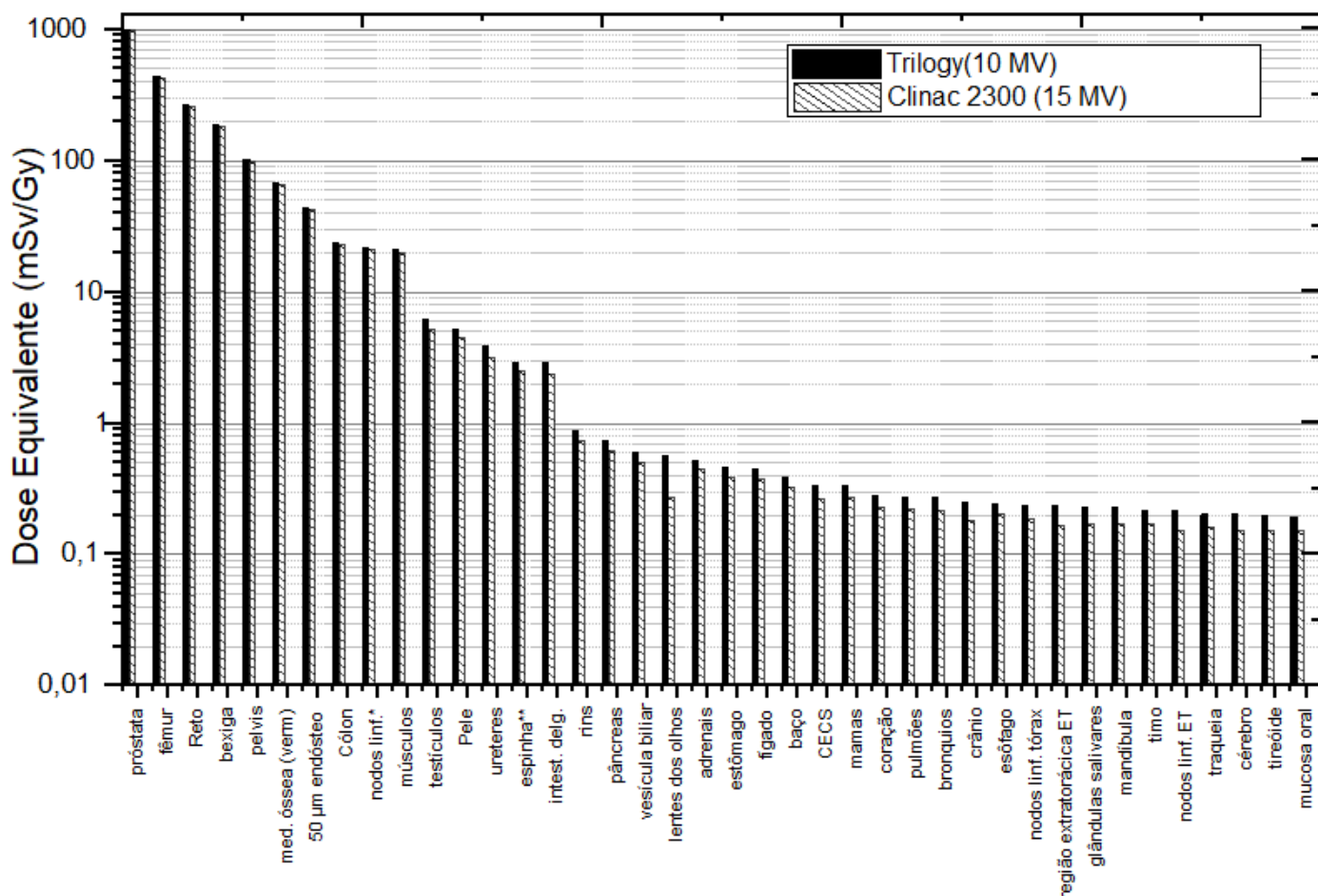


Figura 5.27: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)

A contribuição proporcionada pelo aço foi semelhante nas duas faixas de energia em termos de comportamento fenomenológico, apresentando majoritariamente redução nos valores de dose equivalente para as duas faixas de energia. Em termos de absorção, os comportamentos diferiram significativamente onde para a energia de 10 MV, houve em média, uma queda de 0,0026 mSv/Gy na contribuição da dose nos órgãos/tecidos, quando que para energia de 15 MV a queda foi de 0,025mSv/Gy. Em termos percentuais as diferenças entre as contribuições não se mostraram expressivas onde para a energia de 10 MV a queda foi em média de 0,75% enquanto o valor foi de 0,55% para energia de 15MV. Embora a diferença percentual entre essas médias seja pequena, o resultado referente as diferenças em mSv/Gy sugerem há um pequeno aumento na absorção do feixe terapêutico de 15 MV, contribuindo para que as doses equivalentes produzidas por esse feixe terapêutico nos órgãos sejam menores que as produzidas pelo feixe de 10 MV. Também é possível observar que a maioria dos órgãos que registraram acréscimo ou

decréscimo na dose são os mesmos, para energia de 10 MV e 15MV. Os únicos órgãos em que a contribuição foi positiva para energia de 15 MV e negativa para energia de 10 MV foram vesícula biliar, pele, medula óssea e endósteo. Estes resultados são relatados na tabela 5.12, onde são mostrados os valores das contribuições devido ao aço para as duas faixas de energia.

Tabela 5.12: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 CD no fantoma, na sala com as chapas de aço

Órgão	Trilogy (10 MV)		Clinac (2300) (15 MV)	
	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %
Lntes dos olhos	0,021	3,94%	0,008	2,96%
Ureteres	0,009	0,23%	0,003	0,08%
Reto	0,001	0,20%	0,079	0,03%
Vesícula biliar	0,121	0,05%	-0,005	-0,96%
Pele	0,002	0,04%	-0,006	-0,14%
Cólon	0,005	0,02%	0,005	0,02%
Próstata	-	-	-	-
Pélvis	-0,011	-0,01%	-0,101	-0,10%
Fêmur	-0,075	-0,02%	-0,660	-0,15%
Medula óssea (verm)	-0,012	-0,02%	0,010	0,02%
50 µm endósteo	-0,009	-0,02%	0,006	0,01%
Músculos	-0,004	-0,02%	0,011	0,05%
Nodos linfáticos	-0,005	-0,02%	-0,003	-0,02%
Bexiga	-0,049	-0,03%	0,088	0,05%
Testículos	-0,002	-0,03%	-0,005	-0,10%
Intestino Delgado	-0,002	-0,07%	-0,403	-0,10%
Espinha	-0,004	-0,13%	-0,005	-0,21%
Rins	-0,001	-0,17%	-0,002	-0,24%
Pâncreas	-0,002	-0,33%	-0,002	-0,38%
Baço	-0,002	-0,50%	-0,002	-0,66%
Adrenais	-0,003	-0,58%	-0,001	-0,17%
Estômago	-0,003	-0,65%	-0,003	-0,71%

Fígado	-0,003	-0,69%	-0,001	-0,40%
Mucosa oral	-0,002	-0,93%	-0,002	-1,20%
Esôfago	-0,002	-0,98%	-0,003	-1,63%
Brônquios	-0,003	-0,98%	-0,002	-1,08%
Traqueia	-0,002	-1,05%	0,000	-0,12%
Mamas	-0,004	-1,09%	0,001	0,29%
Coração	-0,003	-1,14%	-0,002	-0,94%
Pulmões	-0,003	-1,15%	-0,002	-0,77%
Glândulas salivares	-0,003	-1,31%	-0,002	-0,92%
Cérebro	-0,003	-1,50%	-0,001	-0,81%
Região ext. ET	-0,004	-1,80%	-0,001	-0,84%
CECS	-0,007	-1,89%	-0,004	-1,54%
Nodos linf. RT	-0,005	-1,97%	-0,001	-0,50%
Timo	-0,005	-2,29%	-0,002	-1,25%
Região Extratorácica	-0,006	-2,79%	-0,001	-0,84%
Tireóide	-0,006	-2,99%	-0,004	-2,53%
Crânio	-0,008	-3,16%	-0,005	-2,51%
Mandíbula	-0,01	-4,15%	0,006	3,60%

A dose efetiva sofre uma variação muito pequena quando são adicionadas as chapas de aço à blindagem. Os valores das contribuições são mais diminutos quando comparados aos resultados relativos as doses produzidas em uma sala apenas com as paredes de concreto, demonstrados na figura 5.22. e na tabela 5.13. Apenas três órgãos apresentam contribuição positiva, sendo que os demais apresentam decréscimo na componente de dose. Portanto, os resultados sugerem que o valor de dose efetiva na presença de 1 TVL de aço permanece praticamente inalterado quando comparado aos valores verificados de dose na presença apenas do concreto. Este comportamento foi descrito por MEDEIROS (MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*, 2010) quando o autor encontrou uma contribuição negativa de -0,005 mSv/Gy, sendo considerada irrelevante em termos de contribuição. Neste trabalho o valor encontrado é ainda menor, mantendo a conclusão de que a inserção de 1 TVL de aço não contribui significativamente para a dose efetiva no paciente.

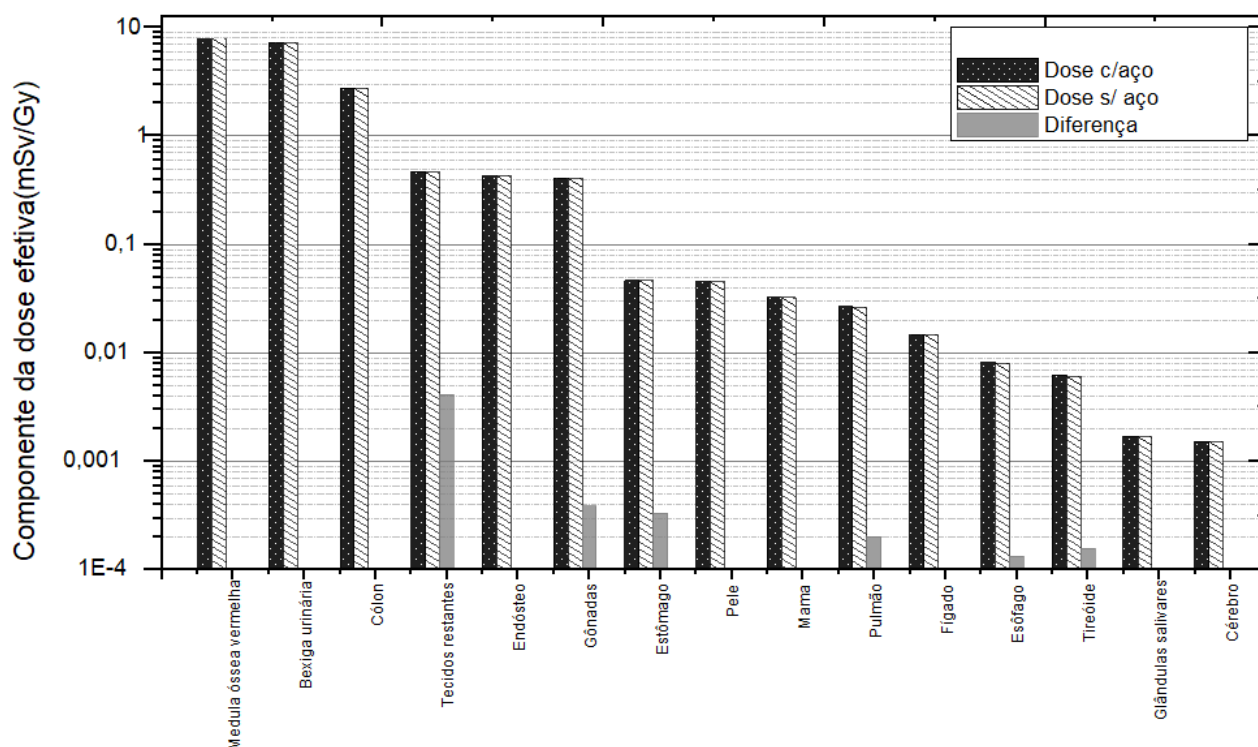


Figura 5.28: Contribuição da blindagem de 1 TVL de aço para a dose efetiva no paciente

Tabela 5.13: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fótons

Órgão	Dose c/ aço	Dose s/ aço	contribuição (mSv/Gy)	contribuição da dose s/ aço%
Medula óssea vermelha	7,977 ± 0,03%	7,976 ± 0,04%	0,001	0,02%
Cólon	2,742 ± 0,09%	2,742 ± 0,15%	0,001	0,02%
Pulmão	0,027 ± 0,28%	0,027 ± 0,41%	0,000	-0,77%
Estômago	0,047 ± 0,56%	0,047 ± 0,84%	0,000	-0,71%
Mama	0,033 ± 1,83%	0,032 ± 2,63%	0,000	0,29%
Tecidos restantes	0,470 ± 0,88%	0,470 ± 1,29%	0,000	-0,03%
Gônadas	0,409 ± 0,35%	0,410 ± 0,53%	0,000	-0,10%
Bexiga urinária	7,262 ± 0,06%	7,259 ± 0,11%	0,004	0,05%
Esôfago	0,008 ± 1,44%	0,008 ± 2,12%	0,000	-1,63%
Fígado	0,015 ± 0,21%	0,015 ± 0,31%	0,000	-0,40%
Tireóide	0,006 ± 2,32%	0,006 ± 3,27%	0,000	-2,53%
Endósteo	0,430 ± 0,03%	0,430 ± 0,04%	0,000	0,01%

Cérebro	0,002 ± 0,30%	0,002 ± 0,40%	0,000	-0,81%
Glândulas salivares	0,002 ± 2,08%	0,002 ± 1,53%	0,000	-0,92%
Pele	0,045 ± 0,04%	0,045 ± 0,06%	0,000	-0,14%
Total	19,473 ± 0,7%	19,469 ± 0,91%	0,004	0,02%

5.4.4 Estudo da Influência do Chumbo nos Valores de Dose

A seguir é demonstrada a influência da blindagem usando revestimentos em chapas de 1 TVL de chumbo nas paredes e teto do cinturão primário. As investigações foram realizadas mantendo o mesmo protocolo de tratamento demonstrado nas seções anteriores, e mesma configuração do bunker com paredes de concreto, agora acrescidas com as chapas de chumbo. A figura 5.29 demonstra as doses equivalentes calculadas nesta configuração. Assim como na seção anterior, o acréscimo negativo indica diminuição dos valores de dose equivalente, fator que se demonstrou mais predominante na presença das chapas de chumbo do que nas de aço. Este resultado concorda com a análise realizada na seção 5.4.3, de que quanto maior o número atômico do material, maior a absorção dos fótons, reduzindo o espalhamento. Os órgãos/tecidos que tiveram as doses elevadas devido a das chapas de chumbo foram reto, bexiga, reto, mamas, ureteres e lentes dos olhos e nódulos linfáticos, todos abaixo de 0,03 mSv/Gy. As contribuições foram menores que as proporcionadas pelas chapas de aço que já foram consideradas baixas.

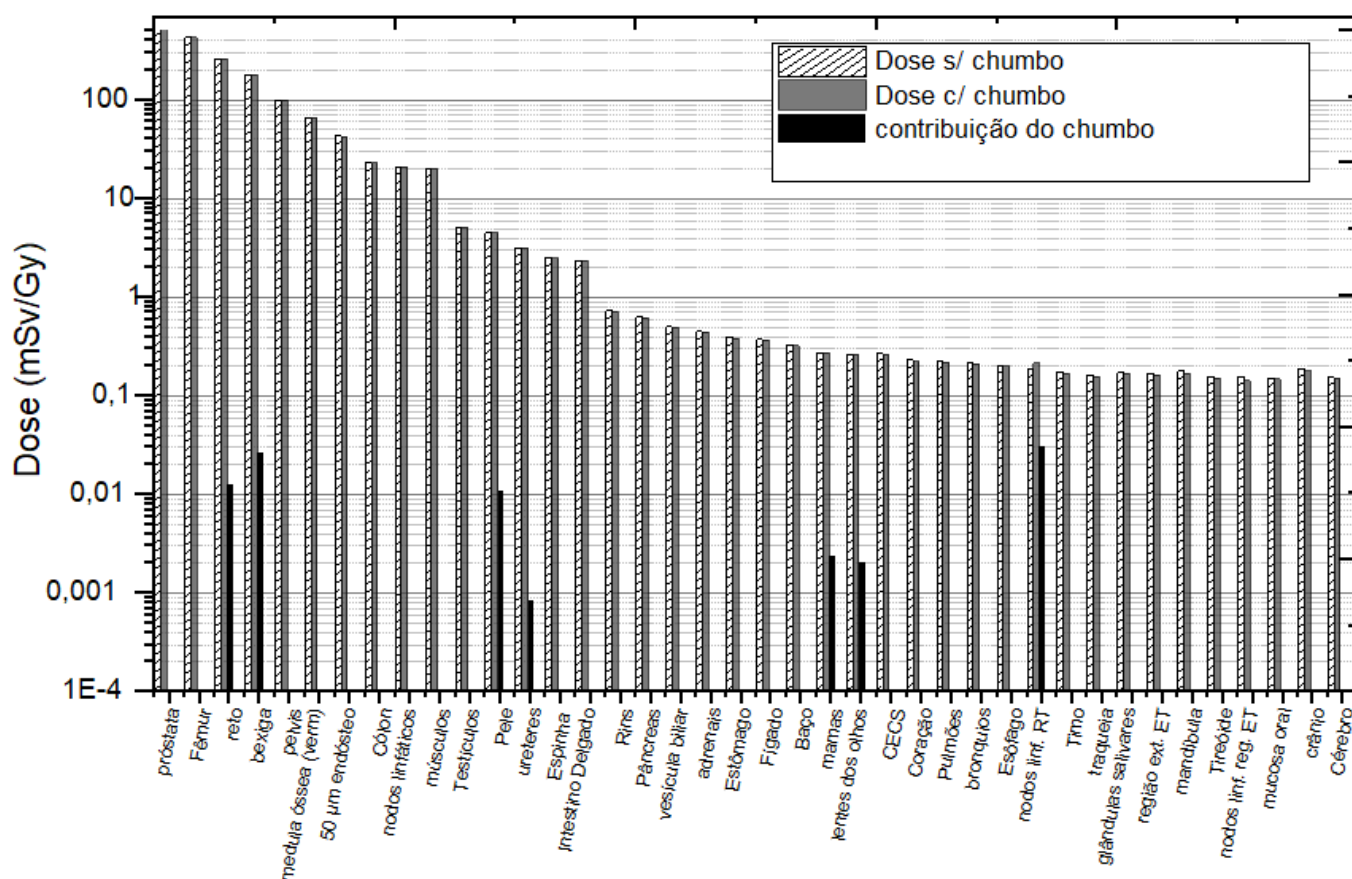


Figura 5.29: Contribuição da blindagem de chumbo para as doses equivalentes em diversos órgãos/tecidos

A tabela 5.14 demonstra numericamente os valores da contribuição á dose equivalente no fantoma devido a inserção de 1 TVL de chumbo. Como mencionado acima as contribuições são na maioria negativas e em média igual a -0,68%, apresentando um decréscimo menor em média quando comparada a mesma situação, na presença das chapas de aço. Esse valor médio é reflexo do aumento de 16,71% na dose dos nódulos linfáticos na região torácica, que não reflete a elevada quantidade de órgãos com contribuição negativa predominante nessa análise. A tabela 5.15 demonstra que os valores de erro relativo referente a simulação foram em média igual a 1,24% indicando leve aumento quando comparado a simulação no aço. Em termos de simulação, o resultado indica que não houve alteração significativa na mensuração dos valores de dose no fantoma quando comparados aos erros relativos encontrados na simulação com as chapas de aço.

Tabela 5.14: Contribuição do chumbo para a dose equivalente devido a fótons

Órgão	Dose s/ chumbo	Dose c/ chumbo	contribuição (mSv/Gy)	Contribuição da dose s/chumbo %
Mamas	0,270 ± 2,63%	0,273 ± 1,69%	0,002	0,89%
Lentes dos olhos	0,263 ± 14,80%	0,265 ± 12,53%	0,002	0,77%
Pele	4,540 ± 0,06%	4,551 ± 0,06%	0,011	0,25%
Ureteres	3,169 ± 0,91%	3,17 ± 0,70%	0,001	0,03%
Bexiga	181,464 ± 0,11%	181,491 ± 0,09%	0,027	0,02%
Reto	260,607 ± 0,16%	260,62 ± 0,12%	0,013	0,01%
Próstata	1000 ± 0,10%	1000 ± 0,06%	-	-
Pélvis	99,622 ± 0,04%	99,608 ± 0,03%	-0,014	-0,01%
Cólon	22,848 ± 0,15%	22,847 ± 0,11%	-0,002	-0,01%
Fêmur	430,041 ± 0,08%	429,972 ± 0,07%	-0,069	-0,02%
Medula óssea (verm)	66,464 ± 0,04%	66,453 ± 0,04%	-0,012	-0,02%
50 µm endóstio	42,978 ± 0,04%	42,969 ± 0,03%	-0,009	-0,02%
Nodos linfáticos	21,133 ± 0,15%	21,13 ± 0,09%	-0,004	-0,02%
Músculos	20,120 ± 0,03%	20,116 ± 0,03%	-0,004	-0,02%
Testículos	5,120 ± 0,53%	5,117 ± 0,29%	-0,003	-0,05%
Intestino delgado	2,368 ± 0,18%	2,364 ± 0,21%	-0,004	-0,15%
Espinha	2,514 ± 0,15%	2,51 ± 0,10%	-0,004	-0,16%
Rins	0,728 ± 0,57%	0,726 ± 0,51%	-0,002	-0,29%
Pâncreas	0,626 ± 0,85%	0,623 ± 0,57%	-0,003	-0,41%
Adrenais	0,449 ± 2,51%	0,446 ± 1,53%	-0,003	-0,58%
Vesícula biliar	0,504 ± 2,10%	0,501 ± 1,37%	-0,003	-0,63%
Fígado	0,373 ± 0,31%	0,37 ± 0,21%	-0,003	-0,83%
Baço	0,326 ± 1,01%	0,323 ± 0,83%	-0,003	-0,83%
Estômago	0,391 ± 0,84%	0,388 ± 0,60%	-0,003	-0,85%
Nodos linf. Rt	0,185 ± 4,48%	0,18 ± 3,18%	-0,002	-1,07%
Glândulas salivares	0,172 ± 1,53%	0,17 ± 1,53%	-0,002	-1,32%
Pulmões	0,223 ± 0,41%	0,22 ± 0,38%	-0,003	-1,39%
Coração	0,229 ± 0,72%	0,226 ± 0,57%	-0,003	-1,45%
Esôfago	0,205 ± 2,12%	0,202 ± 1,47%	-0,004	-1,71%
Brônquios	0,218 ± 1,39%	0,214 ± 1,15%	-0,004	-1,75%

Região Extratorácica	0,168 ± 2,04%	0,164 ± 1,66%	-0,003	-1,99%
Cérebro	0,154 ± 0,40%	0,151 ± 0,30%	-0,003	-2,03%
CECS	0,269 ± 0,30%	0,263 ± 0,29%	-0,006	-2,12%
Timo	0,175 ± 3,02%	0,171 ± 2,12%	-0,004	-2,48%
Mucosa oral	0,152 ± 2,34%	0,148 ± 1,87%	-0,004	-2,56%
Tireoide	0,156 ± 3,27%	0,152 ± 2,40%	-0,004	-2,58%
Traqueia	0,163 ± 4,12%	0,159 ± 2,89%	-0,004	-2,67%
Crânio	0,187 ± 0,36%	0,18 ± 0,36%	-0,007	-3,53%
Mandíbula	0,179 ± 1,08%	0,171 ± 0,96%	-0,008	-4,47%
Nodos linf. Reg. Et	0,185 ± 8,30%	0,144 ± 5,75%	-0,012	-7,61%

Tabela 5.15: Erro relativo referente as doses, na presença das chapas de chumbo.

Órgãos	Erro Relativo (%)				
	0°	90°	180°	270°	Média
50 µm endósteo	0,03%	0,02%	0,03%	0,02%	0,03%
Pélvis	0,03%	0,02%	0,04%	0,02%	0,03%
Músculos	0,03%	0,02%	0,04%	0,02%	0,03%
Medula óssea (verm)	0,04%	0,04%	0,04%	0,04%	0,04%
Próstata	0,05%	0,07%	0,06%	0,07%	0,06%
Pele	0,09%	0,02%	0,09%	0,02%	0,06%
Fêmur	0,06%	0,07%	0,06%	0,07%	0,07%
Nodos linfáticos	0,07%	0,12%	0,07%	0,11%	0,09%
Bexiga	0,08%	0,09%	0,08%	0,09%	0,09%
Espinha	0,09%	0,11%	0,09%	0,11%	0,10%
Cólon	0,08%	0,14%	0,07%	0,13%	0,11%
Reto	0,14%	0,11%	0,12%	0,11%	0,12%
Fígado	0,23%	0,22%	0,18%	0,22%	0,21%
Intestino delgado	0,22%	0,21%	0,20%	0,19%	0,21%
Testículos	0,31%	0,29%	0,24%	0,30%	0,29%
CECS	0,30%	0,29%	0,25%	0,30%	0,29%
Cérebro	0,33%	0,31%	0,26%	0,31%	0,30%
Crânio	0,48%	0,30%	0,34%	0,30%	0,36%
Pulmões	0,42%	0,38%	0,36%	0,37%	0,38%

Rins	0,51%	0,50%	0,48%	0,53%	0,51%
Pâncreas	0,58%	0,54%	0,57%	0,57%	0,57%
Coração	0,59%	0,55%	0,57%	0,55%	0,57%
Estômago	0,65%	0,55%	0,62%	0,56%	0,60%
Ureteres	0,77%	0,66%	0,61%	0,74%	0,70%
Baço	0,80%	0,84%	0,83%	0,86%	0,83%
Mandíbula	0,95%	0,98%	0,89%	1,00%	0,96%
Brônquios	1,14%	1,20%	1,04%	1,23%	1,15%
Vesícula biliar	1,43%	1,37%	1,36%	1,31%	1,37%
Esôfago	1,52%	1,52%	1,31%	1,51%	1,47%
Glândulas salivares	1,54%	1,58%	1,36%	1,65%	1,53%
Adrenais	1,41%	1,53%	1,62%	1,55%	1,53%
Região ext. Et	1,81%	1,62%	1,51%	1,68%	1,66%
Mamas	1,55%	1,67%	1,83%	1,69%	1,69%
Mucosa oral	1,67%	1,86%	2,04%	1,90%	1,87%
Glândulas salivares	1,54%	1,58%	1,36%	1,65%	1,53%
Timo	1,94%	2,21%	2,02%	2,30%	2,12%
Tireoide	2,18%	2,55%	2,12%	2,74%	2,40%
Traqueia	2,74%	3,06%	2,59%	3,17%	2,89%
Nodos linfáticos RT	3,21%	3,30%	2,83%	3,37%	3,18%
Nodos linf. Reg. Et	5,31%	5,93%	5,60%	6,16%	5,75%
Lentes dos olhos	8,35%	11,99%	16,73%	13,03%	12,53%

A figura 5.30 demonstra a comparação das doses no fantoma quando são colocadas as chapas de chumbo no cinturão primário, produzidas pelo feixe terapêutico de 10 e 15 MV. Como na seção anterior, a contribuição proporcionada pelo chumbo foi semelhante nas duas faixas de energia, apresentando majoritariamente redução nos valores de dose equivalente para as duas faixas de energia. As doses fornecidas pelo feixe terapêutico de energia de 10 MV permanecem maiores e com um comportamento similar ao demonstrado na seção anterior.

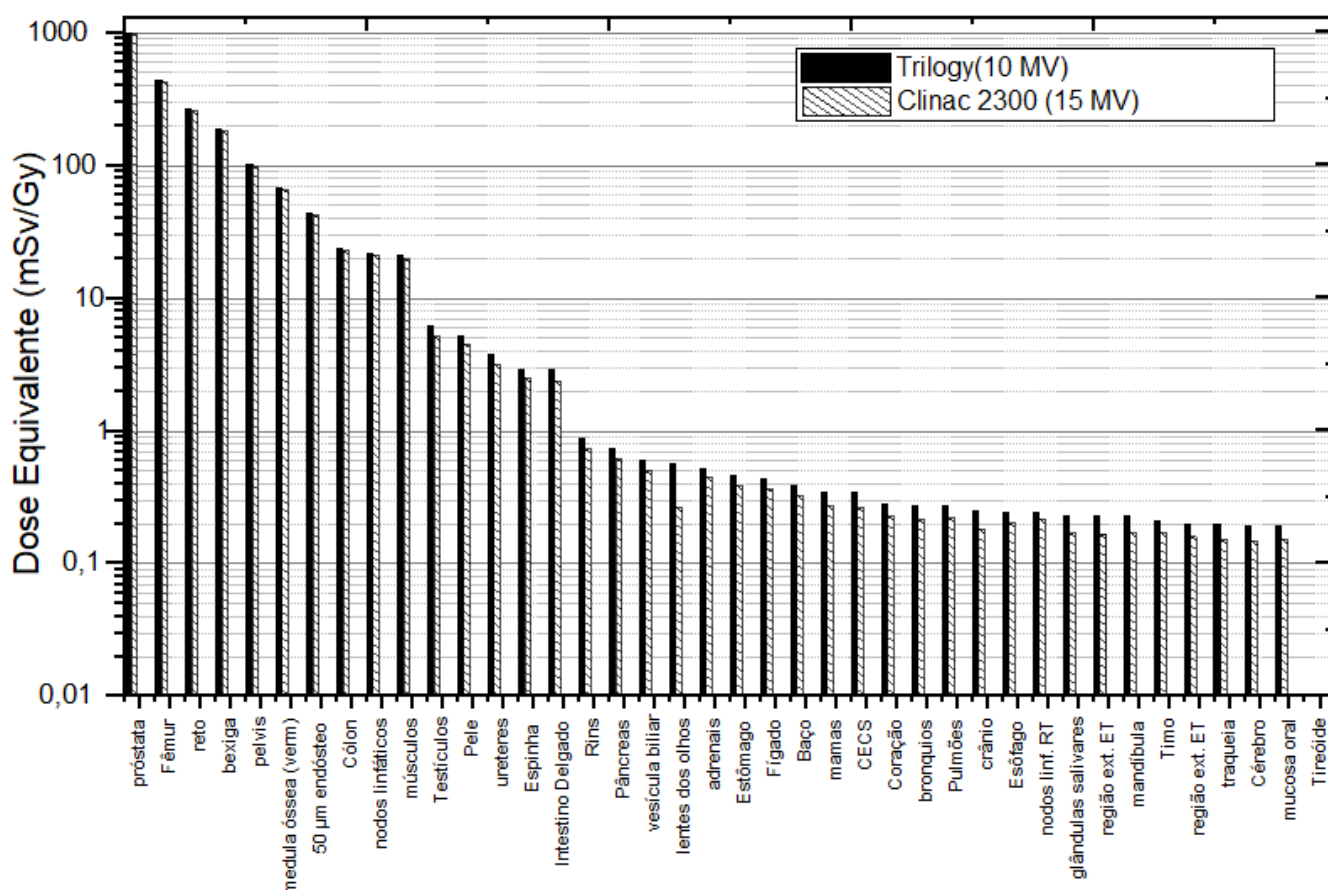


Figura 5.30: Comparação da dose equivalente devido a fótons, quando fornecidas pelo acelerador Trilogy (10 MV) e Clinac 2300 (15MV)

A contribuição proporcionada pelo chumbo foi semelhante, para as duas faixas de energia, levemente maior na energia de 10 MV. Para a energia de 10 MV, houve em média por órgão, uma queda de 1,45% da contribuição, quando que para energia de 15 MV a queda foi de 0,95% e em mSv/Gy 0,003 para o feixe de 15 MV e 0,001 para o feixe de 10 MV. Neste caso, as contribuições médias para a energia de 10 MV foram maiores mesmo com a energia média sendo menor. Isso ocorre devido as doses pequenas poderem representar grandes contribuições, principalmente em órgãos mais afastados da próstata. Os valores médios de absorção e contribuição encontrados foram considerados baixos, sugerindo que a diferença do comportamento das doses equivalentes nestas condições da blindagem de chumbo é similar a do aço.

Tabela 5.16: Contribuição das doses fornecidas pelos aceleradores Trilogy e Clinac 2300 no fantoma

Órgão	Trilogy (10 MV)		Clinac (2300) (15 MV)	
	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %	contribuição (mSv/Gy)	contribuição %
Lentes dos olhos	0,02	3,81%	0,002	0,77%
Ureteres	0,01	0,26%	0,001	0,03%
Reto	0,088	0,03%	0,013	0,00%
Vesícula biliar	0	-0,29%	-0,003	-0,62%
Pele	0,02	0,31%	0,011	0,25%
Cólon	0	0,01%	-0,002	-0,01%
Próstata	-	-		
Pelvis	-0,007	-0,01%	-0,014	-0,01%
Fêmur	0,02	< 0,01%	-0,069	-0,02%
Medula óssea (verm)	-0,002	< 0,01%	-0,012	-0,02%
50 µm endóstio	-0,003	-0,01%	-0,009	-0,02%
Músculos	0	-0,01%	-0,004	-0,02%
Nodos linfáticos	0	-0,02%	-0,004	-0,02%
Bexiga	0,03	0,02%	0,027	0,01%
Testículos	-0,006	-0,10%	-0,003	-0,05%
Intestino delgado	0	-0,13%	-0,004	-0,15%
Espinha	-0,006	-0,22%	-0,004	-0,16%
Rins	0	-0,44%	-0,002	-0,29%
Pâncreas	-0,006	-0,83%	-0,003	-0,41%
Baço	-0,004	-1,01%	-0,003	-0,83%
Adrenais	0	-0,90%	-0,003	-0,58%
Estômago	-0,01	-1,24%	-0,003	-0,85%
Fígado	0	-1,12%	-0,003	-0,83%
Mucosa oral	0	-2,03%	-0,004	-2,56%
Esôfago	0	-1,91%	-0,004	-1,71%
Bronquios	0	-1,80%	-0,004	-1,75%
Traqueia	0	-1,72%	-0,004	-2,67%
Mamas	-0,001	-0,31%	0,002	0,89%

Coração	-0,01	-1,88%	-0,003	-1,45%
Pulmões	0	-1,76%	-0,003	-1,39%
Glândulas salivares	0	-1,91%	-0,002	-1,32%
Cérebro	-0,01	-2,52%	-0,003	-2,03%
Região ext. Et	-0,01	-2,11%	-0,003	-1,99%
CECS	-0,009	-2,49%	-0,006	-2,12%
Nodos linf. Rt	0	-2,03%	-0,002	-1,07%
Timo	-0,007	-3,24%	-0,004	-2,48%
Região ext. Et	-0,01	-4,55%	-0,003	-1,99%
Tireóide	-0,01	-4,57%	-0,004	-2,58%
Crânio	-0,01	-3,98%	-0,007	-3,53%
Mandíbula	-0,013	-5,39%	-0,008	-4,47%

A contribuição de 1 TVL de chumbo para o cálculo da dose efetiva é demonstrada na figura 5.31 e na tabela 5.17. A colaboração do chumbo se mostra menos efetiva que o do aço, acrescentando em mSv/Gy somente nas mamas e na bexiga. As pequenas contribuições fornecidas pelo chumbo foram relatadas por MEDEIROS (MEDEIROS, 2018; MEDEIROS *et al*, 2010) e de certa forma se torna previsível, dada a apresentação das contribuições na dose equivalente demonstrada na seção anterior. Os resultados desse capítulo indicam que o concreto contribui significativamente para o aumento das doses no paciente, e que é indiferente, a utilização de aço ou chumbo como blindagem.

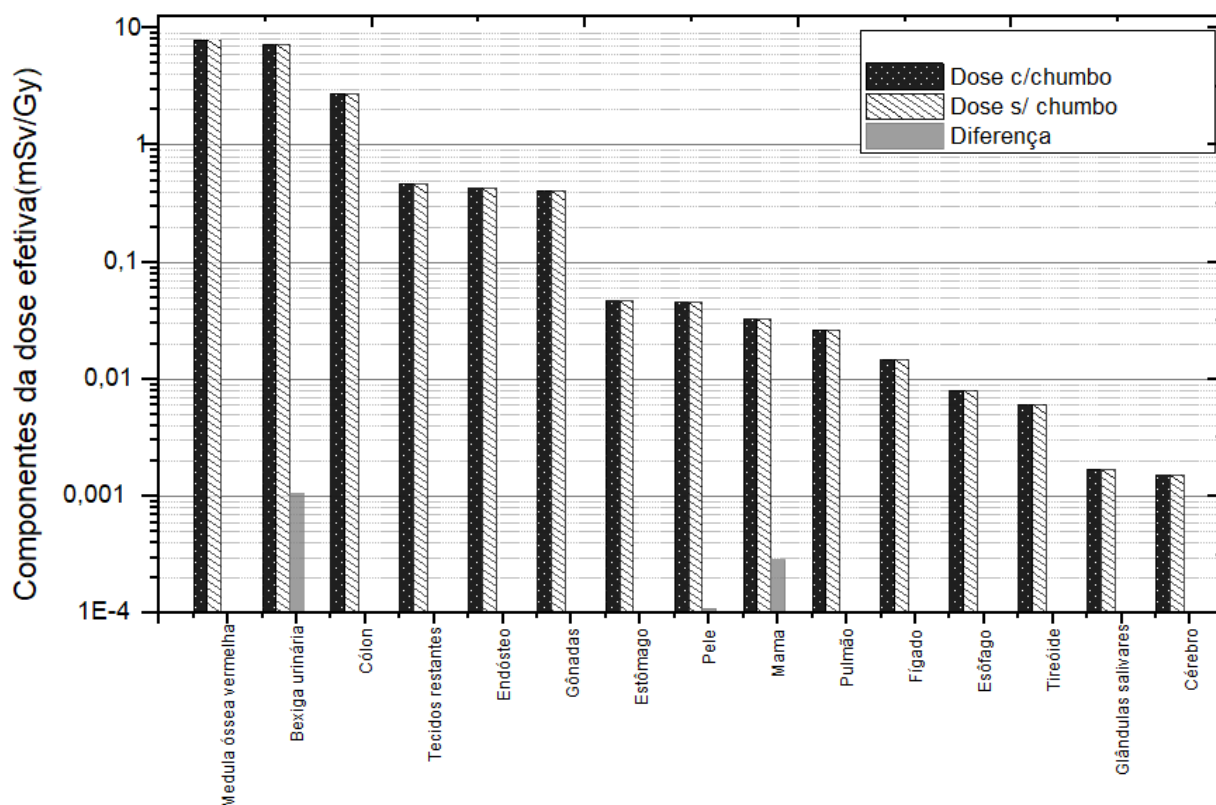


Figura 5.31: Contribuição da blindagem de 1 TVL de chumbo para a dose efetiva no paciente

Tabela 5.17: Contribuição do concreto para a dose efetiva devido a fótons

Órgão	Dose s/ chumbo (mSv/Gy)	Dose c/ chumbo (mSv/Gy)	contribuição (mSv/Gy)	contribuição da dose s/ chumbo%
Medula óssea vermelha	$7,976 \pm 0,04\%$	$7,974 \pm 0,03\%$	-0,0014	-0,02%
Cólon	$2,742 \pm 0,15\%$	$2,742 \pm 0,09\%$	-0,0002	-0,01%
Pulmão	$0,027 \pm 0,41\%$	$0,026 \pm 0,35\%$	-0,0004	-1,39%
Estômago	$0,047 \pm 0,84\%$	$0,047 \pm 0,56\%$	-0,0004	-0,85%
Mama	$0,032 \pm 2,63\%$	$0,033 \pm 1,65\%$	0,0003	0,89%
Tecidos restantes	$0,470 \pm 1,29\%$	$0,469 \pm 0,90\%$	-0,0004	-0,08%
Gônadas	$0,410 \pm 0,53\%$	$0,409 \pm 0,21\%$	-0,0002	-0,05%
Bexiga urinária	$7,259 \pm 0,11\%$	$7,260 \pm 0,10\%$	0,0011	0,01%
Esôfago	$0,008 \pm 2,12\%$	$0,008 \pm 1,49\%$	-0,0001	-1,72%
Fígado	$0,015 \pm 0,31\%$	$0,015 \pm 0,12\%$	-0,0001	-0,83%
Tireóide	$0,006 \pm 3,27\%$	$0,006 \pm 2,07\%$	-0,0002	-2,58%

Endósteo	0,430 ± 0,04%	0,430 ± 0,02%	-0,0001	-0,02%
Cérebro	0,002 ± 0,40%	0,002 ± 0,3%	0,0000	-2,03%
Glândulas salivares	0,002 ± 1,53%	0,002 ± 1,53%	0,0000	-1,32%
Pele	0,045 ± 0,06%	0,046 ± 0,06%	0,0001	0,25%
Total	19,469 ± 0,91%	19,467 ± 0,63%	-0,0021	-0,01%

Capítulo 6

CONCLUSÕES

6.1 Conclusões do trabalho

O presente trabalho apresentou uma simulação computacional de um tratamento de câncer de próstata, onde foi realizado uma avaliação dos efeitos da blindagem no paciente em termos de dose equivalente e dose efetiva. Os resultados desta avaliação foram comparados ainda com resultados obtidos em um mesmo tratamento, mas com energia de 10 MV. A validação do acelerador Varian Clinac 2300 CD operando com energia de 15 MV se mostrou fidedigna, produzindo resultados adequados no processo de validação. As conclusões sobre os efeitos da blindagem (concreto, chapas de aço e chumbo) bem como sobre as comparações são apresentadas a seguir:

– Sobre as doses no paciente na ausência da blindagem:

- 1) Embora seja uma forma de tratamento hipotético, a comparação realizada entre dois tratamentos com aceleradores de energias diferentes e sem as paredes de concreto, revelam que o aumento de energia proporcionou a diminuição dos valores de dose equivalente devido a fótons nos órgãos adjacentes ao tumor. Este resultado sugere que ao entregar maior dose à próstata de forma mais eficiente devido ao MLC, a razão mSv por gray na próstata diminui, produzindo valores menores de dose nos demais órgãos.

- Sobre as doses equivalentes no paciente na presença da blindagem de concreto:

- 2) A presença das paredes de concreto produziu o aumento da dose equivalente em 39 dos 40 órgãos analisados do paciente. Este aumento é proporcionado pelas radiações espalhadas nas paredes de concreto, material que mostrou favorecer o fenômeno de reflexão em detrimento da absorção. As radiações espalhadas, quando o acelerador está no bunker de concreto, acrescentam ao paciente em termos de dose equivalente um valor médio de 0,039 mSv para cada gray depositado na próstata, contribuindo mais significativamente em porcentagem

nos órgãos mais afastados da próstata. Nestes órgãos, a contribuição chegou a mais de 70 %, mostrando que quanto mais afastado do tumor alvo e próximo as paredes, maior será a contribuição.

- 3) O aumento da espessura da parede de concreto não mostrou efeitos expressivos referente no aumento ou decréscimo de doses entregues ao paciente. A comparação realizada entre paredes mais espessa e menos espessa mostrou que a maioria das doses diferiram em valores abaixo de 0,001 mSv/Gy, levando a sugestão de que a espessura da parede de concreto não afeta os resultados de dose no paciente.

- Sobre a dose efetiva no paciente na presença da blindagem de concreto:

- 4) A presença das paredes de concreto produziu o aumento da dose efetiva, aumentando todas as componentes de dose analisadas. em 39 dos 40 órgãos. Novamente, o aumento está relacionado a natureza do material, mas que aumentou o valor de dose efetiva em apenas 0,16%. A contribuição da blindagem de concreto para o aumento da dose efetiva não se mostrou relevante.

– Sobre a comparação das doses equivalentes e efetivas quando os feixes terapêuticos tem energias diferentes (blindagem de concreto):

- 5) O tratamento simulado com aceleradores que fornecem feixes com energias diferentes (10 e 15 MV) demonstrou alterações nos valores de dose nos órgãos em mSv por gray na próstata. Para o feixe com maior energia, a redução das contribuições proporcionadas pela blindagem pode chegar a 17,74% e 0,043 mSv/Gy no órgão. Embora pequenos, os valores sugerem que o aumento de energia favorece a maior penetração do feixe na parede de concreto, proporcionando maior interação por absorção, contribuindo para a diminuição de dose equivalente nos órgãos. A dose efetiva no paciente sofreu redução no tratamento simulado com feixe de 15 MV, confirmando a tendencia de queda que se manifestou desde as análises de dose equivalente no ar.

– Sobre as doses equivalentes no paciente na presença da blindagem de aço:

- 6) A presença das chapas de aço proporcionou diminuição da dose equivalente em 31 dos 40 órgãos analisados, indicando um pequeno favorecimento em termos de radioproteção. A variação se mostra mais intensa em órgãos distantes da próstata e com anatomia reduzida, indicando tendência similar as doses na presença da blindagem de concreto. A mudança do material evidenciou a influência nas doses equivalente, mas comparando com a dose total recebida pelo paciente, o resultado se mostra pouco expressivo.

- Sobre a dose efetiva no paciente na presença da blindagem do aço:

- 7) Como o aço se comportou como um material absorvedor, a dose efetiva apresentou queda extremamente pequena, apresentando um decréscimo na ordem de 10^{-3} mSv/Gy quando comparada a dose efetiva sem as chapas de aço. Este valor de diferença é considerado de pequena monta, evidenciando que a contribuição deste material para o valor de dose efetiva é irrelevante.

– Sobre a comparação das doses equivalentes e efetivas quando os feixes terapêuticos tem energias diferentes (blindagem: 1 TVL de aço):

- 8) A mudança de energia no feixe terapêutico não produziu mudanças significativas no comportamento das doses equivalente e efetiva. O aço continuou se mostrando um material mais absorvedor do que espalhador, reduzindo a dose equivalente na maioria dos órgãos. Foi constatado um inexpressivo aumento da absorção média em mSv/Gy quando o feixe terapêutico tinha energia de 15 MV, entretanto, não o suficiente para produzir mudanças razoáveis. A dose efetiva na presença das chapas de aço não mostrou alteração comparada a dose somente com o concreto, nas duas faixas de energia. É possível sugerir que, nessas condições, a mudança de energia do feixe terapêutico de 10 para 15 MV não é relevante para o aumento ou diminuição das doses no paciente. A dose efetiva é menor no tratamento com feixe terapêutico de 15 MV quando comparado ao de 10 MV, e a diferença entre os valores com as chapas de aço e sem se comportam de maneira similar nas duas faixas de energia.

– Sobre as doses equivalentes no paciente na presença da blindagem de chumbo:

- 9) Assim como o aço, o chumbo se comportou como um material absorvedor, reduzindo os valores de dose equivalente encontrados no tratamento. Foi contabilizado que 34 dos 40 órgãos analisados apresentaram redução nos valores de dose, e as contribuições registradas foram em média igual a 0,009 mSv/Gy. Comparativamente ao aço a quantidade de órgãos que apresentaram redução nas doses foi maior, assim como as contribuições em mSv/Gy. Esse resultado sugere que o material proporciona uma absorção ligeiramente maior que o aço, evidenciando o aumento da interação do feixe com as barreiras. Entretanto, as alterações são pequenas, mostrando que o material contribui muito pouco para a dose entregue no paciente.

- Sobre a dose efetiva no paciente na presença da blindagem do chumbo:

- 10) A presença das chapas de chumbo não proporcionou alteração significativa nos valores das componentes de dose efetiva. Assim como no aço, o chumbo como material absorvedor proporcionou pequena variação nos valores de dose, na ordem de grandeza de 10^{-3} mSv/Gy.

– Sobre a comparação das doses equivalentes e efetivas quando os feixes terapêuticos tem energias diferentes (blindagem: 1 TVL de chumbo):

- 11) A mudança de energia no feixe terapêutico não produziu mudanças significativas no comportamento das doses equivalente e efetiva. O chumbo se mostrando um material mais absorvedor do que espalhador, reduzindo a dose equivalente na maioria dos órgãos, para ambas energias. As doses equivalente e efetiva permaneceram maiores no tratamento com 10 MV evidenciando a tendência de diminuição das doses com o aumento da energia. Este comportamento das doses sugere que é indiferente para o paciente o uso da blindagem de aço ou chumbo.

6.2 Trabalhos futuros

- 1) **Mudança do tratamento:** Neste trabalho foi utilizado um protocolo de tratamento de 4 campos, usado pelo INCA. Foi demonstrado que a posição do gantry contribui de forma significativa para os valores de dose em muitos órgãos. A utilização de novos tratamentos com maior ou menor quantidade de campos poderia mostrar detalhes de como a dose evolui nos órgãos adjacentes ao tumor alvo. A alteração do tumor alvo também pode consistir em uma alteração significativa, já que com a mudança do PTV, a dose em alguns órgãos/tecidos seria diferente, produzindo outro valor de dose efetiva no paciente.
- 2) **Alteração do fantoma:** Neste trabalho foi utilizado o fantoma masculino Rex que possibilitou a análise das doses em órgãos como gônadas e próstata. Entretanto, uma análise mais completa poderia ser realizada avaliando órgãos como útero e ovários, e características anatômicas particulares do sexo feminino, ou seja, trocando o fantoma de Rex para Regina. As alterações de tamanho, posição anatômica de alguns órgãos/tecidos pode fornecer mais informações sobre as doses incidentes no paciente, comparando a dose em pacientes femininos e masculinos.
- 3) **Alteração da energia do feixe terapêutico:** A construção de outros aceleradores que operem em outras faixas de energia poderiam mostrar como as doses evoluem em órgãos de interesse. Além de monitorar a evolução das doses, esta alteração poderia indicar o melhor valor de energia do feixe terapêutico para tratar outros cânceres.
- 4) **Análise da influência dos nêutrons:** A literatura informa que a utilização de aceleradores que operam com energias maiores ou iguais a 10 MV pode produzir nêutrons, que consequentemente contribuiu para o acréscimo de dose no paciente. A avaliação da influência dos nêutrons possibilitaria uma análise mais completa da influência dos materiais usados como blindagem da sala nas doses no paciente.
- 5) **Simulação da sala com outros tipos de concreto e /ou outras configurações:** Foi verificado neste trabalho que a blindagem contribui de forma significativa nas doses entregues ao paciente. Poderia ser adequado estudar formas para atenuar e reduzir essas doses, através da análise das doses utilizando outras formas de concreto além de outras configurações/posicionamento das paredes da sala de radioterapia.

Capítulo 7

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AL-AFFANA I. A. M.; “Estimation Of The Dose at The Maze Entrance For x-rays From Radiotherapy Linear Accelerators.” **Medical Physics**, Vol. 27, No. 1, January 2000.
- BECKER, J., BRUNCKHORST, E., SCHMIDT, R., 2007, "Photoneutron production of a Siemens Primus linear accelerator studied by Monte Carlo methods and a paired magnesium and boron coated magnesium ionization chamber system". In: *Physics in Medicine and Biology*. v. 52, pp. 6375–6387.
- BEDNARZ, B.P., 2008. *Detailed Varian Clinac Accelerator Modeling for Calculating Intermediate- and Low-level Non-target Organ Doses from Radiation Treatments* Ph.D. thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York, USA.
- BEDNARZ, B., HANCOX, C., XU, X.G., 2009a, "Calculated organ doses from selected prostate treatment plans using Monte Carlo simulations and an anatomically realistic computational phantom." **Physics in medicine and biology**. v. 54, pp. 5271–5286.
- BEDNARZ, B., XU, X.G., 2009b, "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, pp. N43-57
- BERMAN, D.M.; RODRIGUEZ, R.; VELTRI, R.; 2012. “Development, Molecular Biology and Physiology of the Prostate. In: KAVOUSSI, L.R.; PARTIN, A.W.; NOVICK, A.; et al. Campbell-Walsh Urology. Filadélfia: Elsevier, 2012. 10ªed. P.2533-2570.2012.
- . BRAGA, K.L., 2016. Estudo, utilizando o código MCNPX, da radiação espalhada e produzida pelas paredes de salas de radioterapia e seus efeitos sobre doses equivalentes, doses efetivas e fatores de risco para carcinogênese radioinduzida nos pacientes. . S.l.: Instituto Militar de Engenharia.

- BODA-HEGGEMANN, J.; MAI, S.; FLECKENSTEIN, J.; et al.; 2013. **“Flattening-filter-free intensity modulated breath-hold image-guided SABR (Stereotactic Ablative Radiotherapy) can be applied in a 15-min treatment slot, Radiotherapy and Oncology”**. Volume 109, Pages 505-509. 2013.
- BRIESMEISTER, J. F.; 2001. MCNP, A General Monte Carlo N-Particle code, Los Alamos National laboratory, version 4C2, USA. 2001.
- CASTRO, R.C., 2005. “Cálculo de dose equivalente em órgãos devido a fônêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos”, UFRJ – COPPE – PEN. Tese de Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ, 2005.
- CHETTY, I.J. et al. “Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning”. **Medical Physics**, Vol. 34, No. 12, December 2007
- CNEN-NN – 3.01, Diretrizes Básicas de proteção Radiológica, Comissão Nacional de Energia nuclear – CNEN, 2011.
- COURANT, E. D.; 2008; Early Milestones in the Evolution of Accelerators. In Chao A.W. *Reviews of Accelerator Science and Technology* vol. 1. Ed. World Scientific, Singapore, 2008: 1–5
- FACURE, A.; FALCÃO, R.C.; SILVA, A.X.; CRISPIM, V.R.; 2004. “Neutron Dose Rate Evaluation For Medical Linear Accelerators.” **Radiation Protection Dosimetry**, Vol 111, pg 101-103. 2004
- FACURE, A., 2006. “Doses Ocupacionais devido a nêutrons em salas de aceleradores lineares de uso médico”. UFRJ – COPPE – PEN. Tese de Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ, 2006.
- FOLLOWILL, D.S., STOVALL, M.S., KRY, S.F., et al., 2003, "Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta, and General Electric linear accelerators.". **Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics**. v. 4, pp. 189–194, 2003.

- GIANFALDONI, S; GIANFALDONI, R; WOLLINA, U; **“An Overview on Radiotherapy: From Its History to Its Current Applications in Dermatology”**. Open Access Maced J Med Sci. v.5, pp.521-525,2017
- GUIMARÃES, N. A., “Avaliação Dosimétrica Em Teleterapia Para o Tratamento De Cancer De Mama Masculina.” Tese de doutorado, UFRJ/COPPE abril 2015.
- HALL, J. E. 2011; Funções Reprodutivas e Hormonais Masculinas (e Função da Glândula Pineal). In: HALL, J. E. Guyton & Hall: Tratado de Fisiologia Médica. Filadélfia: Elsevier, 2011. 12ªed. P.1025-1039.
- HARRISON R.L;2010. Introduction to Monte Carlo Simulation. National Institute of Health.NHC Public Access. AIP Conf Proc. 2010 January 5; 1204: 17–21, 2010.
- HEGGEMANN J.B; MAI, S; FLECKENSTEIN, J et al.;2013. **“Flattening-filter-free intensity modulated breath-hold image-guided SABR (Stereotactic Ablative Radiotherapy) can be applied in a 15-min treatment slot.”** Radiotherapy and Oncology. Dec;109(3), pp. 505–509, 2013.
- HERRMANN, D. W. T, 2002.” **Cancer induction by radiotherapy: dose dependence and spatial relationship to irradiated volume.”** J Radiol Prot 2002;22:A117–21.
- HOWELL, R.M., HERTEL, N.E., WANG, Z., et al., 2006, **"Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for 6MV, 15MV, and 18MV beam energies"**. In: *Medical Physics*. v. 33, pp. 360–368.
- HOWELL, R.M., SCABORO, S.B; TADDEI, P.J, KRISHNAN, S. et al. 2010, **“Methodology for determining doses to in-field,out-field and partially in field organs for late effects studies in photon radiotherapy”** Physical Medical Biology. Vol.55, pg 7009-7023. 2010
- HOOVER, J. 2007.” Monte Carlo modeling of a varian 2100c 18 mv megavoltage photon beam and subsequent dose delivery using mcnp5.” Thesis for the Degree Master of Science. Georgia Institute of Technology August. 2007
- ICRP – 74, ICRP Publication 74; Annals of ICRP – Conversion coefficient for use in radiological protection against external radiation; Pergamon; 1996.

- ICRP- 73 Valentin, J.; The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection; Publicación 103; Elsevier; 2007.
- ICRP, 2002. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. International Commission on Radiological Protection publication 89. Elsevier Science Ltd.
- ICRP, 2007. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. International Commission on Radiological Protection. Publication 103, Elsevier Ltd. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18082557/>>
- ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. International Commission on Radiological Protection. Publication 110, Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/j.icrp.2009.07.001>>.
- ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. International Commission on Radiological Protection publication 116. Elsevier.
- INCA, 2010 Atualização para técnicos em radioterapia / Instituto Nacional de Câncer. - Rio de Janeiro.
- INCA, 2016, INCA Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Estimativa 2016: incidência de câncer no Brasil / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro.
- INCA, 2017, ABC do Câncer - Abordagens Básicas para o Controle do Câncer. 3a. Rio de Janeiro, Instituto Nacional de Câncer José de Alencar / Ministério da Saúde.
- INCA, 2019, INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Estimativa 2020: incidência de câncer no Brasil / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro
- INCA, 2021. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-prostata>>. Acessado em 28 de setembro de 2021.
- IUCR, 2021. Disponível em: <<https://www.iucr.com.br/cancer-prostata>>. Acessado em 28 de setembro de 2021.

- JUTEMARK, B; “Monte Carlo based investigation of the influence of accelerator head geometry on megavolt photon beam quality in radiotherapy.” Master of Science thesis. Lund University, 2005.
- KASE, K.R., MAO, X.S., NELSON, W.R., et al., 1998, "**Neutron fluence and energy spectra around the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator.**". In: *Health physics*. v. 74, pp. 38–47.
- KIM, D. W; CHUNG, K.W.; SHIN, D. et al. 2013. "**Risk Of Second Cancer From Scattered Radiation Of Intensity-Modulated Radiotherapies With Lung Cancer.**" *Radiation Oncology* 2013, 8:47
- KRY, S.F., BEDNARZ, B., HOWELL, R.M., et al., 2017, "AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy". In: *Medical Physics*.
- KRY, S.F., SALEHPOUR, M., FOLLOWILL, D.S., et al., 2005a, "**Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy**". In: *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. v. 62, pp. 1204–1216.
- KRY, S.F., SALEHPOUR, M., FOLLOWILL, D.S., et al., 2005b, "**The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy**". In: *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. v. 62, pp. 1195– 1203.
- KRY, S.F., TITT, U., FOLLOWILL, D., et al., 2007, "**A Monte Carlo model for out-of- field dose calculation from high-energy photon therapy.**". In: *Medical physics*. v. 34, pp. 3489–3499.
- KRY, S.F., TITT, U., PÖNISCH, F., et al., 2006, "**A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam**". In: *Medical Physics*. v. 33, pp. 4405–4413.
- LIND, M.;2008. Characteristics of a Flattening Filter Free Photon Beam – Measurements and Monte Carlo Simulations. Master of Science thesis. Lund University, 2008.
- LOUREIRO E. C. M., KRAMER R., VIEIRA J. W. et al.;2004."**Construction of the FAXht (Female Adult voXel) head + trunk phantom from CT images of**

- patients for applications in radiation protection”** 11th Congress of the International Radiation Protection Association, IRPA 11, Madrid, 23-28 May 2004.
- MEDEIROS, M.P.C. 2018; 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.Tese de doutorado. UFRJ/COPPE,2018.
- MEDEIROS, M. P.C., SILVA, A. X., REBELLO, W. F; SANTOS, R. F.G;*et al*;2010. “Shielding implications on secondary radiation doses in prostate cancer treatment.” *Applied Radiation and Isotopes*, v.163, pp1-6, 2010.
- MORENO, M.Z. 2012; “Monte Carlo simulations for dosimetric verification in photon and electron beam radiotherapy.” *Dissertação (Doutorado)*. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Lisboa, 2012.
- NADAIE, A.H; DARENSTANI, H; BANAEI, N. et al.; 2014.” **Neutron measurements of Varian and Electra linacs by TLD600 and TLD700 dosimeters and comparison with MCNP calculations.”**. *Journal of Medical Physics*, Vol 39, N°1, pg 10-17.2014.
- NCRP, 2005. *Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities*. Bethesda.
- OLIVEIRA, R.A., Modelagem Computacional Para Simulação De Um Mamógrafo. In: XIII ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA 2012, 2012,
- ONCOLOGY SYSTEMS,2020; Disponível em: Disponível em:<<https://ingeniumcanada.org/scitech/collection-research/artifact-atomic-energy-of-canada-ltd-cobalt-60-therapy-machine.php>>. Acessado em 10 de novembro de 2020.
- PANTALONY, D. “The Colour of Medicine,” *Canadian Medical Association Journal* 181, 6-7 (2009): 402-403.
- PIGNOL, P.; KELLER, B.M.; RAVI. A.” **Doses To Internal Organs For Various Breast Radiation Techniques - Implications On The Risk Of Secondary Cancers And Cardiomyopathy.”** *Radiation Oncology* 6.5;2011

- PODGORSK, E.B., 2005a. "Basic Radiation Physics". In: PODGORSK, E B (org.), Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. pp. 657.
- PODGORSK, E.B., 2005b, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students". In: PODGORSK, E B (org.). pp. 657.
- PORTO, R.L.,2017, "A Experiência do Câncer Infantil:Enfrentando a Facticidade". Revista Amazônica. ISSN 1983-3415. Jul-Dez, 2017, Pág. 100-119.
- REIS JUNIOR, J.P.,2011. "Avaliações das aproximações utilizadas no planejamento do tratamento de braquiterapia de próstata" Tese de doutorado. UFRJ/COPPE,2011.
- REBELLO, W. F.; ROQUE, H.S.; SANDRINI, E. S.; SILVA, M. G.; A. X. Silva; THALHOFER, J. L. 2012. **"Comparison, Using Monte Carlo, Of The Influence Of Dose Due To Neutrons At The Patient Considering The Use Of Lead Or Steel Shielding On The Inner Walls Of Radiotherapy Rooms."** In: 12th International Symposium on Radiation Physics, 2012, Rio de Janeiro. Anais do 12th International Symposium on Radiation Physics, 2012.
- REBELLO, W.F., SILVA, A.X., FACURE, A., 2008a, **"Multileaf shielding design against neutrons produced by medical linear accelerators"**. In: Radiation Protection Dosimetry. v. 128, pp. 227–233.
- REBELLO, W.F., 2008b.Blindagem para proteção de pacientes contra nêutrons gerados nos aceleradores lineares utilizados em radioterapia. Tese (Doutorado). Universidade Federal do Rio de Janeiro - COPPE –UFRJ, 2008.
- SANTOS, R.F.G.; 2013." Desenvolvimento de um Sistema Transportável de Irradiação de Nêutrons, utilizando o Método de Monte Carlo". Dissertação, Instituto Militar de Engenharia.2013.
- SCITECH Disponível em: <https://ingeniumcanada.org/scitech/collection-research/artifact-atomic-energy-of-canada-ltd-cobalt-60-therapy-machine.php>. Acessado em 13 de novembro de 2018
- SOUZA, R.S.; ANJOS, M.J; 2004." Comparison between the IAEA/TRS-277 and IAEA/TRS-398 protocols for dosimetry in electron beams with cylindrical

ionization chambers.” Proceedings of the 9 Brazilian congress on medical physics; 3 Iberian Latin American and Caribbean congress on medical physics, (p. v). Brazil.

STANFORD NEWS 2007. Disponível em: <
<https://news.stanford.edu/news/2007/april18/med-accelerator-041807.html> >
Acessado em 13 de novembro de 2018

STEWART,B.W;WILD,C.P.”World Cancer Report 2014” International Agency for Research of Cancer. World Health Organization,Lyon 2014.

STOVALL, M., BLACKWELL, C.R., CUNDIFF, J., et al., 1995, **"Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36"**. In: *Medical Physics*. v. 22, pp. 63–82

TAUHATA, L. et al., 2014. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 10ª. Ed. Rio de Janeiro/Brasil: Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

TELLES, L. F.K., BRAZ, D., LOPES, R. T., DA SILVA, A. X., OSTI, N., 2005. **“Simulação por Monte Carlo dos feixes de 6 e 15 MV do CLINAC 2100 utilizando o código MCNP 4B”**, Santos, SP, Brazil, 2005 international Nuclear Atlantic Conference – INAC 2005.

THALHOFER, J.L., REBELLO, W.F., CORREA, S.A., et al., 2013, **"Calculation of Dose in Healthy Organs, during Radiotherapy 4-Field Box 3D Conformal for Prostate Cancer, Simulation of the Linac 2300, Radiotherapy Room and MAX Phantom"**. In: *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*. v. 2, pp. 61–68

THALHOFER, J.L.;2016; “Modelagem computacional para avaliação de doses de radiação em órgãos sadios de pacientes submetidos ao tratamento do câncer de pulmão.” Tese de doutorado. UFRJ/COPPE,2016.

TUBIANA, M. **“Can We Reduce The Incidence of Second Primary Malignancies Occurring After Radiotherapy? A Critical Review.”** Radiotherapy and Oncology. 91, pg 4-5, France. 2009.

- VAN DYK, J., BARNETT, R.B., CYGLER, J.E., et al., 1993, "**Commissioning and quality assurance of treatment planning computers.**". In: *International journal of radiation oncology, biology, physics*. v. 26, pp. 261–73.
- VENSELAAR, J., WELLEWEERD, H., MIJNHEER, B., 2001, "**Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems**". In: *Radiotherapy and Oncology*. v. 60, pp. 191–201.
- VARIAN, <https://www.oncologysystems.com/radiation-therapy/linear-accelerators/varian-high-energy-linear-accelerator-comparison-chart.php>. Acesso 07 de dezembro de 2018
- VASSILIEV, O.N., PÖNISCH, F., TITT, U., KRY, S.F., et al.; 2006. "**Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator.**" *Physical in Medicine and Biology*. V. 51,pg 1907-1918. 2006.
- VERHAEGEN, F., SEUNTJENS, J., 2003a, "**Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams.**". In: *Physics in Medicine and Biology*. v. 48, pp. R107–R164.
- VERHAEGEN, F., SEUNTJENS, J., 2003b, "**Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams**". In: *Physics in Medicine and Biology*. v. 48, pp. R107–R164
- WEBB, S., 2003. "The physical basis of IMRT and inverse planning". . Outubro 2003. S.l.: s.n. Acessado em: 14 Junho 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14512327>>.
- WHITE ROCK SCIENCE, 2008. "Moritz". . 2008. White Rock Science.
- X-5 MONTE CARLO TEAM, 2005, MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Los Alamos National Laboratory, New Mexico, USA.

- X5_MONTE_CARLO_TEAM, 2003a, MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 - Vol III - Developer's Guide. LA-CP-03-0284, Los Alamos National Laboratory, New Mexico, USA.
- X5_MONTE_CARLO_TEAM, 2003b, MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Vol I - Overview. LA-UR-03-1987, Radiation Safety Information Computational Center - RSICC.
- X5_MONTE_CARLO_TEAM, 2003c, MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 - Vol II - User's Manual. LA-CP-03-0245, Los Alamos National Laboratory, New Mexico, USA.
- XU, X.G., BEDNARZ, B., PAGANETTI, H., 2008. "A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction.". 2008. Acessado em: 3 Maio 2017. Disponível em: <<http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9805-64618-898.pdf>>
- ZACARIA, A.G.;2015; Three-Dimensional Conformal Dimensional Conformal Radiotherapy (3DCRT) Treatment planning for external beam. Department of Medical Radiation physics. Germany, 2015.