



ESTUDO DOSIMÉTRICO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA COM
SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL

Artur Ferreira de Menezes

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.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Maio de 2013

ESTUDO DOSIMÉTRICO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA COM
SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL

Artur Ferreira de Menezes

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

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof^a. Verginia Reis Crispim, D.Sc.

Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa, D.Sc.

Dr^a. Samanda Cristine Arruda Correa, D.Sc.

Dr. Eduardo de Paiva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MAIO DE 2013

Menezes, Artur Ferreira de

Estudo Dosimétrico de Braquiterapia de Próstata com Sementes de ^{125}I e ^{103}Pd usando Modelagem Computacional / Artur Ferreira de Menezes. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

IX, 115 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 107 - 111

1. Braquiterapia. 2. Histograma Dose-Volumes. 3. Monte Carlo. 4. Fantomas de Voxel. I. Silva, Ademir Xavierda. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Dedicatória

Dedico esta tese ao meu pai Sebastião Pereira de Menezes e a minha mãe Genesy Ferreira de Menezes que me criaram com todo amor, dedicação e carinho e me apoiaram incondicionalmente, em todas as decisões de minha vida.

Às minhas irmãs Lindamar, Ivanilde e Orlandina e a meu irmão Ilton que mesmo distantes, acreditaram em mim e me estenderam as mãos nos momentos mais difíceis.

Aos meus sobrinhos Iuri, Ígor, Mike e Wellington, e minhas sobrinhas Gleides e Isabela que vieram ao mundo trazendo muito amor alegria e paz.

À minha digníssima esposa Valéria Pedro de Souza Menezes pelo amor, carinho e dedicação e por estar sempre presente em todos os momentos de minha vida, me apoiando e iluminando meus caminhos.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter me dado forças para superar todas as barreiras e imprevistos durante a execução deste trabalho;

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Ademir Xavier pela amizade, pelo apoio quando solicitado e pela confiança a mim atribuída durante a execução deste trabalho;

Agradeço ao Prof. Dr. Luiz Antonio R. da Rosa pela amizade e colaboração para a execução deste projeto;

Meus sinceros agradecimentos aos colegas Juraci Passos, Leonardo Boia, Thaiana Oliveira, Débora, Maximiano e demais colegas, pela amizade e por ter tornado o laboratório um ambiente agradável ao longo de todo este período;

Meus agradecimentos a Samanda e a Física Cecília Kallil Haddad colaboração a mim prestada;

Agradeço aos meus amigos Samuel César Dantas, Marcelo Antoniassi, Francisco Araújo, Nilséia Barbosa e Bárbara que sempre torceram pelo meu sucesso durante a execução deste trabalho.

Agradeço ao Dr. Evaldo Simões por ter disponibilizado o Cluster Orion do Laboratório de Nêutrons do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN) para a realização de minhas simulações.

Agradeço a Faperj por ter financiado este projeto de pesquisa.

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

ESTUDO DOSIMÉTRICO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA COM
SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL

Artur Ferreira de Menezes

Maio/2013

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho apresenta um estudo dosimétrico de implantes permanentes com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd em tratamentos de braquiterapia de próstata, usando o código de transporte de radiação MCNP e simuladores antropomórficos em voxels. Foram investigadas as influências dosimétricas de meios heterogêneos, os efeitos de atenuação de múltiplas sementes e as influências de possíveis rotações das sementes que podem ocorrer durante o implante na próstata do paciente tratado com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Com o uso do phantom antropomórfico da ICRP foi possível simular um planejamento de tratamento constituído por 56 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd visando calcular as doses absorvidas em diferentes órgãos e estimar o risco de indução ao câncer secundário e mortalidade, devido às exposições a baixas doses de radiação. As análises mostraram que os efeitos da desconsideração da atenuação da radiação entre as sementes durante o planejamento podem resultar em subdosagem da ordem de 6,5% e 4,5%, nos planos transversal e longitudinal, respectivamente. Os resultados encontrados para as diferenças relativas nos valores de doses devido a possíveis rotações das sementes não se mostraram significativos. A metodologia desenvolvida para quantificar as distribuições de doses através do volume da próstata e dos órgãos adjacentes se mostrou eficiente. Os estudos desenvolvidos para avaliar as influências das aproximações realizadas pelo sistema de planejamento mostraram que como consequência se ignorara real geometria das sementes e das heterogeneidades dos órgãos podem resultar em subdosagem da ordem de 25% nas regiões tratadas.

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

DOSIMETRIC STUDY OF IMPLANTS WITH ^{103}Pd and ^{125}I SEEDS FOR
PROSTATE BRACHYTHERAPY TREATMENTS USING MCNP

Artur Ferreira de Menezes

May/2013

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work presents a dosimetric study of permanent implants with ^{125}I and ^{103}Pd seeds for brachytherapy prostate treatments using radiation transport code MCNP and in voxels anthropomorphic simulator. The dosimetric influences of the heterogeneities media were investigated, the effect of multiseeds attenuations and the influence of possible rotations of the seeds were also studied. They may occur during seeds implantations in the prostate of a patient treated with brachytherapy using ^{125}I and ^{103}Pd seeds. Using the ICRP anthropomorphic phantom, it was possible the simulation of a treatment planning consisting of 56 ^{125}I and ^{103}Pd seeds in order to carry out the calculations of absorbed doses in different organs and estimate the risk of inducing cancer and mortality due to exposure to low doses. The evaluations showed that the interseed effects disregard of the seed radiation attenuations during the treatment planning can result in underdosing of order of 6,5% and 4,5% for the transversal and longitudinal planes, respectively. The results for the relative differences of dose values due to potential seeds rotation were not significant. The results for the relative differences of dose values due to potential seeds rotation were less than 1% and were considered negligible. The methodology developed to quantify the dose distribution generated throughout the entire volume of the prostate and to adjacent organs showed efficient. The studies conducted to evaluate the influence of the approaches taken by the treatment planning system showed that the combined effect of ignoring the real geometry seeds and heterogeneities represented by the organs can result in underdosing of order of 25% in the region to be treated.

Sumário

LISTA DE SIGLAS	XV
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Evolução histórica da Braquiterapia	2
1.2 Revisão da literatura	3
1.3 Motivação	7
1.4 Apresentação do problema	8
1.5 Objetivo	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
2.1 Grandezas e Unidades Dosimétricas	11
2.1.1 Grandezas Básicas e definições	11
2.1.2 Grandezas de Proteção Radiológica	13
2.2 Fatores de Ponderação	15
2.2.1 Fatores de Peso da Radiação (W_R)	16
2.2.2 Fatores de Peso da Radiação (W_T)	16
2.3 Modelos antropomórficos de exposição	18
2.3.1 Simuladores em voxel	18
2.3.2 Modelo masculino em Voxel da ICRP 110	18
2.4 Gerações de cenários voxelizados usando o Software Scan2MCNP	20
2.5 Câncer de Próstata	21
2.6 Braquiterapia	23
2.6.1 Principais radionuclídeos usados em implantes permanentes	24
2.6.2 Protocolo TG-43	26
2.6.3 Aspectos clínicos e físicos considerados durante o planejamento	29
em implantes de braquiterapia.	29
2.6.4 Considerações para o cálculo da dose em Braquiterapia usando o código MCNP	31
2.7 Histograma Dose Volume (DVH)	33
2.7.1 Histograma Dose-Volume Cumulativo ou Integral	34
2.8 Riscos devido à exposição a baixos níveis de radiação ionizantes	34
2.8.1 Cálculo do Risco Atribuível ao Tempo de Vida (LAR)	35
2.8.2 Estimativas dos Riscos Relativos Excessivos (ERR) e Absolutos	36
Excessivos (EAR)	36
2.8.3 Resultados combinados dos modelos ERR e EAR	38
2.9 O código Monte Carlo MCNP	38

2.9.1 Especificação do <i>Tally</i> no MCNP.....	39
2.9.1 Estatística no MCNP.....	41
3 MOTIVAÇÃO	43
3.1 Modelagem das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd usando o código MCNPX.....	43
3.1.1 Sementes de ^{125}I	43
3.2 Validação das modelagens das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	49
3.2.1 Determinação da constante de taxa de dose.....	49
3.2.2 Função de Anisotropia e Função Radical de Dose.....	50
3.3 Conversão de imagens tomográficas para arquivos de entrada do MCNP.....	51
3.4 Sistema automatizado de replicação de sementes	53
3.5 Avaliação do efeito intersementes considerando múltiplas sementes	55
3.6 Avaliação dos efeitos de rotação das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	57
3.6.1 Efeitos da rotação individual das sementes.....	58
3.6.2 Efeitos das rotações de múltiplas sementes	59
3.7 Histogramas Dose Volumes (DVHs)	61
3.8 Cálculos da dose absorvida e avaliação das influências das aproximações por fontes puntiformes e dos efeitos das heterogeneidades de tecidos e órgãos.	65
3.8.1 Dose absorvida	65
3.8.2 Influências dosimétricas das aproximações por fontes puntiformes e das heterogeneidades dos órgãos	66
3.9 Estimativas dos riscos de indução de câncer e mortalidade em tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	66
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	68
4.1 Modelagem das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	68
4.1.1 Semente de ^{125}I	68
4.1.2 Semente de ^{103}Pd	69
4.2 Validação das modelagens das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	69
4.2.1 Constante de Taxa de dose.....	70
4.2.2 Funções de Anisotropia	71
4.2.3 Função Radial de Dose	73
4.2.4 Considerações gerais sobre os resultados obtidos para a validação das modelagens.....	74
4.3 Efeitos intersementes.....	74
4.4 Efeitos de rotações das sementes.....	77
4.4.1 Rotações individuais das sementes	77
4.4.2 Rotações de múltiplas sementes durante o implante.....	80
4.5 Histogramas Dose Volumes (DVHs)	83
4.5.1 Considerações gerais sobre os DVHs obtidos usando o código MCNP	92
4.6 Doses absorvidas em órgãos adjacentes a próstata.....	93

4.7	Influências das aproximações por fontes puntiformes e dos efeitos das heterogeneidades do meio. ...	94
4.8	Estimativas de riscos de indução de cânceres secundários e mortalidade devido ao tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd	100
6	REFERÊNCIAS	107
	APÊNDICE A.....	112

Lista de Figuras

FIGURA 2. 1: ESFERA ILUSTRATIVA DA INCIDÊNCIA DE FEIXES PARALELOS DE PARTÍCULAS DN SOBRE A SEÇÃO TRANSVERSAL DE ÁREA DA.	12
FIGURA 2. 2: VISUALIZAÇÃO DE DIFERENTES ESTRUTURAS PRESENTES NO FANTOMA MASCULINO REX DA ICRP DE NÚMERO 110[31].	19
FIGURA 2.3: ILUSTRAÇÃO DO PROCESSO DE SEGMENTAÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS EM ARQUIVO PARA SER SIMULADO. PODE-SE VISUALIZAR O PROCESSO DE SEGMENTAÇÃO UTILIZANDO OS IDENTIFICADORES DAS DIFERENTES ESTRUTURAS.	20
FIGURA 2.4: ILUSTRAÇÃO DO PROCESSO DE SEGMENTAÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS EM ARQUIVO PARA SER SIMULADO. PODE-SE VISUALIZAR A CONVERSÃO DA IMAGEM SEGMENTADA EM UM ARQUIVO DE ENTRADA RECONHECIDO PELO MCNP.	21
FIGURA 2. 5: ILUSTRAÇÃO DA ANATOMIA DA PRÓSTATA E DOS ÓRGÃOS ADJACENTES.	22
FIGURA 2.6: ESQUEMA DE DECAIMENTO DO ^{125}I POR CAPTURA ELETRÔNICA PARA AO PRIMEIRO ESTADO EXCITADO DO ^{125}TE [4].	24
FIGURA 2.7: ESQUEMA ILUSTRATIVO DO SISTEMA DE DECAIMENTO DO ^{103}PD POR CAPTURA ELETRÔNICA PARA DIFERENTES ESTADOS EXCITADOS DO ^{103}RH [4].	26
FIGURA 2. 8: SISTEMA DE COORDENADAS ADOPTADO PELO PROTOCOLO TG-43 PARA O CÁLCULO DE DOSE.	27
FIGURA 2.9: ILUSTRAÇÃO DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO PROWERS MOSTRANDO A GRADE COM A INSERÇÃO DAS SEMENTES À ESQUERDA E OS DIFERENTES PLANOS OBTIDOS PELA IMAGEM DE ULTRA-SOM À DIREITA.	29
FIGURA 2.10: (A) VISUALIZAÇÃO DO SISTEMA MATRICIAL RESPONSÁVEL PELA PADRONIZAÇÃO DO SISTEMA DE COORDENADAS. (B) SÃO MOSTRADAS AS SEMENTES SENDO POSICIONADAS COM O USO DE AGULHAS E IMAGENS DE ULTRA-SOM.	30
FIGURA 2.11: IMAGEM DE FLUOROSCOPIA PARA VERIFICAÇÃO DA QUALIDADE DO IMPLANTE[25].	31
FIGURA 2.12: ILUSTRAÇÃO DA METODOLOGIA UTILIZADA PARA O CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA UTILIZANDO O COMANDO *F8 NO CÓDIGO MCNPX[10].	40
FIGURA 3.1: ILUSTRAÇÃO GEOMÉTRICA E DOS MATERIAIS DA SEMENTE DE ^{125}I AMERSHAM MODELO 6711[17].	44
FIGURA 3.2: ARQUIVO DE ENTRADA DO MCNP DA MODELAGEM DA SEMENTE DE ^{125}I . PODE-SE VISUALIZAR OBLOCO DE CÉLULAS, SUPERFÍCIES (À ESQUERDA) E DE DADOS (À DIREITA).	45
FIGURA 3.3: ILUSTRAÇÃO GEOMÉTRICA E DOS MATERIAIS CONSTITUINTES DA SEMENTE DE ^{103}PD MODELO MED3633-PROSPERA[21].	46
FIGURA 3.4: ARQUIVO DE ENTRADA DO MCNP DA MODELAGEM DA SEMENTE DE ^{103}PD MOSTRANDO O BLOCO DE CÉLULAS, DE SUPERFÍCIES (À ESQUERDA) E DE DADOS (À DIREITA).	48
FIGURA 3.5: GEOMETRIA UTILIZADA PARA O CÁLCULO DA CONSTANTE DE TAXA DE DOSE. PODE-SE OBSERVAR OS DETECTORES CONSTITUÍDOS POR VOXELS POSICIONADOS A 1 CM DA FONTE EM (A) E A 10 CM EM (B).	50
FIGURA 3.6: DISTRIBUIÇÕES GEOMÉTRICAS DAS ESFERAS DETECTORAS DISTRIBUÍDAS EM TORNO DAS SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}PD PARA A DETERMINAÇÃO DAS FUNÇÕES DE ANISOTROPIA E RADIAL DE DOSE.	51
FIGURA 3.7: VISUALIZAÇÃO DA ESTRUTURA EM VOXEL OBTIDA DA IMAGEM TOMOGRÁFICA APÓS SEGMENTAÇÃO E POSTERIOR CONVERSÃO USANDO O SOFTWARE SCAN2MCNP.	53
FIGURA 3.8: SISTEMA DE POSICIONAMENTO DAS SEMENTES: TEMPLATE REAL (ESQUERDA) E TEMPLATE VIRTUAL (DIREITA).	54
FIGURA 3.9: VISUALIZAÇÃO DO PROCESSO DE INSERÇÃO DE SEMENTES UTILIZANDO O TEMPLATE VIRTUAL.	55
FIGURA 3.10: ILUSTRAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DAS 114 SEMENTES IMPLANTADAS NO VOLUME DA PRÓSTATA.	56

FIGURA 3.11: VISUALIZAÇÃO DO GRADIENTE DE DOSE NOS PLANOS: (A) LONGITUDINAL E (B) TRANSVERSAL DA PRÓSTATA DO PACIENTE SUBMETIDO AO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA COM SEMENTES DE ^{125}I	57
FIGURA 3.12: VISUALIZAÇÃO DAS SEMENTES DE ^{125}I (A ESQUERDA) E ^{103}Pd (A DIREITA) COM OS DETECTORES DESCREVENDO UM CÍRCULO NO PLANO LONGITUDINAL À FONTE DE RADIAÇÃO.	58
FIGURA 3.13: ILUSTRAÇÃO DOS DETECTORES POSICIONADOS AO LONGO DO PLANO TRANSVERSAL À FONTE DE RADIAÇÃO.	59
FIGURA 3.14: VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DAS SEMENTES ROTACIONADAS ALEATORIAMENTE E USADAS NESTE ESTUDO.	60
FIGURA 3.15: VISUALIZAÇÃO (USANDO MESH TALLY) DAS SEMENTES DE ^{125}I (A) E ^{103}Pd (B) INSERIDAS NO FANTOMA DA ICRP NA PROFUNDIDADE DE 91,5 CM (PLANO DA BASE).....	62
FIGURA 3.16: DELIMITAÇÃO DA REGIÃO DA PRÓSTATA NO PLANO XY.	63
FIGURA 3.17: DELIMITAÇÃO DA REGIÃO DA PRÓSTATA NOS PLANOS YZ.....	63
FIGURA 3.18: DELIMITAÇÃO DA REGIÃO DA PRÓSTATA NOS PLANOS XZ.	64
FIGURA 3.19: LINHAS DE COMANDO DO INPUT DO MCNP MOSTRANDO A APLICAÇÃO DO TALLY *F8 NA REGIÃO COMPREENDIDA PELOS PLANOS DELIMITADORES DA PRÓSTATA DO SIMULADOR MASCULINO DA ICRP[31].	64
FIGURA 3.20: ILUSTRAÇÃO DA APLICAÇÃO DA TALLY *F8 (MEV) EM DIFERENTES ÓRGÃOS PARA A DETERMINAÇÃO DAS DOSES ABSORVIDAS.	66
FIGURA 4.1: ILUSTRAÇÃO DA SEMENTE DE ^{125}I MODELO AMERSHAM 6711 MODELADA NO MCNP: (A) VISÃO BIDIMENSIONAL MOSTRANDO AS DIFERENTES REGIÕES DA SEMENTE DE IODO; (B) ILUSTRAÇÃO DA EMISSÃO DOS FÓTONS PELA SEMENTE DE ^{125}I	68
FIGURA 4.2: ILUSTRAÇÃO DA SEMENTE DE ^{103}Pd MODELO MED3633, UTILIZANDO O VISUALIZAR GRÁFICO MORITZ, MODELADA NO MCNP : (A) VISÃO BIDIMENSIONAL MOSTRANDO AS DIFERENTES REGIÕES DA SEMENTE DE PALÁDIO; (B) ILUSTRAÇÃO DA EMISSÃO DOS FÓTONS PELAS FONTES ESFÉRICAS.	69
FIGURA 4.3: FUNÇÕES DE ANISOTROPIA ($F(R, \theta)$) PARA AS SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd : (A) DISTÂNCIA DE 0,5 CM E (B) DISTÂNCIA DE 1 CM.....	71
FIGURA 4.4: FUNÇÕES DE ANISOTROPIA ($F(R, \theta)$) PARA AS SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd : (A) DISTÂNCIA DE 2 CM E (B) DISTÂNCIA DE 3 CM (C) DISTÂNCIA DE 4 CM.	72
FIGURA 4.5: FUNÇÕES RADIAIS ($G(R)$) DE DOSES OBTIDAS PARA AS FONTES DE ^{103}Pd E ^{125}I	73
FIGURA 4.6: VISUALIZAÇÃO GRÁFICA DOS EFEITOS INTERSEMENTES OBTIDOS PARA AS SEMENTES DE ^{125}I NOS PLANOS: (A) TRANSVERSAL; (B) LONGITUDINAL.....	75
FIGURA 4.7: VISUALIZAÇÃO GRÁFICA DOS EFEITOS INTERSEMENTES OBTIDOS PARA AS SEMENTES DE ^{103}Pd NOS PLANOS: (A) TRANSVERSAL; (B) LONGITUDINAL.	76
FIGURA 4.8: DIFERENÇAS RELATIVAS DAS DOSES ABSORVIDAS (D_R) DEVIDO ÀS POSSÍVEIS ROTAÇÕES DE UMA SEMENTE DE ^{125}I NOS PLANOS: (A) TRANSVERSAL; (B) LONGITUDINAL.	78
FIGURA 4.9: DIFERENÇAS RELATIVAS (D_R) DAS DOSES ABSORVIDAS À 1 CM DEVIDO À POSSÍVEIS ROTAÇÕES DE UMA SEMENTE DE ^{103}Pd NOS PLANOS: (A) TRANSVERSAL; (B) LONGITUDINAL.....	79
FIGURA 4.10: VALORES DAS DIFERENÇAS RELATIVAS MÉDIAS (D_R) DAS DOSES NOS DETECTORES SIMULADOS DEVIDO AS ROTAÇÕES DE 11 SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd NOS PLANOS LONGITUDINAL E TRANSVERSAL.	81
FIGURA 4.11: VALORES DAS DIFERENÇAS RELATIVAS MÉDIAS (D_R) DAS DOSES NOS DETECTORES SIMULADOS DEVIDO AS ROTAÇÕES DE 23 SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd NOS PLANOS LONGITUDINAL E TRANSVERSAL.	82
FIGURA 4.12: VALORES DAS DIFERENÇAS RELATIVAS MÉDIAS D_R DAS DOSES NOS DETECTORES SIMULADOS DEVIDO AS ROTAÇÕES DE 34 SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd NOS PLANOS LONGITUDINAL E TRANSVERSAL.	82
FIGURA 4.13: HISTOGRAMA DOSE-VOLUME PARA A PRÓSTATA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I E ^{103}Pd IMPLANTADAS NO SIMULADOR REX.	86
FIGURA 4.14: HISTOGRAMA DOSE-VOLUME PARA A BEXIGA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I OU ^{103}Pd IMPLANTADAS NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.....	89
FIGURA 4.15: HISTOGRAMA DOSE-VOLUME PARA O RETO CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I OU ^{103}Pd IMPLANTADAS NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.....	92
FIGURA 4.16: GRADIENTES DE DOSE OBTIDOS PARA AS FONTES DE ^{125}I : (A) APROXIMAÇÕES POR FONTES PUNTIFORMES E MEIO ÁGUA; (B) SEMENTES DE ^{125}I E MEIO TECIDO.....	94

FIGURA 4.17: CURVAS DE ISODOSES OBTIDAS PARA IMPLANTES SIMULADOS COM 56 SEMENTES DE ^{125}I CONSIDERANDO FONTES REAIS DE ^{125}I EM UM MEIO HETEROGÊNIO.	95
FIGURA 4.18: CURVAS DE ISODOSES OBTIDAS PARA IMPLANTES SIMULADOS COM 56 SEMENTES DE ^{125}I CONSIDERANDO FONTES PUNTIFORMES DE ^{125}I EM ÁGUA.	96
FIGURA 4.19: PERFIL HORIZONTAL DE DOSE OBTIDO (A PARTIR DA FIGURA 4.17) CONSIDERANDO FONTES PUNTIFORMES E SEMENTES DE ^{125}I	97
FIGURA 4.20: PERFIL VERTICAL DE DOSE OBTIDO (A PARTIR DA FIGURA 4.18) CONSIDERANDO FONTES PUNTIFORMES E SEMENTES DE ^{125}I	98
FIGURA 4.21: VISUALIZAÇÃO DOS VALORES ENCONTRADOS PARA O EIXO VERTICAL ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO ENTRE AS CURVAS DE ISODOSES GERADAS CONSIDERANDO AS APROXIMAÇÕES POR FONTES PUNTIFORMES E FONTES REAIS DE ^{125}I	99
FIGURA 4.22: ESTIMATIVA DE RISCO DE INDUÇÃO DE CÂNCERES DE ESTÔMAGO E FÍGADO DEVIDO AO TRATAMENTO BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA USANDO SEMENTES DE ^{125}I	100
FIGURA 4.23: ESTIMATIVA DE RISCO DE INDUÇÃO DE CÂNCERES DE ESTÔMAGO E FÍGADO DEVIDO AO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA USANDO SEMENTES DE ^{103}Pd	101
FIGURA 4.24: ESTIMATIVA DE RISCO DE MORTALIDADE PARA OS CÂNCERES DE ESTÔMAGO E FÍGADO DEVIDO AO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA COM ^{125}I	102
FIGURA 4.25: ESTIMATIVA DE RISCO DE MORTALIDADE PARA OS CÂNCERES DE ESTÔMAGO E FÍGADO DEVIDO A BRAQUITERAPIA USANDO SEMENTES DE ^{103}Pd	102
FIGURA A.1: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=88 CM – FANTOMA ICRP 110 (ÁPICE).	113
FIGURA A.2: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=88,5 CM – FANTOMA ICRP 110.	113
FIGURA A.3: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=89 CM – FANTOMA ICRP 110.	114
FIGURA A.4: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=89,5 CM – FANTOMA ICRP 110.	114
FIGURA A.5: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=90 CM – FANTOMA ICRP 110.	114
FIGURA A.6: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=90,5 CM – FANTOMA ICRP 110.	115
FIGURA A.7: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=91 CM – FANTOMA ICRP 110.	115
FIGURA A.8: MESH TALLY – PROFUNDIDADE Z=91,5 CM – FANTOMA ICRP 110 (PLANO DA BASE).	115

Lista de Tabelas

TABELA 2. 1: VALORES DOS FATORES DE PESO(W_R) DA RADIAÇÃO.	16
TABELA 2. 2: FATORES DE PESO PARA ÓRGÃOS E TECIDOS ESPECÍFICOS PARA O CÁLCULO DE DOSE EFETIVA[28].	17
TABELA 2.3: PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DO MODELO ANTROPOMÓRFICO EM VOXEL MASCULINO[31].	19
TABELA 2.4: VALORES DOS PARÂMETROS USADOS NOS MODELOS DE RISCO ERR NO BEIR VII[45].	37
TABELA 2.5: VALORES DOS PARÂMETROS USADOS NOS MODELOS DE RISCO EAR NO BEIR VII[45].	38
TABELA 2.6: GRANDEZAS QUE PODEM SER CALCULADAS PELO MCNP[49].	40
TABELA 2.7: LIMITES DE TOLERÂNCIA PAR AO MCNP[49].	42
TABELA 3. 1: ESPECTRO DE ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS PELA SEMENTE DE ^{125}I [39].	44
TABELA 3.2: ESPECTRO DE ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS PELA SEMENTE DE ^{103}PD [39].	48
TABELA 4. 1: CONSTANTE DE TAXA DE DOSE PARA O ^{125}I	70
TABELA 4. 2: CONSTANTE DE TAXA DE DOSE PARA O ^{103}PD	70
TABELA 4.3: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA A REGIÃO DA PRÓSTATA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I IMPLANTADA NO PRÓPRIO ÓRGÃO.	84
TABELA 4.4: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA A REGIÃO DA PRÓSTATA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{103}PD IMPLANTADA NO PRÓPRIO ÓRGÃO.	85
TABELA 4.5: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA BEXIGA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I IMPLANTADA NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.	87
TABELA 4.6: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA BEXIGA CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{103}PD IMPLANTADA NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.	88
TABELA 4.7: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA O RETO CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{125}I IMPLANTADAS NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.	89
TABELA 4.8: DISTRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIA DOSE-VOLUME PARA O RETO CONSIDERANDO 56 SEMENTES DE ^{103}PD IMPLANTADAS NA PRÓSTATA DO SIMULADOR REX.	91
TABELA 4.9: DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DO SIMULADOR REX DEVIDO AS SEMENTES DE ^{103}PD (D_{PD}) E ^{125}I (D) IMPLANTADAS NA PRÓSTATA.	93
TABELA A. 1: FUNÇÃO DE ANISOTROPIA ^{125}I	112
TABELA A.2: FUNÇÃO DE ANISOTROPIA ^{103}PD	112
TABELA A. 3: FUNÇÃO RADIAL DE DOSE.	112
TABELA A.4: RISCO DE INDUÇÃO DE CÂNCER SECUNDÁRIO (R) E MORTALIDADE (M) – ^{125}I	113
TABELA A.5: RISCO DE INDUÇÃO DE CÂNCER SECUNDÁRIO (R) E MORTALIDADE (M) – ^{103}PD	113

Lista de Siglas

INCA – Instituto Nacional de Câncer

LDR – Baixa Taxa de Dose

AAPM – Associação Americana de Físicos em Medicina

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

DVHs –Histograma Dose Volume

SI – Sistema Internacional de Unidades

PTV – Volume alvo planejado

UNSCEAR – Comissão Científica das Nações Unidas

BEIR VII – Efeitos Biológicos das radiações Ionizantes

LNT – Linear sem limites

LAR – Risco atribuído a Vida média.

ERR – Risco Relativo Excessivo

EAR – Risco Absoluto Excessivo

IE – Efeito Intersementes

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

TG 43 – Grupo Tarefa 43

LET – Transferência Linear de energia

1 Introdução

Segundo as estimativas apresentadas pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA) para o ano de 2013[1], no Brasil ocorrerá à incidência de aproximadamente 518.510 casos novos de câncer, incluindo os casos de pele não melanoma, reforçando a magnitude do problema do câncer no país. Os tipos mais incidentes serão os cânceres de pele não melanoma, próstata, pulmão, cólon, reto e estômago para o sexo masculino; e os cânceres de pele não melanoma, mama, colo do útero, cólon, reto e glândula tireoide para o sexo feminino. Dos novos casos espera-se um total de 257.870 para o sexo masculino e 260.640 para o sexo feminino. Confirma-se a estimativa que o câncer da pele do tipo não melanoma (134 mil casos novos) será o mais incidente na população brasileira, seguido pelos tumores de próstata (60 mil), mama feminina (53 mil), cólon e reto (30 mil), pulmão (27 mil), estômago (20 mil) e colo do útero (18 mil)[1].

As opções para tratamento de cânceres incluem: cirurgia, quimioterapia e radioterapia. A radioterapia, que é definida como o uso terapêutico das radiações ionizantes, ocupa um lugar de destaque na oncologia moderna, uma vez que cerca de 60% de todos os pacientes portadores de câncer irão utilizá-la em uma das suas diferentes modalidades durante o tratamento da doença[2]. Esta técnica é uma modalidade de tratamento que consiste na aplicação de uma elevada dose de radiação no tecido tumoral a ser tratado, procurando irradiar o mínimo possível os tecidos adjacentes.

A radioterapia divide-se em duas modalidades de tratamento: a Teleterapia e a Braquiterapia[3][4]. Na Teleterapia, a fonte de radiação ionizante é posicionada afastada do paciente (tipicamente 1 metro), e a radiação emitida pela fonte é colimada na direção do tumor. Na Braquiterapia de baixa taxa de dose, que será a modalidade a ser estudada neste trabalho, as fontes de radiação ionizantes são inseridas no interior do paciente e posicionadas em contato direto com o tumor, proporcionando um elevado gradiente de dose sobre a região a ser tratada e poupando ao máximo os órgãos radiosensíveis adjacentes[5]. O tratamento de braquiterapia de próstata de baixa taxa de dose (LDR), utilizando sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , requer uma equipe multidisciplinar onde cada um de seus membros contribui, dentro da sua especialidade, da melhor maneira possível para atingir os resultados esperados no final do tratamento[6].

As principais vantagens da braquiterapia são:

- a) A baixa energia dos fótons emitidos pelo radionuclídeo permite a obtenção de uma elevada absorção no volume do tecido a ser tratado;
- b) Há um elevado gradiente decrescente de dose para regiões fora do volume alvo, resguardando, assim, os tecidos normais adjacentes, tais como a bexiga e o reto;
- c) A taxa de dose é considerada baixa, aproximadamente $1 \text{ cGy}/\text{min}$, comparada com valores de até $200 \text{ cGy}/\text{min}$ para a radioterapia externa, o que permite uma maior oportunidade de reparo aos tecidos normais em comparação com as células cancerígenas.
- d) As exposições ocupacionais e do público são extremamente reduzidas;
- e) As aplicações duram em torno de 1 hora e o paciente pode retornar ao seu lar em 24 horas, além de não apresentar sintomas que são comuns na teleterapia, tal como a queda de cabelos.
- f) Não requer blindagens adicionais devido à baixa energia dos fótons;

Devido ao aumento significativo do número de incidência de casos de câncer, em um contexto nacional e internacional, ao longo dos anos a braquiterapia têm-se tornado uma ferramenta importante para o seu tratamento[7]. Cerca de 20 % dos pacientes submetidos ao procedimento de radioterapia são tratados com braquiterapia.

Para a obtenção de uma melhor resposta para o tratamento, diversas pesquisas usando simulações computacionais com diferentes códigos como, por exemplo, os códigos EGS[8], Geant4[9] e MCNPX[10], têm sido desenvolvidas.

Neste contexto, fica evidente a necessidade de desenvolver pesquisas nacionais que contribuam para o aprimoramento das técnicas radioterápicas de um modo geral e em especial a de braquiterapia, garantindo deste modo, que sejam alcançados os resultados esperados para o tratamento do paciente.

1.1 Evolução histórica da Braquiterapia

O início da braquiterapia ocorreu logo após da descoberta dos raios X por Rontgen, em 1895 e estava diretamente relacionada com a descoberta da radioatividade, ocorrida em 1896, por Henri Becquerel, o que levou à descoberta do Rádio pelo casal Marie e Pierre Curie, em 1898[5]. Experimentos foram planejados juntos com Becquerel, após o relato do químico alemão Friedrich Giesel sobre queimadura em seu braço, após duas

horas de exposição.

O primeiro procedimento de braquiterapia utilizando o Rádio-226 para tratamento de câncer foi realizado em 1903, em St. Petersburg, onde dois pacientes foram tratados para carcinoma de célula basal[3],[4]. Somente após o desenvolvimento da bomba atômica, no Projeto Manhattan, no final da década de 1940, foram introduzidos na medicina outros elementos emissores de radiações ionizantes diferentes do rádio, como por exemplo, o cobalto-60 e o céσιο-137. Com a posterior padronização de fontes de braquiterapia, tornou-se possível a utilização de fontes em forma de miniaturas com máquinas "afterloading" com uma alta taxa de dose (HDR). Devido às limitações da atividade específica, o rádio e o céσιο-137 só podem ser utilizados a uma baixa taxa de dose (LDR)[6]. Já o cobalto-60, inicialmente usado para o sistema "HDR afterloading", era uma opção bastante cara devido à necessidade de fontes regulares e de infra-estrutura de proteção radiológica, o que favoreceu o uso do Irídio-192 por ser uma alternativa mais barata. Em trabalhos posteriores, novos radionuclídeos foram utilizados, tais como amerício-241, Itérbio-169 e samário-145. Atualmente os radionuclídeos mais utilizados são o irídio-192, o iodo-125 e o paládio-103[7].

1.2 Revisão da literatura

Nos últimos anos, diversos pesquisadores têm desenvolvido trabalhos experimentais e de simulações computacionais relacionados à caracterização dosimétrica de fontes utilizadas em procedimentos de braquiterapia, tanto em alta taxa quanto em baixa taxa de dose. A seguir é apresentado um resumo com os principais resultados de alguns trabalhos encontrados na literatura.

Em 1990, MEIGOONI e colaboradores[11] desenvolveram um trabalho para mostrar os efeitos da desconsideração da presença de várias sementes, durante implantes de sementes de braquiterapia de baixa taxa de dose. Foram medidas doses para várias configurações envolvendo implantes de múltiplas sementes de ^{125}I , modelo 6702, e ^{125}I , modelo 6711. Os autores realizaram medidas de dose para uma configuração linear de três sementes de ^{125}I , modelo 6702, separadas de 1 cm nas distâncias de 3,05 e 5,09 cm, e dispostas em duas situações: na primeira, as três sementes foram dispostas com o eixo transversal coincidentes; na segunda, em coincidência sobre o eixo longitudinal. Ao se comparar as duas situações, na primeira, foi encontrada uma diferença de 8 % no valor de dose, considerando a emissão conjunta das três sementes, em relação ao valor

encontrado para o somatório das emissões individuais. Na segunda situação, foram encontrados valores iguais para as duas configurações. As sementes também foram posicionadas em uma fantoma de água sólida, dispostas em uma matriz de dimensões 3x3 com as sementes espaçadas de 1 cm. Tendo como base os valores de dose, obtidos utilizando fantomas de água sólida com TLDs de LiF, os autores concluíram que, como resultado dos efeitos intersementes, há uma redução na dose, da ordem de 6 % , na periferia do implante.

Em 1991, WILLIAMSON e colaboradores[12]desenvolveram um estudo comparativo entre a taxa de dose obtida de medidas experimentais e calculadas através do Método de Monte Carlo, para as fontes de ^{125}I e ^{192}Ir , utilizando um fantoma de água sólida. Eles concluíram que, ao reproduzir a geometria correta das regiões internas das fontes, os resultados, experimentais e simulados, apresentaram boa concordância, com uma incerteza de 3 % para uma distância de 1 cm da fonte. Neste estudo, foi concluído também que os valores de dose, utilizando a fonte de ^{125}I e o fantoma de água sólida, foram subestimados em 4,3 %, quando comparados com fantoma de água. Foi feito um estudo comparativo da taxa de dose nas proximidades de sementes de ^{125}I e ^{192}Ir , e foram encontrados os valores de 0,877, 0,932 e 1,122 $c\text{Gy}/hU$, respectivamente.

Em 1999, WALLACE e colaboradores[13] realizaram um estudo dosimétrico para caracterizar a nova fonte de ^{125}I , modelo MED3631-A/M, que é uma varianteda fonte MED3631-A/S. O novo modelo de fonte apresenta marcadores rádio-opacos, no entanto, no modelo original, os marcadores rádio-opacos são separados.Para o estudo foram utilizados dosímetros termoluminescentes colocados em um fantoma, para medir a dose sobre o eixo transversal e o perfil de dose angular no alcanceentre 0,5 e 7 cm. O cálculo da constante de taxa de dose foi determinado pelo método absoluto usando-se como referência o cobalto-60, e pela medida relativa, usando fontes de ^{125}I calibradas. Foi demonstrado neste trabalho que os valores encontrados, para os parâmetros da nova fonte, constante de taxa de dose, função de anisotropia e função de dose radial, eram comparáveis aos parâmetros referentes aos modelos MED3631-A/S e 6702. Wallacetambém fez a caracterização dosimétrica da nova fonte de ^{103}Pd , modelo MED3633, e concluiu que a nova fonteapresentava os parâmetros dosimétricos comparáveis aos da fonte de ^{103}Pd , modelo 200.

Em 2000, MEIGOONI e colaboradores[15] fizeram a caracterização dosimétrica experimental da fonte de ^{125}I , modelo Best^R, seguindo as recomendações da Associação

Americana de Físicos em Medicina (AAPM TG 43). Foi encontrado um valor de 1,01 cGy/hU para a constante de taxa de dose, medida em um fantoma de água sólida, utilizando o dosímetros termoluminescente de LiF. A função de dose radial, $g(r)$, foi determinada em distâncias variáveis entre 0,5 a 10 cm. A função de anisotropia, $F(r, \theta)$, do novo modelo de fonte foi medida, nas distâncias de 2, 5 e 7 cm do centro da fonte. Foi encontrado o valor de 0,982 para a constante de anisotropia, ϕ_{an} , da fonte modelo Best^R. Concluíram que a função de anisotropia, função de dose radial e constante de taxa de dose da nova fonte eram comparáveis aos valores obtidos para os modelos Nycomed/Amershan 6711 e 6702.

Em 2002, SOLBERG e colaboradores[16] utilizaram cálculos obtidos pelo Método de Monte Carlo e realizaram medidas, usando dosímetro termoluminescente (TLD), na caracterização dosimétrica de novas fontes de braquiterapia disponíveis comercialmente. As fontes por eles utilizadas eram constituídas por um núcleo sólido, revestido por uma película composta de ¹²⁵I adsorvido em sua superfície, posicionado no interior de um encapsulamento externo de titânio. Foram determinadas a constante de taxa de dose, a função de dose radial, a função de anisotropia e a função de geometria da fonte, em conformidade com as recomendações do protocolo de dosimetria TG-43. Adicionalmente, a função de geometria foi determinada, usando o Método de Monte Carlo, e os resultados foram comparados com os valores obtidos, a partir das aproximações com fontes pontuais e lineares. Foram encontrados os valores de 0,955 e 0,967 cGy/hU , respectivamente, para as fontes BT-125-1 e BT-125-2, e 0,659 cGy/hU , para a fonte BT-103-3, para as constantes de taxa de dose. Os autores relataram que os resultados obtidos experimentalmente com TLDs apresentaram concordância satisfatória aos respectivos valores decorrentes da simulação com o Método de Monte Carlo.

Em 2004, DUGGAN e colaboradores[17] modelaram computacionalmente as fontes de ¹²⁵I, modelos 6711 e ISC3500, e demonstraram que ao se melhorar a seção de choque nas novas versões do código MCNP, pode ser eliminada as discrepâncias entre a função de dose radial, derivada da simulação de Monte Carlo, e os valores obtidos experimentalmente com os dosímetros termoluminescentes. Neste mesmo ano, MOBIL et. al.[18] fizeram um estudo dos efeitos de perturbação na dose, resultante da atenuação nas superfícies das sementes de ¹²⁵I, em implantes de braquiterapia. Concluíram que as sementes posicionadas em 1 cm, 0,75 cm e 0,5 cm proporciona um efeito de

perturbação em torno de 10 %. RIVARD e colaboradores[19] também testaram a modelagem de uma nova fonte de ^{103}Pd e mostraram que os parâmetros dosimétricos da nova fonte estavam de acordo com o formalismo apresentado pela Associação Americana de Física na Medicina - AAPM TG N^o. 43.

Em 2005, CHIBANI e colaboradores[20] realizaram estudos, utilizando o Método de Monte Carlo, para quantificar os efeitos da anisotropia e da atenuação da semente em implantes na próstata de fontes de ^{125}I e ^{103}Pd . Dois implantes idealizados e dois implantes reais foram considerados. Um estudo comparativo foi realizado entre implantes modelados, através do Método de Monte Carlo, com aqueles obtidos a partir de modelos considerando aproximação por fonte pontual e linear. Os autores determinaram as doses sobre diferentes estruturas, como, por exemplo, na próstata, nas paredes do reto e na uretra. A contribuição dos fótons primários e espalhados foi calculada separadamente. Para o ^{103}Pd , foi encontrada uma diferença de 7,4 % entre o valor encontrado pela simulação de Monte Carlo e o modelo baseado na aproximação por fonte pontual, e 6,1% , na comparação entre a simulação e o modelo considerando fonte linear. Para o ^{125}I foi encontrado o valor de 4,4 % na comparação com o modelo aproximado por fonte pontual, e 4,6%, para a aproximação por fonte linear. As diferenças encontradas entre a simulação e os resultados obtidos, a partir de aproximação por fontes puntiformes, foram atribuídos aos parâmetros de anisotropia e aos efeitos de atenuação que são desconsiderados para os valores relativos aos de fonte puntiforme.

Em 2006, MOWLAVI e colaboradores[21] utilizaram o código MCNP, baseado no Método de Monte Carlo, para determinar a distribuição de dose da semente de ^{103}Pd modelo MED3633, em um fantoma de água de dimensões de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$, com a fonte posicionada na origem do sistema de coordenadas. Determinaram, tanto o percentual de dose profunda (PDD), ao longo dos eixos paralelos e perpendiculares à fonte de radiação, quanto as curvas de isodoses de 100 %, 75 %, 50 % e 25 % .Concluíram que os parâmetros dosimétricos obtidos para a fonte de ^{103}Pd , modelo MED3633, utilizando o código MCNP, apresentaram boa concordância com os resultados publicados pela literatura e com os valores experimentais.

Em 2009, FURSTOSS e colaboradores[22] fizeram estudos, utilizando o Método de Monte Carlo, para avaliar os efeitos da atenuação entre sementes e da composição dos tecidos em implantes permanentes de mama, utilizando sementes de ^{125}I , modelos 6711, e InterSource¹²⁵. Uma das conclusões deste trabalho, após comparação dos resultados

obtidos pela simulação com os dados experimentais, utilizando filme Gafchromic EBT e TLD, foi que o efeito intersementes obtido para o modelo 6711 é maior que o obtido para o modelo InterSource¹²⁵, devido a presença de marcadores de prata no modelo 6711, que causariam uma maior atenuação.

Neste mesmo ano, MEIGOONI e colaboradores[23]mostraram as diferenças dosimétricas relativas às fontes e suas aplicações clínicas. Neste trabalho, as avaliações quantitativas e qualitativas foram realizadas, a partir da comparação da distribuição de dose e do histograma dose volume em implantes de próstata, utilizando vários modelos de fontes¹²⁵I e ¹⁰³Pd. As comparações foram realizadas sob condições idênticas para o implante, ou seja, o mesmo número de sementes para as fontes de ¹²⁵I Amersham modelo 6711, e de ¹⁰³Pd Theragenics, modelo 200. Após estudo comparativo, concluíram que, considerando a aproximação da fonte puntiforme não ocorreram diferenças significativas.

Em 2011, REIS JUNIOR [24]utilizou o código MCNP num estudo de entrega de dose por sementes de ¹²⁵I em implantes de próstata. Seus estudos foram fundamentados, a partir da utilização de fantasmas esféricos de água e do fantoma em voxel Max 06. Concluiu-se que, ao se considerar fontes puntiformes, sem a devida correção, ocorrerão discrepâncias consideráveis, na energia depositada, em relação aos valores obtidos, quando se considera a geometria real da semente implantada.

1.3 Motivação

Diante do aumento no número de ocorrências de casos de câncer de próstata no Brasil e no mundo, como descrito no início deste capítulo, fica evidente a necessidade de desenvolver estudos que venham a complementar os trabalhos apresentados na literatura e que possibilitem uma maior compreensão dos processos de interação da radiação com o tecido biológico, permitindo assim, que se obtenha um tratamento mais preciso, de modo a garantir que o paciente receba a menor dose possível, atendendo as recomendações normativas do princípio de justificativa e otimização do uso da radiação ionizante para as finalidades médicas.

1.4 Apresentação do problema

Em geral, no Brasil, o planejamento do tratamento de braquiterapia em baixa taxa de dose é realizado utilizando um sistema de planejamento denominado de Prowess[25], que considera a próstata como sendo constituída de água, quando, na realidade, ela é composta por tecido mole. As diferenças nas composições químicas e nas densidades utilizadas podem proporcionar resultados não condizentes com a realidade, introduzindo assim, uma fonte adicional de erro, nos valores de energia depositada, obtidos a partir das interações das partículas emitidas pela fonte com os tecidos. Como consequência, poderá surgir diferenças significativas entre os valores de doses calculados pelo sistema de planejamento, que considera a água como meio simulador, e aqueles obtidos de forma mais realística, utilizando simulação computacional, tendo como base o Método de Monte Carlo. Tais diferenças dos valores de doses podem resultar em recidivas do tumor[26].

Outro fator inerente ao sistema de planejamento é a desconsideração do volume da fonte de radiação. Os cálculos da dose são realizados considerando aproximações para fontes puntiformes e desconsiderando todo o seu encapsulamento. No entanto, as sementes utilizadas em implantes de braquiterapia de próstata, diferentemente de fontes puntiformes, apresentam geometria cilíndrica, com volume bem definido e materiais de elevado número atômico no encapsulamento, causando diferenças nas distribuições de dose.

Outro parâmetro que é desconsiderado, durante o processo de inserção das sementes, realizado ao usar o sistema de coordenadas definido pelo template em conjunto com um sistema de agulhas (seção 2.6.3), está relacionado às possíveis rotações das sementes, durante o processo de inserção no paciente a ser tratado. Convém ressaltar que não foram encontrados na literatura trabalhos visando quantificar e avaliar as influências das possíveis rotações das sementes durante a realização do implante.

Com os recursos oferecidos pelo código de transporte de radiação MCNP[10], aliados aos fantasmas voxelizados que representam o corpo humano, e estruturas voxelizadas obtidas diretamente de imagens tomográficas do paciente, tornou-se possível o desenvolvimento de modelagens e simulações computacionais mais realísticas, que levam em consideração tanto as diferentes composições químicas

constituintes dos tecidos, quanto o volume e os materiais de elevados números atômicos que constituem as sementes utilizadas em braquiterapia[24].

A partir da reprodução de planejamentos reais usando o código MCNP, é possível quantificar e avaliar as diferenças dosimétricas devido, tanto às aproximações por fontes puntiformes, consideradas no algoritmo de cálculo presente no sistema de planejamento, quanto a desconsideração das heterogeneidades dos tecidos.

Adicionalmente, com os valores de doses absorvidas nos órgãos é possível estimar os riscos de incidência de câncer secundários e de mortalidade devido ao tratamento de braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR).

1.5 Objetivo

O presente trabalho apresenta um estudo dosimétrico de implantes permanentes com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , para tratamentos de braquiterapia de próstata, usando o código MCNP e simuladores antropomórficos em voxels. A partir dos resultados obtidos para as doses absorvidas, serão estimados os riscos de indução ao câncer secundários e de mortalidade, devido às exposições em baixas doses para o paciente submetido ao tratamento. Adicionalmente, serão estudadas as influências devido às aproximações por fontes puntiformes e a desconsideração das heterogeneidades realizadas pelo sistema de planejamento.

Com a reprodução de planejamentos em um ambiente virtual, usando o código MCNP, que representa de forma satisfatória o cenário real, serão realizados estudos para quantificar e avaliar tanto os efeitos intersementes, quanto os possíveis efeitos da rotação das fontes durante o implante, considerando a real composição química e as densidades dos tecidos e das fontes utilizadas.

Para se alcançar os objetivos propostos, o presente trabalho será executado, levando em consideração as etapas apresentadas a seguir:

- i. Modelagem computacional das sementes radioativas de ^{125}I e ^{103}Pd , usando-se o código MCNP;
- ii. Determinação das funções de anisotropia, constante de taxa de dose e funções radiais de dose das sementes modeladas;
- iii. Validação das sementes modeladas através da comparação entre parâmetros dosimétricos obtidos pelo MCNP e aqueles encontrados na literatura;

- iv. Segmentação de uma imagem tomográfica de referência, com a posterior conversão para um arquivo de entrada reconhecido pelo código MCNP, usando o Software Scan2MCNP;
- v. Reprodução de planejamentos de braquiterapia, em um ambiente computacional, usando os cenários voxelizados obtidos das imagens tomográficas de paciente e do simulador antropomórfico masculino (REX) da ICRP, número 110;
- vi. Estudo dos efeitos intersementes para as sementes modeladas, considerando-se um implante real;
- vii. Desenvolvimento de uma metodologia que permita quantificar e avaliar os Histogramas Dose Volumes (DVHs) empregando-se o Método de Monte Carlo;
- viii. Avaliação das doses recebidas, usando os DVHs, em diferentes órgãos, durante o tratamento de braquiterapia, em baixa taxa de dose;
- ix. Avaliações das influências dosimétricas devido as aproximações por fontes puntiformes e à desconsideração das heterogeneidades em tratamentos de braquiterapia.
- x. Estimativas dos riscos de indução ao câncer secundário e de mortalidade devido à exposição às baixas doses de radiação em tratamentos em braquiterapia de baixa taxa de dose.

2 Fundamentação teórica

2.1 Grandezas e Unidades Dosimétricas

A organização e a padronização das grandezas dosimétricas têm sido feitas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU[27] - International Commission on Radiological Units and Measurements) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP[28] - International Commission on Radiological Protection).

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as grandezas limitantes, definidas pela ICRP e são usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante, e as grandezas operacionais, as quais são definidas pela ICRU[27] e levam em consideração as atividades de radioproteção.

2.1.1 Grandezas Básicas e definições

a) Fluência de partículas

A fluência, Φ , é definida como o quociente de dN por dA (Equação 2.1)[29], onde dN representa o número de partículas incidente sobre uma esfera de seção transversal de área dA (Figura 2.1).

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.1)$$

No Sistema Internacional de Unidades a fluência é expressa em partículas $\frac{\text{partículas}}{\text{cm}^2}$.

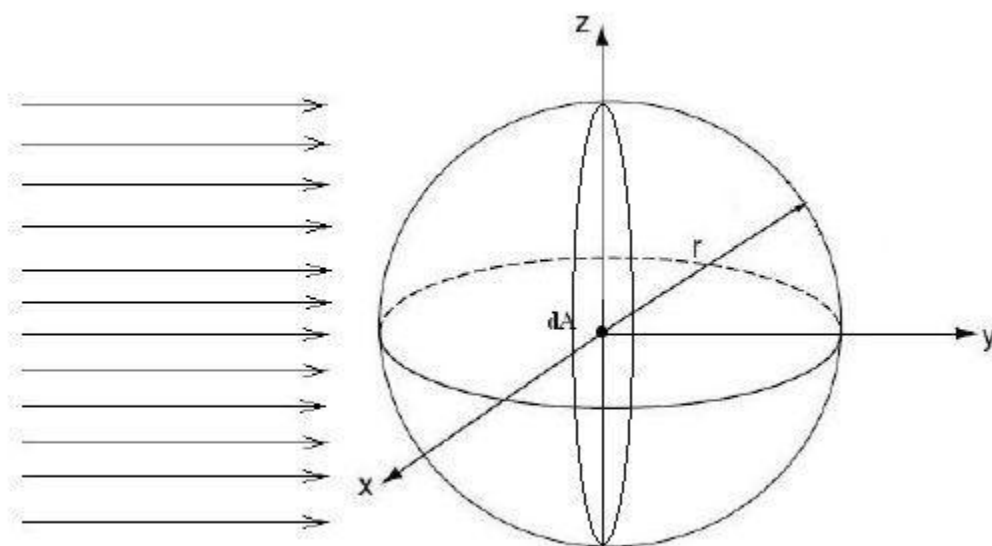


Figura 2. 1: Esfera ilustrativa da incidência de feixes paralelos de partículas dN sobre a seção transversal de área dA .

b) Kerma

A grandeza kerma refere-se a energia cinética de partículas carregadas, elétrons e pósitrons, liberadas por partículas sem cargas como os fótons. Se dE_{tr} for a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem cargas dentro do elemento de volume dV de um material contendo uma massa $dm = \rho dV$, o kerma será definido como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (2.2)$$

A unidade do kerma no Sistema Internacional de Unidades (SI) é J/Kg, que recebe o nome de Gray (Gy).

c) Dose Absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida, D . Ela é definida como o quociente entre a energia média, $\overline{d\varepsilon}$, absorvida por um elemento de volume do material e a massa, dm , desse volume[28], como expresso na equação.

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

No Sistema Internacional de Unidades (SI) a unidade de dose absorvida J/Kg cuja denominação especial é gray (Gy)

2.1.2 Grandezas de Proteção Radiológica

As grandezas de proteção radiológica ou de limitação de risco da ICRP[30] são importantes e usadas para indicar o risco à saúde humana devido a radiação ionizante levando em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP são: a Dose Absorvida em um órgão ou tecido (D_T), a Dose Equivalente em um órgão ou tecido (H_T) e a Dose Efetiva (E)[31].

a) Dose Absorvida Média em um tecido ou órgão (D_T)

Como foi apresentado na seção 2.1.1, a grandeza dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas para certo volume de tecido ou órgão. Diante disso, a dose, D_T , no volume de um órgão ou tecido (T) pode ser definida pela equação 2.4[29].

$$\overline{D_T} = \frac{\int D(x, y, z) \rho(x, y, z) dV}{\int \rho(x, y, z) dV} \quad (2.4)$$

Onde:

V é o volume da região do tecido T;

D é a dose absorvida no ponto (x,y,z) nesta região;

ρ é a densidade de massa neste ponto.

b) Dose Equivalente (H_T)

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades da radiação. Desse modo, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos estocásticos[30]. Para quantificar esse efeito foi introduzida a grandeza dose equivalente, H_T , que é o somatório das doses médias absorvidas em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação, W_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R [28] como apresentado na equação 2.5.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.5)$$

Onde:

H_T é a dose equivalente absorvida por um tecido;

$D_{T,R}$ é a dose absorvida em um tecido T devido a uma radiação R;

W_R é o fator de ponderação da radiação.

No Sistema Internacional de Unidades (SI) a dose equivalente é expressa em J/Kg. No entanto, para não confundí-la com a dose absorvida, a unidade especial para a dose equivalente recebe o nome de sievert (Sv).

c) Dose Efetiva

A relação entre a probabilidade de ocorrência de um efeito e a dose equivalente depende também do órgão ou tecido irradiado. Diante disso, foi definida uma grandeza

que considera a radiosensibilidade do tecido. Esta grandeza denomina-se dose efetiva e é definida pela relação[30]:

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (2.6)$$

Onde:

H_T é a dose equivalente média no tecido;

W_T é o fator de ponderação do tecido T ($\sum_T W_T = 1$ [28]);

No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/Kg, e recebe o nome especial de Sievert (Sv).

2.2 Fatores de Ponderação

A dose absorvida é insuficiente, por si só, para avaliar o detrimento causado pela exposição às radiações ionizantes. Com a finalidade de estabelecer uma correlação entre grandezas de dose usadas na proteção radiológica e os efeitos estocásticos, dois tipos de ponderação foram introduzidos, sendo um fator de ponderação da radiação, W_R , e um fator de ponderação do tecido, W_T .

Os fatores de peso consideram diferentes tipos de radiação e os efeitos estocásticos em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Eles são, portanto, baseados em uma vasta quantidade de dados experimentais e estudos epidemiológicos que são dependentes da idade ou sexo. Porém, para fins da proteção radiológica rotineira, a ICRP recomenda avaliar doses equivalentes para uma pessoa referencial (independente do sexo e idade), e por isso o fator de ponderação do tecido W_T e são dados pelos valores médios sobre todas as idades e os dois sexos.

Na publicação da ICRP de número 60[30], a Comissão selecionou um conjunto de fatores de ponderação que foram considerados adequados para as necessidades de proteção radiológica. Este procedimento é mantido na publicação de número 103[28].

2.2.1 Fatores de Peso da Radiação (W_R)

O método de utilização de ponderação da radiação para a definição das grandezas de proteção radiológica tem sido utilizado desde o início dos anos 1960. Até o início da década de 90, tal objetivo era atingido quando se aplicava o conceito de fator de qualidade, usando uma função específica $Q(L)$ [32].

Na Publicação da ICRP de número 60[30], o fator de peso da radiação foi definido de maneira diferente para as grandezas limitantes e operacionais, empregadas em proteção radiológica. Valores numéricos de W_R são especificados em termos do tipo de radiações e da energia.

Os mesmos valores de W_R são aplicados a todos os tecidos e órgãos do corpo, independente do fato do campo de radiação variar devido à atenuação e à degradação da radiação primária e à produção de radiação secundária, de diferentes qualidades. O valor de W_R pode ser visto como um fator representativo da qualidade da radiação, calculados sobre diferentes tecidos e órgãos do corpo.

Na publicação da ICRP de número 103[28], é apresentada uma modificação para os valores de W_R , e estes valores se encontram na Tabela 2.1.

Tabela 2. 1: Valores dos fatores de peso(W_R) da radiação.

<i>Tipos e intervalos de energia</i>	<i>Fator de peso da radiação, W_R</i>
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Prótons e pions carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia do nêutron

2.2.2 Fatores de Peso da Radiação (W_T)

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação ao detrimento devido aos efeitos estocásticos da radiação. Com esta finalidade, fatores de ponderação, W_T , foram introduzidos na Publicação da ICRP de número 26[32] para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação da ICRP de número 60[30] fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes. Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual

a 1, para que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo resulte numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo.

Os fatores de ponderação determinados pela ICRP na Publicação de número 103[28], são baseados em coeficientes relacionados e ajustados de acordo com os riscos devido ao detrimento causado pelos efeitos estocásticos. Os coeficientes de risco nominal e não ajustados são calculados pela estimativa média do risco radiológico de incidência de câncer durante o tempo de vida para uma população composta igualmente de homens e mulheres. Com algumas exceções, os parâmetros nos modelos de riscos são estimados usando dados de incidência de câncer dos estudos nos sobreviventes da bomba atômica.

Os fatores de peso para órgãos e tecidos recomendados pela ICRP número 103[28] encontram-se apresentados na Tabela 2.2. Os fatores de peso do tecido, W_T , consideram uma média de resultados entre o homem e a mulher, e são usados para a avaliação da dose efetiva tanto de trabalhadores como de indivíduos do público, inclusive crianças.

Tabela 2. 2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva[28].

<i>Tecido ou órgão</i>	<i>Fator de peso do tecido (WT)</i>
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireoide	0,04
Pele	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Cérebro	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante ¹	0,12

¹Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

2.3 Modelos antropomórficos de exposição

Os modelos antropomórficos são incorporados a códigos computacionais para simular e calcular a energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano em consequência da sua exposição à radiação ionizante. Esses modelos podem representar a anatomia do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização dos órgãos. Atualmente, os mais utilizados são: o modelo matemático, baseado em equações matemáticas que descrevem o tamanho e a forma do corpo, e o modelo em voxel, baseado em imagens tomográficas ou imagem de ressonância magnética[33].

2.3.1 Simuladores em voxel

Como alternativa à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos[33], surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realísticos são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Os fantasmas em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte em nível de cada órgão ou tecida desejada.

2.3.2 Modelo masculino em Voxel da ICRP 110

O modelo masculino em voxel recomendado pela ICRP, na publicação nº 110[31] representa um indivíduo adulto de 38 anos de idade, com altura de 176 cm e massa de aproximadamente 73 kg cujas imagens de tomografia computadorizada foram selecionadas para a construção do fantoma computacional de referência (Figura 2.2). O conjunto de dados consistiu de 220 fatias de 256x256 pixels. O tamanho original do voxel foi de 8 mm de altura com uma resolução no plano de 2,137 mm, resultando em um voxel de 36,53 mm³. No total, 122 estruturas foram segmentadas (67 destes sendo ossos ou grupos de ossos), incluindo muitos dos órgãos e tecidos posteriormente identificados na caracterização ICRP dos dados anatômicos de referência.

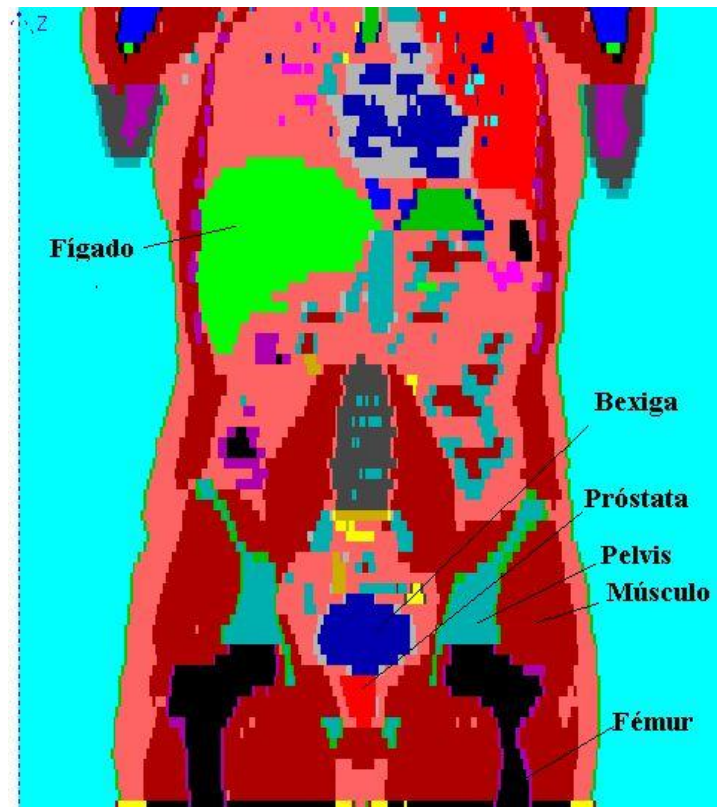


Figura 2. 2: Visualização de diferentes estruturas presentes no fantoma masculino Rex da ICRP de número 110[31].

As principais características do fantoma computacional adulto masculino de referência (REX) da ICRP 110 são apresentadas na Tabela 2.3.

Tabela 2.3: Principais características do modelo antropomórfico em voxel masculino[31].

<i>Propriedades</i>	<i>REX</i>
Altura (m)	1,76
Massa (kg)	73
Número Total de Voxel	1.946.375
Espessura da Fatia (mm)	8
Resolução do Voxel no plano (mm)	2.137
Volume do Voxel (mm ³)	36,54
Número de colunas	254
Número de linhas	127
Número de fatias	220 (+2) ¹

¹Fatias adicionais da pele da cabeça e da “planta” do pé.

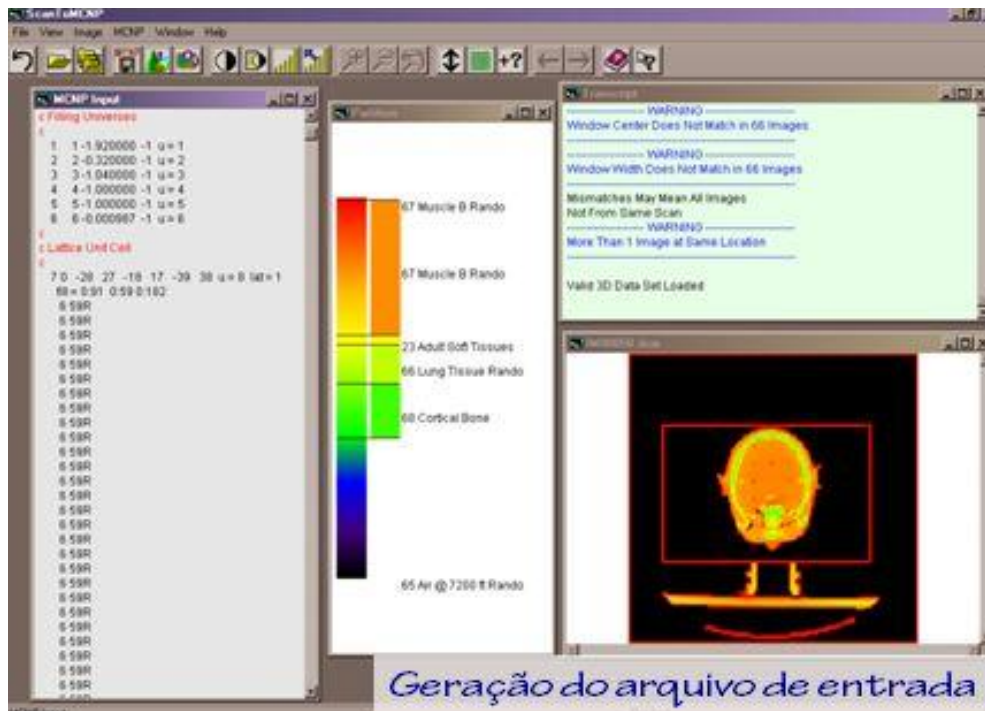


Figura 2.4: Ilustração do processo de segmentação das imagens tomográficas em arquivo para ser simulado. Pode-se visualizar a conversão da imagem segmentada em um arquivo de entrada reconhecido pelo MCNP.

2.5 Câncer de Próstata

A próstata é uma glândula do tamanho de uma noz, presente somente no homem, localizada logo abaixo da bexiga envolvendo a uretra, como pode ser visualizado na Figura 2.5. Sua função é produzir parte do esperma sendo, portanto, importante na reprodução.

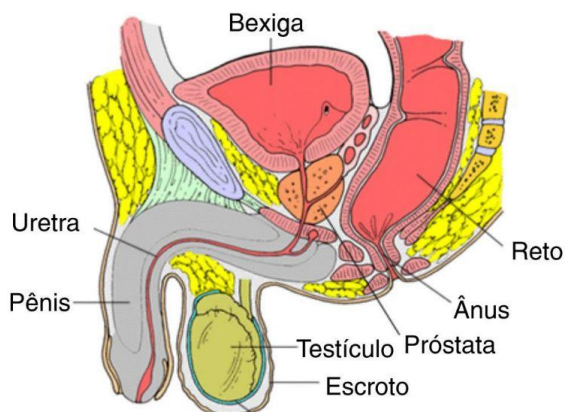


Figura 2. 5: Ilustração da anatomia da próstata e dos órgãos adjacentes.

O tumor maligno da próstata é uma das doenças que pode ocorrer na próstata. É o tipo mais comum de câncer do sexo masculino, chegando a atingir até quase 20% dos homens[37]. É curável em 70 a 90% dos pacientes quando identificado em fases iniciais, sendo por este motivo importante o exame da próstata, já que nestas fases a doença não causa nenhum sintoma. Por outro lado, quando a doença já se espalhou, o câncer só pode ser controlado em 30 a 40 % dos pacientes. Esta é a razão pela qual todos os homens após os 45 anos (ou após os 40, quando existirem casos na família) deve fazer o exame todo ano, que consiste no exame de sangue (PSA) e também no toque da próstata, já que até 20% dos casos de câncer de próstata apresentam o PSA normal[37].

As opções para o câncer de próstata incluem a prostatectomia radical, a irradiação por fótons usando feixe externo e implantes de braquiterapia. A escolha de um procedimento em particular ou a combinação de procedimentos depende de alguns fatores, como, por exemplo, o estadiamento do tumor e a concentração do PSA. Em geral a cirurgia é indicada se o tumor estiver confinado a próstata sem o comprometimento das vesículas seminais.

Os implantes permanentes com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd são usados para tumores em estágios iniciais e podem ser realizados sozinhos ou em conjunto com radioterapia de feixe externo. No entanto, pacientes com tumores extensos não são bons candidatos para serem submetidos ao tratamento com as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd [7].

2.6 Braquiterapia

O termo braquiterapia é usado para o tratamento de câncer à pequenas distâncias através do uso de radiação ionizante oriunda de uma fonte pequena envolta por um encapsulamento metálico. Este tipo de tratamento é realizado pelo posicionamento da fonte diretamente dentro ou próximo ao volume a ser tratado. A dose é entregue continuamente sobre um curto período de tempo (para implantes temporários) ou sobre o tempo de vida da fonte para um completo decaimento (para implantes permanentes)[4],[5],[6].

Há basicamente dois tipos principais de tratamento em braquiterapia:

- a) Intracavitária, na qual a fonte é colocada em uma cavidade próxima ao volume tumoral;
- b) Intersticial, na qual a fonte é posicionada dentro do volume tumoral.

O tratamento intracavitário sempre é temporário e de curta duração, enquanto o tratamento intersticial pode ser temporário ou permanente. Os implantes temporários são realizados utilizando procedimentos manuais ou “afterloading”. Já nos implantes permanentes são incluídas placas de superfícies e aplicadores intra-luminal, intra-operatório e intra-vascular. Para esses procedimentos geralmente são utilizadas fontes emissoras de raios γ e partículas β [3].

A braquiterapia apresenta algumas vantagens físicas em relação ao uso de feixe externo utilizado em teleterapia, dentre elas pode-se citar uma melhor entrega de dose sobre o volume alvo de interesse. Uma desvantagem apresentada por esta técnica é que a braquiterapia só pode ser usada em casos em que o tumor é bem localizado e seja relativamente pequeno. Em um serviço típico de radioterapia, geralmente de 10 a 20 % de todos os pacientes de radioterapia são tratados com braquiterapia[4].

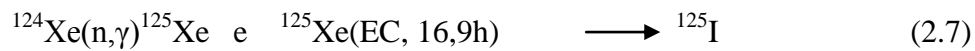
Vários aspectos devem ser considerados durante o tratamento de braquiterapia, como por exemplo, o modo em que a fonte é posicionada em relação ao volume a ser tratado.

2.6.1 Principais radionuclídeos usados em implantes permanentes

a) Sementes de ^{125}I

Allen Reid e Albert Keston descobriram o ^{125}I em 1946, porém, somente 20 anos mais tarde que ele se tornou clinicamente disponível para ser utilizado em procedimentos de braquiterapia[4].

O ^{125}I é filho do ^{125}Xe e criado através da irradiação do gás ^{124}Xe com um feixe de nêutrons em um reator nuclear e tem meia vida de 59,49 dias[4]. O ^{125}Xe , que é um elemento instável, decai via captura eletrônica (EC) para o elemento ^{125}I como mostrado na reação 2.7.



O ^{125}I decai via captura eletrônica para o primeiro estado excitado do ^{125}Te (Figura 2.6). O processo de de-excitação para o estado fundamental do ^{125}Te ocorre via emissão de um fóton de 0,0355 MeV (7 %) e vários raios X característicos (93%) na faixa de energia de 0,027 a 0,032 MeV como resultado do processo de conversão interna[4].

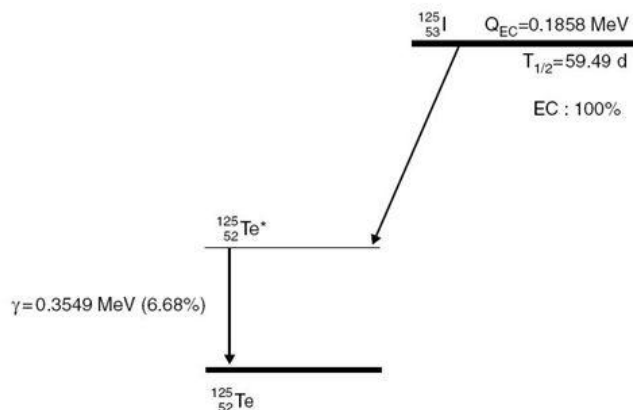


Figura 2.6: Esquema de decaimento do ^{125}I por captura eletrônica para o primeiro estado excitado do ^{125}Te [4].

b) Sementes de ^{103}Pd

Sementes utilizando ^{103}Pd têm sido introduzidas como fontes alternativas às de ^{125}I utilizadas em tratamento de braquiterapia[4]. O ^{103}Pd é produzido pela captura de nêutrons pelo núcleo estável de ^{102}Pd .



Por apresentar um tempo de meia vida curto, aproximadamente 17 dias, o ^{103}Pd é apropriado para implantes permanentes. A elevada atividade específica combinada com o curto tempo de meia vida permite ao ^{103}Pd entregar uma dose a uma taxa de dose inicial maior que a obtida pelo ^{125}I . Essas características são desejáveis quando utilizado para implantes intersticiais para tratamento de tumores com rápida proliferação, uma vez que é possível a obtenção de uma maior dose acumulada em um menor intervalo de tempo. Além disso, por possuir uma energia média menor do que a energia média do ^{125}I é possível reduzir as doses nos órgãos adjacentes[4].

O ^{103}Pd decai via captura eletrônica para o primeiro estado excitado do ^{103}Rh (99,9%) (Figura 2.7). O processo de de-excitação ocorre majoritariamente via conversão interna (77%) com a emissão de raios X característicos na faixa entre 0,020 e 0,023 MeV e uma pequena quantidade de emissão de raios gama que por apresentarem uma baixa probabilidade são praticamente desprezíveis. As sementes de ^{103}Pd são comumente utilizadas em implantes permanentes de câncer de próstata.

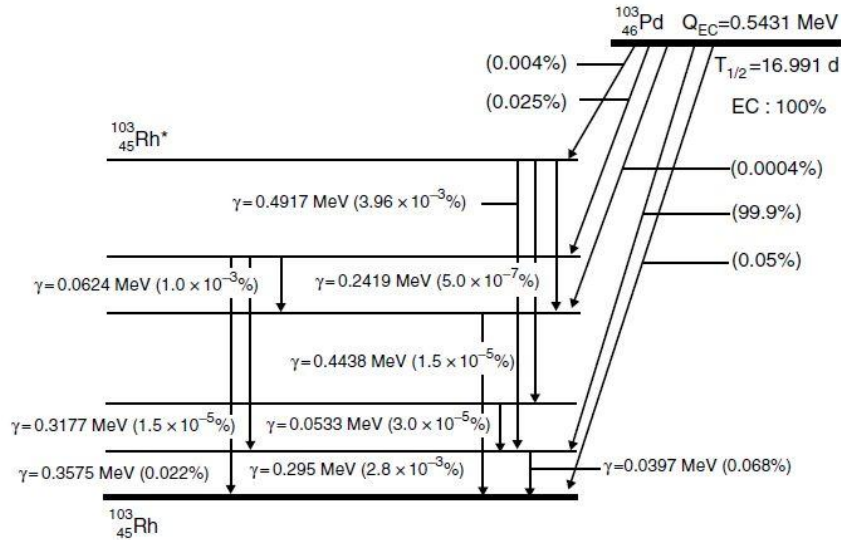


Figura 2.7: Esquema ilustrativo do sistema de decaimento do ^{103}Pd por captura eletrônica para diferentes estados excitados do ^{103}Rh [4].

2.6.2 Protocolo TG-43

A dosimetria em braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR) é feita usando o protocolo TG-43[38]. Neste protocolo a taxa de dose é determinada em cada ponto nos arredores da semente considerando o meio homogêneo e de água. A dosimetria segundo o Protocolo TG-43 é feita tendo como base os parâmetros dosimétricos constante de taxa de dose, funções de anisotropia e radial de dose[39]. Com o objetivo de padronizar a dosimetria em diferentes centros de tratamentos, estes parâmetros foram tabelados tendo como base diferentes estudos[39].

Na Figura 2.8 é mostrado o sistema de coordenadas adotado pelo protocolo TG-43 para o cálculo da dose. O plano perpendicular a semente e cortando no meio da área radioativa (plano xy na figura) é chamado de plano transverso, enquanto que o plano ao longo da semente (ao longo do eixo z) é chamado de eixo longitudinal.

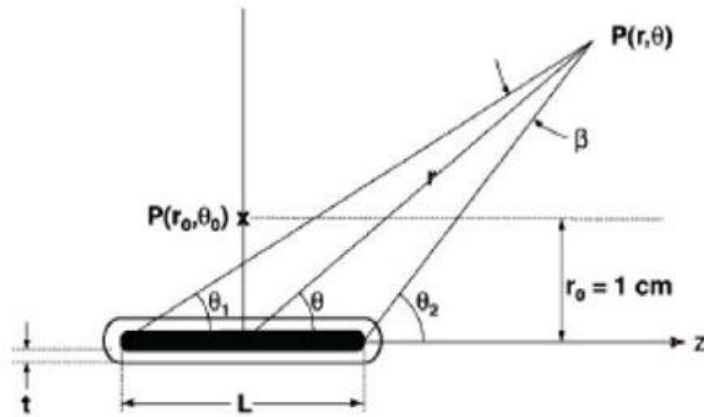


Figura 2. 8: Sistema de coordenadas adotado pelo Protocolo TG-43 para o cálculo de dose.

Onde:

$r(\text{cm})$ - é a distância radial do centro da fonte ao ponto, $P(r, \theta)$, de interesse ;

θ (rad) - é o ângulo entre o eixo longitudinal da fonte e o segmento de reta que liga o ponto de interesse ao centro da fonte;

$L(\text{cm})$ - é o comprimento ativo da fonte;

$r_0 = 1 \text{ cm}$ e $\theta_0 = 90^\circ$ - representa o ponto de referência recomendado pelo TG43[38].

Na equação 2.9, S_k , representa a intensidade de kerma no ar. A unidade de S_k é U, com $1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1} = 1\text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$.

$$S_k = \dot{K}_\delta(d)d^2 \quad (2.9)$$

Nesta equação, \dot{K}_δ , é a taxa de kerma no ar devido a fótons de energia superior a energia de corte, δ . Esta grandeza é definida no vácuo e normalmente é medida no ar e corrigida pela atenuação dos fótons. A energia de corte, tipicamente 5 keV, é usada para eliminar fótons de raios X característicos criados nas camadas mais externas da fonte. À distância d da semente deve ser grande o suficiente para a fonte se comportar como uma fonte puntiforme.

A constante de taxa de dose, Λ (Equação 2.10), em unidades de $\text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{G}^{-1}$ é definida como sendo a razão entre a taxa de dose, $\dot{D}(r_o, \theta)$, em um ponto de referência definido como $R_o = 1 \text{ cm}$ e $\theta = 90^\circ$, e a intensidade de Kerma no ar, S_k , a uma distância d ($d \gg L$) no plano transversal da fonte de radiação.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_o, \theta)}{S_k} \quad (2.10)$$

Segundo Rivard[39] a função de geometria pode ser escrita de uma forma alternativa como apresentada na equação.

$$G(r, \theta) = \frac{\arctg\left(\frac{L}{2r \text{sen}\theta} + \cot\theta\right) + \arctg\left(\frac{L}{2r \text{tg}\theta} - \cot\theta\right)}{L \text{sen}\theta} \quad (2.11)$$

A função de anisotropia bidimensional, denotada por $F(r, \theta)$, leva em consideração a anisotropia nos arredores da semente e é dada por:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, \theta_o)}{\dot{D}(r, \theta_o) G(r, \theta)} \quad (2.12)$$

A função radial de dose, $g(r)$, leva em consideração a absorção e o espalhamento dos fótons ao longo do eixo transversal e é dada por:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_o) G(r_o, \theta_o)}{\dot{D}(r_o, \theta_o) G(r, \theta_o)} \quad (2.13)$$

2.6.3 Aspectos clínicos e físicos considerados durante o planejamento em implantes de braquiterapia.

A dose e seu efeito sobre o tumor de próstata são controlados pelo número de sementes implantadas bem como pela precisão durante seu posicionamento nas regiões previamente planejadas. Esses parâmetros podem variar de paciente para paciente. A partir de imagens de ultra-som é possível determinar o tamanho da glândula da próstata do paciente que será submetido ao procedimento de braquiterapia de baixa taxa de dose[40].

Segundo Haddad[25], o primeiro passo adotado durante o planejamento de tratamentos de braquiterapia de baixa taxa de dose é a realização do estudo volumétrico utilizando ultra-som transretal, tendo como base cortes com espaçamento de 5 mm varrendo desde a base até o ápice da próstata. A imagem mais próxima à bexiga é considerada o plano zero (plano da base) utilizado como referência, a partir do qual os demais planos são especificados.

Na Figura 2.9 é mostrada uma imagem do sistema de planejamento Prowers, pertencente ao Hospital Sírio Libanês da cidade de São Paulo, alimentado com as imagens volumétricas da próstata obtidas por ultra-som.

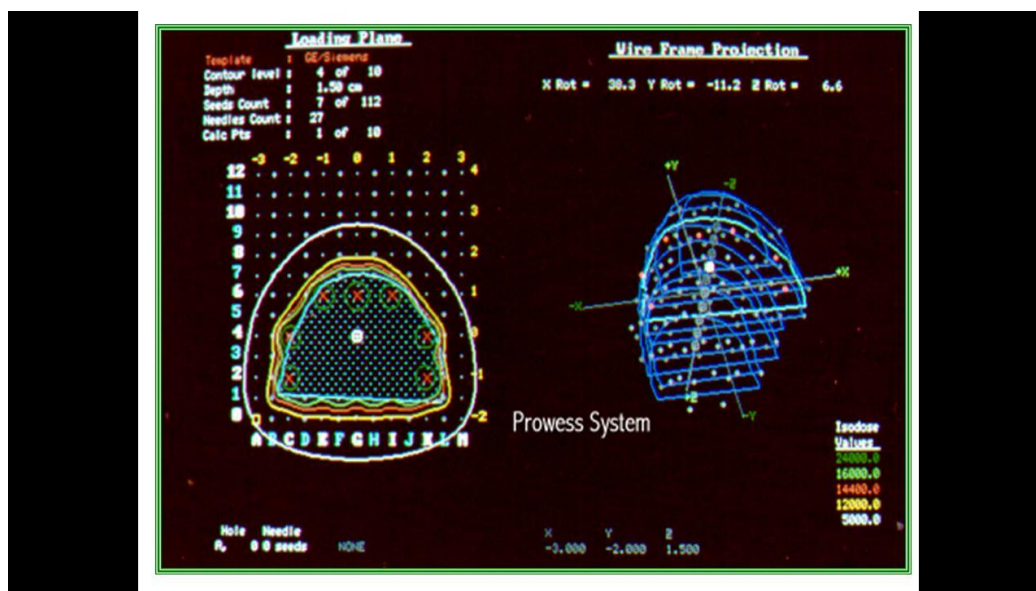
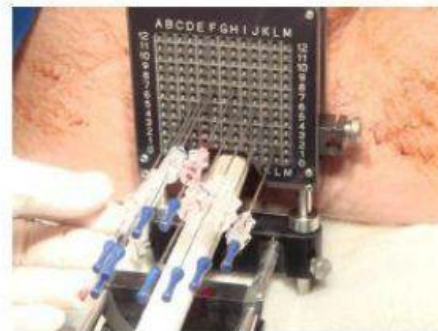
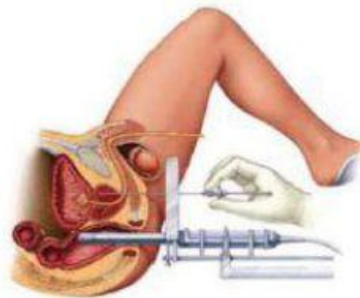


Figura 2.9: Ilustração do Sistema de Planejamento Prowers mostrando a grade com a inserção das sementes à esquerda e os diferentes planos obtidos pela imagem de ultra-som à direita.

Com o objetivo de padronizar o sistema de coordenadas utilizado durante o planejamento, que tem como base as imagens de ultra-som, com o sistema de coordenadas utilizado durante a inserção das sementes no paciente a ser tratado, é utilizado um template em forma matricial (Figura 10 (a)) fixado cirurgicamente ao paciente, o que garante a reprodutibilidade das posições previamente planejadas utilizando o sistema de planejamento (Figura 2.10 (b)).



(a)



(b)

Figura 2.10: (a) Visualização do sistema matricial responsável pela padronização do sistema de coordenadas. (b) São mostradas as sementes sendo posicionadas com o uso de agulhas e imagens de ultra-som.

A utilização do ultra-som transretal permite tanto a visualização em tempo real das agulhas durante o tratamento quanto fazer a reconstrução da próstata em três dimensões antes do implante, criando assim, um “modelo ideal” para planejar o tratamento[25].

Imediatamente após o implante, o volume é revisado por ultra-som e por fluoroscopia (Figura 2.11), o que irá definir a necessidade, ou não, da colocação de

sementes extras em “pontos frios” ou na localização inicial do tumor. Posteriormente é realizada uma cistoscopia para verificar a presença de sementes na bexiga[25].

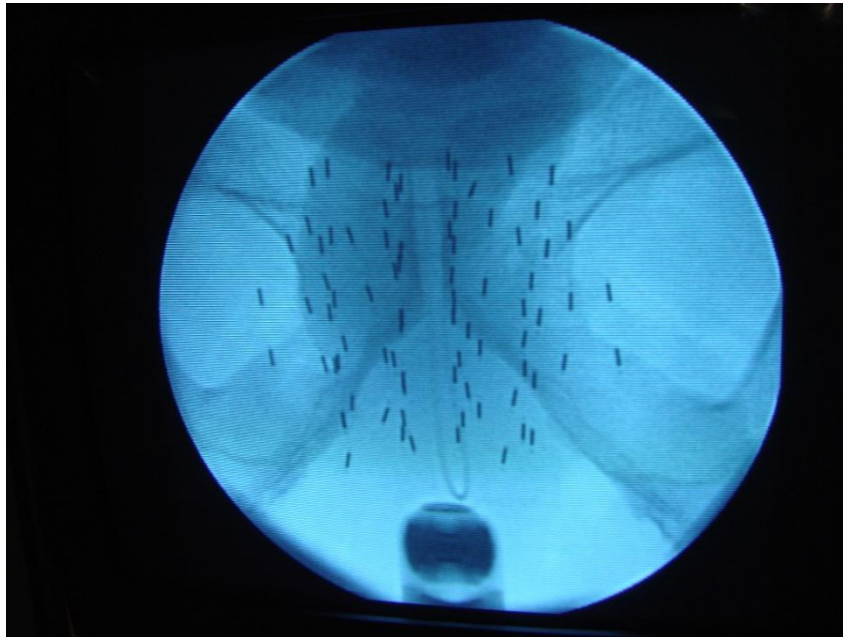


Figura 2.11: Imagem de fluoroscopia para verificação da qualidade do implante[25].

As informações sobre a qualidade do tratamento são obtidas a partir da comparação entre o pré-planejamento e o pós-implante. Uma grande dificuldade encontrada neste processo está relacionada ao “tempo ideal” para a realização da tomografia pós-implante, uma vez que a inserção das agulhas produz um aumento no volume da próstata[25].

2.6.4 Considerações para o cálculo da dose em Braquiterapia usando o código MCNP.

Em implantes permanentes, o cálculo da dose para qualquer órgão de interesse deve ser realizado considerando o decaimento total do radionuclídeo utilizado. Para isso é necessário determinar o número de transformações que irão ocorrer durante este período. A atividade de uma fonte representa o número de transformações nucleares por unidade de tempo e é representada pela relação 2.14:

$$A(t) = A_o e^{-\lambda t} \quad (2.14)$$

Onde:

A_o – É a atividade inicial em bequerel;

λ - É a constante de decaimento do radionuclídeo (s^{-1});

t - Tempo decorrido desde o início do decaimento.

A obtenção da atividade total (A_T) durante toda a vida da fonte pode ser obtida a partir da integração da equação 2.15:

$$A_T = \int_0^{\infty} A(t) dt = \int_0^{\infty} A_o e^{-\lambda t} dt \quad (2.15)$$

Resolvendo a integral tem-se que o total de desintegrações será dado pela equação[4]:

$$A(t) = \frac{A_o}{\lambda} \quad (2.16)$$

A constante de decaimento, λ , pode ser obtida através do tempo de meia vida da fonte, $T_{1/2}$, pela relação a seguir:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{\frac{1}{2}}} \quad (2.17)$$

Uma vez que a atividade total, A_T , foi determinada, a dose total, DT , entregue ao órgão de interesse pode ser calculada usando o código MCNP através da equação 2.18[10],[41].

$$D_T (Gy) = 1,602 \times 10^{-10} (NA_T \frac{*F8}{m}) K_n \quad (2.18)$$

Onde:

A_T - É a atividade total (Bq) da fonte utilizada;

*F8 – Energia (MeV) obtida no volume de interesse usando simulação com o código MCNP;

m – é a massa (g) do volume de interesse;

N – É o número total de fontes utilizadas;

$1,602 \times 10^{-10}$ – Fator de conversão de (MeV/g) para Gy.

K_n - Representa o número total de fótons por desintegrações emitidos pela fonte[38][39]

($K_I = 1,476$ para o ^{125}I , e $K_{Pd} = 0,7714$ para o ^{103}Pd).

2.7 Histograma Dose Volume (DVH)

O planejamento do tratamento tridimensional envolve uma grande quantidade de informações sobre as doses disponibilizadas pelo cálculo de dose volume, o que dificulta a interpretação dos dados apresentados na forma de isodoses sobre os diferentes planos de interesse, ou na forma de curvas de isodoses tridimensionais[4].

O Histograma Dose Volumes (DVH) resume as informações contidas em uma matriz tridimensional de dose e é uma ferramenta poderosa para avaliação quantitativa do plano de tratamento[4]. De uma forma simples, o DVH representa a distribuição de frequência dos valores de dose dentro de um volume definido, que pode ser o volume de tratamento planejado (PTV) ou um órgão específico nas vizinhanças do PTV. DVHs geralmente são mostrados em forma de porcentagem do volume com relação ao volume total no eixo das ordenadas, em função da dose no eixo das abscissas.

2.7.1 Histograma Dose-Volume Cumulativo ou Integral

Os DVHs mais usados são as distribuições de frequência de dose volume cumulativas, que representam graficamente a relação entre um valor de dose administrada e a percentagem volumétrica do órgão ou da região anatômica considerada que recebeu esta dose.

Os DVHs são amplamente usados durante o processo de planejamento para verificar se a dose é adequada e uniforme em toda a extensão do volume alvo, bem como para verificar a extensão e o valor de algum ponto quente em tecidos normais adjacentes. Contudo, como não fornecem informação espacial, estes não devem ser o único método usado[4].

2.8 Riscos devido à exposição a baixos níveis de radiação ionizantes

As estimativas dos riscos de cânceres após a exposição à radiação ionizante têm sido objeto de vários relatórios de Organizações Internacionais, como, por exemplo, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica[30] e a Comissão Científica das Nações Unidas (UNSCEAR)[42][43][44], sobre os efeitos da radiação ionizantes durante as últimas décadas. Essas estimativas foram baseadas em grande parte em dados de sobreviventes dos bombardeios de Hiroshima e Nagasaki, complementados com estudos de exposições médicas acidentais. No entanto, as estimativas de risco devido à baixas doses foram obtidas através da extrapolação dos dados epidemiológicos obtidos de grupos expostos a altas e médias doses em um determinado período de suas vidas[45].

Os relatórios denominados Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes (BEIR VII)[45] representam os documentos mais atualizados que trazem estimativas dos riscos do desenvolvimento de câncer, devido à exposição a baixos níveis de radiação ionizantes. Estes documentos apresentam uma metodologia detalhada que permite estimar tanto os riscos de incidência de câncer quanto à mortalidade dos mesmos. O documento BEIR VII tem como foco os efeitos à saúde devido à exposição a baixos níveis de radiação que apresenta baixa transferência linear de energia (low-LET), como por exemplo, os raios X e raios γ .

O BEIR VII define como baixa dose valores de até cerca de 100 mSv (0,1 Sv) para radiação de baixo LET. Assume que a relação entre dose-resposta é linear e sem limite, de acordo com o modelo “no-threshold” (LNT)[45].

O BEIR VII permite estimar o risco de indução ao câncer e a mortalidade devido a esta doença considerando a dose, o sexo e a idade do indivíduo exposto. Este documento permite o cálculo do risco para os seguintes tipos de câncer: estômago, colo, fígado, pulmão, mama, próstata, útero, ovário, bexiga, tireóide, outros cânceres sólidos e leucemia.

2.8.1 Cálculo do Risco Atribuível ao Tempo de Vida (LAR)

A medida primária de risco do documento BEIR VII é o Risco Atribuível ao Tempo de Vida (*Lifetime Attributable Risk - LAR*). Para um indivíduo exposto a uma dose (D) em uma idade (e), o LAR é dado por:

$$LAR(D, e) = \sum_{e+L}^{100} M(D, e, a) \frac{S(a)}{S(e)} \quad (2.19)$$

Na equação o somatório é realizado no intervalo de $a=e+L$ a $a=100$, onde a é a idade alcançada (em anos) após uma exposição que ocorreu em uma idade e , e L é o período de latência (2 anos para leucemia e 5 anos para cânceres sólidos). $S(a)$ representa a probabilidade de sobrevivência a uma idade a , e a razão $S(a)/S(e)$ é a probabilidade de sobrevivência a uma idade a condicionada a sobrevivência ($S(e)$) a idade e .

O termo $M(D, e, a)$ da equação pode ser calculado utilizando o modelo de Risco Relativo Excessivo (ERR) ou o modelo de Risco Absoluto Excessivo (EAR)[46]. No modelo de ERR, o risco de indução de câncer e o risco de mortalidade devido ao câncer associados às baixas doses são expressos em relação ao risco *background* (riscos de indução ao câncer e mortalidade devido ao câncer associados a outros fatores). No modelo EAR o risco de indução ao câncer e o risco de mortalidade devido ao câncer associados às baixas doses, são expressos como o risco total e o risco *background*. O

risco total é a soma do risco associado às baixas doses e do risco associado a outros fatores.

Utilizando o modelo de Risco Relativo Excessivo (ERR) o termo $M(D,e,a)$ é calculado através da equação 2.20 para a incidência de câncer, e para a mortalidade de câncer utiliza-se a equação 2.21[46].

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a)\lambda_I^c(a) \quad (2.20)$$

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a)\lambda_M^c(a) \quad (2.21)$$

Onde:

$\lambda_I^c(a)$ - Representa a taxa de incidência de câncer dependente da idade e sexo;

$\lambda_M^c(a)$ - Representa a taxa de mortalidade devido ao câncer dependente da idade e sexo.

c - Representa o tipo ou categoria do câncer.

O termo $M(D,e,a)$ estimado através do modelo de Risco Absoluto Excessivo (EAR) é calculado através da equação 2.22 para a incidência de câncer e mortalidade de cânceres sólidos[45].

$$M(D, e, a) = EAR(D, e, a) \quad (2.22)$$

2.8.2 Estimativas dos Riscos Relativos Excessivos (ERR) e Absolutos Excessivos (EAR)

Para a maioria dos tipos de câncer, cálculos separados dos LAR podem ser realizados usando ambos os modelos (ERR e EAR). Para os cânceres sólidos (exceto para mama e tireóide), os modelos ERR e EAR foram baseados exclusivamente na análise de dados de sobreviventes à bombas atômicas lançadas sobre Hiroshima e Nagasaki[45].

Com exceção dos cânceres de mama e tireóide, os modelos ERR e EAR são funções do sexo (s), idade de exposição (e), e idade alcançada (a) após exposição, e são

calculados pela equação 2.23[45]:

$$EAR(s, e, a) \text{ ou } ERR(s, e, a) = \beta_s D \left(\frac{a}{60} \right)^\eta e^{(\gamma e^*)} \quad (2.23)$$

Onde:

$e^* = \frac{e - 30}{10}$ para $e < 30$ e zero para $e \geq 30$. Essa condição foi inserida devido aos modelos ERR e EAR diminuírem em função do aumento de e , quando inferior a 30 anos[45].

Na equação 2.23, D é a dose em sievert (Sv), e é a idade dada em anos e a é a idade alcançada em anos. Esta equação fornece ERR/Sv e EAR por número de casos em 10^4 pessoas-Sv. Os parâmetros β_s , γ e η dependem do tipo de modelo usado (ERR ou EAR), como pode ser observado nas Tabelas 2.4 e 2.5.

Tabela 2.4: Valores dos parâmetros usados nos modelos de risco ERR no BEIR VII[45].

Tipos de câncer	$\beta_M(98\% \text{ IC})^1$	$\beta_F(98\% \text{ IC})^1$	γ^2	η^4
Estômago	0,21 (0,11-0,40)	0,48 (0,31-0,73)	-0,30	-1,4
Colo	0,63 (0,37-1,1)	0,43 (0,19- 0,95)	-0,30	-1,4
Fígado	0,32 (0,16-0,64)	0,32 (0,10-1,0)	-0,30	-1,4
Pulmão	0,32(0,15-0,70)	1,40 (0,94-2,1)	-0,30	-1,4
Mama	-----	0,51 (0,28-0,83)	0	-2,0
Próstata	0,12 (<0 – 0,69)	-----	-0,30	-1,4
Útero	-----	0,55 (<0-0,22)	-0,30	-1,4
Ovário	-----	0,38 (0,10-1,4)	-0,30	-1,4
Bexiga	0,50 (0,18-1,4)	1,65 (0,69-4,0)	-0,30	-1,4
Outros Cânceres	0,27 (0,15-0,50)	0,45 (0,27-0,75)	-0,30	-2,8
Sólidos				
Tireóide ³	0,53 (0,14-2,0)	1,05 (0,28-3,9)	-0,83	0

¹Os símbolos M e F referem-se ao sexo masculino e feminino, respectivamente e IC significa índice de confiança ; ²Expresso em décadas; ³Calculado somente no modelo ERR; ⁴Expoente da idade atingida.

Tabela 2.5: Valores dos parâmetros usados nos modelos de risco EAR no BEIR VII[45].

Tipos de câncer	$\beta_M(98\% \text{ IC})^1$	$B_F(98\% \text{ IC})^1$	γ^2	η^4
Estômago	4,9 (2,7-8,9)	4,9 (3,2-7,3)	-0,41	2,8
Colo	3,2 (1,8-5,6)	1,6 (0,8-3,2)	-0,41	2,8
Fígado	2,2 (1,9-5,3)	1,0 (0,4-2,5)	-0,41	-4,1
Pulmão	2,3 (1,1-5,0)	3,4 (2,3-4,9)	-0,41	-5,2
Mama	-----	9,4(6,7-13,3)	-0,51	3,5-1,1 ⁵
Próstata	0,11 (<0-1,0)	-----	-0,41	2,8
Útero	-----	1,2 (<0-2,6)	-0,41	2,8
Ovário	-----	0,70(0,20-2,1)	-0,41	2,8
Bexiga	1,2(0,4-3,7)	0,75(0,3-1,7)	-0,41	6,0
Outros Cânceres Sólidos	6,2 (3,8-10)	4,8(3,2-7,3)	-0,41	2,8

⁵3,5 anos para idade alcançada menor que 50 anos e 1,1 anos para idade alcançada maior que 50 anos.

2.8.3 Resultados combinados dos modelos ERR e EAR

O BEIR VII calcula os valores de LAR separadamente baseados nos modelos EAR e ERR e posteriormente os combina usando uma média ponderada (Equação 2.24):

$$LAR_{BEIRVII} = LAR_r^w LAR_A^{(1-w)} \quad (2.24)$$

Onde:

$LAR_{BEIRVII}$ – é o LAR obtido pela média ponderada do LAR adquirido com os modelos ERR (LAR_r) e EAR (LAR_A), com peso w dependente do tipo de câncer. Para a maioria dos tipos de câncer o BEIR VII recomenda w igual a 0,7, atribuindo assim, um maior peso nos resultados do modelo ERR[45][46].

2.9 O código Monte Carlo MCNP

O código de transporte de radiação Monte Carlo N-Particle (MCNP)[47][48][49] é um código computacional que pode ser usado para diversas aplicações. Ele utiliza o método Monte Carlo para calcular grandezas de interesse em várias geometrias complexas. Devido a esta capacidade, se tornou uma ferramenta muito utilizada para a determinação da dose absorvida em órgãos de interesse em procedimentos de braquiterapia de próstata[50].

O código MCNP é configurado com arquivos de entradas (inputs) que são utilizadas para criar o cenário de estudo e fazer a descrição da geometria e materiais de interesses. O primeiro conjunto de entradas está relacionado ao cartão de células. Esta entrada é utilizada para configurar as áreas de interesse a partir da combinação entre os operadores união, interseção ou operadores complementares. Neste cartão são determinadas as regiões nas quais o usuário deseja calcular as grandezas de interesse (como por exemplo, a fluência de energia ou a dose depositada em uma célula)[47].

O próximo conjunto de entrada é denominado de cartão de superfícies. Esta entrada é utilizada para definir as superfícies relacionadas às células de interesse. Neste código podem ser modelados planos bidimensionais para definir bases superiores e inferiores de geometrias infinitas, bem como superfícies tridimensionais como, por exemplo, esferas, cones e cilindros[48].

O terceiro conjunto de entradas está relacionado ao cartão de dados. Esta entrada é utilizada para especificar a composição do material de cada célula, em termos de suas composições químicas. Estas informações são inseridas a partir do número atômico dos elementos, seguidos pela porcentagem de sua composição atômica. Uma vez que os três cartões principais forem configurados, o passo seguinte é definir a fonte, o tipo de partículas, o número de histórias, e o tipo de *tally* desejado[49].

Como o código pode ser utilizado para calcular interações de elétrons, nêutrons e fótons, é necessário definir no código o tipo de radiação emitida pela fonte de radiação (n=nêutrons, p=fótons, e=elétrons). O número de histórias deve ser definido de acordo com a estatística desejada. Uma vez que a fonte tenha sido corretamente especificada, é definido o cartão *tally* que definirá a quantidade de interesse, como a fluência de energia, a deposição de energia ou pulso de energia. Após a definição da fonte, do número de histórias desejado e dos *tally* de interesse, o código está completo e o usuário poderá executá-lo e realizar a simulação desejada[49].

2.9.1 Especificação do *Tally* no MCNP

O cartão *tally* é utilizado para especificar que tipo de informação o usuário deseja obter do cálculo utilizando o código MCNP, que pode ser a corrente que cruza uma superfície, o fluxo em um ponto ou a energia média depositada em uma célula, etc. Cada resposta fornecida pelo *tally* é acompanhada pelo desvio padrão (erro relativo). O *tally* é definido por um parâmetro Fn, onde n é um valor único utilizado para sua

especificação e representa o tipo de partícula (n, p ou e). Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso de seu mnemônico correspondente, que são apresentados na Tabela 2.6.

Tabela 2.6: Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP[49].

<i>Mnemônico</i>	<i>Descrição</i>
F1:n, F1:p ou F1:e	Corrente Integrada sobre uma superfície
F2:n, F2:p ou F2:e	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:n, F4:p ou F4:e	Fluxo médio sobre uma célula
*F4	Fluência de energia sobre uma célula
F5:n ou F5:p	Fluxo em um ponto
F6:n, F6:p ou F6:e	Energia depositada em uma célula
*F8:n, *F8:p ou *F8:e	Energia depositada (MeV) em um volume de interesse

Para o cálculo da dose absorvida levando em consideração as condições de equilíbrio de partículas carregadas, é utilizado o comando *tally* F6 (MeV/g) disponibilizado pelo MCNP. No entanto, quando o equilíbrio de partículas carregadas não pode ser alcançado, é utilizado o comando *tally* *F8 para a determinação da dose absorvida. A energia depositada, em um volume dV , é quantificada considerando a diferença entre a energia que sai do volume dV e a energia que entra no volume dV , como ilustrado na Figura 2.12:

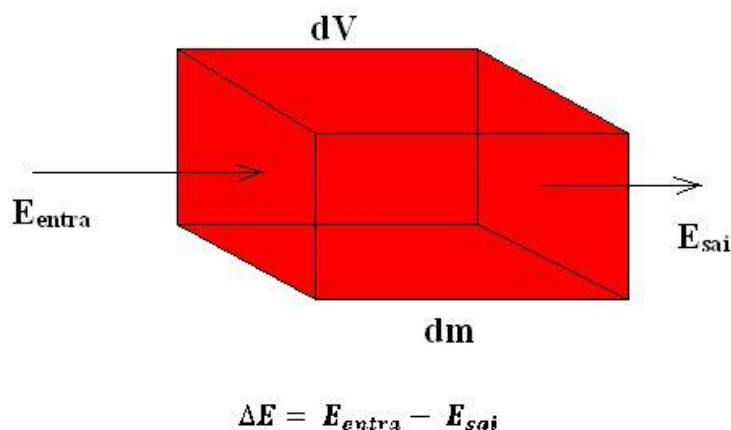


Figura 2.12: Ilustração da metodologia utilizada par ao cálculo da dose absorvida utilizando o comando *F8 no código MCNPX[10].

A dose absorvida utilizando o código MCNPX é obtida através da razão entre o valor fornecido pelo *tally* *F8 (expresso em MeV) pela massa dm do volume dV considerado.

2.9.1 Estatística no MCNP

Nesta seção serão apresentados alguns parâmetros estatísticos que fundamentam os resultados disponibilizados nos arquivos de saída do MCNP. Os erros associados aos resultados dos *tallys* são indicadores estatísticos da convergência para a solução esperada.

a) *Tally* médio

A média do *Tally* é dada por [49]:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.24)$$

Onde:

x_i é o valor de x obtido pela função $f(x)$ para a i^{th} história e N é o número de histórias. A função $f(x)$ é a função densidade de probabilidade para o caminho aleatório selecionado que contabiliza x para o *tally* ser estimado. O *tally* médio é o valor médio, \bar{x} , para todas as histórias calculadas no problema.

b) Erro Relativo

O erro relativo no MCNP é dado por [49]:

$$R = \frac{1}{x} \frac{\sigma_v}{\sqrt{N}} \quad (2.25)$$

Onde:

σ^2 é a variância das histórias amostradas. Pela relação 2.25, pode-se ver que o parâmetro R é proporcional a $1/\sqrt{N}$ e o tempo de cálculo é proporcional a N . Analisando a equação 2.27, pode-se observar que para reduzir o valor do erro relativo é necessário reduzir ou aumentar o valor de N . Para uma redução do erro relativo em um fator de 10 é necessário aumentar o N por um fator de 100. Já a redução de σ_v é alcançada através de técnicas de redução de variância[49].

O erro relativo no MCNP é um indicativo da precisão do *tally* médio. A Tabela 2.7 pode ser utilizada para a avaliação do erro relativo do *tally* no MCNP. Pode-se observar que quando o erro relativo estiver em patamares inferiores ou iguais a 0,05, obtêm-se resultados significativos e confiáveis, de acordo com os limites de confiabilidade apresentados no guia de interpretação de erro relativo[49].

Tabela 2.7: Limites de tolerância par ao MCNP[49].

<i>Faixa de R</i>	<i>Qualidade do tally</i>
0,5 – 1,0	Não Confiável
0,2 – 0,5	Pouco Confiável
0,1 – 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente Confiável
< 0,05	Confiável

3 Motivação

A metodologia adotada neste trabalho permitiu avaliar e quantificar, tanto os efeitos intersementes, quanto os efeitos de prováveis rotações das sementes radioativas, ocorridas durante a realização do implante, usando simuladores antropomórficos em voxels, obtidos diretamente de imagens tomográficas, segmentadas e posteriormente convertidas em arquivos de entrada reconhecido pelo código MCNP. Uma metodologia computacional foi desenvolvida para quantificar e avaliar os Histogramas Dose-Volumes com o uso do simulador masculino da ICRP110. Também foram avaliadas as doses absorvidas em diferentes órgãos e estimados os riscos secundários de indução ao câncer secundário e de mortalidade para alguns tumores, devido ao tratamento de braquiterapia de próstata, usando sementes de ^{125}I e ^{103}Pd .

3.1 Modelagem das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd usando o código MCNPX

3.1.1 Sementes de ^{125}I

A semente de ^{125}I utilizada neste trabalho foi a modelo 6711 da Amersham[17], mostrada na Figura 3.1. Ela é constituída por dois cilindros, sendo que o mais interno é composto de prata $\rho = 10,5 \text{ g/cm}^3$ e apresenta comprimento de 3 mm com base de 0,5 mm. Este cilindro é revestido por uma película emissora, de espessura $1\mu\text{m}$, contendo ^{125}I em forma de Iodeto de prata ($\rho = 6,2 \text{ g/cm}^3$). O cilindro mais externo, constituído de titânio ($\rho = 4,54 \text{ g/cm}^3$), apresenta comprimento de 4,5 mm com base de 0,81 mm e fechamento com geometria em forma de dois elipsoides.

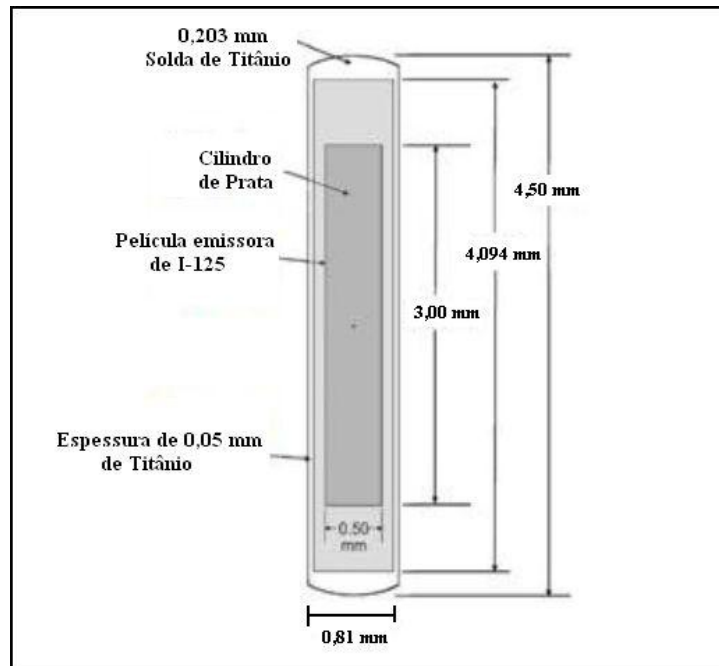


Figura 3.1: Ilustração geométrica e dos materiais da semente de ^{125}I Amersham Modelo 6711[17].

A distribuição em energia dos fótons emitidos pela semente de ^{125}I utilizada como parâmetro de entrada para a simulação do feixe de radiação é apresentada na Tabela 3.1, recomendada pelo protocolo de dosimetria TG43U1[39].

Tabela 3. 1: Espectro de energia dos fótons emitidos pela semente de ^{125}I [39].

Energia (MeV)	Fótons por desintegração	Fração Total
0,035492	0,0668	0,0458
0,03171	0,0439	0,0297
0,03098	0,202	0,1368
0,027472	0,757	0,513
0,027202	0,406	0,276
Total	1,4757	1

Na Figura 3.2 é mostrado parte do arquivo de entrada (input) desenvolvido para modelar a semente de ^{125}I . Podem-se observar os blocos de células, de superfícies e de dados, onde foram definidas todas as células, superfícies e materiais, além dos detalhes necessários para a definição da fonte modelada.

```

C Bloco de células
18 12 -10.5 (-51 56 -55) imp:p=1 $ Cilindro de prata
19 13 -6.2 ((-52 58 -57) (51:-56:55)) imp:p=1 $ Pelicula emissora
20 14 -0.0012 ((-53 60 -59) (52:-58:57)) imp:p=1 $ Região de ar
21 15 -4.54 ((-61 59):(-62 -60):(-54 60 -59) (53:-60:59)) imp:p=1
35 11 -0.998 -1237 (54:(59 61):(-60 62))
imp:p=1
36 0 1237 imp:p=0

C Bloco de superficies
51 cz 0.0250
52 cz 0.0251
53 cz 0.0355
54 cz 0.0405
55 pz 0.15
56 pz -0.15
57 pz 0.1501
58 pz -0.1501
59 pz 0.2047
60 pz -0.2047
61 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047
62 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047
1237 so 100

C Materials
C
m11 1000 2 $ água
8000 1
m12 47000 1 $ Ag
C
m13 47000 2.5 $ AgI
53000 1
C
m14 7014 -0.755 $ Ar
8016 -0.232
18000 -0.013
C
m15 22000 1 $ Ti
mode p e
SDEF ERG=d1 PAR=2 rad=d2 ext=d3 AXS=0 0 1
s11 1 0 0.027202 0.027472 0.03098 0.03171
sp1 d 0 0.406 0.757 0.202 0.0439 0.0668
C
SI2 0.0250 0.0251
SP2 -21 1
C
SI3 -0.1501 0.1501
SP3 0 1
C
*F8:p e x
ptrac file asc write all
nps 2000000000

```

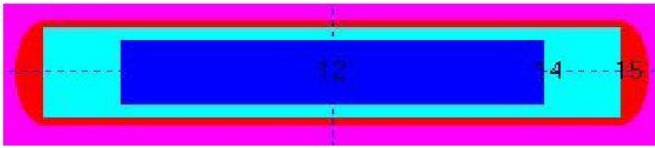


Figura 3.2: Arquivo de entrada do MCNP da modelagem da semente de ¹²⁵I. Pode-se visualizar oBloco de células,Superfícies (à esquerda) e de Dados (à direita).

Sementes de ¹⁰³Pd

A semente de ¹⁰³Pd utilizada foi a modelo MED3633 da Prospera[21]. A geometriaé apresentada na Figura 3.3. A modelagem desta semente foi realizada com base nametodologia apresentada por WALLACE[14], TAYLOR E ROGERS[51] e WANG e colaboradores[52] onde a semente é constituída por seis esferas dispostas no interior de um cilindro comprimento de 4,5 mm e com encapsulamento de titânio ($\rho =4,54 \text{ g/cm}^3$) e fechamento em forma de elipsóides[14]. Nesta configuração, as duas esferas localizadas na região central foram fabricadas por uma liga de ouro e cobre, em uma proporção de 80% de ouro para 20% de cobre[51]. Já as quatro esferas localizadas nas regiões externas e adjacentes às esferas centrais foram fabricadas por uma resina de poliestireno,na composição de Hidrogênio (8%), Carbono (90%),Nitrogênio (0,3%), Cloro (0,7%) e Paládio (1,0%) e densidade $\rho = 1,2 \text{ g/cm}^3$ [52].

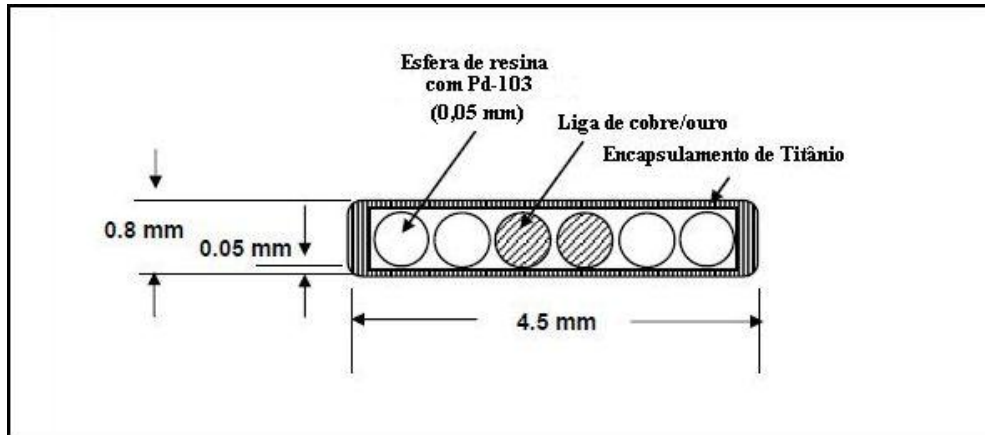


Figura 3.3: Ilustração geométrica e dos materiais constituintes da semente de ^{103}Pd modelo MED3633-Prospera[21].

Como na literatura não foi disponibilizado o valor da densidade das esferas metálicas, de cobre e ouro, parâmetro requisitado para a simulação, foi necessária a sua determinação. Para isso, consideraram-se os percentuais de 80% de ouro para 20% de coberto sugerido por TAYLOR E ROGERS[51].

Para a determinação da densidade admitiu-se que a massa total da esfera contendo a liga metálica compreendia o somatório das massas individuais de cada componente, de acordo com a equação 3.1:

$$M_{Total} = M_{Au} + M_{Cu} \quad (3.1)$$

Onde:

M_{Total} , M_{Au} e M_{Cu} representam a massa total do composto, massa de ouro e massa de cobre, respectivamente.

Por definição, tem-se:

$$\rho = \frac{M}{V} \longrightarrow \rho_{total}V_{total} = \rho_{Au}V_{Au} + \rho_{Cu}V_{Cu} \quad (3.2)$$

Logo temos:

$$\rho_{total} = \frac{\rho_{Au} V_{Au} + \rho_{Cu} V_{Cu}}{V_{Au} + V_{Cu}} \quad (3.3)$$

Onde:

V_{Total} , V_{Au} e V_{Cu} representam os volumes totais do composto, de ouro e de cobre, respectivamente.

Pela equação 3.4, tem-se que:

$$\frac{M_{Au}}{M_{Cu}} = \frac{0,8}{0,2} \longrightarrow M_{Au} = 4M_{Cu} \quad (3.4)$$

Portanto,

$$\rho_{Au} V_{Au} = 4\rho_{Cu} V_{Cu} \quad (3.5)$$

Como a densidade do ouro é $\rho_{Au} = 19,3 \text{ g/cm}^3$ e a densidade do cobre é igual a $\rho_{Cu} = 8,9 \text{ g/cm}^3$, os volumes dos materiais relacionam-se pela expressão apresentada na equação 3.6.

$$V_{Au} = 1,84V_{Cu} \quad (3.6)$$

Considerando um valor qualquer para o volume do cobre, como, por exemplo, $V_{Cu} = 1 \text{ cm}^3$, substituindo-o na equação 3.6 e, posteriormente, na equação (??), encontra-se

o valor para a densidade da liga de ouro e cobre utilizada na modelagem da fonte de ^{103}Pd .

$$\rho_{total} = \rho_{liga} = 15,64 \text{ g/cm}^3$$

Nas simulações relativas aos fótons emitidos pelas sementes de ^{103}Pd , a distribuição em energia apresentada na Tabela 3.2, recomendada pelo protocolo TG43U1[39], foi considerada.

Tabela 3.2: Espectro de energia dos fótons emitidos pela semente de ^{103}Pd [39].

Energia (MeV)	Fótons por desintegração	Fração Total
0,020074	0,224	0,29
0,020216	0,423	0,548
0,02272	0,104	0,135
0,02318	0,0194	0,0252
0,03975	0,00068	0,00088
0,29498	0,00003	0,000039
0,3575	0,00022	0,00029
0,4971	0,00004	0,000052
Total	0,77137	1

Na Figura 3.4 é mostrado parte do arquivo de entrada (input) desenvolvido para modelar a semente de ^{103}Pd . Podem-se visualizar os blocos de células, de superfícies e de dados, onde foram especificadas todas as células, superfícies, materiais e detalhes da fonte modelada.

```

c Bloco de células
18 5 -1.2 (-51) imp:p,e=1 $ Esfera emissora posicionada em 0.155
19 5 -1.2 (-52) imp:p,e=1 $ Esfera emissora posicionada em 0.095
20 4 -15.64 (-53) imp:p,e=1 $ Esfera de ouro/cobre posicionada em 0.035
21 4 -15.64 (-54) imp:p,e=1 $ Esfera de ouro/cobre posicionada em -0.035
22 5 -1.2 (-55) imp:p,e=1 $ Esfera emissora posicionada em 0.155
23 5 -1.2 (-56) imp:p,e=1 $ Esfera emissora posicionada em -0.095
24 7 -0.0012 ((-59 -61 62 51 52 53 54 55 56)) imp:p,e=1
25 3 -4.54 (-57 61):(-58 -62):(-60 59 -61 62) imp:p,e=1
26 6 -0.998 -1237 (60:(61 57):(-62 58)) imp:p,e=1
27 0 1237 imp:p=0

c Bloco de superfícies
51 sz 0.15 0.025
52 sz 0.09 0.025
53 sz 0.03 0.025
54 sz -0.03 0.025
55 sz -0.09 0.025
56 sz -0.15 0.025
57 sq 625 625 4444.4444 0 0 0 -1 0 0 0.21
58 sq 625 625 4444.4444 0 0 0 -1 0 0 -0.21
59 cz 0.035
60 cz 0.040
61 pz 0.21
62 pz -0.21
1237 so 100

c Materiais
m3 22000. 1 $ Tí
c
m4 79197 -0.8 $ Liga de ouro (80%)/Cobre(20%)
30064 -0.2
m5 1001. -0.08 $ Resina de Poliestireno
6012. -0.90 $ Carbono
7014. -0.03 $ Nitrogênio
17035 -0.07 $ Cloro
46000 -0.01 $ Paládio
m6 1000.04 2 $ Água
8000.04 1
m7 7014 -0.755 $ Ar
8016 -0.232
18000 -0.013
mode p e
sdef pos=d1 ERG=d2 par=2 RAD=d3
c células
s11 L 0 0 0.15 0 0 0.09 0 0 -0.09 0 0 -0.15
sp1 1 1 1
c Energia
s12 L 0 0.020074 0.020216 0.02272 0.02318 0.03975 0.29498 0.3575 0.4971
sp2 0 0.224 0.423 0.104 0.0194 0.00068 0.00003 0.00022 0.00004
s13 0 0.025
sp3 -21 2
*F8:p,e x
ptrac file asc write all
mos 2000000000

```

Figura 3.4: Arquivo de entrada do MCNP da modelagem da semente de ^{103}Pd Mostrando o Bloco de células, de superfícies (à esquerda) e de dados (à direita).

3.2 Validação das modelagens das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd

As validações das modelagens das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd nos parâmetros dosimétricos: constante de taxa de dose (Λ), função de anisotropia, $F(r, \theta)$, função radial de dose, $g(r, \theta)$, e a função de geometria, $G(r, \theta)$, apresentadas pelo protocolo de dosimetria TG-43[38] e descritas na seção 2.6.2.

3.2.1 Determinação da constante de taxa de dose

A constante de taxa de dose, Λ , foi calculada levando em consideração as recomendações apresentadas pelo protocolo de dosimetria TG43[38], tendo como base o uso da equação 2.10 descrita na seção 2.6.2. A taxa de dose, $\dot{D}(r, \theta)$, foi calculada utilizando o comando do MCNP *tally* F6 (MeV/g) (Seção 2.9.1), a partir do valor médio obtido para quatro detectores constituídos por 4 voxels, posicionados na distância de referência igual a 1 cm (Figura 3.5 (a)) sobre o eixo ortogonal, passando pelo plano transversal da fonte de radiação[53].

A intensidade de kerma no ar, S_k , foi obtida usando o *tally* *F4 (MeV/cm²), a partir do valor médio de quatro detectores de ar, com dimensões iguais a 2,7 x 2,7 cm² x 0,05 cm posicionados a 10 cm da fonte de radiação (Figura 3.5 (b)), e posteriormente multiplicada pelos coeficientes de absorção em massa (μ_{en}/ρ)[54] usando os cartões DE/DF disponibilizados pelo MCNP[49].

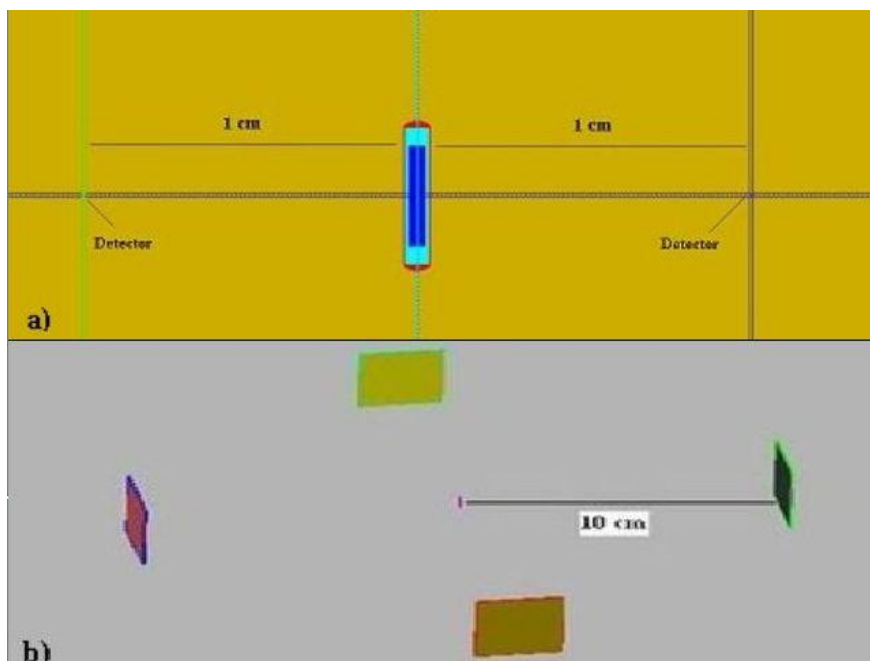


Figura 3.5: Geometria utilizada para o cálculo da constante de taxa de dose. Pode-se observar os detectores constituídos por voxels posicionados a 1 cm da fonte em (a) e a 10 cm em (b).

3.2.2 Função de Anisotropia e Função Radical de Dose

Para a determinação das funções de anisotropia e radial de dose, discutidas na seção 2.6.2, foram utilizados vários detectores com geometria esférica de raios variando entre 0,02 e 0,06 cm. Para evitar problemas de sobreposição de superfícies no arquivo de entrada do MCNP, foram utilizados raios de 0,02 e 0,03 cm para as distâncias radiais de 0,5 e 1 cm respectivamente. Para as distâncias compreendidas entre 1 e 4 cm foi utilizado o valor de 0,06 cm para os raios das esferas. Para cada detector posicionado ao longo do eixo ortogonal ao maior comprimento da fonte, variou-se o ângulo entre 0 e 90° como ilustrado na Figura 3.6. Para o cálculo da energia depositada nas esferas detectoras foi utilizado o comando F6 do MCNP[48].

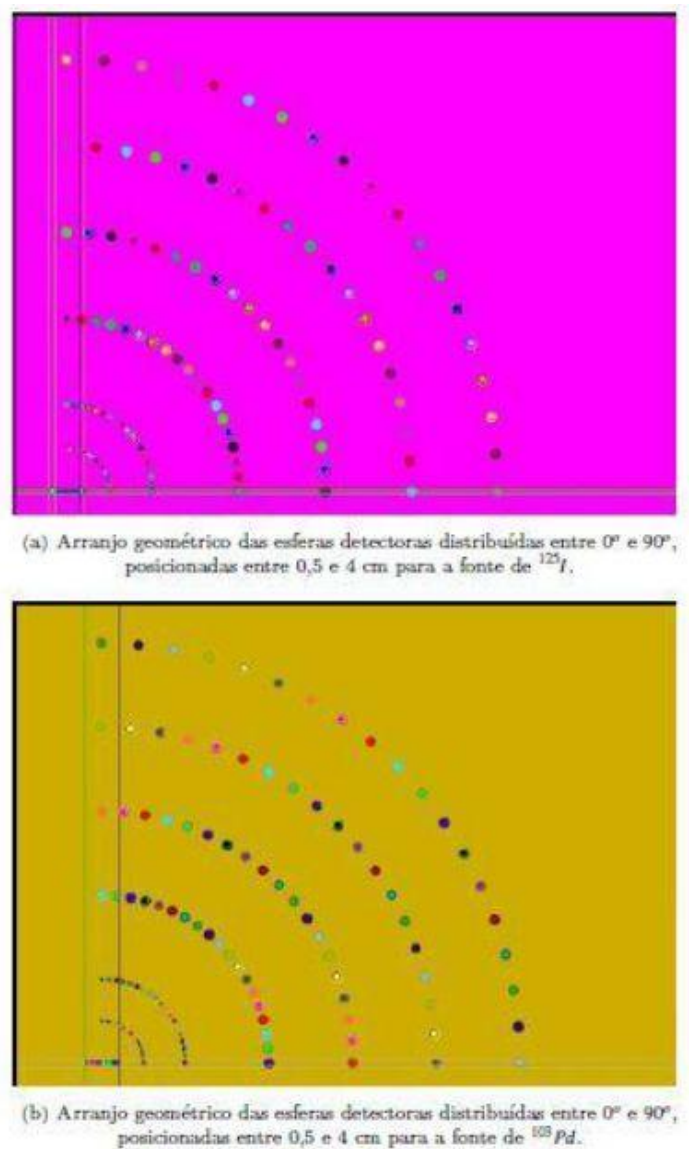


Figura 3.6: Distribuições geométricas das esferas detectoras distribuídas em torno das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd para a determinação das funções de anisotropia e radial de dose.

3.3 Conversão de imagens tomográficas para arquivos de entrada do MCNP

Para quantificar e avaliar os efeitos intersementes e os efeitos de possíveis rotações das sementes durante o implante, em um cenário realístico, foram utilizadas imagens tomográficas de referência de um paciente submetido ao tratamento de braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR), no Hospital Sírio Libanes em São Paulo, usando 114 sementes de ^{125}I modelo Amershan 6711.

As imagens tomográficas (formato DICOM) da próstata do paciente submetido ao tratamento de braquiterapia foram segmentadas utilizando o programa de editoração de imagens Photoshop CS5, de acordo com metodologia apresentada na seção (??). Em uma etapa posterior, as imagens DICOM segmentadas foram exportadas para o software Scan2MCNP[35] e convertidas em um fantoma em voxel, cujo arquivo de entrada (input) é reconhecido pelo MCNP. Como as imagens médicas da próstata foram obtidas em alta resolução, matrizes de 512 pixels x 512 pixels, foram gerados voxels de dimensão igual a $0,09 \times 0,09 \text{ cm}^2 \times 0,5 \text{ cm}$, resultando em um cenário em estrutura em voxel com aproximadamente 10^6 voxels.

A forma da geração do arquivo de entrada pode ser escolhida a partir do ajuste de parâmetros dispostos no programa Scan2MCNP, como por exemplo, a escolha da geometria, que pode ser gerada como uma estrutura “lattice em R” ou uma estrutura sem compressão[35]. Para a identificação das regiões na imagem do órgão, o programa utiliza o recurso IDs (identificadores), que através de uma biblioteca anexada identifica grupos de elemento da imagem e atribui os IDs para cada região desejada.

Como resultado da conversão da imagem tomográfica obtém-se um arquivo de entrada do código MCNP contendo as diferentes regiões da imagem, a densidade e composição química de cada material.

Na Figura 3.7 é apresentada a visualização, usando o Software Moritz[55], da imagem tomográfica após segmentação e conversão para um cenário com estrutura em voxel cujo arquivo de entrada é reconhecido pelo código MCNP. Podem-se observar algumas estruturas constituintes da imagem, como por exemplo, a pele, a região óssea, a bexiga e o reto.

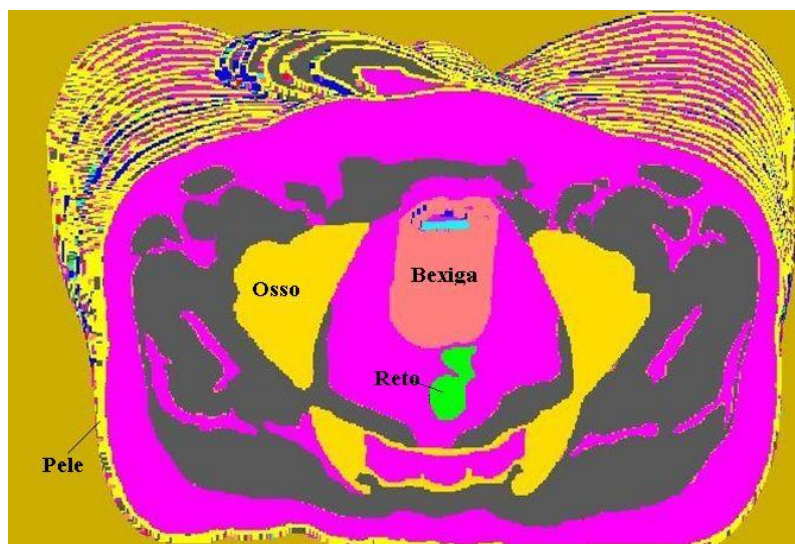


Figura 3.7: Visualização da estrutura em voxel obtida da imagem tomográfica após segmentação e posterior conversão usando o software Scan2MCNP.

3.4 Sistema automatizado de replicação de sementes

Para evitar possíveis erros de posicionamento espacial das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd durante o processo de replicação no ambiente computacional, foi desenvolvido um sistema de replicação automatizado na linguagem de programação C++[56], o que permitiu a reprodução das mesmas distribuições espaciais das sementes obtidas previamente pelo planejamento utilizando como referência o “template” real e o sistema de planejamento Prowers. O sistema desenvolvido permite a replicação fidedigna de qualquer quantidade de sementes em um tempo relativamente curto, evitando assim, que haja possíveis erros factíveis de ocorrer quando o processo de replicação é realizado individualmente de forma manual. Desse modo, tornou-se possível a reprodução automatizada de um planejamento de braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR) em um ambiente computacional, para a realização de simulações usando o código Monte Carlo MCNPX.

Na Figura 3.8 é mostrado tanto o template real, usado durante a inserção das sementes no paciente, quanto o template virtual criado usando a linguagem de programação C++ para a replicação virtual das sementes.

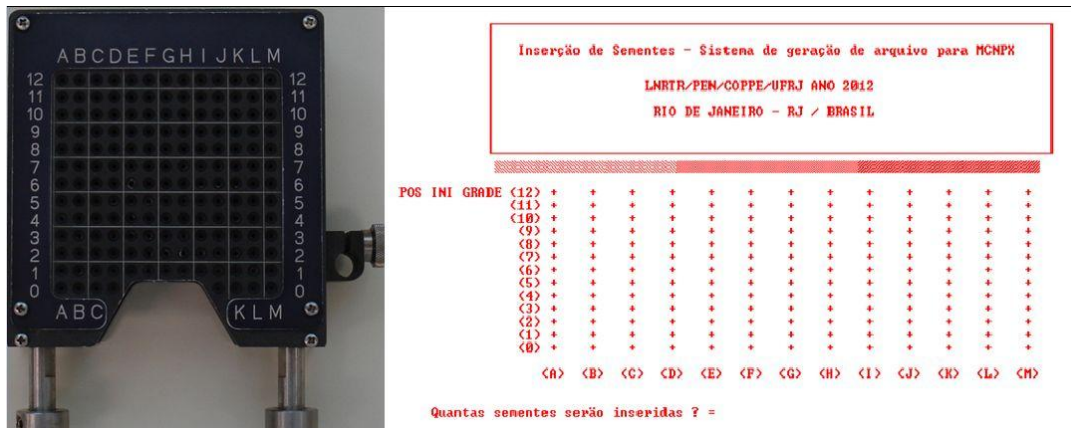


Figura 3.8: Sistema de posicionamento das sementes: template real (esquerda) e template virtual (direita).

Quando inicializado o programa de replicação automatizado é solicitado ao usuário inserir, respectivamente, o número total de sementes que se deseja replicar e a posição inicial do template virtual, a partir da qual é definido um sistema de coordenadas tridimensional. Em uma etapa posterior, o usuário deve fornecer as posições de inclusão das sementes obtidas usando o template real e o sistema de planejamento Prowers.

Depois de inseridos todos os dados requeridos o programa permite salvar um arquivo, em formato de texto, com as informações das superfícies e células das sementes nas respectivas posições informadas previamente ao programa.

Na Figura 3.9 é mostrada uma das etapas de replicação, onde é solicitado ao usuário informar as posições das sementes onde serão inseridas. Observa-se que depois de finalizada a inserção de todas as sementes, nas posições definidas pelo usuário, o programa gera um arquivo de texto contendo as informações relativas às superfícies e células, necessárias para a construção do arquivo de entrada do código MCNP.

```
Profundidade da semente G1 em Z (cm) ? : 1
Informação processada...
Inisira a 4a. semente ? = B7
Profundidade da semente B7 em Z (cm) ? : 1
Informação processada...
Inisira a 5a. semente ? = H9
Profundidade da semente H9 em Z (cm) ? : 3.5
Informação processada...
*****
Sementes inseridas :  A2  F4  G1  B7  H9
Nome do arquivo a ser gerado: PROSTATA.TXT
Semente: I-125 sem TR <I>, I-125 com TR <II>, Pd-103 sem TR <P> ou Pd-103 com TR <TP>?II
```

Figura 3.9: Visualização do processo de inserção de sementes utilizando o template virtual.

3.5 Avaliação do efeito intersementes considerando múltiplas sementes

Os diferentes materiais de elevado número atômico presentes nas sementes de ^{125}I e ^{103}Pd funcionam como materiais atenuadores e espalhadores da radiação. Este efeito é conhecido como efeito intersementes (IE) e pode reduzir a dose de radiação prescrita sobre o tumor.

O IE para uma configuração tridimensional de sementes foi quantificado e avaliado considerando um cenário realístico obtido através de imagens tomográficas de um paciente de referência submetido ao procedimento de braquiterapia no Hospital Sírio Libanês (SP), utilizando sementes de ^{125}I . As imagens tomográficas obtidas do paciente de referência foram segmentadas utilizando os programas photoshop e Scan2MCNP discutidos na seção 3.4. O planejamento de referência foi constituído por 114 sementes de ^{125}I distribuídas na região da próstata do paciente tratado. O correto posicionamento espacial das sementes de acordo com o planejado utilizando o sistema de Planejamento Prowers, foi obtido a partir do uso do programa de replicação, desenvolvido na linguagem de programação C++ apresentado na seção (??). O uso deste programa permitiu a replicação totalmente automatizada das diversas células e superfícies constituintes das 114 sementes utilizadas, o que possibilitou a reprodução do planejamento de uma forma rápida e eficaz.

Para quantificar o efeito intersementes (IE) foi utilizada a metodologia apresentada por Meigooni e colaboradores[11], segundo a qual o IE é determinado a partir da taxa de dose obtida na posição de interesse pelas sementes emitindo de forma conjunta ($\dot{D}_{(1+2+3+\dots+114)}$) dividida pelo somatório da taxa de dose obtida através das sementes individuais em suas respectivas posições($\dot{D}_1 + \dot{D}_2 + \dot{D}_3 + \dots + \dot{D}_{114}$). O formalismo matemático utilizado nesta metodologia é apresentado na equação 3.7.

$$IE = \frac{\dot{D}_{(1+2+3+\dots+114)}}{\dot{D}_1 + \dot{D}_2 + \dot{D}_3 + \dots + \dot{D}_{114}} \quad (3.7)$$

O IE permite quantificar os efeitos de atenuação da radiação entre as sementes e foi calculado ao longo dos planos transversal e longitudinal utilizando a metodologia expressa na equação 3.7, a partir do uso de uma matriz quadrada, de dimensão 6x6, de detectores com geometria esférica e com raio de 0,13 cm, igualmente espaçados de 1 cm em cada plano considerado, na região central da próstata. A energia depositada em cada detector de interesse foi obtida através do comando *F8 (MeV) do MCNP.

Na Figura 3.10 é mostrada a distribuição espacial das 114 sementes de ^{125}I em uma esfera de água (esquerda). Pode-se ver também a matriz de detectores com as suas respectivas emissões de fótons dispostas nos planos transversal e longitudinal (direita).

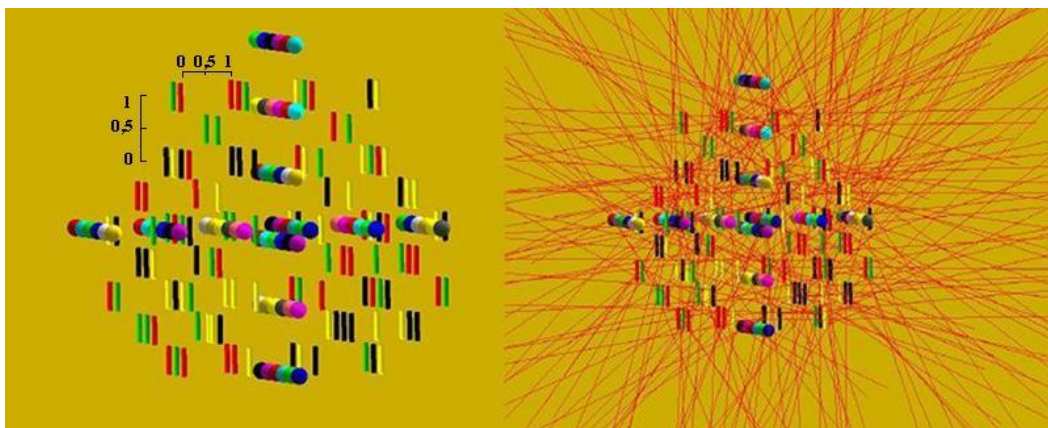


Figura 3.10: Ilustração da distribuição espacial das 114 sementes implantadas no volume da próstata.

Na Figura 3.11 pode-se observar as sementes de ^{125}I inseridas na imagem tomográfica segmentada e posteriormente convertida para um arquivo de entrada (input) reconhecido pelo MCNP usando o softwares Scan2MCNP. Também são apresentadas as

distribuições de doses obtidas no ambiente computacional usando as ferramentas de *mesh tally* do MCNP, aplicadas nos planos longitudinal (Figura 3.11 (a)) e transversal (Figura 3.11 (b)) da próstata do paciente submetido ao procedimento de braquiterapia.

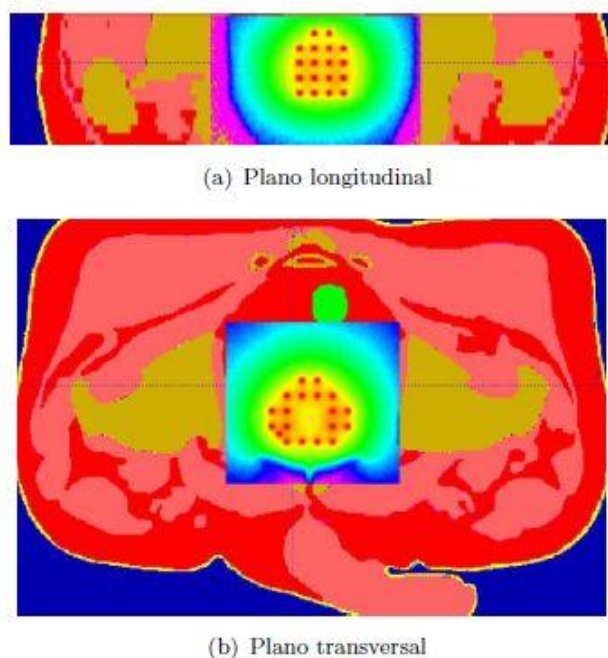


Figura 3.11: Visualização do gradiente de dose nos planos: (a) longitudinal e (b) transversal da próstata do paciente submetido ao tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I .

Adicionalmente, o mesmo procedimento foi adotado substituindo as sementes de ^{125}I pelas sementes de ^{103}Pd , utilizando o mesmo planejamento de referência.

3.6 Avaliação dos efeitos de rotação das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd

Nos procedimentos de braquiterapia o posicionamento das sementes é realizado mediante o uso de imagens de ultrassom em tempo real em conjunto com um template, que estabelece um sistema de coordenadas tridimensional ao longo de toda a extensão da próstata do paciente tratado. As sementes são posicionadas ao longo da profundidade a partir do uso de agulhas, atendendo as posições predefinidas durante o planejamento, que leva em consideração o sistema de coordenadas definido pelo template. No entanto, é possível que no momento da retirada da agulha ocorra algum deslocamento das sementes em relação a posição inicialmente planejada.

Possíveis rotações das sementes podem levar a diferenças nos parâmetros dosimétricos, o que é indesejável para a obtenção da entrega de dose de acordo com o que foi planejado. Diante disso, foi desenvolvido um estudo detalhado para quantificar e avaliar os possíveis efeitos dosimétricos devido às pequenas rotações das sementes durante o seu implante.

Este estudo foi desenvolvido considerando primeiramente o efeito individual das rotações das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Em uma etapa posterior, o mesmo estudo foi realizado considerando rotações de múltiplas sementes para diferentes ângulos após o implante.

3.6.1 Efeitos da rotação individual das sementes

Os efeitos das rotações das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd foram quantificados e avaliados a partir do posicionamento de uma semente na origem do sistema de coordenadas simulado. Foram utilizados 12 detectores esféricos posicionados a 1 cm de distância da fonte de radiação. Os detectores foram angulados com passos de 30 graus descrevendo uma circunferência completa nos arredores da fonte. Na Figura 3.12 é mostrada a geometria utilizada neste estudo com os detectores posicionados ao longo do plano longitudinal da fonte de radiação.

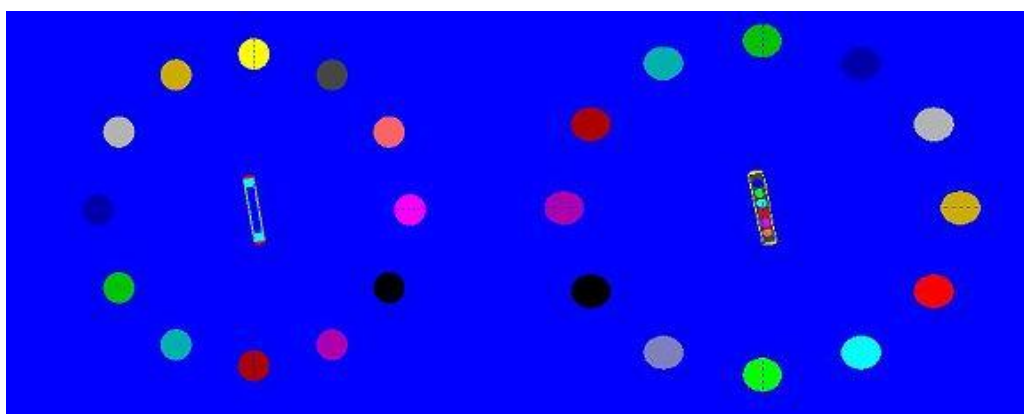


Figura 3.12: Visualização das sementes de ^{125}I (a esquerda) e ^{103}Pd (a direita) com os detectores descrevendo um círculo no plano longitudinal à fonte de radiação.

Na Figura 3.13 é mostrada a geometria utilizada neste estudo com os detectores posicionados ao longo do plano transversal à fonte de radiação.

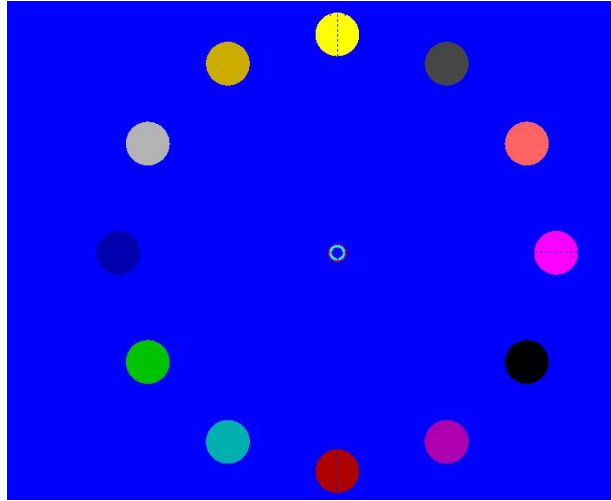


Figura 3.13: Ilustração dos detectores posicionados ao longo do plano transversal à fonte de radiação.

Para quantificar a influência da rotação da semente considerada neste estudo (^{125}I ou ^{103}Pd) foram necessárias duas etapas. Na primeira, denominada condição de referência, foi quantificada a dose absorvida, D_{Ref} , em cada detector sem considerar nenhuma rotação da semente. Os resultados obtidos nesta etapa foram usados como referência para as análises posteriores. Na etapa seguinte a semente foi rotacionada em 1, 3, 5, 8 e 10 graus e registradas as doses absorvidas (D_i) em cada detector em torno da fonte para os ângulos estudados. As diferenças relativas das doses absorvidas, D_R , foram calculadas usando a equação 3.8, o que permitiu avaliar os efeitos da rotação da semente para os ângulos anteriormente mencionados. A dose absorvida em cada detector foi obtida aplicando o *tally* *F8, disponibilizado pelo código MCNP. As simulações foram realizadas com número suficiente de histórias para que os valores dos erros relativos alcancem patamares inferiores a 0,05, atendendo os limites de confiabilidade apresentado na Tabela 2.7.

$$D_R = \frac{|D_i - D_{\text{Ref}}|}{D_{\text{Ref}}} \times 100 \quad (3.8)$$

3.6.2 Efeitos das rotações de múltiplas sementes

Com o objetivo de avaliar os efeitos da rotação das sementes, em uma situação mais realística, o mesmo estudo foi desenvolvido tendo como base o caso de referência apresentado na seção 3.5, constituído por 114 sementes implantadas.

Para verificar possíveis correlações entre o número de sementes rotacionadas, para determinados ângulos de rotação, e a energia entregue em determinados pontos de interesse, foi realizado um estudo para os ângulos de rotação 1, 3, 5 graus em função do número de sementes rotacionadas. Foram realizadas várias simulações considerando as rotações de 11 (10%), 23 (20%) e 34 (30%) sementes escolhidas aleatoriamente dentre as 114 sementes utilizadas no planejamento, e para cada número de sementes foram considerados os três ângulos investigados (1, 3, 5 graus).

Os efeitos da rotação das múltiplas sementes, nos planos longitudinal e transversal, foram avaliados a partir do cálculo das diferenças relativas de doses absorvidas (Eq.3.8) nas situações mencionadas, assumindo como referência a simulação sem a ocorrência de rotação das 114 sementes utilizadas. As doses absorvidas foram quantificadas usando a mesma matriz de detectores apresentadas na seção 3.5, aplicando o *tally* *F8 do MCNP em cada detector considerado.

Na Figura 3.14 é apresentada a distribuição tridimensional das sementes rotacionadas em um ambiente não voxelizado para a obtenção de uma melhor visualização, no entanto, as simulações foram realizadas com as sementes inseridas na região voxelizada da próstata do paciente de referência.

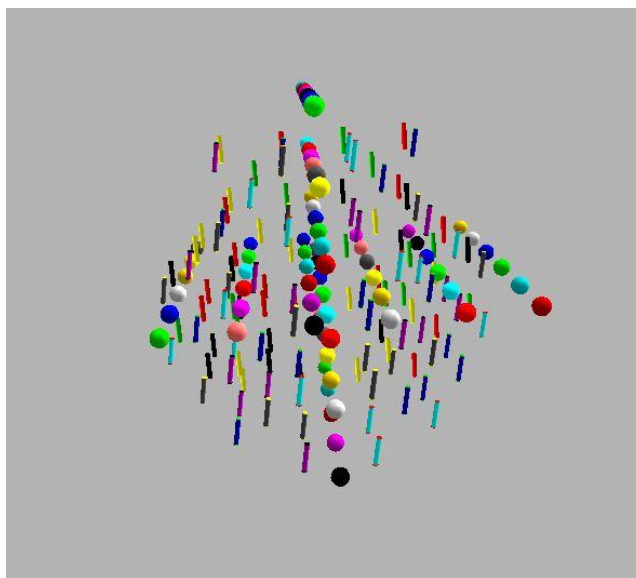


Figura 3.14: Visualização tridimensional das sementes rotacionadas aleatoriamente e usadas neste estudo.

3.7 Histogramas Dose Volumes (DVHs)

Haja vista a necessidade de uma ferramenta para avaliar a qualidade de um planejamento obtido de forma simulada, foi desenvolvida uma metodologia para quantificar e avaliar as distribuições de frequências dose-volumes acumuladas, o que permitiu traçar os Histogramas Dose Volumes (DVHs)[4] a partir de dados obtidos diretamente de simulações computacionais usando o Método Monte Carlo.

Em um primeiro momento, tentou-se criar uma metodologia para avaliar os DVHs usando a imagem tomográfica de referência apresentada na seção. No entanto, devido a pequena dimensão do voxel gerado após a conversão da imagem tomográfica para um arquivo de entrada, verificou-se uma limitação da ferramenta de cálculo voxel a voxel disponibilizado pelo MCNP[10].

Para contornar este problema, os DVHs foram obtidos utilizando como referência um tratamento de braquiterapia com o simulador masculino (REX) da ICRP110[31], cuja dimensão dos voxels é maior que a obtida a partir das imagens tomográficas do paciente. Embora a próstata do simulador REX tenha sido obtida para um homem de referência[31], a sua distribuição espacial apresenta uma geometria com um formato que mais se aproxima de um tronco de cone, o que a torna diferente de uma próstata real, cujo volume apresenta uma geometria similar a de uma pera. Adicionalmente, o seu volume é menor do que o volume de uma próstata de um paciente real.

Devido a dificuldade de obter uma configuração espacial de sementes, de modo a garantir a uniformidade da dose ao longo de toda a extensão da próstata, para volumes muito pequenos, neste estudo foi utilizado como referência um planejamento de um paciente com uma próstata relativamente pequena, no entanto ligeiramente maior do que a próstata do fantoma da ICRP[31]. Na tentativa de igualar os volumes absolutos, foi feita uma diminuição do volume de referência (paciente) e o planejamento recalculado, contudo mantendo o formato de uma próstata real. As 56 fontes de radiação utilizadas no tratamento do paciente foram conformadas de modo a garantir uma uniformidade de dose para o volume reduzido da próstata do caso de referência.

Em uma etapa posterior, este mesmo planejamento conformado foi reproduzido no ambiente computacional. As sementes foram introduzidas na região da próstata do fantoma REX através do uso do sistema de replicação automatizado apresentado na

seção 3.4, o que permitiu reproduzir as mesmas distribuições espaciais das sementes oriundas de um planejamento realizado através do Sistema de Planejamento Prowers, pertencente ao Hospital Sirio Libanês. Este planejamento foi constituído por 56 sementes de ^{125}I , com atividades individuais de 0,3282 mCi[25]. Os DVHs também foram levantados substituindo as sementes de ^{125}I pelas de ^{103}Pd mantendo a mesma distribuição espacial de sementes para uma atividade típica de 1,2 mCi[57].

Na Figura 3.15 é apresentado o plano da base, localizado imediatamente abaixo da bexiga. Podem ser visualizadas as sementes de ^{125}I (Figura 3.15 (a)) e de ^{103}Pd (Figura 3.15 (b)) nas mesmas posições espaciais obtidas do planejamento de referência realizado usando o sistema de planejamento Prowers.

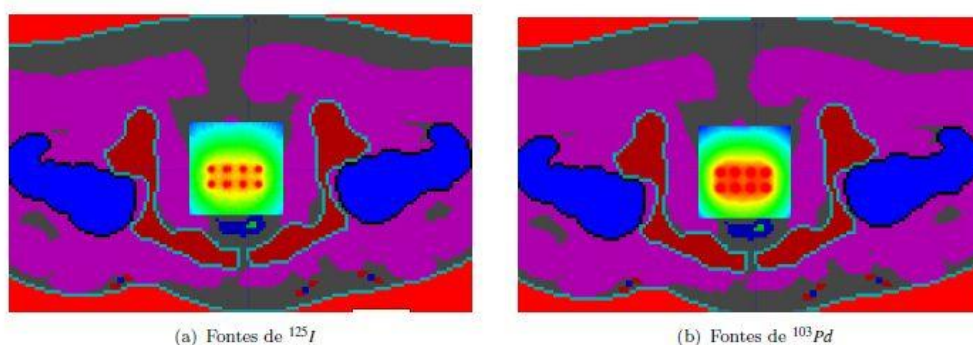


Figura 3.15: Visualização (*usando mesh tally*) das sementes de ^{125}I (a) e ^{103}Pd (b) inseridas no fantoma da ICRP na profundidade de 91,5 cm (Plano da Base).

Para quantificar e avaliar a dose absorvida nos elementos de volume constituintes dos órgãos de interesse, foram usados planos delimitadores das regiões estudadas e aplicada a metodologia de cálculo voxel a voxel disponibilizada pelo código MCNP[10].

Na Figura 3.16 são apresentados os planos paralelos delimitadores da próstata no plano xy. Pode-se observar que o referido plano é definido pelas fatias 114 (24,362 cm), 132 (28,2084 cm) e 65 (13,8905 cm), 82 (17,5234 cm) para delimitar os eixos x e y, respectivamente.

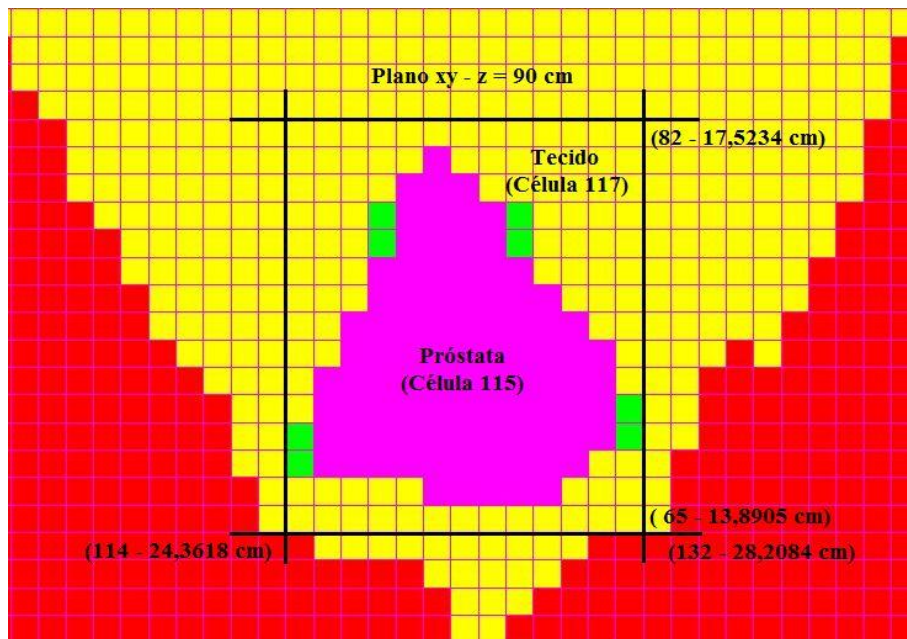


Figura 3.16: Delimitação da região da próstata no plano xy.

Na Figura 3.17 é apresentada a delimitação no plano yz a partir das fatias 65 (13,8905 cm), 82 (17,5234 cm) e 109 (87,2 cm), 116 (92,8 cm) para delimitar os eixos y e z, respectivamente.

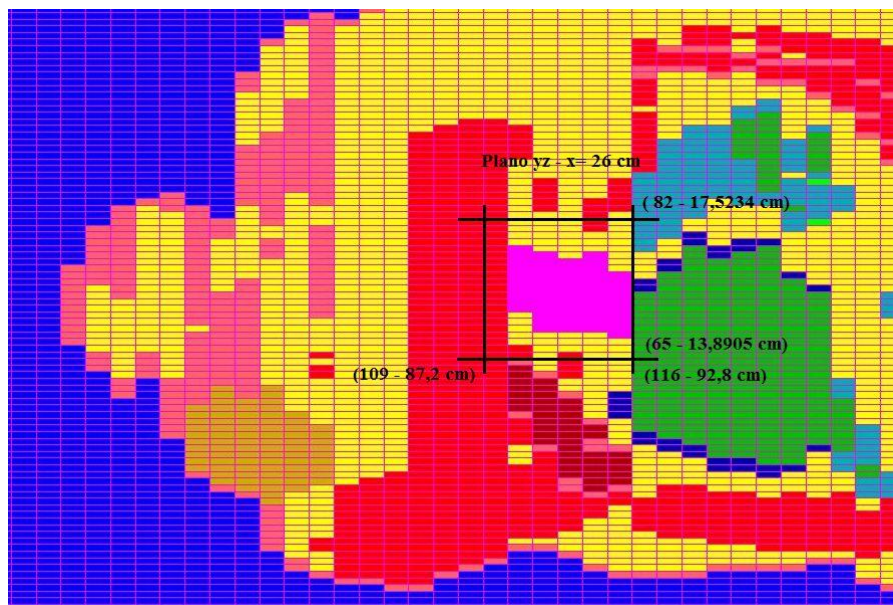


Figura 3.17: Delimitação da região da próstata nos planos yz.

Na Figura 3.18 é apresentada a delimitação da próstata no plano xz, a partir das fatias 114 (24,3618 cm), 132 (28,2084 cm) e 109 (87,2 cm), 116 (92,8 cm) para delimitar os eixos x e z, respectivamente.

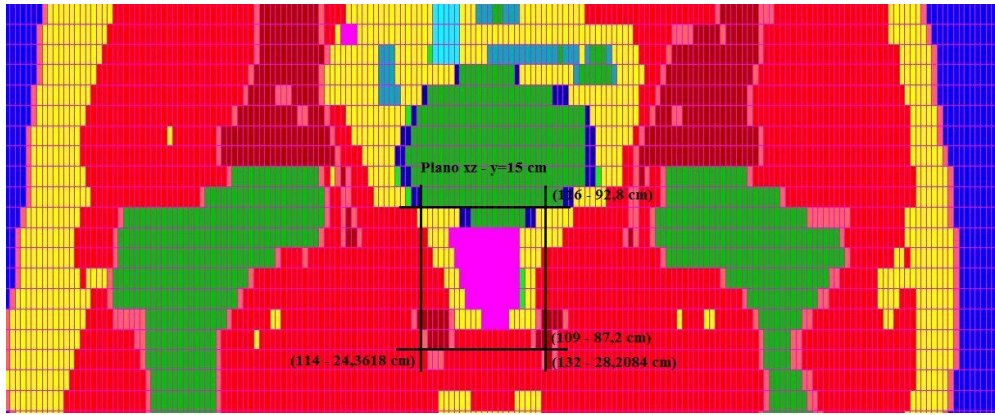


Figura 3.18: Delimitação da região da próstata nos planos xz.

Para quantificar a dose absorvida no órgão estudado foi utilizado o *tally* *F8, aplicado em cada voxel de interesse, definidos através dos planos delimitadores. Embora haja outras estruturas diferentes da próstata nas regiões compreendidas entre os planos delimitadores, ao ser definida somente a célula 115 na especificação do *tally* *F8, o MCNP contabiliza a energia depositada somente nos voxels constituintes da próstata, representada pela célula 115 (visualizada na Figura 3.16).

Na Figura 3.19 é apresentada uma parte do arquivo de entrada (input) do MCNP, onde é especificado o comando *tally* *F8 utilizado para quantificar a energia depositada em todos os voxels constituintes da célula de interesse.

```
*f8:p,e ((115) <889[114:132 65:82 109:116]) $ Próstata
cut:e j 0.005
cut:p j 0.005
prdmp j 5000000 1 3
nps 2000000000
```

Figura 3.19: Linhas de comando do input do MCNP mostrando a aplicação do *tally* *F8 na região compreendida pelos planos delimitadores da próstata do simulador masculino da ICRP[31].

Os DVHs também foram obtidos para os órgãos reto e bexiga usando a metodologia supracitada considerando as duas fontes modeladas (^{125}I e ^{103}Pd).

As atividades totais referentes às 56 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , usadas neste estudo, foram iguais a $5,04 \times 10^{15}$ e $5,27 \times 10^{15}$ becqueréis, respectivamente.

A dose (em Gy) em cada voxel constituinte do órgão de interesse foi obtida a partir da energia depositada e a massa de cada voxel, de acordo com a equação (??). Posteriormente a realização de todas as simulações, os resultados das doses obtidas para os voxels foram ordenados e um estudo da distribuição de frequência dose-volume foi

realizado, o que permitiu traçar os DVHs obtidos diretamente do planejamento simulado usando o código MCNP e o simulador antropomórfico recomendado pela publicação 110 da ICRP[31].

3.8 Cálculos da dose absorvida e avaliação das influências das aproximações por fontes puntiformes e dos efeitos das heterogeneidades de tecidos e órgãos.

A seguir são apresentadas as metodologias empregadas para quantificar e avaliar as doses recebidas por diferentes órgãos durante o tratamento de braquiterapia usando sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Adicionalmente é descrita a metodologia utilizada para avaliar os efeitos dosimétricos devido as aproximações por fontes puntiformes e devido a desconsideração, pelo sistema de planejamento, das heterogeneidades dos órgãos do paciente submetido ao implante de sementes de ^{125}I .

3.8.1 Dose absorvida

Após a modelagem e reprodução dos implantes das 56 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd no simulador REX, cujos detalhes foram apresentados na seção 2.3.2, foi possível calcular as doses absorvidas em diferentes órgãos de interesse a partir da equação 2.19. A energia depositada em cada órgão foi obtida com o comando *tally *F8* e para o cálculo da dose foram utilizadas as massas dos órgãos disponibilizadas pela publicação número 110 da ICRP[31]. As simulações foram realizadas no Cluster Orion, pertencente ao Laboratório de Nêutrons do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN), considerando o transporte de fótons e elétrons (mode p e) para 2×10^9 histórias.

Na Figura 3.20 são mostradas as linhas de comando do arquivo de entrada onde o comando **F8 (MeV)* é aplicado em diferentes células onde se desejava determinar as doses absorvidas.


```

c
c Cálculo da Dose Absorvida
c
*f18:p,e (72<889) $ stomach
*f28:p,e (137<889) $ bladder
*f38:p,e (95<889) $ Liver
*f48:p,e ((76 78 80 82 84 86)<889) $ colon
*f58:p,e ((97 99)<889) $ lungs
*f68:p,e ((122 123 124 125)<889) $ skin
c -----Remaiders-----
*f78:p,e (70<889) $ gall bladder
*f88:p,e ((89 90 91 92 93 94)<889) $ kidneys
*f98:p,e (74<889) $ small intestine
*f118:p,e ((106 107 108 109)<889) $ Muscle
*f128:p,e (113<889) $ pancreas
*f138:p,e (127<889) $ spleen
*f148:p,e (115<889) $ prostata
*f158:p,e (42<889) $ pelvis
*f168:p,e (29<889) $ leg bone

```

Figura 3.20: Ilustração da aplicação da *tally *F8* (MeV) em diferentes órgãos para a determinação das doses absorvidas.

3.8.2 Influências dosimétricas das aproximações por fontes puntiformes e dasheterogeneidades dos órgãos

Para quantificar e avaliar as influências dosimétricas devido as aproximações por fontes puntiformes e devido as desconsiderações das heterogeneidades dos tecidos e órgãos, foram realizadas duas simulações usando as sementes de ^{125}I em conjunto com o simulador masculino em voxel REX[31]. Na primeira delas foram consideradas as reais geometrias das sementes e as composições químicas dos órgãos recomendadas pela ICRP[31], o que permitiu obter resultados de referência para as doses em alguns órgãos, tendo como base o uso de uma situação realística. Na segunda etapa, as sementes de ^{125}I foram consideradas como sendo fontes puntiformes e emitindo fótons monoenergéticos de energia igual a 0,02837 keV adotando o meio como sendo constituído por água. Este procedimento permitiu avaliar os efeitos dosimétricos das aproximações por fontes puntiformes combinados com a desconsideração das heterogeneidades do meio. As doses foram obtidas através da energia depositada *tally *F8*) em cada órgão a partir do uso da equação 2.19 descrita na seção 2.6.4.

3.9 Estimativas dos riscos de indução de câncer e mortalidade em tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd .

A partir do formalismo de cálculo descrito na seção 2.8.3 e das doses absorvidas obtidas para diferentes órgãos (seção 3.8.1) foi possível desenvolver estudos dos riscos

de indução de câncer secundários e os riscos de mortalidade devido as exposições a baixas taxas de doses em procedimentos de braquiterapia usando sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Com o objetivo de quantificar e avaliar estes riscos em função da idade, os mesmos foram determinados para as idades de 40, 50, 60, 70 e 80 anos.

Como para os órgãos mais distantes da região da próstata não foram obtidos valores de dose com incertezas dentro dos limites de confiabilidades apresentados na Tabela 2.7, foram determinados os riscos de indução de câncer e de mortalidade somente para o estômago e fígado, cujos valores de incertezas associados aos cálculos Monte Carlo atenderam os limites de confiabilidade supracitado.

4 Resultados e Discussões

4.1 Modelagem das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd

4.1.1 Semente de ^{125}I

Na Figura 4.1 é apresentado, utilizando o visualizador gráfico Moritz, um corte bidimensional ilustrando as diferentes regiões internas da semente de ^{125}I modelada utilizando o código MCNP (Figura 4.1 (a)).

A partir de um arquivo específico gerado pelo MCNP (ptrack) foi possível a obtenção da Figura 4.1 (b), ilustrativa da emissão da radiação pela semente de ^{125}I .

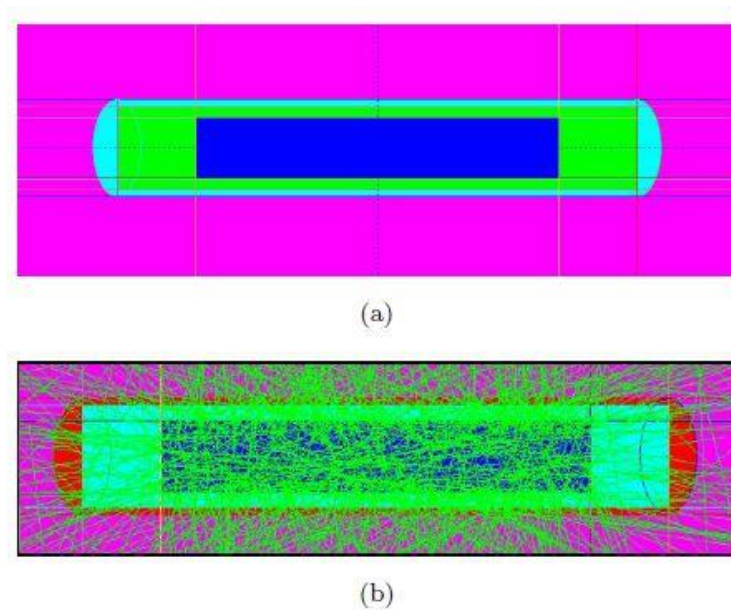


Figura 4.1: Ilustração da semente de ^{125}I modelo Amersham 6711 modelada no MCNP: (a) visão bidimensional mostrando as diferentes regiões da semente de Iodo; (b) Ilustração da emissão dos fótons pela semente de ^{125}I .

4.1.2 Semente de ^{103}Pd

Na Figura 4.2 é apresentado um corte bidimensional ilustrando as diferentes regiões internas da semente de ^{103}Pd , modelo MED3633 (Figura 4.2 (a)), tendo como base a modelagem realizada no código MCNP. Pode-se visualizar também na Figura 4.2 (b) a emissão de fótons pelas quatro esferas laterais.

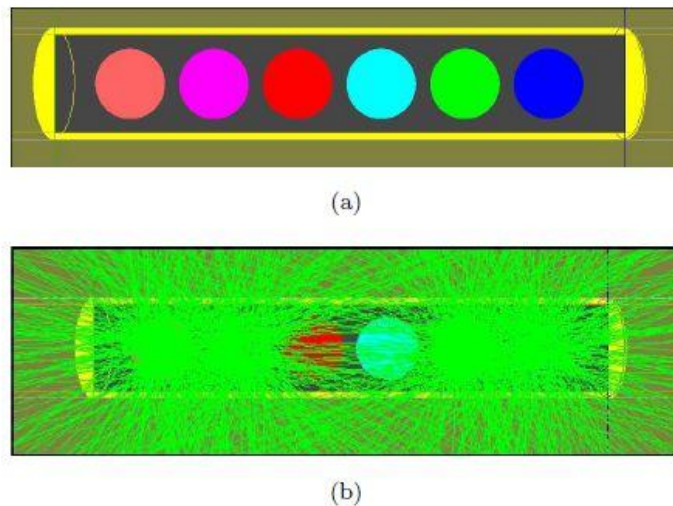


Figura 4.2: Ilustração da semente de ^{103}Pd modelo MED3633, utilizando o visualizador gráfico Moritz, modelada no MCNP : (a) visão bidimensional mostrando as diferentes regiões da semente de paládio; (b) Ilustração da emissão dos fótons pelas fontes esféricas.

4.2 Validação das modelagens das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd

A seguir são apresentados os resultados obtidos para os parâmetros dosimétricos constante de taxa de dose, funções de anisotropia e radial de dose, para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd e utilizados para validar a modelagem empregada neste trabalho.

4.2.1 Constante de Taxa de dose

Nas Tabelas 4.1 e 4.2 são apresentados os resultados encontrados para a constante de taxa de dose e comparados com outros estudos apresentados na literatura obtidos usando diferentes metodologias [50][51]. Observa-se que os resultados obtidos no presente trabalho se encontram em bom acordo com os valores encontrados na literatura, o que valida a metodologia adotada para a determinação do parâmetro dosimétrico constante de taxa de dose.

Tabela 4. 1: Constante de taxa de dose para o ^{125}I .

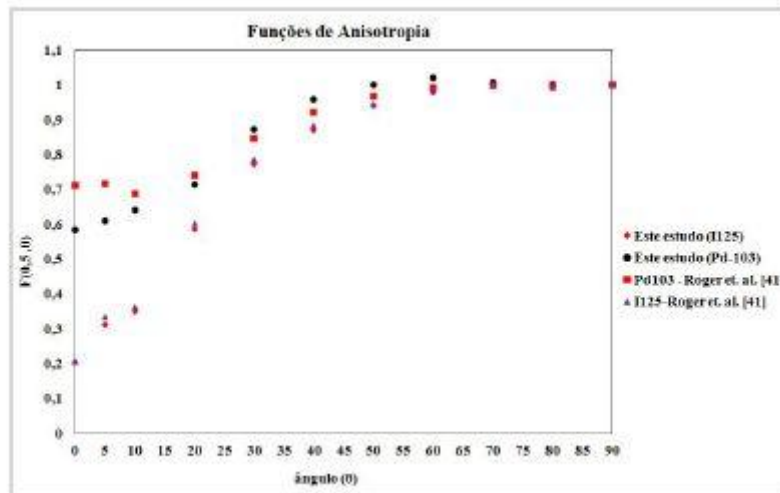
Referências	Constante de taxa de dose (cGy/hU)
TAYLOR E ROGERS (WAFAC)	0,924
TAYLOR E ROGERS (POINT)	0,942
ESTE TRABALHO (MCNPX)	0,941
DOLAN ET.AL (PTRAN)	0,942
DOLAN ET.AL (TLD)	0,971
TG43	0,965

Tabela 4. 2: Constante de taxa de dose para o ^{103}Pd .

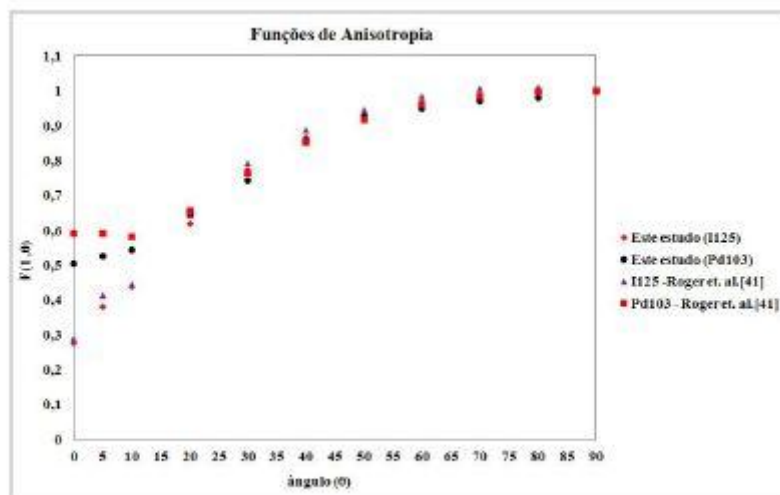
Referências	Constante de taxa de dose (cGy/hU)
TAYLOR E ROGERS (WAFAC)	0,65
TAYLOR E ROGERS (POINT)	0,65
ESTE TRABALHO (MCNPX)	0,65
M.J.RIVARD (EXTRAP.)	0,67
R.E. WALLACE; J.J. FAN (TLD)	0,70
TG43	0,68

4.2.2 Funções de Anisotropia

Nas Figuras 4.3 e 4.4 são apresentadas as funções de anisotropia ($F(r, \theta)$) obtidas para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , determinadas com base na metodologia descrita na seção 3.2.2.



(a) Distância de 0,5 cm

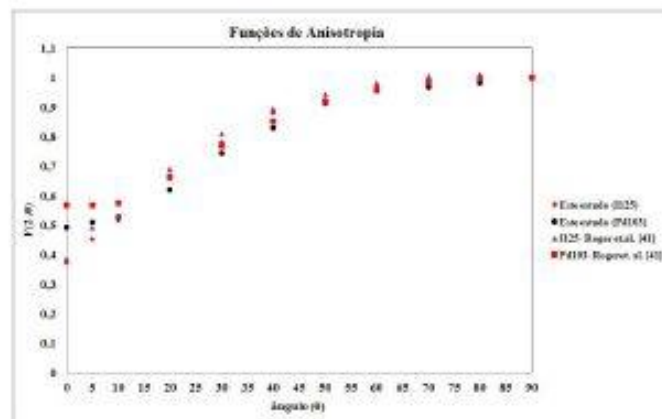


(b) distância de 1 cm

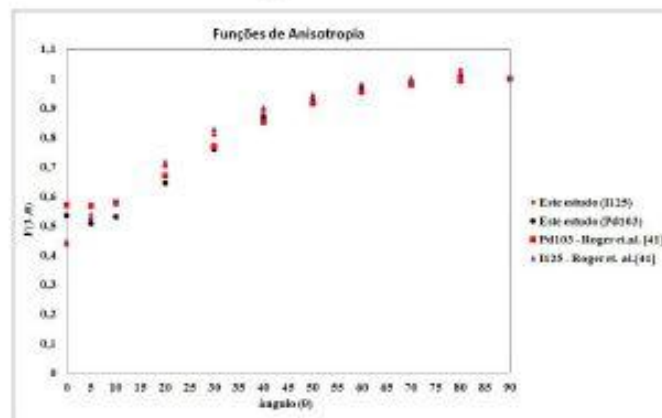
Figura 4.3: Funções de anisotropia ($F(r, \theta)$) para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd : (a) distância de 0,5 cm e (b) distância de 1 cm.

A partir da análise dos resultados pode-se verificar que os valores obtidos para as funções de anisotropia da semente de ^{125}I , para as distâncias compreendidas entre 0,5 e 4 cm, apresentam aderência satisfatória em relação aos resultados apresentados por Roger e colaboradores[53].

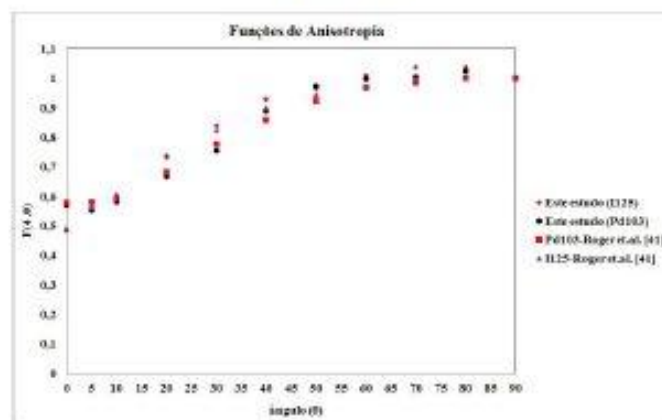
Os valores encontrados para as funções de anisotropia da semente de ^{103}Pd apresentaram uma diferença máxima de 16% para os ângulos menores que 15° . Tais diferenças foram atribuídas ao elevado gradiente de dose nas proximidades das sementes de paládio. Para ângulos maiores que 15° os resultados estão em bom acordo com os encontrados por Roger e colaboradores[53]. No entanto, observa-se que as diferenças apresentadas diminuem à medida que a distância aumenta.



(a) Distância de 2 cm



(b) distância de 3 cm



(c) distância de 4 cm

Figura 4.4: Funções de anisotropia ($F(r, \theta)$) para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd : (a) distância de 2 cm e (b) distância de 3 cm (c) distância de 4 cm.

Após o estudo comparativo entre as funções de anisotropia obtidas neste trabalho e as funções reportadas pela literatura, pode-se concluir que os resultados do presente trabalho estão em bom acordo com outros trabalhos realizados para propósitos equivalentes, o que valida a modelagem das duas sementes para o cálculo das funções de anisotropia.

4.2.3 Função Radial de Dose

Na Figura 4.5 são apresentados os resultados das funções radiais de doses ($g(r)$) obtidos para as sementes de ^{103}Pd e ^{125}I . Pode-se verificar que houve diferentes percentuais inferiores a 1% ao se comparar os valores de $g(r)$ obtidos com os respectivos valores reportados na literatura[39][53].

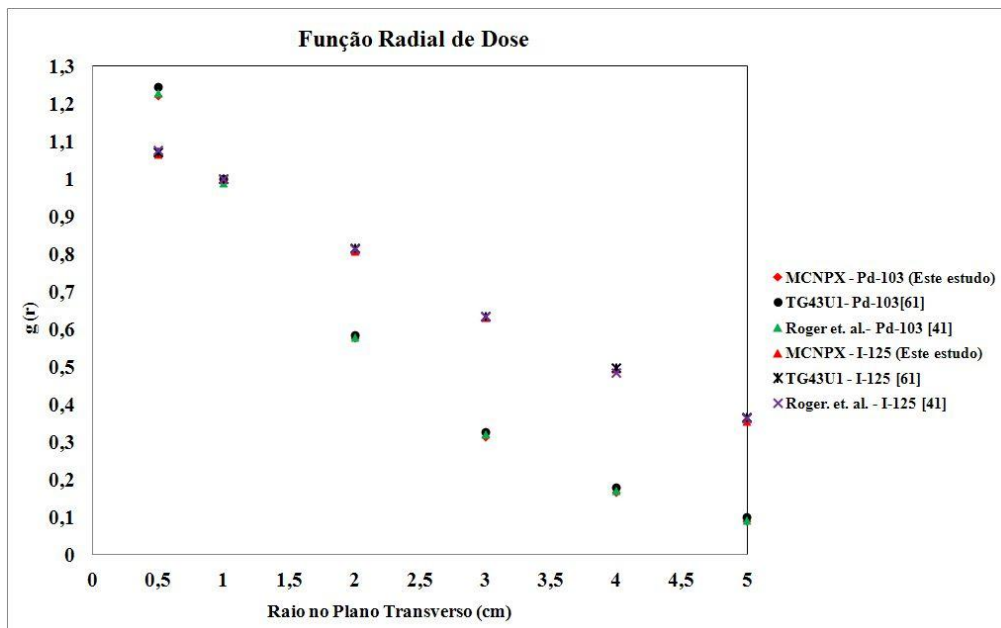


Figura 4.5: Funções radiais ($g(r)$) de doses obtidas para as fontes de ^{103}Pd e ^{125}I .

Ao comparar os resultados de $g(r)$ obtidos para ambas as sementes estudadas verifica-se que a função radial de dose para a semente de ^{103}Pd apresenta uma queda mais abrupta em relação a semente de ^{125}I , fato que já era esperado, uma vez que a semente de ^{103}Pd apresenta maior taxa de dose quando comparada com a de ^{125}I .

Os valores encontrados para as funções radiais de dose foram ajustados por polinômios de quinto grau e resultaram nas equações 4.1 e 4.2 para as sementes de ^{103}Pd e ^{125}I , respectivamente.

$$g_P(r) = 0,021r^5 - 0,0320r^4 + 0,177r^3 - 0,371r^2 - 0,1357r + 1,360 \quad (4.1)$$

$$g_I(r) = 0,029r^5 - 0,0395r^4 + 0,198r^3 - 0,451r^2 - 0,2633r + 1,026 \quad (4.2)$$

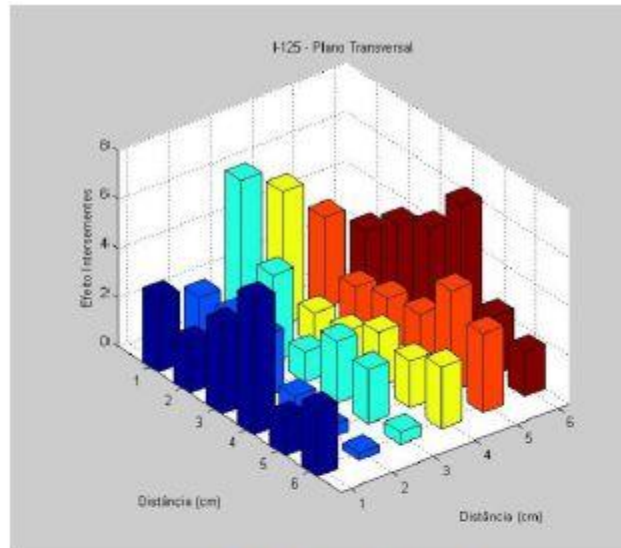
Tendo em vista os resultados obtidos, pode-se concluir que as modelagens das sementes de ^{103}Pd e ^{125}I também foram validadas para o parâmetro dosimétrico função radial de dose.

4.2.4 Considerações gerais sobre os resultados obtidos para a validação das modelagens

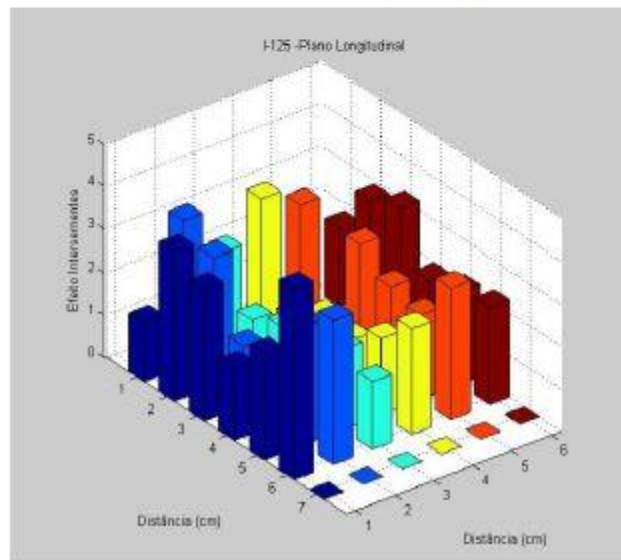
De um modo geral, os resultados encontrados para os parâmetros dosimétricos constante de taxa de dose, funções de anisotropia e funções radiais de doses, se mostraram condizentes com os resultados encontrados na literatura. Portanto, pode-se concluir que a metodologia adotada para a realização das modelagens das sementes foi adequada.

4.3 Efeitos intersementes

Na Figura 4.6 são apresentados os gráficos de barras dos valores dos efeitos intersementes (IE) (Equação 3.7) obtidos em uma matriz de detectores de dimensões 6x6, posicionados nos planos transversal (Figura 4.6 (a)) longitudinal (Figura 4.6(b)) da próstata para a semente de ^{125}I , como descrito na seção 3.5.



(a) Sementes de ^{125}I - Plano transversal



(b) Sementes de ^{125}I - Plano Longitudinal

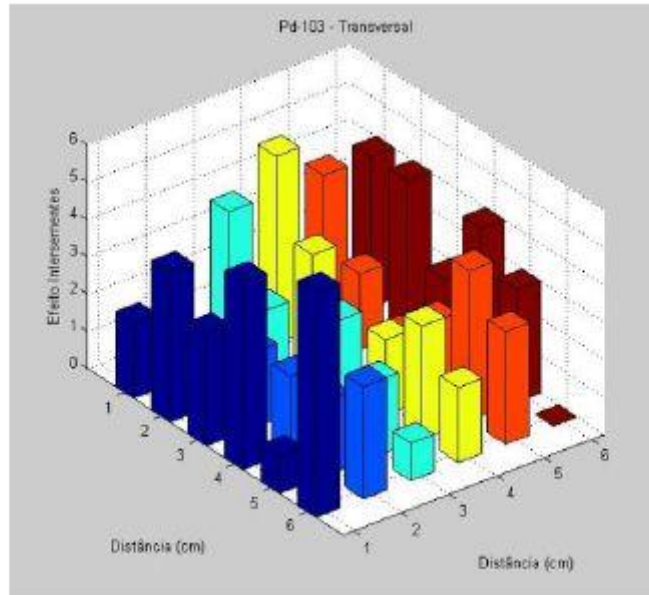
Figura 4.6: Visualização gráfica dos efeitos intersementes obtidos para as sementes de ^{125}I nos planos: (a) Transversal; (b) Longitudinal.

A partir da análise dos resultados apresentados na Figura 4.6 foi verificado que os efeitos intersementes na próstata apresentam valores maiores nas regiões das bordas, o que sugere subdosagens mais pronunciadas nessas regiões da próstata do paciente quando submetido ao tratamento.

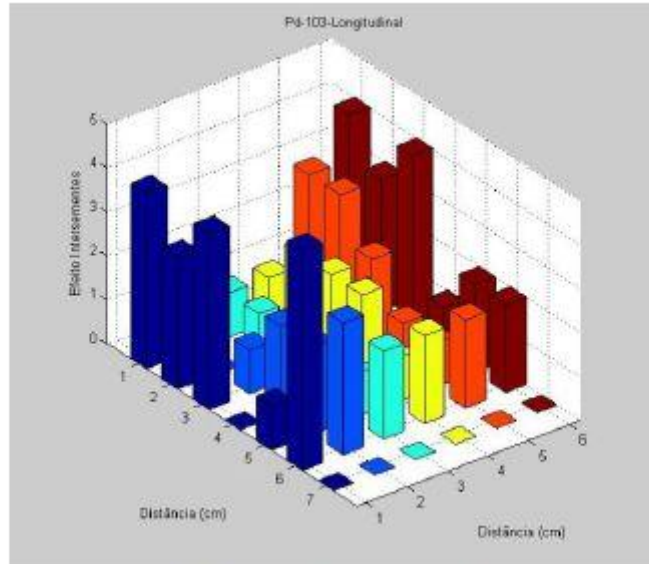
Os resultados mostraram que a desconsideração da atenuação dos fótons emitidos pelas sementes de ^{125}I durante o planejamento do tratamento pode resultar em subdosagem da ordem de 6,5% em alguns pontos localizados nas bordas da próstata, com valor médio igual a 3% ao longo do plano transversal. Ao longo do plano longitudinal subdosagem de 4,5% são observadas em pontos localizados nas bordas da

próstata, com valor médio de 2,2 %.

Na Figura 4.7 são apresentados os resultados dos efeitos intersementes obtidos para as sementes de ^{103}Pd , usando a mesma matriz de detectores posicionadas nos planos transversal (Figura 4.7 (a)) e longitudinal (Figura 4.7 (b)).



(a) Sementes de ^{103}Pd - Plano transversal



(b) Sementes de ^{103}Pd - Plano Longitudinal

Figura 4.7: Visualização gráfica dos efeitos intersementes obtidos para as sementes de ^{103}Pd nos planos: (a) Transversal; (b) Longitudinal.

Para as sementes de paládio os resultados mostram que a desconsideração da atenuação dos fótons emitidos pelas sementes de ^{103}Pd durante o planejamento pode

resultar em subdosagens da ordem de 6% em alguns pontos localizados nas bordas da próstata com valor médio igual a 3% ao longo do plano transversal e 4% com valor médio de 2% ao longo do plano longitudinal.

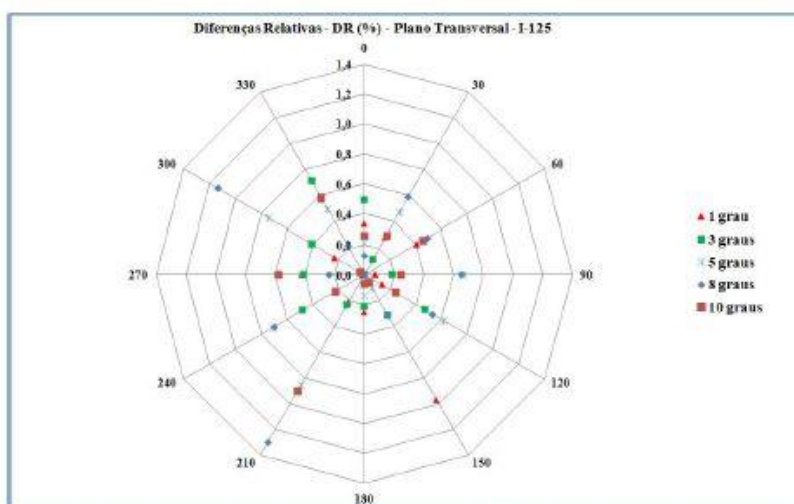
De um modo geral, pode-se concluir que os efeitos de atenuação dos fótons emitidos pelas sementes de ^{103}Pd e ^{125}I são significativos, o que introduz uma fonte de erro adicional durante o planejamento do tratamento. Diante deste fato, verificou-se que os resultados representam um bom indicativo da necessidade da inclusão de ferramentas de correção, da atenuação dos fótons emitidos pelas sementes radioativas, nos algoritmos presentes nos sistemas de planejamento de tratamento de braquiterapia de baixa taxa de dose.

4.4 Efeitos de rotações das sementes

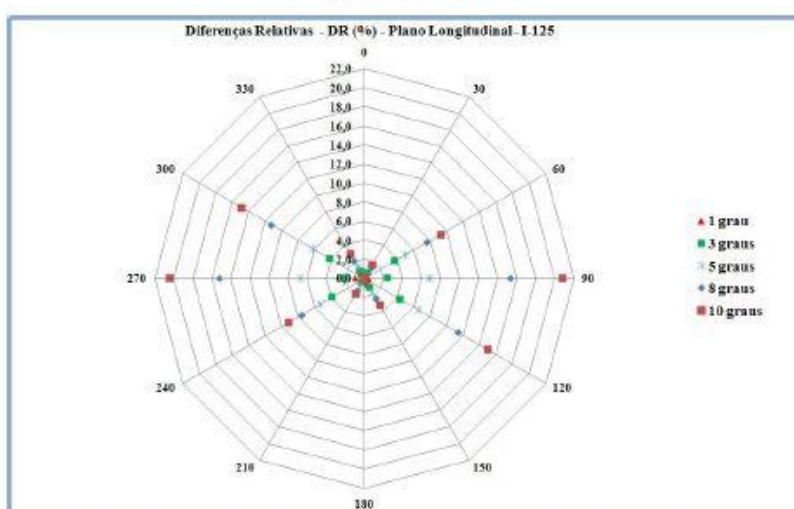
Nesta seção são mostrados os resultados obtidos para os efeitos de rotações das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , após a realização do implante. São apresentados os valores encontrados para as diferenças relativas das doses absorvidas (D_R) nos detectores esféricos distribuídos nos arredores das sementes simuladas (seção 3.6.1) devido as rotações individuais das sementes mencionadas, e posteriormente, os resultados obtidos considerando as rotações de múltiplas sementes (seção 3.6.2).

4.4.1 Rotações individuais das sementes

Na Figura 4.8 são apresentados os gráficos referentes aos resultados obtidos para diferenças relativas das doses absorvidas (D_R), devido as rotações de uma única semente de ^{125}I nos ângulos de 1° , 3° , 5° , 8° e 10° , com os detectores posicionados nos planos transversal (Figura 4.8 (a)) e longitudinal (Figura 4.8 (b)) da fonte de radiação.



(a) Plano transversal



(b) Plano Longitudinal

Figura 4.8: Diferenças relativas das doses absorvidas (D_R) devido às possíveis rotações de uma semente de ^{125}I nos planos: (a) Transversal; (b) Longitudinal.

A partir da análise dos resultados obtidos pode-se verificar que as diferenças nos valores de doses absorvidas, para a maioria dos detectores dispostos ao longo do plano transversal à fonte de radiação (Figura 4.8 (a)), resultaram em patamares inferiores a 1%. Ao se considerar os ângulos menores de rotação da fonte, como por exemplo, os inferiores a 8° , verificou-se que a maioria dos detectores registrou diferenças inferiores a 0,6% nas doses absorvidas. Estas pequenas diferenças mostram que a rotação da semente de ^{125}I para pequenos ângulos não apresentam diferenças significativas na dose no plano transversal à fonte de radiação.

Ao analisar os resultados apresentados na Figura 4.8 (b), pode-se verificar que houve diferenças relativas de dose significativamente maiores para o plano longitudinal à fonte de radiação. Os resultados mostraram que a maioria dos detectores registrou

diferenças de dose inferiores a 16 %. Contudo, foi verificado que para os ângulos menores de rotação da fonte, como por exemplo, os inferiores a 8°, a maioria dos valores de dose apresentaram diferenças relativas inferiores a 8%.

Os resultados obtidos para as diferenças relativas de doses mostraram que ângulos de rotações pequenos, inferiores a 5°, das sementes de ^{125}I não influenciaram, de forma significativa, os valores de doses no plano transversal à fonte de radiação. No entanto, observa-se influência significativa nos valores de dose para o plano longitudinal da fonte.

Na Figura 4.9 são apresentados os resultados das diferenças relativas de dose obtidas para a semente de ^{103}Pd , devido as rotações da fonte nos mesmos ângulos estudados para a semente de ^{125}I .

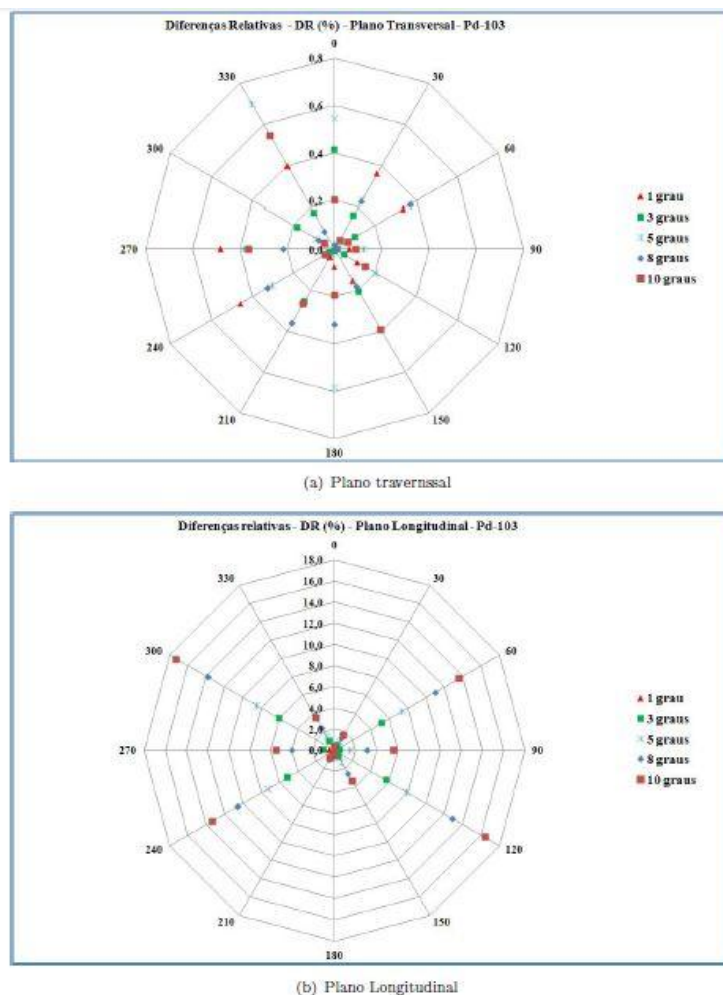


Figura 4.9: Diferenças relativas (D_R) das doses absorvidas à 1 cm devido à possíveis rotações de uma semente de ^{103}Pd nos planos:(a) Transversal; (b) Longitudinal.

Os resultados mostraram que as diferenças relativas de dose obtidas para a maioria dos detectores, posicionados no plano transversal (Figura 4.9 (a)), resultaram em patamares inferiores a 0,6% , valor ligeiramente menor daquele obtido para a semente de ^{125}I para o mesmo plano. Ao se analisar os valores de dose encontrados para os ângulos menores que 8° , foi verificado que a maioria dos detectores apresentou diferença relativa de dose inferior a 0,4%. Este resultado mostra que não houve diferença significativa nos valores de dose devido a rotação da semente no plano transversal para os ângulos considerados.

A análise dos resultados obtidos para plano longitudinal (Figura 4.9 (b)) mostrou que houve diferença relativa de dose maior quando comparado aos valores obtidos para o plano transversal. Para a maioria dos detectores observaram-se diferenças relativas de doses inferiores a 14%, valor ligeiramente menor ao obtido para a semente de ^{125}I . Ao se considerar as rotações para os ângulos inferiores a 8° , verificou-se que a maioria dos detectores apresentaram diferenças relativas de dose inferior a 8%, valor próximo ao encontrado para a semente de ^{125}I .

De um modo geral, conclui-se que não houve diferenças significativas no plano transversal devido as rotações das sementes de ^{125}I e ^{103}Pd para os pequenos ângulos considerados. No entanto, diferenças relativas de dose obtidas para os detectores posicionados no plano longitudinal se mostraram em patamares considerados significativos, o que evidencia a necessidade de levar em consideração esta fonte adicional de erro, que pode contribuir para diferenças dosimétricas indesejáveis e que atualmente é desconsiderada durante o planejamento do tratamento.

4.4.2 Rotações de múltiplas sementes durante o implante

Nas Figuras 4.10, 4.11 e 4.12 são apresentadas as diferenças relativas médias (D_R) das doses absorvidas obtidas nos 36 detectores simulados, dispostos nos planos longitudinal e transversal, constituintes da matriz quadrada 6x6, mediante as rotações de 11, 23 e 34 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd para os ângulos 1° , 3° e 5° , como descrito na seção 3.6.2.

Nos gráficos das Figuras 4.10, 4.11 e 4.12 o índice SN representa as quantidade de sementes que foram rotacionadas, onde N pode assumir os valores: 11, 23 ou 34. Os índices LN e TN representam os planos longitudinal e transversal, onde as matrizes de

detectores foram posicionadas. Neste caso o N representa o ângulo de rotação das sementes e pode assumir os valores: 1, 3 ou 5 graus.

Os resultados apresentados na Figura 4.10 são referentes às diferenças relativas médias (D_R) das doses absorvidas nos detectores simulados atribuídas as rotações de 11 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Os valores obtidos para D_R nos planos considerados e para cada ângulo de rotação das 11 sementes mantiveram abaixo de 0,7% e 0,42% para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , respectivamente. Pode-se observar para as rotações das sementes de ^{125}I , que houve uma diferença relativa média da dose ligeiramente menor para o plano longitudinal quando comparado com o plano transversal. No entanto, os resultados encontrados para a rotação das sementes de ^{103}Pd apresentaram diferença relativa média da dose maior para o plano longitudinal.

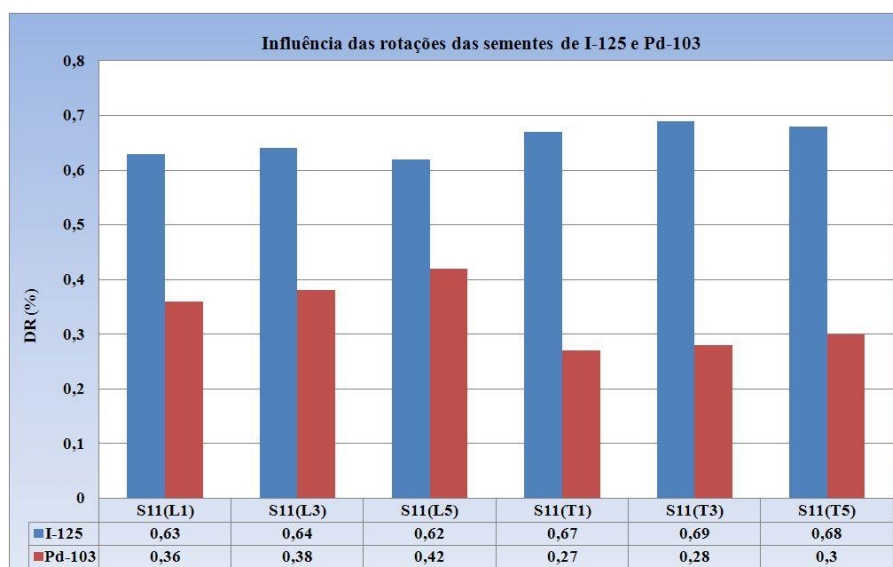


Figura 4.10: Valores das diferenças relativas médias (D_R) das doses nos detectores simulados devido as rotações de 11 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd nos planos longitudinal e transversal.

Os resultados apresentados na Figura 4.11 mostram as diferenças relativas médias das doses nos detectores simulados obtidas para as rotações de 23 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd . Os valores encontrados resultaram em patamares abaixo de 1,1% e 0,7% para as fontes de ^{125}I e ^{103}Pd , respectivamente. Ao se analisar os resultados, pode-se observar que de forma similar ao ocorrido para as rotações de 11 sementes, houve diferenças relativas (D_R) menores para o plano longitudinal para as sementes de ^{125}I , e valores ligeiramente maiores para as sementes de ^{103}Pd para o mesmo plano, quando

comparados com o plano transversal.

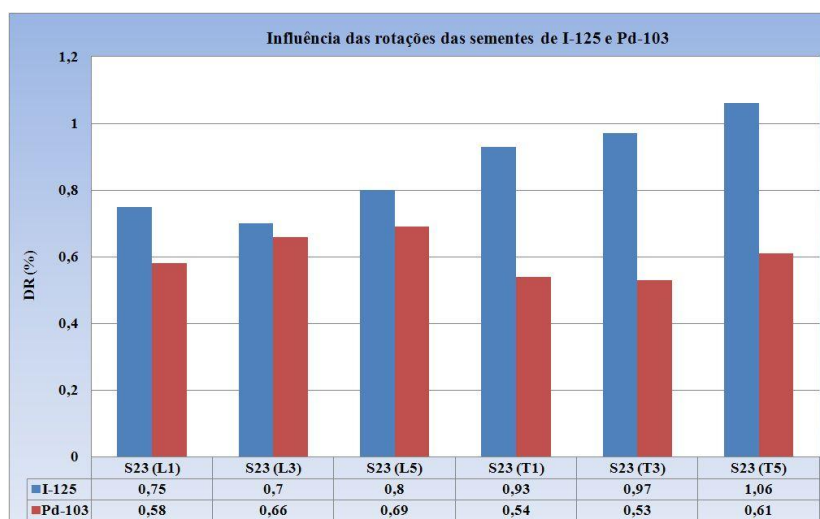


Figura 4.11: Valores das diferenças relativas médias (D_R) das doses nos detectores simulados devido as rotações de 23 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd nos planos longitudinal e transversal.

Na Figura 4.12 são mostrados os resultados das diferenças relativas médias das doses devido as rotações de 34 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , para os ângulos 1, 3 e 5 graus. Observa-se que os valores obtidos para D_R mantiveram abaixo de 0,7%. Neste caso não houve diferença significativa entre os valores de D_R obtidos usando as sementes de ^{125}I para para os dois planos considerados. No entanto, os valores de D_R encontrados para as sementes de paládio mantiveram-se ligeiramente maiores para o plano longitudinal quando comparado com o plano transversal, como observado nos casos anteriores.

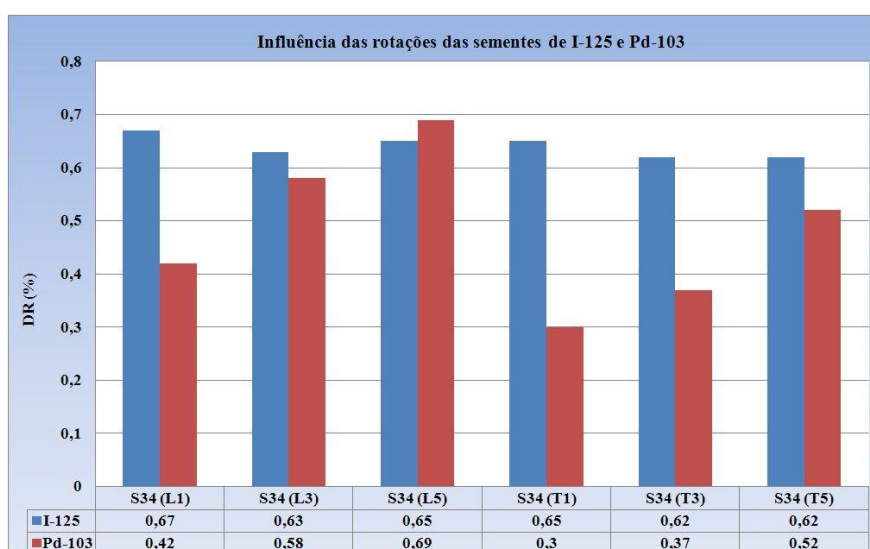


Figura 4.12: Valores das diferenças relativas médias D_R das doses nos detectores simulados devido as rotações de 34 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd nos planos longitudinal e transversal.

Embora os valores para D_R apresentados nas Figuras 4.10, 4.11 e 4.12, resultaram em patamares inferiores a 1,2%, tanto para o plano longitudinal quanto para o transversal, verifica-se que houve casos em que os valores individuais de D_R para alguns detectores, da matriz utilizada, alcançaram patamares da ordem de até 3%, o que pode resultar em diferenças indesejáveis nas curvas de isodoses.

A partir dos resultados obtidos, verificaram-se diferenças relativas de dose ligeiramente maiores para o plano transversal, quando foram rotacionadas 11 e 23 sementes de ^{125}I . No entanto, praticamente não houve diferenças significativas entre os valores encontrados para D_R oriundos dos dois planos quando foram rotacionadas 34 sementes.

Os valores de D_R encontrados para as sementes de ^{103}Pd resultaram em patamares inferiores a 0,7%, valor inferior à aquele encontrado quando utilizadas as sementes de ^{125}I .

De um modo geral, os valores encontrados para as diferenças relativas médias das doses nos detectores simulados devido as possíveis rotações, para os ângulos (1, 3 e 5 graus) utilizados, resultaram em patamares considerados pequenos. No entanto, para alguns dos detectores, pertencentes a matriz utilizada, foram encontradas diferenças relativas nas doses da ordem de 3%, o que pode contribuir para possíveis distorções das curvas de isodoses.

4.5 Histogramas Dose Volumes (DVHs)

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos para as distribuições de frequência dose-volume e para os histogramas (DVHs) para os órgãos: próstata, bexiga e reto do simulador antropomórfico REX, usando a metodologia proposta na seção 3.7.

Nas Tabelas 4. e 4.4 são apresentados os resultados das distribuições de frequência dose-volumes considerando todos os voxels constituintes do volume da próstata, utilizando intervalos de classes constantes e iguais a 40 Gy e 20 Gy para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , respectivamente. Pode-se verificar que a próstata (Tabela 4.3) recebeu doses variando de zero a 440 Gy quando simuladas as 56 sementes de ^{125}I e doses variando entre zero e 240 Gy quando as fontes de ^{125}I são substituídas por sementes de ^{103}Pd (Tabela 4.4).

Tabela 4.3: Distribuição de frequência dose-volume para a região da próstata considerando 56 sementes de ^{125}I implantada no próprio órgão.

Classes (Gy)	Voxels/Classes	F _{Vol.}	Dose (Gy)	F _{ac.}	V(%)
0 ---40	1	0,0365	400	0,2192	1
40 ---80	17	0,6211	360	0,6576	4
80 ---120	33	1,2056	320	1,1691	7
120 ---160	83	3,0323	280	1,8632	11
160 ---200	145	5,2975	240	2,9227	18
200 ---240	92	3,3611	200	6,2839	38
240 ---280	29	1,0595	160	11,5813	70
280 ---320	19	0,6941	120	14,6137	89
320 ---360	14	0,5115	80	15,8193	96
360 ---400	12	0,4384	40	16,4404	100
400 ---440	6	0,2192	0	16,4769	100
Total	451	16,4769			

Tabela 4.4: Distribuição de frequência dose-volume para a região da próstata considerando 56 sementes de ^{103}Pd implantada no próprio órgão.

Classes (Gy)	Voxels/Classes	F _{Vol.}	Dose (Gy)	F _{ac.}	V(%)
0 ---20	1	0,0365	220	0,2192	1
20 ---40	10	0,3653	200	0,5480	3
40 ---60	31	1,1326	180	0,9864	6
60 ---80	42	1,5344	160	1,6075	10
80 ---100	143	5,2244	140	2,4478	15
100 ---120	109	3,9822	120	4,2014	25
120 ---140	48	1,7536	100	8,1837	50
140 ---160	23	0,8403	80	13,4080	81
160 ---180	17	0,6211	60	14,9425	91
180 ---200	12	0,4384	40	16,0750	98
200 ---220	9	0,3288	20	16,4404	100
220 ---240	6	0,2192	0	16,4769	100
Total	451	16,4769			

A partir dos dados apresentados nas Tabelas 4.3 e 4.4, verifica-se um valor total de 451 voxels para a região da próstata, o que equivale a um volume total de aproximadamente $16,48 \text{ cm}^3$ para a próstata do simulador REX.

Na Figura 4.13 são apresentados os resultados para os histogramas dose-volumes (DVHs) obtidos através das distribuições de frequência apresentadas nas Tabelas 4.3 e 4.4. Analisando as curvas apresentadas na Figura 4.13, verifica-se que os valores de DVHs obtidos para a próstata implantada com sementes de ^{103}Pd , considerando o mesmo planejamento realizado com as sementes de ^{125}I , apresentaram valores de doses inferiores aos obtidos para as fontes de ^{125}I . Isto era esperado, uma vez que devido as diferenças inerentes as duas fontes, o planejamento usando as fontes de paládio é realizado considerando um maior número de sementes e com espaçamento de 0,5 cm ao longo da profundidade da próstata, diferentemente do planejamento realizado usando sementes de ^{125}I cujos espaçamentos são iguais a 1 cm e realizado com um número menor de sementes radioativas.

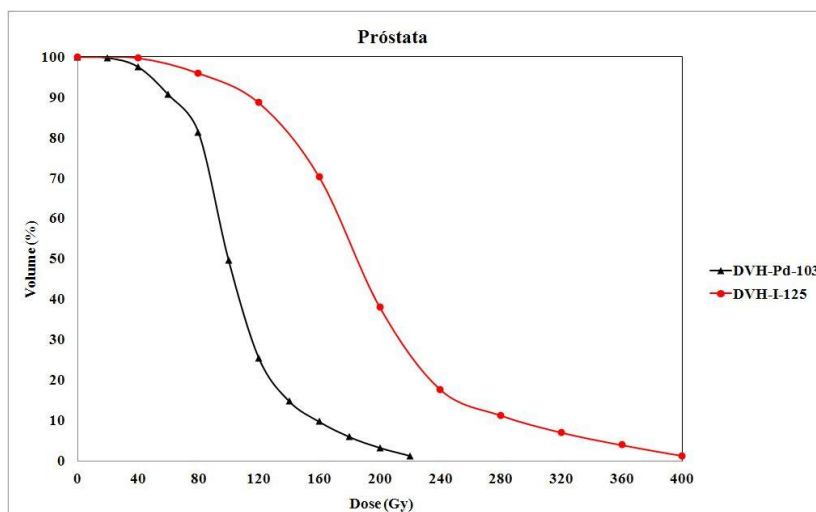


Figura 4.13: Histograma Dose-Volume para a próstata considerando 56 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd implantadas no simulador REX.

No caso real, o planejamento é otimizado de modo que aproximadamente 100% do volume da próstata receba dose de 145 Gy e 125 Gy[58] para as sementes de ^{125}I e ^{103}Pd , respectivamente. Ao se analisar os DVHs apresentados na Figura 4.13, verifica-se que aproximadamente 85% do volume da próstata do simulador antropomórfico REX recebe doses próximas a 145 Gy. Esta diferença para o implante simulado de sementes de ^{125}I também era esperada, uma vez que o volume real de referência, cujo planejamento foi realizado, apresenta um formato de pera, diferentemente do volume da próstata do simulador antropomórfico utilizado, cujo formato apresenta um aspecto mais similar a um tronco de cone. Ao se analisar o DVH obtido para as sementes de ^{103}Pd utilizando como referência o planejamento realizado para as sementes de ^{125}I , verificou-se que não foi alcançada a homogeneidade na entrega da dose ao longo de todo o volume da próstata. Fato atribuído às diferenças inerentes as duas fontes de radiação, o que reforça a necessidade de um planejamento simulado considerando um maior número de sementes e um menor espaçamento entre elas, ao se realizar tratamento usando as sementes de ^{103}Pd .

Nas Tabelas 4.5 e 4.6 são apresentados os valores das distribuições de frequência dose-volume obtidas para a bexiga considerando intervalos de classes constantes e iguais a 2 Gy. Verifica-se que as doses recebidas alcançaram valores compreendidos entre zero e 38 Gy para as sementes de ^{125}I , e entre zero e 28 Gy para as sementes de ^{103}Pd .

Tabela 4.5: Distribuição de frequência dose-volume para bexiga considerando 56 sementes de ^{125}I implantada na próstata do simulador REX.

Classe (Gy)	Voxels/classe	F _{Vol.}	Dose (Gy)	V(cm ³)
0 ---2	2492	91,0431	36	0,33
2 ---4	900	32,8807	34	0,62
4 ---6	416	15,1982	32	0,99
6 ---8	290	10,5949	30	1,32
8 ---10	126	4,6033	28	1,64
10 ---12	128	4,6764	26	1,94
12 ---14	111	4,0553	24	2,37
14 ---16	68	2,4843	22	2,89
16 ---18	22	0,8038	20	3,47
18 ---20	16	0,5845	18	4,06
20 ---22	16	0,5845	16	4,86
22 ---24	14	0,5115	14	7,34
24 ---26	12	0,4384	12	11,40
26 ---28	8	0,2923	10	16,08
28 ---30	9	0,3288	8	20,68
30 ---32	9	0,3288	6	31,27
32 ---34	10	0,3653	4	46,47
34 ---36	8	0,2923	2	79,35
36 ---38	9	0,3288	0	170,40
Total	4664	170,3953 cm ³		

Tabela 4.6: Distribuição de frequência dose-volume para bexiga considerando 56 sementes de ^{103}Pd implantada na próstata do simulador REX.

Classes (Gy)	Voxels/classe	F _{Vol.}	Dose (Gy)	V(cm ³)
0 ---2	3702	135,2494	26	0,11
2 ---4	438	16,0020	24	0,55
4 ---6	199	7,2703	22	0,95
6 ---8	171	6,2473	20	1,39
8 ---10	30	1,0960	18	1,75
10 ---12	27	0,9864	16	2,23
12 ---14	20	0,7307	14	2,81
14 ---16	16	0,5845	12	3,54
16 ---18	13	0,4749	10	4,53
18 ---20	10	0,3653	8	5,63
20 ---22	12	0,4384	6	11,87
22 ---24	11	0,4019	4	19,14
24 ---26	12	0,4384	2	35,15
26 ---28	3	0,1096	0	170,40
Total	4664	170,3953cm ³		

A partir dos resultados apresentados nas Tabelas 4.5 e 4.6 pode-se verificar que a bexiga é constituída por 4664 voxels, o que equivale um volume total de aproximadamente 170,4 cm³.

Na Figura 4.14 são apresentados os histogramas dose-volumes (DVHs) obtidos a partir dos dados apresentados nas Tabelas 4.5 e 4.6 para a bexiga. Os resultados mostraram que grande parte do volume da bexiga recebeu dose relativamente baixa para os dois implantes simulados (^{125}I ou ^{103}Pd).

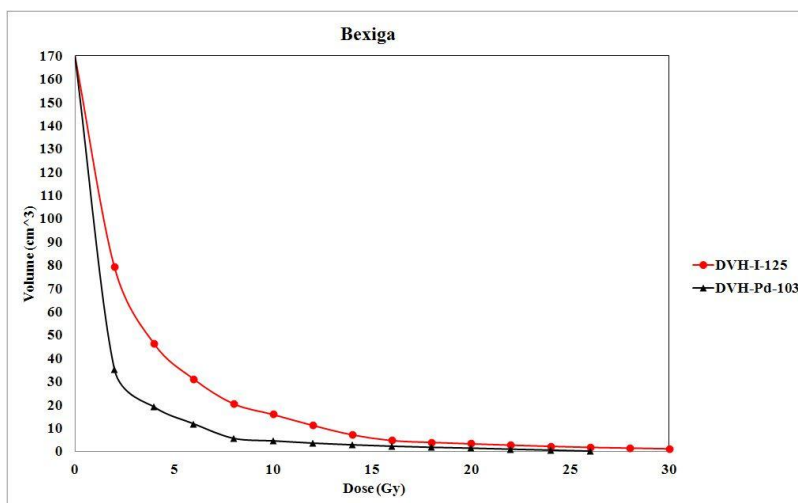


Figura 4.14: Histograma Dose-Volume para a bexiga considerando 56 sementes de ^{125}I ou ^{103}Pd implantadas na próstata do simulador REX.

Nas Tabelas 4.7 e 4.8 são apresentados os resultados obtidos para as distribuições de frequência dose-volume para todos os voxels constituintes do volume do reto, utilizando intervalos de classes constantes e iguais a 2 Gy. Pode-se verificar que o reto recebeu doses variando de zero a 30 Gy ao se utilizar as 56 sementes de ^{125}I e doses variando entre zero e 22 Gy quando as sementes de ^{125}I foram substituídas pelas sementes de ^{103}Pd .

Tabela 4.7: Distribuição de frequência dose-volume para o reto considerando 56 sementes de ^{125}I implantadas na próstata do simulador REX.

Classes (Gy)	Voxels/classe	F _{Vol.}	Dose (Gy)	V(cm ³)
0 ---2	42	1,5344	28	0,07
2 ---4	165	6,0281	26	0,22
4 ---6	94	3,4342	24	0,37
6 ---8	62	2,2651	22	0,84
8 ---10	38	1,3883	20	1,21
10 ---12	25	0,9134	18	1,68
12 ---14	16	0,5845	16	2,16
14 ---16	14	0,5115	14	2,67
16 ---18	13	0,4749	12	3,25
18 ---20	13	0,4749	10	4,16
20 ---22	10	0,3653	8	5,55

22 ---24	13	0,4749	6	7,82
24 ---26	4	0,1461	4	11,25
26 ---28	4	0,1461	2	17,28
28 ---30	2	0,0731	0	18,82
<hr/>				
Total	515	18,8151 cm ³		
<hr/>				

Tabela 4.8: Distribuição de frequência dose-volume para o reto considerando 56 sementes de ^{103}Pd implantadas na próstata do simulador REX.

Classes (Gy)	Voxels/classe	F _{Vol.}	Dose (Gy)	V(cm ³)
0 ---2	276	10,0834	20	0,04
2 ---4	96	3,5073	18	0,18
4 ---6	47	1,7171	16	0,51
6 ---8	22	0,8038	14	0,91
8 ---10	21	0,7672	12	1,42
10 ---12	14	0,5115	10	1,94
12 ---14	14	0,5115	8	2,70
14 ---16	11	0,4019	6	3,51
16 ---18	9	0,3288	4	5,22
18 ---20	4	0,1461	2	8,73
20 ---22	1	0,0365	0	18,82
Total	515	18,8151 cm ³		

Os resultados mostraram que o reto é constituído por 515 voxels, o que equivale a um volume total igual a 18,82 cm³.

Na Figura 4.15 são apresentados os histogramas dose-volumes (DVHs) obtidos a partir dos resultados apresentados nas Tabelas 4.7 e 4.8 para o reto. Os resultados mostraram que o reto recebeu doses menores quando as sementes de ^{103}Pd foram simuladas. Este resultado já era esperado, uma vez que para compensar as diferenças inerentes as sementes de ^{103}Pd , faz-se necessário o uso de um maior número de sementes com um menor espaçamento entre elas, diferentemente do que é utilizado quando o implante é realizado com sementes de ^{125}I .

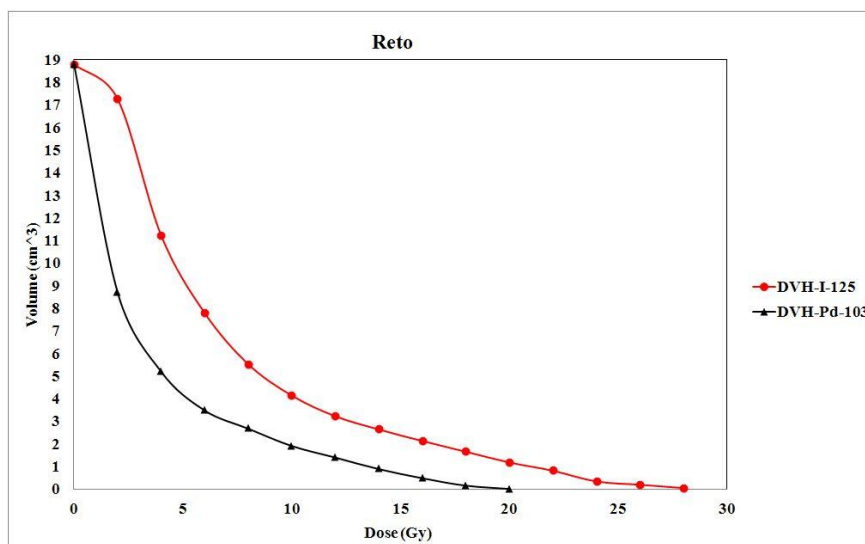


Figura 4.15: Histograma Dose-Volume para o reto considerando 56 sementes de ^{125}I ou ^{103}Pd implantadas na próstata do simulador REX.

4.5.1 Considerações gerais sobre os DVHs obtidos usando o código MCNP

Os resultados encontrados para os DVHs usando o código MCNP para o implante das 56 sementes de ^{125}I reproduzido no ambiente computacional se mostraram satisfatórios para avaliação das doses na próstata e nos órgãos laterais adjacentes do simulador antropomórfico REX. Verificou-se que aproximadamente 85% do volume da próstata recebeu dose de 145 Gy, o que já era esperado, uma vez que o volume da próstata do simulador utilizado apresentava volume diferente do volume em forma de pera usado no planejamento de referência.

Os resultados obtidos para os DVHs tendo como base o implante das sementes de ^{103}Pd realizado nas mesmas condições de planejamento do implante com as sementes de ^{125}I não se mostraram satisfatórios, uma vez que não foi alcançada uma dose homogênea ao longo de todo o volume da próstata do simulador da ICRP. Este resultado já era esperado, uma vez que devido as diferenças dosimétricas inerentes as duas fontes de radiação o planejamento é realizado com número maior de sementes de ^{103}Pd e adotando um protocolo diferente do que é utilizado em implantes de próstata usando sementes de ^{125}I .

De um modo geral, os resultados obtidos foram considerados satisfatórios, o que

permite concluir que a metodologia desenvolvida para a determinação dos DVHs usando o código MCNP pode ser empregada para o estudo e avaliação de doses tanto nos órgãos tratados quanto em órgãos adjacentes.

4.6 Doses absorvidas em órgãos adjacentes a próstata

Na Tabela 4.9 são apresentados os valores de doses absorvidas obtidos para diferentes órgãos do fantoma REX resultantes da simulação do tratamento de braquiterapia de próstata usando sementes de ^{103}Pd e ^{125}I .

Tabela 4.9: Dose absorvida em órgãos do simulador REX devido as sementes de ^{103}Pd (D_{Pd}) e ^{125}I (D_I) implantadas na próstata.

Órgão	m (g)	ρ (g/cm ³)	D_{Pd} (Gy)	D_I (Gy)
Estômago	149,97	1,04	$3,53 \times 10^{-5}$	$1,62 \times 10^{-5}$
Fígado	1799,79	1,05	$3,01 \times 10^{-5}$	$9,46 \times 10^{-6}$
Pulmão	1057,82	0,38	$8,64 \times 10^{-6}$	$6,02 \times 10^{-7}$
Vesículas	13,92	1,03	$4,30 \times 10^{-5}$	$3,38 \times 10^{-5}$
Rim	309,99	1,05	$7,00 \times 10^{-5}$	$4,78 \times 10^{-5}$
Pâncreas	139,98	1,05	$6,84 \times 10^{-5}$	$4,59 \times 10^{-5}$
Baço	149,97	1,04	$2,23 \times 10^{-5}$	$4,07 \times 10^{-6}$
Bexiga	50,00	1,04	$2,06 \times 10^0$	$4,66 \times 10^0$
Cólon	369,92	1,04	$1,69 \times 10^{-1}$	$4,43 \times 10^{-1}$
Pele	3727,52	1,09	$8,87 \times 10^{-4}$	$9,90 \times 10^{-3}$
Linfonodos	137,95	1,03	$1,20 \times 10^0$	$1,40 \times 10^0$
Músculos	28996,32	1,03	$6,11 \times 10^{-2}$	$14,38 \times 10^{-2}$
Próstata	17,01	1,05	$1,00 \times 10^2$	$1,17 \times 10^2$
Pelve	681,39	1,03	$5,00 \times 10^{-1}$	$1,38 \times 10^0$

Ao se comparar os valores de doses obtidos para as duas sementes, verificou-se que a maioria dos órgãos próximos da próstata receberam maiores doses quando foram utilizadas as sementes de ^{125}I , fato atribuído a maior energia dos fótons emitidos. Contudo, ao se analisar as doses absorvidas recebidas pelos órgãos mais distantes foram

verificados que os valores de doses obtidos com as sementes de ^{125}I apresentaram inferiores aos respectivos valores obtidos usando as fontes de ^{103}Pd .

Vale ressaltar que os valores de doses calculados para a maioria dos órgãos mais distantes (pulmão, vesículas, rim, pâncreas e baço) apresentaram incertezas associadas aos cálculos Monte Carlo de até 18%, uma vez que os dois bilhões de histórias simuladas não foram suficientes para reduzir essas incertezas a patamares inferiores.

4.7 Influências das aproximações por fontes puntiformes e dos efeitos das heterogeneidades do meio.

Na Figura 4.16 podem ser visualizados os gradientes de dose obtidos após a simulaçãodas 56 fontes puntiformes (Figura 4.16 (a)) e 56 sementes (Figura 4.16 (b)) de ^{125}I na região da próstata do simulador masculino da ICRP110 (REX), considerando, respectivamente, o meio como água e a real composição química dos órgãos. Como esperado, observa-se maior valor de dose absorvida na próstata quando simuladas as fontes puntiformes em um meio de água. Estas diferenças nos gradientes de dose são atribuídas a desconsideração tanto das heterogeneidades do tecido quanto do encapsulamento e geometria das sementes de ^{125}I .

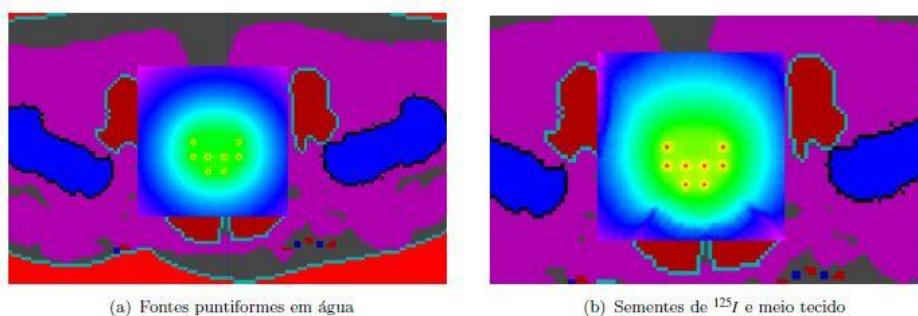


Figura 4.16: Gradientes de dose obtidos para as fontes de ^{125}I : (a) Aproximações por fontes puntiformes e meio água; (b) Sementes de ^{125}I e meio tecido.

Nas Figuras 4.17 e 4.18 são apresentadas as curvas de isodoses de 20, 40, 60, 80, 100, 120 e 160 Gy obtidas para implantes simulados com 56 sementes de ^{125}I considerando: (a) meios e fontes polienergéticas reais e; (b) meio composto por água e fontes puntiformes (monoenergéticas).

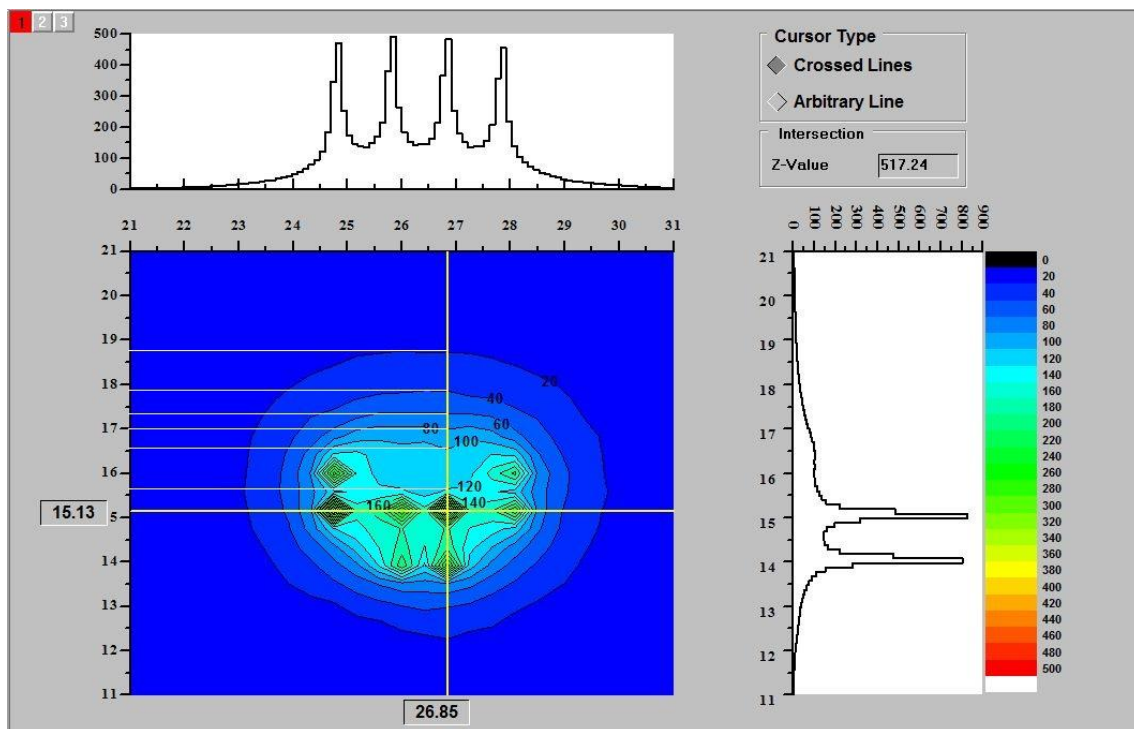


Figura 4.17: Curvas de isodoses obtidas para implantes simulados com 56 sementes de ^{125}I considerando fontes reais de ^{125}I em um meio heterogêneo.

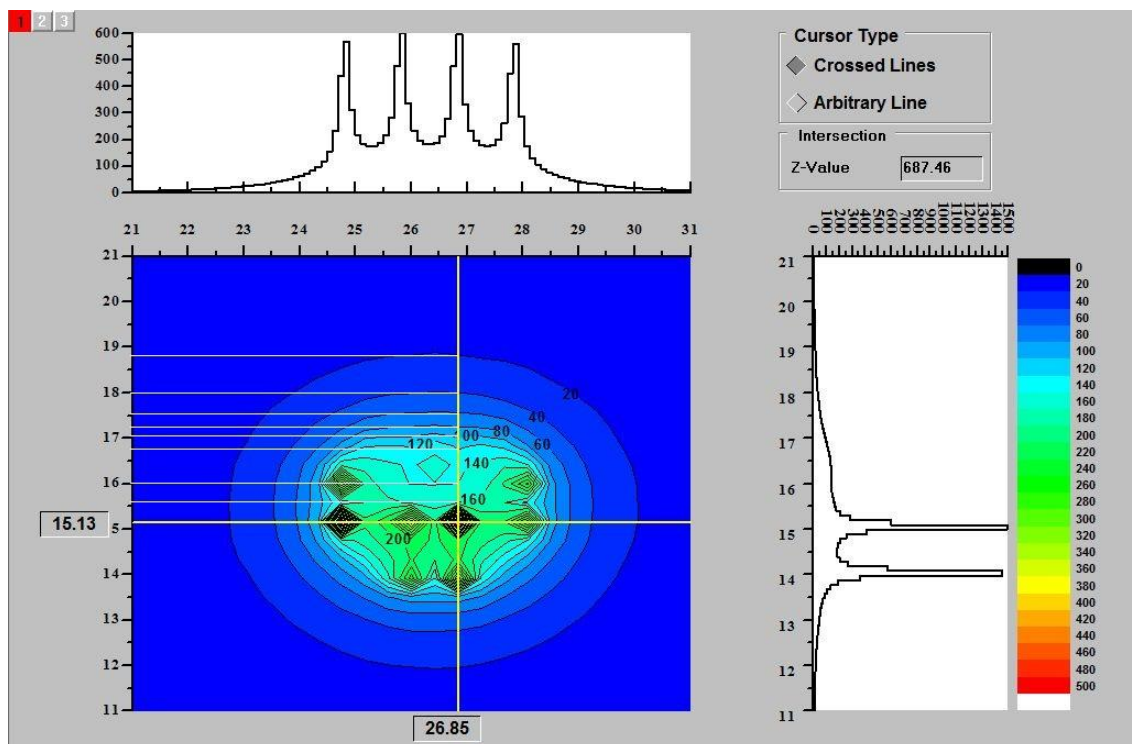


Figura 4.18: Curvas de isodoses obtidas para implantes simulados com 56 sementes de ^{125}I considerando fontes puntiformes de ^{125}I em água.

Quando comparada a curva de isodose de 160 Gy localizada na posição vertical igual a 15,7 cm, obtida usando a aproximação por fontes puntiformes, com a curva de isodose de 120 Gy localizada na mesma posição vertical e obtida considerando as sementes de ^{125}I , verifica-se uma diferença de 25% no valor da dose absorvida. Este resultado sugere que as aproximações por fontes puntiformes, na ausência de fatores de correção, podem resultar em subdosagem da ordem de 25% nas regiões localizadas em meio ao aglomerado de sementes de ^{125}I .

Ao se analisar os perfis horizontal (15,13 cm) e vertical (26,85 cm) apresentados nas Figuras 4.19e 4.20, observa-se que os valores de doses variam entre zero e 800 Gy para as sementes e, entre zero e 1500 Gy para as fontes puntiformes de ^{125}I . Estes elevados valores de doses foram obtidos para as posições onde se encontram as fontes radioativas. Os resultados comparativos realizados para os dois implantes considerados mostram que as diferenças entre as aproximações por fontes puntiformes em água e as fontes reais em um meio heterogêneo são mais pronunciadas na região central do aglomerado das sementes. Contudo, verifica-se que ao se afastar do aglomerado de sementes as diferenças diminuem e são obtidos valores equivalentes de doses para ambas situações. Este fato já era esperado, uma vez que ao se aumentar a distância (d)

das fontes, os efeitos do comprimento (L) das sementes deixam de ser preponderantes e as mesmas aproximam-se de uma configuração puntiforme para a situação $L \ll d$.

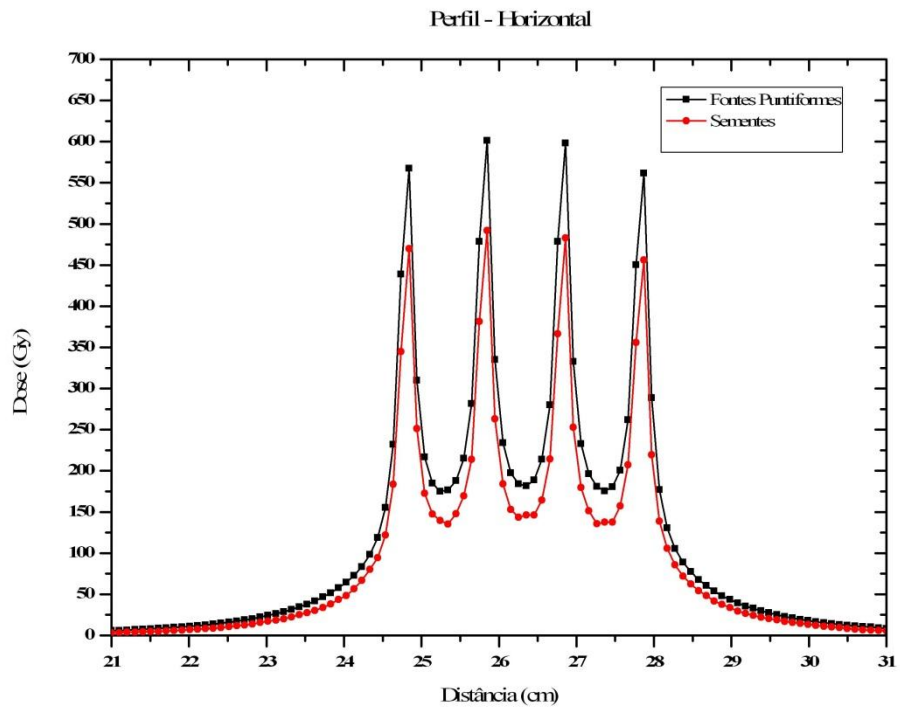


Figura 4.19: Perfil horizontal de dose obtido (a partir da Figura 4.17) considerando fontes puntiformes e sementes de ^{125}I .

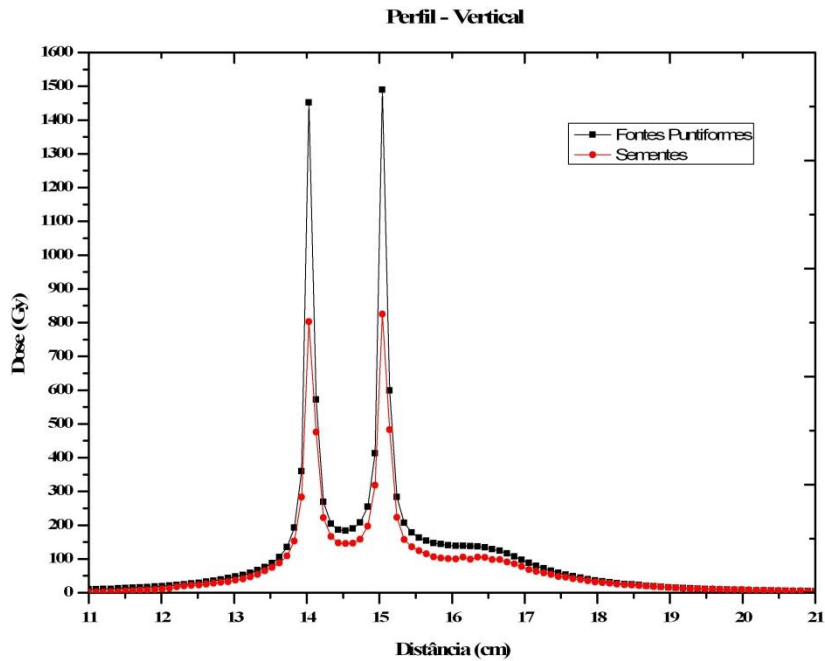


Figura 4.20: Perfil vertical de dose obtido (a partir da Figura 4.18) considerando fontes puntiformes e sementes de ^{125}I .

Na Figura 4.21 são apresentados os resultados de cobertura espacial, ao longo do eixo vertical apresentado nas Figuras 4.16 e 4.17, das curvas de isodoses de 20, 40, 60, 80, 100 e 120 Gy para os implantes realizados com sementes em um meio real e fontes puntiformes em um meio de água, considerando fontes polienergéticas e monoenergéticas, respectivamente.

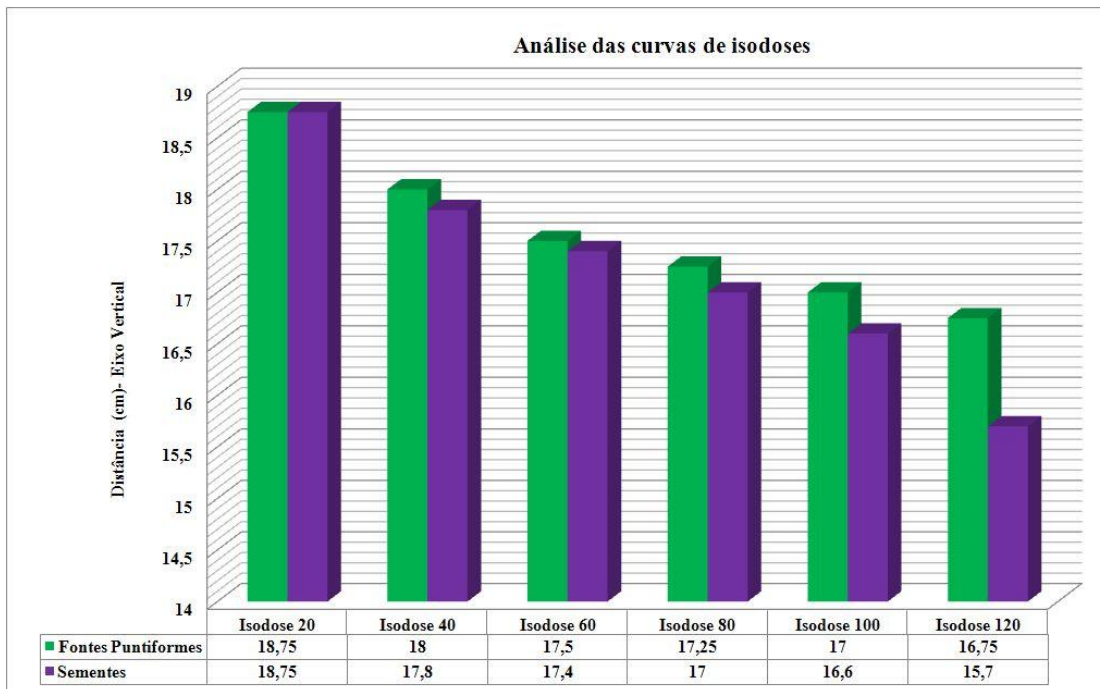


Figura 4.21: Visualização dos valores encontrados para o eixo vertical através da comparação entre as curvas de isodoses geradas considerando as aproximações por fontes puntiformes e fontes reais de ^{125}I .

Ao se analisar os resultados apresentados nas Figuras 4.17, 4.18, 4.19, 4.20 e 4.21, observa-se que implantes com sementes de ^{125}I planejados adotando as aproximações por fontes puntiformes emitindo fótons monoenergéticos (0,02837 MeV), considerando o meio como constituído por água, pode resultar em diferenças espaciais da ordem de 6% (curva de 120 Gy) na cobertura das curvas de isodoses e de aproximadamente 25% na entrega da dose, quando comparado com os valores obtidos considerando um meio real com sementes de ^{125}I . Consequentemente, as diferenças podem resultar na subdosagem da região do tumor.

Os resultados obtidos do estudo comparativo entre o planejamento obtido usando as aproximações por fontes puntiformes e as fontes reais, onde a composição química, geometria e os diferentes materiais das sementes e dos tecidos são considerados, indicam que as diferenças espaciais e dosimétricas encontradas são significativas, o que reforça a necessidade da inclusão de fatores de correção eficientes nos algoritmos de cálculos presentes nos sistemas de planejamentos que adotam as aproximações por fontes puntiformes.

4.8 Estimativas de riscos de indução de cânceres secundários e mortalidade devido ao tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd .

Na Figura 4.22 são apresentadas as estimativas para os riscos de indução de câncer secundário para o estômago e fígado devido ao tratamento de câncer de próstata usando a técnica de braquiterapia de baixa taxa de dose com sementes de ^{125}I . Foram encontrados 0,043, 0,040, 0,032, 0,022 e 0,011 casos, por 1000000 pacientes submetidos ao tratamento, para as estimativas de incidência de câncer de estômago considerando as idades de 40, 50, 60, 70 e 80 anos, respectivamente.

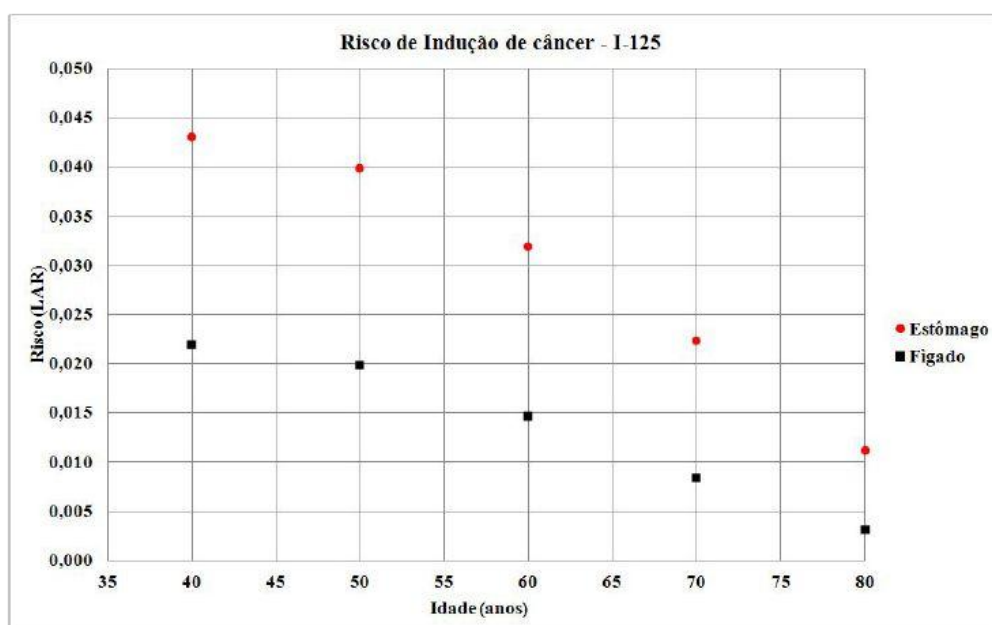


Figura 4.22: Estimativa de risco de indução de cânceres de estômago e fígado devido ao tratamento braquiterapia de próstata usando sementes de ^{125}I .

Para o câncer de fígado foram encontrados os valores de 0,022, 0,020, 0,015, 0,008 e 0,003 casos por 1000000 pacientes tratados. Ao se comparar os valores de riscos encontrados para os dois tipos de cânceres, verifica-se que há maior risco de se desenvolver câncer de estômago. No entanto, observou-se que o número de casos de incidência em uma população de 1000000 pacientes, para os dois tipos de câncer supracitado, diminuem com tendência de aproximação à medida que a idade do paciente aumenta.

Na Figura 4.23 são apresentadas as estimativas para as incidências de cânceres secundários para o estômago e para o fígado quando o tratamento é realizado

substituindo as 56 sementes de iodo por de paládio. Foram encontrados 0,092 , 0,085, 0,068, 0,047 e 0,024 casos, por 100000 pacientes tratados, de câncer de estômago e 0,065 , 0,058 , 0,043, 0,025 e 0,009 casos por 1000000 tratamentos de câncer de fígado para as idades de 40, 50, 60,70 e 80 anos, respectivamente. Observa-se que os números de casos de incidência dos dois tipos de cânceres também apresentam tendência de aproximação à medida que a idade do paciente aumenta.

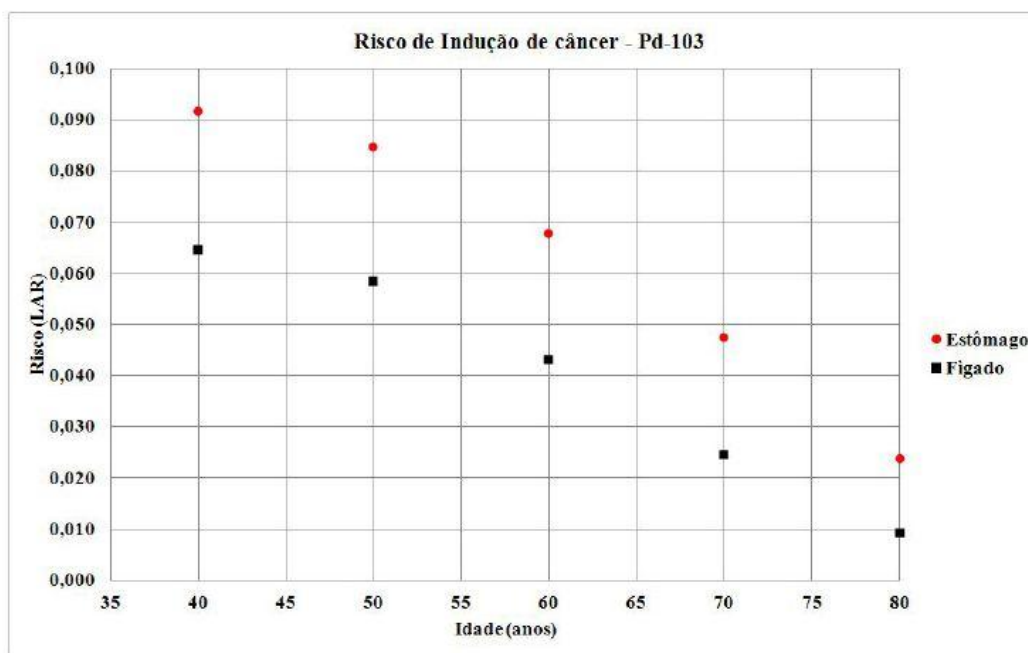


Figura 4.23: Estimativa de risco de indução de cânceres de estômago e fígado devido ao tratamento de braquiterapia usando sementes de ^{103}Pd .

Ao se comparar os resultados das estimativas encontradas, pode-se verificar que os valores de incidência de cânceres de estômago e de fígado alcançaram maiores patamares quando as sementes de paládio são simuladas.

Na Figura 4.24 são apresentadas as estimativas encontradas para os riscos de mortalidade devido a incidência dos cânceres de estômago e de fígado após o tratamento de braquiterapia usando sementes de iodo. Os resultados mostram que há maior risco de mortalidade para o câncer de estômago, o que já era esperado, uma vez que foi constatado maior risco de incidência de câncer para esse órgão quando comparado com o câncer de fígado (Figuras 4.22). Pode-se observar que o risco de mortalidade diminui à medida que a idade do paciente aumenta (Figuras 4.24).

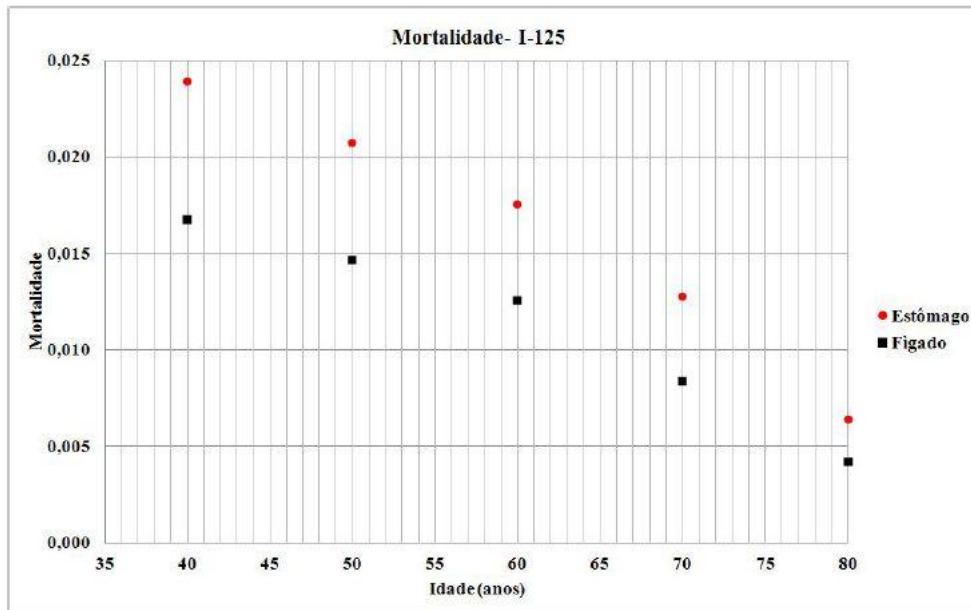


Figura 4.24: Estimativa de risco de mortalidade para os cânceres de estômago e fígado devido ao tratamento de braquiterapia com ^{125}I .

Na Figura 4.25 são apresentadas as estimativas encontradas para os riscos de mortalidade devido a incidência de cânceres de estômago e fígado, devido ao tratamento de braquiterapia usando fontes de paládio. A partir dos resultados, verificou-se que o risco de mortalidade diminui de forma similar ao encontrado para as sementes de iodo.

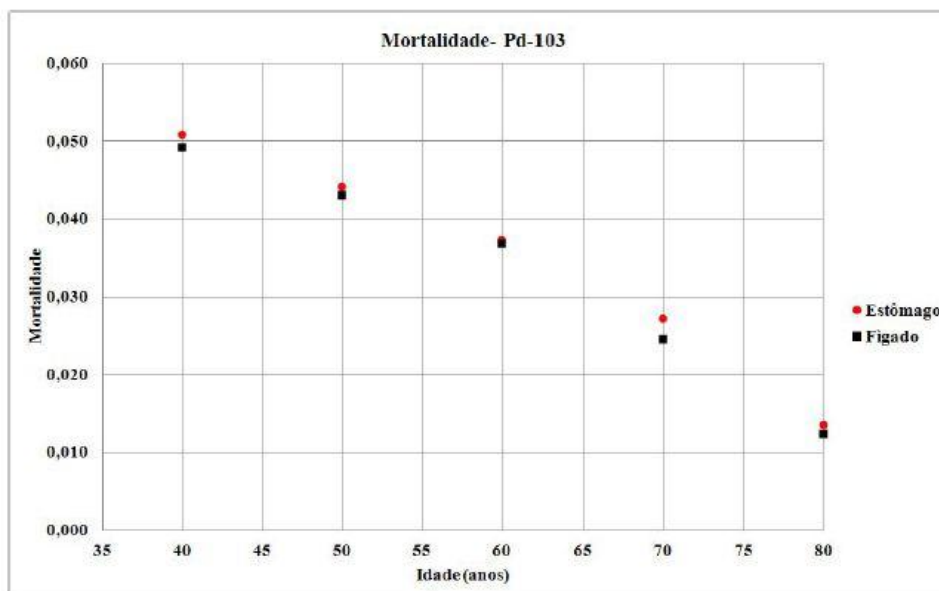


Figura 4.25: Estimativa de risco de mortalidade para os cânceres de estômago e fígado devido a braquiterapia usando sementes de ^{103}Pd .

Quando comparados os valores encontrados para os riscos de mortalidade devido a incidência de câncer considerando as duas fontes estudadas, observa-se maior risco de mortalidade quando os cânceres são induzidos devido ao tratamento de braquiterapia usando as sementes de paládio, fato atribuído possivelmente a maior atividade utilizada pelas fontes de paládio.

5 Conclusão

No presente trabalho foi realizado um estudo dosimétrico de implantes permanentes com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd para tratamentos de braquiterapia de próstata usando o código MCNP e simuladores antropomórficos em voxels. Foram investigadas as influências dosimétricas das heterogeneidades dos meios, dos efeitos de atenuação das múltiplas sementes e de possíveis rotações que podem ocorrer durante o seu implante na próstata do paciente submetido ao tratamento de braquiterapia com sementes de ^{125}I e ^{103}Pd .

Com o uso do simulador em voxel da ICRP110 tornou possível a reprodução de um planejamento real constituído por 56 sementes de ^{125}I e ^{103}Pd no ambiente computacional, possibilitando a realização dos cálculos das doses absorvidas em diferentes órgãos e das estimativas dos riscos de indução de câncer e de mortalidade devido as exposições a baixas doses em tratamentos de braquiterapia.

Os parâmetros dosimétricos constante de taxa de dose, funções de anisotropia e radial de doses obtidos para assementes de ^{125}I e ^{103}Pd modeladas para a execução deste estudo, se mostraram condizentes com outros resultados reportados pela literatura, o que validou a metodologia adotada.

As avaliações dos efeitos intersementes mostraram que a desconsideração da atenuação da radiação pelo sistema de planejamento pode resultar em subdosagens da ordem de 6,5% em alguns pontos localizados nas bordas da próstata, com valor médio igual a 3% ao longo do plano transversal e 4,5% com valor médio igual a 2,2% ao longo do plano longitudinal.

Os resultados encontrados para diferenças relativas médias das doses absorvidas devido as possíveis rotações das fontes não se mostraram significativos. No entanto vale ressaltar que foram encontrados valores da ordem de 3% em alguns detectores simulados, o que pode contribuir para possíveis distorções indesejadas das curvas de isodoses.

Com a utilização do recurso de cálculo voxel a voxel disponibilizada pelo código MCNP foi possível o desenvolvimento de uma metodologia para quantificar e avaliar as distribuições de doses obtidas ao longo de todo o volume da próstata e dos órgãos laterais adjacentes. A partir desta metodologia, foi gerada uma nova ferramenta de

análise que permite a geração dos Histogramas Doses-Volumes (DVHs) obtidos a partir de dados gerados de planejamentos simulados.

O estudo desenvolvido para avaliar as influências das aproximações por fontes puntiformes mostrou que os efeitos combinados da desconsideração da geometria das fontes e das heterogeneidades dos tecidos podem resultar em subdosagem do órgão doente do paciente tratado. Os resultados mostraram que a ausência de fatores de correção de heterogeneidades em conjunto com as aproximações por fontes puntiformes podem resultar em subdosagens de aproximadamente 25% no valor que realmente foi prescrito. Adicionalmente, observou-se um deslocamento espacial ao longo do eixo vertical da ordem de 6% para as posições das curvas de isodoses obtidas considerando as aproximações por fontes puntiformes, quando comparadas com as respectivas isodoses geradas ao se considerar as sementes radioativas e as heterogeneidades dos meios.

De um modo geral, os resultados mostraram que as aproximações por fontes puntiformes em conjunto com a desconsideração das heterogeneidades dos meios, podem resultar em diferenças dosimétricas significativas e como consequência podem ocorrer possíveis recidivas do tumor.

Diante das análises realizadas, pode-se concluir que durante o planejamento do tratamento é de fundamental importância levar em consideração a real geometria das fontes e as heterogeneidades dos meios, garantindo deste modo que seja entregue ao tumor exatamente a dose que foi prescrita durante o planejamento, garantindo assim um tratamento eficaz ao paciente submetido ao tratamento de braquiterapia de baixa taxa de dose.

Perspectivas futuras

Como proposta de trabalho futuro, sugere-se fazer a segmentação de imagens tomográficas visando a reprodução de planejamentos simulados considerando cenários realísticos, o que permitirá a realização de estudos comparativos entre os Histogramas Dose-Volume (DVHs) gerados através de planejamentos simulados usando o código MCNP e os respectivos DVHs obtidos diretamente do sistema de planejamento utilizado para o planejamento de tratamento de braquiterapia.

Adicionalmente sugere-se realizar estudos comparativos entre as curvas de isodoses

geradas usando simulações computacionais com as respectivas obtidas pelo sistema de planejamento adotando as aproximações por fontes puntiformes.

6 Referências

- [1] Estimativa 2012. Incidência de Câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer (INCA), 2012.
- [2] Instituto Nacional de Câncer, Programa de Qualidade em Radioterapia. Ministério da Saúde, 2001.
- [3] PODGORSK, E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students: International Atomic Energy Agency, Viena, 2005.
- [4] BALTAS, D.; SAKELLIU, L.; ZAMBOGLOU, N. The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, 2nd ed., Taylor and Francis, 2006.
- [5] JOSLIN, C.A.F.; FLYNN, A.; HALL, E.J. Principles and Practice of Brachytherapy using afterloading systems, 2nd ed., Arnold Publishing, 2001.
- [6] DICKER, A.P.; MERRICK, G.S.; WATERMAN, F.M.; VALICENTI, R.K.; GOMELLA, L.G. Basic and Advanced Techniques in Prostate Brachytherapy, 2nd ed., Taylor and Francis, 2005.
- [7] KHAN, F. M., The Physics of Radiation Therapy, 3th ed., Philadelphia, USA, Lippincot Williams e Wilkins, 2003.
- [8] D.W.O. Rogers. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Phys. Med. Biol. 51 (2006) R287–R301.
- [9] Geant4 Collaboration. Geant4 User's Guide for Application Developers. Version: geant4 9.6.0. Publication date 30th November, 2012.
- [10] MCNPXTM User's Manual. Version 2.5.0., Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369. April. 2005.
- [11] MEIGOONI, A.S.; MELI, J. A.; NATH, R. Interseed effects on dose for ¹²⁵I brachytherapy implants. Med. Phys. vol. 19. p. 385-390, 1992.
- [12] WILLIAMSON, J. F. Comparison of measured and calculated dose rates in water near I-125 and Ir-192 seeds. Phys. Med. Biol. Vol. 18. p. 776-786, 1991.
- [13] WALLACE, R.E.; FAN, Report on the dosimetry of a new design ¹²⁵I Iodine brachytherapy source. Med. Phys. Vol. 26, p. 1925-1930, 1999.
- [14] WALLACE, R.E. Dosimetric characterization of new design ¹⁰³Pd brachytherapy sources. Phys. Med. Biol. Vol. 26. p. 2465-2470, 1999.
- [15] MEIGOONI, A.S.; GERHEART, D.M.; SOWARDS, K. Experimental determination of dosimetric characteristics of Best I-125 brachytherapy source. Med. Phys. Vol. 27, p. 2168-2173, 2000.
- [16] SOLBERG, T.T.; DEMARCO, J.J.; HUGO, G.; WALLACE, R.E. Dosimetric

parameters of three new solid core ^{125}I brachytherapy sources. Journal of Applied Clinical Medical Physics. Vol.3, 119-134.2002.

- [17] DUGGAN, D.M. Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 ^{125}I brachytherapy sources. Applied Radiation and Isotopes. Vol. 61, p. 1443 - 1450, 2004.
- [18] MOBIT, P, BADRAGAN, I. Dose perturbation effects in prostate seed implant brachytherapy with ^{125}I . Phys. Med. Biol. Vol. 49. p. 3171-3178, 2004.
- [19] RIVARD, M.J.; MELHUS, C.S. Dose Brachytherapy dosimetric parameters calculated for new ^{103}Pd source. Med. Phys. vol. 31, p. 2466-2470.2004.
- [20] CHIBANI, O.; WILLIAMSON, J.F.; TODOR, D. Dosimetric effect of seed anisotropy and interseed attenuation for ^{103}Pd and ^{125}I prostate implants. Med. Phys. Vol. 32, p. 2557-2566.
- [21] MOWLAVI, A.A.; BINESH, A.; MOSLLEHITABAR, H. Dose distribution and dosimetry parameters calculation of MED3633 palladium-103 source in water phantom using MCNP. Iran. J. Radiat. Res. vol.4 , p. 15-19. 2006.
- [22] FURSTOSS, C.; RENIERS, B.; BERTRAND, M.J. Monte Carlo study of LDR seed dosimetry with an application in a clinical brachytherapy breast implant. Med. Phys. Vol. 36, p. 1848 - 1858, 2009.
- [23] MEIGOONI, A.S; LUERMAN, C.M.; SOWARDS, K.T. Evaluation of the distribution for prostate implants using various ^{125}I and ^{103}Pd sources. Med. Phys. vol. 36. p. 1452-1458,2009.
- [24] REIS JUNIOR, J. P. R. Avaliação das aproximações utilizadas no planejamento do tratamento de braquiterapia de próstata. Tese de doutorado, 2011.
- [25] HADDAD, C.M.K. LA BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA. Hospital Sírio Libanês – Radioterapia - São Paulo – S.P.
- [26] YU, Y.; ANDEERSON, Z.; MELLENBERG, R.; NATAH, M.C.; SCHELL, F.M.; WATERMAN, A.W.; BLASKO, J.C. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64. Med Phys. 26, pp.2054-2076 (1999), USA.
- [27] ICRU 51, **Quantities and Units in Radiation Protections and Dosimetry**. International Commission on Radiological Units and Measurements, Bethesda, USA, MD, 1989.
- [28] ICRP 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2007.
- [29] ATIXX, F.H., *Introduction to Radiological physics and Radiation Dosimetry*. New Work: John Wiley & Sons, 1986.

- [30] ICRP 60. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [31] ICRP 2010, Adult Reference Computational Phantoms, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2009.
- [32] ICRP 26, Report of Task Group on Reference Man, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1977.
- [33] Cordeiro, P.V.T. Coeficientes de Conversão para a Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente para feixes de Raios X utilizados em Radioterapia. Tese de doutorado, 2013.
- [34] SALDANHA, M. F. S., FREITAS, C. C. F. Segmentação de Imagens Digitais: Uma Revisão, Divisão de Processamento de Imagens – Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE). São Paulo, 2009.
- [35] VAN RIPER, K.A., 2004. Scan2MCNP User Manual (CT and MRI Scan Data to MCNP Input Format Conversion Software), White Rock Science.
- [36] BOIA, L.S. Metodologia Computacional para Geração de Modelos Antropomórficos de Voxels para Simulação por Monte Carlo de Tratamentos Radioterápicos. Tese de doutorado, 2010.
- [37] <http://drscarpa.site.med.br/index.asp?PageName=Doen-E7as-20da-20Pr-F3stata>. Acesso em abril de 2013.
- [38] NATH, R.; ANDERSON, L. L.; LUXTON, G.; WEAVER K. A.; WILLIAMSON J. F. and MEIGOONI, A. S. Code of Practice for brachytherapy physics: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group N^o. 43. Med. Phys. 26, pp.2054-2076, (1995) USA.
- [39] NATH, R. Refinements to the Geometry Factor Used in the AAPM Task Group Report N^o. 43 Necessary for Brachytherapy Dosimetry Calculations. Med. Phys. 26. 2445-2450, 1999.
- [40] MATCHTENS, S.; KARSTENS, J.H.; BAUMANN, R.; JONAS, U. Interstitial Brachytherapy (LDR-Brachytherapy) in the Treatment of Patients with Prostate Cancer.} European urology supplements 5 (2006) 514–521.
- [41] ZANGH, H.; BAKER, C.; MCKINSEY, R.; MEIGOONI, A.S. Dose Verification with Monte Carlo Technique for Prostate Brachytherapy Implants with ¹²⁵I. Medical Dosimetry, vol. 30, N^o 2, p. 85-91, 2005.
- [42] UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation). 1977 Report to the General Assembly, with annexes. New York, United Nations (1977).

- [43] UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), 1988 Report to the General Assembly, with annexes. New York, United Nations (1988).
- [44] UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), 1994 Report to the General Assembly, with scientific annexes. New York, United Nations (1994).
- [45] Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2. National Academy Press, Washington D.C., 2005.
- [46] CORREA, S.C.A . Otimização da Dose e da Imagem Radiográfica Digital de Toráx usando Modelagem Computacional. Tese de doutorado apresentada ao PEN/COPPE/UFRJ. Maio, 2009.
- [47] X-5 Monte Carlo Team, 2003. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, USA.
- [48] BRIESMEISTER, J. F. – A General Monte Carlo code for neutron and photon transport, Version 4C. Los Alamos National Laboratory report LA-13709-M. March. 2000.
- [49] BRIESMEISTER, J. F. – A General Monte Carlo code for neutron and photon transport, Version 3A. Los Alamos, NM, Los Alamos National Laboratory, LA-12625-M. March. 1997.
- [50] DOLAN, J. et. al. Monte Carlo and experimental dosimetry of an 125-I brachytherapy seed. Med. Phys., 33, 4675 - 4684, 2006.
- [51] TAYLOR, R.E.P.; ROGERS, D.W.O. An EGSnrc Monte Carlo calculated of TG-43 parameters. Med. Phys. vol. 35(9). p. 4228-4241, 2008.
- [52] WANG, J.; WEI, L.; XUNJIANG, X. Dosimetric parameters of palladium-103 brachytherapy source with Monte Carlo simulation. Chinese Science Bulletin. May 2008. Vol. 53, n.9, p. 1304-1309.
- [53] http://vali.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/I125/OncoSeed_6711/\$. Acesso dezembro de 2012.
- [54] S.M. Seltzer. Calculation of photon mass energy-transfer and mass energy-absorption coefficient. Radiat. Res. 136 , 147-170 (1993).
- [55] VAN RIPER, K. A., 2004. MORITZ - Geometry Tool User's Guide - Windows Version (Manual). White Rock Science.
- [56] STROUSTRUP, BJARNE. The C++ Programming Language - Third Edition. Addison-Wesley, 1997.

- [57] PORTTERS, L.; CAO, Y.; CALUGARU, E.; TORRE, T.; FEARN, P.; WANG, X.H. Comprehensive Review of CT-Based Dosimetry Parameters and Biochemical Control in Patients Treated with Permanent Prostate Brachytherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol.* Vol. 50. N^o. 3. pp. 605-614, 2001.
- [58] DAVIS, B.J.; HORWITZ, E.M.; LEE,R.W.; CROOK, M.J.; STOCK, R.G.; MERRICK, G.S. American Brachytherapy Society consensus guidelines for transretal ultraound-guided permanent prostate brachytherapy. *Brachytherapy*, 11 (2012) p. 6-9.
- [59] KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, V. J. M. MAX 06 and FAX 06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. *Phys Med Biol.*,51(14):3331-46, 2006.
- [60] BOIA, L.S.; MENEZES, A.F.; CARDOSO, M.A.C.; ROSA, L.A.R.; BATISTA, D.V.S.; CARDOSO, S.C.; SILVA, A.X.; FACURE,A. Application of Digital Image Processing for the Generation of Voxels Phantoms for Monte Carlo Simulation. *Applied Radiation and Isotopes*,2011.
- [61] Diretrizes Básicas de Proteção Radiológicas. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN-NN-3.01 - Janeiro de 2005).
- [62] PODGORSK, E.B. Radiation Physics for Medical Physicist. Ed.Springer, 2005.
- [63] BITELLI, T.Física e Dosimetria das Radiações. Ed. Atheneu. 2^a edição, 2006.
- [64] ZANKL, M., VEIT,R., WILLIAMS,G. The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. *Radiat. Environ. Biophys.* 27, 153–164,1988.
- [65] I.G., HARRELL, C.R., SMITH,E.O. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med. Phys.* 21, 299–302, 1994.
- [66] DIMBYLOW, P.J. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med. Phys.* 21, 299–302, 1994. The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry. In: Dimbylow, P.J. (Ed.), *Workshop on Voxel Phantom Development*. In: Dimbylow, P.J. (Ed.), *Workshop on Voxel Phantom Development*. National Radiological Protection Board, Chilton, UK, pp. 1–7, 1996.
- [67] SOUZA, E.M.Modelagem computacional de Sistema e Procedimento para Radiografia Computadorizada Offshore. Tese de doutorado apresentada ao PEN/COPPE/UFRJ. Maio, 2009.
- [68] RODRIGUEZ, E.A.V.; ALCÓN, E.P.Q; RODRIGUEZ, M.L.; GUTT, F.; ALMEIDA, E. Dosimetric parameters estimation using PENELOPE Monte Carlo simulation code: Model 6711 I-125 brachytherapy seed. *Applied Radiation and Isotopes*. Vol. 63, p. 41-48, 2005.

APÊNDICE A

Tabela A. 1: Função de Anisotropia ^{125}I .

Ângulo/r (cm)	0,5	1	2	3	4
0	0,2051	0,2780	0,3752	0,4369	0,4843
5	0,3128	0,3811	0,4550	0,5218	0,5673
10	0,3501	0,4378	0,5176	0,5737	0,5930
20	0,5871	0,6188	0,6707	0,7030	0,7390
30	0,7732	0,7732	0,7828	0,8088	0,8407
40	0,8699	0,8668	0,8822	0,8881	0,9293
50	0,9414	0,9187	0,9258	0,9352	0,9688
60	0,9794	0,9679	0,9726	0,9790	1,0100
70	1,0022	0,9868	0,9817	0,9924	1,0391
80	0,9987	0,9974	1,0004	1,0275	1,0377
90	1	1	1	1	1

Tabela A.2: Função de Anisotropia ^{103}Pd .

Ângulo/ r (cm)	0,5	1	2	3	4
0	0,2051	0,2780	0,3752	0,4368	0,4843
5	0,3128	0,3811	0,4550	0,5218	0,5673
10	0,3501	0,4378	0,5176	0,5737	0,5930
20	0,5871	0,6188	0,6708	0,7030	0,7390
30	0,7732	0,7732	0,7828	0,8088	0,8407
40	0,8699	0,8668	0,8822	0,8881	0,9293
50	0,9414	0,9187	0,9258	0,9352	0,9688
60	0,9794	0,9679	0,9725	0,9790	1,0091
70	1,0022	0,9868	0,9817	0,9924	1,0391
80	0,9987	0,9974	1,0004	1,0275	1,0377
90	1	1	1	1	1

Tabela A. 3: Função Radial de Dose.

Raio (cm)	^{125}I	^{103}Pd
0,5	1,0634	1,2200
1	1	1
2	0,8079	0,5741
3	0,6302	0,3128
4	0,4929	0,1638
5	0,3535	0,0881

Tabela A.4: Risco de Indução de Câncer secundário (R) e Mortalidade (M) – ^{125}I .

Idade	R (Estômago) ¹	R (Fígado) ¹	M (Estômago) ¹	M (Fígado) ¹
40	0,043	0,022	0,024	0,017
50	0,040	0,020	0,021	0,013
60	0,032	0,015	0,018	0,013
70	0,022	0,008	0,013	0,008
80	0,011	0,003	0,006	0,004

¹Número de casos por 1000000.

Tabela A.5: Risco de Indução de Câncer secundário (R) e Mortalidade (M) – ^{103}Pd .

Idade	R (Estômago) ¹	R (Fígado) ¹	M (Estômago) ¹	M (Fígado) ¹
40	0,092	0,065	0,051	0,049
50	0,085	0,058	0,044	0,043
60	0,068	0,043	0,037	0,037
70	0,047	0,025	0,027	0,025
80	0,024	0,009	0,014	0,012

¹Número de casos por 1000000.

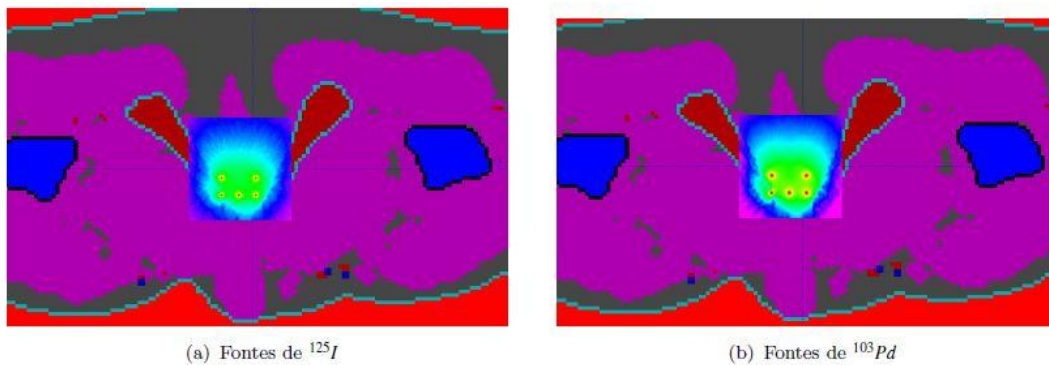


Figura A.1: Mesh tally – Profundidade $z=88$ cm – Fantoma ICRP 110 (Ápice).

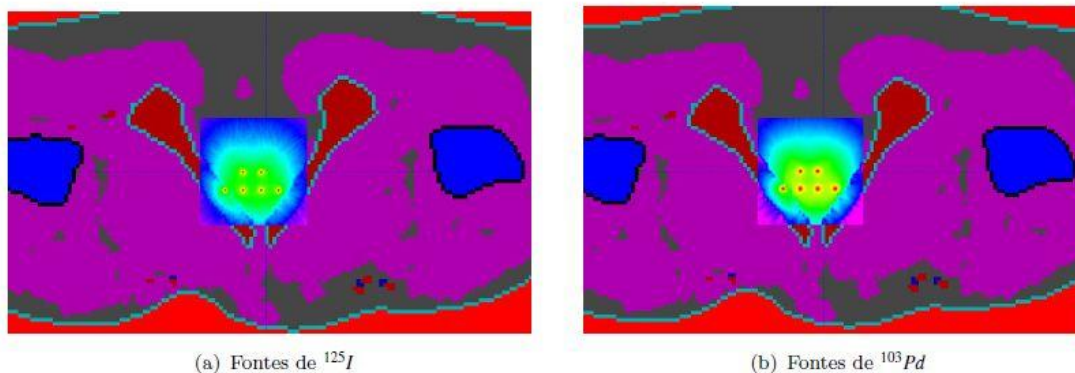


Figura A.2: Mesh tally – Profundidade $z=88,5$ cm – Fantoma ICRP 110.

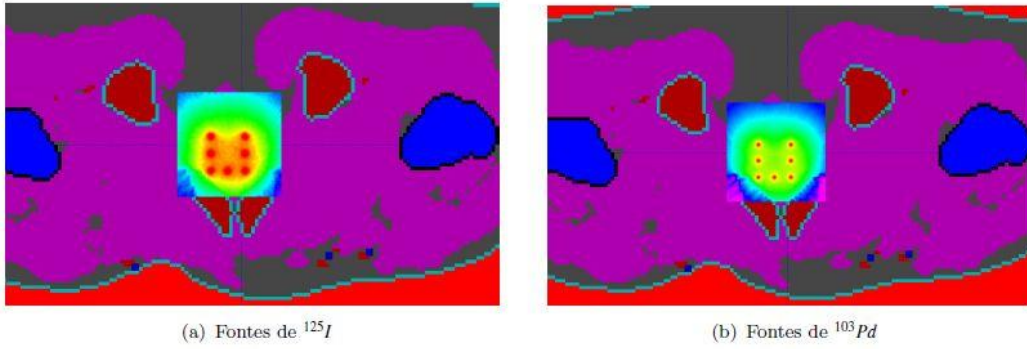


Figura A.3: Mesh tally – Profundidade $z=89$ cm – Fantoma ICRP 110.

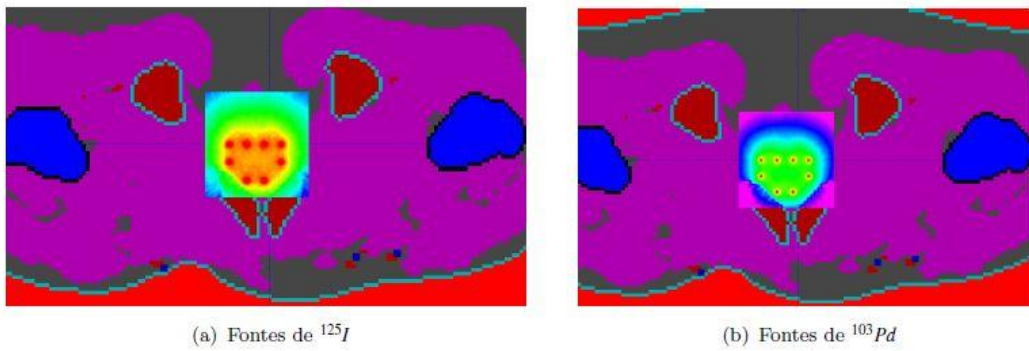


Figura A.4: Mesh tally – Profundidade $z=89,5$ cm – Fantoma ICRP 110.

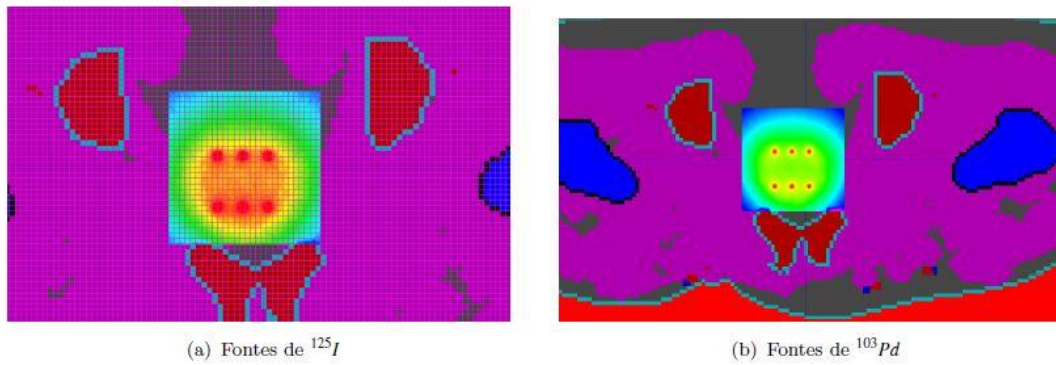


Figura A.5: Mesh tally – Profundidade $z=90$ cm – Fantoma ICRP 110.

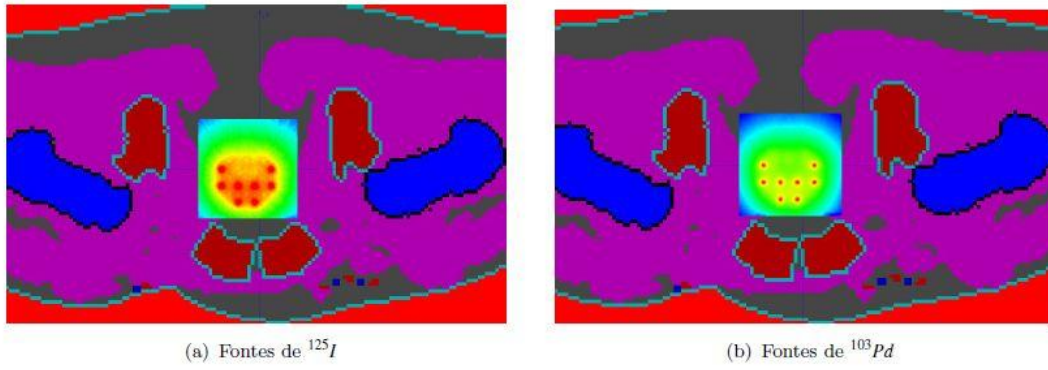


Figura A.6: Mesh tally – Profundidade $z=90,5$ cm – Fantoma ICRP 110.

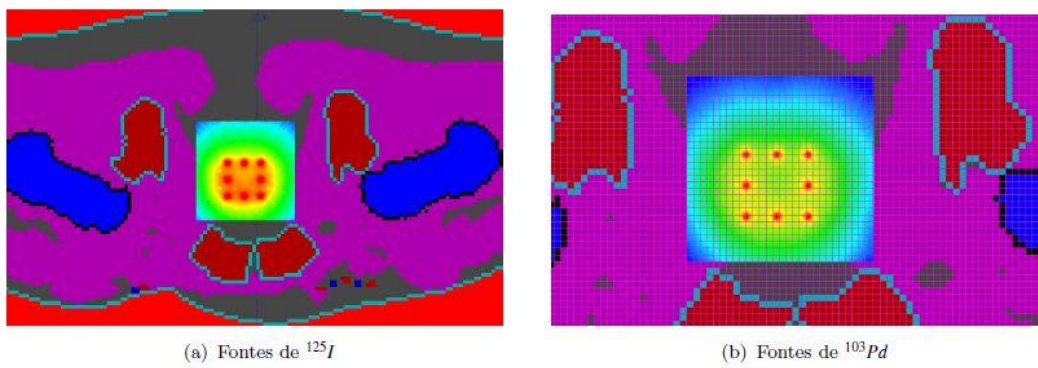


Figura A.7: Mesh tally – Profundidade $z=91$ cm – Fantoma ICRP 110.

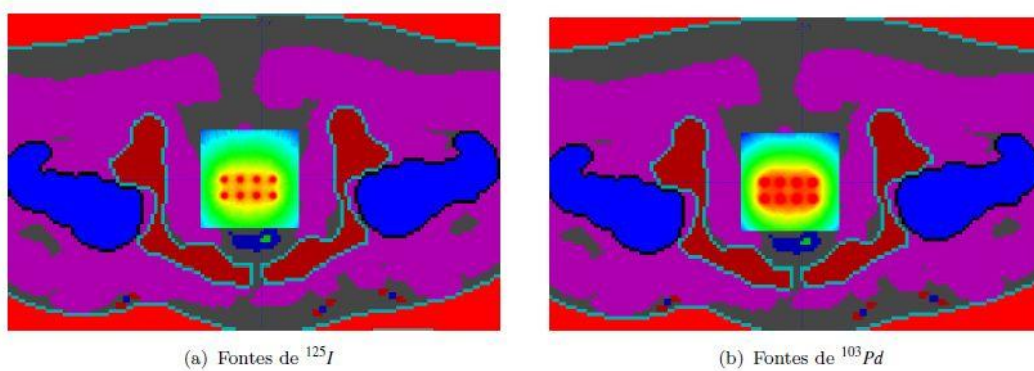


Figura A.8: Mesh tally – Profundidade $z=91,5$ cm – Fantoma ICRP 110 (Plano da Base).