



## AVALIAÇÕES DAS APROXIMAÇÕES UTILIZADAS NO PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA

Juraci Passos dos Reis Junior

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

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Alessandro Facure Neves de Salles  
Soares

Rio de Janeiro

Março de 2011

AVALIAÇÕES DAS APROXIMAÇÕES UTILIZADAS NO PLANEJAMENTO DO  
TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA

Juraci Passos dos Reis Junior

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 A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

---

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

---

Prof. Delson Braz, D.Sc.

---

Prof. José Antônio Carlos Canedo Medeiros, D.Sc.

---

Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc.

---

Prof. Felix Mas Milian, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2011

Reis Junior, Juraci Passos dos

Avaliações das Aproximações Utilizadas no Planejamento do Tratamento de Braquiterapia de Próstata / Juraci Passos dos Reis Junior. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XVII, 101 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Alessandro Facure Neves de Salles  
Soares

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2011.

Referencias Bibliográficas: p. 68-77.

1. Braquiterapia de próstata. 2. MCNP. 3. Dose. I. Silva, Ademir Xavier da *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

## DEDICATÓRIA

**“Senhor eu não sou digno de que  
entreis em minha morada, mas dizei  
uma só palavra e serei salvo”**

## AGRADECIMENTOS

À Deus, por estar sempre ao meu lado, renovando as minhas forças.

Aos meus pais que sempre me deram lições indelévels e bom caráter, além de empenharem todas as suas forças em prol da minha educação.

Ao meu irmão porque sei que independente do momento ou lugar, sei que ele estará comigo até o fim.

Aos meus melhores amigos Marcos, Vítor, Paulo, Wellington, Gabriela, Aline, Juliana, suas amizades são fundamentais em minha vida.

Ao Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, pela oportunidade de realização deste trabalho.

À CAPES pelo suporte financeiro fundamental para realização do trabalho.

Ao professor Ademir, sua paciência, altruísmo e capacidade intelectual são marcas registradas do programa de engenharia nuclear.

Ao meu Orientador Alessandro pela presteza e didática nas contribuições dadas para a confecção deste trabalho.

Ao professor José Canedo por proporcionar os ensinamentos com o MATLAB, que me fizeram ir mais longe neste trabalho.

Ao professor Dr. Richard Kramer da Universidade Federal de Pernambuco, pela autorização para utilização dos fantasmas de voxel FAX e MAX.

Ao professor Dr. Hélio Yoriyaz do IPEN/CNEN, pelo auxílio na conversão dos fantasmas de voxel FAX e MAX para o código MCNPX.

Ao professor Dr. Felix Mas Milian da Universidade Estadual de Santa Cruz, pelo auxílio na conversão dos fantasmas de voxel FAX06 e MAX06 para o código MCNPX.

Aos contemporâneos de laboratório Edmilson, Samanda, Thiana, Artur, Maximiano, Leonardo Bóia, Leonardo Peres, por suas contribuições intelectuais e filosóficas que sempre objetivaram a melhora deste trabalho. O ambiente de pesquisa proporcionado por esses amigos no LNRTR é extremamente prazeroso.

À todos os funcionários do Programa de Engenharia Nuclear, que sempre estiveram prontos a colaborar.

À todos os componentes da banca examinadora deste trabalho, por terem aceitado o convite para avaliar esta Tese.

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

## AVALIAÇÕES DAS APROXIMAÇÕES UTILIZADAS NO PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA

Juraci Passos dos Reis Junior

Março/2011

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Alessandro Facure Neves de Salles Soares

Programa: Engenharia Nuclear

O objetivo deste trabalho é utilizar o código de Monte Carlo MCNP, simuladores esféricos de água e antropomórficos de voxels para calcular a dose total na próstata usando sementes de  $^{125}\text{I}$  puntiformes e volumétricas. Será apresentado também o cálculo da auto absorção da fonte de  $^{125}\text{I}$ , das heterogeneidades da próstata e tecidos adjacentes e impactos do edema pós cirúrgico. Estes estudos visam fazer aproximações com o sistema de planejamento. Os resultados mostraram que considerar as fontes como puntiformes geram grandes discrepâncias na energia depositada, por isso através da auto absorção da fonte foi obtido um fator de redução de 0,46 que aproximou os valores de doses entre fontes isotrópicas e volumétricas. Considerar fontes de  $^{125}\text{I}$  como volumétricas resulta em valores próximos de 144 Gy, recomendado pelo *AAPM Task Group* n° 64 (TG-64). Já os resultados dos estudos de heterogeneidades e do edema sugerem que a dose na próstata está sendo subestimada. Foram também obtidas e traçadas curvas de isodose nas diversas fatias (matrizes) que constituem a próstata do fantoma de voxels MAX 06, a partir da qual foi possível determinar os parâmetros dosimétricos indicadores de qualidade do implante ( $V_{100}$  e  $V_{150}$ ). Os resultados apresentaram boa concordância com os resultados experimentais disponíveis na literatura.

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

EVALUATIONS OF APPROACHES USED IN TREATMENT PLANNING FOR  
PROSTATE BRACHYTHERAPY

Juraci Passos dos Reis Junior

March/2011

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Alessandro Facure Neves de Salles Soares

Department: Nuclear Engineering

The objective of this work is to use the Monte Carlo code MCNP, spherical water and anthropomorphic voxel simulators to calculate the total dose to the prostate using  $^{125}\text{I}$  seeds punctiform and volumetric. There will also be calculating the self absorption of  $^{125}\text{I}$  source, the heterogeneity of the prostate and surrounding tissues, and impacts of edema after surgery. The results showed that consider the sources as punctiform generate large differences in energy deposited, hence through the self absorption of the source was obtained a reduction factor of 0.46, which approached the values of doses between volumetric and isotropic sources. Consider sources of  $^{125}\text{I}$  and volumetric results in values close to 144 Gy, recommended by the AAPM Task Group No. 64 (TG-64). Already the results of studies of heterogeneity and edema suggest that the dose to the prostate is being underestimated. Were also obtained and plotted isodose curves in the different slices (matrix) which is the prostate phantom voxels MAX 06, from which it was possible to determine the parameters dosimetric quality indicators of the implant ( $V_{100}$  and  $V_{150}$ ). The results showed good agreement with experimental results available in literature.



# Sumário

<b>CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO</b> .....	1
1.1 Considerações Gerais .....	1
1.2 A Originalidade do Trabalho .....	5
1.3 Objetivos .....	5
<b>CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b> .....	7
2.1 O Radioisótopo Iodo 125 .....	7
2.2 O Modo de Ação do Iodo 125 .....	8
2.3 A Próstata .....	8
2.4 Considerações sobre a Radioterapia .....	9
2.5 A Semente de Braquiterapia .....	11
2.6 O Documento TG-64 .....	12
2.6.1 Um Breve Histórico da Cirurgia de Braquiterapia de Próstata .....	13
2.6.2 Evolução Histórica na Dosimetria das Sementes de <sup>125</sup> I .....	14
2.7 Grandezas e Unidades Dosimétricas .....	15
2.7.1 Dose Absorvida .....	15
2.7.2 Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, D <sub>T</sub> .....	16
2.7.3 Dose Equivalente (H <sub>T</sub> ) .....	16
2.7.4 Dose Efetiva (E) .....	17
2.8 Simuladores Antropomórficos de Voxels .....	17
2.8.1 O Fantoma de Voxels MAX .....	20
2.8.2 O Fantoma de Voxels MAX 06 .....	21
2.9 O Método de Monte Carlo .....	22
2.9.1 O Código MCNPX .....	22
<b>CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	24
3.1 O Código de Transporte de Radiação MCNPX .....	24
3.2 Conversão de um Arquivo de Imagem para um Arquivo de Entrada INPUT do MCNPX .....	24

3.3 A Descrição da Geometria do Problema Usando Recurso “Estruturas Repetidas” .....	25
3.3.1 Estrutura dos Dados de Entrada do MCNP Usando o Fantoma em Voxel .....	26
3.3.1.1 Células e Universos .....	26
3.3.1.2 Preenchimento dos Universos .....	27
3.3.1.3 Definição dos voxels na malha principal .....	28
3.3.1.4 Transformação de uma Matriz em Estruturas Repetidas ..	28
3.3.1.5 A Malha Auxiliar .....	29
3.3.1.6 Representação do Bloco de Materiais .....	30
3.4 As Modificações feita no MAX .....	30
3.4.1 Descrição das Superfícies – <i>SURFACE Cards</i> .....	31
3.4.2 Descrição das Células – <i>CELL Cards</i> .....	32
3.4.3 A Definição da Fonte .....	32
3.4.3.1 Posição da Fonte .....	32
3.4.3.2 Configuração das Energias .....	33
3.4.3.3 A Camada de $^{125}\text{I}$ Emissora .....	33
3.4.3.4 A Extensão do Cilindro Emissor .....	34
3.4.4 Tipo de Grandeza a ser Calculada na Simulação: Cartão Tally ...	34
3.4.5 Cálculo de Dose Absorvida com o MCNPX com o Tally *F8....	34
3.4.6 Especificação de Materiais .....	35
3.4.7 Delimitação do Problema (Cutoffs) .....	36
3.4.8 Tipo de Radiação – <i>MODE Card</i> .....	36
3.4.9 Estimativa do erro relativo no MCNP .....	37
3.5 O Cálculo da Dose .....	38
3.6 A Modelagem de um Implante Real na Prostata de água .....	39
3.7 A Modelagem das Sementes de $^{125}\text{I}$ no Fantoma MAX .....	40
3.8 A Modelagem das Sementes de $^{125}\text{I}$ no Fantoma MAX 06 .....	42
3.9 Metodologia para o Cálculo a Auto Absorção da Fonte de $^{125}\text{I}$ .....	44
3.10 Estudo das Heterogeneidades no Fantoma Esférico e na Próstata do Fantoma de Voxels MAX 06.....	47
3.11 A Avaliação do Edema da Próstata no Implante Permanente .....	48

3.12 Metodologia para a Determinação das Curvas de Isodose para o Fantoma MAX 06.....	49
3.13 Parâmetros Dosimétricos Indicadores da Qualidade do implante.....	50
<b>CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	51
4.1 Fantoma de Água e o Fantoma de Voxels MAX .....	51
4.2 Fontes Volumétricas .....	52
4.3 Auto Absorção da Fonte de <sup>125</sup> I .....	53
4.3.1 Detectores horizontais (0° e 180°) .....	53
4.3.2 Detectores horizontais (90° e 270°) .....	54
4.3.3 Próstata .....	55
4.4 Fontes Puntiformes .....	56
4.5 Análise das Heterogeneidades no MAX 06 e no Fantoma Esférico .....	57
4.5.1 Análise das Discrepâncias Percentuais no Fantoma Esférico.....	57
4.5.2 Análise das Discrepâncias Percentuais na Próstata do Fantoma de Voxels MAX 06 .....	58
4.6 Doses em Órgãos de Risco .....	59
4.7 Fatores que Causam Subdose na Próstata .....	60
4.8 Curva de Isodos para a Fatia Seleccionada do MAX 06 .....	62
4.9 Comparações Entre MCNP e Sistema de Planejamento para Braquiterapia de Próstata .....	63
<b>CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES</b> .....	65
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	68
<b>APÊNDICE 1</b> ...Arquivo Input MCNPX .....	78
<b>APÊNDICE 2</b> ....Curvas de Isodose.....	90
<b>APÊNDICE 3</b> ....Código MATLAB para as curvas de Isodose.....	97

# Índice de Figuras

<b>Figura 2.1</b> - Esquema de decaimento do $^{125}\text{I}$ .	7
<b>Figura 2.2</b> - Localização anatômica da próstata	9
<b>Figura 2.3</b> - Geometria da semente de $^{125}\text{I}$ (DUGGAN, 2004)	12
<b>Figura 2.4</b> - Passos envolvidos na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro (BOZKURT, 2000).	18
<b>Figura 2.5</b> - Imagem 1: Fatia de uma imagem de tomografia computadorizada. Imagem 2: A mesma imagem após o processo de segmentação.	19
<b>Figura 2.6</b> - (a), (b) e (c) - O Fantoma (Simulador) MAX (KRAMER et al., 2003)	21
<b>Figura 3.1</b> - (a) Representação dos planos que definem a célula principal do simulador MAX e (b) diagrama esquemático da célula do bloco principal.	26
<b>Figura 3.2</b> - Representação dos universos que preenchem a célula 2.	27
<b>Figura 3.3</b> - Linha de comando do MCNP que representa na célula principal o preenchimento por vácuo, a intersecção dos planos e a importância para fótons e elétrons.	27
<b>Figura 3.4</b> - Representação dos comandos que definem as dimensões da aresta do voxel, através das intersecções de planos. Este universo é preenchido inicialmente por vácuo.	28
<b>Figura 3.5</b> - Exemplo da transformação de uma matriz 2D para o modelo de estruturas repetidas.	28
<b>Figura 3.6</b> - Descrição dos universos com especificação da densidade e materiais	

que irão compor os voxels.	29
<b>Figura 3.7</b> - Comando que representa a criação da malha auxiliar.	29
<b>Figura 3.8</b> - Elementos químicos presentes na medula óssea com suas respectivas porcentagens.	30
<b>Figura 3.9</b> - Configuração dos planos, cilindro e semi-elipsóides que vão compor a 1ª e 100ª fontes do MAX.	31
<b>Figura 3.10</b> - Bloco de células para a 1ª e 100ª sementes, em (a) para a próstata de água e em (b) para o simulador MAX.	32
<b>Figura 3.11</b> - Configuração da fonte de $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.	32
<b>Figura 3.12</b> - Configuração das posições da 1ª e 100ª fontes de $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.	33
<b>Figura 3.13</b> - Configuração das energias e probabilidades de emissão da 1ª e 100ª fontes de $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.	33
<b>Figura 3.14</b> - Configuração da casca cilíndrica emissora da 1ª e 100ª fontes de $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.	33
<b>Figura 3.15</b> - Configuração da extensão do cilindro emissor da 1ª e 100ª fontes de $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.	34
<b>Figura 3.16</b> - Representação do cálculo da energia depositada pelo comando *F8 do MCNPX.	35
<b>Figura 3.17</b> – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).	40

<b>Figura 3.18</b> – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).	39
<b>Figura 3.19</b> – Modelagem para a simulação no fantoma MAX 06 em (a) são apresentados os cortes em x, y e z realizados pelo TOMOMC; (b) mostra-se as imagens sementes de $^{125}\text{I}$ geradas no programa Moritz (em 3D), com as células da próstata (35), paredes da bexiga (40), e conteúdo da bexiga: água e urina (32).	42
<b>Figura 3.20</b> – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).	43
<b>Figura 3.21</b> – Visualização da geometria da próstata simulada. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora é puntiforme. (SCHWARZ, 2007).	44
<b>Figura 3.22</b> – Visualização da geometria da próstata com 5 fontes inseridas. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora é puntiforme.	45
<b>Figura 3.23</b> – Visualização da geometria da próstata com 8 fontes inseridas. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora foi considerada puntiforme.	45
<b>Figura 3.24</b> – Visualização da geometria próstata com 32 fontes volumétricas com o programa Moritz (RIPER, 2008).	46
<b>Figura 3.25</b> - Geometria da próstata simulada (SCHWARZ, 2007).	48
<b>Figura 3.26</b> – Visualização gráfica da matriz onde será determinado o cálculo da dose em todos os voxels com o tally *F8 (RIPER, 2008).	49
<b>Figura 4.1</b> - Doses finais considerando 80, 88 e 100 sementes puntiformes de $^{125}\text{I}$ inseridas no fantoma de água, em (a) tem-se valores de dose considerando a	53

atividade inicial de 0,27 mCi em (b) tem-se a atividade inicial de 0,38 mCi.

**Figura 4.2** - Diferenças percentuais entre as médias das doses absorvidas nos detectores para sementes puntiformes e volumétricas. (Detectores horizontais). 53

**Figura 4.3** - Diferenças percentuais entre as médias das doses absorvidas para sementes puntiformes e volumétricas. (Detectores verticais). 55

**Figura 4.4** - Diferenças percentuais entre as doses absorvidas para a próstata. 55

**Figura 4.5** - Doses na próstata considerando 80, 88 e 100 sementes puntiformes de  $^{125}\text{I}$  inseridas nos fantasmas esférico de água (F.E.) e no simulador de voxels MAX, em (a) tem-se valores de dose considerando a atividade inicial de 0,27 mCi em (b) tem-se a atividade inicial de 0,38 mCi. 57

**Figura 4.6** - Decréscimo da média da dose absorvida em função do volume da esfera em: (a) detectores posicionados nos ângulos de  $0^\circ$  e  $180^\circ$  (b) detectores posicionados nos ângulos de  $90^\circ$  e  $270^\circ$ . 61

**Figura 4.7** - Curvas de Isodose no MATLAB. 63

# Índice de Tabelas

<b>Tabela 3.1</b> - Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP.	34
<b>Tabela 3.2</b> - Recomendação para interpretação do erro relativo R.	37
<b>Tabela 3.3</b> - Diferenças nas composições químicas e densidades dos fantasmas de água e tecido mole (ICRU, 1989)	48
<b>Tabela 4.1</b> - Número total de transformações para 80, 88 e 100 sementes puntiformes e volumétricas para as atividades de 0,27 mCi e 0,38 mCi.	52
<b>Tabela 4.2</b> - Discrepâncias percentuais das doses devido as influências da densidade, composição química e total para o fantoma esférico de água e tecido mole que podem representar a próstata.	58
<b>Tabela 4.3</b> - Discrepâncias percentuais das doses devido as influências da densidade, composição química e total para a próstata do fantoma de Voxels MAX 06.	58
<b>Tabela 4.4</b> - Doses totais nos principais órgãos de risco adjacentes à próstata.	59
<b>Tabela 4.5</b> - Comparações entre os fatores de qualidade do implante $V_{100}$ e $V_{150}$ obtidos pelo MCNP e sistemas de planejamento encontrados na literatura.	64



# Índice de Siglas

AAPM – American Association of Physicists in Medicine

EGS4 – Electron Gama Shower

HDR – High Dose Rate

IAEA – International Atomic Energy Agency

ICRP – International Commission on Radiation Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units

IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy

LAHET – Los Alamos High-Energy Transport

LANL – Los Alamos National Lab

LDR – Low Dose Rate

MAX – Male Adult Voxels

MCNP – Monte Carlo N-Particle

MDR – Medium Dose Rate

OMS – Organização Mundial de Saúde

PSA – Prostate Specific Antigen

PTRAN – Proton Transport

RM – Ressonância magnética

SAPDI – Sistema de Processamento de Digital de Imagens

SCD – Seção de Choque Diferencial

SCMS – Software de Construção de Manequins Segmentados

SPECT – Single Photon Emission Computadorized Tomography

TC – Tomografia Computadorizada

TG-43 – AAPM Task Group 43

TG-64 – AAPM Task Group 64

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Considerações Gerais

O câncer de próstata é o segundo tumor mais freqüente em todas as regiões do Brasil perdendo apenas para o câncer de pele (não melanoma). As estimativas brasileiras do ano de 2010, que também são válidas para 2011, apontam que ocorrerão 489.270 novos casos de cânceres sendo 236.240 para o sexo masculino, (BRASIL, 2010), dos quais 52.350 serão pela incidência do câncer de próstata. Esses valores correspondem a um risco estimado de 54 casos novos para cada 100 mil homens.

No que diz respeito a valores absolutos, o câncer de próstata é o sexto tipo de câncer mais comum no mundo, porém é o mais dominante entre os homens, representando 10% do total de cânceres (BRASIL, 2010). A mortalidade devido ao câncer de próstata é relativamente baixa, o que reflete, em parte, o seu bom prognóstico. A sobrevida média mundial estimada em cinco anos é de 58%.

Com o desenvolvimento dos sofisticados métodos de imagem, como a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), tornou-se possível a definição acurada em três dimensões do volume a ser tratado e dos órgãos a serem poupados. Associado a isso, sistemas de planejamento computadorizados cada vez mais eficientes possibilitam a conformação do feixe de radiação ao volume-alvo (Modulação da Intensidade do Feixe – IMRT) e o escalonamento da dose, possibilitando, assim, maiores taxas de cura e, sobretudo diminuição da toxicidade.

Para os tumores de próstata localizados, a terapia mais efetiva não está definida (AMADEI, 2008; SANCHEZ, 2006) Opções de tratamento incluem: prostatectomia radical, radioterapia externa, associada, ou não, à braquiterapia. Entre as opções de braquiterapia, a mais utilizada é o implante permanente de sementes de  $^{125}\text{I}$  ou  $^{103}\text{Pd}$  (PILEPICH *et al.*, 2001; BOLLA *et al.*, 2005; D'AMICO *et al.*, 2004).

De uma maneira geral, pode-se aplicar a braquiterapia para tratar desde cavidades muito pequenas e órgãos oco-musculares, até interstícios com lesão presente ou com risco de reincidência (ELISA, 2007). Todas essas facilidades de implantes, associadas ao sistema de planejamento computadorizado com o transporte da carga por controle remoto potencializaram o avanço da braquiterapia (YU *et al.*, 1999).

Neste trabalho será estudado o implante permanente de sementes de  $^{125}\text{I}$ , procedimento utilizado para o tratamento de câncer de próstata. Nesta modalidade de tratamento, cada membro da equipe traz um conhecimento especializado que promove o objetivo clínico. A vantagem da técnica é a alta dose que é liberada no local do tecido onde as sementes de  $^{125}\text{I}$  estão inseridas, devido a pouca distância entre o tumor e as fontes radioativas.

O processo de planejamento dosimétrico tem um papel fundamental no programa da braquiterapia de próstata. Ele permite à equipe formular um planejamento individual que irá garantir o máximo de liberação de dose em todo o volume alvo, mantendo as doses em órgãos como, o reto e a bexiga (órgãos que representam os maiores riscos de efeitos colaterais), além da uretra, tão baixas quanto razoavelmente exequíveis.

Embora o planejamento dosimétrico pré-operatório venha sendo um padrão na braquiterapia moderna de próstata, este processo, contém várias incertezas. Uma delas é a posição do paciente no planejamento do volume alvo, que é muito difícil de se reproduzir na sala de operação (REIS, 2009; YU *et al.*, 1999). Outros fatores são a definição do volume e formato da próstata nas imagens de tomografia computadorizada (TC) e a distinção das densidades da próstata, e dos tecidos vizinhos, que são muito próximas (entre  $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$  e  $1,09 \text{ g/cm}^3$ ). Portanto, a definição da próstata requer um certo julgamento subjetivo. Outro fator a ser considerado é o erro de posicionamento das sementes, que é inerente ao procedimento (NARAYANA *et al.*, 1996).

A anestesia, que é aplicada antes do procedimento cirúrgico, constitui outra adversidade que afeta no valor da dose, já que esta pode resultar em uma relaxação da musculatura pélvica, com uma conseqüente alteração do formato e volume da próstata em comparação com o contorno obtido no estudo do volume sem anestesia (ROBERSON *et al.*, 1997).

O edema pós-operatório pode representar impacto no tratamento, já que o volume da próstata cresce de 40 a 50%, principalmente nos primeiros 28 dias após o implante (KEYE *et al.*, 1992; MOERLAND *et al.*, 1997; WATERMAN *et al.*, 1998). Isto leva à formulação de dois problemas: o primeiro é que a imagem obtida imediatamente após o implante, para a conferência dos resultados e cálculos das distribuições de dose, pode subestimar a dose total, uma vez que o aumento do volume da próstata devido ao edema reduz a taxa de dose administrada na periferia da próstata.

Por outro lado, se a imagem é obtida depois que o edema é debelado, a dose pode estar sendo superestimada, porque o decréscimo da taxa de dose enquanto a próstata estava com o edema foi ignorado.

O edema aumenta e reduz o seu volume, de forma exponencial no intervalo entre o 4º e o 25º dia (média 9,3 dias). Usando esta média o edema reduzir-se-á 12,5% do seu valor original em 28 dias (WATERMAN *et al.*, 1998). Outros autores (KEHWAR *et al.*, 2009) reportaram este valor como sendo entre o 3º e o 34º dia. Neste trabalho será considerado o efeito do edema entre o 4º e o 25º dia.

O cálculo da dose feito pelo sistema de planejamento, em alguns casos considera as sementes como sendo fontes puntiformes. No entanto, as sementes que são usadas em implantes de braquiterapia de próstata estão longe de cumprirem os requisitos de fontes puntiformes (YU *et al.*, 1999; REIS, 2009; REIS JUNIOR *et al.*, 2009).

Atualmente, o processo de planejamento do tratamento de braquiterapia é feito por meio de softwares que possuem em sua formulação dados obtidas experimentalmente e por métodos de Monte Carlo cujos cálculos são baseados em um fantoma de água (MARTINS, 2010). Este tipo de fantoma não leva em consideração as heterogeneidades de composição dos órgãos e tecidos vizinhos da região do volume a ser tratado.

A idéia de se utilizar cálculos determinísticos para a obtenção de dose utilizando-se aproximações é algo ultrapassado atualmente. Os cálculos estatísticos proporcionam resultados muito próximos da realidade, uma vez que podem simular situações de transporte de partículas, em energia e ângulos de incidência das partículas. Porém, há tempos atrás, os métodos estatísticos eram penalizados pela falta de computadores que fossem capazes de simular um número de histórias suficientes para se obter uma boa estatística devido ao tempo de processamento computacional exigido. Hoje, esse problema foi minimizado com o advento de “clusters” de computadores, que são capazes de realizar inúmeros cálculos, garantindo incertezas muito pequenas.

A abordagem ideal deverá combinar cálculos de Monte Carlo juntamente com avaliação experimental. Os códigos de Monte Carlo mais utilizados em Física Médica são respectivamente o MCNP/MCNPX (PELOWITZ, 2005), EGS4/EGSnrc (NELSON, 1985; KAWRAKOW, 2001) e PENELOPE (BARÓ, 1985). O MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) foi o programa utilizado neste estudo. Foi desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL) e a sua programação foi realizada em linguagem Fortran 90 e C.

A eficácia das técnicas de Monte Carlo constitui um método numérico exato de modelação detalhada dos processos físicos de deposição de energia em diferentes meios (BRIESMEISTER, 2000). No estudo da dosimetria, tem sido demonstrada em diversos trabalhos, sendo reconhecido como uma importante ferramenta nos cálculos de doses em vários campos ligados à Física Médica. Códigos baseados no método de Monte Carlo podem ser usados na radioterapia para a modelação e visualização de geometrias complexas, caracterização dos espectros em energias das fontes e determinação da dose de radiação absorvida em órgãos de interesse. A simulação pelo método de Monte Carlo constitui uma importante ferramenta no controle de qualidade em tratamentos de braquiterapia. Segundo a *American Association of Physicists on Medicine AAPM* (RIVARD *et al.*, 2004), dados mais precisos nas distribuições de dose devem ser obtidos, seja experimentalmente, seja por simulações computacionais com o objetivos de melhorar os sistemas de planeamento.

Vários autores (RODRIGUEZ *et al.*, 2005; TAYLOR e ROGERS, 2008) utilizaram simulações por Monte Carlo para gerar dados de parâmetros recomendados pelo protocolo TG-43, que são utilizados para o cálculo de doses nos sistemas de planeamento. Estes valores são discrepantes entre si, sendo que os valores recomendados pela revisão do protocolo (TG-43U1) (RIVARD *et al.*, 2004), são uma média ponderada destes valores.

(REIS, 2009) validou a semente de  $^{125}\text{I}$  Amersham modelo 6711, utilizando o código MCNPX (X-5 Monte Carlo Team, 2005). A semente Amersham é a mais utilizada em implantes permanentes de próstata. Os valores dos parâmetros pertinentes à semente que foram calculados são a função anisotropia  $F(r,\theta)$  e a função dose radial  $g(r)$ .

Os estudos realizados por Horwitz *et al.* (1998), sobre falha bioquímica, que é definida como três aumentos consecutivos de PSA são aceites como forma legítima de definir evolução pós-tratamento na radioterapia. A dose foi o mais significativo prognosticador de falha bioquímica em uma análise multivariada, segundo Stock e colaboradores (STOCK *et al.*, 1998). Sendo a dose o mais importante fator na análise da falha bioquímica é importante que se faça um estudo detalhando com simulação de todos os parâmetros que podem influenciar a dose e contribuir para melhorar o sistema de planeamento.

## 1.2 Originalidade do Trabalho

Na literatura são encontrados trabalhos que discutem as aplicações das sementes de  $^{125}\text{I}$  para o tratamento de braquiterapia de próstata. Nestes trabalhos são apresentados cálculos das grandezas dosimétricas, tais como, função anisotropia (SOLBERG *et al.*, 2002; RODRÍGUEZ, *et al.*, 2005), função radial de dose (SOLBERG *et al.*, 2002; DUGGAN, 2004; RODRÍGUEZ, *et al.*, 2005), constante de taxa de dose (RODRÍGUEZ, *et al.*, 2005), intensidade de kerma no ar (RODRÍGUEZ, *et al.*, 2005) e o fator geometria (YU *et al.*, 1999; SOLBERG *et al.*, 2002; NATH, 1999). Existem poucos trabalhos que fazem a avaliação do efeito intersementes, da influência das heterogeneidades da próstata e tecidos adjacentes ou que calculam o decréscimo de dose devido ao edema de próstata. Estes fatores aumentam as incertezas quanto à dose que é entregue ao volume alvo.

Baseado nas considerações sobre o problema apresentado anteriormente, propõe neste trabalho estimar a dose na próstata usando o método de Monte Carlo e fantasmas esférico de água e antropomórficos de voxels, considerando tanto fontes puntiformes quanto volumétricas de  $^{125}\text{I}$ , visando investigar se a dose entregue ao volume alvo condiz com os valores prescritos durante o tratamento real.

Ainda, fazendo uso da simulação computacional, pretende-se determinar curvas de isodose adjacentes ao volume alvo, para uma posterior comparação dos parâmetros indicadores de qualidade do implante de braquiterapia de próstata com  $^{125}\text{I}$  encontrados na literatura (AMADEI 2008; FRANÇA *et al.* 2009).

## 1.3 Objetivo

A partir do que foi abordado, o objetivo principal deste trabalho é utilizar o código de Monte Carlo MCNPX (PELOWITZ, 2005) e os simuladores: esférico de água e antropomórficos de voxels, para calcular a dose total na próstata devido ao tratamento de braquiterapia usando sementes de  $^{125}\text{I}$ , visando fazer uma avaliação das aproximações usadas no planejamento do tratamento. Para cumprir estes objetivos, estabeleceram-se as seguintes metas:

- Inserir de 100 sementes de  $^{125}\text{I}$  no simulador de próstata de água e no fantoma antropomórfico de voxels, MAX 05 (KRAMER *et al.*, 2003) e nos cortes selecionados do fantoma MAX 06 (KRAMER *et al.*, 2006).
- Obter o fator de correção para a energia depositada na simulação de fontes puntiformes através a auto absorção dos fótons da fonte de  $^{125}\text{I}$  no encapsulamento de titânio e no cilindro de prata.
- Realizar os cálculos de dose com os fantasmas antropomórficos de voxels MAX 05 e MAX 06 acoplados ao código de Monte Carlo MCNPX. Verificar através das simulações se a dose integrada no tempo, de 0 ao infinito, na próstata corresponde ao valor estipulado pelo documento TG-64 (YU *et al.*, 1999).
- Realizar a mesma série de cálculos usando 100 sementes de  $^{125}\text{I}$  inseridas em um fantoma esférico de água, cujo volume é o mesmo da próstata do fantoma MAX.
- Verificar o impacto do edema no implante permanente das sementes na próstata usando o fantoma de água, fazendo o seu volume variar 50%, e analisando se este aumento é uma possível causa de subdose no tratamento.
- Verificar as diferenças de doses pelas heterogeneidades tanto da próstata, quanto nos tecidos adjacentes a ela.
- Simular usando o código MCNPX, a dose em todos os voxels presentes nas matrizes em que a fontes de  $^{125}\text{I}$  estão inseridas, para posteriormente através do MATLAB, com o comando de interface gráfica de contorno, desenhar todas as curvas de isodose onde estão presentes as sementes de  $^{125}\text{I}$ , no fantoma de voxels MAX 06.

# CAPÍTULO 2

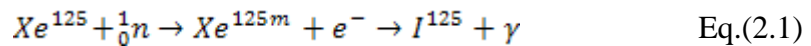
## FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nas seções seguintes deste capítulo são apresentadas, as especificações sobre a fonte de  $^{125}\text{I}$ , que foi considerada neste trabalho.

### 2.1 O Radioisótopo Iodo 125

Segundo WAGNER e colaboradores (1995), o iodo foi descoberto por Courtois em 1811, e é chamado desta forma por causa da liberação de vapor violeta quando é aquecido (em grego, *iodes* = violeta). O iodo estável possui número atômico 53 e número de massa 127. Existem, identificados, trinta radioisótopos de iodo, variando em número de massa de 115 a 141 com meias vidas que variam de 0,5 segundos a  $1,6 \times 10^7$  anos. Somente o isótopo estável, o  $^{127}\text{I}$ , é encontrado na natureza. Os radioisótopos usados em diagnóstico e tratamentos médicos são:  $^{123}\text{I}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$ .

O  $^{125}\text{I}$  é produzido por irradiação de gás  $^{124}\text{Xe}$  com nêutrons para formar  $^{125}\text{Xe}$  através da reação de captura de nêutrons. O  $^{125}\text{Xe}$ , instável decai via captura eletrônica em  $^{125}\text{I}$  por emissão de raios  $\gamma$  (LEGRAND, 1975; REIS, 2009).



O esquema de decaimento do  $^{125}\text{I}$  resulta em fótons de energia de 27,4 keV (1,15 fótons/desintegração), 31,4 keV (0,25 fótons/desintegração) e 35,5 keV (0,067 fótons/desintegração), (YU *et al.*, 1999). A Figura 2.1 mostra o esquema de decaimento do  $^{125}\text{I}$  (LEGRAND *et al.*, 1975).

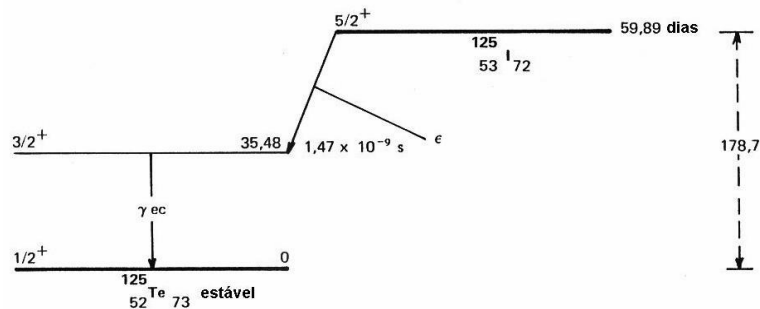


Figura 2.1 – Esquema de decaimento do  $^{125}\text{I}$ .



## 2.2 O Modo de Ação do Iodo 125

A eficácia da semente de  $^{125}\text{I}$  deriva unicamente da interação da radiação ionizante com o tecido a ser tratado; os fótons emitidos pela fonte de  $^{125}\text{I}$  têm uma energia média de 28 keV e estes fótons interagem com a matéria através de processos distintos, sendo que a sua probabilidade de ocorrência é determinada pela seção de choque, que por sua vez depende da energia do fóton, da densidade e do número atômico do meio (KNOLL, 1989; ATTIX 1986). O material de sutura absorvível e endurecido mantém as sementes no devido lugar, dentro do tecido a ser tratado, de forma a facilitar a dosimetria, e minimizar o movimento das sementes.

A distribuição de dose produzida na região ao redor de cada semente não é isotrópica. Esta anisotropia deve ser incluída nos cálculos de distribuição de dose. O encapsulamento de titânio é um material e, juntamente com o fio de prata, resulta em uma auto-absorção total de cerca de 35% da radiação emitida (ONCURA, 2003).

## 2.3 A Próstata

A próstata (Figura 2.2) é a glândula do homem que secreta o líquido prostático, que é ligeiramente alcalino, ajuda a neutralizar a acidez dos outros líquidos seminais durante a ejaculação, aumentando assim a mobilidade e a fertilidade nos espermatozóides. O tamanho e o formato da próstata variam bastante entre os homens, tendo em média 5 a 7 cm de diâmetro (aproximadamente do tamanho e formato de uma noz).

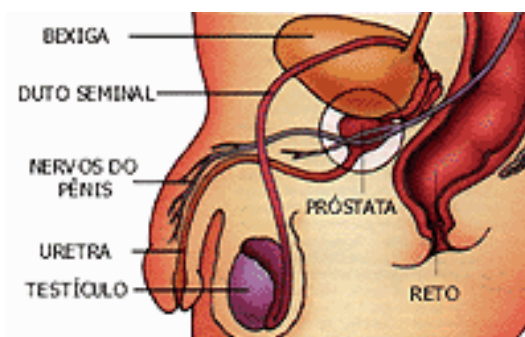


Figura 2.2 – Localização anatômica da próstata  
(Fonte: <http://www.uro.com.br/prostexto.htm>)

A próstata permanece relativamente pequena durante a infância e começa a crescer na puberdade, sob o estímulo da testosterona. Essa glândula atinge tamanho quase estacionário em torno dos 20 anos de idade, e não se modifica até, aproximadamente, 50 anos. A partir deste período, em alguns homens, a próstata começa a evoluir, juntamente com a produção diminuída de testosterona pelos testículos.

## **2.4 Considerações sobre a Radioterapia**

São três as modalidades de tratamento terapêutico em que se baseia o tratamento oncológico: cirurgia, quimioterapia e radioterapia. Quando as enfermidades são localizadas, a cirurgia ou radioterapia são as formas de tratamento indicadas. A quimioterapia é empregada para o tratamento da enfermidade sistêmica, tanto no paciente com doença metastática presente, quanto no paciente de risco para o seu desenvolvimento (BRENTANI *et al.*, 2003).

De acordo com a organização mundial de saúde (OMS), 2/3 dos pacientes com câncer utilizam a radioterapia em alguma fase do tratamento da doença, quer de maneira isolada, quer associada a outras formas de terapia oncológica (AMADEI, 2008).

A radioterapia é a modalidade de tratamento cujo agente terapêutico fundamental é a radiação ionizante. A interação da radiação com a matéria, com a conseqüente deposição da energia na estrutura celular, leva a alterações celulares ou funções vitais, levando a célula à morte ou a inviabilidade biológica.

A palavra braquiterapia tem origem grega (brachys = curto; terapia = tratamento). Constitui a modalidade de radioterapia em que a fonte radioativa é colocada em contato direto ou à distância muito próxima do tecido tumoral, permitindo que uma dose elevada de radiação seja liberada ao tumor enquanto poupa os tecidos normais adjacentes devido à rápida queda do valor da dose administrada com a distância à fonte de radiação. Cerca de 10 a 15% dos pacientes em radioterapia são candidatos a braquiterapia (AMADEI, 2008).

Um tratamento de braquiterapia poder ser classificado quanto ao local de aplicação, tempo, método de carregamento do aplicador e taxa de dose.

Quanto às taxas de radiação, os procedimentos são classificados como:

- Baixa taxa de dose (LDR, do inglês Low Dose Rate: 0,2 – 2,0 Gy/h) - tratamento único com liberação da dose em horas, dias ou permanentemente.
- Média taxa de dose (MDR, do inglês Medium Dose Rate: 2,0 – 12 Gy/h) - a braquiterapia MDR é pouco utilizada e os resultados dos tratamentos são um pouco pobres em relação à LDR e HDR (IAEA, 2005).
- Alta taxa de dose (HDR, do inglês High Dose Rate: > 12 Gy/h) - tratamento com liberação da dose em minutos.

Quanto ao local de aplicação, a braquiterapia pode ser classificada como:

- Intracavitária - a fonte de radiação é localizada dentro de uma cavidade próxima ao volume tumoral. Exemplo: ginecológica (útero, vagina).
- Intersticial - cateteres ou fontes são implantados cirurgicamente dentro do volume tumoral. Exemplo: próstata, mama, sarcomas de membros.
- Intraluminal - a fonte de radiação é posicionada no interior de um órgão tubular. Exemplo: esôfago, brônquio pulmonar.
- Superficial - são confeccionados moldes para conformar a superfície de tratamento, onde os cateteres são firmemente posicionados. Exemplo: pavilhão auricular.
- Intravascular (braquiterapia coronariana) - tratamento que utiliza radiação beta e gama para prevenir a recorrência da reestenose dos *stents* coronarianos pós angioplastia.

Quanto ao carregamento a braquiterapia pode ser classificada como:

- Manual: o material é inserido diretamente no paciente.
- “Afterloading” (pós-carregamento) manual: cateteres ou aplicadores são colocados no paciente, e, após o planejamento do tratamento, as fontes são inseridas manualmente nesses dispositivos, sendo posicionadas segundo o planejamento realizado.

- “Remote afterloading” (pós-carregamento por controle remoto): cateteres são colocados no paciente e então a fonte radioativa é inserida mecanicamente nesses cateteres durante o tratamento. O uso de braquiterapia por controle remoto minimiza consideravelmente os riscos de exposição da equipe médica à radiação ionizante. A braquiterapia por controle remoto pode ser aplicada utilizando as técnicas LDR, MDR e HDR.

Quanto à duração de tratamento, a braquiterapia pode ser classificada como:

- Implantes permanentes: A fonte é implantada de forma permanente no paciente. Normalmente, nestes procedimentos utilizam-se isótopos de meia vida curta como Iodo-125, Paládio-103, Césio-131 e Ouro-198.

- Implantes temporários: A fonte é inserida e depois removida do paciente, após o tratamento. Nestes casos, existe um melhor controle da dose no volume alvo, pelo planejamento pré-inserção. As fontes radioativas mais utilizadas são Césio-136, e Irídio-192.

Os implantes permanentes de próstata são realizados em salas de cirurgia convencionais com a participação direta de um radioterapeuta, um físico médico e um radiologista. O procedimento dura entre 45 a 60 minutos (PEREIRA JÚNIOR, 2003).

Devido à baixa energia dos fótons produzidos e da atividade total utilizada em cada implante (30.0 mCi ou 1.110.0 MBq) os níveis de radiação durante todo o procedimento são extremamente baixos, simplificando consideravelmente as blindagens e os procedimentos de proteção radiológica. Um lençol de Pb de apenas 0,25 mm de espessura proporciona uma atenuação de 99,9 % da radiação emitida (PEREIRA JÚNIOR, 2003).

Apesar da grande maioria dos procedimentos de baixa taxa de dose utilizar carga postergada, em algumas situações a introdução do material radioativo se faz de maneira direta, sem o emprego de aplicadores, como no tratamento de tumores oculares com placas radioativas e nos implantes permanentes com sementes de Ouro-198.

## **2.5 A Semente de Braquiterapia**

As sementes de  $^{125}\text{I}$  utilizadas em braquiterapia contém iodo, na forma de iodeto, adsorvido na superfície de um cilindro de prata ( $\rho = 10,5 \text{ g/cm}^3$ ), que se encontra no

centro da semente e que serve como marcador radiográfico, sendo o encapsulamento da fonte feito em titânio (YU *et al.*, 1999; NATH *et. al.*, 1995). No esquema de decaimento do  $^{125}\text{I}$  também são observadas as emissões de raios X de 22,1 keV (0,15 fótons/desintegração) e 25,5 keV (0,04 fótons/desintegração), resultantes da emissão de raios X característicos, resultantes da interação dos fótons com o cilindro de prata.

As sementes têm 4,5 mm de comprimento por 0,8 mm de diâmetro, encapsuladas em 0,05 mm de titânio, a espessura da coroa cilíndrica é 1 $\mu\text{m}$  (modelo 6711), como ilustrado na Figura 2.3 (DUGGAN, 2004). As sementes podem ser fornecidas individualmente ou acondicionadas em Vicryl (material absorvível pelo organismo), contendo 10 sementes cada. A atividade típica de cada semente varia de 0,27 mCi (10,0 MBq) a 0,38 mCi (14,1 MBq).

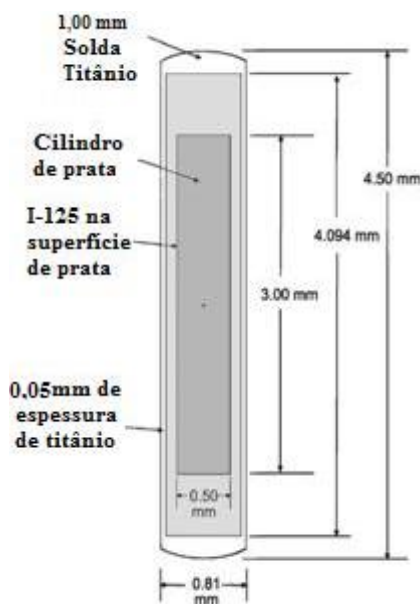


Figura 2.3 – Geometria da semente de  $^{125}\text{I}$  (DUGGAN, 2004).

## 2.6 O Documento TG-64

O *Task Group* é constituído por diversas publicações que têm por objetivo atualizar e padronizar normas realizadas no âmbito da Física Médica seja em radioterapia, seja em radiodiagnóstico. O documento TG-64 (YU *et al.*, 1999) apresenta diversas recomendações da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) a respeito da maioria das padronizações a serem realizadas na braquiterapia de próstata, especificamente usando fontes de  $^{125}\text{I}$  ou  $^{103}\text{Pd}$ .

Este documento revisa: grandezas dosimétricas, com a possibilidade de propor alterações ou criações de novas grandezas, detalha fontes radioativas seguindo a cronologia que se iniciou alguns anos após a descoberta das radiações ionizantes, podendo sugerir o uso de novas fontes e, por fim, relata os procedimentos realizados na radiocirurgia, suscitando o uso de novos métodos de acordo com a tecnologia vigente. Ele também identifica questões para futuras investigações. Muitas ponderações do TG-64 serão exploradas neste trabalho.

### **2.6.1 Um Breve Histórico da Cirurgia de Braquiterapia de Próstata**

A descoberta dos raios-X por Röntgen em 1895 marcou o início de um novo ramo da física: a física médica. Desde cedo os investigadores perceberam o interesse de utilizar a radiação para fins diagnósticos e terapêuticos, e em 1901, Pierre Curie, apenas 5 anos após a descoberta da radiação natural por Henri Becquerel, sugeriu que um pequeno tubo de rádio fosse inserido num tumor: nasceu assim a braquiterapia (BITELLI, 1987).

Em 1903 Graham Bell sugeriu de forma independente que fossem aplicados tubos de vidro com rádio no seu interior para tratamento de tumores diretamente sobre a lesão (SOCIEDADE AMERICANA DE BRAQUITERAPIA, 2011). Até 1920 a maior parte dos tratamentos de braquiterapia foram feitos no Instituto Curie em Paris e no Memorial Hospital em Nova Iorque. Foram desenvolvidos novos radioisótopos incluindo o Ouro-198, Cobalto-60, Iodo-125 e Fósforo-32 pelo Dr. Wiliam Myers da Universidade de Ohio.

No início da década de 70, um novo procedimento foi desenvolvido para confinar a exposição de radiação na próstata, aumentar a dose prescrita no tumor e minimizar os efeitos colaterais. Esta técnica consistia no implante de sementes radioativas de  $^{125}\text{I}$  diretamente na próstata. Nessas tentativas iniciais, a glândula era exposta cirurgicamente (cirurgia retropúbica aberta) e as sementes eram implantadas diretamente pelo cirurgião. O pioneiro na implantação deste método foi o Memorial Sloan-Kettering Cancer Center - New York – USA (YU *et al.*, 1999).

Atualmente a cirurgia retropúbica foi abandonada. Desde 1985, o procedimento foi aperfeiçoado graças à utilização de equipamentos de ultrassom com sonda transretal e grade de visualização semi-centimetrada ("templates"). Esta técnica permite que os pacientes sejam submetidos a um pré-planejamento feito com um exame prévio de

ultrassonografia transretal onde a posição de cada agulha, com as respectivas sementes, é determinada utilizando-se um sistema de planejamento de tratamento computadorizado. Usando-se o gabarito do equipamento de ultrassom, as agulhas guias são inseridas permitindo um posicionamento preciso das sementes de  $^{125}\text{I}$ .

Até o início da década de 90, a braquiterapia de baixa taxa de dose era a única forma de braquiterapia disponível no Brasil. Nesta forma de tratamento, o paciente recebe a fonte radioativa em regime de hospitalização e permanece internado em instalação específica para este fim.

### **2.6.2 Evolução Histórica na Dosimetria das Sementes de $^{125}\text{I}$**

A dose total mínima considerada para o implante na década de 70 era de 160 Gy, mas este cálculo era baseado na atividade aparente, massa equivalente, constante de taxa de exposição e coeficientes de atenuação dos tecidos ao  $^{222}\text{Ra}$ . Estes formalismos não levavam em conta as diferenças de encapsulamento ou constituição interna das fontes. Uma avaliação da “dimensão média”, com base nos dados de Quimby (GLASSER *et al.*, 1961) e Manchester (MEREDITH, 1967) revelou que esta dose estaria sendo superestimada. Comparações com relação à grandeza taxa de exposição, mostraram que havia diferenças entre o velho formalismo e o formalismo do TG-43 para o cálculo de dose.

Luse e colaboradores (LUSE *et al.*, 1997) compararam as distribuições de doses para um implante de uma próstata de  $35\text{ cm}^3$ , usando 88 sementes e 20 agulhas. Quando o antigo formalismo era usado, o resultado era que a próstata recebia 160 Gy, Porém quando os parâmetros do TG-43 eram utilizados, a dose que a próstata recebia na verdade era de 144 Gy, o que corresponde à diferença percentual, 11%, encontrada anteriormente. Por esta razão Luse *et al.* recomendaram que a prescrição de dose em implantes de próstata fosse 144 Gy. Outro estudo empírico, realizado por Bice e colaboradores (BICE *et al.*, 1998), que tem como base uma análise comparativa similar, também chegou à conclusão que a dose final deveria ser 144 Gy. Por esse motivo todos os resultados encontrados para fontes de  $^{125}\text{I}$  puntiformes e volumétricas serão comparados com este valor que é o valor padrão estabelecido tanto pelo TG-43, quanto pelo TG-64.

## 2.7 Grandezas e Unidades Dosimétricas

A tarefa de organizar e padronizar as grandezas usadas na caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação da radiação com a matéria e a quantificação dos efeitos tem sido feita pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*).

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as *grandezas limitantes*, que são 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 e levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº 60 (ICRP 60, 1991) e que foram atualizadas na ICRP publicação nº 103 (ICRP 103, 2008) são:

- Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido ( $D_T$ );
- Dose Equivalente em um órgão ou tecido ( $H_{T,R}$ );
- Dose Efetiva (E)

### 2.7.1 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,  $\bar{d\varepsilon}$ , absorvida por um elemento de volume do material e a massa,  $dm$ , desse volume (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$D = \frac{\bar{d\varepsilon}}{dm} \quad \text{Eq.(2.5.1)}$$

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).



### 2.7.2 Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, $D_T$

Como foi descrito na seção 2.7.1, a grandeza dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então, a dose absorvida média,  $\overline{D}_T$ , no volume de um tecido ou órgão, T é definida pela expressão 2.5.2 (ICRP 103, 2008).

$$\overline{D}_T = \frac{\int D(x, y, z) \cdot \rho(x, y, z) \cdot dV}{\int_T \rho(x, y, z) \cdot dV} \quad \text{Eq.(2.5.2)}$$

Onde V é o volume da região do tecido T, D é a dose absorvida no ponto (x,y,z) nesta região e  $\rho$  é a densidade de massa nesse ponto. Na prática, a dose média absorvida em um órgão ou tecido T,  $\overline{D}_T$ , é usualmente escrita como  $D_T$ .

### 2.7.3 Dose Equivalente ( $H_T$ )

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida. Então foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devidos às diferentes qualidades de radiação. Assim, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos estocásticos. Para quantificar esse fato e permitir que a comparação seja possível, 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 (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad \text{Eq.(2.5.3)}$$

Onde  $D_{T,R}$  é a  $D_T$  proveniente de um único tipo de radiação. A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para não haver confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Os fatores  $w_R$  têm sido especificados na definição das grandezas de proteção desde a Publicação 60 (ICRP 60, 1991). Eles são fatores onde as doses absorvidas médias em qualquer tecido ou órgão são multiplicadas pelos  $w_T$  para levar em conta o detrimento causado pelos diferentes tipos de radiação relativo a radiação de fótons.

#### 2.7.4 Dose Efetiva (E)

A *dose efetiva*, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad \text{Eq.(2.5.4)}$$

onde  $w_T$  é o fator de peso do tecido,  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída e o  $\sum w_T = 1$ , (ICRP 103, 2008). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

#### 2.8 Simuladores Antropomórficos de Voxel

Embora as características de simuladores antropomórficos matemáticos (MIRD-5, ADAM, EVA), estejam de acordo com o homem de referência com relação às massas e volumes, possuem limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais; houve necessidade de representá-los de forma simplificada para que se pudesse simulá-los utilizando o método Monte Carlo devido às limitações dos recursos computacionais (processadores, memória e espaço de armazenamento). Em contrapartida, a anatomia humana é extremamente complexa para ser realisticamente representada por um singelo conjunto de equações matemáticas. Em muitos modelos a avaliação de dose na medula óssea é muito complicada. Em geral, assume-se que ela está distribuída uniformemente no esqueleto e nos modelos atuais ainda utiliza-se o mesmo procedimento.

Como alternativa à limitação imposta pela complexibilidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em voxel

(*Volume piXEL*) provêm de uma seqüência de imagens digitais de órgãos e tecidos do corpo humano, que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, e mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Estes modelos constituem o último esforço para o aperfeiçoamento dos modelos computacionais. Os fantasmas em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada nos órgãos ou tecidos. Contudo, para a utilização destes dados, encontram-se algumas barreiras iniciais que não são fáceis de serem superadas.

Na construção de um modelo anatômico através de imagens por tomografia, a qualidade original dos dados é crucial para a fiel representação das estruturas corporais internas. As imagens fornecem informações detalhadas da anatomia do corpo humano. Uma fatia de imagem, quando computadorizada, representa uma matriz de pixels em uma geometria de duas dimensões. Por multiplicação da medida do pixel pela fatia da espessura de uma imagem, obtém-se o elemento tridimensional, o voxel (CHAO, 2001; BALTHAR, 2002). A Figura 2.4 mostra os passos envolvidos no desenvolvimento de um modelo anatômico de corpo humano através de imagens para cálculos de dosimetria. A dimensão de pixels de cada imagem bidimensional depende da resolução escolhida durante a opção de varredura para a obtenção do conjunto original de imagens TC.

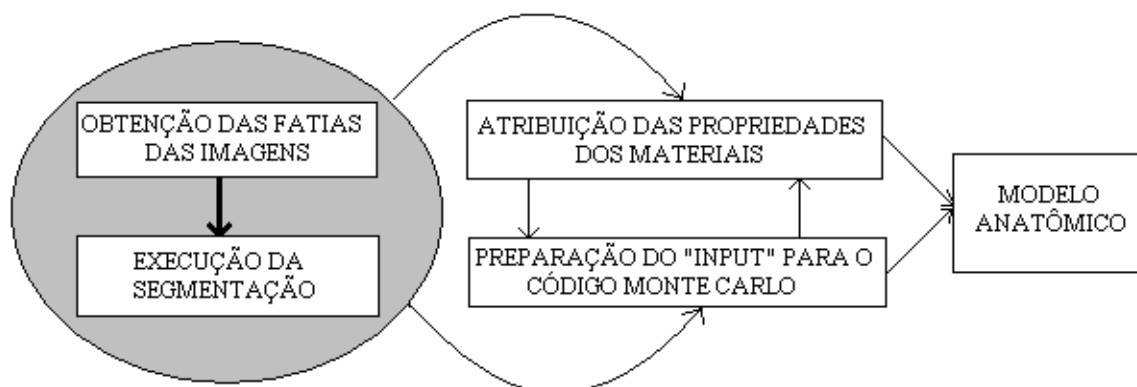


Figura 2.4 - Passos envolvidos na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro (BOZKURT, 2000).

Em geral as imagens são quadradas, contendo 512 x 512 pixels. Para que se chegue a um conjunto consecutivo de imagens transversais ideais para uso em dosimetria numérica, o conjunto original sofre alguns processos de transformação como segmentação, classificação e reamostragem. O procedimento chamado segmentação, aplica-se ao processamento de rotinas para interpretar os dados das cores de uma varredura dentro de um tipo de tecido existente dentro do corpo (CHAO, 2001). A partir

das imagens tomográficas originais, novas imagens de todos os cortes podem ser construídas, onde vários contornos de órgãos podem ser reconhecidos, através das diferenças nos tons de cinza. A Figura 2.5 mostra a diferença entre as imagens antes e depois da segmentação (BOZKURT, 2000). A maioria dos órgãos não possui uma grande variação de densidade de um voxel para o outro, não ocasionando perda significativa de informação. Com base nisto, são utilizados sete diferentes tecidos para a construção dos modelos, que são:

- Tecido pulmonar;
- Tecido mole;
- Pele;
- Músculo;
- Ossos compactos (ossos);
- Medula óssea, e;
- Ar.



Imagem 1



Imagem 2

Figura 2.5 - Imagem 1: Fatia de uma imagem de tomografia computadorizada.  
Imagem 2: A mesma imagem após o processo de segmentação.

Uma vez que o órgão ou tecido é segmentado, é atribuída a cada cor um número ID (classificação) específico daquele órgão. Estes IDs estão relacionados com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Neste caso as regiões segmentadas são órgãos e tecidos de maneira que todos os voxels que pertençam a um mesmo órgão ou tecido possuam o mesmo ID (LOUREIRO, 2002). Estes voxels quando totalmente reunidos constituem um modelo para a representação de corpo inteiro, que pode ser lido e importado para o código Monte Carlo para a simulação do transporte de radiação.

### 2.8.1 O Fantoma de Voxels MAX

A aquisição de um conjunto apropriado de imagens é um processo laborioso da segmentação de muitos órgãos e tecidos de maneira anatomicamente correta são duas suposições principais para a construção de fantasmas tomográficos ou de voxels, os quais, algumas vezes, são difíceis de encontrar ou serem concretizados. Felizmente, os resultados do fantoma de voxels desenvolvido por Zubal *et al.* (1994 e 1995) têm sido acessíveis à comunidade científica através do sítio da universidade de Yale (Zubal, 2001).

Três fantasmas de voxel segmentados estão entre os dados disponíveis no sítio da universidade de Yale:

- VOXELMAN: um fantoma de voxel de torso e cabeça
- MANTISSUE 3-6: o fantoma VOXELMAN com pernas braços que estão fechados na frente do abdômen.
- VOXTISS8: o fantoma de voxel MANTISSUE 3-6 com os braços estirados ao longo do corpo.

Todos esses três fantasmas foram construídos com o mesmo banco de dados, as 78 imagens TC adquiridas do pescoço ao meio da coxa com fatias de 1 cm de espessura, 55 imagens da tomografia computadorizada da região da cabeça e do pescoço, com fatias de 0,5 cm de espessura, e 124 imagens de ressonância magnética transversas de alta resolução com fatias de 0,15 cm de espessura colhidas de um paciente programado para uma varredura de cabeça, tórax, abdômen e pélvis para o diagnóstico de melanoma difuso. Sua altura era de 1,75 m e peso de 70 kg.

O VOXELMAN representa a combinação de imagens segmentadas da TC da cabeça e do corpo com  $4 \text{ mm}^3$  de volume de voxel. Mais tarde braços e pernas segmentados de cortes transversais em vermelho do Homem Visível (SPITZER e WHITLOCK, 1998) foram adicionados por STUCHLY (1996) ao fantoma do torso, que foi então denominado MANTISSUE 3-6. Este fantoma foi reajustado para chegar ao tamanho de  $3,6 \text{ mm}^3$  de voxel.

Finalmente os braços do fantoma MANTISSUE 3-6 foram esticados ao longo dos lados do corpo por SJOGREEN (1998), mantendo o volume de  $3,6 \text{ mm}^3$  de voxel. Essa versão tem sido chamada de VOXTISS8 e consiste de 487 fatias transversais segmentados do corpo, cada um expandindo-se a uma matriz de  $192 \times 96$  pixels, cerca

de 40 órgãos e tecidos foram segmentados no tronco, braços e pernas e cerca 56 órgãos e tecidos da cabeça. O Fantoma VOXTISS8 tem estatura corporal de 175,3 cm e foi este modelo de voxel, o escolhido como a base de dados para a construção do fantoma MAX, Figura 2.6 (a), (b), (c).

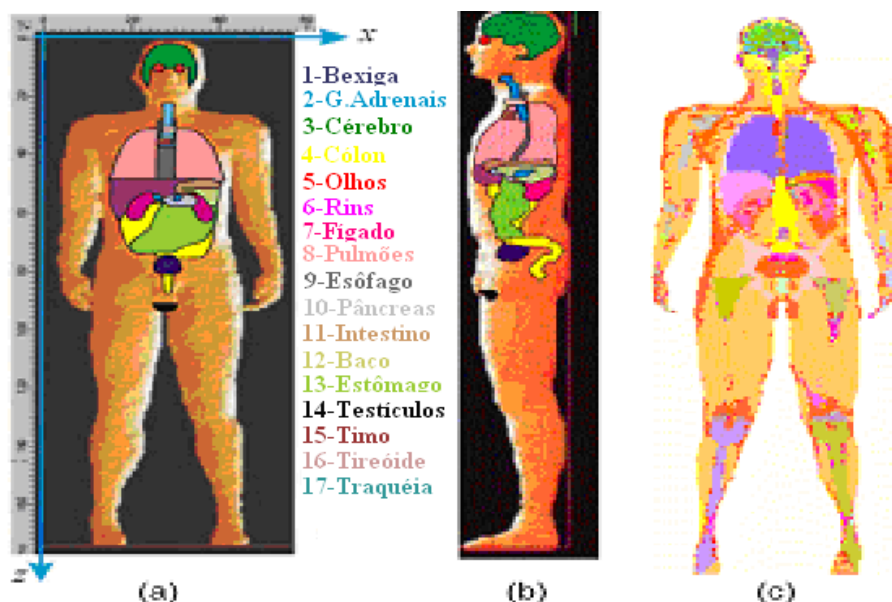


Figura 2.6 - (a), (b) e (c) - O Fantoma (Simulador) MAX (KRAMER *et al.*, 2003)

O Fantoma Adulto Masculino “MAX” foi desenvolvido a partir de imagens segmentadas existentes de um corpo humano masculino, para se obter uma representação, o mais aproximado possível, das propriedades anatômicas do homem masculino de referência da ICRP.

### 2.8.2 O Fantoma de Voxels MAX 06

O fantoma MAX (Male Adult voXels) foi desenvolvido por Kramer e colaboradores (KRAMER *et al.*, 2003), baseado em imagens segmentadas de um paciente adulto do sexo masculino VOX\_TISS8 fornecidas por Zubal *et al* 2001. O fantoma MAX06 (KRAMER *et al.*, 2006) é uma atualização do fantoma MAX. Nele estão incluídas estruturas como os brônquios, os nódulos linfáticos, e a próstata, que não eram disponíveis nos fantasmas originais. Houve modificações também na aresta do voxel de 3,6 mm, para 1,2 mm, para a versão MAX 06, esta redução de aresta ocasiona o aumento no número de voxels na ordem de 27 vezes, o que impossibilita a simulação (LEE, 2006) mesmo para computadores de 8GB de memória RAM.

## 2.9 O Método de Monte Carlo

As técnicas de cálculo numérico e simulação de Monte Carlo podem ser descritas como métodos estatísticos que usam números aleatórios ou pseudo-aleatórios como base para efetuar simulações do comportamento de sistemas físicos. O objetivo principal destes métodos é reproduzir o comportamento dos sistemas reais de uma forma o mais rigorosa possível, usando distribuições de probabilidade conhecidas.

Cada mecanismo de interação é caracterizado por uma secção de choque diferencial (SCD) a qual determina a distribuição de probabilidade de várias grandezas relevantes para essa interação (transferência de energia, deflexão angular, geração de partículas secundárias, etc.).

Uma vez que as SCD's das várias interações sejam especificadas, os programas de Monte Carlo executam uma rotina de números aleatórios para efetuar o percurso da partícula no meio. No entanto mesmo as SCD's mais recentes são aproximações teóricas ou são obtidas experimentalmente, pelo que são afetadas por incertezas intrínsecas.

Atualmente existe uma série de códigos gerais de Monte Carlo com transporte acoplado de fótons e elétrons como o, EGS4 (NELSON, 1985), PENELOPE (BARÓ, 1985), EGSnrc (KAWRAKOW, 2001), EGS5 (HIRAYAMA, 2006) que simulam somente fótons, elétrons e pósitrons.

Distinguem-se ainda outros códigos como o GEANT (AGOSTINELLI, 2003) e o FLUKA (FERRARI, 2005) que também simulam neutrons e partículas carregadas.

### 2.9.1 O Código MCNPX

O código MCNPX (Monte Carlo N-Particle) (BRIESMEISTER, 2008) é um dos métodos de Monte Carlo mais utilizados para a simulação do transporte de partículas. Foi desenvolvido pelo *Laboratório Nacional de Los Alamos* (LANL) e foi programado em Fortran 90 e C. Pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons ou no transporte acoplado de nêutrons, fótons e elétrons, incluindo a capacidade de calcular constantes de multiplicação para sistemas críticos. Nêutrons são simulados com energias entre  $10^{-2}$  meV a 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV a 100 GeV e energias de elétrons entre 1 keV a 1 GeV. O código trata uma configuração tri-dimensional arbitrária de materiais em células limitadas por superfícies como esferas,

cilindros, elipses, cones e toróides, além de possuir a capacidade de segmentar a geometria de irradiação em estruturas de voxels.



# Capítulo 3

## MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção é feita descrição do modelo de arquivo de entrada para o código MCNP (*input*) para a simulação de dose absorvida na água, modificações no simulador MAX para que as sementes pudessem ser inseridas e modelagem dos fatores que podem vir a afetar as distribuições de dose na próstata.

### 3.1 O Código de Transporte de Radiação MCNPX

O código de transporte de partículas MCNPX utilizado no presente trabalho é uma combinação da versão MCNP4C com o código LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*), que simula o transporte e interação de núcleons, múons, píons e íons leves em geometrias complexas e estende as capacidades do MCNP. O código contém todas as capacidades do MCNP4C e MCNP5 e pode simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons, íons leves etc., partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias (BOZKURT, 2000).

### 3.2 Conversão de um Arquivo de Imagem para um Arquivo de Entrada INPUT do MCNPX

O *software* SCMS é uma ferramenta computacional para a construção de modelos anatômicos a partir de imagens médicas tal como, tomografia computadorizada, (TC), SPECT ou outros tipos de imagens digitais similares (YORIYAZ, 2003). Este *software* interpreta as imagens e as transforma em um arquivo de input para ser usado pelo código MCNP para a simulação do transporte de radiação pelo corpo humano. Ele “lê” um pequeno input de arquivo chamado “SINP” que contém a informação básica sobre o formato do arquivo de imagem e opções do usuário (YORIYAZ *et al.*, 2000;. YORIYAZ *et al.*, 2001; STABIN *et al.*, 2002).

O usuário deve transformar todas as imagens para o formato ASCII, pois o SCMS só consegue “ler” os arquivos de imagens quando estão neste formato. Como

resultado principal, o SCMS gera um arquivo chamado “MCNPINP”, da geometria integrando os dados anatômicos 3D e a atividade do mapa no formato apropriado, que é o *input* completo para a simulação do transporte de radiação.

### **3.3 A Descrição da Geometria do Problema Usando Recurso “Estruturas Repetidas”**

À medida que a radiação atravessa a matéria, sua intensidade inicial é atenuada através das interações com o meio. São as informações sobre  $I_0$ , que é a intensidade da radiação antes de atravessar o material, e  $I_{(x)}$ , que é a intensidade após as interações com o meio, que fornecem as informações a respeito dos tons de cinza gerados em uma tomografia (BUYNAY, 1995). O uso da tomografia ou ressonância magnética gera uma imagem com tons de cinza. A um mesmo tom de cinza é atribuída uma cor (densidade). Em uma matriz de voxels, um elemento de volume de um órgão como o estômago, por exemplo, pode aparecer repetidas vezes. Isso é o que se chama de estrutura repetida.

O principal objetivo do uso do recurso de estruturas repetidas no MCNP é a possibilidade de descrever uma única vez as células e superfícies de qualquer estrutura que aparece mais de uma vez no problema a ser simulado. Através das estruturas repetidas é possível modelar geometrias difíceis e irregulares. Alguns exemplos da aplicação destas estruturas em construção de geometrias são: um núcleo de um reator nuclear que tem inúmeros módulos de combustíveis praticamente idênticos; uma sala contendo alguns objetos idênticos, contudo geometricamente complicados, distribuídos de forma irregular no interior da sala e, no caso deste trabalho, a construção de geometrias irregulares de órgão tais como: próstata, cólon, intestino delgado, pâncreas ou estômago (BOZKURT, 2000; REIS, 2009).

As células uma vez dispostas numa determinada seqüência podem então, definir um volume geométrico qualquer desejado, sendo que cada célula unitária neste volume poder ter sua composição e materiais alterados, facilitando a modelagem de volumes não apenas irregulares, mas também heterogêneos em sua composição.

Além de permitir a construção de estruturas irregulares, o recurso *estruturas repetidas* possibilita o cálculo da dose em cada célula que representa um elemento de volume que compõe a estrutura. Desta forma, é possível obter não apenas o valor da dose média no volume da estrutura, como também a dose em cada elemento de volume

individualmente, fornecendo uma distribuição espacial de dose em todo volume da estrutura.

O uso deste recurso, entretanto, não reduz o tempo de processamento, pois toda a geometria do problema precisa ser verificada antes do início do processamento do transporte. Caso exista algum erro na geometria, o processo é interrompido com mensagens de erro. Quando a geometria é muito complexa, este passo consome muito tempo de processamento.

### 3.3.1 Estrutura dos Dados de Entrada do MCNP Usando o Fantoma em Voxel

No fantoma em voxel, a estrutura repetida na composição da geometria do problema faz com que todos os órgãos e tecidos do corpo humano sejam constituídos por voxels. Na malha principal, para o simulador MAX (Figura 3.1), tem-se que no eixo X existem 158 fatias, que resultam em uma largura de 56,88 cm; no eixo Y temos 74 fatias, que resultam em um comprimento de 26,64 cm e no eixo Z temos 486 fatias, que resultam em uma altura de 175,32 cm, (Figura 3.1 (a) e (b)).

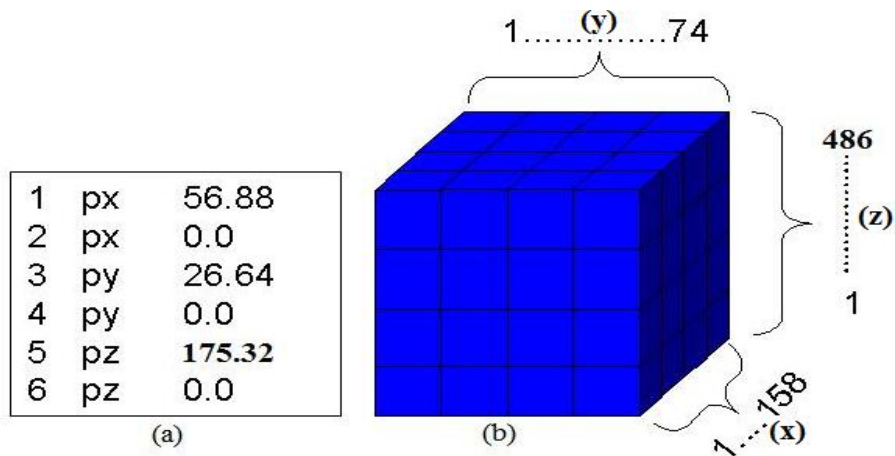


Figura 3.1 - (a) Representação dos planos que definem a célula principal do simulador MAX e (b) diagrama esquemático da célula do bloco principal.

#### 3.3.1.1 Células e Universos

Uma célula do simulador MAX, pode ser a composição de 1 universo tal como acontece com a próstata, que tem as seguintes características: densidade ( $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$ ), material de composição sendo tecido mole e é representado pelo universo de número 224 Da mesma forma, uma célula também pode ser composta por dois ou mais

universos que têm características distintas entre si como, por exemplo, o cólon, que é composto pelos universos 183 e 211 e têm diferenças na geometria, com densidades de 0,95 e 1,09 g/cm<sup>3</sup>, respectivamente e tecidos adiposo e epitelial. No caso do fantoma de voxels MAX e MAX 06, os universos são redes hexaédricas representadas pelo comando `lat = 1`.

A dose absorvida nos órgãos ou tecidos, que são representados no simulador MAX pelas células ou universos do *input*, foi obtida a partir do comando mnemônico \*F8, energia depositada (MeV). Por exemplo, na Figura 3.2 tem-se o registro de \*F8 e a representação do universo (224) para a próstata, (183 e 211) pertencem ao cólon. Estes universos preenchem a célula 2 que representa o volume do voxel.

```
fc48 --- colon
*f48:p,e ((183 211)<2)
fc378 --- próstata
*f378:p,e ((224)<2)
```

Figura 3.2 - Representação dos universos que preenchem a célula 2.

### 3.3.1.2 Preenchimento dos Universos

A malha principal é resultante da intersecção dos seis planos (-1 2 -3 4 -5 6), um paralelepípedo, onde é usado o comando “fill” para especificar como os universos preencherão este sólido geométrico. A Figura 3.3 mostra uma linha de comando onde “fill = 9999”, significa que a célula número 1, principal, não está preenchido por nenhum material, isto é, vácuo (representada por 0); por fim determina-se a importância das partículas que depositarão energia na célula principal, para o caso do problema a ser estudado, as partículas selecionadas foram os fótons e elétrons, a eles atribuiu-se a importância igual a 1.

```
1 0 -1 2 -3 4 -5 6 fill=9999 imp:e=1 imp:p=1
```

Figura 3.3 - Linha de comando do MCNP que representa na célula principal o preenchimento por vácuo, a intersecção dos planos e a importância para fótons e elétrons.

### 3.3.1.3 Definição dos Voxels na Malha Principal



A modalidade de preenchimento dos universos tem o seguinte padrão. Suponha que um universo recebeu o número como mostrado no detalhe da Figura 3.6. Esta célula está ligada a um material que recebeu o número 1, que por sua vez terá sua composição química definida no bloco de materiais; o número que vem à seguir representa a densidade física ( $\text{g/cm}^3$ ) do material representado na célula; o próximo passo é definir as intersecções dos planos que vão formar o voxel, por fim atribui-se um universo que preencherá esta célula, no caso deste exemplo o universo representado pelo número 9 (Figura 3.6-detalhe).

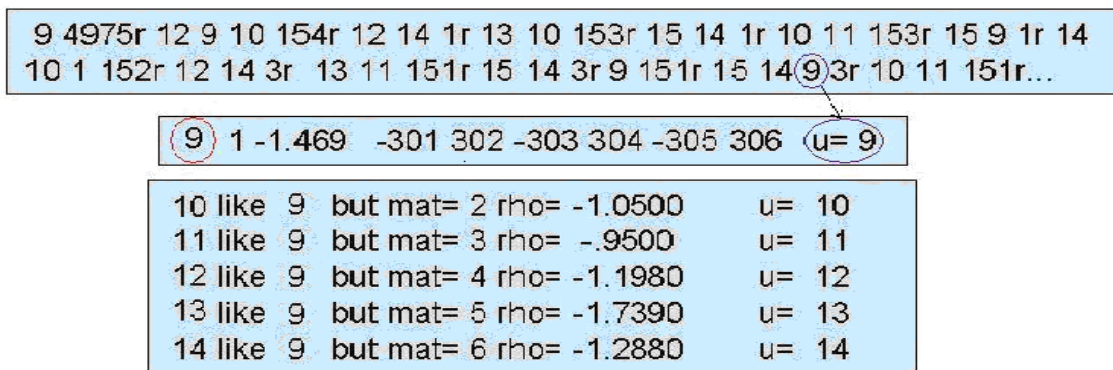


Figura 3.6 - Descrição dos universos com especificação da densidade e materiais que irão compor os voxels.

### 3.3.1.5 A Malha Auxiliar

O processo de inserção de sementes de  $^{125}\text{I}$ , na malha principal da estrutura em voxels é diferente da colocação das mesmas no fantoma esférico. O fato de simplesmente modelar as geometrias, células, e definir todas as fontes emissoras, não garante que o MCNPX irá rodar o arquivo de entrada. Para que este arquivo de entrada funcione é necessário a construção de outra malha, a malha auxiliar que, tal como a malha principal, também é composta por 6 planos, sendo seu comprimento de 70 cm, (eixo  $x = -10$  até 60), largura de 40 cm, (eixo  $y = -10$  até 30) e altura de 190 cm (eixo  $z = -10$  até 180). Esta malha auxiliar Figura 3.7 que envolve a malha principal, possibilita a simulação das fontes de  $^{125}\text{I}$ , sem erros fatais.

```

c Malha Auxiliar definida por uma caixa: em x: de -10 a 60
c em y: de -10 a 30
c em z: de -10 a 180
6000 rpp -2 20 -2 20 -2 18

```

Figura 3.7 – Comando que representa a criação da malha auxiliar.

### 3.3.1.6 Representação do Bloco de Materiais

No bloco de materiais um elemento químico pode ser representado na forma ZZAAA. A Figura 3.8 mostra, por exemplo, os elementos químicos que compõem a medula óssea. Por exemplo, o número 8000 significa que o MCNP está considerando todos os isótopos naturais do oxigênio (ZZAAA => 08000). O sinal negativo significa a porcentagem do elemento químico que existe no órgão a ser trabalhado como, por exemplo, ainda para o caso do oxigênio sua porcentagem será 33,8%. A modelagem dos elementos químicos que compõem a medula óssea e as suas respectivas porcentagens para o caso da medula óssea está representada na Figura 3.8.

c Composição química da medula óssea vermelha - rho=1.005					
m6	1000. -0.110	6000. -0.526	7000. -0.021		
	8000. -0.338	11000. -0.0005	15000. -0.0005		
	16000. -0.0015	19000. -0.001	26000. -0.0005		
<b>Hidrogênio</b>	11,0%	<b>Carbono</b>	52,60%	<b>Nitrogênio</b>	2,10%
<b>Oxigênio</b>	33,8%	<b>Sódio</b>	0,05%	<b>Fósforo</b>	0,05%
<b>Enxofre</b>	0,15%	<b>Potássio</b>	0,10%	<b>Ferro</b>	0,05%

Figura 3.8 - Elementos químicos presentes na medula óssea com suas respectivas porcentagens (ICRU, 1989)

### 3.4 As Modificações feitas no MAX e MAX 06

Muitas modificações tiveram que ser feitas no simulador MAX, para que as fontes de  $^{125}\text{I}$  pudessem ser inseridas, uma delas já posta no subitem 3.3.1.5, que foi a criação da malha auxiliar. Após isso, foram inseridas todas as superfícies que compõem as sementes de  $^{125}\text{I}$ , as células, que estarão associadas a estas superfícies e, por fim, a fonte a ser simulada foi definida. No caso do MAX 06, além dos passos já explicados no início desta seção, foram feitos seis cortes no fantoma, já que este fantoma possui um grande número de voxels, o que atualmente impossibilita a simulação. O processo dos cortes feitos no MAX 06 serão detalhados na seção 3.9.

### 3.4.1 Descrição das Superfícies – *SURFACE Cards*

Foram selecionadas formas geométricas na representação geométrica do problema; para isto, foram usados caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e em seguida os coeficientes da equação da superfície selecionada. A Figura 3.9 apresenta as superfícies que compõem a 1<sup>o</sup> e a 100<sup>o</sup> sementes com cilindros paralelos ao eixo z (c/z), planos perpendiculares ao eixo (z) e elipses (sq).

```
c Fonte 1: 125I localizada na próstata posicao 30.42 13.48 86.58
7000 c/z 30.42 13.48 0.0251
7001 pz 86.73
7002 pz 86.43
7003 c/z 30.42 13.48 0.0252
7004 c/z 30.42 13.48 0.034
7005 pz 86.79495
7006 pz 86.36505
7007 c/z 30.42 13.48 0.04
7008 sq 65.9344e-8 65.9344e-8 256e-8 0 0 0 -1054.9504e-12 30.42 13.48 86.79495
7009 sq 65.9344e-8 65.9344e-8 256e-8 0 0 0 -1054.9504e-12 30.42 13.48 86.36505
*
*
c Fonte 100: 125I localizada na próstata posicao 30.96 13.74 82.60
7990 c/z 30.96 13.74 0.0251
7991 pz 82.75
7992 pz 82.45
7993 c/z 30.96 13.74 0.0252
7994 c/z 30.96 13.74 0.034
7995 pz 82.81495
7996 pz 82.38505
7997 c/z 30.96 13.74 0.04
7998 sq 65.9344e-8 65.9344e-8 256e-8 0 0 0 -1054.9504e-12 30.96 13.74 82.81495
7999 sq 65.9344e-8 65.9344e-8 256e-8 0 0 0 -1054.9504e-12 30.96 13.74 82.38505
```

Figura 3.9 - Configuração dos planos, cilindro e semi-elipsóides que vão compor a 1<sup>a</sup> e 100<sup>a</sup> fontes do MAX.

### 3.4.2 Descrição das Células – *CELL Cards*

Nesta parte dos dados de entrada, foi feita a construção da geometria do problema e para esta representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, como planos, esferas, elipsóides, dentre outras, que são selecionadas e descritas no item 3.4.1. As regiões são combinadas utilizando-se operadores booleanos tais como intersecções, uniões e sentidos (sentidos) das superfícies, são também representados os materiais e densidades das células, que irão compor a geometria do problema. A Figura 3.10 mostra as células que compõem a 1<sup>o</sup> e a 100<sup>o</sup> sementes do fantoma de água, e do fantoma de voxels MAX, respectivamente. A modelagem das 100 sementes é descrita nas seções 3.6 para o fantoma de água, e 3.7 para o fantoma de voxels, respectivamente.



```

(a)
11 1 -10.5 (-16 10 -9) imp:p,e=1
12 2 -0.001205 ((17:9:-10) (-15 6 -5)) imp:p,e=1
13 3 -4.54 (((-13 5):(-6 -14):(-5 -12 6)) (15:-6:5)) imp:p,e=1
14 2 -0.001205 ((-17 -9 10) (16:-10:9)) imp:p,e=1
*
*
387 1 -10.5 (-386 10 -9) imp:p,e=1
388 2 -0.001205 ((387:9:-10) (-385 6 -5)) imp:p,e=1
389 3 -4.54 (((-430 5):(-6 -431):(-5 -382 6)) (385:-6:5)) imp:p,e=1
390 2 -0.001205 ((-387 -9 10) (386:-10:9)) imp:p,e=1

(b)
c Célula fonte 125I com encapsulamento
3001 20 -10.5 (-7000 -7001 7002) imp:p,e=1
3002 8 -.0012 ((-7003 -7001 7002) (7000:7001:-7002)) imp:p,e=1
3003 8 -.0012 ((-7004 -7005 7006) (7003:7001:-7002)) imp:p,e=1
3004 21 -4.54 (((-7008 7005):(-7006 -7009):(-7005 -7007 7006)) (7004:-7006:7005)) imp:p,e=1
*
*
3397 20 -10.5 (-7990 -7991 7992) imp:p,e=1
3398 8 -.0012 ((-7993 -7991 7992) (7990:7991:-7992)) imp:p,e=1
3399 8 -.0012 ((-7994 -7995 7996) (7993:7991:-7992)) imp:p,e=1
3400 21 -4.54 (((-7998 7995):(-7996 -7999):(-7995 -7997 7996)) (7994:-7996:7995)) imp:p,e=1

```

Figura 3.10 – Bloco de células para a 1ª e 100ª sementes, em (a) para a próstata de água e em (b) para o simulador MAX.

### 3.4.3 A Definição da Fonte

Existem várias opções para descrever a fonte no MCNP; porém, algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia, tipo de partícula, dentre outros dados que podem caracterizar diversos tipos de fonte. A Figura 3.11 apresenta a definição da fonte para todas as sementes de  $^{125}\text{I}$  no fantoma esférico e nos fantasmas antropomórficos de voxels MAX e MAX 06. Os comandos *POS*, *ERG*, *RAD* e *EXT* foram escritos em função da célula emissora de  $^{125}\text{I}$ , representada por *CEL = d1*.

```

SDEF POS=FCEL D2 ERG=FCEL d110 PAR=2 RAD=FCEL d220 EXT=FCEL d330 CEL=d1
c
c
MODE P E

```

Figura 3.11 - Configuração da fonte de  $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.

#### 3.4.3.1 Posição da Fonte

A posição das 100 fontes que estão inseridas nos fantasmas MAX e MAX 06 e o fantoma esférico é representada pelo comando, *POS=FCEL d2*. A Figura 3.12 mostra a configuração no input do fantoma MAX da 1ª e 100ª fontes

```

POS=FCEL D2
C
DS2 S 3 ...102
SI3 L 30.42 13.48 86.58
SP3 1
*
*
SI102 L 30.96 13.74 82.60
SP102 1

```

Figura 3.12 - Configuração das posições da 1º e 100º fontes de  $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.

### 3.4.3.2 Configuração do Espectro de Energia da Fonte

Para cada semente de  $^{125}\text{I}$ , descreveu-se no input o espectro da fonte com a sua respectiva probabilidade de emissão, através do comando *ERG=FCEL D110*. Na figura 3.13, estão representadas as energias e probabilidades da 1º e 100º sementes.

```

sil04 L 0 0.0274 0.0314 0.0355
sp104 0 1.15 0.25 0.067
...
sil84 L 0 0.0274 0.0314 0.0355
sp184 0 1.15 0.25 0.067

```

Figura 3.13 - Configuração das energias e probabilidades de emissão da 1º e 100º fontes de  $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.

### 3.4.3.3 A Camada de $^{125}\text{I}$ Emissora

O comando *RAD=FCEL D220*, representa a camada de  $1\mu\text{m}$  de  $^{125}\text{I}$ , que está adsorvida no cilindro de prata. A Figura 3.14 representa a distribuição do comando para a 1º e 100º sementes.

```

RAD=FCEL d220
C
DS220 S 221 ... 320
SI221 0.0251 0.0252
SP221 -21 2
*
*
SI320 0.0251 0.0252
SP320 -21 2

```

Figura 3.14 - Configuração da casca cilíndrica emissora da 1º e 100º fontes de  $^{125}\text{I}$ , no fantoma MAX.

### 3.4.3.4 A Extensão do Cilindro Emissor

O comando  $EXT=FCEL D330$ , representa a extensão de 0,15 cm camada cilíndrica que irá emitir as energias do  $^{125}I$ . Na Figura 3.15 estão representadas as extensões da 1° e 100° sementes.

```
EXT=FCEL d330
C
DS330 S 331 ... 430
SI331 -0.15 0.15
SP331 -21 0
*
*
SI430 -0.15 0.15
SP430 -21 0
```

Figura 3.15 - Configuração da extensão do cilindro emissor da 1° e 100° fontes de  $^{125}I$ , no fantoma MAX.

### 3.4.4 Tipo de Grandeza a ser Calculada na Simulação: Cartão Tally

O comando “TALLY” no MCNP é utilizado para especificar o que o usuário quer que seja escrito nos dados de saída, ao final de uma execução. Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso de seu mnemônico correspondente, que são apresentados na Tabela 3.1 a seguir:

Tabela 3.1: Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP.

Mnemônico	Descrição
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
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de carga MeV

### 3.4.5 Cálculo de Dose Absorvida com o MCNPX com o Tally \*F8

O MCNPX normalmente calcula a dose absorvida assumindo a aproximação do kerma, ou seja, assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas é

depositada localmente. Esta condição é satisfeita quando o equilíbrio de partículas carregadas é assegurado (GOORLEY, 2005).

Quando o equilíbrio de partículas carregadas não pode ser garantido, a dose absorvida deve ser determinada utilizando o comando \*F8, do MCNPX (GOORLEY, 2005). Este comando, que foi utilizado em todos os inputs modelados neste trabalho, contabiliza a energia depositada em um volume  $dV$  subtraindo a energia que sai da energia que entra no volume  $dV$ , conforme mostrado na Figura 3.16.

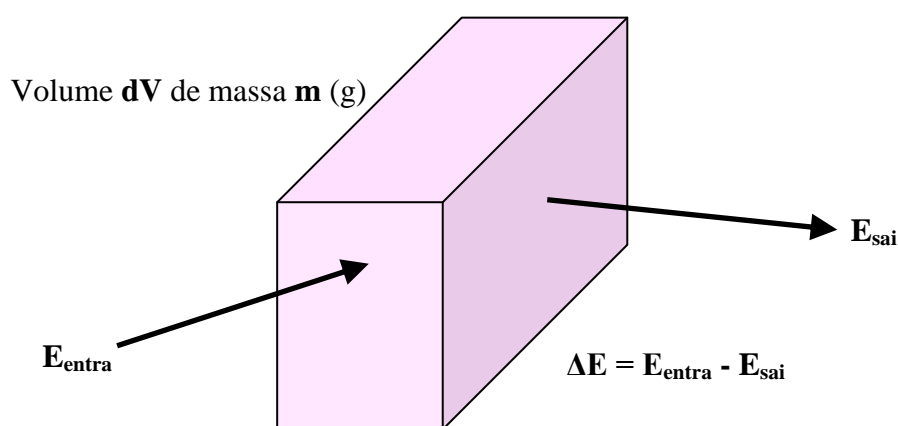


Figura 3.16 - Representação do cálculo da energia depositada pelo comando \*F8 do MCNPX.

Para obter o valor da dose absorvida o resultado fornecido pelo comando \*F8 (energia depositada – MeV) deve ser dividido pela massa  $m$  do volume  $dV$  (GOORLEY, 2005).

### 3.4.6 Especificação de Materiais

Os materiais são representados no MCNP pela composição isotópica, através da estrutura:

ZAID<sub>1</sub> fração<sub>1</sub> ZAID<sub>2</sub> fração<sub>2</sub> ...

Onde:

- ZAID<sub>n</sub> é uma representação numérica na forma ZZZAAA.nnX, contendo o número atômico do elemento (Z), a massa do elemento (A) e nn e X são opções para o acionamento bibliotecas de seções de choque especiais.

Temos como exemplo:  ${}_{74}^{182}\text{W} \Rightarrow \text{ZAID} = 74182 \quad 74 \text{ n}^\circ. \text{ atômico}$

### 3.4.7 Delimitação do Problema (Cutoffs)

Nesta opção são apresentados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, tais como tempo, número de histórias, etc. O MCNP utiliza este parâmetro como um limitador para cada uma das opções selecionadas. Como por exemplo, pode-se citar o número de histórias (Mnemônico **NPS**), que quando for atingido o número de histórias selecionado, o código irá interromper sua execução e apresentará então uma mensagem de finalização e terminará a execução do problema.

Deve-se lembrar que o MCNP utiliza uma linha em branco, para realizar a separação dos blocos de dados entre *CELL*, *SURFACE*, e *DATA*.

Neste item, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que podem ser encontradas no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se dar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada deste código.

Todas as estruturas do input com todos os itens acima descritos podem ser visualizadas no Anexo 1 deste trabalho

**3.4.8 Tipo de Radiação – MODE Card:** Onde é feita seleção do tipo de radiação (ou radiações) que será simulada no problema, as possibilidades são:

**MODE:**

**N:** Apenas o transporte de nêutrons;

**N P:** Transporte de nêutrons e fótons;

**P:** Apenas o transporte de fótons;

**E:** Apenas o transporte de elétrons;

**P E:** Transporte de fótons e elétrons;

**N P E:** Transporte de nêutrons, fótons e elétrons.

Na modelagem do input para a simulação das energias do espectro da fonte de <sup>125</sup>I selecionou-se pelo transporte de fótons e elétrons, ou seja, “mode p e”, que pode ser visualizado anteriormente na Figura 3.10.

### 3.4.9 Estimativa do Erro Relativo no MCNP

O erro relativo, denotado  $R$ , é definido pelo desvio padrão estimado da média  $S_{\bar{x}}$ , dividido pela média estimada  $\bar{x}$ . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples,  $R$  pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a  $1\sigma$  de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa  $\bar{x}(\pm R)$ .

Para um tally do MCNPX, o erro relativo  $R$  será proporcional a  $1/\sqrt{N}$ , onde  $N$  é o número de histórias (KOCK, 2009).

$$R = \left( \frac{\sigma_v}{\sqrt{N}} \right) / x$$

Onde  $\sigma_v$  é o desvio padrão das histórias amostradas e  $R$  é proporcional a  $1/\sqrt{N}$ . Desta forma para reduzir  $R$  à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Recomendação para interpretação do erro relativo  $R$ .

Valores de $R$	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significativa ou confiável
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores puntiformes
<0,05	Geralmente confiável para detectores puntiformes

Nesta seção, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que podem ser encontrados no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se

apresentar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada do código.

### 3.5 O Cálculo da Dose

A determinação da atividade, em desintegrações por segundo, não é uma medida fácil de se obter uma vez que a fonte é encapsulada. Os estudos dos dados publicados revelam que diferenças de 15 a 20% têm sido reportadas por diferentes autores para alguns radionuclídeos, como  $^{192}\text{Ir}$  e  $^{182}\text{Ta}$ . Além disso o uso recomendado da constante de taxa de exposição em lugar da constante gama específica também causa diferenças, pois esta última considerada a taxa de exposição somente devida aos raios-gamas da fonte e não inclui fótons de raios-x característicos do elemento químico que constitui a fonte nem o *Bremsstrahlung* interno. Portanto, a especificação em termos de atividade é uma fonte de incerteza na braquiterapia (ZEITUNI, 2008).

A grandeza moderna para a substituição da atividade aparente é a intensidade do kerma no ar  $S_k$ , cuja unidade recomendada é  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ . Quando se recebe o lote de fontes do fabricante esta atividade é especificada em termos de  $S_k$ , o físico médico, para efeitos de facilitar para o entendimento do cirurgião converte esta atividade de  $S_k$  para mCi, fazendo o uso da relação  $1,27 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}/\text{mCi}$ .

O cálculo da dose na próstata pode ser avaliado levando em consideração o período igual ao total de decaimentos do radionuclídeo em mCi. Para isso, é necessário calcular o total de transformações que ocorrerão na fonte sobre período de tempo que vai de  $t = 0$  até  $t = \infty$ . A atividade, que representa o número de transformações por segundo é dada pela equação.

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (3.5-a)$$

Onde:  $A$  = Atividade no tempo  $t$  em bequerel (Bq)

$A_0$  = Atividade inicial em bequerel (Bq)

$\lambda$  = Constante de decaimento ( $\text{s}^{-1}$ )

$t$  = Tempo do início até o final dos decaimentos (s)

A constante de decaimento,  $\lambda$ , é determinada usando a meia-vida do radionuclídeo e é calculada usando a equação:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (3.5-b)$$

Considerando-se o tempo de meia-vida do  $^{125}\text{I}$  de 59,43 dias, em segundos teremos então:

$$T_{1/2}(s) = 60 \times 60 \times 24 \times 59,43 = 5,13 \times 10^6 s \quad (3.5-c)$$

Usando-se o tempo de meia-vida (s), na equação (3.5-b), acha-se a constante de decaimento do  $^{125}\text{I}$ .

$$\lambda = \frac{\ln 2}{5,13 \times 10^6 s} = 1,35 \times 10^{-7} s^{-1} \quad (3.5-d)$$

Usando as equações (3.5-a) e (3.5-b) o número de transformações pode ser calculados para qualquer período de tempo. Neste trabalho, considerou-se a integração da equação (3.5-a) sobre um período infinito tempo:

$$\int_0^{\infty} A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \Rightarrow -\frac{A_0}{\lambda} \cdot \left( \frac{1}{e^{\lambda \cdot \infty}} - \frac{1}{e^{\lambda \cdot 0}} \right) \Rightarrow \frac{A_0}{\lambda} \quad (3.5-e)$$

A solução encontrada em (3.5-e),  $A_0/\lambda$ , será usada para calcular a dose final para o tratamento de próstata devido ao implante de sementes de  $^{125}\text{I}$ .

### 3.6 A Modelagem de um Implante Real na Próstata de Água

No fantoma esférico que representa a próstata foram inseridas 100 sementes de  $^{125}\text{I}$  puntiformes e volumétricas (Amersham 6711), constituindo dois arquivos de entrada (input) independentes. Para os valores finais de doses deve-se considerar o total de transformações sobre um período infinito de tempo.

As sementes foram inseridas ao longo de cinco seções perpendiculares no eixo x, com os centros fixados sempre nas coordenadas de  $x_1 = -0,8$ ,  $x_2 = -0,4$ ,  $x_3 = 0$ ,  $x_4 = 0,4$ ,



$x_5 = 0,8$ . As 100 sementes inseridas dentro do fantoma de água são mostradas na Figura 3.17

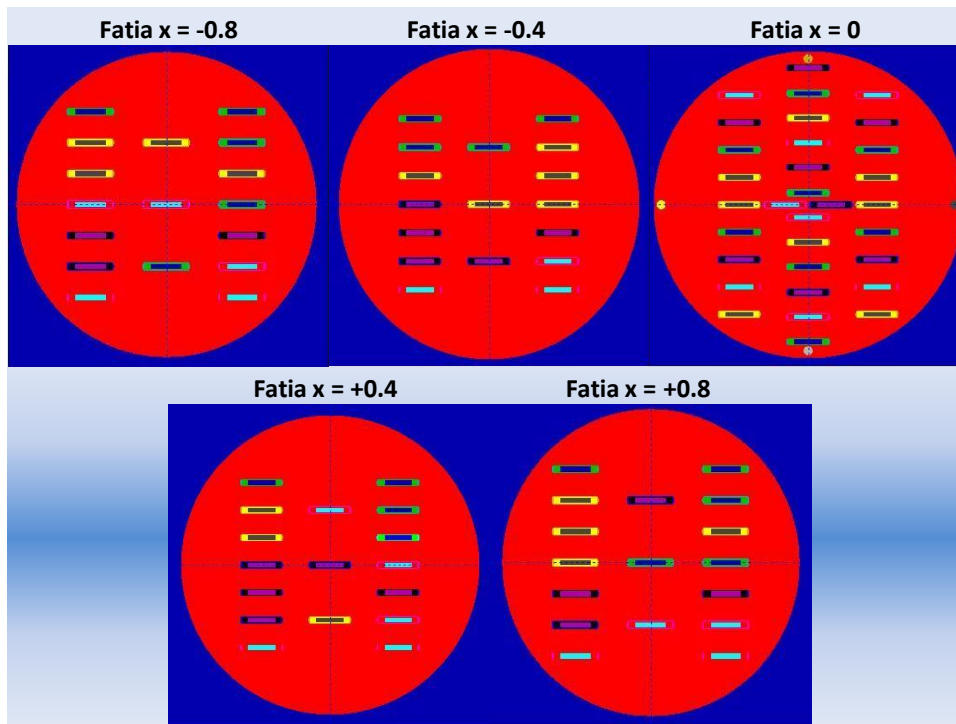


Figura 3.17 – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).

### 3.7 A Modelagem das Sementes de $^{125}\text{I}$ no Fantoma MAX

As fontes de  $^{125}\text{I}$  foram distribuídas proporcionalmente, de acordo com o número de voxels presentes na fatia da próstata do fantoma MAX. Na seção 3.3 foi apresentada a modelagem das células, superfícies e a definição da fonte, respectivamente. Na Figura 3.18, estão representadas as regiões selecionadas para a inserção das sementes. O voxel cinza escuro representa o universo da próstata. Observa-se pela figura que a fatia com maior número de voxels,  $z = 83,60$ , é a que tem maior número de sementes, 21.

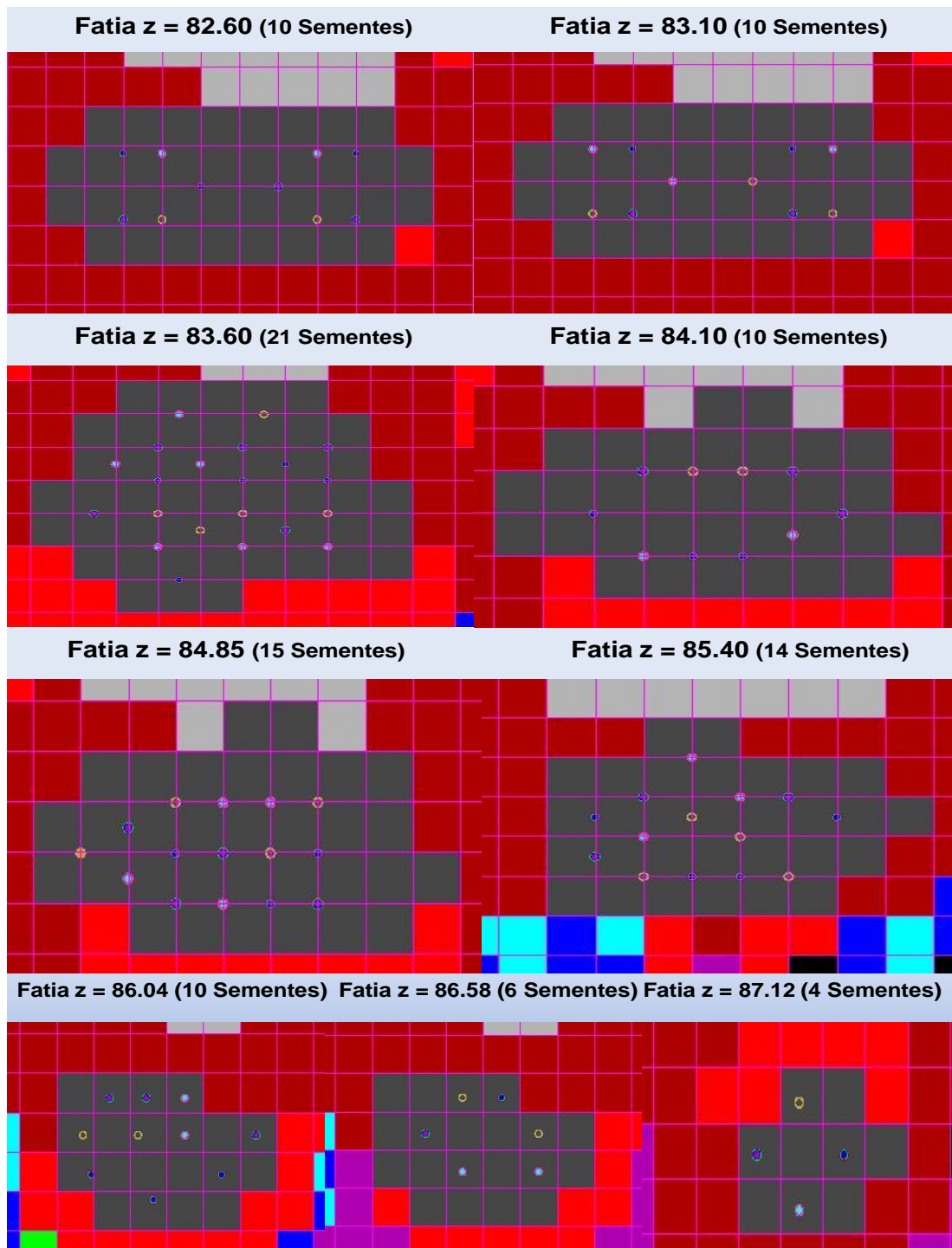


Figura 3.18 – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).

### 3.8 A Modelagem das Sementes de $^{125}\text{I}$ no Fantoma MAX 06

O problema do excessivo número de voxels do fantoma MAX 06 (LEE, 2006), para ser executado no código MCNP, pode ser resolvido selecionando-se somente as fatias da pélvis de interesse para serem simuladas, através do software de manipulação e construção de fantasmas de voxel 3D desenvolvido na Universidade Estadual de Santa Cruz na Bahia, TomoMC (MILIAN, 2007). Foram selecionadas 154 fatias ao longo do eixo x (18,48 cm), 163 fatias ao longo do eixo y (19,56 cm) e 131 fatias ao longo do eixo z (15,72 cm), resultando assim em 3.288.362 voxels em vez dos 150.000.00 do total de voxels existentes no MAX 06. Esta redução teve como consequência a eliminação do erro de alocação dinâmica da memória do computador além de otimizar o tempo computacional da simulação. A Figura 3.19 apresenta a visualização em 3D da próstata e seus tecidos adjacentes.

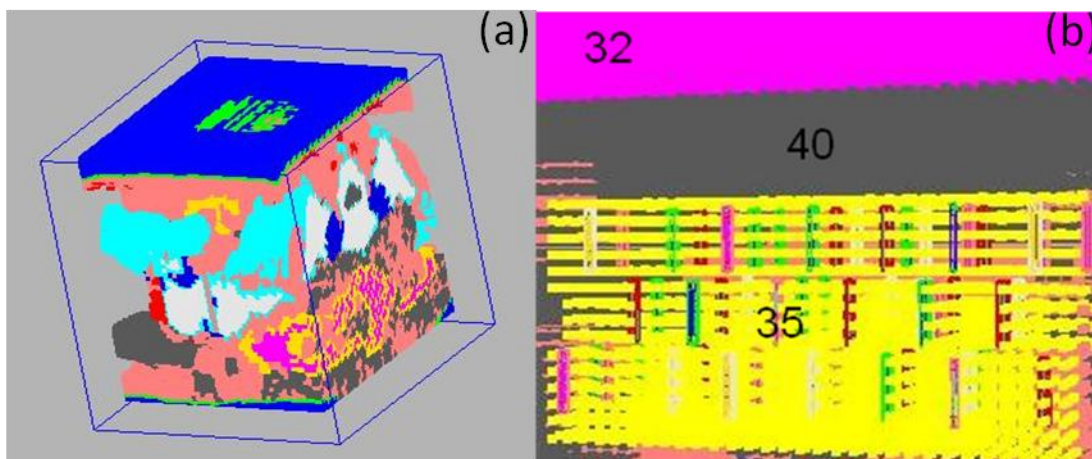


Figura 3.19 – Modelagem para a simulação no fantoma MAX 06 em (a) são apresentados os cortes em x, y e z realizados pelo TOMOMC; (b) mostra-se as imagens sementes de  $^{125}\text{I}$  geradas no programa Moritz (em 3D), com as células da próstata (35), paredes da bexiga (40), e conteúdo da bexiga: água e urina (32).

Na Figura 3.20 estão representadas as visualizações das sementes de  $^{125}\text{I}$  no volume da próstata ao longo do eixo x, ( $x_1 = 6,8$ ;  $x_2 = 7,0$ ;  $x_3 = 7,25$ ;  $x_4 = 7,5$ ;  $x_5 = 7,75$ ;  $x_6 = 8,0$ ;  $x_7 = 8,25$ ;  $x_8 = 8,5$ ;  $x_9 = 8,75$ ;  $x_{10} = 9,0$ ;  $x_{11} = 9,25$ ;  $x_{12} = 9,5$ ;  $x_{13} = 9,75$ ;  $x_{14} = 10,0$ ;  $x_{15} = 10,3$  cm). A modelagem foi feita de forma a tentar homogeneizar a dose em todo o volume da próstata e respeitando a distância padrão das sementes na agulha usada durante operação, que é de 1 cm.

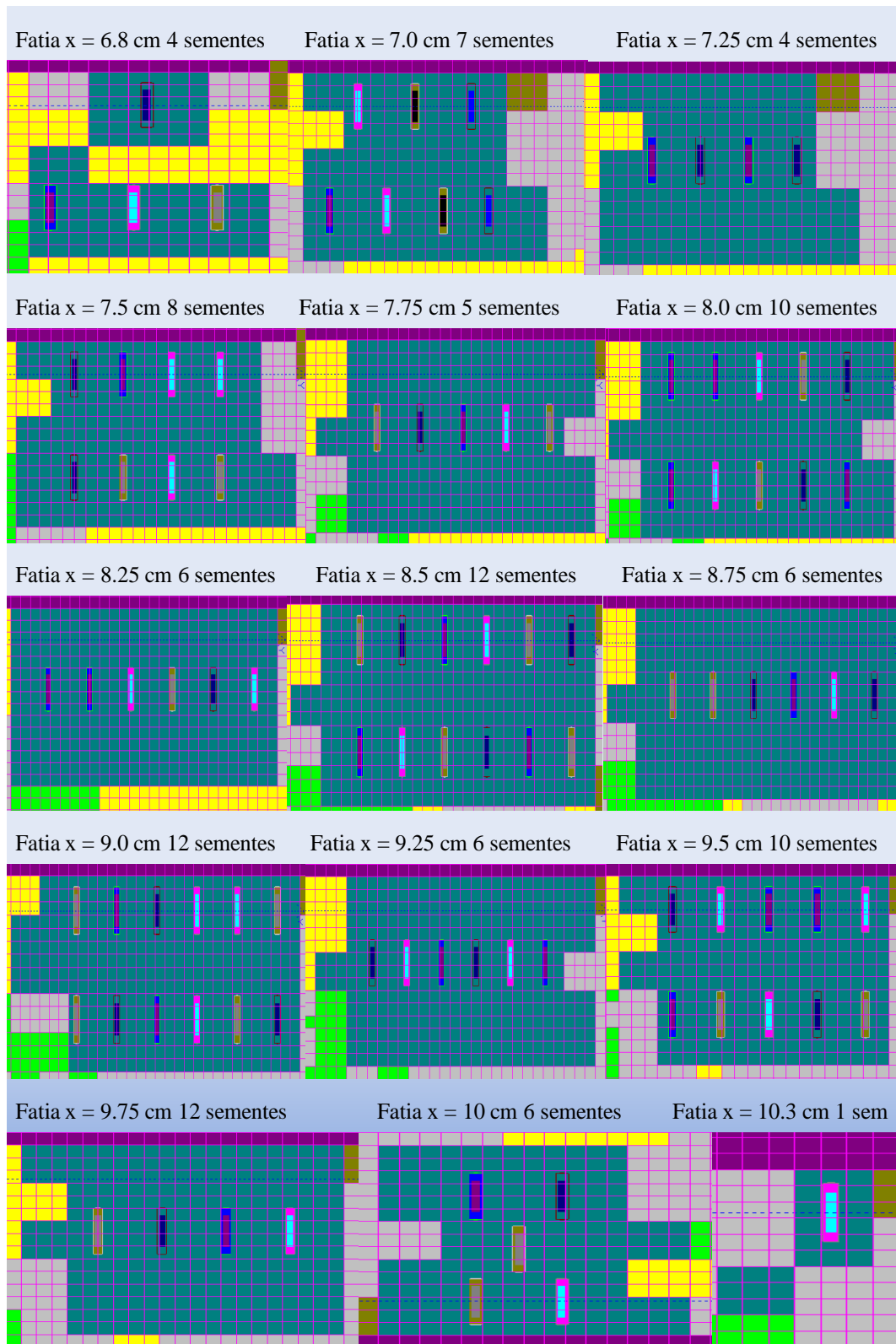


Figura 3.20 – Visualização da geometria do input com 100 fontes volumétricas usando o programa Moritz (RIPER, 2008).

### 3.9 Metodologia para o Cálculo a Auto Absorção da Fonte de $^{125}\text{I}$ .

A investigação da auto absorção foi realizada, levando-se em consideração a existência de 1, 5, 8 ou 32 sementes (puntiformes ou volumétricas), totalizando oito simulações com o código MCNPX. Levou-se em conta que as sementes estariam inseridas em um fantoma de água, simulando a próstata, projetado como uma esfera de raio 1,724 cm e massa de 21,46 g, que é exatamente a mesma massa da próstata do fantoma MAX. Usou-se o tally \*F8 para calcular a energia depositada (MeV) em 4 detectores (mini-esferas de raio 0,05 cm), cuja distância ao centro da próstata é de 1,6 cm e estão localizados nos ângulos de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  (REIS JUNIOR-b *et al.*, 2009).

Nos dois primeiros experimentos simulados posicionou-se uma fonte no centro do sistema de coordenadas (0, 0, 0), e realizou-se a primeira simulação, considerando a fonte puntiforme (Figura 3.21-b), e a segunda simulação considerando a fonte como sendo volumétrica (Figura 3.21-a).

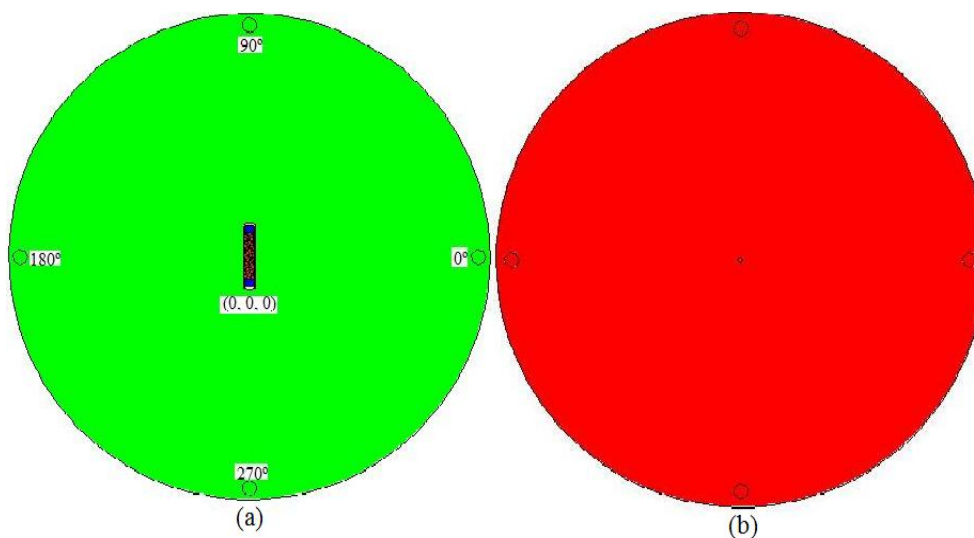


Figura 3.21 – Visualização da geometria da próstata simulada. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora é puntiforme. (SCHWARZ, 2007).

No terceiro experimento o centro da primeira semente coincide com o centro do sistema de coordenadas. Outras quatro fontes foram simuladas com seus centros localizados nas posições (0, 0, 0,5), (0, 0, -0,5), (0, 0,5, 0), (0, -0,5, 0), (Figura 3.22-a). No quarto experimento, as posições são as mesmas do terceiro, porém, com o diferencial do fato das fontes serem puntiformes (Figura 3.22-b).

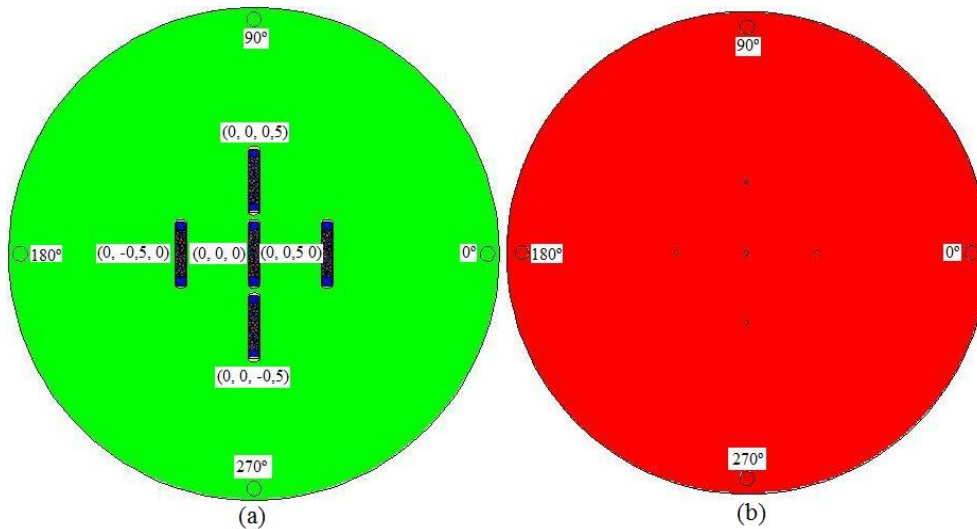


Figura 3.22 – Visualização da geometria da próstata com 5 fontes inseridas. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora é puntiforme.

O quinto experimento foi realizado inserindo-se oito sementes, com os seus centros localizados nas posições  $(0, 0,3, 0,75)$ ,  $(0, 0,9, 0,75)$ ,  $(0, -0,3, 0,75)$ ,  $(0, -0,9, 0,75)$ ,  $(0, 0,3, -0,75)$ ,  $(0, 0,9, -0,75)$ ,  $(0, -0,3, -0,75)$ ,  $(0, -0,9, -0,75)$ , como ilustrado na Figura 3.23-a. No sexto experimento, as posições foram as mesmas do quinto, mas as fontes foram consideradas puntiformes (Figura 3.23-b).

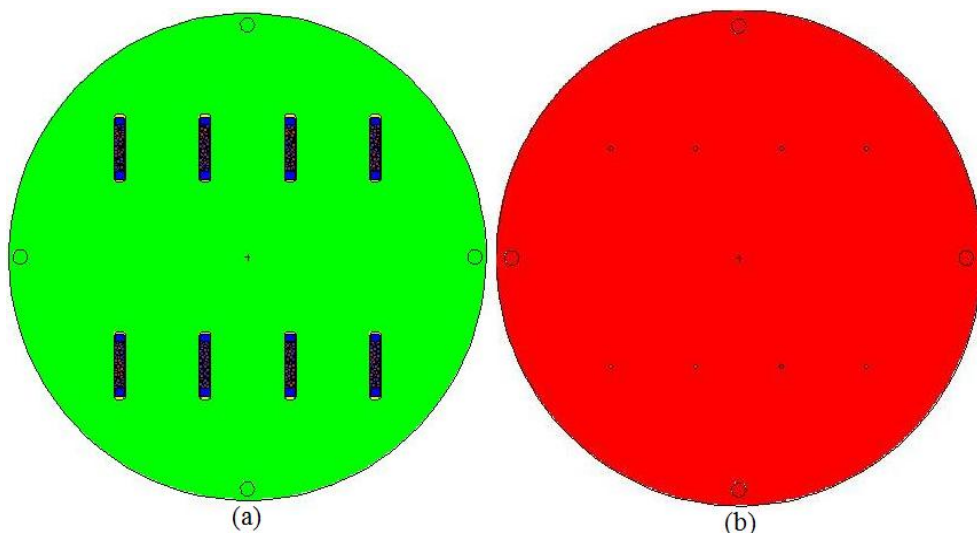


Figura 3.23 – Visualização da geometria da próstata com 8 fontes inseridas. Em (a) foi considerada a geometria da fonte Amersham 6711, em (b) a fonte emissora foi considerada puntiforme.

Nos sétimo e oitavo experimentos as coordenadas dos centros das sementes foram as seguintes para a seção perpendicular ao eixo  $x$ ,  $x_1 = 0,4$  são  $(0,4, 0,3, 0,75)$ ,



(0,4, 0,9, 0,75), (0,4, -0,3, 0,75), (0,4, -0,9, 0,75), (0,4, 0,3, -0,75), (0,4, 0,9, -0,75), (0,4, -0,3, -0,75), (0,4, -0,9, -0,75). Para as outras seções perpendiculares ao eixo x,  $x_2 = -0,4$ ,  $x_3 = 0,8$  e  $x_4 = -0,8$ ; sendo os valores em y e z mantidos nas coordenadas supracitadas. Totalizando as 32 sementes volumétricas como mostra da Figura 3.24. As posições para as sementes puntiformes são as mesmas dos centros das fontes volumétricas.

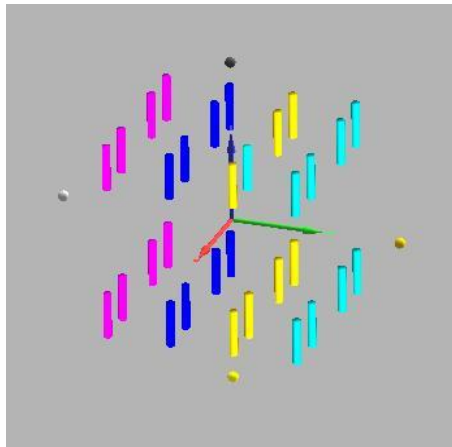


Figura 3.24 – Visualização da geometria próstata com 32 fontes volumétricas com o programa Moritz (RIPER, 2008).

Quando se realizam cálculos de dose para fontes volumétricas, a tendência é que grande parte dos fótons seja atenuada pelo cilindro de prata e pelo encapsulamento de titânio, portanto para que se possam fazer comparações entre o cálculo das doses entre fontes puntiformes e volumétricas é necessário obter um fator de correção que leve em consideração estes fótons que são atenuados na fonte volumétrica.

Para comparar os dois formalismos de fontes, puntiforme e volumétrica foi obtida através das razões entre a auto absorções normalizadas nos detectores verticais, horizontais e na próstata, um fator de correção, para as 4 configurações de fontes supracitadas.

A média dos fatores de correção da dose para fontes puntiformes foi obtida fazendo-se a seguinte razão:

$$\frac{\text{Dose Normalizada fontes volumétricas}}{\text{Dose Normalizada fontes puntiformes}} \quad (4.4)$$

A média do fator de correção encontrado foi 0,46 com o desvio padrão de 0,04. Este fator de correção para as fontes puntiformes, que levou em conta as atenuações dos

fótons emitidos pela fonte volumétrica de  $^{125}\text{I}$ , no cilindro de prata e no encapsulamento de titânio, foi usado para multiplicar a energia depositada encontrada pelo tally \*F8, nas comparações entre as auto absorções para 1, 5, 8, 32 fontes de  $^{125}\text{I}$  e no cálculo da dose na próstata quando se considera a inserção de fontes puntiformes.

### 3.10 Estudo das Heterogeneidades no Fantoma Esférico e na Próstata do Fantoma de Voxels MAX 06.

Atualmente, o processo de planejamento do tratamento de braquiterapia é feito por meio de softwares que possuem em sua formulação dados obtidos experimentalmente e por métodos de Monte Carlo, cujos cálculos são baseados em um fantoma de água. Este tipo de fantoma não leva em consideração as heterogeneidades de composição dos órgãos e tecidos vizinhos da região do volume a ser tratado (MARTINS, 2010).

O estudo das heterogeneidades visa investigar as influências das densidades e composições químicas, tanto do fantoma esférico quanto na próstata do fantoma de voxels MAX, quando se consideram dois meios distintos: a água e o tecido mole (JARRET, 1995). A Tabela 3.3 mostra as diferenças tanto na densidade quanto na porcentagem da composição química dos elementos que compõem os dois meios.

Tabela 3.3 Diferenças nas composições químicas e densidades dos fantasmas de água e tecido mole (ICRU, 1989)

Tecido Mole ( $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$ )					
H	10,45%	C	12,45%	N	2,57%
O	73,52%	Na	0,17%	P	0,20%
S	0,18%	Cl	0,22%	K	0,21%
Ca	0,01%	Fe	0,01%	I	0,01%
Água ( $\rho = 1,00 \text{ g/cm}^3$ )					
H	66,67%		O		33,33%

Usando os fantasmas esférico e de voxels MAX, fez-se uma série de simulações, sempre considerando 80, 88 e 100 sementes, modificando-se ora a composição química, ora a densidade da célula que representa a próstata, da seguinte maneira:

- Tanto no simulador MAX quanto no fantoma esférico o valor da densidade foi fixado em  $1,0 \text{ g/cm}^3$  e foram feitas 2 séries de simulações com composições químicas distintas: a primeira considerou os simuladores compostos de água, o



segundo com a devidas porcentagens de elementos químicos que compõem o tecido mole (Tabela 3.3).

- O valor da densidade do tecido mole foi considerado padrão estabelecido pela *ICRU 44* ( $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$ ).

Os resultados obtidos nas simulações visam mostrar as diferenças percentuais, para água e tecido mole. Devido às densidades e composição química dos meios.

### 3.11 A Avaliação do Edema da Próstata no Implante Permanente

O estudo do impacto do edema da próstata no pós-implante foi realizado através das simulações em Monte Carlo (REIS JUNIOR-a *et al*, 2009). Para este objetivo, a próstata foi considerada como uma esfera de água, com o volume aumentando em 50%, ou seja, de  $20 \text{ cm}^3$  para  $30 \text{ cm}^3$ , com passos de variação de volume de  $1 \text{ cm}^3$ .

Esta simulação foi realizada com a semente de  $^{125}\text{I}$  posicionada no centro do sistema de coordenadas, quatro mini-esferas detectoras foram posicionadas na periferia da próstata localizadas em  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ , com raio de  $0,05 \text{ cm}$ . A Figura 3.25 mostra a esfera que representa a próstata com o volume de  $20 \text{ cm}^3$  e raio de  $1,68 \text{ cm}$ .

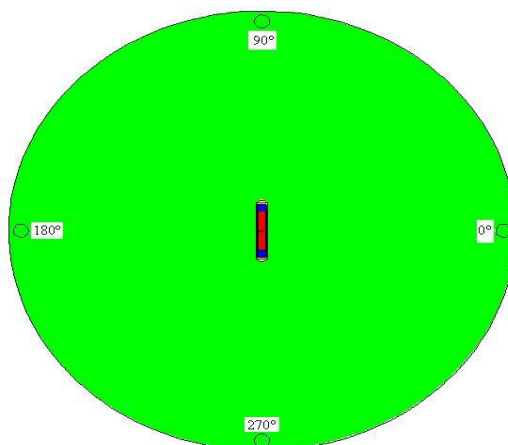


Figura 3.25 - Geometria da próstata simulada (SCHWARZ, 2007).

### 3.12 Metodologia para a Determinação das Curvas de Isodose para o Fantoma MAX 06.

No código MCNPX, o tally \*F8, estimador para a energia depositada (MeV), foi usado de modo a simular a dose em uma matriz 3D de voxels (TARANENKO *et al.*, 2005), em vez de determinar esta dose no volume integrado do órgão de interesse. A

fatia  $x = 7,0$  cm do MAX 06 (Figura 3.20) foi selecionada para a simulação das curvas de isodose pelo posicionamento, que proporciona um gradiente de dose mais homogêneo ao longo da matriz. Esta matriz contém todos os voxels da próstata da fatia  $x = 7,0$  cm além de voxels de algumas células ou órgãos que são adjacentes a ela, como, por exemplo, a bexiga ou cólon. Realizou-se a simulação em todos os voxels da matriz 2D. A Figura 3.26 mostra as coordenadas em  $x$  (58); em  $y$  (48:65) e  $z$  (64:78) e todos além da representação de todos os órgão que fazem parte desta matriz (TARANENKO *et al.*, 2005) que são:

- 35 Próstata;
- 9 Músculo;
- 22 Gordura;
- 118 Linfonodos;

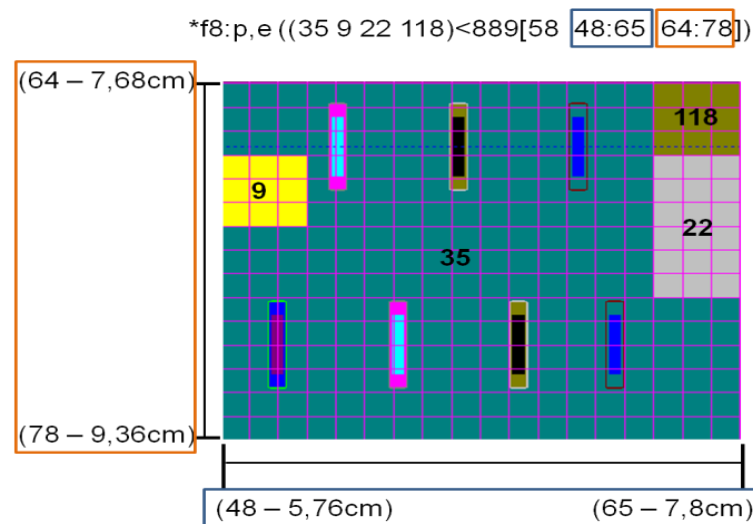


Figura 3.26 – Visualização gráfica da matriz onde será determinado o cálculo da dose em todos os voxels com o tally \*F8 (RIPER, 2008).

### 3.13 Parâmetros Dosimétricos Indicadores da Qualidade do implante

Segundo NATH *et al.* (2009), YU *et al.* (1999) e (AMADEI, 2008) existem parâmetros de dosimetria que são fundamentais na demonstração da qualidade no pós implante para a braquiterapia de próstata sendo relacionados como:

- **D90**: dose que engloba 90% do volume da próstata.

- **V90**: volume de próstata englobado pela curva de isodose correspondente a 90% da dose; áreas ou pontos de subdosagem.
  
- **V100**: volume de próstata englobado pela curva de isodose correspondente a 100% (144 Gy) da dose prescrita.
  
- **V150**: volume de próstata englobado pela curva de isodose correspondente a 150% (216 Gy) da dose prescrita; áreas ou pontos de superdosagem.

Com a metodologia apresentada anteriormente para a obtenção das curvas de isodose para a fatia  $x = 7,0$  cm da (Figura 3.26), foi possível a determinação dos fatores de qualidade da braquiterapia citados acima visando compará-los com resultados obtidos pelo sistema de planejamento.

# Capítulo 4

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nas seções seguintes serão apresentados os resultados para os números máximo e mínimo de sementes de  $^{125}\text{I}$  que são usadas em implantes de braquiterapia de próstata, considerando-as puntiformes e volumétricas, no fantoma esférico, no MAX e no MAX 06. Os resultados referentes à influência do edema na próstata e da auto absorção da fonte, que foram discutidos no Capítulo 1, também serão apresentados, além dos valores de dose nos órgãos radiosensíveis, adjacentes à próstata. As principais curvas de isodose, que são aquelas em que as fontes de  $^{125}\text{I}$  estão inseridas, também serão apresentadas ao longo deste capítulo e no Apêndice 2 desta tese.

### 4.1 Fantoma de Água e o Fantoma de Voxels MAX

Os resultados das simulações realizadas com o fantoma MAX, MAX 06 e o fantoma esférico serão apresentados, considerando as atividades iniciais (mínima e máxima), de 0,27 mCi e 0,38 mCi, respectivamente. As simulações foram realizadas levando-se em conta o número mínimo, médio e máximo de sementes que geralmente são utilizadas em implantes permanentes: 80, 88 e 100 sementes, respectivamente, (PEREIRA JÚNIOR, 2003; AMADEI, 2008).

Usando a solução da equação do decaimento integrada de zero até o infinito, apresentada em (3.5-e), para a configuração de 88 sementes de  $^{125}\text{I}$  e com atividade inicial de 0,27 mCi, tem-se.

$$\frac{(88 \text{ sementes}) \times 0,27 \times 10^{-3} \times 3,7 \times 10^{10} \text{ des/s}}{1,35 \times 10^{-7} \text{ s}^{-1}} = 6,51 \times 10^{15} \text{ des} \quad (4.1)$$

Os valores totais das desintegrações para todas as configurações de sementes e todas as atividades serão apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Número total de desintegrações para 80, 88 e 100 fontes de  $^{125}\text{I}$ , para as atividades de 0,27 mCi e 0,38 mCi.

Atividade inicial	Número Total de transformações (des)	
	<b><math>A_0 = 0,27 \text{ mCi}</math></b>	80 Sementes
88 Sementes		<b>6,51E+15</b>
100 Sementes		<b>7,40E+15</b>
<b><math>A_0 = 0,38 \text{ mCi}</math></b>	80 Sementes	<b>8,33E+15</b>
	88 Sementes	<b>9,17E+15</b>
	100 Sementes	<b>1,04E+16</b>

## 4.2 Fontes Volumétricas

As fontes volumétricas simuladas com o MCNP foram inseridas no fantoma de água e no simulador de voxels MAX visando a obtenção da dose na próstata. Para um total de  $10^7$  histórias simuladas o erro percentual produzido no *tally* \*F8 foi de 0,16%. Diferentemente dos resultados apresentados para fontes puntiformes, os valores de dose considerando-se fontes volumétricas se aproximam mais do valor de 144 Gy, recomendado pela TG-64. A Figura 4.1 apresenta as doses totais na próstata, quando as sementes são modeladas volumetricamente. De acordo com os gráficos, observa-se que algumas configurações de fonte subestimam a dose de 144 Gy, como é o caso da configuração de 80 sementes inseridas no fantoma de voxel considerando a atividade inicial de 0,27 mCi, resultando em uma dose total 127,72 Gy. Entretanto, existem configurações que superestimam a dose em mais de 50%, como é o caso da configuração de 100 sementes inseridas no fantoma de água com atividade inicial de 0,38 mCi, (245,11 Gy).

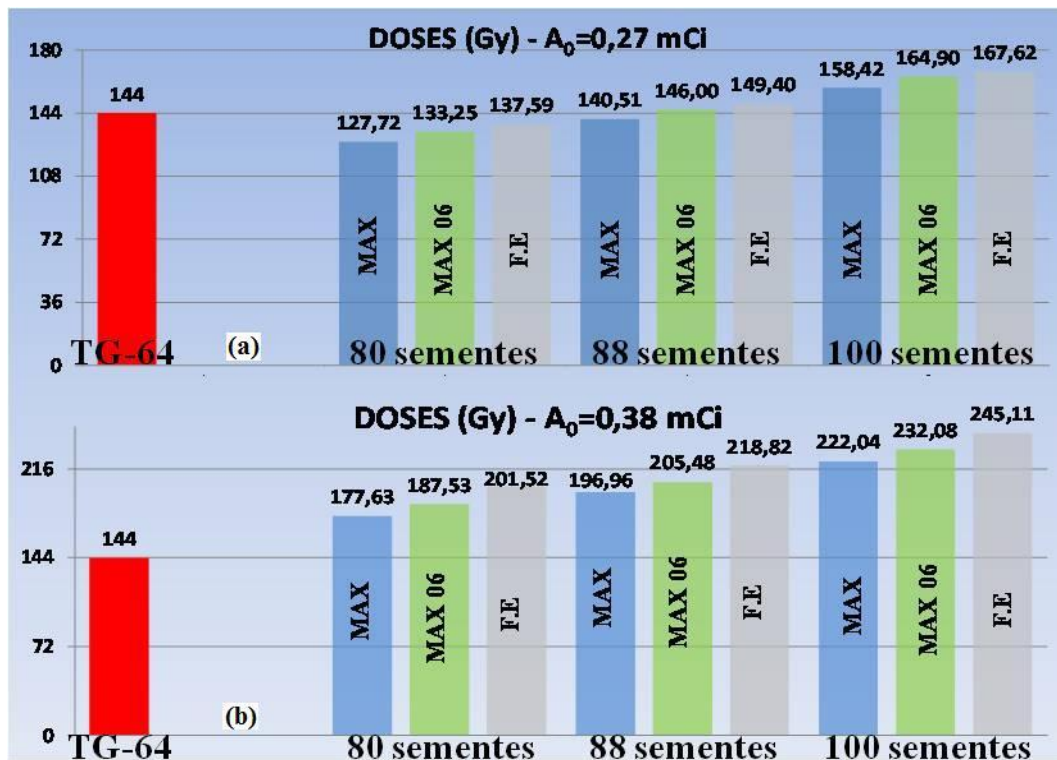


Figura 4.1 – Doses na próstata considerando 80, 88 e 100 sementes volumétricas de  $^{125}\text{I}$  inseridas no fantoma de água (F.E), no simulador MAX e no MAX 06 em (a) tem-se valores de dose considerando a atividade inicial de 0,27 mCi em (b) tem-se a atividade inicial de 0,38 mCi.

### 4.3 Auto Absorção da Fonte de $^{125}\text{I}$ .

Nas subseções seguintes serão apresentados os valores das médias da energia depositada normalizada nos detectores posicionados nos ângulos de  $90^\circ$  e  $270^\circ$  (detectores verticais),  $0^\circ$  e  $180^\circ$  (detectores horizontais), assim como os valores das doses absorvidas para o fantoma esférico para todas as oito configurações simuladas (1, 5, 8, 32 fontes puntiformes e volumétricas). Esta normalização foi feita em função normalizados em função da maior dose absorvida encontrada, que foi para a configuração de 32 sementes puntiformes nos detectores horizontais, que teve seu valor fixado em (100%).

#### 4.3.1 Detectores Horizontais ( $0^\circ$ e $180^\circ$ )

Tendo como referência a maior energia depositada encontrada, (32 sementes puntiformes, (100%)), os resultados obtidos usando o fator de correção de 0,46

considerando fontes puntiformes, para os detectores horizontais resultam em diferenças de até 6,6% para estes detectores.

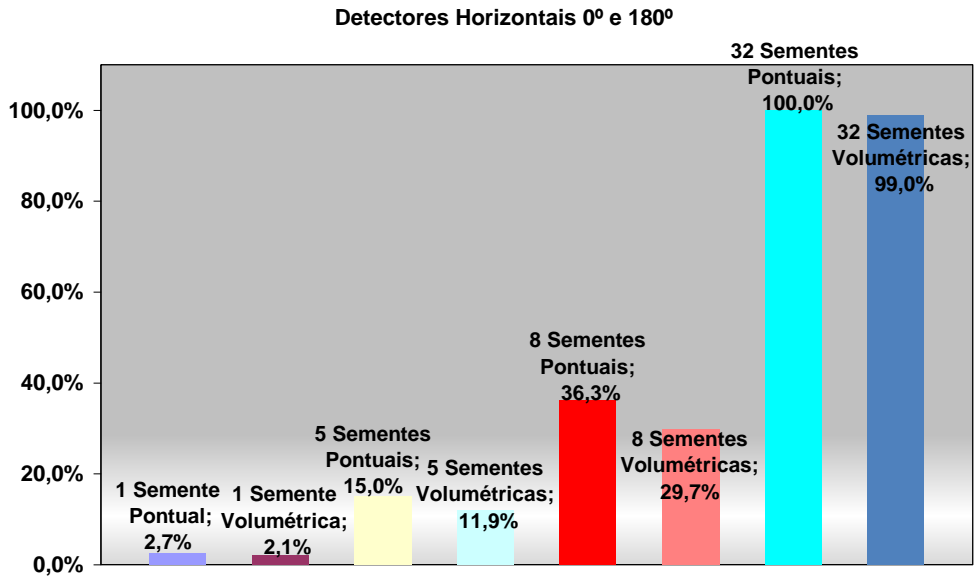


Figura 4.2 – Diferenças percentuais entre as médias das doses absorvidas para sementes puntiformes e volumétricas. (Detectores horizontais).

#### 4.3.2 Detectores Verticais (90° e 270°)

Ainda usando como referência a maior energia depositada encontrada, que foi citada na Figura 4.2 determinou-se a dose absorvida normalizada e os resultados mostrados na Figura 4.3, mostram que mesmo usando o fator de correção de 0,46 houve diferenças entre fontes puntiformes e volumétricas, porém estas são inferiores a 1%.

Detectores Verticais 90° e 270°

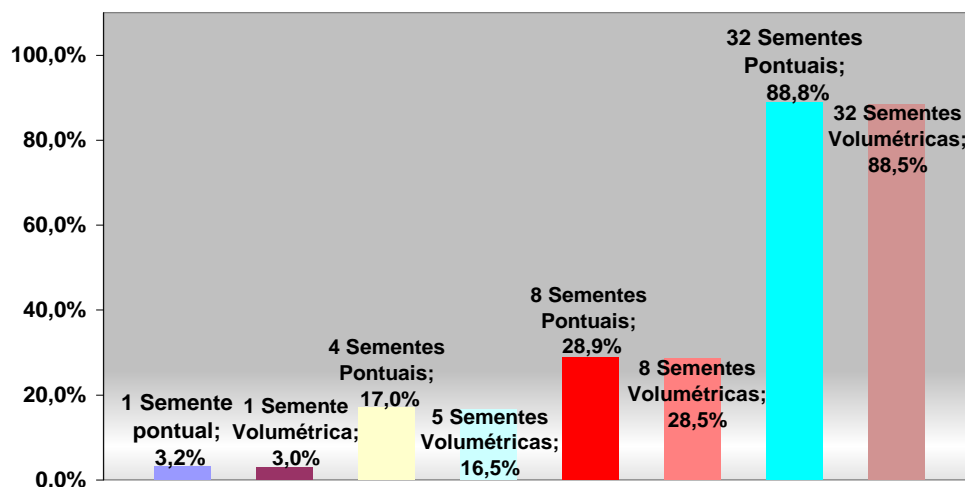


Figura 4.3 – Diferenças percentuais entre as médias das doses absorvidas nos detectores para sementes puntiformes e volumétricas. (Detectores verticais).

### 4.3.3 Próstata

A maior dose absorvida na simulação do fantoma esférico foi encontrada na configuração de 32 sementes puntiformes (100%), por esse motivo, todos os resultados foram normalizados em função desta configuração. A Figura 4.4 mostram que as difenças percentuais entre os dois tipos de fonte pode chegar em 9,7%

Dose Próstata

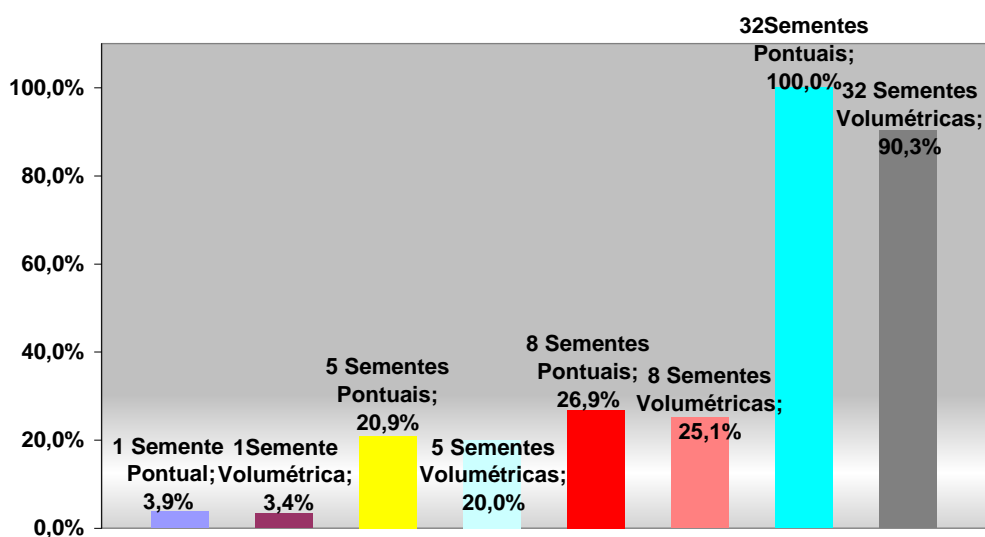


Figura 4.4 – Diferenças percentuais entre as doses absorvidas para a próstata.



Todos os resultados mostrados nas seções acima evidenciam que mesmo tendo um fator de correção de fonte puntiforme para volumétrica, ainda assim existirão diferenças, no que tange a energia depositada e, conseqüentemente na dose absorvida tanto nos detectores, quanto na próstata simulada, estas disparidades podem ser explicadas pela geometria e anisotropia da fonte de  $^{125}\text{I}$ .

#### **4.4 Fontes Puntiformes**

O fator de correção de 0,46, que levou em conta as atenuações dos fótons emitidos pela fonte de  $^{125}\text{I}$  no cilindro de prata e no encapsulamento de titânio foi usado para multiplicar a energia depositada encontrada pelo tally \*F8. Esta energia depositada em MeV foi convertida para Gy através dos cálculos demonstrados em (3.5-e) e em (4.1) na próstata simulada do fantoma esférico e nos fantasmas de voxels MAX 05 e MAX 06. O valor final encontrado foi multiplicado pelo fator de correção para fontes puntiformes que é 0,46.

O valor das doses simuladas que são mostradas na Figura 4.5 mostram que mesmo multiplicando a energia depositada pelo fator 0,46 as doses para fontes puntiformes para as duas atividades e para os três fantasmas simulados superam os valores encontrados para as fontes volumétricas, estas diferenças percentuais têm os valores entre 10 e 18%. Este resultado confirma a importância do cálculo dos parâmetros dosimétricos para as fontes pontuais, pois a diferença encontrada é devido à anisotropia e geometria da fonte de  $^{125}\text{I}$

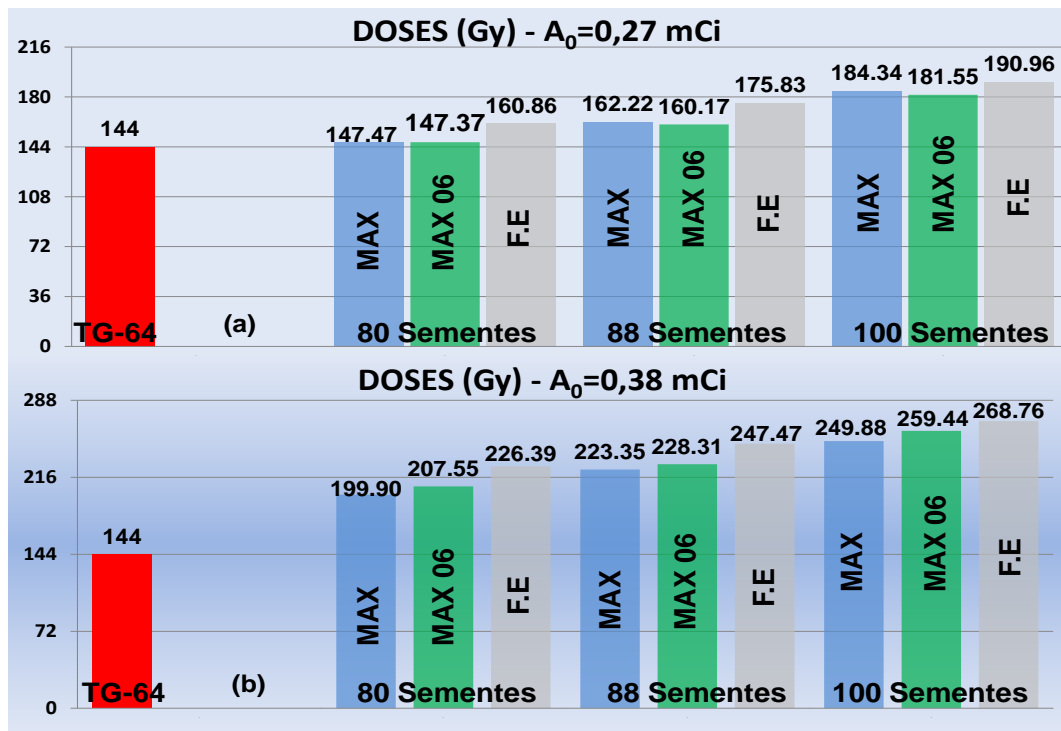


Figura 4.5 – Doses na próstata considerando 80, 88 e 100 sementes puntiformes de  $^{125}\text{I}$  inseridas nos fantasmas esférico de água (F.E.) e no simulador de voxels MAX, em (a) tem-se valores de dose considerando a atividade inicial de 0,27 mCi em (b) tem-se a atividade inicial de 0,38 mCi.

#### 4.5 Análise das Heterogeneidades no MAX 06 e no Fantoma Esférico

Nas subseções seguintes serão apresentadas as discrepâncias percentuais das doses na próstata em função de composição química e densidade, tanto para o fantoma esférico que representa a próstata, quanto para o fantoma antropomórfico de voxels, que é representado pelo MAX 06.

##### 4.5.1 Análise das Diferenças Percentuais no Fantoma Esférico

Os resultados das simulações realizadas pelo código MCNPX, no fantoma esférico de água e tecido mole estão organizados na Tabela 4.2, que mostra as diferenças percentuais dos valores de dose devido à composição química e densidade, bem como o total das diferenças desses dois parâmetros. A discrepância média pela composição química e densidade tiveram os valores de dose de 3,21 Gy e 6,56 Gy, respectivamente, sendo que a diferença média total para esses dois parâmetros foi 9,77 Gy. Esses resultados, mostraram que não se devem desprezar as heterogeneidades no cálculo da dose para o tratamento de braquiterapia de próstata. Usou-se o tally \*F8 para

obtenção dos resultados, onde foram simuladas  $5 \times 10^6$  histórias e o erro relativo da dose foi inferior a 1%.

Tabela 4.2 Diferenças percentuais das doses devido as influências da densidade, composição química e total para o fantoma esférico de água e tecido mole que podem representar a próstata.

Fantoma esférico	Dose (Gy)	Diferença Percentual Densidade	Diferença Percentual Composição Química	Diferença Percentual Total
Água 80 sementes	143,19	4,3%	2,1%	6,4%
Tecido mole 80 sementes	152,35			
Água 88 sementes	155,48	4,1%	2,3%	6,4%
Tecido mole 88 sementes	165,42			
Água 100 sementes	174,16	4,1%	1,8%	5,9%
Tecido mole 100 sementes	184,37			

#### 4.5.2 Análise das Diferenças Percentuais na Próstata do Fantoma de Voxels MAX 06

Para a próstata do fantoma de voxels MAX 06, todos os resultados pertinentes às simulações foram organizados na Tabela 4.3. As diferenças médias entre os valores de dose foram 2,73 Gy e 5,56 Gy, devido a composição química e densidade, respectivamente, portanto o total das diferenças tem o valor 8,29 Gy. Assim como ocorreu na análise do fantoma esférico, as simulações na próstata do fantoma MAX 06 confirmam que heterogeneidades não podem ser desprezadas nos cálculos de dose em tratamentos de braquiterapia de próstata.

Tabela 4.3 Diferenças percentuais das doses devido as influências da densidade, composição química e total para a próstata do fantoma de Voxels MAX 06.

Fantoma de Voxels MAX 06	Dose (Gy)	Diferença Percentual Densidade	Diferença Percentual Composição Química	Diferença Percentual Total
Água 80 sementes	119,87	4,5%	2,1%	6,6%
Tecido mole 80 sementes	127,72			
Água 88 sementes	132,32	4,1%	2,1%	6,2%
Tecido mole 88 sementes	140,51			
Água 100 sementes	149,61	3,9%	2,0%	5,9%
Tecido mole 100 sementes	158,42			

#### 4.6 Doses em Órgãos de Risco

Para calcular a dose nos órgãos de risco que são adjacentes à próstata, considerou-se a fonte de  $^{125}\text{I}$  como volumétrica, porém a atividade inicial da fonte não pode ser considerada de 0,38 mCi, pois os valores de doses totais resultantes superam dose recomendada pelo documento TG-64 (Figura 4.2). Para a atividade de 0,27 mCi, os valores totais de dose relativos à 80 e 88 sementes subestimam a dose de 144 Gy. Por outro lado valor relativo às 100 fontes no fantoma MAX 06 é superior à dose padrão em 20,90 Gy.

Então, para realizar a simulação usou-se a configuração que resultou no valor mais próximo de 144 Gy, que é 88 sementes de  $^{125}\text{I}$  e atividade inicial de 0,27 mCi, 146 Gy (Figura 4.1-a MAX06). Com o valor final de dose no fantoma MAX 06 em 146 Gy, uma diferença de menos de 1,5% em relação à dose padrão. Usando a atividade de 0,27 mCi, calculou-se a dose para órgãos de risco e que são adjacentes à próstata. A maior dose foi encontrada na bexiga, 2,92 Gy. A Tabela 4.4 apresenta os valores de dose para os principais órgãos adjacentes à próstata, com erros relativos inferiores a 1%. Os resultados simulados mostram a importância do tratamento para conservar a integridade dos órgãos adjacentes.

Tabela 4.4 – Doses nos principais órgãos de risco adjacentes à próstata.

Cólon	1,16 Gy
Bexiga	2,92 Gy
Intestino Delgado	0,01 Gy
Testículos	0,10 Gy

#### 4.7 A Influência do Edema na Dose total da Próstata

O edema resultante da inserção de sementes de  $^{125}\text{I}$  na cirurgia de braquiterapia pode ser significativa e influencia nos valores de dose. Na realização deste estudo, variou-se o volume da próstata de  $20\text{ cm}^3$  até  $30\text{ cm}^3$ , em passos de  $1\text{ cm}^3$ . Os resultados obtidos foram normalizados em função da maior dose absorvida encontrada, para a configuração em que o volume da próstata simulada foi de  $20\text{ cm}^3$ . O *tally* \*F8 do código MCNPX foi usado para registrar a dose absorvida em cada mini-esfera (Figura

3.17). O número de histórias simuladas foi de  $1,5 \times 10^9$ , resultando em erros relativos inferiores a 4% em todas as mini-esferas.

Na Figura 4.3-a é observado que a redução da dose absorvida na periferia da próstata, para os detectores posicionados nos ângulos de  $0^\circ$  e  $180^\circ$ , pode chegar até 30,2%. Para os detectores posicionados nos ângulos de  $90^\circ$  e  $270^\circ$ , a redução de dose absorvida, Figura 4.3-b, pode chegar a 24,1%. Este valor já era esperado, pois como se observa na geometria da fonte de  $^{125}\text{I}$  na próstata simulada, a fonte apresenta mais espessura de blindagem ao longo do eixo y do que no eixo x (Figura 2.2).

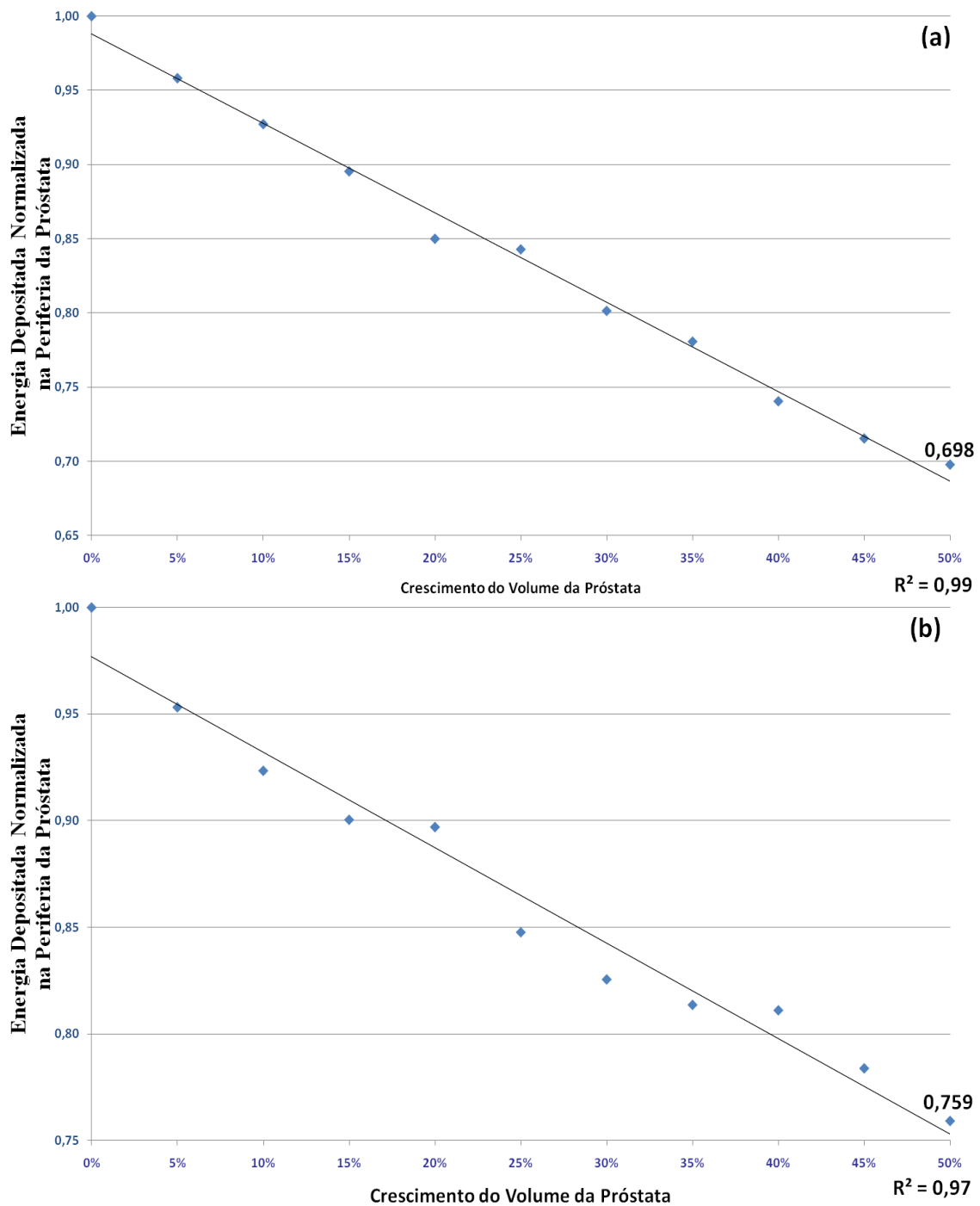


Figura 4.6 – Decréscimo da média da dose absorvida em função do volume da esfera em: (a) detectores posicionados nos ângulos de 0° e 180° (b) detectores posicionados nos ângulos de 90° e 270°.

Os pontos das Figuras 4.3-a e 4.3-b podem ser ajustados por uma linha de tendência, cujos coeficientes de regressão são 0,97 e 0,99, respectivamente. Uma vez que estes valores estão muito próximos a unidade pode-se considerar os pontos dos gráficos como uma reta.

#### 4.8 Curva de Isodose para a Fatia Seleccionada do MAX 06

Conforme mostrou a Figura 4.2, a configuração que mais se aproximou do valor da dose estabelecida pelo TG-64, é a de 88 sementes volumétricas com a atividade inicial de 0,27 mCi (146 Gy). Por esse motivo os valores de dose na próstata encontrados foram normalizados em função desta configuração. O cálculo da dose em cada voxel é apresentado pelos passos da equação 4.7.

- Volume do voxel (aresta 0,12 cm)

$$(0,12 \text{ cm})^3 = 1,728 \times 10^{-3} \text{ cm}^3 \quad (4.7-a)$$

- Massa do voxel composto por tecido mole ( $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$ )

$$1,05 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \times 1,728 \times 10^{-3} \text{ cm}^3 = 1,814 \times 10^{-3} \text{ g} \quad (4.7-b)$$

- Conversão da dose em um único voxel de MeV para Gy

$$\frac{*F8 \text{ (MeV)}}{1,814 \times 10^{-3} \text{ g.des}} = \frac{*F8 \times 1,602 \times 10^{-13} \text{ J}}{1,814 \times 10^{-6} \text{ (kg.des)}} =$$

$$*F8 \times 8,83 \times 10^{-8} \frac{\text{J}}{\text{Kg.des}} = *F8 \times 8,83 \times 10^{-8} \frac{\text{Gy}}{\text{des}} \quad (4.7-c)$$

- Dose (em Gy) para um único voxel usando a integração da equação do decaimento (2.8-e) de  $t = 0$  até  $t = \infty$ , para 88 sementes e valor de atividade inicial de 0,27 mCi, ( $6,51 \times 10^{15} \text{ des}$ , Tabela 4.1).

$$*F8 \times 8,83 \times 10^{-8} \frac{\text{Gy}}{\text{des}} \times 6,51 \times 10^{15} \text{ des} = *F8 \times 5,75 \times 10^8 \text{ Gy} \quad (4.7-d)$$

O fator  $5,75 \times 10^8$ , multiplicará todos os voxels presentes na matriz seleccionada (Figura 3.26), especificamente no eixo z, para converter todos os resultados simulados pelo tally \*F8 de MeV para Gy. A partir destes valores encontrados usou-se o comando de interface gráfica do MATLAB (*contour*) para determinar as curvas de isodose na

matriz selecionada. A rotina para a visualização de diferentes curvas de isodose encontra-se presente no APÊNDICE 2.

A Figura 4.7 mostra a curva de isodose para a fatia de 7,0 cm do MAX 06 (Figura 3.26). A cor azul-marinho representa a curva de 72 Gy, em azul-claro a curva de 144Gy, e em amarelo a curva de 216 Gy. A célula 35 representa a próstata, a 9 representa o músculo, a 118 representa os linfonodos e a 22 representa o cólon. As curvas de isodose das outras fatias do fantoma de voxels MAX 06 encontram-se no APÊNDICE 3.

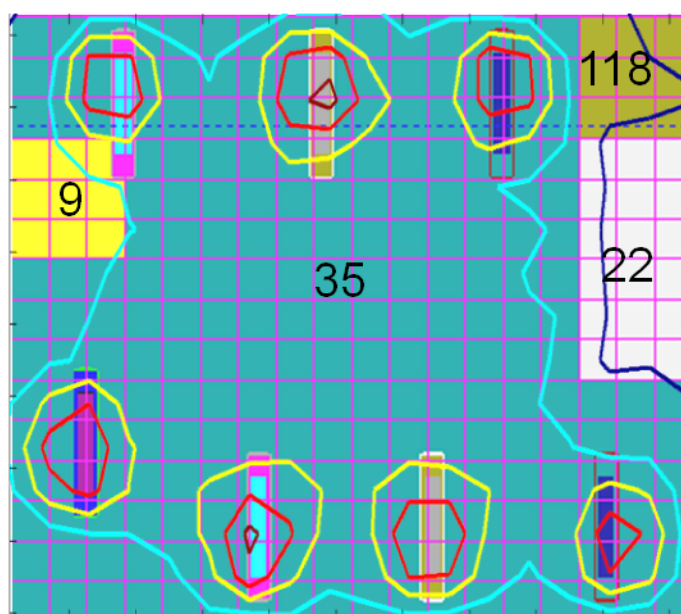


Figura 4.7 - Curvas de isodose obtidas no utilizando o comando *contour*.

Nota-se pela curva de isodose, que as regiões próximas à fonte apresentam um gradiente de dose bastante acentuado podendo chegar a 288 Gy, conforme é mostrado nas regiões onde os voxels ficam bastante próximos da película de  $^{125}\text{I}$  emissora. É perceptível também que a curva de 144 Gy não consegue alcançar todos os voxels da fatia selecionada e este comportamento se repete nas outras fatias nas quais as sementes estão inseridas APÊNDICE 2.

#### 4.9 Comparações entre os Fatores de Qualidade $V_{100}$ e $V_{150}$ obtidos com o MCNP e o Sistema de Planejamento

Com o uso da curva de isodose apresentada na Figura 4.7, foram extraídos os parâmetros que indicam a qualidade do implante de braquiterapia de próstata,  $V_{100}$  e



$V_{150}$ , apresentados na seção 3.13. Os resultados obtidos foram comparados com duas séries de planejamentos (Tabela 4.5); a primeira série foi apresentada por AMADEI (2008), que obteve as médias dos parâmetros  $V_{100}$  e  $V_{150}$  para 53 e 59 pacientes, respectivamente; na segunda série de resultados foi obtida a média destes parâmetros para 50 pacientes por França et al. (2009). Na Tabela 4.5 são apresentados também os valores de referência previstos no documento do TG-64.

Tabela 4.5 – Comparações entre os fatores de qualidade do implante  $V_{100}$  e  $V_{150}$  obtidos pelo MCNP e sistemas de planejamento encontrados na literatura.

Autores e documento de referência	$V_{100}$	$V_{150}$
TG-64	> <b>95%</b>	< <b>50%</b>
AMADEI	81,5%	31,0%
FRANÇA et al	82,0%	47,0%
Este Trabalho	81,7%	22,8%

Os valores dos parâmetros  $V_{100}$  e  $V_{150}$  obtidos usando o MCNP, apresentam uma diferença razoável (13,3%) se comparados com o documento do TG-64 e de bom acordo com os resultados experimentais dos planejamentos de braquiterapia encontrados na literatura.

# Capítulo 5

## CONCLUSÕES

Neste trabalho foi realizado, através da simulação computacional com o código de Monte Carlo MCNPX, um estudo das avaliações das aproximações que são feitas pelo sistema de planejamento para a braquiterapia usando sementes de  $^{125}\text{I}$ . Para a realização do estudo foram inseridas 80, 88 e 100 sementes puntiformes e volumétricas no fantoma esférico, que representa a próstata, e nos fantasmas antropomórfico de voxels MAX e MAX06. Para as simulações realizadas foram adotadas as atividades mínima e máxima para o tratamento, 0,27 mCi e 0,38 mCi, respectivamente.

Os resultados apresentados permitiram concluir que considerar a modelagem da fonte como puntiforme, ainda que se considere com um fator de correção de 0,46 multiplicado pela energia depositada, gera diferenças de até 70% entre os resultados encontrados em relação ao valor de dose de 144 Gy estabelecido pelo documento TG-64 da Associação Americana de Físicos Médicos.

Modelar a fonte como volumétrica, dependendo da atividade inicial, resultou em valores de dose muito próximos 144 Gy na próstata, porém a configuração de 0,38 mCi resultou em dose com mais de 50% de discrepância percentual, destacando-se o valor (245,11 Gy), nos três fantasmas simulados, quando comparados ao valor estabelecido pelo TG-64.

A partir do melhor perfil de dose (fantoma MAX 06, 88 sementes volumétricas,  $A_0 = 0,27$  mCi), que resultou no valor de dose 146 Gy na próstata, estimou-se, usando o MCNPX, a energia depositada em todos os voxels do fantoma MAX em que as fontes de  $^{125}\text{I}$  estavam inseridas. Posteriormente foi possível determinar, usando o MATLAB, as curvas de isodose para todas as fatias nas quais as sementes de iodo estavam inseridas; a partir da curva de isodose localizada em  $x = 7,0$  cm, obteve-se os parâmetros indicadores da qualidade do implante,  $V_{100}$  e  $V_{150}$ . Esses parâmetros apresentaram uma diferença razoável se comparados com o documento TG-64, porém estão em bom acordo com os resultados experimentais, das médias dos mesmos parâmetros obtidos do planejamento de tratamento de diversos pacientes.

Ainda com o melhor perfil (146 Gy) investigou-se a dose em órgãos radiosensíveis que estão próximos à próstata. O cálculo da dose indicou que nesses

órgãos o valor de dose chega no máximo a 2,9 Gy. A dose nos órgãos adjacentes e as curvas de isodose mostraram que o gradiente de dose decai rapidamente com o aumento das distâncias das fontes ao órgão analisado, demonstrando a eficácia da braquiterapia de próstata com sementes de  $^{125}\text{I}$ .

O estudo relativo à influência do edema pós-cirúrgico na dose usando o fantoma esférico sugere que descartá-lo do sistema de planejamento pode levar a um cálculo errôneo da dose na próstata, uma vez que o aumento do volume da próstata mostrou que a taxa de dose se reduz na periferia da próstata.

Por fim, as simulações realizadas visando avaliar as heterogeneidades da próstata revelaram que considerar a próstata como feita de água pode resultar em diferenças percentuais que chegam ao valor de 6,6%, o que influencia substancialmente na dose final para o tratamento de braquiterapia de próstata.

O grande sucesso do tratamento de braquiterapia de próstata é proporcionar ao paciente um grande deposição de energia no local de tratamento poupando os órgãos adjacente que são radiosensíveis, porém este tratamento ainda tem alguns pequenos erros que são desconsiderar o edema, considerar a próstata como composta de água e o formalismo do sistema de planejamento de fontes puntiformes, estas sucessões de pequenos erro se propagam no final, é preciso que se considere estes erros para que se otimize o tratamento.

## **Trabalhos Futuros**

Sugere-se que sejam realizadas aquisições de tomografias de pacientes submetidos a tratamento de braquiterapia, e com os programas computacionais Scan2MCNP e SAPDI (Sistema de Processamento Digitais de Imagens) fazer a conversão das imagens tomográficas para um input em voxels para ser lido pelo código MCNPX para posterior modelagem com as sementes de  $^{125}\text{I}$ ,  $^{103}\text{Pd}$  e  $^{131}\text{Cs}$ , visando simulações de tratamentos reais.

Com a metodologia usada para traçar as curvas de isodose, pode-se usar os códigos de Monte Carlo MCNPX e Geant4 para plotar as isodoses, para vários tipos de tratamentos de câncer usando diversas fontes por exemplo:

- Traçar as curvas de isodose, usando o código MCNPX para o tratamento de braquiterapia de útero, usando fontes de  $^{192}\text{Ir}$ .

- Curvas de Isodose para braquiterapia de próstata, usando fontes de  $^{103}\text{Pd}$ , ou  $^{131}\text{Cs}$ .
- Comparar através da simulação computacional o formato dos gradientes de dose considerando o órgão analisado como composto de tecido mole e água.
- Apresentar o cálculo de dose para diversas massas de próstata, avaliando parâmetros como atividade inicial e número de sementes necessárias para entregar a dose padrão estabelecida pela Associação Americana de Físicos Médicos.
- Otimizar curva de isodose usando Algoritmos evolucionários avaliando número, tipo e posicionamentos das sementes respeitando sempre as restrições impostas pelo procedimentos cirúrgico.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINELLI, S., et al. **Geant “a simulation toolkit”**. Nucl. Instrum. Methods 2003; 506: 250– 303.

AMADEI, L. P. P., **Evolução Bioquímica através de Medidas Seriadas de Antígeno Prostático Específico (PSA) de Pacientes Submetidos à Braquiterapia com o Implante de Sementes de  $^{125}\text{I}$  no Tratamento de Adenocarcinoma de Próstata**. Tese (Doutorado em Medicina), Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Departamento de Radiologia - Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2008.

ATTIX, F.H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. New York: John Wiley & Sons, 1986.

BALTHAR, M. C. V., **Cálculo de Dose em Órgãos, Fora do Volume Alvo, em Crianças Submetidas a Terapia Gama Externa, para Avaliação do Risco de Surgimento de Tumores Secundários**, Tese de Doutorado, Centro Biomédico, Universidade dos Estado do Rio de Janeiro, 2002.

BARÓ, J., SEMPAU, J., FERNANDEZ-VAREA, J. M., SALVAT. F., **PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter** Nucl. Instrum. Methods 1995.

BICE, W. S., PRESTIDGE, B. R., PRETE, J. J., And DUBOIS, D. F., **Clinical Impacto of Implementing the Recommendations of Task Group 43 Permanent Prostate Brachytherapy Using  $^{125}\text{I}$** . *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **40**, 1237-1241 (1998).

BITELLI, T., **Física e Dosimetria das Radiações**. Ed. Atheneu. 2ª edição. 2006.

BOLLA, M., VAN POPPEL, H., COLLETTE, L., VAN CANGH, P., VEKEMANSK., DA POZZO, L., DE REIJEK, T. M., VERBAEYS, A., BOSSET, J. F., VAN VELTHOVEN, R., MARÉCHAL, J. M., SCALLIET, P., HAUSTERMANS, K.,

- PIÉRART, M., **European Organization for Research and Treatment of Câncer. Postoperative radiotherapy After Radical Prostatectomy: A Randomized Controlled trial (EORTC trial 22911).** *Lancet.* 366(9485): 572 – 8, 2005.
- BOZKURT, A., **Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model,** Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.
- BRIEMEISTER, J.F., MCNP<sup>TM</sup> **A General Monte Carlo N-Particle Transport Code.** Los Alamos National Laboratory Report, 2003.
- BRIEMEISTER, J. F., **MCNP: A General Monte Carlo code for neutron and photon transport.** Version 4C. Los Alamos National Laboratory report LA-13709-M, March. 2000.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Estimativas para o Ano de 2010 para Novos Casos de Câncer, em homens e mulheres, segundo localização primária.** Acessado em 10/02/2011. Disponível em [www.inca.gov.br](http://www.inca.gov.br)
- BRENTANI, M.M.; GUALDA COELHO, F.R. E KOWALSKI, L.P., **Bases da Oncologia,** Lemar Livraria Editora Marina e Tecmedd Editora, 2003.
- BUYNAY, C. F. et al. **Applied X-ray computed tomography.** *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A.* 99. 772-774. 1995.
- CHAO, T., **The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation,** Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2001.
- D'AMICO, A. V., MANOLA J., LOFFREDO, M., RENSHAW, A. A., DELLACROCE, A., KANTOFF, P. W., **6-Month Androgen Suppression Plus Radiation Therapy vs. Radiation Therapy alone for patients with Clinically**

**Localized Prostate Cancer: A Randomized Controlled Trial.** *J. Clin. Oncol.* 2004; 22(18): 3726–32.

DUGGAN, D. M., **Improved Radial Dose Function Estimation Using Current Version MCNP Monte Carlo Simulation: Model 6711 and ISC3500 <sup>125</sup>I Brachytherapy Sources.** *Appl. Radiat. Isot.* **61** (6), 1443-1450, 2004.

ELISA, M., **Estudo do protocolo de cálculos dosimétricos em braquiterapia com sementes implantáveis.** Projeto de pesquisa, Departamento de Física. CCFM-UFSC, 2007.

FERRARI, A., SALA, P. R., FASSO, A., RANFT, J., **FLUKA: a Multi-particle Transport Code** (Program version 2005), CERN-2005-10, INFN/TC-05/11, SLAC-R-773 (Geneva: CERN)

FRANÇA, C. A. S., VIEIRA, L. S., CARVALHO, A. C. P., BERNABE, A. J. S. PENNA, A. B. R. **Radioactive Seed Migration after Prostate Brachytherapy with Iodine-125 Using Loose Seeds versus Stranded Seeds.** *Int. Braz. J. Urol.* **35.** 573-580. 2009.

GLASSER, O., QUIMBY, E. H., TAYLOR, L. S., WEATHERWAX, J. H. AND MORGAN R. H., **Physical Foundations of Radiology.** 3<sup>rd</sup> ed. (Harper and Row, New York), 1961.

GOORLEY, T., **Using MCNP5 for Medical Physics Applications.** LA-UR-05-2755, Los Alamos National Laboratory, American Nuclear Society Topical Meeting – Monte Carlo, Chatanooga, TN, USA, 2005.

HIRAYAMA. H., NAMITO, Y., BIELAJEW, A. F., WILDERMAN, S. J., NELSON, W. R. **The EGS5 Code System SLAC-R-730**, 2006, KEK 2005-8 (Menlo Park, CA: Stanford Linear Accelerator Center)

HORWITZ, E. M., VICINI, F. A., ZIAJA, E.L., **The correlation between the ASTRO Consensus Panel definition of biochemical failure and clinical outcome for**

**patients with prostate cancer treated with external beam irradiation.** *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1998; **41**:267-272.

ICRP 60, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1991.

ICRP 103, **Recommendations of the ICRP**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2008.

ICRU 44, **International Commission on Radiation Units AND Measurements.** Report 44, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements), 1989b.

**INSTRUCTIONS FOR THE USE OF RAPID STRAND FOR INTERSTITIAL BRACHYTHERAPY TREATMENTS.** Oncura (2003).

JARRET, J. M., **Experimental Method Development for Direct Dosimetry of Permanent Interstitial Prostate Brachytherapy Implants.** Master Science. Louisiana State University. Department of Physics & Astronomy. 2005.

KAWRAKOW, I., ROGERS, D.W.O., **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**, Report PIRS-701 (Ottawa: National Research Council of Canada), 2001.

KEYE, K. W., OLSEN, D. J., LIGHTNER, D. J. AND PAYNE, J. T., **Improved Technique for Prostate Seed Implantation: Combined Ultrasound and Fluoroscopic Guidance.** *J. Endourology.* **6.** 61-66, 1992.

KEHWAR, T. S., JONES, A. H., HUQ, M. S., BERIWAL, S., BENOIT, R. M. AND SMITH, R. P., **Effect of Edema Associated with <sup>131</sup>Cs Prostate Permanent Seed Implants on Dosimetric Quality Indices.** *Department of Radiation Oncology.* 2009.



- KNOLL, G. T., **Radiation Detection and Measurements** J. Wiley and Sons, New York, 2000.
- KOCK, M. V. W., **Variance Reduction Techniques for MCNP Applied to PBMR.** Mini-Dissertation Master in Nuclear Engineering Noth-West University. May 2009
- KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA F. R. A. and FUELLE, D., **All About MaX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.
- 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.
- LEE, C., NAGAOKA, T., LEE, J. K., **Implementation of japanese male and female tomographic phantoms to multi-particle Monte Carlo code for ionizing radiation dosimetry**, *Journal of Nuclear Science and Technology*, v. 43, pp. 937-945, 2006.
- LEGRAND, J., PEROLAT, J., LAGOUTINE, F., GALLIC, Y., **Table de radionucléides**, Commissariat à l'Energie Atomique Bureal National de Métrologie. França, 1975.
- LOUREIRO, E. C. M., **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.
- LUSE, R. W., BLASKO, J. And GRIMM, P., **A Method for Implementing the American Association of Physicists in Medicine Task Group 43 Dosimetry Recommendations for  $^{125}\text{I}$  Transperineal Prostate Seed Implants on Comercial Treatment Planning Systems.** *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **37**, 737 – 741 (1997).

- MARTINS, M.C., 2010, **Estudo das distribuições de dose em fantasmas de voxels para fontes de braquiterapia com o código de Monte Carlo GEANT4**. Dissertação de Mestrado. Instituto de Radioproteção de Dosimetria-IRD.
- MEIGOONI, A. S., MELI, J. A. and NATH, R. **Interseed effects on Dose for  $^{125}\text{I}$  Brachytherapy Implants**. *Med. Phys.* **19**. 385-390 (1992).
- MEREDITH, W. J., **Radium Dosage the Manchester System**, 2<sup>nd</sup> ed.(E. and S. Livingstone, Edinburg), 1967.
- MILIAN, F. M., GARCIA, F., YORIYAZ, H., SIQUEIRA, P. T. D., ISSAC, S., **TOMO\_MC programa para criação de INPUT FILES para o MCNPX a partir de modelos anatomicos 3D**. In: XIII Seminário de Iniciação Científica e 9 Semana de Pesquisa e Pós-Graduação, 2007, Ilhéus. XIII Seminário de Iniciação Científica e 9 Semana de Pesquisa e Pós-Graduação. Ilhéus : UESC, 2007. p. 1-2.
- MOERLAND, M. A., WIJDRERMAN, H. K., BEERSMA, R., BAKKER, C. J., BATTERMANN J. J., **Evaluation of Permanent  $^{125}\text{I}$  Prostate Implants Using Radiography and Magnetic Resonance Imaging**. *Int. J. Oncol. Biol. Phys.* **37**. 927-933, 1997.
- 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 No. 43**, *Med. Phys.* **26**, pp.2054-2076, (1995) USA.
- NATH, R., **Refinements to the Geometry Factor Used in the AAPM Task Group Report No. 43 Necessary for Brachytherapy Dosimetry Calculations**. *Med. Phys.* **26**. 2445-2450, 1999.
- NARAYANA, V., ROBERSON, P. L., PU, A. T., SANDLER, H., WINFIELD, R. H., McLAUGHLIN P. W., **Impact of Differences in Ultrasound and Computed**

**Tomography Volumes on Treatment planning of permanent prostate implants.** *Int. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **35.** 1011-1018, 1996.

NELSON, W. R., HIRAYAMA, H., and ROGERS, D. W. O., **The EGS4 Code System, Report SLAC- 265** (Stanford, CA: Stanford Linear Accelerator Center) 1985.

PELOWITZ, D.B., Ed. **MCNPX™ User's Manual.** Version 2.5.0., Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.

PEREIRA JÚNIOR, P. P., **Plano de Proteção Radiológica e Dosimetria Clínica para a Utilização de Sementes de  $^{125}\text{I}$  em implantes de próstata.** Radioterapia Botafogo, Rio de Janeiro, 2003.

PILEPICH, M. V., WINTER, K., JOHN, M. J., MESIC, J. B., SAUSE, W., RUBIN, P., **Phase III Radiation Therapy to Definitive Radiotherapy Oncology Group (RTOG) trial 86-10 of Androgen Deprivation Adjuvant to Definitive Radiotherapy in Locally Advanced Carcinoma of the Prostate.** *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2001: 50(5): 1243 – 52.

REIS L. P., **Caracterização de alguns parâmetros dosimétricos de sementes de  $^{125}\text{I}$  utilizadas em implantes de próstata.** Monografia, IF-UFRJ, (2009).

REIS JUNIOR, J. P. R., SILVA, A. X., FACURE, A. N. S., CARDOSO, S. C., ROSA, L. A. R., **Study of Edema Impact in Permanent Prostate Implants Using the Monte Carlo Method.** *International Nuclear Atlantic Conference*, Rio de Janeiro, p. 1-5, 2009 (a).

REIS JUNIOR, J. P. R., SILVA, A. X., FACURE, A. N. S., MONTEIRO, E. M., **Avaliação da Blindagem Intersementes Usadas na Braquiterapia de Próstata Usando o Código MCNPX.** *XII Encontro de Modelagem Computacional.* Rio de Janeiro, p. 1-8, 2009 (b).

- RODRÍGUEZ, E. A. V., ALCÓN, E. P. Q., RODRIGUEZ, M. L., GUTT, F., ALMEIDA, E., **Dosimetric Parameters Estimations Using PENELOPE Monte Carlo Simulation Code: Model 6711 a  $^{125}\text{I}$  Brachytherapy Seed.** *Appl. Radiat. Isot.* **63**, 41-48, 2005.
- RIPER, K. A. V., **Moritz User's Guide.** White Rock Science, 2008.
- ROBERSON, P. L., NARAYANA, V., McSHAN, R. J., WINFIELD, R. J. and McLAUGHLIN, P. W., **Source Placement Error for Permanent Implant of the Prostate.** *Med. Phys.* **24**, 251-257 (1997).
- SANCHEZ, A., **Projeto e Confecção de Simuladores Oftálmicos para Aplicações Clínicas.** Tese (Doutorado em Ciências Tecnologia de Aplicações Nucleares), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2003.
- SCHWARZ, R., **MCNPX Visual Editor Manual**, 2007.
- SJOGREEN, K., **The Zupal phantom data, voxel-based anthropomorphic phantoms** (webpage: <http://noodle.med.yale.edu/phantom>), 1998.
- SOCIEDADE AMERICANA DE BRAQUITERAPIA. Disponível em <<http://www.americanbrachytherapy.org/aboutBrachytherapy/history.cfm>> (Acesso em 10 de janeiro de 2011).
- SOLBERG, D. S., DeMARCO J. J., HUGO, G. AND WALLACE, R. E., **Dosimetric Parameters of Three New Solid Core  $^{125}\text{I}$  Brachytherapy Sources.** *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **3** (2), 2002.
- SPITZER, V. M., AND WHITLOCK, D. G., **Atlas of the Visible Human Male** (Boston, MA: Jones and Bartlett), 1998.
- STUCHLY, M., **The Zupal phantom data, voxel-based anthropomorphic phantoms** (webpage: <http://noodle.med.yale.edu/phantom>), 1996.

- STABIN, M. And YOURIAZ, H. **Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in teh Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom.** Health Physics, v. 82(1), p.21-44, January, 2002.
- TARANENKO, V., ZANKL, M. AND SCHLATTL, H., **Voxel Setup Phantom in MCNPX.** The Monte Carlo Method: *Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World Chattanooga*, Tennessee, April 17–21, 2005.
- VIEIRA, J. W., **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo Egs4 e Fantomas em Voxels,** Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.
- WAGNER, H. N., BUCHANANA, J. W. AND SZABO, Z., **Principles of nuclear medicine,** Ed. W. B. Saunders Company, ed.2, 1995.
- WATERMAN, F. M., YUE, N., CORN, B. W. AND DICKER, A., **Edema Associated with  $^{125}\text{I}$  or  $^{103}\text{Pd}$  prostate brachytherapy and its impact on postimplant dosimetry: An analisys Based on Serial CT Acquisition.** *Int. J. Oncol. Biol. Phys.* **41.** 1111-1115, 1998.
- XU, X. G., CHAO T. C., BOZKURT, A., A. **VIP-MAN: An Image-Based Whole-Body Adult Male Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations.** Health Phys., Vol. 78, No. 5, 476-486, May 2000.
- 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.
- YORIAZ, H.; SANTOS, A. and STABIN, M. **Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code.** Med. Phys., v.27(7), p.1555-1562, July, 2000.

YORIYAZ, H.; STABIN, M.; and SANTOS, A. **Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient – Specific Dosimetry.** J. Med. Med., v.42(4), p.662-669, April, 2001.

YORIYAZ, H. **Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional para Cálculos em Dosimetria Interna.** Tese (Doutorado em Ciências) – IPEN Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2003.

YU, Y., L. L. ANDERSON, Z. LI, D. E. MELLENBERG, R. NATH, M. C. SCHELL, F. M. WATERMAN, A. WU AND J. C. BLASKO., **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.

ZEITUNI, C. A., **Dosimetria de Fontes de  $^{125}\text{I}$  Aplicadas em Braquiterapia.** Tese (Doutorado em Ciências), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Universidade de São Paulo, Departamento de Tecnologia Nuclear - Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2008.

ZUBAL, G., HARREL, C., SMITH, E., RATNER, A., GINDI, G. and HOFFER, P. **Computadorized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy.** Math. Phys. v.21, p.299-302, 1994.

ZUBAL, I. G., HARRELL, C. R., SMITH, E. O. AND SMITH, A. L., **Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms Proc. Int. Workshop on Voxel Phantom Development** (National Radiological Protection, Board, Chilton, UK, 6–7 July, 1995)

ZUBAL, I. G., **The Zubal phantom data, voxel-based anthropomorphic phantoms** (webpage: <http://noodle.med.yale.edu/phantom>), Acesso em Fevereiro de 2009.

# APÊNDICE 1

---

Arquivo de entrada desenvolvido no LNRTR/COPPE

Otimizado por Félix Mas Milian UESC

Representação de 25 Fontes de 125I, em um fantoma esférico de raio 1,724 que representa a próstata.

c

c CELULAS

c

3001 30 -10.5 (-7001 -7005 7006) imp:p,e=1

3002 32 -6.2 ((-7002 -7007 7008) (7001:7005:-7006)) imp:p,e=1

3003 1 -0.001205 ((-7003 -7009 7010) (7002:7007:-7008)) imp:p,e=1

3004 31 -4.54 ((-7011 7009):(-7012 -7010):(-7004 -7009 7010)  
(7003:7009:-7010)) imp:p,e=1

c

3005 30 -10.5 (-7021 -7025 7026) imp:p,e=1

3006 32 -6.2 ((-7022 -7027 7028) (7021:7025:-7026)) imp:p,e=1

3007 1 -0.001205 ((-7023 -7029 7030) (7022:7027:-7028)) imp:p,e=1

3008 31 -4.54 ((-7031 7029):(-7032 -7030):(-7024 -7029 7030)  
(7023:7029:-7030)) imp:p,e=1

c

3009 30 -10.5 (-7041 -7045 7046) imp:p,e=1

3010 32 -6.2 ((-7042 -7047 7048) (7041:7045:-7046)) imp:p,e=1

3011 1 -0.001205 ((-7043 -7049 7050) (7042:7047:-7048)) imp:p,e=1

3012 31 -4.54 ((-7051 7049):(-7052 -7050):(-7044 -7049 7050)  
(7043:7049:-7050)) imp:p,e=1

c

3013 30 -10.5 (-7061 -7065 7066) imp:p,e=1

3014 32 -6.2 ((-7062 -7067 7068) (7061:7065:-7066)) imp:p,e=1

3015 1 -0.001205 ((-7063 -7069 7070) (7062:7067:-7068)) imp:p,e=1

3016 31 -4.54 ((-7071 7069):(-7072 -7070):(-7064 -7069 7070)  
(7063:7069:-7070)) imp:p,e=1

c

3017 30 -10.5 (-7081 -7085 7086) imp:p,e=1

3018 32 -6.2 ((-7082 -7087 7088) (7081:7085:-7086)) imp:p,e=1

3019 1 -0.001205 ((-7083 -7089 7090) (7082:7087:-7088)) imp:p,e=1

3020 31 -4.54 ((-7091 7089):(-7092 -7090):(-7084 -7089 7090)  
(7083:7089:-7090)) imp:p,e=1

c

c Celulas 5 fontes descritas

c

3021 30 -10.5 (-7101 -7105 7106) imp:p,e=1

3022 32 -6.2 ((-7102 -7107 7108) (7101:7105:-7106)) imp:p,e=1

3023 1 -0.001205 ((-7103 -7109 7110) (7102:7107:-7108)) imp:p,e=1

3024 31 -4.54 ((-7111 7109):(-7112 -7110):(-7104 -7109 7110)  
(7103:7109:-7110)) imp:p,e=1

c

3025 30 -10.5 (-7121 -7125 7126) imp:p,e=1

3026 32 -6.2 ((-7122 -7127 7128) (7121:7125:-7126)) imp:p,e=1

3027 1 -0.001205 ((-7123 -7129 7130) (7122:7127:-7128)) imp:p,e=1

3028 31 -4.54 ((-7131 7129):(-7132 -7130):(-7124 -7129 7130)  
(7123:7129:-7130)) imp:p,e=1

c  
3029 30 -10.5 (-7141 -7145 7146) imp:p,e=1  
3030 32 -6.2 ((-7142 -7147 7148) (7141:7145:-7146)) imp:p,e=1  
3031 1 -0.001205 ((-7143 -7149 7150) (7142:7147:-7148)) imp:p,e=1  
3032 31 -4.54 ((-7151 7149):(-7152 -7150):(-7144 -7149 7150)  
(7143:7149:-7150)) imp:p,e=1

c  
3033 30 -10.5 (-7161 -7165 7166) imp:p,e=1  
3034 32 -6.2 ((-7162 -7167 7168) (7161:7165:-7166)) imp:p,e=1  
3035 1 -0.001205 ((-7163 -7169 7170) (7162:7167:-7168)) imp:p,e=1  
3036 31 -4.54 ((-7171 7169):(-7172 -7170):(-7164 -7169 7170)  
(7163:7169:-7170)) imp:p,e=1

c  
3037 30 -10.5 (-7181 -7185 7186) imp:p,e=1  
3038 32 -6.2 ((-7182 -7187 7188) (7181:7185:-7186)) imp:p,e=1  
3039 1 -0.001205 ((-7183 -7189 7190) (7182:7187:-7188)) imp:p,e=1  
3040 31 -4.54 ((-7191 7189):(-7192 -7190):(-7184 -7189 7190)  
(7183:7189:-7190)) imp:p,e=1

c  
c 10 Celulas descritas

c  
3041 30 -10.5 (-7201 -7205 7206) imp:p,e=1  
3042 32 -6.2 ((-7202 -7207 7208) (7201:7205:-7206)) imp:p,e=1  
3043 1 -0.001205 ((-7203 -7209 7210) (7202:7207:-7208)) imp:p,e=1  
3044 31 -4.54 ((-7211 7209):(-7212 -7210):(-7204 -7209 7210)  
(7203:7209:-7210)) imp:p,e=1

c  
3045 30 -10.5 (-7221 -7225 7226) imp:p,e=1  
3046 32 -6.2 ((-7222 -7227 7228) (7221:7225:-7226)) imp:p,e=1  
3047 1 -0.001205 ((-7223 -7229 7230) (7222:7227:-7228)) imp:p,e=1  
3048 31 -4.54 ((-7231 7229):(-7232 -7230):(-7224 -7229 7230)  
(7223:7229:-7230)) imp:p,e=1

c  
3049 30 -10.5 (-7241 -7245 7246) imp:p,e=1  
3050 32 -6.2 ((-7242 -7247 7248) (7241:7245:-7246)) imp:p,e=1  
3051 1 -0.001205 ((-7243 -7249 7250) (7242:7247:-7248)) imp:p,e=1  
3052 31 -4.54 ((-7251 7249):(-7252 -7250):(-7244 -7249 7250)  
(7243:7249:-7250)) imp:p,e=1

c  
3053 30 -10.5 (-7261 -7265 7266) imp:p,e=1  
3054 32 -6.2 ((-7262 -7267 7268) (7261:7265:-7266)) imp:p,e=1  
3055 1 -0.001205 ((-7263 -7269 7270) (7262:7267:-7268)) imp:p,e=1  
3056 31 -4.54 ((-7271 7269):(-7272 -7270):(-7264 -7269 7270)  
(7263:7269:-7270)) imp:p,e=1

c  
3057 30 -10.5 (-7281 -7285 7286) imp:p,e=1  
3058 32 -6.2 ((-7282 -7287 7288) (7281:7285:-7286)) imp:p,e=1  
3059 1 -0.001205 ((-7283 -7289 7290) (7282:7287:-7288)) imp:p,e=1  
3060 31 -4.54 ((-7291 7289):(-7292 -7290):(-7284 -7289 7290)  
(7283:7289:-7290)) imp:p,e=1

c  
c 15 Celulas descritas

c  
3061 30 -10.5 (-7301 -7305 7306) imp:p,e=1  
3062 32 -6.2 ((-7302 -7307 7308) (7301:7305:-7306)) imp:p,e=1



3063 1 -0.001205 ((-7303 -7309 7310) (7302:7307:-7308)) imp:p,e=1  
3064 31 -4.54 ((-7311 7309):(-7312 -7310):(-7304 -7309 7310)  
(7303:7309:-7310)) imp:p,e=1

c

3065 30 -10.5 (-7321 -7325 7326) imp:p,e=1  
3066 32 -6.2 ((-7322 -7327 7328) (7321:7325:-7326)) imp:p,e=1  
3067 1 -0.001205 ((-7323 -7329 7330) (7322:7327:-7328)) imp:p,e=1  
3068 31 -4.54 ((-7331 7329):(-7332 -7330):(-7324 -7329 7330)  
(7323:7329:-7330)) imp:p,e=1

c

3069 30 -10.5 (-7341 -7345 7346) imp:p,e=1  
3070 32 -6.2 ((-7342 -7347 7348) (7341:7345:-7346)) imp:p,e=1  
3071 1 -0.001205 ((-7343 -7349 7350) (7342:7347:-7348)) imp:p,e=1  
3072 31 -4.54 ((-7351 7349):(-7352 -7350):(-7344 -7349 7350)  
(7343:7349:-7350)) imp:p,e=1

c

3073 30 -10.5 (-7361 -7365 7366) imp:p,e=1  
3074 32 -6.2 ((-7362 -7367 7368) (7361:7365:-7366)) imp:p,e=1  
3075 1 -0.001205 ((-7363 -7369 7370) (7362:7367:-7368)) imp:p,e=1  
3076 31 -4.54 ((-7371 7369):(-7372 -7370):(-7364 -7369 7370)  
(7363:7369:-7370)) imp:p,e=1

c

3077 30 -10.5 (-7381 -7385 7386) imp:p,e=1  
3078 32 -6.2 ((-7382 -7387 7388) (7381:7385:-7386)) imp:p,e=1  
3079 1 -0.001205 ((-7383 -7389 7390) (7382:7387:-7388)) imp:p,e=1  
3080 31 -4.54 ((-7391 7389):(-7392 -7390):(-7384 -7389 7390)  
(7383:7389:-7390)) imp:p,e=1

c

c 20 Celulas descritas

c

3081 30 -10.5 (-7401 -7405 7406) imp:p,e=1  
3082 32 -6.2 ((-7402 -7407 7408) (7401:7405:-7406)) imp:p,e=1  
3083 1 -0.001205 ((-7403 -7409 7410) (7402:7407:-7408)) imp:p,e=1  
3084 31 -4.54 ((-7393 7409):(-7394 -7410):(-7404 -7409 7410)  
(7403:7409:-7410)) imp:p,e=1

c

3085 30 -10.5 (-7411 -7415 7416) imp:p,e=1  
3086 32 -6.2 ((-7412 -7417 7418) (7411:7415:-7416)) imp:p,e=1  
3087 1 -0.001205 ((-7413 -7419 7420) (7412:7417:-7418)) imp:p,e=1  
3088 31 -4.54 ((-7421 7419):(-7422 -7420):(-7414 -7419 7420)  
(7413:7419:-7420)) imp:p,e=1

c

3089 30 -10.5 (-7431 -7435 7436) imp:p,e=1  
3090 32 -6.2 ((-7432 -7437 7438) (7431:7435:-7436)) imp:p,e=1  
3091 1 -0.001205 ((-7433 -7439 7440) (7432:7437:-7438)) imp:p,e=1  
3092 31 -4.54 ((-7441 7439):(-7442 -7440):(-7434 -7439 7440)  
(7433:7439:-7440)) imp:p,e=1

c

3093 30 -10.5 (-7451 -7455 7456) imp:p,e=1  
3094 32 -6.2 ((-7452 -7457 7458) (7451:7455:-7456)) imp:p,e=1  
3095 1 -0.001205 ((-7453 -7459 7460) (7452:7457:-7458)) imp:p,e=1  
3096 31 -4.54 ((-7461 7459):(-7462 -7460):(-7454 -7459 7460)  
(7453:7459:-7460)) imp:p,e=1

c

3097 30 -10.5 (-7471 -7475 7476) imp:p,e=1

3098 32 -6.2 ((-7472 -7477 7478) (7471:7475:-7476)) imp:p,e=1  
3099 1 -0.001205 ((-7473 -7479 7480) (7472:7477:-7478)) imp:p,e=1  
3100 31 -4.54 ((-7481 7479):(-7482 -7480):(-7474 -7479 7480)  
(7473:7479:-7480)) imp:p,e=1

c

c 25 Celulas descritas

c

4 4 -1.0 -4 (7004:-7010:7009) 7011 7012 (7024:-7030:7029) 7031 7032  
(7044:-7050:7049) 7051 7052 (7064:-7070:7069) 7071 7072  
(7084:-7090:7089) 7091 7092 (7104:-7110:7109) 7111 7112  
(7124:-7130:7129) 7131 7132 (7144:-7150:7149) 7151 7152  
(7164:-7170:7169) 7171 7172 (7184:-7190:7189) 7191 7192  
(7204:-7210:7209) 7211 7212 (7224:-7230:7229) 7231 7232  
(7244:-7250:7249) 7251 7252 (7264:-7270:7269) 7271 7272  
(7284:-7290:7289) 7291 7292 (7304:-7310:7309) 7311 7312  
(7324:-7330:7329) 7331 7332 (7344:-7350:7349) 7351 7352  
(7364:-7370:7369) 7371 7372 (7384:-7390:7389) 7391 7392  
(7404:-7410:7409) 7393 7394 (7414:-7420:7419) 7421 7422  
(7434:-7440:7439) 7441 7442 (7454:-7460:7459) 7461 7462  
(7474:-7480:7479) 7481 7482 imp:p,e=1

c

5 0 4 imp:p,e=0

c

c

c superficies

c

c

7001 1 cz 0.0250  
7002 1 cz 0.0251  
7003 1 cz 0.0355  
7004 1 cz 0.0405  
7005 1 pz 0.15  
7006 1 pz -0.15  
7007 1 pz 0.1501  
7008 1 pz -0.1501  
7009 1 pz 0.2047  
7010 1 pz -0.2047  
7011 1 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7012 1 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 2: 125I localizada na próstata posicao 9 5.5 8

c

7021 2 cz 0.0250  
7022 2 cz 0.0251  
7023 2 cz 0.0355  
7024 2 cz 0.0405  
7025 2 pz 0.15  
7026 2 pz -0.15  
7027 2 pz 0.1501  
7028 2 pz -0.1501  
7029 2 pz 0.2047  
7030 2 pz -0.2047  
7031 2 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7032 2 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 3: 125I localizada na próstata posicao 9 6.5 8

c

7041 3 cz 0.0250

7042 3 cz 0.0251

7043 3 cz 0.0355

7044 3 cz 0.0405

7045 3 pz 0.15

7046 3 pz -0.15

7047 3 pz 0.1501

7048 3 pz -0.1501

7049 3 pz 0.2047

7050 3 pz -0.2047

7051 3 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047

7052 3 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 4: 125I localizada na próstata posicao 9 7.0 8.5

c

7061 4 cz 0.0250

7062 4 cz 0.0251

7063 4 cz 0.0355

7064 4 cz 0.0405

7065 4 pz 0.15

7066 4 pz -0.15

7067 4 pz 0.1501

7068 4 pz -0.1501

7069 4 pz 0.2047

7070 4 pz -0.2047

7071 4 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047

7072 4 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c

c Fonte 5: 125I localizada na próstata posicao 9 6.0 8.5

c

7081 5 cz 0.0250

7082 5 cz 0.0251

7083 5 cz 0.0355

7084 5 cz 0.0405

7085 5 pz 0.15

7086 5 pz -0.15

7087 5 pz 0.1501

7088 5 pz -0.1501

7089 5 pz 0.2047

7090 5 pz -0.2047

7091 5 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047

7092 5 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 6: 125I localizada na próstata posicao 9 8.0 8.5

c

7101 6 cz 0.0250

7102 6 cz 0.0251

7103 6 cz 0.0355

7104 6 cz 0.0405

7105 6 pz 0.15

7106 6 pz -0.15

7107 6 pz 0.1501  
7108 6 pz -0.1501  
7109 6 pz 0.2047  
7110 6 pz -0.2047  
7111 6 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7112 6 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 7: 125I localizada na próstata posicao 9 5.0 8.5

c

7121 7 cz 0.0250  
7122 7 cz 0.0251  
7123 7 cz 0.0355  
7124 7 cz 0.0405  
7125 7 pz 0.15  
7126 7 pz -0.15  
7127 7 pz 0.1501  
7128 7 pz -0.1501  
7129 7 pz 0.2047  
7130 7 pz -0.2047  
7131 7 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7132 7 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c

c Fonte 8: 125I localizada na próstata posicao 9 7.7 9 =====10.56/6.6

c

7141 8 cz 0.0250  
7142 8 cz 0.0251  
7143 8 cz 0.0355  
7144 8 cz 0.0405  
7145 8 pz 0.15  
7146 8 pz -0.15  
7147 8 pz 0.1501  
7148 8 pz -0.1501  
7149 8 pz 0.2047  
7150 8 pz -0.2047  
7151 8 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7152 8 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 9: 125I localizada na próstata posicao 9 5.7 9

c

7161 9 cz 0.0250  
7162 9 cz 0.0251  
7163 9 cz 0.0355  
7164 9 cz 0.0405  
7165 9 pz 0.15  
7166 9 pz -0.15  
7167 9 pz 0.1501  
7168 9 pz -0.1501  
7169 9 pz 0.2047  
7170 9 pz -0.2047  
7171 9 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7172 9 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 10: 125I localizada na próstata posicao 9 6.7 9

c

7181 10 cz 0.0250  
7182 10 cz 0.0251  
7183 10 cz 0.0355  
7184 10 cz 0.0405  
7185 10 pz 0.15  
7186 10 pz -0.15  
7187 10 pz 0.1501  
7188 10 pz -0.1501  
7189 10 pz 0.2047  
7190 10 pz -0.2047  
7191 10 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7192 10 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 11: 125I localizada na próstata posicao 9.5 5.9 8

c

7201 11 cz 0.0250  
7202 11 cz 0.0251  
7203 11 cz 0.0355  
7204 11 cz 0.0405  
7205 11 pz 0.15  
7206 11 pz -0.15  
7207 11 pz 0.1501  
7208 11 pz -0.1501  
7209 11 pz 0.2047  
7210 11 pz -0.2047  
7211 11 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7212 11 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 12: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.8 8

c

7221 12 cz 0.0250  
7222 12 cz 0.0251  
7223 12 cz 0.0355  
7224 12 cz 0.0405  
7225 12 pz 0.15  
7226 12 pz -0.15  
7227 12 pz 0.1501  
7228 12 pz -0.1501  
7229 12 pz 0.2047  
7230 12 pz -0.2047  
7231 12 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7232 12 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 13: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.7 8

c

7241 13 cz 0.0250  
7242 13 cz 0.0251  
7243 13 cz 0.0355  
7244 13 cz 0.0405  
7245 13 pz 0.15  
7246 13 pz -0.15  
7247 13 pz 0.1501  
7248 13 pz -0.1501  
7249 13 pz 0.2047  
7250 13 pz -0.2047

7251 13 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7252 13 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 14: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.35 8.5

c

7261 14 cz 0.0250  
7262 14 cz 0.0251  
7263 14 cz 0.0355  
7264 14 cz 0.0405  
7265 14 pz 0.15  
7266 14 pz -0.15  
7267 14 pz 0.1501  
7268 14 pz -0.1501  
7269 14 pz 0.2047  
7270 14 pz -0.2047  
7271 14 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7272 14 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 15: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.25 8.5

c

7281 15 cz 0.0250  
7282 15 cz 0.0251  
7283 15 cz 0.0355  
7284 15 cz 0.0405  
7285 15 pz 0.15  
7286 15 pz -0.15  
7287 15 pz 0.1501  
7288 15 pz -0.1501  
7289 15 pz 0.2047  
7290 15 pz -0.2047  
7291 15 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7292 15 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 16: 125I localizada na próstata posicao 9.5 5.9 9

c

7301 16 cz 0.0250  
7302 16 cz 0.0251  
7303 16 cz 0.0355  
7304 16 cz 0.0405  
7305 16 pz 0.15  
7306 16 pz -0.15  
7307 16 pz 0.1501  
7308 16 pz -0.1501  
7309 16 pz 0.2047  
7310 16 pz -0.2047  
7311 16 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7312 16 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 17: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.8 9

c

7321 17 cz 0.0250  
7322 17 cz 0.0251  
7323 17 cz 0.0355  
7324 17 cz 0.0405  
7325 17 pz 0.15

7326 17 pz -0.15  
7327 17 pz 0.1501  
7328 17 pz -0.1501  
7329 17 pz 0.2047  
7330 17 pz -0.2047  
7331 17 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7332 17 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 18: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.7 9

c

7341 18 cz 0.0250  
7342 18 cz 0.0251  
7343 18 cz 0.0355  
7344 18 cz 0.0405  
7345 18 pz 0.15  
7346 18 pz -0.15  
7347 18 pz 0.1501  
7348 18 pz -0.1501  
7349 18 pz 0.2047  
7350 18 pz -0.2047  
7351 18 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7352 18 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 19: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.8 8.5

c

7361 19 cz 0.0250  
7362 19 cz 0.0251  
7363 19 cz 0.0355  
7364 19 cz 0.0405  
7365 19 pz 0.15  
7366 19 pz -0.15  
7367 19 pz 0.1501  
7368 19 pz -0.1501  
7369 19 pz 0.2047  
7370 19 pz -0.2047  
7371 19 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7372 19 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 20: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.25 8

c

7381 20 cz 0.0250  
7382 20 cz 0.0251  
7383 20 cz 0.0355  
7384 20 cz 0.0405  
7385 20 pz 0.15  
7386 20 pz -0.15  
7387 20 pz 0.1501  
7388 20 pz -0.1501  
7389 20 pz 0.2047  
7390 20 pz -0.2047  
7391 20 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7392 20 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 21: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.35 8

c

7401 21 cz 0.0250  
7402 21 cz 0.0251  
7403 21 cz 0.0355  
7404 21 cz 0.0405  
7405 21 pz 0.15  
7406 21 pz -0.15  
7407 21 pz 0.1501  
7408 21 pz -0.1501  
7409 21 pz 0.2047  
7410 21 pz -0.2047  
7393 21 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7394 21 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 22: 125I localizada na próstata posicao 9.5 6.35 9

c

7411 22 cz 0.0250  
7412 22 cz 0.0251  
7413 22 cz 0.0355  
7414 22 cz 0.0405  
7415 22 pz 0.15  
7416 22 pz -0.15  
7417 22 pz 0.1501  
7418 22 pz -0.1501  
7419 22 pz 0.2047  
7420 22 pz -0.2047  
7421 22 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7422 22 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 23: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.25 9

c

7431 23 cz 0.0250  
7432 23 cz 0.0251  
7433 23 cz 0.0355  
7434 23 cz 0.0405  
7435 23 pz 0.15  
7436 23 pz -0.15  
7437 23 pz 0.1501  
7438 23 pz -0.1501  
7439 23 pz 0.2047  
7440 23 pz -0.2047  
7441 23 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7442 23 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 24: 125I localizada na próstata posicao 9.5 5.9 8.5

c

7451 24 cz 0.0250  
7452 24 cz 0.0251  
7453 24 cz 0.0355  
7454 24 cz 0.0405  
7455 24 pz 0.15  
7456 24 pz -0.15  
7457 24 pz 0.1501  
7458 24 pz -0.1501  
7459 24 pz 0.2047  
7460 24 pz -0.2047



7461 24 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047  
7462 24 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c Fonte 25: 125I localizada na próstata posicao 9.5 7.7 8.5

c

7471 25 cz 0.0250

7472 25 cz 0.0251

7473 25 cz 0.0355

7474 25 cz 0.0405

7475 25 pz 0.15

7476 25 pz -0.15

7477 25 pz 0.1501

7478 25 pz -0.1501

7479 25 pz 0.2047

7480 25 pz -0.2047

7481 25 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 0.2047

7482 25 sq 609.6631 609.6631 2426.6543 0 0 0 -1 0 0 -0.2047

c

c

4 so 1.724

c

mode p e

c Air [Metzger et al., 1993] - rho= 0.001205

m1 7014. -.752 7015. -.003 8000. -.232  
18000. -.013

m4 1000. 2 \$MAT

8000. 1

m30 47000. 1 \$ Ag

m31 22000. 1 \$ Ti

m32 47000. 2.5 \$ AgI

53000. 1

c

c

\*tr1 0 0 0

\*tr2 0 0.5 0

\*tr3 0 1.0 0

\*tr4 0 -0.5 0

\*tr5 0 -1.0 0

\*tr6 0 0 0.5

\*tr7 0 0.5 0.5

\*tr8 0 1.0 0.5

\*tr9 0 -0.5 0.5

\*tr10 0 -1.0 0.5

\*tr11 0 0 1.0

\*tr12 0 0.5 1.0

\*tr13 0 1.0 1.0

\*tr14 0 -0.5 1.0

\*tr15 0 -1.0 1.0

\*tr16 0 0 -0.5

\*tr17 0 0.5 -0.5

\*tr18 0 1.0 -0.5

\*tr19 0 -0.5 -0.5

\*tr20 0 -1.0 -0.5

\*tr21 0 0 -1.0

```

*tr22 0 0.5 -1.0
*tr23 0 1.0 -1.0
*tr24 0 -0.5 -1.0
*tr25 0 -1.0 -1.0
c
SDEF ERG=d1 PAR=2 rad=d2 ext=d3 AXS=0 0 1 TR=D4
c
c *** Espectro do 125-I TG-43U1****
c
si1 L 0 0.0274 0.0314 0.0355
sp1 0 1.15 0.25 0.067
c
SI2 0.0251 0.0252
SP2 -21 1
c
SI3 -0.1501 0.1501
SP3 0 1
c
SI4 L 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 $ aqui você adiciona as TR para as fontes
    19 20 21 22 23 24 25
SP4 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
    1 1 1 1 1 1 1
c
*f8:p,e 4
c
c ptrack event=src file=asc max=10000
nps 1500000000 $ RODA 1 500 000 000 HISTORIAS.
print

```

## APÊNDICE 2

Nas figuras presentes neste Apêndice tem-se a representação das curvas de isodose e a representação através de números de todos os órgãos presentes na matriz selecionada, estas representações têm o seguinte padrão:

**35 - Próstata**

**22 - Gordura**

**9 - Músculo**

**118 - Linfonodos**

**56 - Tecido Mole**

**Azul Escuro – 72 Gy**

**Azul Claro – 144 Gy**

**Amarelo – 216 Gy**

**Vermelho – 288 Gy**

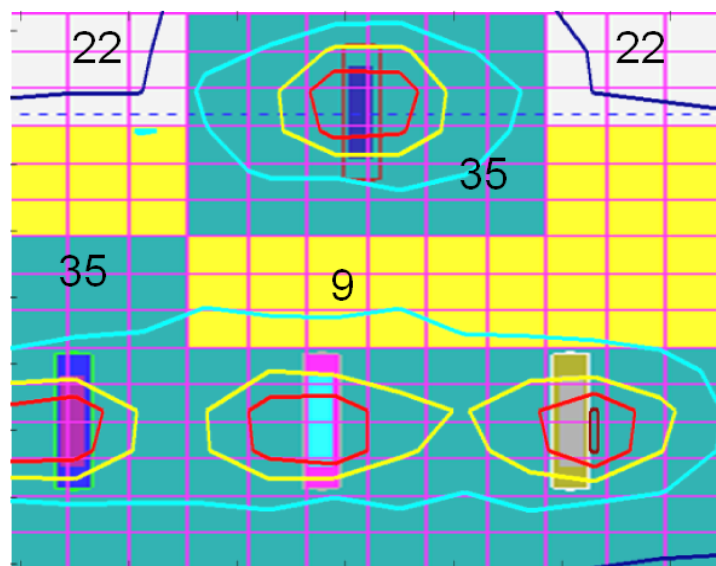


Figura A1 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 6,8$  cm.

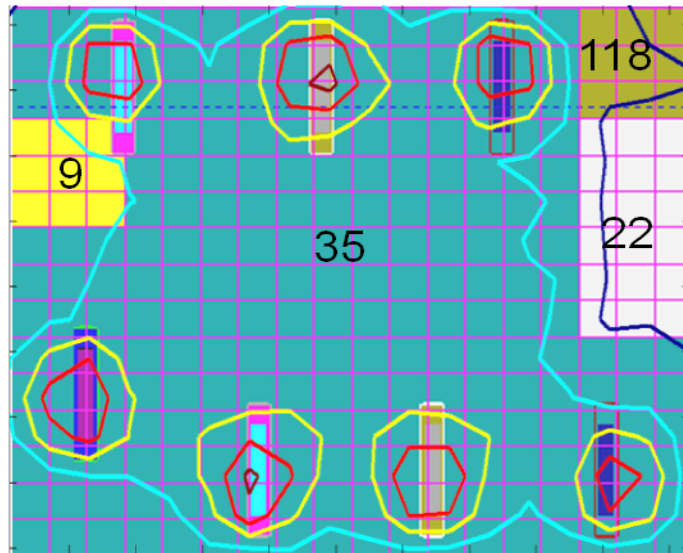


Figura A2 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 7,0$  cm.

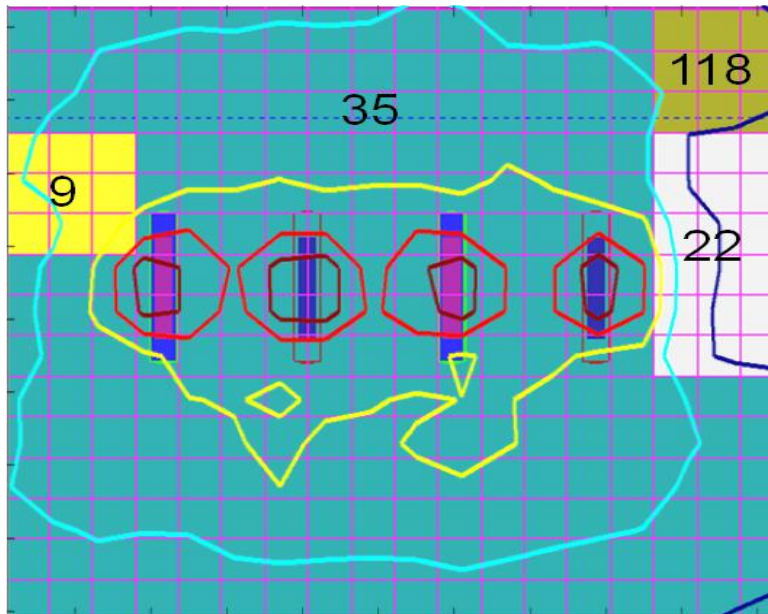


Figura A3 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 7,25$  cm.

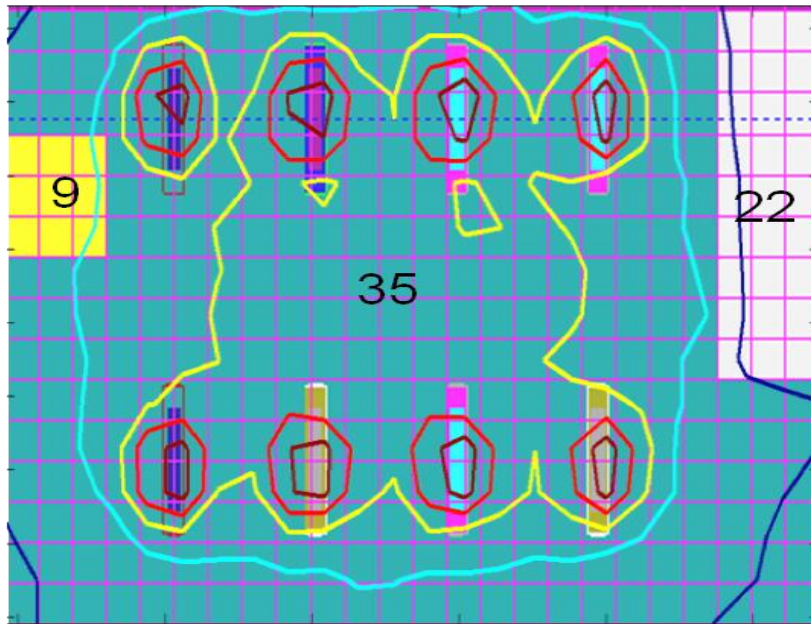


Figura A4 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 7,5$  cm.

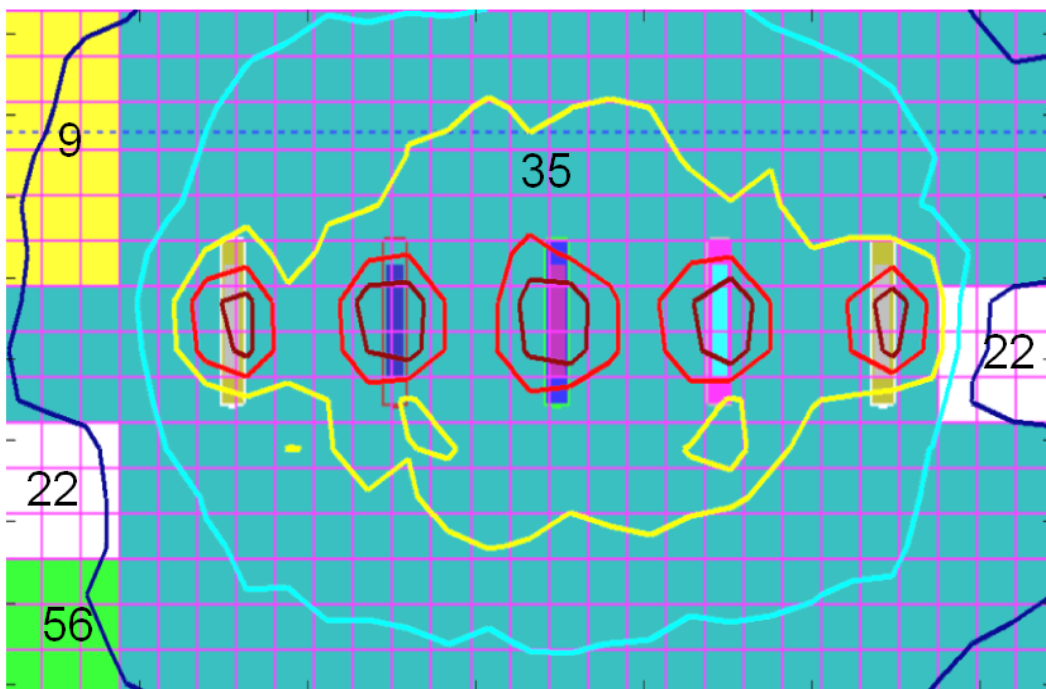


Figura A5 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 7,75$  cm.

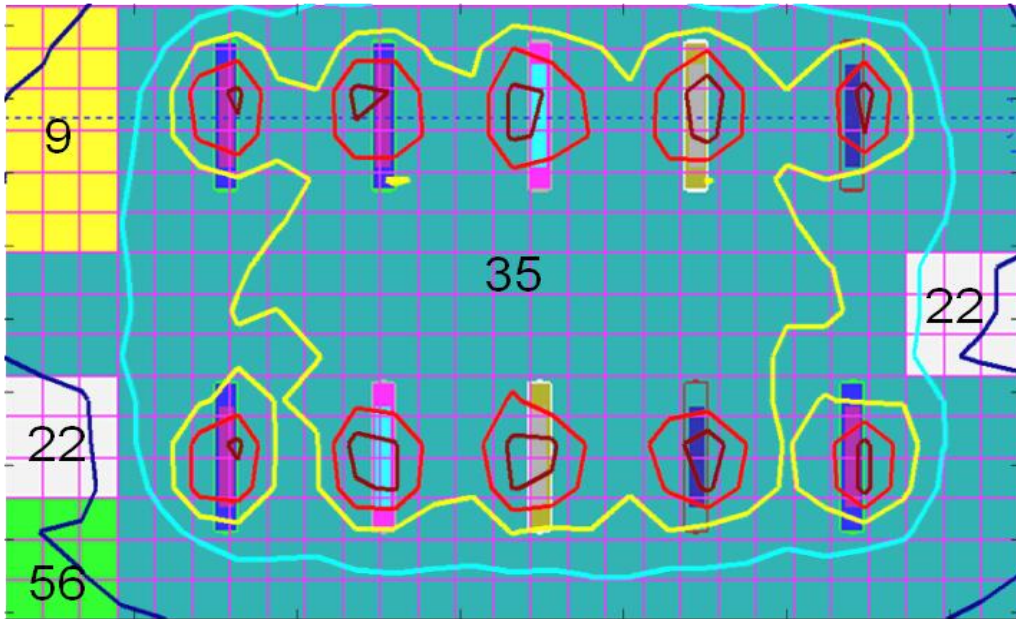


Figura A6 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 8,00$  cm.

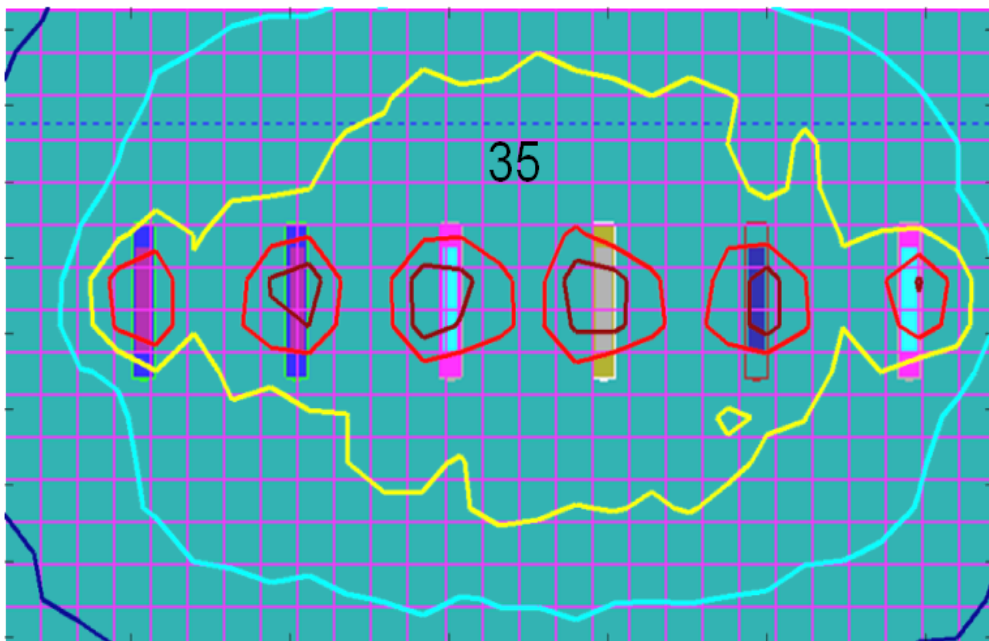


Figura A7 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 8,25$  cm.



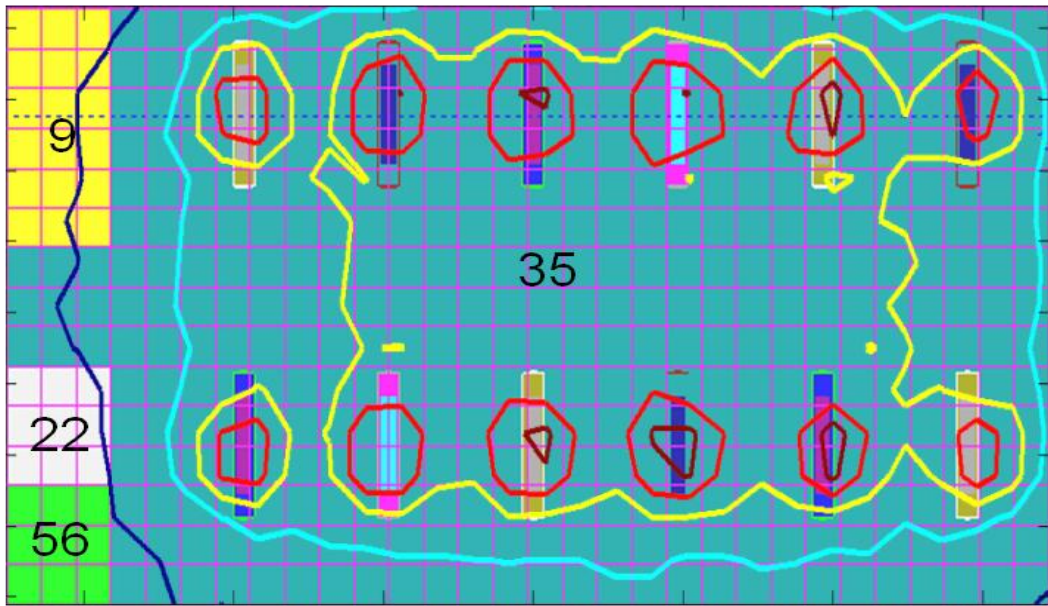


Figura A8 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 8,50$  cm.

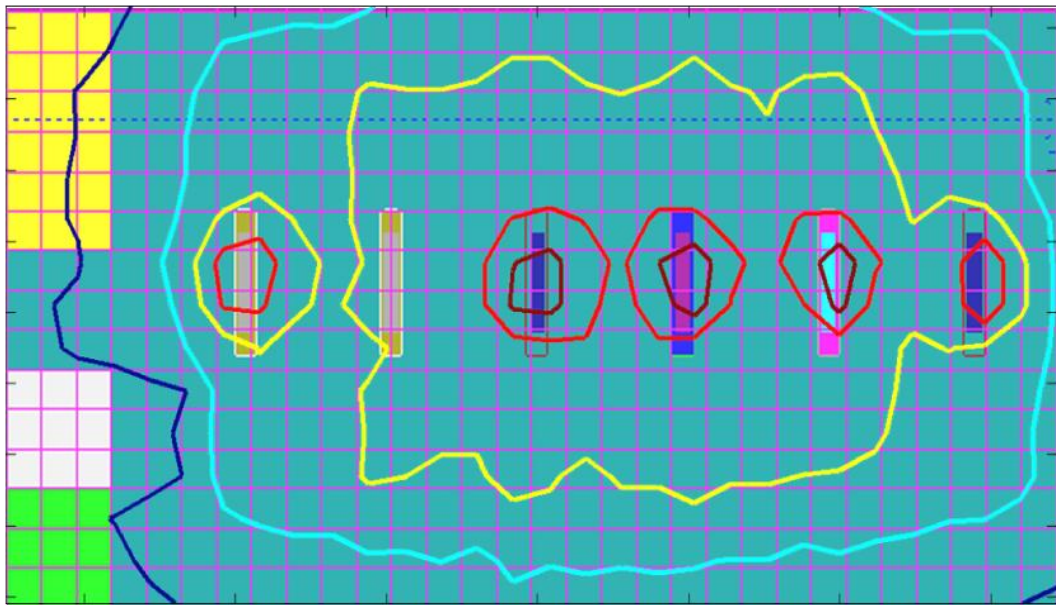


Figura A9 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 8,75$  cm.

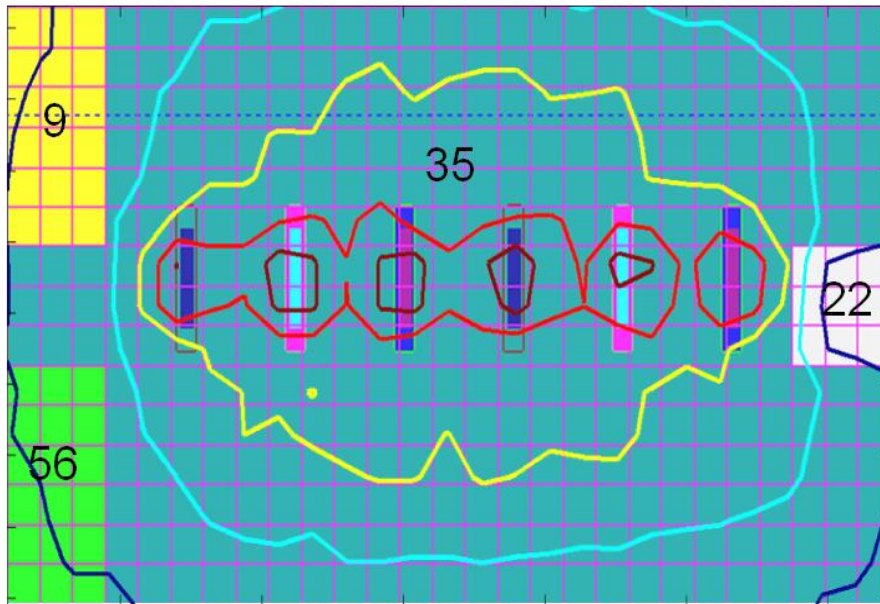


Figura A10 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 9,25$  cm.

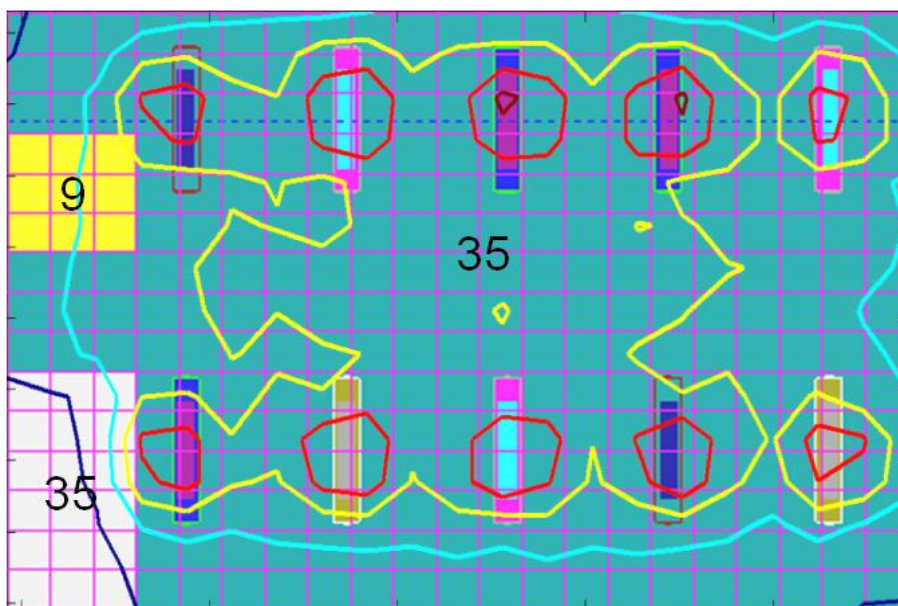


Figura A11 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 9,50$  cm.



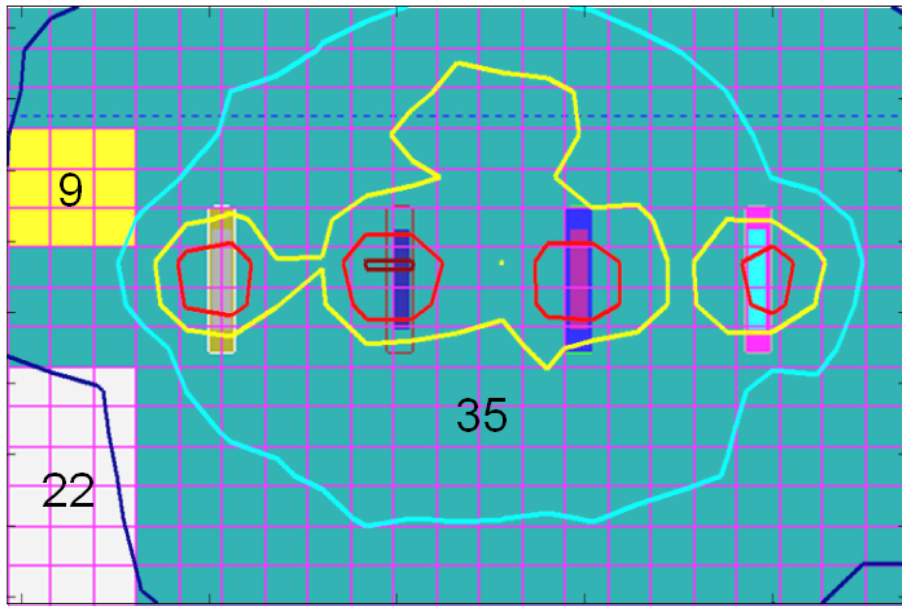


Figura A12 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 9,75$  cm.

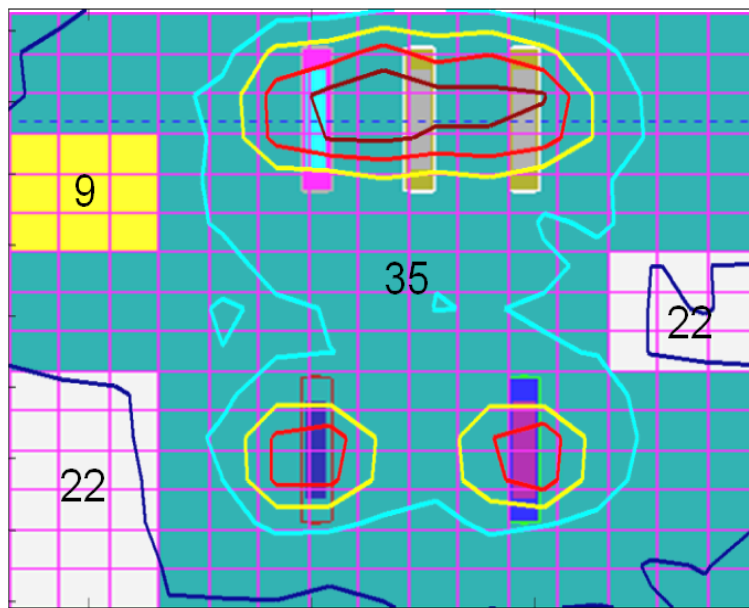


Figura A13 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 10,0$  cm.

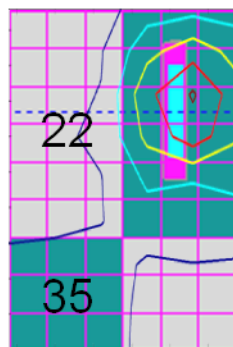


Figura A14 – Curvas de Isodose para a fatia em  $x = 10,3$  cm.

# APÊNDICE 3

Sintaxes do MATLAB desenvolvidas no LMP/COPPE, que apresentam diversas visualizações de curvas de nível, usando o comando *contour*.

```
%*****
% Method - CON763_JURACI/Dr. Canedo
%*****
function [] = sete ()

    clc, clear all, close all
    [x, y, dose] = CON763_GET_VOXELS;

%*****
%
%*****

    figure, surfc (x,y,dose)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando SURF')

%*****
%
%*****

    figure, meshc (x,y,dose)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando MESH')

%*****
%
%*****

    V = 0:72:360;
    figure, contour (x,y,dose,V)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'contour')

%*****
%
%*****

    figure, contour3 (x,y,dose)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando CONTOUR3')

%*****
%
```

```

%*****
    figure, pcolor (x,y,dose)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando PCOLOR')

%*****
    %

%*****

    figure, contourf (x,y,dose)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando CONTOURF')

%*****
    %

%*****

    figure, C = contour (x,y,dose); clabel(C)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'Comando CONTOUR COM LABEL')

%*****
    %

%*****

    figure, [C, h] = contourf (x,y,dose); clabel(C,h)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'CONTOURF COM LABEL')

%*****
    % CONTOUR(X, Y, Z, V)

%*****

    V = 40:14.4:400;
    figure, [C, h] = contourf (x,y,dose, V); clabel(C,h)
    CON763_Format_Voxel (gcf, 'Plano de Voxel', 'x', 'y', 'z',
'CONTOURF COM LABEL em Vs')
    colorbar
return
%*****
% METHOD - CON763_GET_VOXELS
%*****
function [x, y, dose] = CON763_GET_VOXELS ()

x = [5.82 5.94 6.06 6.18 6.30 6.42 6.54 6.66 6.78 6.90 7.02 7.14 7.26
7.38 7.50 7.62 7.74 7.86;
    5.82 5.94 6.06 6.18 6.30 6.42 6.54 6.66 6.78 6.90 7.02 7.14 7.26
7.38 7.50 7.62 7.74 7.86;

```



1.10968E-07 1.24894E-07 1.42633E-07 1.70499E-07 1.71664E-07  
2.18062E-07 2.19872E-07 2.10562E-07 2.09311E-07 ...  
2.46535E-07 2.12711E-07 2.25247E-07 1.54269E-07 1.90429E-07  
1.40326E-07 1.36420E-07 1.01606E-07 1.07692E-07;  
1.21981E-07 1.32843E-07 2.10327E-07 3.84291E-07 4.13230E-07  
2.63293E-07 2.83526E-07 4.16352E-07 4.27009E-07 ...  
3.31295E-07 2.80613E-07 3.45489E-07 4.44079E-07 2.73636E-07  
1.75524E-07 1.36976E-07 1.21718E-07 1.18543E-07;  
1.51145E-07 1.79040E-07 2.41268E-07 5.56657E-07 6.04079E-07  
3.56354E-07 3.24226E-07 5.77708E-07 6.89811E-07 ...  
4.56936E-07 3.48843E-07 4.92179E-07 6.55222E-07 3.53992E-07  
2.02191E-07 1.63161E-07 1.46803E-07 1.28312E-07;  
1.61900E-07 1.93671E-07 2.49607E-07 5.18297E-07 5.24984E-07  
3.46414E-07 3.53430E-07 5.71034E-07 5.98298E-07 ...  
3.97020E-07 3.45926E-07 4.86219E-07 5.62341E-07 3.48462E-07  
2.18061E-07 9.24881E-08 7.85741E-08 8.46700E-08;  
1.84352E-07 2.01216E-07 2.17846E-07 2.88303E-07 2.75143E-07  
3.40072E-07 3.12729E-07 3.48267E-07 3.26948E-07 ...  
3.66463E-07 3.19789E-07 3.17832E-07 2.72128E-07 2.57745E-07  
2.20036E-07 1.14867E-07 7.65412E-08 7.85108E-08;  
1.76451E-07 1.92156E-07 2.32292E-07 2.56169E-07 2.66116E-07  
3.07855E-07 3.10108E-07 3.19384E-07 3.09449E-07 ...  
3.17450E-07 3.33570E-07 2.91430E-07 2.68667E-07 2.83224E-07  
2.26632E-07 9.60989E-08 7.74157E-08 8.49441E-08;  
1.90095E-07 2.01765E-07 2.42752E-07 2.81455E-07 2.98277E-07  
2.76773E-07 3.29723E-07 3.29853E-07 3.25250E-07 ...  
3.41833E-07 3.33756E-07 3.26780E-07 2.97548E-07 2.57061E-07  
2.34078E-07 1.06954E-07 9.51475E-08 8.09594E-08;  
1.90139E-07 1.95047E-07 2.51381E-07 2.76606E-07 3.05093E-07  
2.90263E-07 3.04506E-07 3.13543E-07 2.98086E-07 ...  
3.42237E-07 3.63535E-07 3.08955E-07 2.99835E-07 2.69409E-07  
2.52127E-07 1.15484E-07 9.67865E-08 7.30933E-08;  
1.83857E-07 2.28377E-07 2.50530E-07 2.92047E-07 3.16687E-07  
2.97072E-07 3.25916E-07 3.47662E-07 3.34229E-07 ...  
3.35879E-07 3.16131E-07 3.15601E-07 3.17364E-07 2.79415E-07  
2.57813E-07 1.12064E-07 1.10121E-07 9.21174E-08;  
2.44959E-07 2.90758E-07 3.79266E-07 3.08369E-07 3.33010E-07  
4.37062E-07 3.70465E-07 3.75425E-07 3.86548E-07 ...  
4.25059E-07 3.65758E-07 4.05738E-07 3.88270E-07 3.59359E-07  
3.29277E-07 2.51633E-07 1.96439E-07 1.31567E-07;  
2.54954E-07 5.60431E-07 6.04284E-07 4.10869E-07 3.60303E-07  
6.52895E-07 6.15179E-07 4.58381E-07 4.32327E-07 ...  
6.04612E-07 6.88704E-07 4.74306E-07 4.81032E-07 6.70478E-07  
4.94277E-07 2.36655E-07 1.89156E-07 1.38992E-07;  
2.53800E-07 5.41833E-07 6.03704E-07 3.75869E-07 3.71757E-07  
6.08357E-07 6.45160E-07 4.33099E-07 3.93393E-07 ...  
5.71058E-07 6.49016E-07 4.73743E-07 4.82964E-07 6.59743E-07  
4.79947E-07 2.25476E-07 1.67410E-07 1.24315E-07;  
1.93296E-07 2.80926E-07 3.29705E-07 2.73281E-07 3.01333E-07  
3.52822E-07 3.37279E-07 3.32441E-07 3.04262E-07 ...  
3.53644E-07 3.44820E-07 3.32879E-07 3.31238E-07 3.36372E-07  
2.89036E-07 1.87052E-07 1.53882E-07 1.08879E-07;  
1.63036E-07 1.49914E-07 1.99678E-07 1.91126E-07 1.89131E-07  
2.06637E-07 2.23995E-07 2.29820E-07 2.22140E-07 ...  
2.26594E-07 2.24628E-07 2.23794E-07 2.09149E-07 1.88863E-07  
1.75996E-07 1.41551E-07 1.26856E-07 1.08026E-07;  
1.20739E-07 1.38580E-07 1.32744E-07 1.65778E-07 1.67939E-07  
1.67954E-07 1.63828E-07 1.64318E-07 1.89544E-07 ...  
1.75424E-07 1.40830E-07 1.66076E-07 1.49004E-07 1.28674E-07  
1.35976E-07 1.21740E-07 1.08586E-07 8.59072E-08];

```
return
%*****
% Mehtod -
%*****
function CON763_Format_Voxel (hcf, fstr, xstr, ystr, zstr, tstr)

    set(hcf, 'Name', fstr, 'Color', 'White');
    xlabel (xstr);
    ylabel (ystr);
    zlabel (zstr);
    title (tstr);
    pause(0.1)

return
%*****
```