



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR  
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E  
NUCLEARES

IVAN EUFRÁZIO DE SANTANA

**FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS PARA CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA E  
OTIMIZAÇÃO DE MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO EM  
BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**

Recife

2019

IVAN EUFRÁZIO DE SANTANA

**FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS PARA CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA E  
OTIMIZAÇÃO DE MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO EM  
BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

**Área de concentração:** Dosimetria Computacional

**Orientador:** Prof<sup>o</sup>. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.

**Coorientador:** Prof<sup>o</sup>. Dr. José Wilson Vieira

Recife

2019

Catálogo na fonte  
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

S232f

Santana, Ivan Eufrázio de.

Ferramentas computacionais para construção de um fantoma e otimização de modelos computacionais de exposição em braquiterapia de próstata. / Ivan Eufrázio de Santana. - Recife, 2019. 88 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2019.

Inclui referências.

1. Engenharia nuclear. 2. Ferramentas computacionais.  
3. Fantomas computacionais. 4. Braquiterapia de próstata.  
5. Modelos computacionais de exposição. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade, orientador. II. Vieira, José Wilson, coorientador. III. Título.

621.48 CDD (22. ed.)

UFPE/BDEN-2019/23

IVAN EUFRÁZIO DE SANTANA

**FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS PARA CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA E  
OTIMIZAÇÃO DE MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO EM  
BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovada em: 03/07/2019.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Profº. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima. (Orientador)  
Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste

---

Profº. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Profº. Dr. Alex Cristovão Holanda de Oliveira (Examinador Externo)  
Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco

---

Profº. Dr. Sílvio de Barros Melo (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por me dar vida e saúde e a todos os amigos e familiares que direta ou indiretamente contribuíram com a realização desse trabalho. Em especial ao Instituto Diagnóstico José Rocha de Sá e as técnicas em radiologia Nely e Mônica. Vocês foram essenciais na aquisição das imagens de tomografia computadorizada do Alderson Rando.

Um agradecimento especial também ao professor Dr. Fernando de Andrade Lima por ter me dado a oportunidade de realizar esse trabalho e ao professor Dr. José Wilson Vieira pela paciência e dedicação. Especialmente nos finais de semana e feriados. Espero podermos continuar nessa luta por muitos anos.

Por fim, agradeço a minha irmã Mariana pelas discussões e opiniões. Espero logo estarmos juntos novamente. E a paciência de Bruna e Neto de Paula, a quem amo e quero muito bem.

## RESUMO

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia que utiliza radiações ionizantes provenientes de radionuclídeos posicionados próximo, ou em contato, com determinado órgão ou tecido humano patológico a ser tratado. Contudo, esse procedimento pode causar danos em tecidos e órgãos sadios circundantes e, para minimizar esses danos, deve-se realizar um planejamento prévio e eficaz através de avaliações dosimétricas. Uma das formas de realizar avaliações dosimétricas consiste em utilizar Modelos Computacionais de Exposição (MCEs). Estes são compostos, fundamentalmente, por um algoritmo simulador de determinada fonte radioativa, um fantoma computacional e um código Monte Carlo (MC) para realizar o transporte, a interação da radiação com a matéria, bem como avaliar a energia depositada e grandezas de normalização em regiões de interesse. Esse trabalho desenvolveu Ferramentas Computacionais (FCs), tanto para construção de fantasmas personalizados a partir de imagens tomográficas de corpos reais, quanto para otimizar MCEs, organizar suas saídas e realizar análise gráfica e numérica dos resultados. Algumas dessas FCs foram utilizadas para desenvolver um fantoma computacional, denominado Alderson Rando Computacional Versão 0 (ARC0), a partir de imagens tomográficas do fantoma físico Alderson Rando (AR), e adicionar, ao ARC0, órgãos inexistentes na versão física (próstata, bexiga e reto) e considerados de interesse para braquiterapia de próstata. A versão do ARC0 que recebeu os órgãos foi nomeada Alderson Rando Computacional Versão 1 (ARC1). Por fim, foram implementadas FCs para desenvolver três MCEs (*MSUP\_Prostata*; *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*) a fim de avaliar e otimizar a distribuição dosimétrica em órgãos e tecidos vizinhos na braquiterapia de próstata. Utilizando esses MCEs, avaliou-se a influência da distribuição espacial das fontes radioativas na próstata, a localização do volume que contém essas fontes e a quantidade utilizada. Os resultados mostraram que as FCs desenvolvidas podem ser utilizadas com eficácia tanto para construção de fantasmas personalizados, quanto para auxiliar na otimização de procedimentos de braquiterapia de próstata.

Palavras-chave: Ferramentas computacionais. Fantasmas computacionais. Braquiterapia de próstata. Modelos computacionais de exposição.

## ABSTRACT

Brachytherapy is a radiotherapy modality that uses ionizing radiations emitted from radionuclides located close or in contact to pathological human organs or tissues that must be treated. However, this procedure can cause damages in health organs and tissues around and, to minimize these damages, a previous and good planning must be done through dosimetric evaluations. One of the ways to realize dosimetric evaluation is using Exposure Computational Models (MCEs). These are composed for a radioactive source algorithm simulator, a computational phantom and a Monte Carlo (MC) code to realize the transport, interaction with the matter and evaluate the energy delivered and normalization quantity in interest regions. This work developed Computational Tools (FCs) both for building personalized phantoms from tomographic images, and optimize MCEs, organize their outputs and make graphic and numerical analysis of the results. Some of these FCs were used to develop a computational phantom (Computational Alderson Rando Version 0 - ARC0) from tomographic images of the physical phantom Alderson Rando (AR), and include, to ARC0, nonexistent organs in the physical version (prostate, bladder and rectum) and considered of interest in prostate brachytherapy. The ARC0 version that received the organs was nominated Computational Alderson Rando Version 1 (ARC1). Lastly, FCs were implemented to develop three MCEs (*MSUP\_Prostata*; *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*) in order to evaluate and optimize the dosimetric distribution in peripheric organs and tissues in prostate brachytherapy. Through these MCEs, the spatial distribution of the radioactive sources, the volume location in which they are contained and the amount utilized were evaluated. The results showed that the developed FCs can be effectively used both for custom phantom construction and for help in optimization of prostate brachytherapy procedures.

Keywords: Computational tools. Computational phantoms. Prostate brachytherapy. Computational exposure models.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Anatomia básica da próstata.....	15
Figura 2- Fonte de I-125 modelo Amersham 6711 .....	17
Figura 3- Procedimento para inserção de sementes radioativas na próstata .....	18
Figura 4- MASH2 em posição ortostática (esquerda) e supina (direita).....	22
Figura 5- MAX no sistema de coordenadas usado no MCE MAX/EGS4. ....	24
Figura 6- Alderson Rando (versões masculina e feminina) .....	27
Figura 7- Interface gráfica de usuário do <i>software</i> MonteCarlo .....	30
Figura 8- Interface gráfica de usuário do <i>software</i> DIP.....	31
Figura 9- Parâmetros para transferir a bexiga do MASH para o ARC0 .....	37
Figura 10- Catálogo de espectros discretos de energia .....	39
Figura 11- Teste realizado para o espectro de I-125.....	39
Figura 12- Parâmetros para gerar 15 sementes dentro da próstata do MASH .....	40
Figura 13- Preenchimento determinístico de todo o VOI disponível .....	41
Figura 14- Parâmetros para gerar blocos, com 15 sementes cada, ao longo de X...	42
Figura 15- Parâmetros para gerar 40 blocos de sementes.....	43
Figura 16- Alderson Rando posicionado para aquisição das imagens CT .....	46
Figura 17- Fatia 234 do AR .....	46
Figura 18- Perfil de linha da fatia 754 do AR .....	47
Figura 19- Esquema de passos do arquivo MSUP_Prostata.mortran.....	50
Figura 20- Dados para transferir a próstata do MASH para o ARC0 .....	53
Figura 21- Pelve do ARC0 sem a próstata (esquerda) e com a próstata (direita).....	54
Figura 22- Parâmetros para gerar 20 sementes na próstata do MASH .....	54
Figura 23- Imagem 3D de vinte sementes inseridas na próstata .....	55
Figura 24- FC para análise dos resultados do MSUP_VOI_Prostata .....	56
Figura 25- FC para análise dos resultados do MSUP_ATV_Prostata.....	57
Figura 26- Vista tridimensional do fantoma ARC0.....	59
Figura 27- Vista tridimensional do esqueleto do ARC0 .....	59
Figura 28- Vista tridimensional dos pulmões e ar interno do ARC0.....	60
Figura 29- Seções axiais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direita).....	60
Figura 30- Seções sagitais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direita) ....	61
Figura 31- Seções coronais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direita)...	61
Figura 32- Ossos do ARC1 e bexiga (esquerda), próstata (meio) e reto (direita) .....	62

Figura 33- Contagens esperadas <i>versus</i> contagens obtidas para o I-125 .....	65
Figura 34- Imagem SGI do arquivo <i>MSUP_ProstataAmostrasPontosI125.txt</i> .....	66
Figura 35- Vistas anterior e lateral da distribuição de dose absorvida (D) .....	67
Figura 36- Vista anterior (esquerda) e lateral (direita) $D \times W_T$ .....	68
Figura 37- $D/\tilde{A}$ na próstata, bexiga, cólon e testículos ao longo de $Z+$ .....	69
Figura 38- $D/\tilde{A}$ na próstata ao longo de $Z+$ .....	70
Figura 39- $D/\tilde{A}$ na parede da bexiga ao longo de $Z+$ .....	70
Figura 40- $D/\tilde{A}$ na parede do cólon ao longo de $Z+$ .....	71
Figura 41- $D/\tilde{A}$ nos testículos ao longo de $Z+$ .....	71
Figura 42- $D/\tilde{A}$ na próstata, bexiga, cólon e testículos ao longo de $Y+$ .....	72
Figura 43- $D/\tilde{A}$ na próstata ao longo de $Y+$ .....	72
Figura 44- Gráfico da $D/\tilde{A}$ na parede da bexiga ao longo de $Y+$ .....	73
Figura 45- Gráfico da $D/\tilde{A}$ nos testículos ao longo de $Y+$ .....	73
Figura 46- $D/\tilde{A}$ na parede do cólon ao longo de $Y+$ .....	73
Figura 47- $D/\tilde{A}$ na coluna lombossacra e pelve ao longo de $Y+$ .....	74
Figura 48- $D/\tilde{A}$ na próstata, parede da bexiga, cólon e testículos ao longo de $Y-$ ....	75
Figura 49- $D/\tilde{A}$ na próstata ao longo de $Y-$ .....	75
Figura 50- $D/\tilde{A}$ na coluna lombar e pelve ao longo de $Y-$ .....	75
Figura 51- $D/\tilde{A}$ nos testículos e parede do cólon ao longo de $Y-$ .....	76
Figura 52- Variação da $D/\tilde{A}$ na próstata e órgãos vizinhos ao longo de $X-$ .....	77
Figura 53- Gráfico do modelo linear da dose pelo número de fótons na próstata .....	78

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Mortalidade conforme a localização primária do tumor em homens .....	15
Tabela 2- Fatores de peso ( $W_R$ ) das radiações recomendados pela ICRP 103.....	34
Tabela 3- Fatores de peso ( $WT$ ) dos tecidos humanos .....	35
Tabela 4- Arquivos de entrada dos MCEs desenvolvidos .....	49
Tabela 5- IDs dos órgãos segmentados no ARC0 .....	58
Tabela 6- Dados dos órgãos segmentados no ARC1.....	62
Tabela 7- Arquivos de saída dos MCEs desenvolvidos .....	63
Tabela 8- Contagens esperadas e obtidas para o espectro do I-125 .....	65
Tabela 9- Órgãos que apresentaram os dez maiores valores de $D/\tilde{A}$ .....	66
Tabela 10- Modelos matemáticos com suas respectivas equações .....	78

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>14</b>
<b>2.1</b>	<b>Radioterapia na próstata</b> .....	<b>14</b>
<b>2.2</b>	<b>Fantomas e modelos computacionais de exposição</b> .....	<b>19</b>
<b>2.2.1</b>	<b>Fantomas computacionais</b> .....	<b>19</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Modelos computacionais de exposição</b> .....	<b>23</b>
<b>2.3</b>	<b>O fantoma físico Alderson Rando</b> .....	<b>26</b>
<b>2.4</b>	<b>Ferramentas computacionais para avaliações dosimétricas</b> .....	<b>27</b>
<b>2.5</b>	<b>Grandezas utilizadas em dosimetria</b> .....	<b>32</b>
<b>2.5.1</b>	<b>Atividade radioativa e tempo de meia-vida</b> .....	<b>32</b>
<b>2.5.2</b>	<b>Dose absorvida</b> .....	<b>33</b>
<b>2.5.3</b>	<b>Dose equivalente</b> .....	<b>34</b>
<b>2.5.4</b>	<b>Dose Efetiva</b> .....	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>36</b>
<b>3.1</b>	<b>Material</b> .....	<b>36</b>
<b>3.2</b>	<b>Métodos</b> .....	<b>36</b>
<b>3.2.1</b>	<b>Novas ferramentas computacionais</b> .....	<b>37</b>
<b>3.2.1.1</b>	<i>Ferramentas computacionais para construção dos fantomas</i> .....	<b>37</b>
<b>3.2.1.2</b>	<i>Ferramentas para construção dos modelos computacionais</i> .....	<b>38</b>
<b>3.2.1.3</b>	<i>Ferramentas computacionais para análise gráfica e numérica</i> .....	<b>43</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Construção dos fantomas ARC0 e ARC1</b> .....	<b>45</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Construção dos modelos computacionais de exposição</b> .....	<b>48</b>
<b>3.2.3.1</b>	<i>Construção do MSUP_Prostata</i> .....	<b>48</b>
<b>3.2.3.2</b>	<i>Construção do MCE MSUP_VOI_Prostata</i> .....	<b>51</b>
<b>3.2.3.3</b>	<i>Construção do MCE MSUP_ATV_Prostata</i> .....	<b>52</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>53</b>
<b>4.1</b>	<b>Ferramentas computacionais</b> .....	<b>53</b>
<b>4.2</b>	<b>Fantomas ARC0 e ARC1</b> .....	<b>55</b>
<b>4.2.1</b>	<b>Alderson Rando Computacional (Versão 0)</b> .....	<b>58</b>
<b>4.2.2</b>	<b>Alderson Rando Computacional (Versão 1)</b> .....	<b>60</b>
<b>4.3</b>	<b>Modelos computacionais de exposição</b> .....	<b>63</b>
<b>4.3.1</b>	<b>MSUP_Prostata</b> .....	<b>63</b>

<b>4.3.2</b>	<b>MSUP_VOI_Prostata</b> .....	<b>68</b>
4.3.2.1	<i>Eixo anatômico Z</i> .....	69
4.3.2.2	<i>Eixo anatômico Y</i> .....	71
4.3.2.3	<i>Eixo anatômico X</i> .....	76
<b>4.3.3</b>	<b>MSUP_ATV_Prostata</b> .....	<b>77</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>79</b>
<b>6</b>	<b>PERSPECTIVAS</b> .....	<b>80</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>81</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Desde sua descoberta, as radiações ionizantes vêm sendo constantemente utilizadas em medicina, quer seja no diagnóstico ou no tratamento de diversas patologias. A braquiterapia, por exemplo, é uma modalidade da radioterapia que utiliza radiações ionizantes provenientes de radionuclídeos posicionados próximo, ou em contato, com determinado órgão ou tecido humano a ser tratado. Contudo, esse procedimento pode causar danos em tecidos e órgãos sadios circundantes e, para minimizar esses danos, deve-se realizar um planejamento prévio e eficaz. O principal objetivo do planejamento consiste em otimizar a distribuição dosimétrica e assim minimizar os danos nas estruturas saudáveis e maximizá-los na região a ser tratada.

Uma avaliação dosimétrica realista deveria ser feita posicionando detectores nos órgãos e tecidos de interesse. Contudo, sabe-se que na prática esse procedimento é inviável. Além disso, grande parte dos modelos antropomórficos físicos que poderiam substituir o corpo humano nessas avaliações, não possui todos os órgãos e tecidos existentes no corpo humano real. Uma das alternativas para contornar esses problemas consiste em utilizar Modelos Computacionais de Exposição (MCEs).

MCEs são compostos, fundamentalmente, por um algoritmo simulador de determinada fonte radioativa, um fantoma computacional e um código Monte Carlo (MC) para realizar o transporte, a interação da radiação com a matéria, bem como avaliar a energia depositada e grandezas de normalização em regiões de interesse.

Um fantoma (neologismo da palavra inglesa *phantom*) é uma representação da geometria irradiada. Quando essa geometria é similar ao corpo humano, ele é considerado antropomórfico. É importante que as características anatômicas do fantoma utilizado em um MCE seja a mais próxima possível do indivíduo que se quer representar para que os resultados dosimétricos obtidos, após as simulações, sejam mais fidedignos.

A construção de fantasmas antropomórficos computacionais, para realização de avaliações dosimétricas através de MCEs, é uma das principais tarefas realizadas pelo Grupo de Dosimetria Numérica (GDN). As técnicas de construção mais utilizadas atualmente são as que utilizam imagens tomográficas ou

representação 3D de fronteiras. Para isso, diversas ferramentas computacionais (FCs) foram e continuam sendo implementadas.

Esse trabalho desenvolveu FCs, tanto para construção de fantasmas específicos a partir de imagens tomográficas de corpos reais, quanto para otimizar MCEs, organizar suas saídas e realizar análise gráfica e numérica dos resultados.

Algumas FCs implementadas nesse trabalho foram utilizadas para desenvolver um fantoma computacional, denominado Alderson Rando Computacional Versão 0 (ARC0), a partir de imagens tomográficas do fantoma físico Alderson Rando (AR). Um fantoma dessa natureza é importante por ser uma representação computacional do físico, podendo ser melhorada por adição de estruturas de interesse (órgãos inexistentes na versão física ou alterações patológicas) para estudos específicos e, se necessário, para produzir uma nova versão física. Assim, implementou-se uma nova FC para adicionar, ao ARC0, órgãos da região pélvica do fantoma MASH\_SUP<sup>1</sup> do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE). A versão do ARC0 que recebeu órgãos da região pélvica do MASH\_SUP foi nomeada Alderson Rando Computacional Versão 1 (ARC1).

Por fim, foram desenvolvidos três MCEs (*MSUP\_Prostata*; *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*) para avaliar e otimizar a distribuição dosimétrica em órgãos e tecidos vizinhos na braquiterapia de próstata. Foram avaliadas: a influência da distribuição espacial das fontes radioativas na próstata, a localização do volume que as contém (VOI) e a quantidade utilizada. Essas são algumas variáveis que permitem otimizar, computacionalmente, a dose tanto na próstata quanto nos órgãos da periferia.

Assim, o objetivo dessa dissertação foi implementar FCs para construção de fantasmas tomográficos específicos e de MCEs para avaliar e otimizar a distribuição de dose e grandezas de normalização em um volume de interesse na braquiterapia de próstata com baixa taxa de dose.

---

<sup>1</sup> Na sigla, MASH\_SUP, MASH = Male Aadult MeSH; SUP = SUPine.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo versa sobre os diversos trabalhos que embasaram a realização dessa dissertação e se encontra dividido em cinco tópicos. O primeiro aborda temas relacionados à anatomia da próstata, a dados estatísticos sobre o câncer nesse órgão e a tratamentos baseados na radioterapia. O segundo tem como tema fantasmas e MCEs com dados da geometria antropométrica obtidos de pessoas reais ou de informações tabuladas de médias populacionais (ICRP 89, 2002), ou mesmo valores obtidos de geometrias sintéticas<sup>2</sup>. O terceiro descreve as principais características do fantoma AR. O quarto tópico trata de FCs utilizadas tanto para construir fantasmas tomográficos quanto para otimizar a distribuição dosimétrica em braquiterapia. Por fim, o quinto tópico aborda algumas grandezas físicas e dosimétricas utilizadas nesse trabalho.

### 2.1 Radioterapia na próstata

A próstata consiste em um órgão pélvico presente apenas nos homens, situada inferiormente à bexiga e anteriormente ao reto, atravessada em toda sua extensão pela uretra (DÂNGELO e FATTINI, 2002). É composta de tecido glandular e muscular e possui uma massa aproximada de 17 g em adultos (sendo 83% água, 1,2% lipídeos, 0,7% a 1,5% de minerais e 15% de proteínas) (ICRP 89, 2002). Seu fator de peso para cálculo de dose efetiva é de aproximadamente 0,0092 (ICRP 103, 2007). A Figura 1 mostra a anatomia básica da próstata com as principais estruturas adjacentes a ela.

Dentre os diversos tipos de patologias que podem acometer esse órgão, encontra-se o câncer. Este é o nome geral dado a um conjunto de mais de 100 doenças, que têm em comum o crescimento desordenado de células, que tendem a invadir tecidos e órgãos vizinhos (INCA, 2015).

---

<sup>2</sup> Imagens sintéticas, utilizadas para modelagem e visualização, consistem em imagens que não são obtidas de objetos físicos. Elas são geradas por computador (GONZALEZ e WOODS, 2010).

**Figura 1- Anatomia básica da próstata**

Fonte: <http://www.inca.gov.br>

O câncer de próstata atualmente é tido como um problema de saúde pública. Em homens, ele é o segundo mais frequente no mundo e o primeiro na América Latina e Caribe. (INCA, 2015). De acordo com dados do INCA, disponíveis em <https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>, o Brasil apresentou 300.140 novos casos de câncer em homens no ano de 2018. Desses, 68.220 (31,7%) foram de próstata.

O câncer de próstata representa cerca de 6% do total de mortes por câncer no mundo. De acordo com a base de dados do INCA, disponível em <https://mortalidade.inca.gov.br>, em 2015, dos 107.470 casos de óbitos por câncer em homens, o câncer de próstata esteve em segundo lugar com 14.484 óbitos (13,5%). A Tabela 1 mostra o número de óbitos causados por câncer em homens no Brasil durante o ano de 2015.

Diante do exposto, observa-se a necessidade de se estudar e desenvolver técnicas de prevenção e tratamento cada vez mais eficientes para combater essa patologia. Dentre as modalidades de tratamento estão a prostatectomia, terapia hormonal e radioterapia.

**Tabela 1- Mortalidade conforme a localização primária do tumor em homens**

Localização Primária	Número de Óbitos	%
Traqueia, brônquios e pulmões	15.514	14,4 %
Próstata	14.484	13,5 %
Estômago	9.132	8,5 %
Cólon e reto	8.163	7,6 %
Esôfago	6.525	6,1 %

Fonte: <https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>

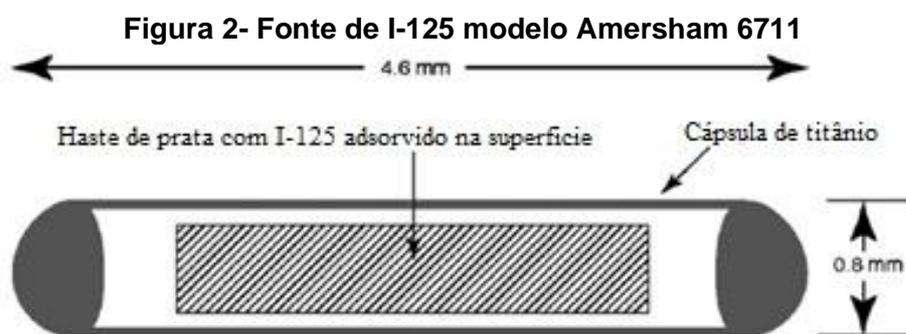
A radioterapia consiste na utilização de radiação ionizante para destruir células tumorais. Ela é empregada em aproximadamente 60% de todos os casos de tumores malignos diagnosticados, inclusive naqueles mais prevalentes no país, como os de próstata, pulmão, mama e colo uterino (SALVAJOLI, 2012). Costuma-se classificar a radioterapia em duas modalidades: a teleterapia (do grego, terapia a distância) e a braquiterapia (do grego, terapia próxima). Na teleterapia são utilizados feixes de raios X,  $\gamma$ , elétrons de alta energia, prótons, íons pesados e nêutrons, onde a fonte é posicionada distante da região a ser tratada. Na braquiterapia, por sua vez, o tratamento é feito através de feixes de fótons e/ou partículas emitidas por radionuclídeos posicionados a uma curta distância, em contato ou até mesmo implantados na região a ser tratada (SCAFF, 1997). Em 1904, seis anos após a descoberta do rádio pelo casal Curie, o médico Danlos realizou a primeira aplicação de braquiterapia ao utilizar uma pequena quantidade de rádio para tratar lesões de pele. Hoje, a braquiterapia tem sido amplamente utilizada no tratamento de tumores malignos, devido a características de liberar alta dose de radiação no volume-alvo com rápida queda de dose preservando os tecidos normais adjacentes (SALVAJOLI et al., 2013).

Existem três tipos de classificação utilizada para braquiterapia. A primeira leva em consideração o local do corpo onde as fontes radioativas são inseridas. Nesse caso, a braquiterapia pode ser classificada em: superficial, intracavitária, intraluminal e intersticial. A segunda diz respeito ao tempo em que as fontes permanecem no local de inserção. Nesse sentido, a braquiterapia pode ser temporária ou permanente. Por fim, a depender da taxa de dose das fontes utilizadas, a braquiterapia pode ser de alta, média ou baixa taxa de dose.

A braquiterapia intersticial permanente de próstata com baixa taxa de dose consiste na aplicação de determinado número de fontes radioativas no interior deste

órgão através de agulhas inseridas na região perineal. Em 1917, agulhas de rádio já eram utilizadas em implantes em Nova York (SALVAJOLI et al., 2013). Atualmente, o radionuclídeo mais utilizado é o I-125. Contudo, o Pa-103 também pode ser empregado.

O I-125 decai com meia-vida física de 59,6 dias, emitindo fótons com energia média de 28 keV, sendo 96% de raios-X característico e 7% de raios  $\gamma$ . Possuem o formato de sementes cilíndricas e se encontram disponíveis em diferentes modelos, fabricados por diferentes companhias. A grande maioria dos modelos apresenta dimensões aproximadas de 4,5 mm de comprimento por 0,8 mm de diâmetro e valores de atividade radioativa entre 0,3 mCi e 0,8 mCi. A Figura 2 consiste em um modelo 6711 Amersham de uma fonte de I-125 (SALVAJOLI et al., 2013).



O número de sementes a serem adicionadas na próstata bem como a distribuição delas deve ser determinado através de um planejamento otimizado por computador. A melhor distribuição é aquela em que a dose de radiação seja máxima na próstata e mínima nos órgãos e tecidos saudáveis adjacentes a ela. Quando o I-125 é utilizado, as doses prescritas variam em torno de 144 Gy a 160 Gy. Cerca de 80% dessa dose é liberada em aproximadamente 135 dias, o que leva o tratamento durar de 120 a 275 dias.

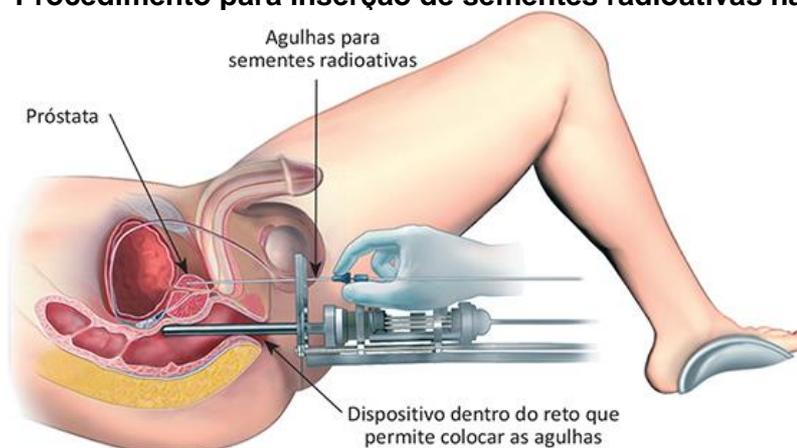
O relatório 58 da ICRU (ICRU, 1997) define quatro tipos de volumes utilizados no planejamento de braquiterapia de próstata: volume de tumor visível (GTV – *Gross Tumor Volume*), volume clínico do alvo (CTV – *Clinical Target Volume*), volume de planejamento do alvo (PTV – *Planning Target Volume*) e volume tratado (TV – *Treated Volume*). O GTV corresponde à massa palpável ou extensão visível do crescimento tumoral. O CTV consiste no volume que contém o GTV e a doença microscópica maligna. O PTV leva em conta todas as variações geométricas como:

movimento de órgãos ou incerteza da sua posição. O TV consiste no volume de tecido que é englobado por uma superfície de isodose selecionada ou especificada pelo radio-oncologista como sendo apropriada para atingir o propósito do tratamento (erradicação do tumor).

O desenvolvimento das técnicas de imagens 3D como tomografia computadorizada (CT), ressonância magnética (RM) e ultrassom (US), possibilitou uma melhor delimitação do volume a ser irradiado e das estruturas normais adjacentes a ele, com a distribuição de dose 3D relacionada com a anatomia individual do paciente.

A utilização da braquiterapia para o câncer de próstata depende de fatores relacionados ao paciente e estágio da doença. O procedimento é feito com o paciente em posição de litotomia e as sementes são inseridas via região perineal com o auxílio de um template, agulhas e imagens axiais de USG transretal (Figura 3).

**Figura 3- Procedimento para inserção de sementes radioativas na próstata**



Fonte: <https://www.vencerocancer.org.br/cancer/tratamento/radioterapia/?catesel=tipos-de-cancer>

A distribuição geométrica das sementes dentro da próstata pode ser uniforme, periférica ou uniforme modificada. Na distribuição uniforme, as sementes são colocadas em toda a próstata com distâncias fixas de 1 cm umas das outras em profundidade craniocaudal, alternando em planos pares e ímpares a cada 0,5 cm a colocação ântero-posterior e látero-lateral em 0,5 cm umas das outras. Na periférica, as sementes são colocadas somente na periferia da próstata com atividades mais altas. A uniforme modificada intercala planos com distribuições uniformes e periféricas. Cada uma das distribuições apresenta vantagens e desvantagens, e a

uniforme modificada na maioria das situações clínicas satisfaz os requerimentos do radio-oncologista, do urologista e do físico (SALVAJOLI et al., 2013).

A correlação entre o pré-planejamento e o pós-implante fornece o maior número de informações sobre a qualidade do tratamento. Para tanto, é possível utilizar programas de comparação e registro de imagens correspondentes (US e CT) ou ainda RM. É recomendado utilizar o histograma Dose-Volume para análise de parâmetros, em especial o D90, que é a dose que engloba 90% do volume-alvo, que hoje já é relacionado ao resultado do tratamento.

A técnica radioterápica vem se aprimorando com o tempo, principalmente, para otimizar a distribuição de dose na região de tratamento. O objetivo principal consiste em irradiar determinado órgão ou tecido patológico, controlando a distribuição dosimétrica nas estruturas sadias circunvizinhas. Nesse sentido, vale destacar a importância dos computadores e dos equipamentos de diagnóstico por imagem. Estes, porque fornecem imagens tridimensionais da anatomia do paciente, e aqueles porque permitem, através de FCs e MCEs, realizar simulações dosimétricas e otimizar planejamentos.

## **2.2 Fantomas e modelos computacionais de exposição**

O objetivo principal da dosimetria em proteção radiológica é avaliar a dose absorvida nos órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano, por fontes internas ou externas de radiação (ICRP 103, 2007). Qualquer que seja o objetivo da dosimetria, a tarefa a ser realizada é bastante desafiadora, pois, primordialmente, é preciso definir geometria e fonte. A existência de diversos cenários resultantes de exposições e de vários tipos de radiação com princípios físicos diferentes resulta em uma infinidade de maneiras para modelar uma fonte radioativa. Aliado a isso, o corpo humano é uma geometria complexa por natureza, pois é constituído por órgãos e tecidos não homogêneos, de várias densidades e formas geométricas e com radiosensibilidades diferentes (XU e ECKERMAN, 2009).

### **2.2.1 Fantomas computacionais**

Os fantomas computacionais existentes até o momento podem ser classificados em três categorias de acordo com a técnica utilizada na sua

construção: fantasmas matemáticos (ou estilizados), fantasmas de voxel (ou tomográficos), fantasmas BREP (*Boundary REPresentation*).

Os fantasmas matemáticos foram os primeiros fantasmas computacionais desenvolvidos. Eles são estruturas simples onde o tamanho e a forma do corpo, bem como dos órgãos e tecidos, são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e toros (XU e ECKERMAN, 2009). Por não representar de maneira satisfatória a anatomia humana, e conseqüentemente gerar resultados dosimétricos aproximados, esses fantasmas são mais utilizados em dosimetria interna onde muitas variáveis são simplificadas.

Os fantasmas de voxels também são conhecidos como fantasmas tomográficos, pois sua construção está associada a imagens de TC ou RM do corpo humano. São fantasmas mais realistas, visto que consistem em uma “cópia” do corpo humano ou parte dele. As imagens utilizadas na construção desses fantasmas são previamente processadas para redução de ruídos, ajustes de contraste, brilho, etc. Posteriormente, são segmentadas e a cada órgão é atribuído um valor numérico (ID).

Em 2003 e 2004, Kramer e colaboradores desenvolveram dois fantasmas computacionais de voxels chamados MAX (*Male Adult voXel*) e FAX (*Female Adult voXel*) cujas massas individuais dos órgãos foram ajustadas de acordo com a Publicação 89 da ICRP (2003). Posteriormente (KRAMER et al., 2006), os esqueletos foram segmentados em osso compacto, osso esponjoso, cavidade medular e cartilagem para melhorar a compatibilidade com as recomendações da Publicação 103 da ICRP (ICRP, 2007). Esses fantasmas revistos passaram a ser denominados MAX06 e FAX06.

Qualquer que seja a técnica de construção utilizada, o acoplamento de um fantasma a um código MC, para compor MCEs e realizar medidas dosimétricas, requer sua voxelização. Em 2007, a ICRP publicou o relatório 103 e determinou que os fantasmas utilizados em dosimetria computacional devem ser de voxels e em 2010, foram introduzidos dois modelos oficiais representando o homem e a mulher adulta de referência (ICRP-AM e ICRP-AF).

Em 2009 Xu e Eckerman publicaram um livro denominado “*Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*”. O livro é um estado da arte na construção de fantasmas antropomórficos de voxels e apresenta os mais de 90

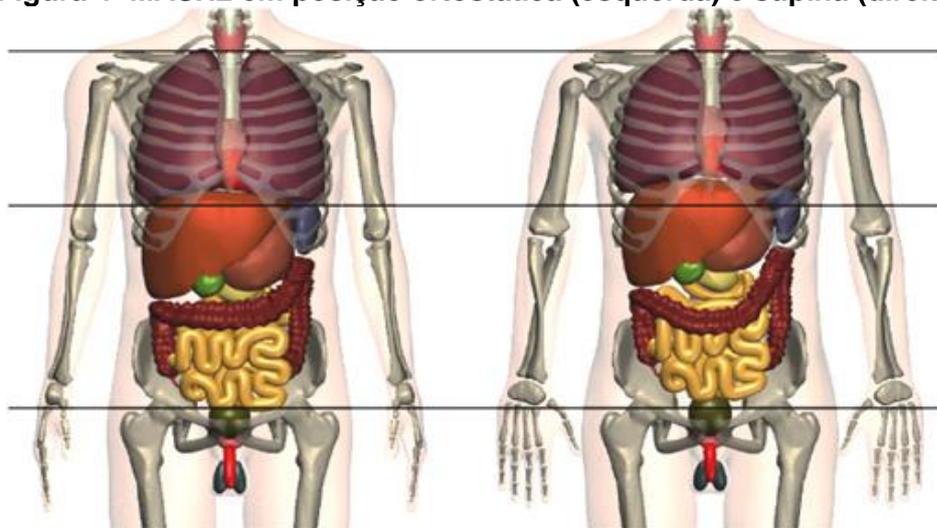
fantomas computacionais antropomórficos desenvolvidos desde 1960. Kramer e colaboradores participaram do desenvolvimento do capítulo sete, onde foram apresentados os fantomas computacionais MAX06 e FAX06 desenvolvidos em 2006.

Atualmente, os pesquisadores vêm construindo fantomas sem o auxílio de formas geométricas e/ou imagens tomográficas. A partir de um polígono qualquer e referências anatômicas detalhadas é possível criar qualquer estrutura. Esse método de construção utiliza *softwares* de modelagem 3D e é baseado na representação 3D de fronteiras. Os fantomas desenvolvidos são conhecidos como BREP. Eles têm sido muito utilizados devido à liberdade de criação de dados primários para a construção de modelos antropomórficos.

Em 2009, Zhang e colaboradores desenvolveram os fantomas BREP RPI-AM (masculino) e RPI-AF (feminino) para realizar estudos dosimétricos envolvendo variações de altura, formato e postura do corpo. O casal de fantomas teve como dados primários objetos 3D adquiridos na internet, que foram ajustados de acordo com os dados fornecidos com a publicação 89 da ICRP (ICRP 89, 2002) para indivíduos de referência.

Em 2010a, Cassola e colaboradores desenvolveram os fantomas BREP adultos MASH (masculino) e FASH (feminino). Esses fantomas foram modelados na posição ortostática e apresentam massas ajustadas de acordo com o relatório 89 da ICRP (ICRP 89, 2002) para indivíduos de referência. Posteriormente (CASSOLA et al., 2010b), ambos os fantomas foram atualizados com relação a sua anatomia e suas versões atualizadas passaram a ser conhecidas como MASH2\_sta e FASH2\_sta (sta de *standing*). Esses dois últimos fantomas foram alterados para representar o indivíduo em posição supina e avaliar as diferenças dosimétricas envolvendo radiografias na posição ortostática e supina gerando os fantomas MASH2\_sup e FASH2\_sup (sup de *supine*). A Figura 4 mostra as diferenças nas posições dos órgãos para o fantomas MASH2 em pé e deitado.

**Figura 4- MASH2 em posição ortostática (esquerda) e supina (direita)**



Fonte: CASSOLA et al., 2010b

Para reduzir a incerteza nos cálculos de dose causada por variações anatômicas, a comunidade científica tem desenvolvido diversos fantasmas computacionais com valores de referência padrões da ICRP modificados em relação à massa corporal, estatura, posicionamento, tamanho e posição dos órgãos e estruturas, etc.

Em 2011, Cassola desenvolveu quarenta fantasmas humanos de indivíduos adultos, feminino e masculino, nas posições em pé e supina, com diferentes alturas e massas corporais.

Atualmente o GDN vem se consolidando com a produção de diversos fantasmas BREP utilizando *softwares* de modelagem 3D para realizar avaliações dosimétricas em situações específicas.

Em 2015, Cabral desenvolveu um fantoma computacional BREP denominado MARIA (Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas), para representação de uma mulher em estágio gestacional.

Em 2016, Santos desenvolveu um fantoma BREP feminino com 15 anos de idade denominado SARA (Simulador Antropomórfico para Dosimetria das Radiações Ionizantes em Adolescentes) para avaliar a distribuição de dose em órgãos e tecidos radiosensíveis, segundo a publicação da ICRP 103 (2007), no tratamento radioterápico crânio-espinhal.

Em 2017, Andrade apresentou uma metodologia para o desenvolvimento de um fantoma BREP masculino denominado MARTIN. Esse fantoma contém macrocirculação e vasos linfáticos para avaliações dosimétricas em exames de

medicina nuclear. Além disso, está preparado para aplicações que envolvam seu movimento, tais como: movimento do tórax devido à respiração, acidentes, caminhada em solo contaminado etc.

Diante do exposto, percebe-se que a construção de fantasmas computacionais com características específicas é de fundamental importância para dosimetria. Em proteção radiológica, eles são utilizados através de MCEs para estimar a dose absorvida nos diferentes órgãos e tecidos em diferentes cenários de irradiação como: medicina nuclear, diagnóstico por imagem e radioterapia (XU e ECKERMAN, 2009).

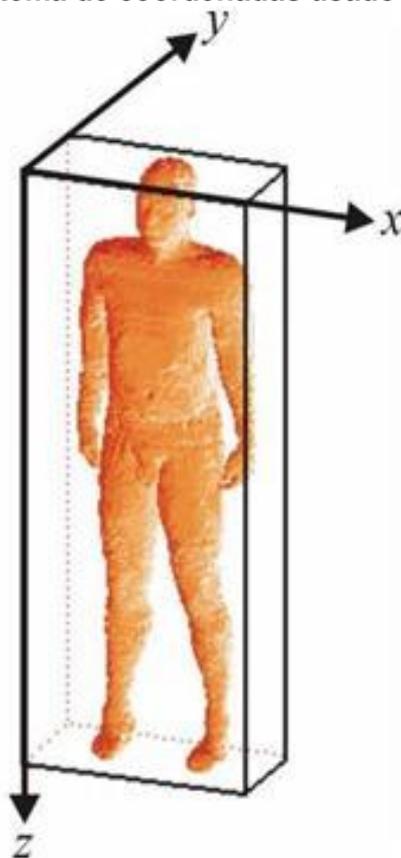
### 2.2.2 Modelos computacionais de exposição

A maioria dos MCEs produzidos e/ou utilizados pelo GDN utilizam o código MC do sistema EGS (*Electron Gamma Shower*) (KAWRAKOW et al., 2017). Contudo, outros códigos, como o GEANT4 (CERN, 2003) e o MCNPX (*Monte Carlo for N-Particle Transport*) (PELOWITZ, 2011), também podem ser utilizados.

O EGSnrc é utilizado para fótons e elétrons na faixa de energia que varia de 1 keV até 10 GeV. Ele é o membro mais moderno do sistema EGS, foi originalmente desenvolvido no SLAC (*Stanford Linear Accelerator Center*) e está em constante atualização pelo NRC (*National Research Council of Canada*) (KAWRAKOW et al., 2017).

Em 2004, Vieira desenvolveu e validou o MCE composto pelo fantoma de voxels MAX e o código MC EGS4 (NELSON et al., 1985). Para tanto, construiu o MAX, implementou treze algoritmos para fontes radioativas externas unidirecionais, divergentes e isotrópicas, e um para fonte interna. A Figura 5 mostra o MAX no sistema de coordenadas usado no MCE MAX/EGS4.

Figura 5- MAX no sistema de coordenadas usado no MCE MAX/EGS4.



Fonte: VIEIRA (2004).

Em 2006, Santos realizou modificações no MCE MAX/EGS4 para avaliar a dose absorvida em humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais. Para tanto, o MCE obtido foi utilizado para simular dois acidentes radiológicos ocorridos em Yanango e Nesvizh. Os resultados mostraram que este MCE pode ser ajustado corretamente para condições de irradiações específicas, e doses absorvidas em tecidos e órgãos radiosensíveis resultantes de exposições acidentais podem ser determinadas com precisão suficiente.

Em 2007, Lopes Filho utilizou o MCE FAX/EGS4 para estimar as frações absorvidas, as frações absorvidas específicas e as razões entre dose equivalente e atividade acumulada do radionuclídeo I-131, em pacientes submetidos à radioiodoterapia. Os algoritmos para simular as fontes radioativas internas foram baseados em imagens de medicina nuclear.

Em 2009, Zhang e colaboradores utilizaram os fantomas RPI-AM e RPI-AF acoplados ao código MC MCNPX para realizar estudos dosimétricos envolvendo seis diferentes geometrias de campo de radiação.

Em 2010b, Cassola e colaboradores utilizaram os fantasmas MASH2\_sta, MASH2\_sup, FASH2\_sta, FASH2\_sup e o código MC EGSnrc para compor quatro MCEs (**MSTA/FSTA** - *Mash/Fash Standing*; **MSUP/FSUP** - *Mash/Fash Supine*) e avaliar as diferenças dosimétricas envolvendo radiografias na posição ortostática e supina.

Diversos MCEs específicos veem sendo desenvolvidos para realização de estudos envolvendo otimização de planejamentos radioterápicos. Essa otimização é importante porque reduz a dose na circunvizinhança do tumor, diminuindo a ocorrência de efeitos tardios e, conseqüentemente, melhorando a qualidade de vida do paciente.

Em 2010, Barbosa realizou modificações nos MCEs MSTa e MSUP para realizar avaliações dosimétricas, em braquiterapia de próstata, utilizando sementes de I-125. O objetivo do trabalho foi avaliar a influência de variações no posicionamento dos fantasmas (supina e ortostática) e das sementes na distribuição dosimétrica da região tratada, pois a maioria das simulações considera o indivíduo em decúbito dorsal, o que não condiz com as situações reais de exposição. Concluiu-se que diferenças, tanto no posicionamento do fantoma quanto na disposição das sementes dentro da próstata, são relevantes para uma análise adequada da dose absorvida em órgãos e tecidos próximos à região de interesse em simulações de braquiterapia. Assim, é importante considerar essas adaptações.

Em 2012, Trindade e colaboradores utilizaram um modelo de voxels da pelve masculina contendo próstata, uretra, bexiga, reto, fêmur, ossos ilíacos, vesícula seminal e cólon acoplado ao código MC MCNPX para realizar um estudo dosimétrico comparativo em braquiterapia de próstata com sementes de I-125 e Pd-103. Os resultados mostraram valores de doses absorvidas elevadas em tecidos ósseos adjacentes à próstata, principalmente com os implantes de I-125. Isto pode ser explicado pela maior energia dos fótons emitidos pelo I-125, o que faz com que alcancem os ossos da pelve com maior intensidade que os emitidos pelo Pd-103. Tal efeito não está presente quando avaliada a dosimetria por modelos analíticos, preconizados pelo relatório número 43 da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) (RIVARD et al., 2004), que considera o meio homogêneo infinito equivalente à água. O implante com sementes de Pd-103, por sua vez, depositou menor dose nos ossos da pelve e maior dose no reto e bexiga, em relação às sementes de I-125.

Em 2013, Menezes utilizou o fantoma masculino REX (ICRP 110, 2009) e o código MC MCNP para realizar um estudo dosimétrico em braquiterapia de próstata com sementes de I-125 e Pd-103. O objetivo foi investigar a influência dosimétrica da heterogeneidade do meio, o efeito de atenuação das múltiplas sementes e de possíveis rotações que podem ocorrer durante o implante delas na próstata. Os resultados mostraram que a desconsideração da atenuação da radiação entre as sementes, durante o planejamento, pode resultar em subdosagem de 6,5% e 4,5% nos planos transversais e longitudinais, respectivamente. Diferenças relativas médias das doses absorvidas devido às possíveis rotações das fontes não se mostraram significativas. Aproximações por fontes puntiformes em conjunto com a desconsideração da heterogeneidade do meio, pode resultar em diferenças dosimétricas significativas (subdosagens de aproximadamente 25%) e, como consequência, ocorrer possíveis recidivas do tumor.

Em 2018, Justino e colaboradores utilizaram um MCE composto pelo fantoma MASH3 e o código MC MCNPX (PELOWITZ, 2011) para realizar avaliações dosimétricas em braquiterapia de próstata e assim comparar as sementes radioativas de I-125 fabricadas pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) e o modelo 6711-Oncoseed da *Amersham*. Conforme esperado, a próstata recebeu a maior dose de radiação seguida da bexiga, cólon e gônadas.

Observa-se que os MCEs apresentados acima foram construídos ou adaptados para realizar avaliações dosimétricas envolvendo aplicações específicas. É importante que as simulações dosimétricas se aproximem ao máximo do real para garantir tanto um tratamento efetivo, quanto uma maior proteção dos órgãos e tecidos saudáveis.

### **2.3 O fantoma físico Alderson Rando**

O Alderson Rando (AR) é um fantoma físico bastante utilizado em dosimetria. O AR masculino padrão (RSD, 2019) é baseado em um homem de 175 cm de altura e 73 kg, isto é, possui as dimensões físicas do modelo adulto masculino recomendado pelo relatório 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*) (ICRP 89, 2002). A versão feminina é baseada em uma mulher de 155 cm de altura e 50 kg. Ambos são formados por fatias transversais de 2,5 cm de espessura e contém ossos humanos

reais e materiais tecido-equivalentes recomendados pelo relatório 44 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*) (ICRU 44, 1989) para representar pulmões e tecido mole. Em cada fatia são feitos vários furos para o posicionamento de dosímetros termoluminescentes (TLDs) ou opticamente estimulados (OSLs) a fim de avaliar a dose de radiação em pontos específicos.

A Figura 6 consiste em dois modelos (masculino e feminino) do AR.

**Figura 6- Alderson Rando (versões masculina e feminina)**



Fonte: RSD, 2019.

Apesar de não conter todos os órgãos e tecidos do corpo humano, o AR pode ser utilizado como modelo físico base para construção de fantasmas de voxels personalizados. Tarefas desse tipo requerem a utilização de diversas FCs de processamento de imagens.

## **2.4 Ferramentas computacionais para avaliações dosimétricas**

As FCs utilizadas em avaliações dosimétricas vão desde aquelas construídas para desenvolver e/ou adaptar fantasmas até as que preparam arquivos de entrada dos códigos MC e as que organizam e apresentam os resultados de forma apropriada. Diversas FCs vêm sendo desenvolvidas pelo GDN recentemente, nas mais diversas áreas de aplicação.

O *software* FANTOMAS (VIEIRA et al., 2005) foi desenvolvido para editar imagens digitais do corpo humano e transformá-las em arquivos de texto, preparados especialmente para acoplamento ao código MC EGS4 (NELSON et al., 1985). Também é útil para executar MCEs do tipo fantoma de voxels/EGS4, como os que utilizam os fantasmas MAX e FAX.

Em 2007, Leal Neto desenvolveu uma interface gráfica de usuário (VoxelDose) para mostrar resultados de avaliações dosimétricas em radiodiagnóstico previamente simuladas através de um MCE.

O *software* CALDose\_X (CALculation of Dose for X-ray diagnosis) utiliza coeficientes de conversão (CCs) para avaliar a dose absorvida nos órgãos e tecidos do corpo humano e o risco de câncer para exames de radiodiagnóstico. Em sua primeira versão (KRAMER et al., 2008) foram usados os fantasmas MAX06 e FAX06 acoplados ao código MC EGSnrc. As novas versões utilizam fantasmas BREP (KRAMER et al., 2010) e recursos de análise gráfica e numérica dos resultados dosimétricos (VIEIRA, 2015).

Em 2009, Fonseca desenvolveu um sistema computacional para simulação do protocolo de Radioterapia com Intensidade Modulada de Feixe (IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*), chamado SOFT-RT. Esse sistema permite simular a dose absorvida no tratamento radioterápico através do modelo tridimensional de voxel do paciente obtido através do *software* SISCODES (TRINDADE, 2004). O sistema utiliza o código MCNPX para o cálculo do transporte das partículas através do tumor e tecidos sadios adjacentes para cada orientação e posição do feixe planejado. Os resultados gerados pelo MCNP são carregados no módulo de saída do SOFT-RT e uma visualização 3D é fornecida em escala de cinza do modelo onde as doses são sobrepostas utilizando uma escala de cores de percentagem definida pelo usuário.

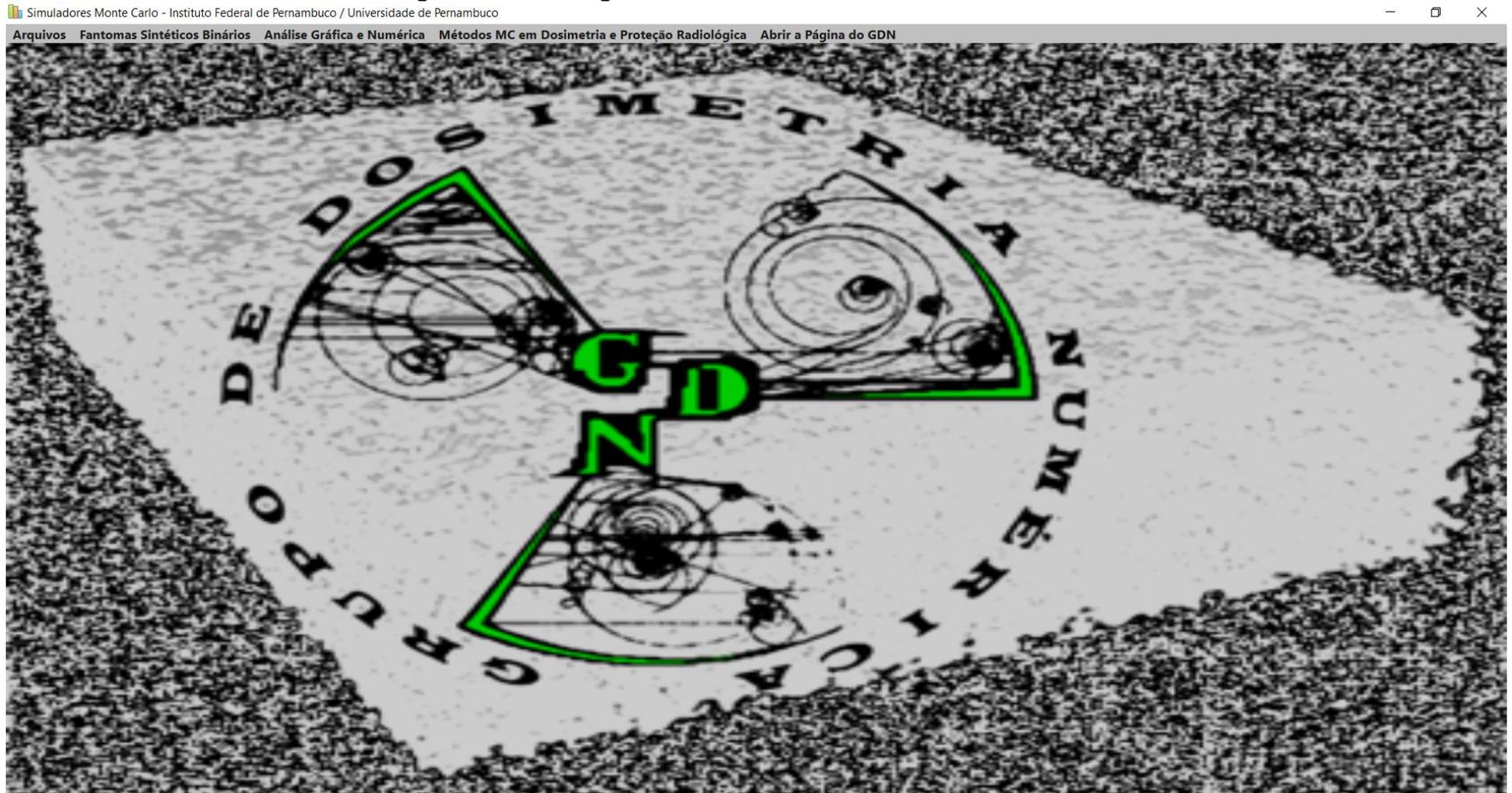
Em 2016, Oliveira desenvolveu uma plataforma de simulação baseada no código MC GEANT4, chamada Quimera, para avaliações dosimétricas em radioterapia a partir de espaços-de-fase. Através dessa plataforma, é possível realizar planejamentos radioterápicos simples e controle de qualidade de aceleradores lineares e sistemas de planejamento. O Quimera é composto de uma interface gráfica de usuário (qGUI) e dois aplicativos MC (qMATphantoms e qNCTphantoms).

Em 2017, Vieira atualizou o *software* Monte Carlo (VIEIRA et al., 2012a; 2012b; 2012c) através de novas implementações destinadas às etapas necessárias para se construir um MCE, executá-lo e analisar seus resultados, fazendo testes comparativos. Para tanto, desenvolveu e apresentou novos algoritmos simuladores de nuvens de fótons emergentes de planos ou superfícies adequados para simular, por exemplo, solos contaminados e/ou distribuições da radiação cósmica. Também foram validados métodos MC de construção de imagens sintéticas binárias de ossos para substituir similares obtidos por microtomografia (KRAMER et al., 2012) de amostras reais. Estas imagens contêm informações sobre a distribuição das trabéculas ósseas em cinco regiões do esqueleto humano, necessárias para simular o transporte de fótons e elétrons pelos tecidos ósseos e a consequente deposição de energia. A Figura 7 corresponde a interface gráfica de usuário (*GUI - Graphic User Interface*) do MonteCarlo.

A construção de fantasmas de voxels requer habilidades computacionais como transformação de formato de imagens, compactação de imagens 2D para formação de imagens 3D, quantização, reamostragem, melhoramento e segmentação de imagens, entre outras. O DIP (*Digital Image Processing*) foi desenvolvido para esse propósito (VIEIRA e LIMA, 2009). A Figura 8 mostra a *GUI* do DIP.

Além dessas, há outras FCs desenvolvidas pelo GDN, tais como o IDN (VIEIRA et al., 2006), FrameDose (RESENDE FILHO, 2011), GUIGATE (VIEIRA, 2013), SID (LEAL NETO, 2013) e WebGUIGATE (CORDEIRO, 2016).

Figura 7- Interface gráfica de usuário do software MonteCarlo

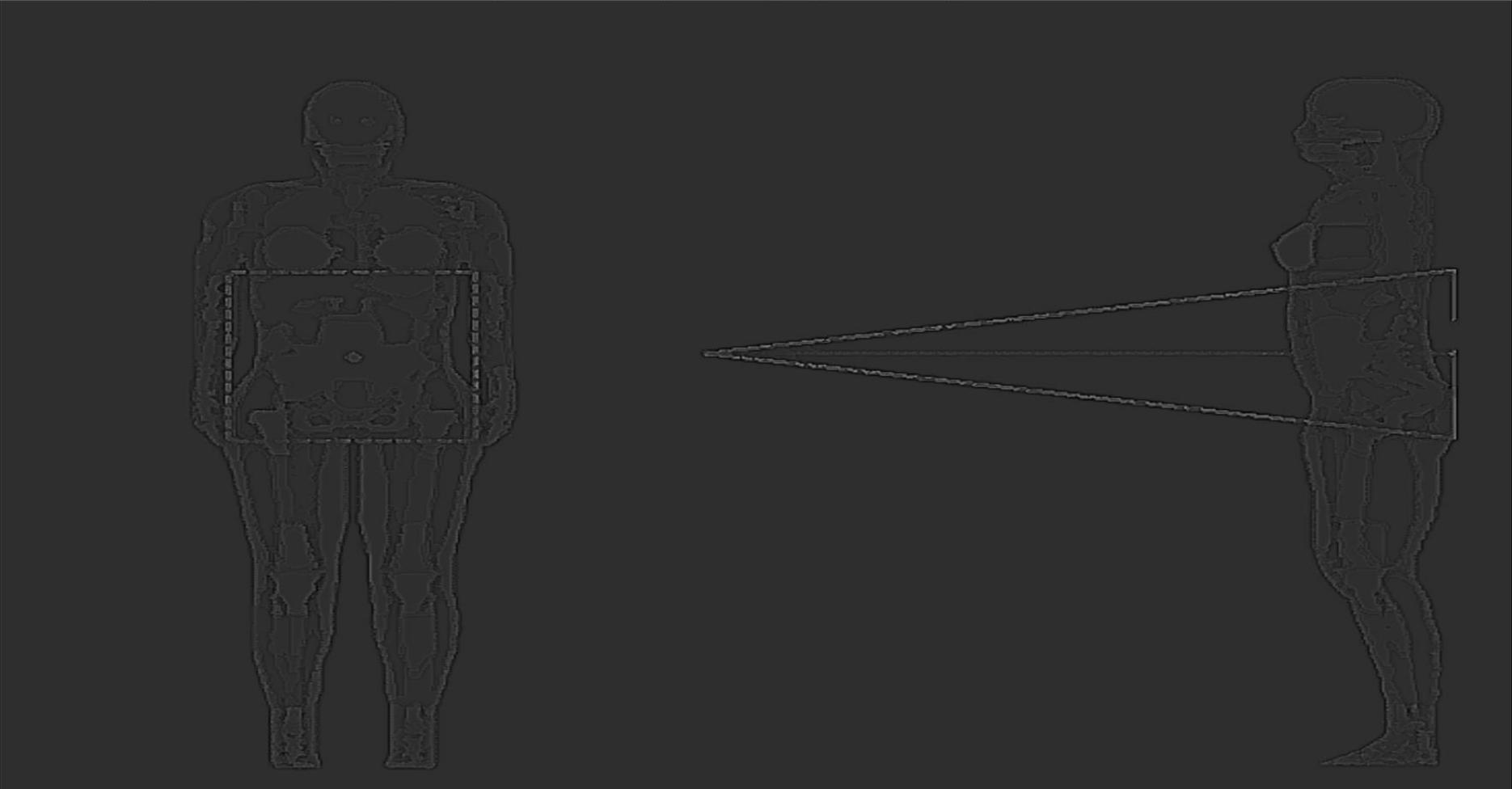


Fonte: AUTOR.

Figura 8- Interface gráfica de usuário do software DIP

DIP - Digital Image Processing

Fundamentos Visualizações Domínio Espacial Domínio de Frequências Restaurações Processamento de Imagens Coloridas Segmentações Estudos Abrir Página do GDN



Fonte: AUTOR

## 2.5 Grandezas utilizadas em dosimetria

Os estudos envolvendo dosimetria das radiações ionizantes devem ter como base documentos elaborados por órgãos nacionais e internacionais especialistas no assunto. Esses órgãos são de extrema importância, pois estabelecem, por exemplo, grandezas e unidades dosimétricas e valores limites de dose de radiação tanto para indivíduos ocupacionalmente expostos, como do público. Além disso, eles apresentam dados relevantes em relação à radiosensibilidade de órgãos e tecidos humanos, metodologias para construção de fantasmas e critérios para realização de determinadas medições. Em âmbito nacional têm-se a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e a nível internacional encontra-se a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) ligada a *Atomic Energy Agency* (AIEA) e a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU).

Os resultados das simulações com um MCE nos moldes desenvolvidos pelo GDN para dosimetria interna são salvos em arquivos de texto no formato de coeficientes de conversão (CCs) entre dose absorvida ( $D$ ) e uma grandeza de normalização, como, por exemplo,  $D/\bar{A}$  (dose por atividade acumulada). Onde a dose é dada em Gy e a atividade acumulada em MBq.s.

### 2.5.1 Atividade radioativa e tempo de meia-vida

A atividade radioativa ( $A$ ) de uma fonte corresponde ao número de transformações nucleares ocorridas em determinado intervalo de tempo ( $t$ ). Ela é medida em *becquerel* (Bq). Um Bq corresponde a uma transformação nuclear por segundo.

A atividade radioativa inicial ( $A_0$ ) de um dado radionuclídeo decai com o tempo de forma exponencial. Não é possível determinar o momento em que cada radionuclídeo vai decair visto que esse processo é randômico. Contudo, é possível estimar a fração de átomos que irá decair em determinado intervalo de tempo. Essa fração é denominada constante de decaimento ( $\lambda$ ) (CEMBER e JOHNSON, 2008). Ela pode ser calculada através da Equação 1.

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (1)$$

O tempo de meia-vida ( $t_{1/2}$ ) é uma característica particular de cada radionuclídeo. Esse tempo corresponde ao período em que a atividade radioativa de um determinado radionuclídeo decai pela metade.

Conhecendo-se a atividade inicial ( $A_0$ ) de um radionuclídeo em particular, é possível calcular sua atividade final ( $A$ ), após determinado intervalo de tempo ( $t$ ), utilizando a Equação 2.

$$A = A_0 \times e^{-\lambda t} \quad (2)$$

A atividade radioativa de uma fonte consiste em uma grandeza importante em planejamentos radioterápicos de braquiterapia. Os níveis de dose da fonte de braquiterapia estão limitados a sua atividade específica. A atividade específica é dada pela relação entre a atividade do material radioativo e a massa da fonte (CEMBER e JOHNSON, 2008).

Uma grandeza de normalização específica para dosimetria interna é a atividade acumulada. Esta consiste na integral da atividade no tempo, isto é, corresponde ao número de transformações nucleares ocorridas. Para efeito de simulações:

$$\tilde{A} = N = \int_0^t A(t') \cdot dt' \quad (3)$$

Onde,

$\tilde{A}$ : atividade acumulada ou número de histórias.

$A_{(t)}$ : atividade radioativa em becquerel (Bq).

$dt$ : tempo em segundos (s).

### 2.5.2 Dose absorvida

O dano provocado por radiações ionizantes no corpo humano está associado à energia absorvida pelos órgãos e tecidos irradiados.

A dose absorvida ( $D$ ), grandeza básica usada em proteção radiológica, refere-se à energia depositada pela radiação ( $\Delta E$ ) em determinada massa de matéria ( $\Delta m$ ). Ela é medida em Gray (Gy) ou J/kg.

Em planejamentos radioterápicos, é comum a utilização de curvas de isodoses. Essas curvas consistem em linhas que passam por pontos de mesma dose em um determinado plano (axial, coronal, sagital) e geralmente são expressas em porcentagem em relação a dose em um ponto de referência (por exemplo, o ponto de dose máxima).

### 2.5.3 Dose equivalente

Em proteção radiológica, quando se deseja limitar a dose em um tecido ou órgão, é necessário utilizar a grandeza dose equivalente. Esta é obtida a partir da dose absorvida média ( $D_{T,R}$ ) no tecido ou órgão  $T$ , exposto à radiação de tipo  $R$ , multiplicado pelo fator de peso dessa radiação ( $W_R$ ). Sua unidade é o sievert (Sv) (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

$$H_T = W_R \cdot D_{T,R} \quad (4)$$

Os valores de  $W_R$  estão relacionados com a efetividade biológica da radiação, ou seja, a capacidade de produzir dano ao tecido ou órgão em questão. A Tabela 2 mostra os valores de  $W_R$  recomendados pela ICRP 103. Nela é possível observar que, quando se trata de irradiação com fótons e/ou elétrons,  $W_R = 1$ .

Tabela 2- Fatores de peso ( $W_R$ ) das radiações	
Tipos de radiação	$W_R$
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, íons pesados	20
Nêutrons	Uma curva contínua em função da energia do nêutron

Fonte: ICRP 103 (2007).

### 2.5.4 Dose Efetiva

Da mesma forma que a dose equivalente visa limitar a dose em um tecido ou órgão, a dose efetiva serve para estabelecer limites de exposição do corpo todo à radiação. Esses limites visam evitar a ocorrência de efeitos cancerígenos e hereditários. A dose efetiva pode ser obtida através da soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos ( $H_T$ ) multiplicada pelo fator de peso do tecido ou órgão ( $W_T$ ) em questão. Sua unidade é o sievert (Sv) (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (5)$$

Os fatores  $W_T$  são relacionados com a probabilidade de um dado tecido ou órgão desenvolver câncer ou um efeito hereditário devido à radiação. A Tabela 3 mostra os valores de  $W_T$  recomendados pela ICRP 103.

**Tabela 3- Fatores de peso ( $W_T$ ) dos tecidos humanos**

<b>Tecido</b>	<b><math>W_T</math></b>	<b><math>\sum W_T</math></b>
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmões, estômago, mama, outros tecidos*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireóide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
	Total	1,00

\*Outros tecidos: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo. Fonte: ICRP 103 (2007).

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 Material

A realização deste trabalho esteve concentrada dentro de dois ambientes: o Instituto Diagnóstico José Rocha de Sá e o LDN (Laboratório de Dosimetria Numérica) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE). No Instituto, foram adquiridas imagens CT do AR enquanto que no LDN foram construídos os fantasmas ARC0 e ARC1, bem como os MCEs *MSUP\_Prostata*, *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*.

O material utilizado para aquisição das imagens no Instituto José Rocha de Sá foi:

- O fantoma físico Alderson Rando do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN/NE).
- Um tomógrafo fabricado pela Philips com 16 canais.
- Uma mídia de DVD virgem para salvar as imagens adquiridas.

No ambiente do LDN utilizou-se o seguinte material:

- Um notebook com as seguintes especificações: sistema operacional Windows 10 Pro 64 bits, 16 GB de RAM e processador Intel(R) Xeon(R) E-2176M CPU @ 2.70 GHz para desenvolver FCs e transformar as imagens CT do AR nos fantasmas de voxels ARC0 e ARC1, compor os MCEs e realizar simulações dosimétricas. Neste notebook foram instalados os seguintes *softwares* para realização desse trabalho: *RadiAnt*, *ImageJ*, *DIP*, *MonteCarlo*; as bibliotecas de classes *BibliotecaJWV.dll* e *ArquivoDeDados.dll*; *Visual Studio Community 2017*; *Geany*, *EGSnrc* e *Microsoft Office*.
- MCE *MSUP* e fantoma *MASH\_SUP* do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE).
- Espectro de energia do I-125 (CHU et al., 1999).

#### 3.2 Métodos

A metodologia do trabalho foi organizada em três etapas: o desenvolvimento de novas ferramentas computacionais (FCs), a construção dos fantasmas ARC0 e ARC1 e dos MCEs *MSUP\_Prostata*, *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*.

### 3.2.1 Novas ferramentas computacionais

#### 3.2.1.1 Ferramentas computacionais para construção dos fantasmas

A construção do ARC0 é um problema típico de transformação de imagens CT em imagens pseudocoloridas. As FCs utilizadas para realizar cortes, redução de ruído, aumento de contraste, segmentações, reamostragens e ajustes em imagens CT de 8 bits já estavam implementadas no DIP.

Para o ARC1 foi necessário implementar novas FCs, principalmente para extração e inserção de órgãos de uma região segmentada de um fantoma para outro. A próstata e a bexiga foram extraídas diretamente do *MASH\_SUP* e inseridas no ARC0. O órgão segmentado como cólon no *MASH\_SUP* engloba o reto. Neste caso foi necessário criar o reto utilizando uma simples troca de ID em determinada região.

A FC utilizada para transferir uma região 3D segmentada de um fantoma para outro foi implementada no *DIP* e encontra-se no caminho *Fundamentos* → *Adições* → *Adicionar um órgão do fantoma de voxels doador para o receptor...* Ela requer um fantoma doador, do qual será extraída a região 3D segmentada de interesse, e um receptor que a receberá. A Figura 9 mostra o conjunto de dados utilizados para transferir a parede da bexiga (ID = 97) do *MASH\_SUP* para a região que contém tecido mole no ARC0 (ID = 150), com localização (200, 85, 800) e dimensões (52, 53, 32). A partir dessas informações, o *software* extrai todos os IDs 97 do doador para o paralelepípedo informado (localização e dimensão), caso o ID neste seja 150. Ao final desta operação o fantoma receptor é salvo. De maneira similar, esta FC foi utilizada para transferir todos os órgãos contidos no ARC1 (próstata, bexiga e reto).

**Figura 9- Parâmetros para transferir a bexiga do MASH para o ARC0**

 Adicionar um Órgão do Fantoma de Voxes Doador para o Receptor...

Dados do órgão transferido	
Nome	Dados
Id do órgão transferido:	97
Ids para troca no receptor:	150
Localização do órgão no receptor (C L F):	200 85 800
Dimensões do órgão no receptor (C. L. F):	52 53 32

Fonte: AUTOR.

### 3.2.1.2 Ferramentas para construção dos modelos computacionais

Na construção dos três MCEs, foram desenvolvidas FCs para preparar os arquivos de entrada, executar os MCEs, organizar os arquivos de saída e construir GUIs para apresentar resultados gráficos e numéricos.

Os arquivos de entrada necessários para os três MCEs foram: o espectro da fonte radioativa de I-125 e a distribuição espacial das sementes dentro da próstata.

O arquivo de entrada contendo o espectro da fonte radioativa de I-125 foi o mesmo para os três MCEs. Esse arquivo consiste em um catálogo de espectros discretos de energia numerados. A FC utilizada para gerar esse catálogo foi implementada no *software* MonteCarlo e se encontra em *Arquivos* → *Criar arquivos de entrada dos MCEs do GDN* → *Criar o arquivo EnergyDiscreteSpectra.txt*. Ela lê os dados primários contidos em um ou mais arquivos de texto e gera o catálogo de espectros discretos de energia. Cada arquivo deve ter nome do tipo *EDSpectra\_Sigla do radionuclídeo\_Fabricante.spectrum* e ser formatado, internamente, de maneira que as duas primeiras linhas contendam um cabeçalho onde o primeiro número da segunda linha corresponda à quantidade de energias emitidas pela fonte. As demais linhas do arquivo contêm números reais (com separador ponto) correspondentes à energia (em MeV) e sua respectiva probabilidade de ocorrência separados por vírgula. Se os dados primários do espectro não estiverem na formatação correta, deve-se utilizar um editor de texto para que não haja erro na leitura.

O espectro completo do I-125 (CHU et al., 1999) foi digitado e formatado de acordo com o procedimento supracitado, então, salvo com o nome *EDSpectra\_I125\_Lund\_LBNLSource.spectrum*. Com a nova FC do *software* MonteCarlo, este e outros arquivos foram lidos e salvos no catálogo *EnergyDiscreteSpectra.txt*, parcialmente mostrado na Figura 10 que destaca o espectro número 2 (espectro do I-125) utilizado nesse trabalho. Como se vê na figura, cada espectro contém, na primeira linha, um número identificador, a quantidade de energias emitidas pela fonte e o nome do arquivo sem a extensão, separados por espaço em branco.

Para verificar se um dado espectro foi devidamente lido, formatado e adicionado ao catálogo, implementou-se uma nova FC no *software* MonteCarlo, em *Análise gráfica e numérica* → *Gráficos de resultados dosimétricos* → *Espectros*

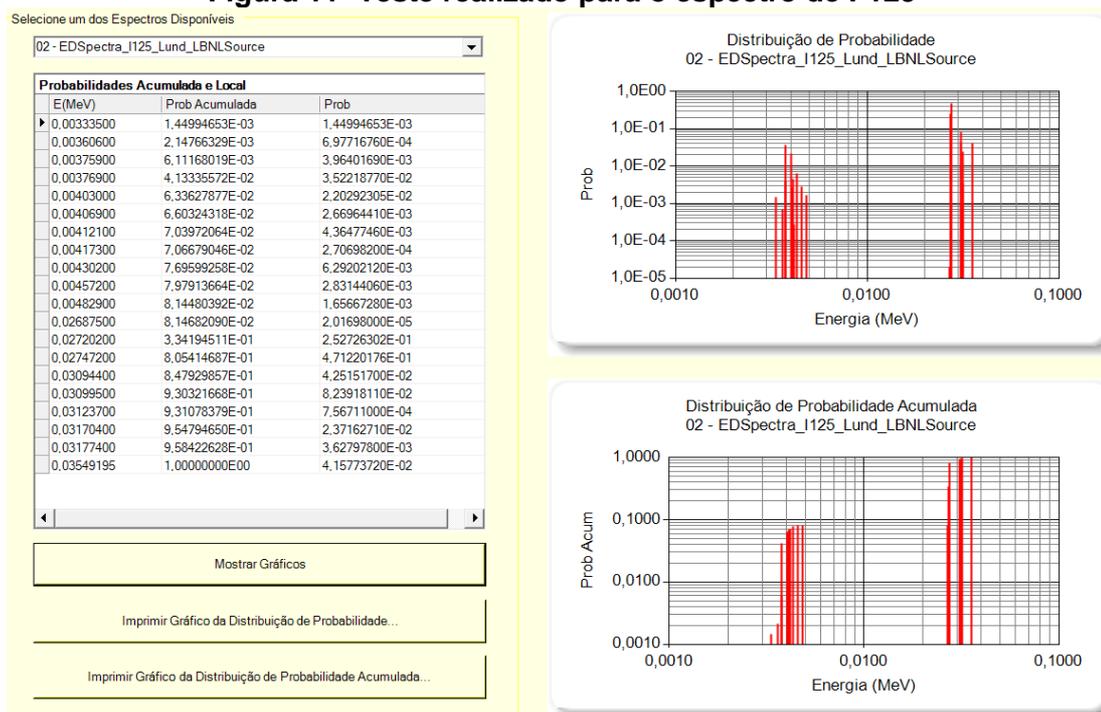
discretos de energia → Distribuição de probabilidades x Energia..., cuja janela é mostrada na Figura 11. Ela lê os dados de um espectro selecionado pelo usuário dentro do catálogo, e gera tabelas e gráficos com valores de energia e suas respectivas probabilidades de emissão.

**Figura 10- Catálogo de espectros discretos de energia**

1	CATÁLOGO DE ESPECTROS ENERGÉTICOS PARA DOSIMETRIA INTERNA		
2	Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco - IFPE		
3	Escola Politécnica de Pernambuco - EPP/UPE		
4	Criado em 29/09/2018		
5	01 07 EDSpectra_I125_AIEASource		
6	0.03549250	0.03335331	
7	0.03099000	0.16117436	
8	0.03175600	0.28899541	
9	0.02746500	0.65548232	
10	0.02718700	0.85220691	
11	0.00334900	0.92610346	
12	0.00490500	1.00000000	
13	02 21 EDSpectra_I125_Lund_LBNLSource		
14	0.03549195	0.04157737	
15	0.00333500	0.04302732	
16	0.00360600	0.04372504	
17	0.00375900	0.04768905	
18	0.00376900	0.08291093	
19	0.00403000	0.10494016	
20	0.00406900	0.10760980	
21	0.00412100	0.11197458	
22	0.00417300	0.11224528	
23	0.00430200	0.11853730	
24	0.00457200	0.12136874	
25	0.00482900	0.12201107	
26	0.00482900	0.12302541	
27	0.02687500	0.12304558	
28	0.02720200	0.37577188	
29	0.02747200	0.84699206	
30	0.03094400	0.88950723	
31	0.03099500	0.97189904	
32	0.03123700	0.97265575	
33	0.03170400	0.99637202	
34	0.03177400	1.00000000	

Fonte: AUTOR.

**Figura 11- Teste realizado para o espectro de I-125**



Fonte: AUTOR.

O *MSUP\_Prostata* é um MCE hipotético que contém uma distribuição aleatória e uniforme de quinze sementes dentro da próstata. Para gerar essa distribuição uma FC foi implementada no DIP e se encontra disponível em *Estudos → Medicina → Braquiterapia → Conjunto de sementes de I 125 para Próstata....* Utilizando essa FC pode-se adicionar tantas sementes quanto for possível dentro da próstata de um fantoma de voxels. As sementes são posicionadas dentro do volume passado pelo usuário (VOI) utilizando o gerador padrão de números aleatórios uniformes do *Visual Studio* e de acordo com parâmetros informados. A Figura 12 mostra os parâmetros padrões requeridos pelo *software* para realizar a operação (coluna 2) e suas respectivas descrições (coluna 1).

**Figura 12- Parâmetros para gerar 15 sementes dentro da próstata do MASH**

Conjunto de Sementes de I 125 para Próstata...	
Nome	Dados
▶ Ids do órgão, do VOI, das sementes e do voxel central:	39 50 100 150
Nº de sementes, Nº de voxels/semente e dimensões do volume da vizinhança:	15 3 5 5 7
Nº de pixels da localização do VOI em relação à do órgão:	0 0 0
% das dimensões do volume do órgão usadas no VOI:	100 100 100

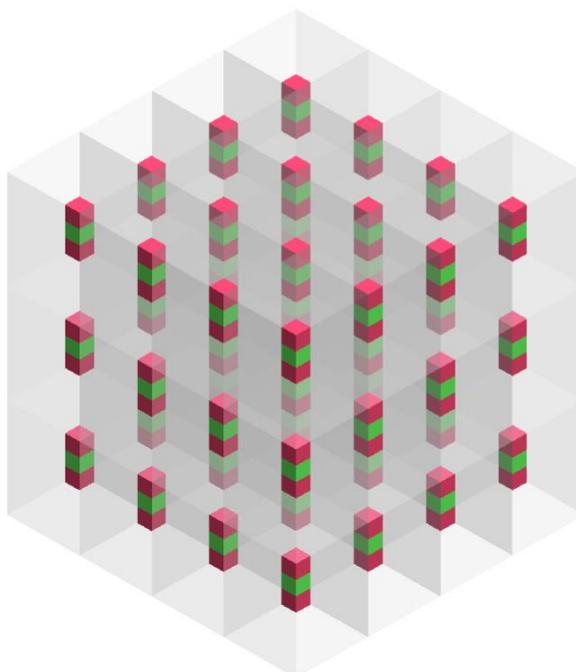
Fonte: AUTOR.

Em uma execução dessa FC, o fantoma SGI selecionado é lido. Seguindo os parâmetros da Figura 12, a FC precisa sortear 15 sementes, com 3 voxels cada, alinhados na direção Z, dentro do VOI informado pelo usuário (o próprio VOI do órgão, isto é, 100% das três dimensões, localização (0, 0, 0) e ID = 50). Para tanto inicialmente cria um fantoma SGI de saída com IDs = 0 e com as mesmas dimensões do de entrada. Então, sorteia um voxel no VOI, candidato a voxel central de uma semente. Checa se ele possui o mesmo ID do órgão onde serão inseridas as sementes (39) e se seus vizinhos (5 x 5 x 7) são diferentes, para garantir que não haja sobreposição de sementes. Garantidas estas condições, o arquivo de saída recebe o ID voxel central (150) na localização sorteada. Os outros voxels da semente (100) estarão em Z+1 e Z-1. Esse processo é repetido até que o número total de sementes solicitado seja inserido na próstata ou até que o número de ciclos pré-determinado, no código, seja alcançado. Ao final do processo, uma mensagem é exibida para o usuário informando o número de sementes inseridas no órgão.

É importante ressaltar que o número de voxels por semente informado deve ser sempre ímpar para garantir a existência de um voxel central. Caso o usuário passe um valor par, o *software* mostrará uma mensagem de alerta.

A Figura 13 mostra um desenho hipotético em que todo o VOI disponível é preenchido deterministicamente por sementes de três voxels e vizinhança de 5x5x7.

**Figura 13- Preenchimento determinístico de todo o VOI disponível**



Fonte: AUTOR.

Uma nova FC (*Estudos → Medicina → Braquiterapia → Criar arquivo seeds/125.txt...*) foi implementada, no DIP, para ler o fantoma SGI gerado e escrever um arquivo de texto contendo a localização do voxel central de cada semente. Esse arquivo (*seeds/125.txt*) fornece os dados de entrada da posição de cada semente dentro da próstata para o *MSUP\_Prostata*.

Para o *MSUP\_VOI\_Prostata*, ao invés de se criar um único bloco de sementes, foram criados seis conjuntos de blocos de maneira similar ao do *MSUP\_Prostata*. Para realizar esta tarefa, uma nova FC foi implementada no DIP em *Estudos → Medicina → Braquiterapia → Criar arquivo SeedsBlocks/125.txt...* Ela lê o fantoma de entrada passado pelo usuário, solicita uma direção de partida (X+ (direita), X- (esquerda), Y+ (frente), Y- (trás), Z+ (baixo), Z- (cima)) e requer os parâmetros descritos na Figura 14. As duas primeiras linhas são similares às da

Figura 12, e na última linha o usuário precisa aceitar ou modificar o número de pixels do passo na direção escolhida (1) e a dimensão (em cm) da aresta do voxel cúbico do fantoma (0,12). Com essas informações, a FC gera de maneira similar a FC anterior, as localizações dos voxels centrais do bloco atual e escreve, adicionalmente, estes dados em uma variável interna de lista de texto. Serão adicionados nessa lista tantos blocos quanto forem possíveis observando a seguinte condição: com o passo e a direção fornecida, gerar o número de sementes fornecido dentro da próstata. Ao final da execução, a lista é salva em um arquivo de texto nomeado, por exemplo, *SeedsBlocks\_X+I125.txt*, quando o usuário escolheu a direção horizontal no sentido das menores para as maiores posições de pixels (ver sistema de orientação do EGSnrc na Figura 5).

**Figura 14- Parâmetros para gerar blocos, com 15 sementes cada, ao longo de X**

 Criar Arquivo SeedsBlocksI125.txt...

Nome	Dados
▶ Ids do órgão, do VOI, das sementes e do voxel central:	39 50 100 150
Nº de sementes, Nº de voxels/semente e dimensões do volume da vizinhança:	15 3 5 5 7
Nº de pixels do passo na direção escolhida e aresta do voxel cúbico do fantoma (cm):	1 0,12

Fonte: AUTOR.

Para o *MSUP\_ATV\_Prostata* foram gerados vários blocos com diferentes quantidades de sementes, utilizando todo o volume da próstata. Para executar essa tarefa implementou-se uma nova FC no DIP em *Estudos* → *Medicina* → *Braquiterapia* → *Criar arquivo BlocksVariableSeedsNumber 125.txt...* Ela solicita um fantoma SGI de entrada e, em seguida, os parâmetros descritos na Figura 15. Todos os dados contidos nela já foram mencionados anteriormente, exceto o número inicial de sementes (11), número adicional de sementes por passo (1) e número máximo de passos (40). O usuário precisa aceitar os parâmetros ou digitar novos, caso queira. Com essas informações a FC gera, de maneira similar ao *MSUP\_VOI\_Prostata*, as localizações dos voxels centrais do bloco atual e escreve, adicionalmente, estes dados em uma variável interna de lista de texto. Serão adicionados, nessa lista, tantos blocos quanto forem solicitados, caso o número máximo de ciclos pré-determinado no código interno não seja ultrapassado, respeitando a vizinhança, e o total de volumes de sementes + vizinhança não ultrapasse o volume que contém a próstata. Ao fim, as localizações dos voxels

centrais de cada semente, em cada bloco, serão salvas em um arquivo de texto denominado *BlocksVariableSeedsNumber125.txt*. Cada bloco contém um cabeçalho com o número do bloco e a quantidade de sementes.

**Figura 15- Parâmetros para gerar 40 blocos de sementes**

 Criar Arquivo BlocksVariableSeedsNumber125.txt..

Nome	Dados
▶ Ids do órgão, do VOI, das sementes e do voxel central:	39 50 100 150
Dimensões do volume da vizinhança envolvendo uma semente:	5 5 7
Nº de voxels/semente, nº inicial de sementes, nº adicional de sementes por passo e nº máximo de passos	3 11 1 40

Fonte: AUTOR.

Como cada bloco de sementes gerado requer um arquivo do tipo *.egsinp*, do sistema EGSnrc, foi implementada uma FC no *MonteCarlo* (*Arquivos* → *Criar arquivos de entrada dos MCEs do GDN* → *Criar arquivo \*.egsinp para braquiterapia de próstata com base em arquivo modelo*) para juntar esses blocos em um único arquivo e livrar o usuário de construí-los manualmente.

### 3.2.1.3 Ferramentas computacionais para análise gráfica e numérica

Algumas FCs foram desenvolvidas para organizar os resultados das simulações e realizar análise gráfica e numérica deles. Como os resultados das simulações consistem em vários arquivos de texto com informações numéricas e textuais em inglês, seria muito trabalhoso organizá-los para análise, uma vez que as informações teriam que ser traduzidas e digitadas de forma manual em um *software* de planilha, por exemplo o *Microsoft Office Excel*. Assim, implementou-se uma FC no *software MonteCarlo* para realizar esta tarefa. Ela se encontra disponível em *Análise gráfica e numérica* → *Tabelas de resultados dosimétricos* → *Tabela de braquiterapia de próstata usando o MCE MSUP\_Prostata...* O usuário deve selecionar o arquivo gerado após a simulação (*MSUP\_Prostata.35keV.data*) que contém, entre outras informações, a relação dos órgãos segmentados no fantoma e seus respectivos valores de  $D/\dot{A}$ . A partir disso, a FC gera uma tabela com todos os dados (textuais e numéricos) em português. Essa tabela pode ser copiada e colada em um *software* de planilha para realizar a análise gráfica dos dados.

Outra FC implementada no DIP para analisar os resultados da simulação com o *MSUP\_Prostata* encontra-se em: *Estudos* → *Imagens sintéticas* → *Criar fantasmas sintéticos de resultados de um MCE* → *Amostras em arquivo TXT de energia/voxel de um fantoma SGI* → *Usando a transformação Log nos tons de cinza finais...* Essa FC converte os dados de energia por voxel, contidos no arquivo de saída *MSUP\_Prostata\_EMeVPorVoxel.txt*, em tons de cinza para realizar uma análise visual da distribuição dosimétrica no fantoma. O usuário deve passar o fantoma utilizado na simulação e o arquivo de texto com valores de energia por voxel. A FC toma o logaritmo neperiano de cada valor de energia e normaliza entre 0 e 255 para gerar uma pilha SGI sintética com imagens de 8 bits. O logaritmo foi utilizado, nesse estudo, para que os tons de cinza das baixas energias também fossem destacados. Quanto maior a energia absorvida por um voxel, maior será o valor do tom de cinza naquele ponto.

Para facilitar a visualização das imagens, pode-se obter uma projeção integral dessas pilhas utilizando uma FC implementada no DIP em *Fundamentos* → *Projeções e secções* → *Projeção axial integral...* Essa projeção elimina o sentido axial da pilha SGI, somando os tons de cinza nesse sentido e salvando uma imagem 2D da projeção.

O arquivo *MSUP\_I125\_AmostrasPontosPixels.txt*, gerado pelo *MSUP\_Prostata*, salva algumas posições de partida ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) de cada fóton. Para analisar esse arquivo, uma nova FC foi implementada no DIP em *Fundamentos* → *Conversões* → *Coleções de imagens 2D* → *Um arquivo TXT com pontos ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) em uma pilha SGI...* Ela lê o arquivo de texto obtido na simulação e gera um arquivo SGI da distribuição espacial das sementes. Além disso, é possível converter esse SGI em um arquivo OBJ e visualizar a distribuição tridimensional das sementes, utilizando outra FC já disponível no DIP.

Outro arquivo gerado pelo *MSUP\_Prostata* foi o *ContagensI125.txt*. Esse arquivo contém três colunas: uma com os valores de energia emitidas pela fonte (em keV) e as outras duas com os respectivos valores de contagens esperadas e obtidas, nessa ordem. Para analisar esse arquivo foi implementada uma FC no software *MonteCarlo* em *Análise gráfica e numérica* → *Gráficos de resultados dosimétricos* → *Espectros discretos de energia* → *Contagem esperada x Contagem observada...* Essa FC gera gráficos de contagens esperadas *versus* contagens obtidas para analisar se o espectro se comporta como esperado.

O *MSUP\_VOI\_Prostata* gerou vários arquivos do tipo *MSUP\_ID do bloco e sentido\_IProstata.35keV*, um para cada posição do VOI contendo as sementes. Eles foram unificados utilizando uma FC implementada no *software MonteCarlo* em *Arquivos → Criar (organizar) arquivos de saída dos MCEs do GDN → Criar o ArquivosDados\_DI.txt*. O arquivo resultante foi denominado *ArquivoDados\_VOI\_Prostata.txt*. Ele foi compactado utilizando outra FC implementada no *software MonteCarlo* (*Arquivos → Compactar um arquivo de texto*) e adicionado à pasta recursos do projeto *ArquivosDeDados* para que fossem lidos dentro do *software MonteCarlo*. Ainda no ambiente do *software MonteCarlo* foi implementada uma nova FC em *Análise gráfica e numérica → Dosimetria interna → Braquiterapia de próstata → Variação da posição de VOIs contendo sementes de I 125 no MCE MSUP...*, para ler e apresentar esses arquivos em forma de gráficos de *D/Å versus posição do VOI (em cm)*.

O *MSUP\_ATV\_Prostata* gerou quarenta arquivos do tipo *MSUP\_Número do bloco\_Prostata.35keV*, um para cada bloco de sementes. Esses arquivos foram unificados e compactados de modo similar ao do *MSUP\_VOI\_Prostata*. Para organizar e apresentar esses resultados, foi implementada uma FC no *software MonteCarlo* (*Análise gráfica e numérica → Dosimetria interna → Braquiterapia de próstata → Variação do Nº de sementes de I 125 (Histórias) no MCE MSUP...*). Esta FC apresenta os dados em forma de gráficos de dose absorvida (em mGy) pelo número de fótons, para quatro diferentes modelos matemáticos (linear, logarítmico, exponencial e potencial).

### **3.2.2 Construção dos fantasmas ARC0 e ARC1**

Os fantasmas computacionais desenvolvidos nesse trabalho tiveram como base imagens CT do AR. O conjunto de imagens CT obtido foi transformado no ARC0 por meio de ferramentas de processamento de imagens digitais do DIP (GONZALEZ; WOODS, 2010). Por representar uma cópia direta do AR, o ARC0 produzido contém apenas ossos, pulmões e tecido mole (RSD, 2010). Ao ARC0 foram adicionados órgãos e/ou tecidos, do VOI que contém a próstata, obtidos do fantoma computacional MASH\_SUP, desenvolvido pelo DEN e disponível em <http://www.caldose.org/>. Para melhorar a exposição textual, o fantoma resultante será aqui denominado ARC1.

As imagens CT do AR foram adquiridas no Instituto Diagnóstico José Rocha de Sá através de um tomógrafo Philips com 16 canais. A Figura 16 mostra o AR posicionado no tomógrafo para a aquisição das imagens.

**Figura 16- Alderson Rando posicionado para aquisição das imagens CT**



Fonte: AUTOR.

As imagens foram adquiridas utilizando uma matriz de 512 x 512, espessura de corte de 2 mm, 120 kVp e 200 mAs. Contudo, durante a aquisição constatou-se que, o fato de o AR ser dividido em fatias, causava o surgimento de artefatos nas imagens (Figura 17) devido à presença de ar entre as fatias.

**Figura 17- Fatia 234 do AR**



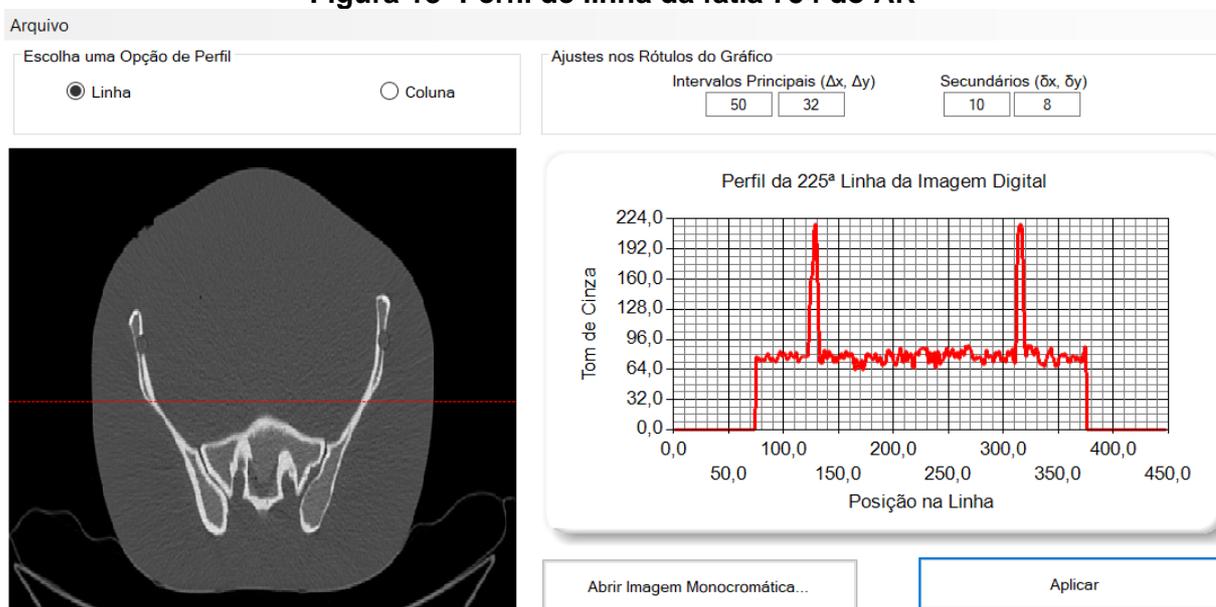
Fonte: AUTOR.

Para minimizar esse problema, o fantoma foi envolto em papel filme e foi feita uma nova aquisição das imagens. Após a aquisição, as imagens foram salvas em formato DICOM em uma mídia de DVD virgem.

No notebook do LDN, através do *software* RadiAnt, as imagens foram transformadas do formato DICOM para JPEG. No ambiente do *software* DIP as imagens JPEG foram transformadas em uma pilha SGI e analisadas quanto à sua qualidade (contraste, presença de ruídos, resolução). Os principais problemas encontrados foram: presença de artefatos (cama, colchão, ruídos e ar entre as fatias) além de uma área (512 x 512) do fundo não utilizada. Foram utilizadas diversas FCs implementadas no DIP para realizar o processamento dessas imagens a fim de corrigir os problemas encontrados. Como resultado, obteve-se uma pilha SGI contendo apenas o AR e o fundo uniforme de 376 x 236.

O próximo passo foi segmentar as imagens em cinco regiões (contando com o fundo). Para realizar essa tarefa utilizou-se FCs implementadas no DIP. O processo de segmentação se deu com base nos limiares de tons de cinza de cada região com auxílio de perfis de linhas e/ou colunas (Figura 18).

**Figura 18- Perfil de linha da fatia 754 do AR**



Fonte: AUTOR.

A seguir, o fantoma foi segmentado em quatro regiões (tecido mole, pulmões, ossos, ar interno e fundo) e a cada uma delas foi atribuído um número identificador (ID). Por fim, e para facilitar futuras construções de MCEs com esse fantoma, o

mesmo foi reamostrado, para que seus voxels tivessem a mesma dimensão do fantoma MASH\_SUP (1,2 mm), gerando o ARC0 com 376 colunas, 236 linhas e 770 fatias.

Em relação aos ossos, estes foram segmentados como sendo uma única estrutura com apenas um ID (100). Caso seja necessário realizar avaliações dosimétricas envolvendo-os, deve-se segmentar cada osso, por exemplo, seguindo os MCEs já disponíveis na página do DEN.

Utilizando FCs implementadas no DIP, os órgãos de risco para braquiterapia da próstata (próstata, bexiga e reto) foram extraídos do MASH\_SUP e adicionados ao ARC0. Como o MASH\_SUP não possui reto segmentado, foi necessário segmentar esse órgão antes da transferência. Por fim, obteve-se o ARC1.

### 3.2.3 Construção dos modelos computacionais de exposição

Para facilitar a exposição textual da metodologia utilizada na construção dos três MCEs (*MSUP\_Prostata*, *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*), foi elaborada a Tabela 4. Essa tabela mostra, para cada MCE, o caminho e a imagem dos arquivos contidos na pasta de cada um deles.

#### 3.2.3.1 Construção do *MSUP\_Prostata*

O *MSUP\_Prostata* foi um MCE criado para avaliar a distribuição dosimétrica em órgãos e tecidos próximos à próstata devido à inclusão de determinado número de sementes do radionuclídeo I-125 no interior deste órgão.

O arquivo de entrada, *MSUP\_2\_Prostata.egsinp*, contém todos os parâmetros necessários para iniciar a simulação, escritos em formato a ser lido no código de usuário *MSUP\_Prostata.mortran*<sup>3</sup>

---

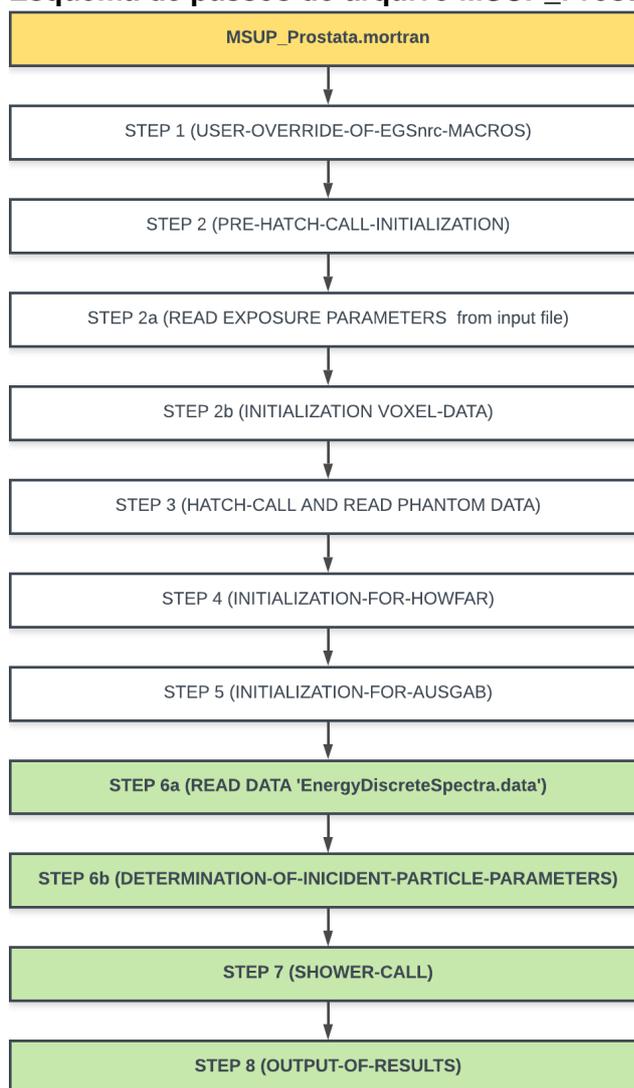
<sup>3</sup> Do mesmo modo que a extensão *.egsinp* identifica um arquivo de entrada para o compilador do EGSnrc, a extensão *.mortran* identifica um código de usuário. Os arquivos *.mortran* devem ser escritos em passos (Figura 19) e contém dois laços principais: o mais externo para ciclos de blocos informados no *.egsinp* e o mais interno para ciclos de histórias da partícula (KAWRAKOW et al., 2017).

Tabela 4- Arquivos de entrada dos MCEs desenvolvidos

MCEs	Arquivos de entrada																																																																																																																
	<b>C:\HEN_HOUSE\EGS_HOME\MSUP_Prostata</b>																																																																																																																
	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Nome</th> <th>Data de modificaç...</th> <th>Tipo</th> <th>Tamanho</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Makefile</td> <td>01/09/2018 08:45</td> <td>Arquivo</td> <td>3 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup.data</td> <td>15/12/2010 12:06</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>45.035 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup_List.data</td> <td>31/12/2010 11:32</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>micro10x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro12x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro15x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro20x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro55x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_2_Prostata.egsinp</td> <td>13/03/2019 13:40</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>1 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Prostata_win6432.f</td> <td>24/12/2018 09:25</td> <td>Arquivo F</td> <td>917 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Prostata.make</td> <td>01/09/2018 08:46</td> <td>Arquivo MAKE</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Prostata_win6432.mortlst</td> <td>24/12/2018 09:25</td> <td>Arquivo MORTLST</td> <td>1.222 KB</td> </tr> <tr> <td>mortjob.mortran</td> <td>24/12/2018 09:25</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>828 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Prostata.mortran</td> <td>24/12/2018 09:23</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>209 KB</td> </tr> <tr> <td>EnergyDiscreteSpectra.txt</td> <td>29/09/2018 08:54</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>5 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsI125.txt</td> <td>13/03/2019 13:41</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>2 KB</td> </tr> </tbody> </table>	Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho	Makefile	01/09/2018 08:45	Arquivo	3 KB	MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB	MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB	micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	MSUP_2_Prostata.egsinp	13/03/2019 13:40	Arquivo EGSINP	1 KB	MSUP_Prostata_win6432.f	24/12/2018 09:25	Arquivo F	917 KB	MSUP_Prostata.make	01/09/2018 08:46	Arquivo MAKE	2 KB	MSUP_Prostata_win6432.mortlst	24/12/2018 09:25	Arquivo MORTLST	1.222 KB	mortjob.mortran	24/12/2018 09:25	Arquivo MORTRAN	828 KB	MSUP_Prostata.mortran	24/12/2018 09:23	Arquivo MORTRAN	209 KB	EnergyDiscreteSpectra.txt	29/09/2018 08:54	Arquivo TXT	5 KB	SeedsI125.txt	13/03/2019 13:41	Arquivo TXT	2 KB																																												
Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho																																																																																																														
Makefile	01/09/2018 08:45	Arquivo	3 KB																																																																																																														
MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB																																																																																																														
MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB																																																																																																														
micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
MSUP_2_Prostata.egsinp	13/03/2019 13:40	Arquivo EGSINP	1 KB																																																																																																														
MSUP_Prostata_win6432.f	24/12/2018 09:25	Arquivo F	917 KB																																																																																																														
MSUP_Prostata.make	01/09/2018 08:46	Arquivo MAKE	2 KB																																																																																																														
MSUP_Prostata_win6432.mortlst	24/12/2018 09:25	Arquivo MORTLST	1.222 KB																																																																																																														
mortjob.mortran	24/12/2018 09:25	Arquivo MORTRAN	828 KB																																																																																																														
MSUP_Prostata.mortran	24/12/2018 09:23	Arquivo MORTRAN	209 KB																																																																																																														
EnergyDiscreteSpectra.txt	29/09/2018 08:54	Arquivo TXT	5 KB																																																																																																														
SeedsI125.txt	13/03/2019 13:41	Arquivo TXT	2 KB																																																																																																														
<i>MSUP_Prostata</i>																																																																																																																	
	<b>C:\HEN_HOUSE\EGS_HOME\MSUP_VOI_Prostata</b>																																																																																																																
	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Nome</th> <th>Data de modificaç...</th> <th>Tipo</th> <th>Tamanho</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Makefile</td> <td>27/10/2018 13:53</td> <td>Arquivo</td> <td>3 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Prostata.35keV_Blcs</td> <td>13/12/2018 16:04</td> <td>Arquivo 35KEV_BLCS</td> <td>2.353 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup.data</td> <td>15/12/2010 12:06</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>45.035 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup_List.data</td> <td>31/12/2010 11:32</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>micro10x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro12x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro15x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro20x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro55x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_X+IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:07</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>12 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_X-IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:11</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>12 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Y+IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:15</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>12 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Y-IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:18</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>11 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Z+IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:20</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>10 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_Z-IProstata.egsinp</td> <td>29/11/2018 18:23</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>10 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_VOIProstata_win6432.f</td> <td>29/11/2018 16:25</td> <td>Arquivo F</td> <td>954 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_VOIProstata.make</td> <td>27/10/2018 13:53</td> <td>Arquivo MAKE</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_VOIProstata_win6432.mortlst</td> <td>29/11/2018 16:25</td> <td>Arquivo MORTLST</td> <td>1.262 KB</td> </tr> <tr> <td>mortjob.mortran</td> <td>29/11/2018 16:25</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>854 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_VOIProstata.mortran</td> <td>25/11/2018 10:14</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>208 KB</td> </tr> <tr> <td>EnergyDiscreteSpectra.txt</td> <td>26/10/2018 10:08</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>5 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_X+I125.txt</td> <td>02/11/2018 15:33</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>6 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_X-I125.txt</td> <td>02/11/2018 15:43</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>7 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_Y+I125.txt</td> <td>03/11/2018 08:42</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>7 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_Y-I125.txt</td> <td>03/11/2018 08:42</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>6 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_Z+I125.txt</td> <td>03/11/2018 08:42</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>5 KB</td> </tr> <tr> <td>SeedsBlocks_Z-I125.txt</td> <td>03/11/2018 08:43</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>5 KB</td> </tr> </tbody> </table>	Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho	Makefile	27/10/2018 13:53	Arquivo	3 KB	MSUP_Prostata.35keV_Blcs	13/12/2018 16:04	Arquivo 35KEV_BLCS	2.353 KB	MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB	MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB	micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	MSUP_X+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:07	Arquivo EGSINP	12 KB	MSUP_X-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:11	Arquivo EGSINP	12 KB	MSUP_Y+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:15	Arquivo EGSINP	12 KB	MSUP_Y-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:18	Arquivo EGSINP	11 KB	MSUP_Z+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:20	Arquivo EGSINP	10 KB	MSUP_Z-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:23	Arquivo EGSINP	10 KB	MSUP_VOIProstata_win6432.f	29/11/2018 16:25	Arquivo F	954 KB	MSUP_VOIProstata.make	27/10/2018 13:53	Arquivo MAKE	2 KB	MSUP_VOIProstata_win6432.mortlst	29/11/2018 16:25	Arquivo MORTLST	1.262 KB	mortjob.mortran	29/11/2018 16:25	Arquivo MORTRAN	854 KB	MSUP_VOIProstata.mortran	25/11/2018 10:14	Arquivo MORTRAN	208 KB	EnergyDiscreteSpectra.txt	26/10/2018 10:08	Arquivo TXT	5 KB	SeedsBlocks_X+I125.txt	02/11/2018 15:33	Arquivo TXT	6 KB	SeedsBlocks_X-I125.txt	02/11/2018 15:43	Arquivo TXT	7 KB	SeedsBlocks_Y+I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	7 KB	SeedsBlocks_Y-I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	6 KB	SeedsBlocks_Z+I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	5 KB	SeedsBlocks_Z-I125.txt	03/11/2018 08:43	Arquivo TXT	5 KB
Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho																																																																																																														
Makefile	27/10/2018 13:53	Arquivo	3 KB																																																																																																														
MSUP_Prostata.35keV_Blcs	13/12/2018 16:04	Arquivo 35KEV_BLCS	2.353 KB																																																																																																														
MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB																																																																																																														
MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB																																																																																																														
micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
MSUP_X+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:07	Arquivo EGSINP	12 KB																																																																																																														
MSUP_X-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:11	Arquivo EGSINP	12 KB																																																																																																														
MSUP_Y+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:15	Arquivo EGSINP	12 KB																																																																																																														
MSUP_Y-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:18	Arquivo EGSINP	11 KB																																																																																																														
MSUP_Z+IProstata.egsinp	29/11/2018 18:20	Arquivo EGSINP	10 KB																																																																																																														
MSUP_Z-IProstata.egsinp	29/11/2018 18:23	Arquivo EGSINP	10 KB																																																																																																														
MSUP_VOIProstata_win6432.f	29/11/2018 16:25	Arquivo F	954 KB																																																																																																														
MSUP_VOIProstata.make	27/10/2018 13:53	Arquivo MAKE	2 KB																																																																																																														
MSUP_VOIProstata_win6432.mortlst	29/11/2018 16:25	Arquivo MORTLST	1.262 KB																																																																																																														
mortjob.mortran	29/11/2018 16:25	Arquivo MORTRAN	854 KB																																																																																																														
MSUP_VOIProstata.mortran	25/11/2018 10:14	Arquivo MORTRAN	208 KB																																																																																																														
EnergyDiscreteSpectra.txt	26/10/2018 10:08	Arquivo TXT	5 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_X+I125.txt	02/11/2018 15:33	Arquivo TXT	6 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_X-I125.txt	02/11/2018 15:43	Arquivo TXT	7 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_Y+I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	7 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_Y-I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	6 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_Z+I125.txt	03/11/2018 08:42	Arquivo TXT	5 KB																																																																																																														
SeedsBlocks_Z-I125.txt	03/11/2018 08:43	Arquivo TXT	5 KB																																																																																																														
<i>MSUP_VOI_Prostata</i>																																																																																																																	
	<b>C:\HEN_HOUSE\EGS_HOME\MSUP_ATV_Prostata</b>																																																																																																																
	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Nome</th> <th>Data de modificaç...</th> <th>Tipo</th> <th>Tamanho</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Makefile</td> <td>22/12/2018 17:25</td> <td>Arquivo</td> <td>3 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup.data</td> <td>15/12/2010 12:06</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>45.035 KB</td> </tr> <tr> <td>MASH3_sup_List.data</td> <td>31/12/2010 11:32</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>micro10x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro12x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro15x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro20x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>micro55x.data</td> <td>28/11/2011 14:31</td> <td>Arquivo DATA</td> <td>6.150 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_ATV_Prostata.egsinp</td> <td>20/02/2019 16:23</td> <td>Arquivo EGSINP</td> <td>7 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_ATV_Prostata_win6432.f</td> <td>28/12/2018 17:47</td> <td>Arquivo F</td> <td>952 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_ATV_Prostata.make</td> <td>22/12/2018 17:26</td> <td>Arquivo MAKE</td> <td>2 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_ATV_Prostata_win6432.mortlst</td> <td>28/12/2018 17:47</td> <td>Arquivo MORTLST</td> <td>1.260 KB</td> </tr> <tr> <td>mortjob.mortran</td> <td>28/12/2018 17:47</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>853 KB</td> </tr> <tr> <td>MSUP_ATV_Prostata.mortran</td> <td>23/12/2018 15:02</td> <td>Arquivo MORTRAN</td> <td>207 KB</td> </tr> <tr> <td>BlocksVariableSeedsNumber125.txt</td> <td>03/01/2019 08:51</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>20 KB</td> </tr> <tr> <td>EnergyDiscreteSpectra.txt</td> <td>26/10/2018 10:08</td> <td>Arquivo TXT</td> <td>5 KB</td> </tr> </tbody> </table>	Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho	Makefile	22/12/2018 17:25	Arquivo	3 KB	MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB	MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB	micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB	MSUP_ATV_Prostata.egsinp	20/02/2019 16:23	Arquivo EGSINP	7 KB	MSUP_ATV_Prostata_win6432.f	28/12/2018 17:47	Arquivo F	952 KB	MSUP_ATV_Prostata.make	22/12/2018 17:26	Arquivo MAKE	2 KB	MSUP_ATV_Prostata_win6432.mortlst	28/12/2018 17:47	Arquivo MORTLST	1.260 KB	mortjob.mortran	28/12/2018 17:47	Arquivo MORTRAN	853 KB	MSUP_ATV_Prostata.mortran	23/12/2018 15:02	Arquivo MORTRAN	207 KB	BlocksVariableSeedsNumber125.txt	03/01/2019 08:51	Arquivo TXT	20 KB	EnergyDiscreteSpectra.txt	26/10/2018 10:08	Arquivo TXT	5 KB																																												
Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho																																																																																																														
Makefile	22/12/2018 17:25	Arquivo	3 KB																																																																																																														
MASH3_sup.data	15/12/2010 12:06	Arquivo DATA	45.035 KB																																																																																																														
MASH3_sup_List.data	31/12/2010 11:32	Arquivo DATA	2 KB																																																																																																														
micro10x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro12x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro15x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro20x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
micro55x.data	28/11/2011 14:31	Arquivo DATA	6.150 KB																																																																																																														
MSUP_ATV_Prostata.egsinp	20/02/2019 16:23	Arquivo EGSINP	7 KB																																																																																																														
MSUP_ATV_Prostata_win6432.f	28/12/2018 17:47	Arquivo F	952 KB																																																																																																														
MSUP_ATV_Prostata.make	22/12/2018 17:26	Arquivo MAKE	2 KB																																																																																																														
MSUP_ATV_Prostata_win6432.mortlst	28/12/2018 17:47	Arquivo MORTLST	1.260 KB																																																																																																														
mortjob.mortran	28/12/2018 17:47	Arquivo MORTRAN	853 KB																																																																																																														
MSUP_ATV_Prostata.mortran	23/12/2018 15:02	Arquivo MORTRAN	207 KB																																																																																																														
BlocksVariableSeedsNumber125.txt	03/01/2019 08:51	Arquivo TXT	20 KB																																																																																																														
EnergyDiscreteSpectra.txt	26/10/2018 10:08	Arquivo TXT	5 KB																																																																																																														
<i>MSUP_ATV_Prostata</i>																																																																																																																	

Fonte: AUTOR.

**Figura 19- Esquema de passos do arquivo MSUP\_Prostata.mortran**



Fonte: AUTOR.

Inicialmente, foram realizadas modificações no arquivo *MSUP\_2\_Prostata.egsinp* para informar quantos pontos devem ser salvos no arquivo *MSUP\_I125\_AmostrasPontosPixels.txt*, quantas sementes existem no arquivo *SeedsI125.txt* e suas dimensões, e qual o espectro a ser selecionado no arquivo *EnergyDiscreteSpectra.txt*.

No código usuário *MSUP\_Prostata.mortran*, de acordo com as informações do *MSUP\_2\_Prostata.egsinp*, o espectro selecionado é lido dentro do laço dos blocos no passo 6a de leitura de dados do esquema geral de códigos *.mortan* (Figura 19). Os dados (energias e suas probabilidades acumuladas) são transferidos para variáveis vetoriais internas, reais de 4 *bytes*. No mesmo passo, o arquivo *SeedsI125.txt* é lido, e seus dados (coordenadas *x*, *y*, *z* dos voxels centrais de cada semente) transferidos para variáveis vetoriais internas, reais de 4 *bytes*.

No passo 6b (determinação dos parâmetros da partícula emergente), o código da fonte interna do MSUP (VIEIRA, 2004) foi modificado para sortear de qual fonte de I-125 começa cada história e, dentro desta, de qual ponto o fóton emerge e qual a direção que ele toma. Além disso, um número aleatório (entre 0 e 1) é sorteado para definir a probabilidade acumulada atual e relacioná-la à energia inicial do fóton emergente. É nessa altura do código que os pontos ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) são escritos no arquivo *MSUP\_I125\_AmostrasPontosPixels.txt* e é realizada a contagem da energia sorteada para que, ao final da execução, esses dados sejam salvos no arquivo *ContagensI125.txt*. Este é o estado inicial de uma partícula na simulação.

No passo 7 (chamada da função *shower*), com estas 7 variáveis sorteadas (três coordenadas, três cossenos diretores e a energia em MeV) a função *shower* é chamada para realizar os demais estados das partículas. Os resultados são salvos em uma variável matricial 3D com as mesmas dimensões do fantoma, previamente definida para receber, cumulativamente, a energia depositada em cada voxel por história.

No passo 8 (saída de resultados), a matriz 3D é utilizada para transferir os dados para todos os arquivos de saída relacionados com dose (*MSUP\_Prostata\_EMeVPorVoxel.txt* e *MSUP\_ProstataI.35keV.data*).

### 3.2.3.2 Construção do MCE *MSUP\_VOI\_Prostata*

O MCE *MSUP\_VOI\_Prostata* foi idealizado para avaliar o comportamento da dose de radiação nos órgãos e tecidos próximos à próstata quando diferentes blocos (VOIs), com diferentes distribuições aleatórias de sementes radioativas de I-125, são gerados ao longo dos três principais eixos anatômicos ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ).

A diferença principal entre o *MSUP\_Prostata* e este MCE, é o número de arquivos de entrada. Como há seis sentidos possíveis para deslocamento do VOI, haverá seis arquivos de entrada. Por sua vez, cada arquivo de entrada contém vários blocos. Por exemplo, se o usuário quiser simular as variações no sentido X+ (da direita para a esquerda do fantoma), ele deve obter no *DIP* o arquivo *SeedsBlocks\_X+I125.txt* e então, construir o arquivo de entrada *MSUP\_X+IProstata.egsinp*, de acordo com o número de blocos contidos no *SeedsBlocks\_X+I125.txt*. O MCE é executado de forma similar ao *MSUP\_Prostata*,

porém a saída é composta por tantos arquivos de dados quantos sejam os blocos para o sentido X+.

### 3.2.3.3 Construção do MCE *MSUP\_ATV\_Prostata*

O MCE *MSUP\_ATV\_Prostata* foi idealizado para avaliar o comportamento da dose de radiação nos órgãos próximos à próstata quando o número de sementes radioativas, e conseqüentemente o número de histórias, aumentam. Os arquivos de entrada necessários foram o catálogo de espectros já utilizado nos dois MCEs citados anteriormente (*EnergyDiscreteSpectra.txt*), a distribuição espacial das sementes radioativas de I-125 na próstata (*BlocksVariableSeedsNumber125.txt*) e o *input* (*MSUP\_ATV\_Prostata.egsinp*).

O arquivo *BlocksVariableSeedsNumber125.txt* contém as localizações (x, y e z) dos voxels centrais de cada semente, para cada um dos quarenta blocos de sementes gerados. O primeiro bloco continha onze sementes e os subsequentes, uma a mais que o antecessor. O último bloco continha cinquenta sementes. Todas elas possuíam a dimensão de três voxels.

No arquivo *MSUP\_ATV\_Prostata.egsinp* foi definida uma nova variável (*NBLOCK*) para identificar qual o bloco deveria ser lido, dentro de *BlocksVariableSeedsNumber125.txt*, durante a simulação. O número de histórias foi fixado em  $4,0E7$  para cada semente para que a última simulação utilizasse o número máximo de histórias suportado ( $2,0E9$ ).

Foram feitas alterações no código contido em *MSUP\_ATV\_Prostata.mortran* para gerar um arquivo de saída, do tipo *.dat*, para cada conjunto de sementes. Esses arquivos contêm, entre outras informações, valores de dose, e não  $D/\dot{A}$ , para cada órgão e tecido segmentados no fantoma. Esses arquivos também foram compactados e adicionados ao *software MonteCarlo* para serem analisados através de gráficos que relacionam a dose com o número de histórias, utilizando quatro diferentes modelos matemáticos (linear, logarítmico, exponencial e potencial).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados dessa dissertação são apresentados e discutidos nesta seção e encontram-se subdivididos em três subtópicos. O primeiro, apresenta algumas das FCs desenvolvidas; o segundo, os fantasmas ARC0 e ARC1; o terceiro, os MCEs *MSUP\_Prostata*, *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*.

### 4.1 Ferramentas computacionais

As FCs implementadas nesse trabalho visaram a construção de fantasmas de voxels personalizados, a geração de arquivos de entrada para MCEs que utilizam o EGSnrc e a organização e apresentação dos resultados obtidos nas simulações. Nesta seção são apresentadas algumas das FCs desenvolvidas.

A fim de apresentar a FC implementada para a transferência de órgãos entre fantasmas de voxels, tomou-se como exemplo a transferência da próstata do MASH\_SUP para o ARC0. Seguindo a metodologia já descrita anteriormente, foram digitados, na caixa mostrada na Figura 20, o ID (39) do órgão transferido (próstata), o ID (150) para troca no receptor (tecido mole), a localização do órgão no receptor (coluna inicial = 176, linha inicial = 101 e fatia inicial = 699) e suas dimensões (26 colunas, 26 linhas e 21 fatias). Como resultado da operação, a Figura 21, gerada no *software ImageJ*, mostra uma visão 3D da região pélvica do ARC0 antes e após a transferência da próstata.

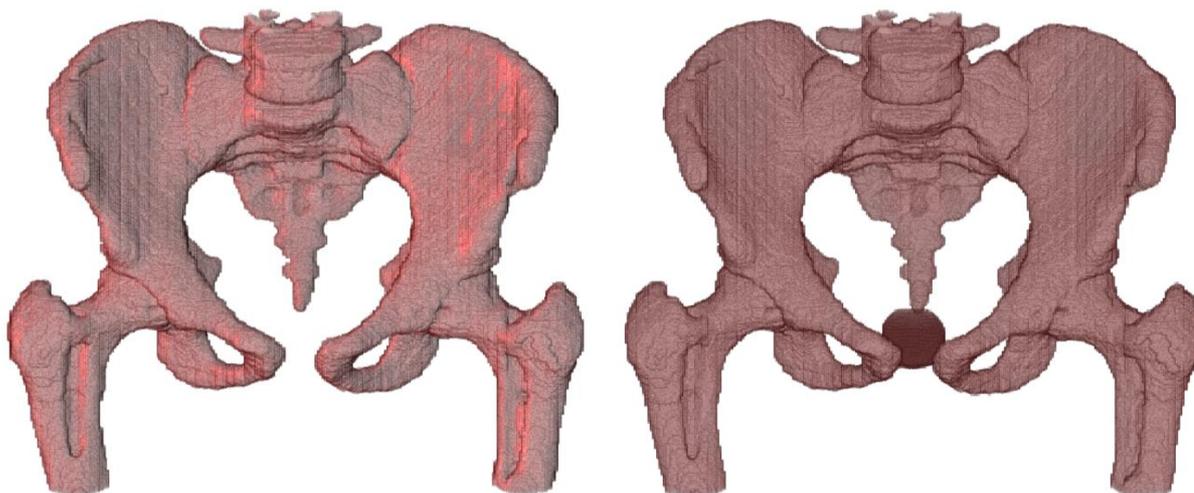
**Figura 20- Dados para transferir a próstata do MASH para o ARC0**

 Adicionar um Órgão do Fantoma de Voxes Doador para o Receptor...

Dados do órgão transferido	
Nome	Dados
Id do órgão transferido:	39
Ids para troca no receptor:	150
Localização do órgão no receptor (C L F):	176 101 699
Dimensões do órgão no receptor (C, L, F):	26 26 21

Fonte: AUTOR.

**Figura 21- Pelve do ARC0 sem a próstata (esquerda) e com a próstata (direita)**



Fonte: AUTOR.

Como outro exemplo, foi usada a FC implementada para gerar um conjunto 20 sementes dentro da próstata do MASH\_SUP. A Figura 22 mostra os dados utilizados nessa operação e a Figura 23 foi gerada no DIP e representa uma visão tridimensional dessas sementes.

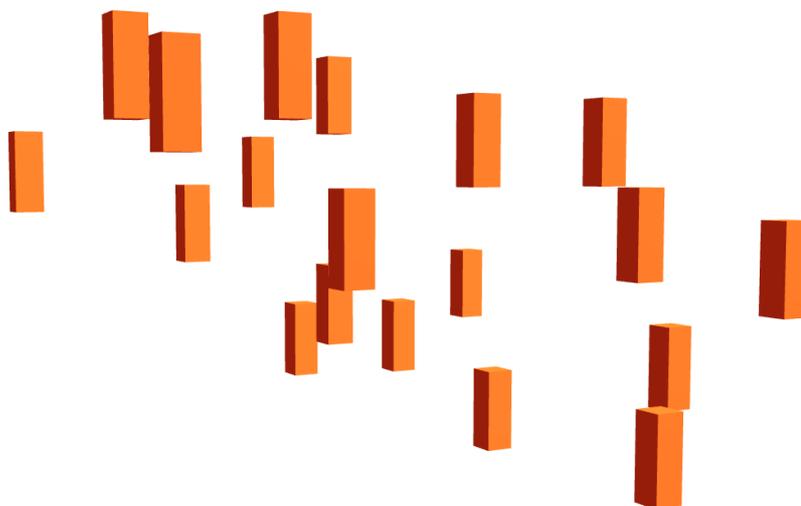
**Figura 22- Parâmetros para gerar 20 sementes na próstata do MASH**

Conjunto de Sementes de I 125 para Próstata...	
Nome	Dados
Ids do órgão, do VOI, das sementes e do voxel central:	39 50 100 150
Nº de sementes, Nº de voxels/semente e dimensões do volume da vizinhança:	20 3 5 5 7
Nº de pixels da localização do VOI em relação à do órgão:	0 0 0
% das dimensões do volume do órgão usadas no VOI:	100 100 100

Fonte: AUTOR.

A Figura 24 apresenta uma janela secundária da FC utilizada para ler e apresentar os resultados obtidos com o *MSUP\_VOI\_Prostata* contendo dados de entrada, botões de clique e de marca, tabelas e gráficos de saída. As tabelas mostram os valores de  $D/\bar{A}$  em cada órgão segmentado no fantoma para cada VOI e o gráfico de um ou mais órgãos é gerado quando o usuário o/os seleciona através dos botões de marca.

**Figura 23- Imagem 3D de vinte sementes inseridas na próstata**



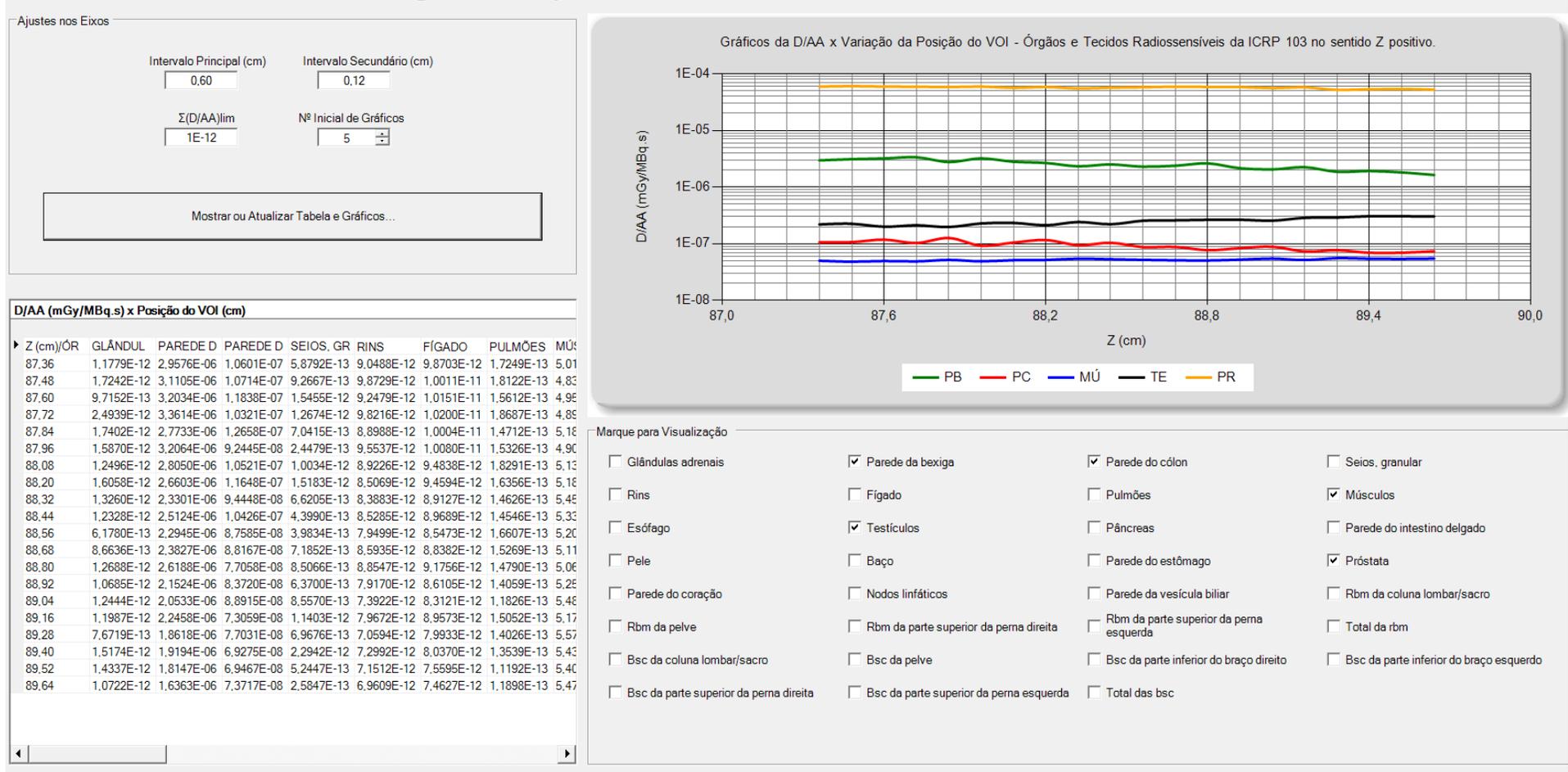
Fonte: AUTOR.

A Figura 25 apresenta uma janela secundária da FC, com controles similares aos da Figura 24, utilizada para ler, apresentar e analisar os resultados obtidos com o *MSUP\_ATV\_Prostata*. Nessa FC, as tabelas mostram os valores de dose para cada órgão segmentado no fantoma para cada número de fótons simulados. Adicionalmente, existe uma coleção de botões de radio para o usuário escolher entre os modelos linear, logarítmico, exponencial e potencial a função  $D = f(N)$ ,  $N$  = número de histórias da simulação.

#### **4.2 Fantomas ARC0 e ARC1**

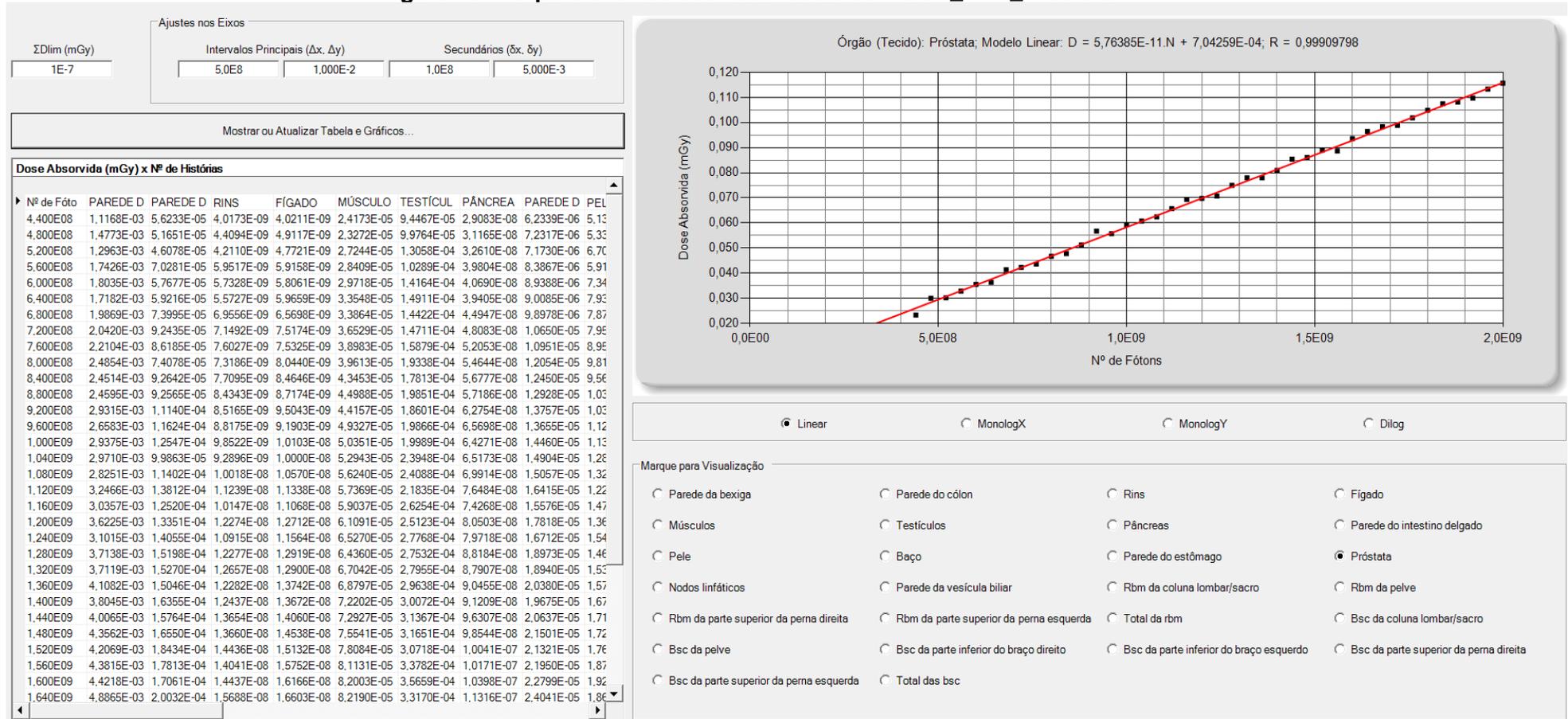
Os fantomas ARC0 e ARC1 consistem em cópias computacionais do AR físico. O primeiro contém apenas os órgãos e tecidos originais (tecido mole, pulmão, ossos e ar interno) e o segundo, é o primeiro acrescido de pele, próstata, bexiga e reto. Imagens 2D e 3D desses fantomas, bem como os dados de massa, localização e dimensões de seus órgãos serão apresentados nessa seção.

Figura 24- FC para análise dos resultados do MSUP\_VOI\_Prostata



Fonte: AUTOR.

Figura 25- FC para análise dos resultados do MSUP\_ATV\_Prostata



Fonte: AUTOR.

#### 4.2.1 Alderson Rando Computacional (Versão 0)

O ARC0 representa uma cópia computacional do AR e pode ser usado como base para simulações computacionais específicas com fins de comparar os resultados com medidas experimentais. O fundo e as estruturas segmentadas nesse fantoma, bem como seus respectivos IDs foram catalogados na Tabela 5

**Tabela 5- IDs dos órgãos segmentados no ARC0**

<b>Órgão/tecido</b>	<b>IDs</b>
Tecido mole	150
Ossos	100
Pulmões	10
Ar interno	50
Fundo	0

Fonte: AUTOR.

A Figura 26 foi gerada no *DIP* e corresponde a uma vista 3D da superfície externa do ARC0.

Após uma análise das imagens CT obtidas do AR detectou-se que algumas estruturas internas se mostraram apagadas devido a presença de ar entre as fatias durante o processo de aquisição. Grande parte desses artefatos foi minimizada, contudo, a região óssea ainda apresenta algumas falhas, principalmente nas costelas. A Figura 27 foi gerada no *DIP* e corresponde a uma visão 3D da superfície óssea desse fantoma. Nela é possível observar alguns “vazios” em diversos pontos das costelas.

A região segmentada como ar interno engloba os seios da face, boca, faringe, laringe e traqueia. A Figura 28 consiste em uma visão 3D dessas estruturas e dos pulmões.

**Figura 26- Vista tridimensional do fantoma ARC0**



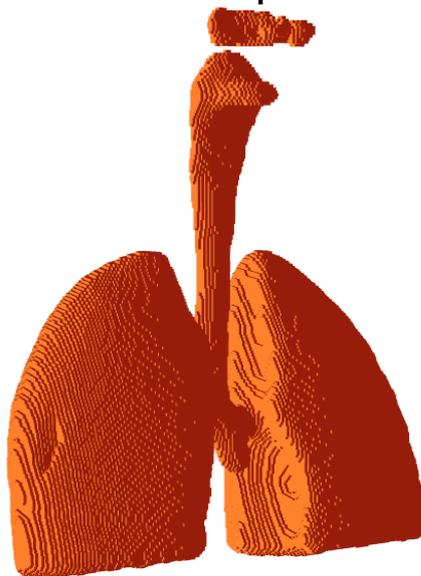
Fonte: AUTOR.

**Figura 27- Vista tridimensional do esqueleto do ARC0**



Fonte: AUTOR.

**Figura 28- Vista tridimensional dos pulmões e ar interno do ARC0**



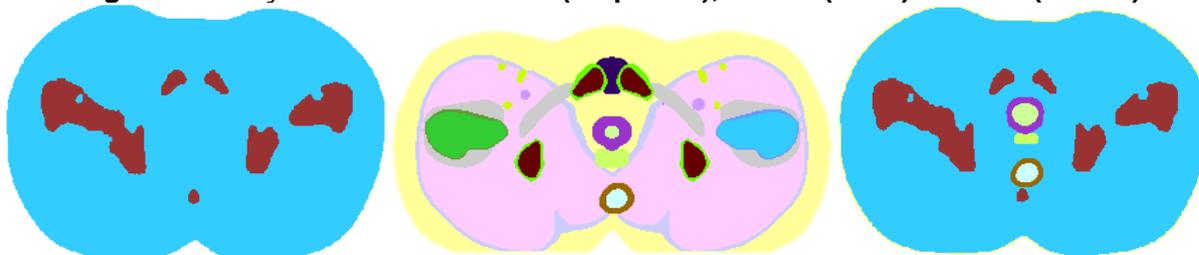
Fonte: AUTOR.

#### **4.2.2 Alderson Rando Computacional (Versão 1)**

A apresentação desse fantoma (ARC1) é feita comparando imagens de seções (transversais, sagitais e coronais) do ARC0, ARC1 e MASH\_SUP. A Figura 29 corresponde a seções transversais desses três fantasmas e a Figura 30 e Figura 31, seções sagitais e coronais, respectivamente. A partir delas é possível observar o posicionamento dos órgãos inseridos no ARC0.

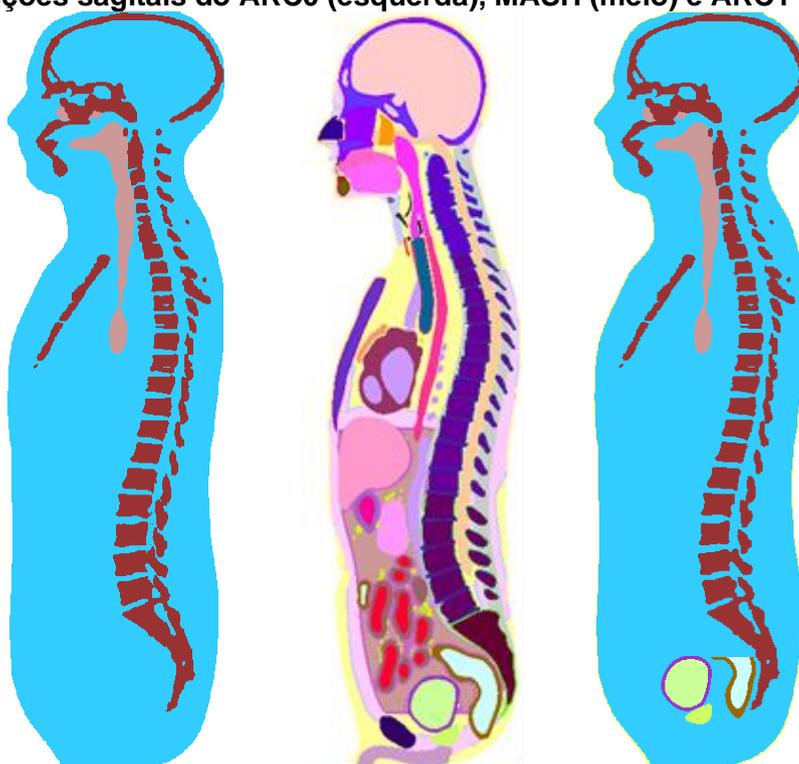
A Figura 32 consiste em imagens tridimensionais do esqueleto do ARC1 contendo a bexiga (esquerda), próstata (meio) e reto (direita).

**Figura 29- Seções axiais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direito)**



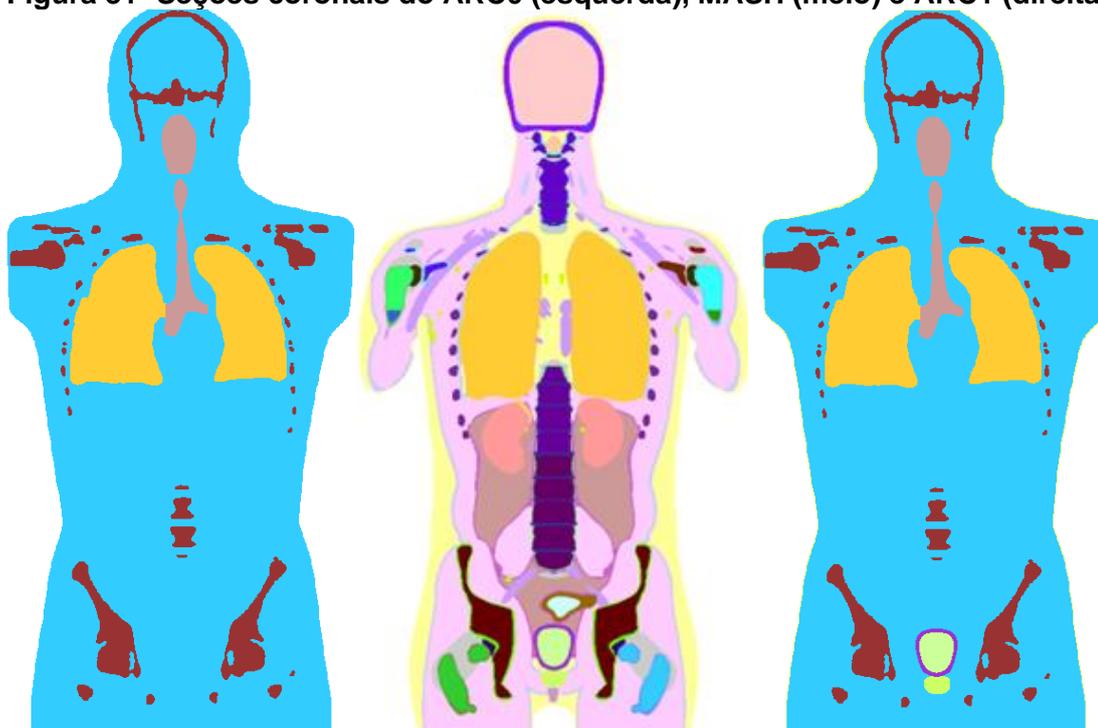
Fonte: AUTOR.

**Figura 30- Seções sagitais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direita)**



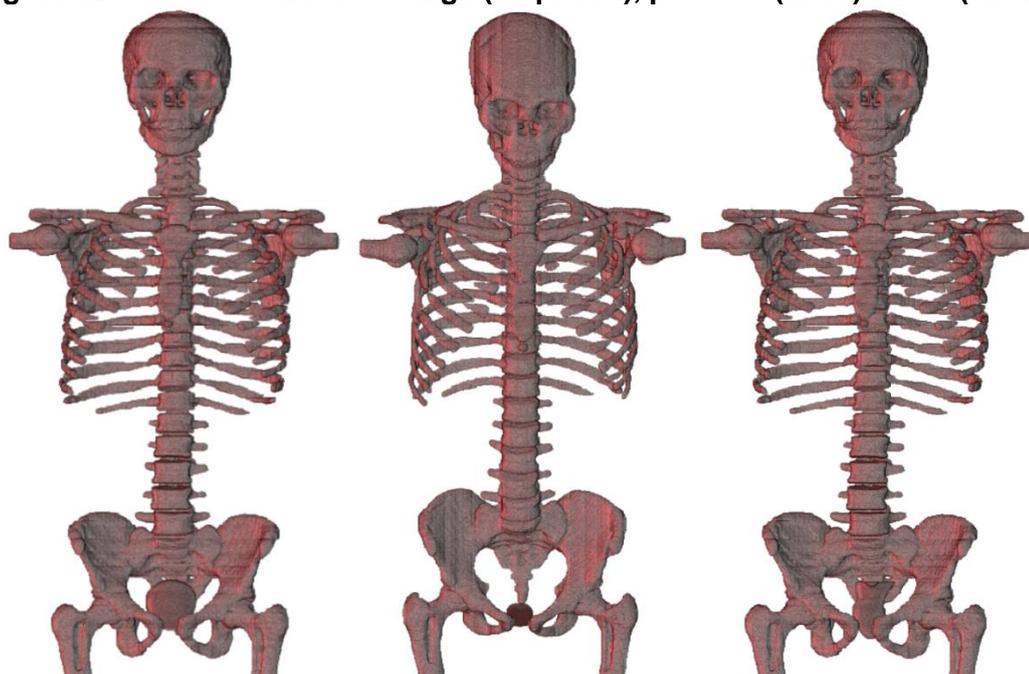
Fonte: AUTOR.

**Figura 31- Seções coronais do ARC0 (esquerda), MASH (meio) e ARC1 (direita)**



Fonte: AUTOR.

**Figura 32- Ossos do ARC1 e bexiga (esquerda), próstata (meio) e reto (direita)**



Fonte: AUTOR.

A Tabela 6 apresenta a relação dos órgãos segmentados no ARC1 com seus respectivos IDs, número de voxels, volume, massa e localização (x, y, z) inicial e final.

**Tabela 6- Dados dos órgãos segmentados no ARC1**

Órgão/tecido	IDs	Nº de voxels	Volume (cm <sup>3</sup> )	Massa (g)	X <sub>min</sub>	X <sub>max</sub>	Y <sub>min</sub>	Y <sub>max</sub>	Z <sub>min</sub>	Z <sub>max</sub>
Tecido mole	150	26432474	45675,32	47502,33	7	368	6	228	1	770
Ossos	100	2225015	3844,83	5267,42	9	363	31	223	2	770
Pulmões	10	2359094	4076,51	1141,42	72	298	47	201	222	416
Ar interno	50	109715	189,59	195,28	152	217	57	136	91	346
Parede da bexiga	97	27747	47,95	49,87	162	214	76	127	651	708
Conteúdo da bexiga	38	57392	99,17	--	166	211	80	124	654	704
Conteúdo do reto	36	19119	33,04	--	170	203	141	168	653	711
Parede do reto	95	20372	35,20	36,61	165	207	123	171	653	716
Próstata	39	9263	16,01	16,49	176	202	101	127	700	721
Pele	2	856022	1479,21	1612,34	6	369	5	229	0	770
Fundo	0	36299243	62725,09	--	0	375	0	235	0	770

Fonte: AUTOR.

Utilizando as FCs implementadas nesse trabalho, fantasmas como o AR, podem ser computacionalmente reconstruídos, de maneira otimizada, para atender

problemas específicos como a otimização de planejamentos em braquiterapia de próstata. Certamente, o desenvolvimento de MCEs baseados em fantasmas construídos a partir de imagens CT do paciente iria otimizar a distribuição dosimétrica em braquiterapia. Tanto as imagens primárias do paciente quanto o fantoma resultante podem ser adicionados a um banco de dados de imagens, caso possuam características diferentes das imagens já armazenadas. Além disso, os fantasmas computacionais podem servir como base para construção de fantasmas físicos com informações anatômicas mais detalhadas do que os atualmente utilizados.

### **4.3 Modelos computacionais de exposição**

Os resultados obtidos com os três MCEs (*MSUP\_Prostata*, *MSUP\_VOI\_Prostata* e *MSUP\_ATV\_Prostata*) desenvolvidos nesse trabalho consistem em arquivos de texto (Tabela 7). Para analisá-los foram utilizadas FCs implementadas nos softwares *DIP* e *MonteCarlo*.

#### **4.3.1 MSUP\_Prostata**

O arquivo *ContagensI125.txt* contém todos os valores de energia dos fótons emitidos pela fonte radioativa de I-125, bem como a contagem esperada e a obtida para cada uma delas após a simulação. A Tabela 8 contém os valores de contagens esperados e obtidos, após a simulação, para todas as energias dos fótons emitidos pelo I-125. Observa-se que os valores de erro relativo são muito baixos (todos menores que 1%), o que corrobora com o bom funcionamento da simulação. O gráfico da Figura 33 é mais uma FC desenvolvida para este trabalho e mostra que o espectro obtido se comporta como esperado, haja vista que os valores de contagens obtidos na simulação são muito próximos dos valores esperados.

Tabela 7- Arquivos de saída dos MCEs desenvolvidos

MCEs	Arquivos de saída
<i>MSUP_Prostata</i>	<p><i>Contagens125.txt</i></p> <p><i>MSUP_Prostata_AmostrasPontos125.txt</i></p> <p><i>MSUP_Prostata1.35keV.data</i></p> <p><i>MSUP_Prostata_EMeVPorVoxel.txt</i></p>
<i>MSUP_VOI_Prostata</i>	<p>Vários arquivos do tipo:</p> <p><i>MSUP_NblcDirSentIProstata.35keV.data.</i></p> <p>Nesses arquivos, Nblc = N° do bloco (01, 02...); Dir = direção (X, Y ou Z); Sent = sentido (+ ou -)</p>
<i>MSUP_ATV_Prostata</i>	<p><i>MSUP_Nblc_Prostata.35keV</i></p> <p>Nesse arquivo, Nblc = N° do bloco (01, 02...)</p>

Fonte: AUTOR.

O conteúdo do arquivo *MSUP\_Prostata\_AmostrasPontos125.txt* foi utilizado na construção da Figura 34 que corresponde aos pontos de partida de uma certa quantidade de fótons predefinida pelo usuário. Através dessa imagem, é possível avaliar se a distribuição espacial de fontes e a distribuição de fótons emergentes por fonte estão de acordo com os dados de entrada.

O arquivo *MSUP\_Prostata\_EMeVPorVoxel.txt* foi utilizado para construir imagens sintéticas da distribuição dosimétrica baseada em valores de tons de cinza do logaritmo neperiano das energias depositadas por voxel. A Figura 35 consiste em projeções axiais integrais do *MASH\_SUP*, na vista anterior e sagital, com a distribuição de dose absorvida obtida após a simulação. Observa-se que a maior parte da dose se concentra nos órgãos da região pélvica e partes proximais dos membros inferiores direito (MID) e esquerdo (MIE), como esperado para fótons de baixa energia. A Tabela 9 mostra valores de  $D/\dot{A}$  (em mGy/MBq.s) para os órgãos com amostragens mais significativas (coeficiente de variância < 1%), presentes nessa região.

**Tabela 8- Contagens esperadas e contagens obtidas para o espectro do I-125**

Energia (keV)	Contagens esperadas	Contagens obtidas	Erro relativo (%)
35,492	83.154.740	83.161.643	0,008
3,335	2.899.900	2.902.847	0,102
3,606	1.395.440	1.394.874	0,041
3,759	7.928.020	7.926.459	0,020
3,769	70.443.760	70.444.647	0,001
4,030	44.058.460	44.056.948	0,003
4,069	5.339.280	5.337.747	0,029
4,121	8.729.560	8.728.712	0,010
4,173	541.400	541.881	0,089
4,302	12.584.040	12.584.541	0,004
4,572	5.662.880	5.665.684	0,049
4,829	1.284.660	1.284.304	0,028
4,829	2.028.680	2.027.815	0,043
26,875	40.340	40.534	0,028
27,202	505.452.600	505.461.821	0,002
27,472	942.440.360	942.421.988	0,002
30,944	85.030.340	85.023.355	0,008
30,995	164.783.620	164.793.758	0,006
31,237	1.513.420	1.512.113	0,086
31,704	47.432.540	47.431.822	0,001
31,774	7.255.960	7.256.507	0,008
		<b>Média</b>	<b>0,027</b>

Fonte: AUTOR.

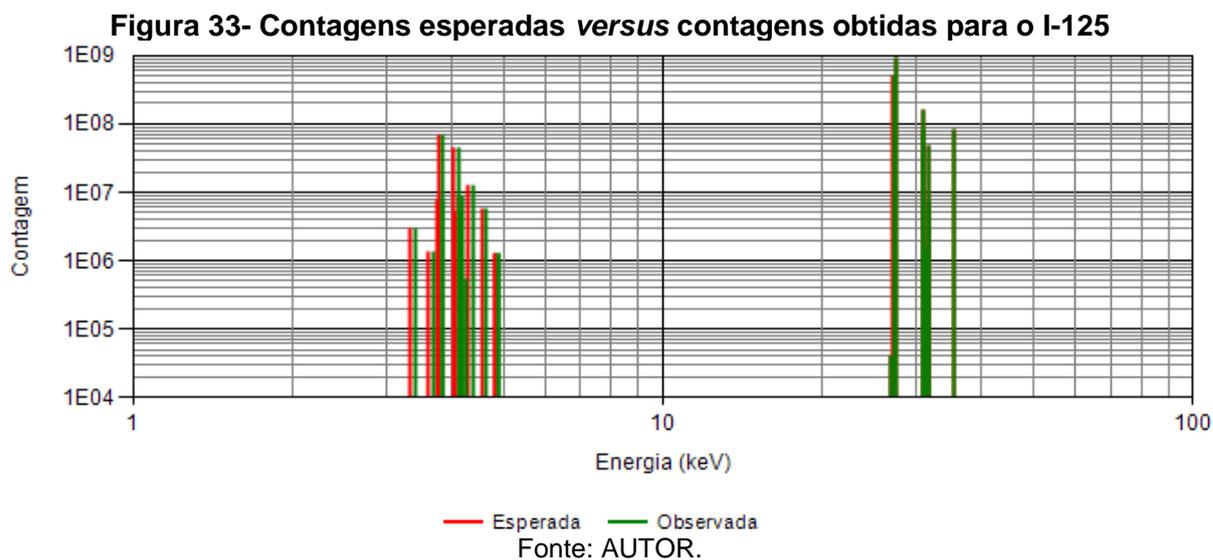
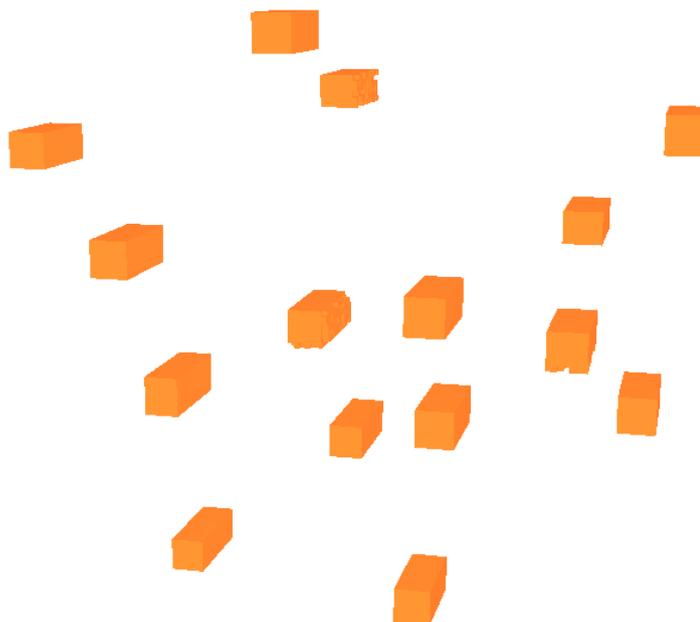


Figura 34- Imagem SGI do arquivo *MSUP\_ProstataAmostrasPontos125.txt*



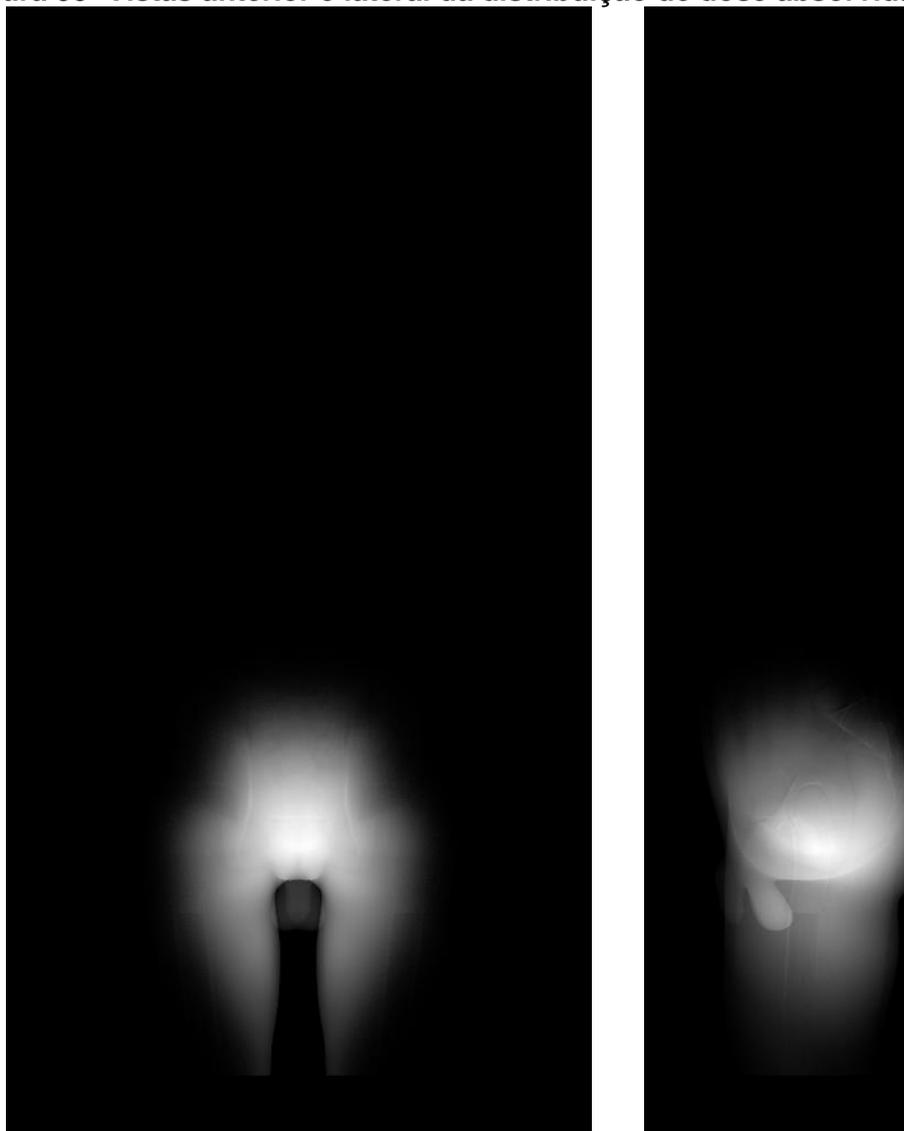
Fonte: AUTOR.

Tabela 9- Órgãos que apresentaram os dez maiores valores de D/Ã

Órgão/tecido	D/Ã	Coefficiente de variância (%)
Próstata	5,7590E-05	0,0000
Bexiga	2,07660E-06	0,0100
Cólon	8,4575E-08	0,0300
Testículos	2,6352E-07	0,0500
Pelve esponjosa	1,0386E-07	0,0600
Pelve cortical	3,7440E-08	0,0900
RBM da parte superior do MID	3,0338E-09	0,4000
BSC da parte superior do MID	3,0654E-09	0,5300
RBM da parte superior do MIE	3,3742E-09	0,3800
BSC da parte superior do MIE	3,4592E-09	0,5000

Fonte: AUTOR.

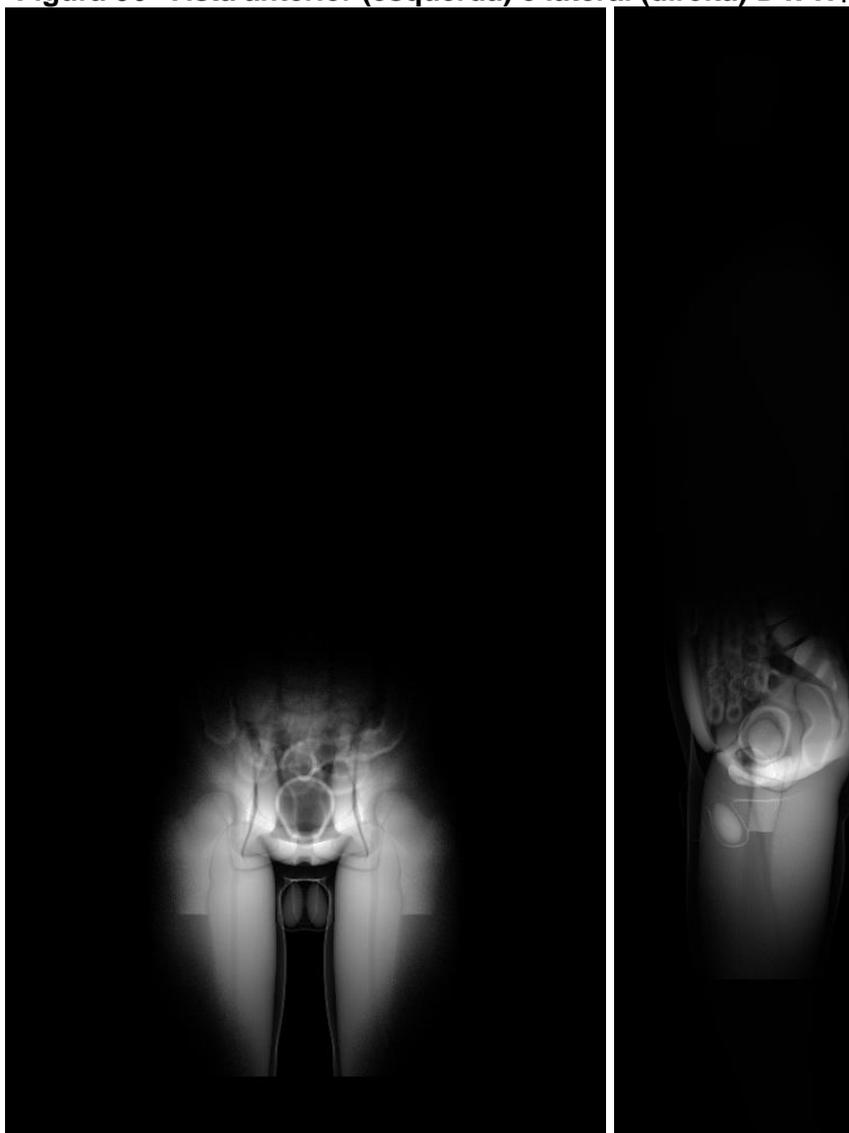
**Figura 35- Vistas anterior e lateral da distribuição de dose absorvida (D)**



Fonte: AUTOR.

Em relação à dose equivalente, onde a radiosensibilidade de cada órgão e/ou tecido é considerada (Tabela 3), a próstata, parede da bexiga, porção terminal do cólon, testículos, região proximal dos fêmures, púbis e sacro são as estruturas mais irradiadas.

Projeções axiais integrais do MASH\_SUP, na vista anterior e sagital, com a distribuição de dose equivalente obtida após a simulação são mostradas na Figura 36.

**Figura 36- Vista anterior (esquerda) e lateral (direita) D x W<sub>T</sub>**

Fonte: AUTOR.

#### **4.3.2 MSUP\_VOI\_Prostata**

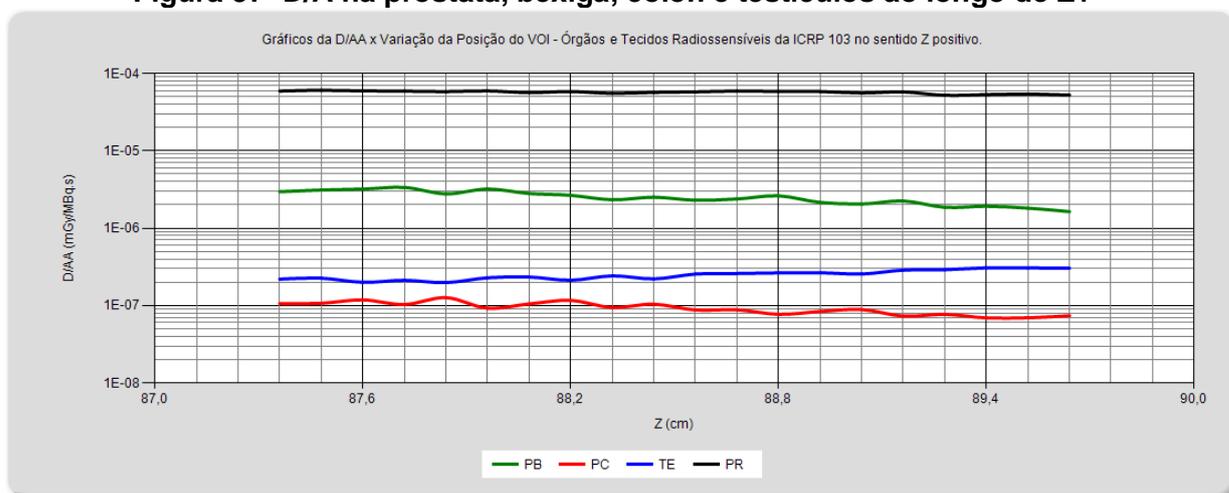
Os arquivos obtidos nas simulações realizadas com esse MCE foram analisados no *software MonteCarlo* através de gráficos que relacionam a  $D/\dot{A}$  (em mGy/MBq.s), em um ou mais órgãos, com a posição, em cm, de cada distribuição de sementes ao longo dos três eixos anatômicos ( $x, y, z$ ). No eixo Z, foram analisados os seguintes órgãos: próstata (PR), parede da bexiga (PB), parede do cólon (PC) e testículos (TE). Em X, além dos órgãos já citados em Z, avaliou-se as células da superfície óssea dos fêmures direito (BD) e esquerdo (BE). Em Y, também foram analisados os mesmos órgãos de Z e, adicionalmente, as células da superfície óssea da pelve (BP) e coluna lombossacra (BL).

A partir dessas análises é possível selecionar a localização específica de uma distribuição de sementes otimizada para ser simulada no *MSUP\_Prostata*.

#### 4.3.2.1 Eixo anatômico Z

O gráfico da Figura 37 mostra a variação da  $D/\tilde{A}$  na próstata, parede da bexiga, testículo e parede do cólon para as diferentes distribuições de sementes localizadas ao longo do eixo Z+. É possível observar que, à medida que os valores de Z aumentam, a  $D/\tilde{A}$  se mantém aproximadamente constante na próstata, apresenta uma relativa diminuição na parede da bexiga e do cólon, e aumenta nos testículos. Optou-se por avaliar o eixo Z apenas no sentido positivo, pois os valores de  $D/\tilde{A}$  nos testículos são uma ordem de grandeza menor que os da parede da bexiga.

**Figura 37-  $D/\tilde{A}$  na próstata, bexiga, cólon e testículos ao longo de Z+**



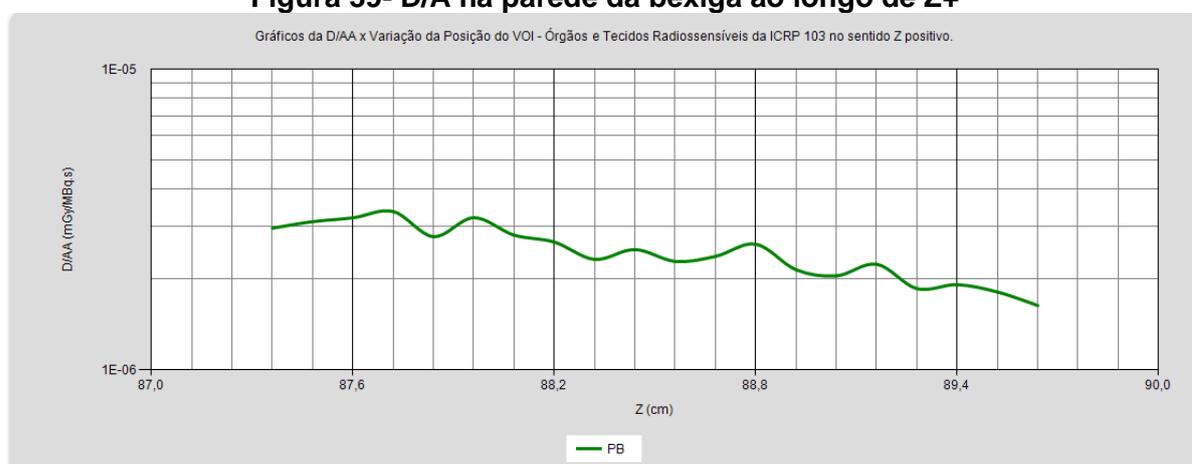
Analisando apenas a próstata, através do gráfico da Figura 38, observa-se que a  $D/\tilde{A}$  se mantém aproximadamente constante, principalmente nas distribuições de sementes localizadas entre 87,36 cm e 87,72 cm e entre 88,68 cm e 88,92 m. As demais posições apresentam pequenas variações nesses valores.

### Figura 38- D/Ã na próstata ao longo de Z+

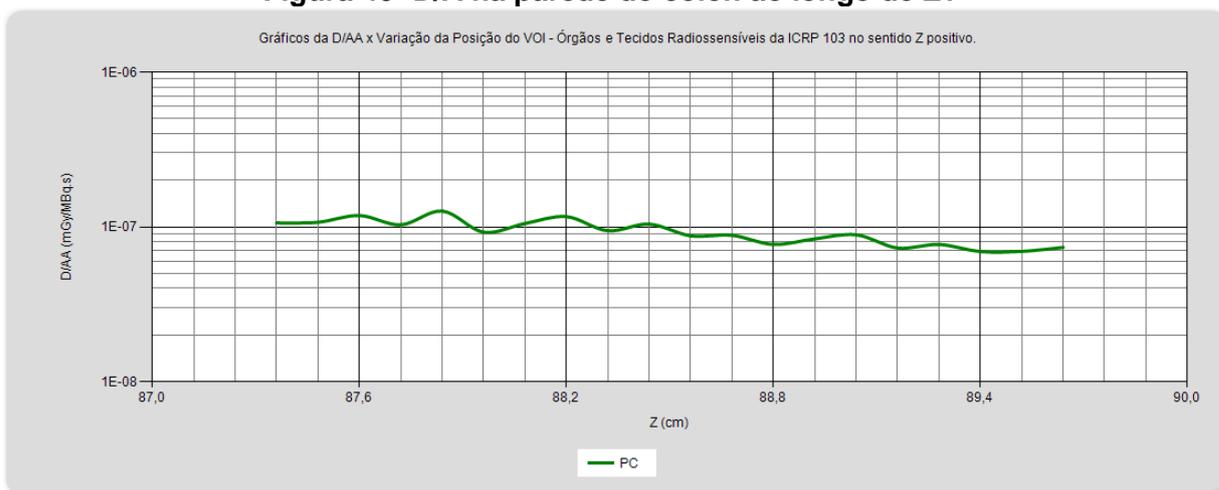


Em relação aos órgãos e tecidos sadios adjacentes, percebe-se que a D/Ã decresce, tanto na parede da bexiga (Figura 39) quanto na parede do cólon (Figura 40), e cresce nos testículos à medida que os valores de Z aumentam (Figura 41). Para essa situação, a melhor distribuição de sementes seria a que se encontra na posição 89,64 cm, pois o aumento da D/Ã nos testículos (de  $2,20 \times 10^{-7} \text{ mGy/MBq.s}$  na posição 87,36 cm para  $3,04 \times 10^{-7} \text{ mGy/MBq.s}$  na posição 89,64 cm) é desprezível em relação à diminuição apresentada pela parede do cólon (de  $1,06 \times 10^{-7} \text{ mGy/MBq.s}$  para  $7,37 \times 10^{-8} \text{ mGy/MBq.s}$ ). Além disso, o  $W_T$  dos testículos (0,08) é menor que o da parede do cólon (0,12).

### Figura 39- D/Ã na parede da bexiga ao longo de Z+

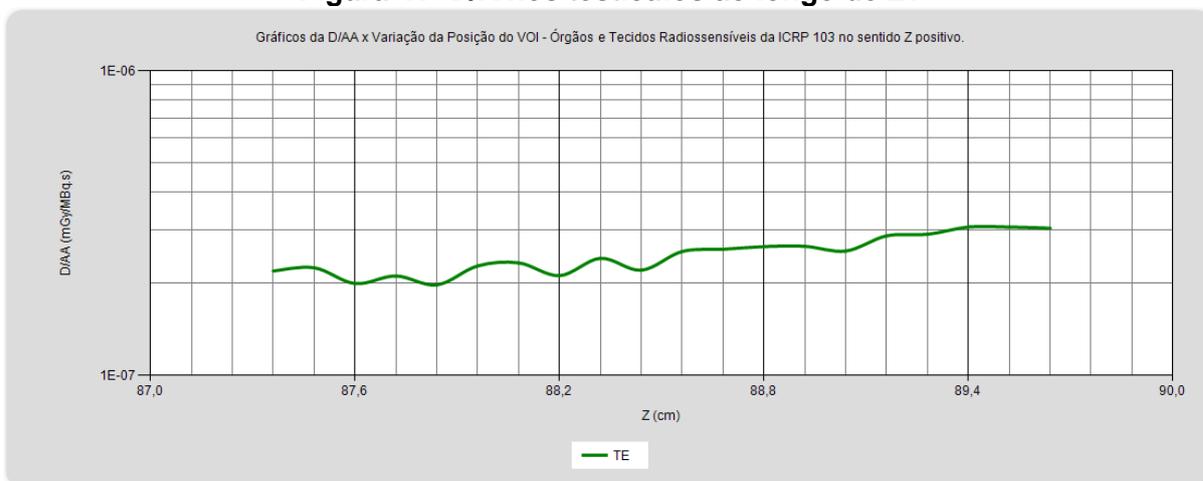


**Figura 40- D/Ã na parede do c33lon ao longo de Z+**



Fonte: AUTOR.

**Figura 41- D/Ã nos testÃculos ao longo de Z+**

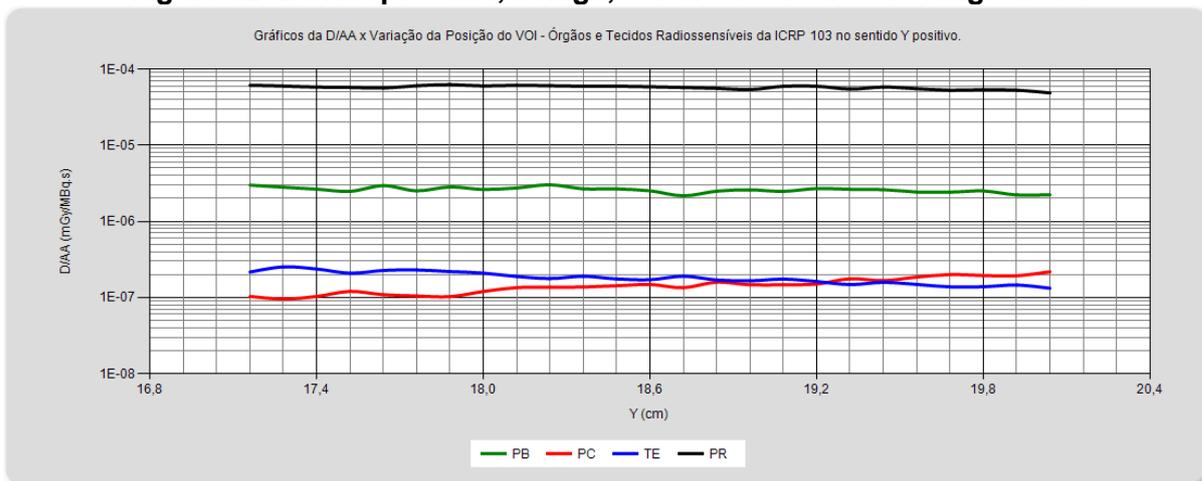


Fonte: AUTOR.

#### 4.3.2.2 Eixo anat33mico Y

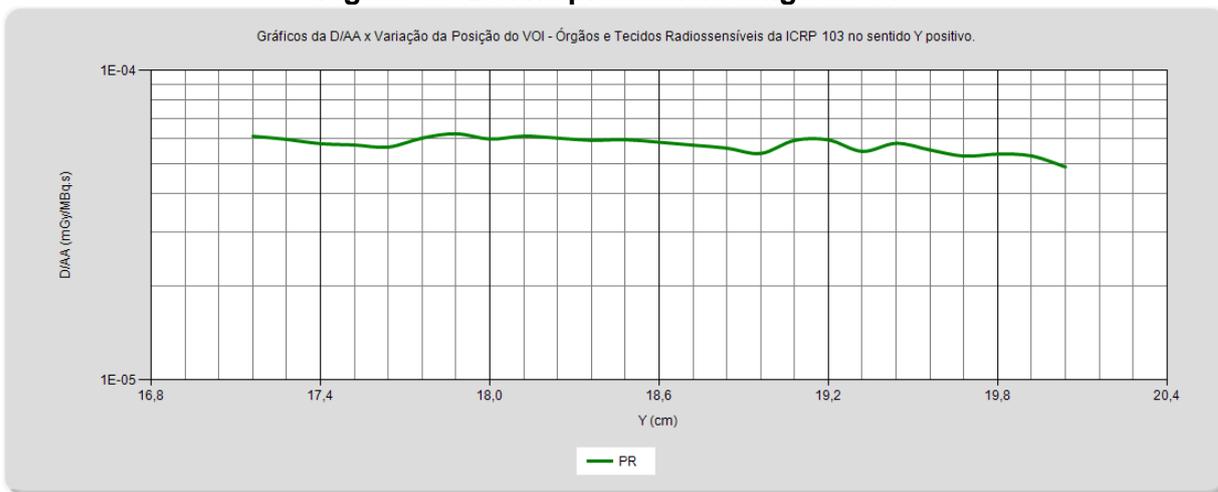
A partir do grÃfico da Figura 42 33 possÃvel observar que, nas distribui33es de sementes localizadas ao longo de Y+, a D/Ã, tanto na pr33stata quanto na parede da bexiga, permanece aproximadamente constante. Os testÃculos e a parede do c33lon, por sua vez, apresentam diminui33o e aumento nos valores de D/Ã, respectivamente.

**Figura 42- D/Ã na próstata, bexiga, cólon e testículos ao longo de Y+**



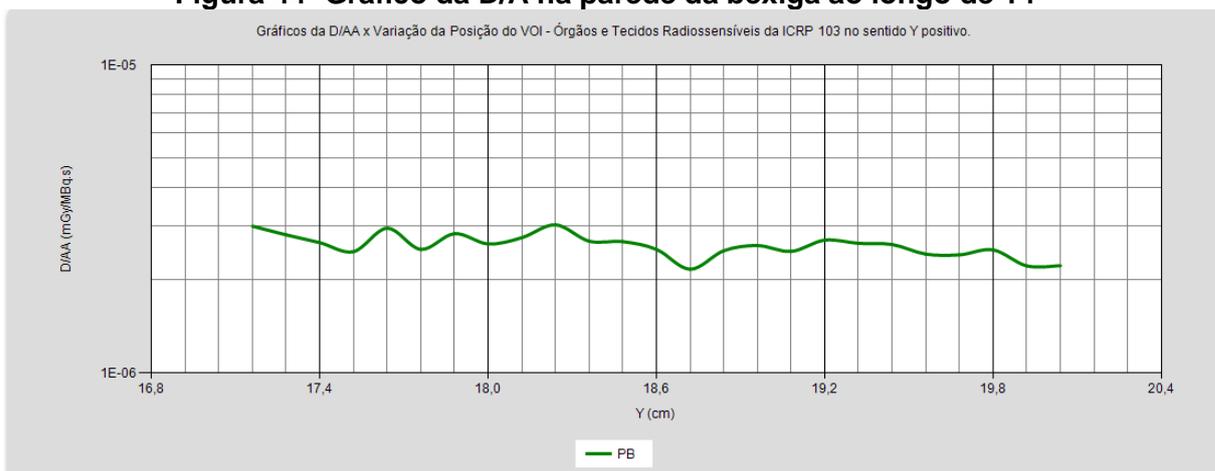
Analisando apenas a próstata, observa-se que os valores de D/Ã permanecem aproximadamente constantes para as distribuições de sementes localizadas entre 18,0 cm e 18,6 cm (Figura 43).

**Figura 43- D/Ã na próstata ao longo de Y+**

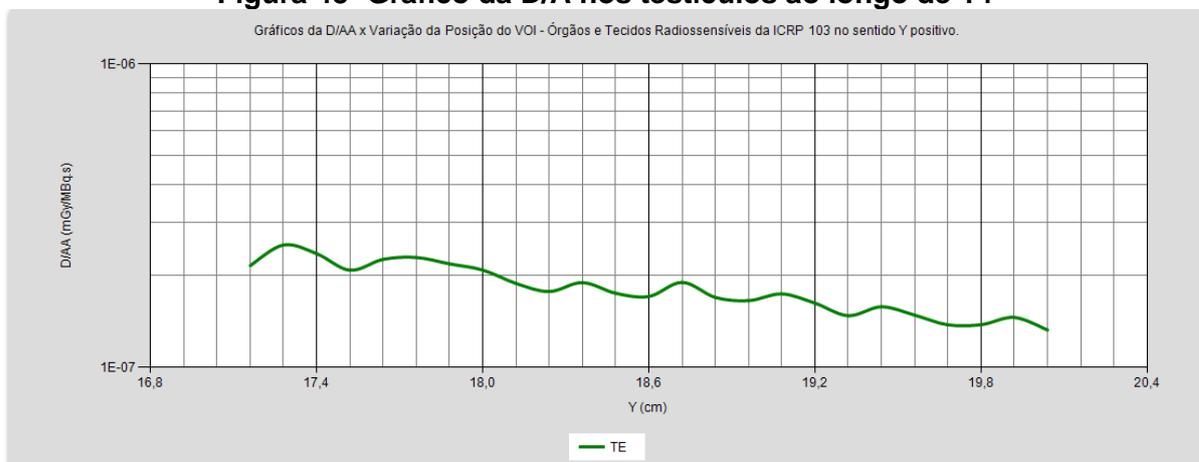


Em relação à parede da bexiga e testículos, observa-se que os valores de D/Ã diminuem à medida que os valores de Y aumentam (Figura 44 e Figura 45). A parede do cólon, por sua vez, apresenta aumento nesses valores (Figura 46).

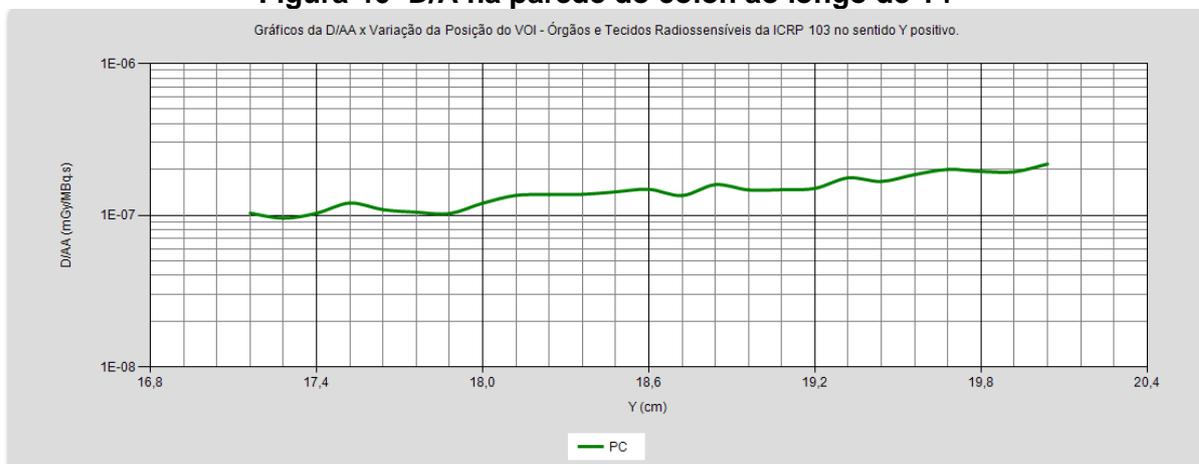
**Figura 44- Gráfico da D/Ã na parede da bexiga ao longo de Y+**



**Figura 45- Gráfico da D/Ã nos testículos ao longo de Y+**



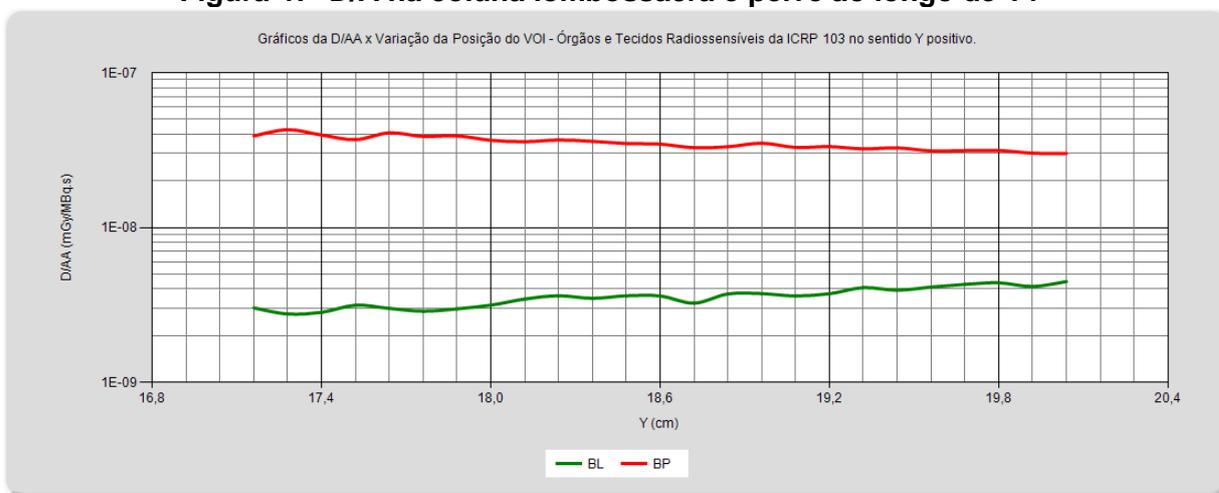
**Figura 46- D/Ã na parede do cólon ao longo de Y+**



Em relação aos valores de D/Ã nos tecidos ósseos adjacentes à próstata, o gráfico da Figura 47 mostra, como esperado, uma diminuição na pelve e um

aumento na coluna lombossacra. Contudo esses valores chegam a ser uma ordem de grandeza menor que os apresentados pela parede do cólon.

**Figura 47- D/Ã na coluna lombossacra e pele ao longo de Y+**



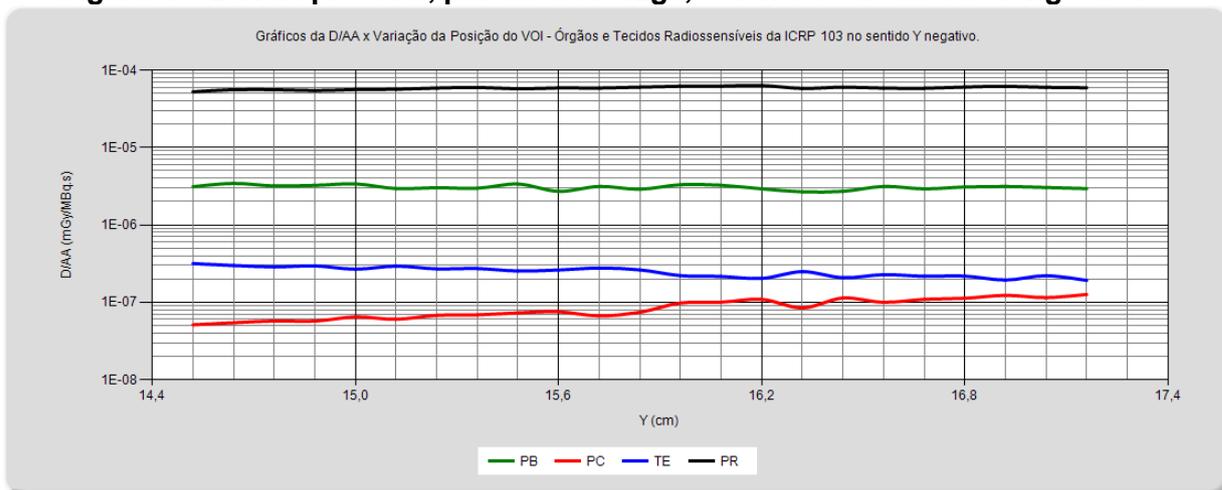
Fonte: AUTOR.

Observa-se que todos os aumentos e diminuições apresentados, para esse caso, não ultrapassam uma ordem de grandeza. Porém, como a parede do cólon possui  $W_T = 0,12$  e os testículos  $W_T = 0,08$ , o recomendado seria optar pela distribuição localizada na posição 17,28 cm. Contudo vale analisar as distribuições no sentido Y-. Fazendo uma análise contrária à anterior, ou seja, ao longo do eixo Y-, observa-se que os valores de D/Ã na próstata e parede da bexiga apresentam uma certa constância (Figura 48). A parede do cólon apresenta uma diminuição nesses valores e os testículos apresentam um aumento (Figura 48).

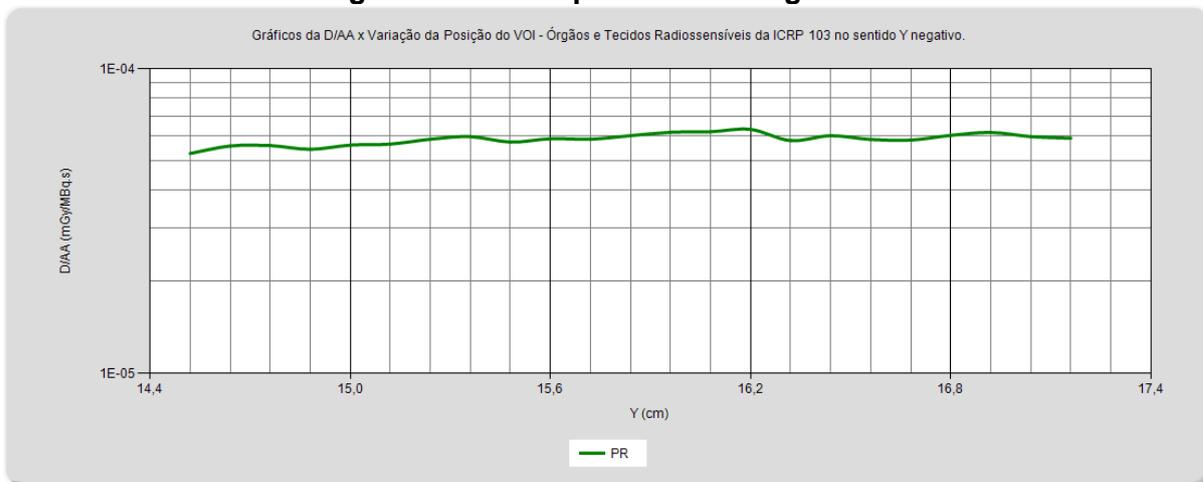
A Figura 49 mostra que, na próstata, os valores de D/Ã são aproximadamente constantes nas distribuições localizadas entre 17,16 cm e 15,24 cm (Figura 49).

Em relação à pele e coluna lombossacra, esta apresenta uma diminuição e aquela um discreto aumento nos valores de D/Ã (Figura 50). Contudo esses valores também chegam a ser uma ordem de grandeza menores que os apresentados pela parede do cólon.

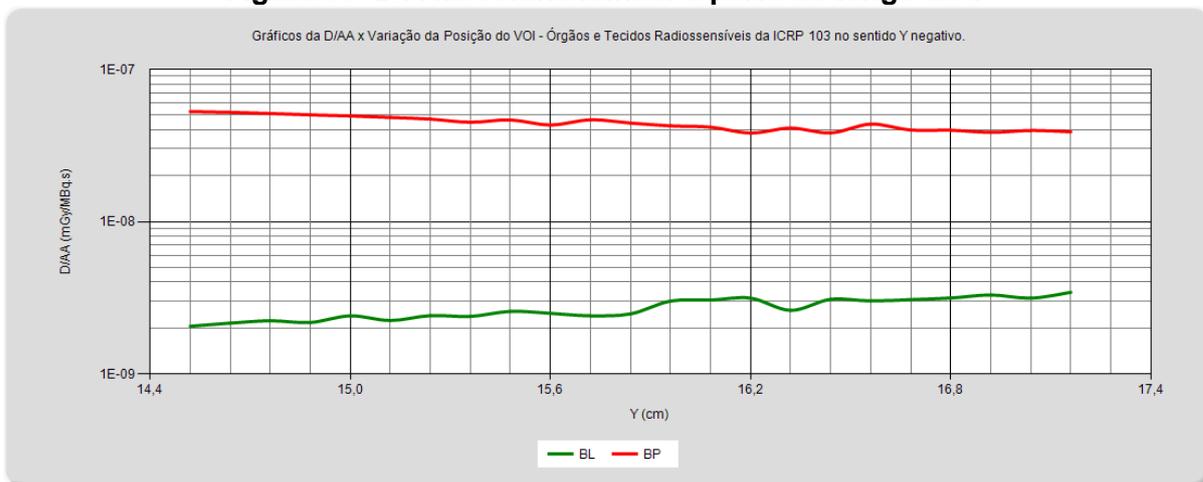
**Figura 48- D/Ã na próstata, parede da bexiga, cólon e testículos ao longo de Y-**



**Figura 49- D/Ã na próstata ao longo de Y-**

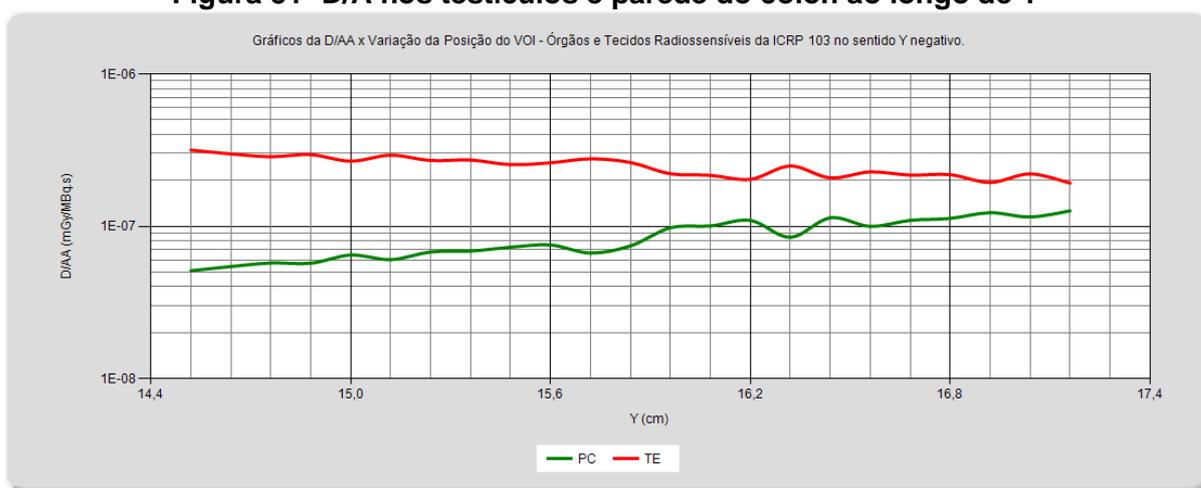


**Figura 50- D/Ã na coluna lombar e pelve ao longo de Y-**



Analisando apenas os testículos e a parede do cólon, observa-se que a redução nos valores de  $D/\dot{A}$  apresentada pelo cólon é mais considerável que o aumento apresentado pelos testículos (Figura 51). Além disso, o  $W_T$  do cólon é 0,12 enquanto que o dos testículos é 0,08. Assim, a melhor distribuição de sementes, para esse caso, é aquela que se encontra na posição 14,52 cm, pois nela a dose na parede do cólon que era  $1,26 \times 10^{-7} \text{ mGy/MBq.s}$  em 17,16 cm, cai para  $5,11 \times 10^{-8} \text{ mGy/MBq.s}$  e os aumentos e diminuições apresentados pelos outros órgãos são desprezíveis.

**Figura 51-  $D/\dot{A}$  nos testículos e parede do cólon ao longo de Y-**

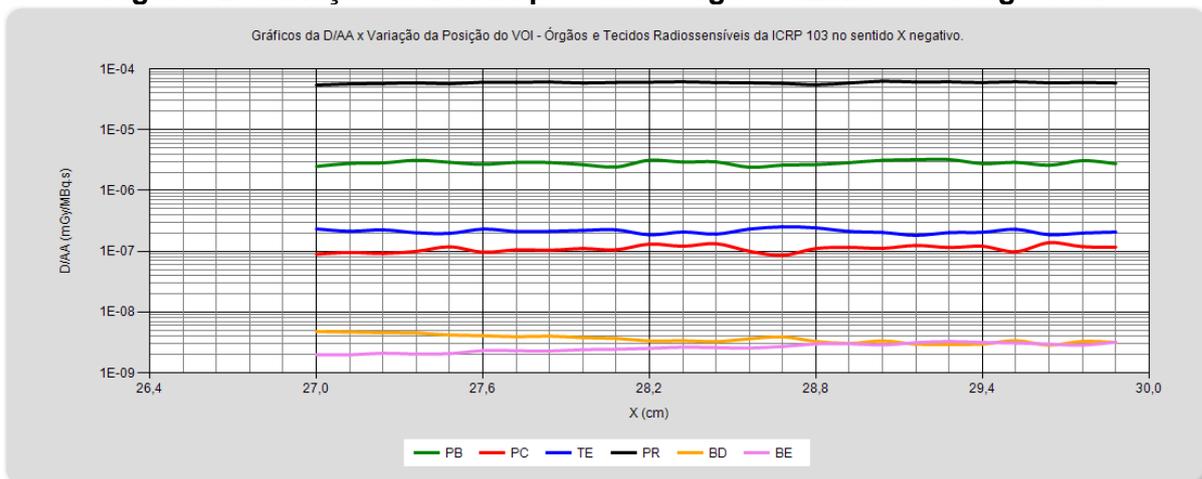


Fonte: AUTOR.

#### 4.3.2.3 Eixo anatômico X

Para as distribuições de sementes localizadas ao longo de X-, os valores de  $D/\dot{A}$ , na próstata, parede da bexiga, parede do cólon e testículos se mantêm aproximadamente constantes. Nas células da medula óssea vermelha dos fêmures direito e esquerdo, esses valores, como esperado, diminuem e aumentam, respectivamente (Figura 52). Esses aumentos e diminuições, por sua vez, não são tão significativos uma vez que os valores de  $D/\dot{A}$ , em ambos os fêmures, são mais que uma ordem de grandeza menor do que os da parede do cólon. Contudo a distribuição ideal para esse caso é aquela em que a  $D/\dot{A}$  nos dois fêmures são aproximadamente iguais (entre 28,8 cm e 29,28 cm).

**Figura 52- Variação da D/Ã na próstata e órgãos vizinhos ao longo de X-**



Fonte: AUTOR.

### 4.3.3 MSUP\_ATV\_Prostata

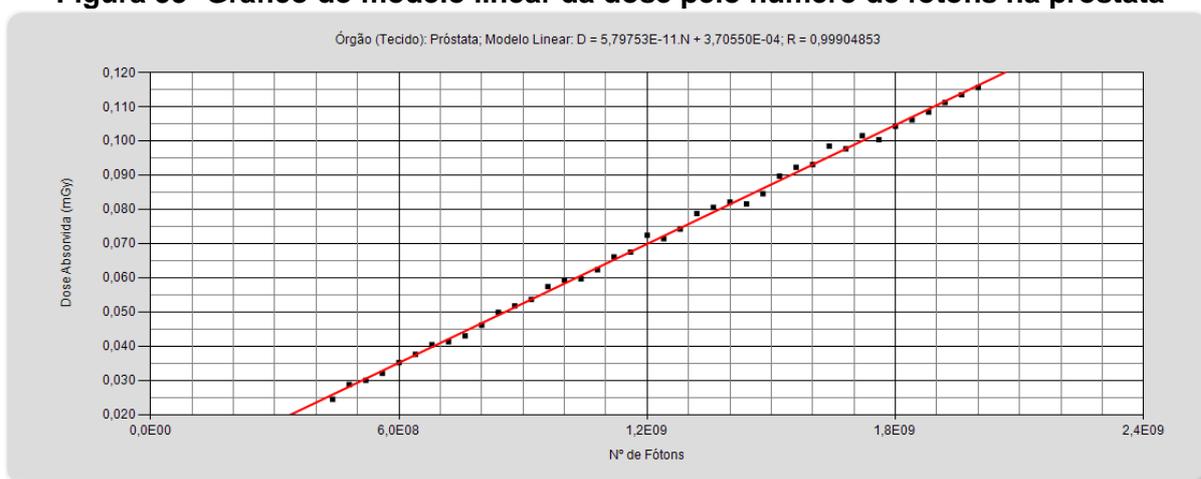
A análise dos resultados obtidos com o MCE *MSUP\_ATV\_Prostata* foi feita no *software* MonteCarlo através de gráficos e tabelas. Os gráficos são mostrados junto com sua respectiva equação e coeficiente de correlação (R), e relacionam a dose absorvida (em mGy), no órgão selecionado, com o número de fótons simulados, utilizando quatro modelos matemáticos distintos. A partir desses gráficos, e dos valores de R das suas respectivas equações, é possível selecionar o modelo que melhor se adapta a determinado órgão e obter a dose absorvida, no órgão em questão, quando se utiliza determinado número de histórias (N). Ou ainda, a partir da dose absorvida, obter o número de histórias necessárias para simulação no *MSUP\_Prostata* utilizando a distribuição de sementes otimizada através do *MSUP\_VOI\_Prostata*.

Em relação a próstata, é possível observar, através dos valores de R contidos na Tabela 10, que o modelo linear ( $R = 0,99909798$ ) é o que melhor representa a variação da dose absorvida em relação ao número de fótons. A Figura 53 corresponde ao gráfico do modelo linear para esse órgão.

**Tabela 10- Modelos matemáticos com suas respectivas equações**

Modelo	Equação	R
Linear	$D = 5,76385E-11N + 7,04259E-04$	0,99909798
Logarítmico	$D = 6,13052E-02\ln(2,83789E-09N)$	0,98256803
Exponencial	$D = 2,17484E-02\exp(9,02271E-10N)$	0,97679101
Potencial	$D = 6,16600E-11N^{(9,97275E-01)}$	0,99827392

Fonte: AUTOR.

**Figura 53- Gráfico do modelo linear da dose pelo número de fótons na próstata**

Fonte: AUTOR.

Entretanto, a função  $D = 5,79753E-11N + 3,70550E-04$  não deve ser utilizada diretamente para avaliar doses fora do intervalo simulado, isto é, a dose absorvida em situações reais. Deve-se dividir a equação por  $N$  e usar  $\frac{D}{N} = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{aN+b}{N} = a + \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{b}{N}$ , como sendo  $D/\tilde{A}$ . Para exemplificar, tomando o último ponto do gráfico têm-se  $D/N = 5,80E-05$  mGy/MBq.s com coeficiente de variância próximo de 0%. Assim, conhecendo a taxa de dose prescrita, é possível estimar a atividade a ser administrada no órgão em questão.

De acordo com Salvajoli (2013), a dose prescrita na próstata é em torno de 160 Gy, aplicada durante 275 dias. Isso corresponde a uma taxa de dose de  $6,73E-03$  mGy/s. Dividindo essa taxa pelo resultado simulado, têm-se um valor de atividade administrada de 116 MBq.

Deve-se advertir que a simulação em questão usou um número de história constante por sementes. Logicamente, para um estudo de caso, tanto este número quanto o número de sementes da distribuição de fontes deve estar em acordo com a atividade desejada pelo clínico.

## 5 CONCLUSÃO

Apesar dos seus inúmeros benefícios, as radiações ionizantes podem causar danos ao tecido humano, caso utilizada de maneira incorreta. Assim, é importante que se realizem estudos dosimétricos que visem à otimização dos processos que utilizam esse tipo de radiação, maximizando a dose nas estruturas patológicas e minimizando a distribuição nas estruturas sadias adjacentes.

As FCs desenvolvidas nesse trabalho foram e podem ser utilizadas tanto na construção de fantasmas computacionais personalizados quanto de MCEs específicos, organização de suas saídas, análise e apresentação dos resultados.

Os três MCEs e as FCs desenvolvidas se mostraram úteis na otimização de procedimentos de braquiterapia de próstata com baixa taxa de dose.

O *MSUP\_Prostata* mostrou, como era esperado, que os órgãos que apresentam as maiores doses de radiação são a próstata, parede da bexiga, testículos e parede do cólon. Ou seja, o fato do I-125 emitir fótons de baixa energia, faz com que praticamente toda a dose de radiação seja depositada nos órgãos e/ou tecidos da região pélvica. Contudo, esses órgãos possuem radios sensibilidades diferentes, assim é necessário otimizar a distribuição dosimétrica nessa região, a fim de proteger os órgãos mais radios sensíveis.

O *MSUP\_VOI\_Prostata*, utiliza várias distribuições de sementes localizadas em diversas partes da próstata. Através dele, é possível escolher uma região específica da próstata para inserir determinado número de sementes que gere uma dose máxima na próstata e mínima nos órgãos e/ou tecidos adjacentes, levando em consideração a radios sensibilidade de cada um deles.

O *MSUP\_ATV\_Prostata* é um MCE que avalia o comportamento da dose, em determinado órgão ou tecido, em relação ao número de fótons simulados. Ele pode ser utilizado para estimar a atividade administrada baseada na taxa de dose esperada. A possibilidade de usar mais de um modelo matemático para estimar o melhor coeficiente de conversão ( $D/\dot{A}$ ) baseado na correlação (R) entre as variáveis da simulação (D e N) melhora a confiabilidade dos resultados.

Para utilizar essas FCs com eficácia na prática hospitalar, é necessário realizar adaptações, principalmente na distribuição inicial de sementes e suas atividades. Contudo, isso não implicaria em grandes esforços computacionais.

## 6 PERSPECTIVAS

O fantoma desenvolvido nesse trabalho poderá ser utilizado como fantoma base para diversas aplicações. Ele pode ainda ser reconstruído fisicamente com órgãos e/ou tecidos ausentes na sua versão original para realizar medidas experimentais. Atualmente, o GDN conta com duas impressoras 3D e vem realizando estudos para imprimir fantasmas computacionais personalizados com informações anatômicas mais detalhadas que os comerciais disponíveis. Esses fantasmas podem ser construídos, de maneira similar ao ARC1, utilizando FCs aqui desenvolvidas.

O MCEs desenvolvidos podem ser utilizados para realizar simulações com os fantasmas computacionais personalizados e otimizar procedimentos de braquiterapia de próstata. Tanto os fantasmas quanto os resultados das simulações podem ser organizados e armazenados para futura construção de um banco de dados.

## REFERÊNCIAS

AGOSTINELLI, S.; ALLISON J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G.; BEHNER, L.; BELLAGAMBA, L.; BOUDREAU J.; BROGLIA, L.; BRUNENGO, A.; CHAUVIE, S.; CHUMA, J.; CHYTRACEK R.; COOPERMAN, G.; COSMO, G.; DEGTYARENKO, P.; DELL'ACCQUA, A.; DEPAOLA, G.; DIETRICH, D.; ENAMI, R.; FELICIELLO, A.; FERGUSON, C.; FESEFELDT, H.; FOLGER, G.; FOPPIANO, F.; FORTI, A.; GARELLI, S.; GIANI, S.; GIANNITRAPANI, R.; GIBIN, D.; GOMEZ CADENAS, J. J.; GONZÁLEZ, I.; GRACIA ABRIL, G.; GREENIAUS, G.; GREINER, W.; GRICHINE, V.; GROSSHEIM, A.; GUMPLINGER, P.; HAMATSU, R.; HASHIMOTO, K.; HASUI, H.; HEIKKINEN, A.; HOWARD, A.; HUTTON, A.; IVANCHENKO, V.; JOHNSON, A.; JONES, F. W.; KALLENBACH, J.; KANAYA, N.; KAWABATA, M.; KAWABATA, Y.; KAWAGUTI, M.; KELNER, S.; KENT, P.; KODAMA, T.; KOKOULIN, R.; KOSSOV, M.; KURASHIGE, H.; LAMANNA, E.; LAMPEN, T.; LARA, V.; LEFEBURE, V.; LEI, F.; LIENDL, M.; LOCKMAN, W.; LONGO, F.; MAGNI, S.; MAIRE, M.; MECKING, B.; MEDERNACH, E.; MINAMIMOTO, K.; MORA DE FREITAS, P.; MORITA, Y.; MURAKAMI, K.; NAGAMATU, M.; NARTALLO, R.; NIEMINEN, P.; NISHIMURA, T.; OHTSUBO, K.; OKAMURA, M.; O'NEALE, S.; OOHATA, Y.; PAECH, K.; PERL, J.; PFEIFFER, A.; PIA, M. G.; RANJARD, F.; RYBIN, A.; SADILOV, S.; DI SALVO, E.; SANTIN, G.; SASAKI, T.; SAVVAS, N.; SAWADA, Y.; SCHERER, S.; SEI, S.; SIROTENKO, V.; SMITH, D.; STARKOV, N.; STOECKER, H.; SULKIMO, J.; TAKAHATA, M.; TANAKA, S.; TCHERNIAEV, E.; SAFAI TEHRANI, E.; TROPEANO, M.; TRUSCOTT, P.; UNO, H.; URBAN, L.; URBAN, P.; VERDERI, M.; WALKDEN, A.; WANDER, W.; WEBER, H.; WELLISCH, J. P.; WENAUS, T.; WILLIAMS, D. C.; WRIGHT, D.; YAMADA, T.; YOSHIDA, H.; ZSCHIESCHE, D. Geant4: A Simulation Toolkit. Geant4 Collaboration, 2019, 86 p. Disponível em: <<http://cds.cern.ch/record/602040/files/it-2002-003.pdf?version=1>>. Acesso em: 10 set 2018.

ANDRADE, P. H. A. **Construção e Voxelização de um Fantoma Mesh Masculino Adulto com Macro Circulação E Vasos Linfáticos.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2017, 76 p.

BARBOSA, A. K. S. **Avaliação dosimétrica em braquiterapia permanente de baixa taxa de dose para tratamento de câncer de Próstata.** Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2010, 92 p.

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de Um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes.** Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2015, 94 p.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2011, 102 p.

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. FASH and MASH: female and Male Adult Human Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces: I. Development of the Anatomy. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 55, No. 1, 2010a.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C.; KHOURY, H. J. Posture-Specific Phantoms Representing Female and Male Adults in Monte Carlo-based Simulations for Radiological Protection. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 55, No. 15, 2010b.

CEMBER, H.; JOHNSON, T.E. **Introduction to Health Physics**. 4<sup>a</sup> ed. New York: McGraw-Hill Medical, 2008. 864 p.

CHU, S. Y. F.; EKSTROM, L. P.; FIRESTONE, R. B. **The Lund/LBNL Nuclear Data Search**. Version 2.0, February 1999.

CORDEIRO, L. P., **Aplicação WEB para Modelagem de Sistema PET**. Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2016.

DÂNGELO, J.G.; FATTINI, C.A. **Anatomia Humana Básica**. São Paulo: Atheneu, 2002, 184 p.

DEN/UFPE - Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, Disponível em: <<http://caldose.org/>> Acesso em 01 jan. 2019.

FONSECA, T. C. F. **Desenvolvimento de um Sistema Computacional para o Planejamento Radioterápico com a Técnica IMRT Aplicado ao Código MCNP com Interface Gráfica 3D para Modelos de Voxel**. Dissertação de mestrado. Belo Horizonte: UFMG, 2009, 154 p.

GONZALEZ, R. C. e WOODS, R. E., **Processamento Digital de Imagens**, 3<sup>a</sup> ed., Pearson Education do Brasil, São Paulo, SP, Brasil, 2010.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values**. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4), 2002, 279 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007, 35 p.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. **A report of adult reference computational phantoms**. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39, 2009.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. ICRU Report 44. Bethesda, 1989.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements. **Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy**. ICRU Report 58. Bethesda, 1997.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Coordenação de Prevenção e Vigilância. **Estimativa 2016: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2015.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Próstata**. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/prostata+/d/efinicao>>. Acesso em 26 dez. 2018.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Próstata**. Disponível em: <<http://mortalidade.inca.gov.br/MortalidadeWeb/>>. Acesso em 26 fev. 2017.

Instituto Vencer o Câncer. **Tipos Especiais de Radioterapia**. Disponível em: <<https://www.vencerocancer.org.br/tratamento/radioterapia/?catsel=tipos-de-cancer>>. Acesso em 03 maio de 2019.

JUSTINO, P. C.; SANTOS, W. S.; SANTOS, C. J.; NEVES, L. P.; BELINATO W.; PERINI, A. P. **Avaliação Computacional das Doses em Braquiterapia para tratamento de câncer de Próstata com uma Nova Semente de 125I**. XI Simpósio de Engenharia Biomédica, Uberlândia, 2018.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B., **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. NRCC Report PIRS-701. National Research Council of Canada, Ottawa, Canadá, 2017.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. All About MAX: A Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculations in Radiation Protection Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 48, No. 23, 2003, 23 p.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. All About FAX: A Female Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculations in Radiation Protection Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 48, No. 23, 2004, 15 p.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M.; MAX06 and FAX06: Update of Two Adult Human Phantoms for Radiation Protection Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, 2006.

KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., and KAWRAKOW, I., Skeletal Dosimetry for External Exposure to Photons Based on  $\mu$ CT Images of Spongiosa from Different Bone Sites, **Physics in Medicine Biology**, 52, 6697-6716, 2007.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J. CALDose X - A Software Tool for the Assessment of Organ and Tissue Absorbed Doses, Effective dose and Cancer Risks in Diagnostic Radiology. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 53, No. 22, 2008, 24 p.

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M.; BROW, K. R.; FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surface: II. Dosimetric calculations. **Physics in medicine and biology**, v. 55 163-189, 2010.

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; OLIVEIRA LIRA, C. A.; ROBSON BROWN, K. Skeletal Dosimetry Based on  $\mu$ CT Images of Trabecular Bone: Update and Comparisons. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 57, No. 12, 2012.

LEAL NETO, V. **Desenvolvimento de Uma Interface Gráfica de Usuário Para Modelos Computacionais de Exposição Externa**. Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2007, 83 p.

LEAL NETO, V., **SID: Um Sistema Computacional para Obtenção e Gerenciamento de Informações sobre Dosimetria das Radiações Ionizantes**. Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2013, 167 p.

LOPES FILHO, F. J. **Avaliações Dosimétricas em Pacientes Submetidos à Radioiodoterapia com Base em Fantasmas de Voxels e em Imagens de Medicina Nuclear.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2007, 114 p.

MENEZES, A. F., **Estudo Dosimétrico de Braquiterapia de Próstata com Sementes de I-125 e Pd-103 Usando Modelagem Computacional.** Tese de doutorado. Rio de Janeiro: UFRJ, 2013, 130 p.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. **The EGS4 Code System. Report SLAC-265.** Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California 94305, 1985, 206 p.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações.** São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

OLIVEIRA, A. C. H. **Desenvolvimento de um Sistema Computacional Baseado no Código GEANT4 para Avaliações Dosimétricas em Radioterapia.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2016, 101 p.

OLIVEIRA, F. L. **Avaliação Dosimétrica De Propostas De Planejamento Radioterápico Para Tratamento De Mama e Próstata.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2015, 85p.

PELOWITZ, D. B. **MCNPX User's Manual, Version 2.7.0, Report LA-CP-11- 00438.** Los Alamos National Laboratory; 2011.

RESENDE FILHO, T. A., **Desenvolvimento do FrameDose - Uma Plataforma Computacional para Organização de Informações Técnicas Relacionadas com Modelos Computacionais de Exposição.** Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2011, 103 p.

RIVARD, M. J.; COURSEY, B. M.; DEWERD, L. A.; HANSON, W. F.; HUQ, M. S.; IBBOTT, G. S.; MITCH, M. G.; NATH, R.; WILLIAMSON, J. F., Update of AAPM Task

Group N° 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. **Medical Physics**, 2004.

RSD. **The Alderson Radiation Therapy Phantom (ART). The Worldwide Standard for Quality Assurance for Radiation Therapy**. Disponível em: <[http://www.rsdphantoms.com/rt\\_art.htm](http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm)>. Acesso em: 21 jan 2019.

SALVAJOLI, J. V. **O Papel da Radioterapia no Tratamento do Câncer – Avanços e Desafios**. Onco&, 2012.

SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**. São Paulo: Atheneu, 2013, 1312 p. 88

SANTOS, A. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais**. Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2006, 72 p.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um tratamento radioterápico crânio-espinhal utilizando um fantoma de voxel infantil e espaços de fase representativos de um acelerador linear**. Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2016, 85 p.

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997, 361 p.

TRINDADE, Bruno M. **Desenvolvimento de Sistema Computacional para Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado em Método Estocástico - SISCODES**. Dissertação de mestrado. Belo Horizonte: UFMG, 2004, 138 p.

TRINDADE, B. M.; CHRISTOVÃO, M. T.; TRINDADE, D. F. M.; FALCÃO, P. L.; CAMPOS, T. P. R. Dosimetria Comparativa de Braquiterapia de Próstata com Sementes de I-125 e Pd-103 via SISCODES/MCNP. **Radiologia Brasileira**, v. 45, p. 267-272, set/out, 2012.

VIEIRA, I. F., **Desenvolvimento de um Software para Modelagem de Tomógrafos por Emissão de Pósitrons**. Dissertação de mestrado. Recife: UFPE, 2013, 104 p.

VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels**. Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2004, 101 p.

VIEIRA, J. W., STOSIC, B., LIMA, F. R. A., KRAMER, R. SANTOS, A. M. e LIMA, V. J. M., **Um Software para Editar Fantasmas de Voxels e Calcular Coeficientes de Conversão para a Proteção Radiológica**. RADIO 2005, ABENDE, Rio de Janeiro, 2005.

VIEIRA, J. W., SANTOS, A. M. e LIMA, F. R. A., **Tratamento de Imagens Tomográficas para Uso em Dosimetria Numérica**. First American IRPA Congress, XXIV SMSR Annual Meeting XVII Annual SNM Congress, Acapulco, Mexico, September 3-8, 2006.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A Software to Digital Image Processing To Be Used in the Voxel Phantom Development. **Cellular and Molecular Biology**, vol. 55, 2009, 16-22 p. 89

VIEIRA, J. W., LEAL NETO, V., LIMA FILHO, J. M., LIMA, L. F., LOPES FILHO, F. J., ROCHA, E. A., and LIMA, F. R. A., **Estimate of Dose Distribution in Voxel Phantom Irradiated by a Planar Source Modeled by Translational Normal Probability Density Functions**. 2012 International Symposium on radiation Physics, Rio de Janeiro, Brazil, 7-12 October, 2012a.

VIEIRA, J. W., LEAL NETO, V., LIMA FILHO, J. M., LIMA, L. F. e LIMA, F. R. A., **Modelagem Monte Carlo de Regiões dos Ossos Trabeculares de Adultos para Uso em Modelos Computacionais de Exposição**. Terceiro Congresso de Proteção Contra Radiações da Comunidade dos Países de Língua Portuguesa, 2012, Lisboa, Portugal, 2012b.

VIEIRA, J. W., LEAL NETO, V., LIMA FILHO, J. M., and LIMA, F. R. A.,  
**Transformation of the Normal Distribution for Monte Carlo Modeling of Regions of Adult Trabecular Bones for Use in Computational Models of Exposure.** 13th International Congress of the International Radiation Protection Association, Glasgow, Scotland, 13-18 May, 2012c.

VIEIRA, J. W., **Implementação de Análise Gráfica e Numérica de Resultados Dosimétricos no Software CALDose\_X.** X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica, Sociedad Argentina de Radioprotección, Buenos Aires, Argentina, 12 al 17 de abril, 2015.

VIEIRA, J. W. **MonteCarlo – Um Software para Uso em Avaliações Dosimétricas das Radiações Ionizantes.** Tese para professor titular. Recife: IFPE, 2017, 130 p.

XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering.** Boca Raton, London, New York: CRC Press/Taylor & Francis Group, 2009, 760 p.

ZHANG, J.; NA, Y. H.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 54, No. 19, 2009.