#### Maximiano Correia Martins

ESTUDO DAS DISTRIBUIÇÕES DE DOSES EM FANTOMAS DE VOXELS PARA FONTES DE BRAQUITERAPIA COM O CÓDIGO DE MONTE CARLO GEANT4.

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Biofísica das Radiações

Orientador: Dr. Denison de Souza

Santos IRD / CNEN

Co-Orientador: Dr. Pedro Pacheco de

Queiroz Filho IRD / CNEN

Rio de Janeiro – Brasil

Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear Coordenação de Pós-Graduação Martins, Maximiano Correia,

Estudo das Distribuições de Doses em Fantomas de Voxels para Fontes de Braquiterapia com o Código de Monte Carlo Geant4. [Rio de Janeiro] 2010.

xv, 115 p. 29,7 cm: il Graf., tab.

Dissertação (mestrado) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Rio de Janeiro, 2010.

Braquiterapia;
 Fantomas de Voxel;
 Simulação de Monte Carlo;
 Geant4.

# Maximiano Correia Martins

# ESTUDO DAS DISTRIBUIÇÕES DE DOSES EM FANTOMAS DE VOXELS PARA FONTES DE BRAQUITERAPIA COM O CÓDIGO DE MONTE CARLO GEANT4.

Rio de Janeiro, 12 de fevereiro de 2010.	
Dr. Denison de Souza Santos	IRD/CNEN
Dr. Ademir Xavier da Silva PEN-C	COPPE/UFRJ
 Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício	IRD/CNEN
 Dr. Bernardo Maranhão Dantas	IRD/CNEN

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da
Comissão Nacional de energia Nuclear, sob orientação da Prof. Dr. Denison de Souza Santos e co-orientação do Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho, com auxílios concedido pela CAPES.

iv

"Apesar dos nossos defeitos, precisamos enxergar que somos pérolas únicas no teatro da vida e entender que não existem pessoas de sucesso e pessoas fracassadas. O que existem são pessoas que lutam pelos seus sonhos ou desistem deles." Augusto Cury

#### **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por ter conseguido concluir mais esta etapa na minha formação.

Aos meus orientadores Dr. Denison de Souza Santos e Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho, amigos que sempre estiveram presentes me apoiando, incentivando e ensinando, pela convivência e trabalho.

À parte feminina de nosso grupo de trabalho a Dra. Márcia Begalli, amiga revisora de trabalhos, pôsteres, obrigado também por me orientar mesmo que não oficialmente. À MSc. Sane Simone, amiga de mestrado do IRD, que muito ajudou no inicio dos trabalhos com o Geant4, grande referência, fonte de consulta sempre disponível.

A todos que lutaram pelo financiamento deste trabalho junto aos órgãos provedores de bolsas de mestrado, em especial ao Dr. Carlos Eduardo Bonacossa Almeida.

À revisora deste trabalho Dra. Márcia Terezinha Carlos. Muito obrigado por este papel árduo de correções e excelentes sugestões que você cumpriu com carinho.

A todos os amigos e amigas do mestrado, iniciação cientifica e UERJ, pela amizade, apoio e carinho.

Em especial aos meus pais que sempre me apoiaram, investiram e acreditaram em mim, mesmo nos momentos mais difíceis em que até eu mesmo senti vontade de desistir.

Por fim, à minha namorada, Mariana Pessôa, pelo amor, carinho, apoio e conselhos. Sem você eu nada seria.

#### **RESUMO**

Neste trabalho foram estudadas as distribuições de dose de fontes de braquiterapia, para tratamento de próstata, quando estas são inseridas em um fantoma antropomórfico masculino baseado em voxels. As fontes estudadas são de <sup>125</sup>I, Modelo 2301 The Best Industries, para baixa taxa de dose, e <sup>192</sup>Ir, Amersham Buchler G089, para alta taxa de dose. Buscou-se simular a situação mais próxima à realidade de um tratamento, fazendo-se os cálculos das isodoses com a fonte inserida na próstata do fantoma de voxel. Usualmente este cálculo é feito em um fantoma de água, não levando em consideração a presença das heterogeneidades dos tecidos humanos. Usou-se a ferramenta de simulação de Monte Carlo Geant4 para simular o transporte de fótons e elétrons através da fonte, de sua blindagem e dos tecidos do fantoma de voxels. Após a inserção da fonte no fantoma, a deposição de energia em cada voxel é calculada, permitindo a obtenção de curvas de isodose. Com a inserção da fonte em um fantoma antropomórfico, busca-se também fazer um levantamento de informações adicionais a respeito do tratamento de braquiterapia, tais como cálculo da dose absorvida média no volume alvo e nos órgãos vizinhos. Os resultados indicam que, considerando as heterogeneidades da composição do corpo humano, há uma redução nas doses absorvidas médias nos órgãos pela fonte de 125 que podem chegar a 40% na bexiga e 8% na próstata e no reto, quando comparadas com as doses na água. A dose média nos ossos sofre um acréscimo de 80%. Isto não ocorre em tal grau de extensão com a fonte de 192 lr, na qual a redução máxima nestes mesmos órgãos é de 2%, enquanto que a dose média nos ossos foi 5% maior.

#### **ABSTRACT**

This work studies the dose distributions from brachytherapy sources when in prostate treatment they are inserted in a male anthropomorphic voxels based phantom. The sources studied are the <sup>125</sup>I Best Industries 2301 model, for low dose rate therapy and the <sup>192</sup>Ir Amersham Buchler G089 model, for high dose rate therapy. The simulation aimed to be as close as possible to a real situation by inserting the source seed in the prostate of the voxel phantom. This calculation is usually done by placing the source in a water phantom, disregarding the presence of heterogeneities caused by human tissues. The Monte Carlo toolkit Geant4 was used to simulate the transport of photons and electrons through the source, its shielding and the voxel phantom tissues. After the source insertion in the phantom, the energy deposition in each voxel is computed, allowing the construction of isodose curves. By inserting the source in an anthropomorphic phantom, the study also seeks to raise additional information for a brachytherapy treatment, such as the mean absorbed dose the target volume as well as in neighbor organs. Results show that heterogeneities in the human body composition lead to reduction of mean absorbed doses deposited in organs with the <sup>125</sup>I source that may reach a 40% reduction in the urinary bladder and 8% in the prostate and rectum, when compared to water dose calculations. The mean absorbed dose in bones is increase by 80%. That does not happen to such an extent with the <sup>192</sup>Ir source, with which the maximum reduction for the same organs is 2%, while mean absorbed dose in bones was 5% higher.

# ÍNDICE

1.	. Intr	odução	1
	1.1.	Motivação	1
	1.2.	Objetivo geral	
	1.3.	Objetivos específicos	3
_	_		
2.	. Fur	damentos Teóricos	4
	2.1.	Método de Monte Carlo	
	2.2.	Geant4	
	2.2.1.	O Pacote Padrão do Geant4	8
	2.2.2.		
	2.2.3.	O Pacote Penélope do Geant4	10
	2.2.4.	As classes e suas categorias principais	10
	2.2.5.	Descrição das principais categorias de classes do Geant4	11
	2.2.6.	Simulando com o Geant4	14
	2.2.7.	Geometria e Materiais	18
	2.2.8.	Processos Físicos	19
	2.3.	Simuladores de Corpo Humano – Fantomas	22
	2.3.1.	Simuladores Físicos	22
	2.3.1.	1. Rando-Alderson	22
	2.3.1.	2. Slab, Rod e Pilar	23
	2.3.1.3	3. Esfera da ICRU	24
	2.3.2.	Modelos computacionais	26
	2.3.2.	1. Fantoma de Voxels de Yale	29
	2.3.2.	2. Fantomas MAX06 e FAX06	31
	2.4.	Braquiterapia	33
	2.4.1.	Histórico	34
	2.4.2.	O Avanço da Braquiterapia	35
	2.4.3.	O tratamento de Braquiterapia	38
	2.4.4.	A dosimetria e planejamento da dose a ser entregue[112]	42
	2.4.5.	O Formalismo Dosimétrico	44
	2.4.5.	1. Kerma [1]	45
	2.4.5.	2. Intensidade de Kerma no Ar (Air-kerma strength, S <sub>K</sub> )	46
	2.4.5.	3. Constante de Taxa de Dose	47
	2.4.5.	4. Função de Geometria	49
	2.4.5.		
	2.4.5.		
	2.4.5.	·	
	2.4.5.		
	2.5.	Fontes de braquiterapia	
	2.5.1.	Fonte de <sup>192</sup> Ir Amersham, Buchler G089	

B. Metodologia	60
3.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels	
3.2. Implementação do Fantoma de Voxels	63
3.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8	67
3.4. Fontes de braquiterapia	
3.4.1. Implementação da fonte de braquiterapia 192 Ir Amersham Buchler G	
3.4.2. Implementação da fonte de braquiterapia <sup>125</sup> I Best Industries Model	
3.5. Validação da Fonte de <sup>125</sup> I	70
3.6. Inserção das fontes de braquiterapia de <sup>125</sup> I e <sup>192</sup> Ir no fantoma de voxe	
vox_tiss8	
3.7. O posicionamento da fonte de braquiterapia no fantoma	
3.8. Curvas de isodoses e dose nos órgãos	
3.9. Avaliação de Incerteza	
3.9.1. Avaliação de Incerteza do cálculo de dose e comparação com VMC	
3.9.2. Incerteza da razão das doses no fantoma ZAD e ZAD_H2O	/ /
4. Resultados e Discussões	
4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels	78
<ul><li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li><li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li></ul>	78 79
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li></ul>	78 79
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li></ul>	78 8′ 84
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li></ul>	78 8′ 84
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li> <li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li> <li>4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD)</li> <li>4.4. Validação das fontes de braquiterapia</li> <li>4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I</li> <li>4.4.2. Espectros do 125 I</li> </ul>	78 8′ 84 84
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li> <li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li> <li>4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD)</li> <li>4.4. Validação das fontes de braquiterapia</li> <li>4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I</li> <li>4.4.2. Espectros do 125 I</li> <li>4.5. Curvas de Isodose</li> </ul>	
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li> <li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li> <li>4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD)</li> <li>4.4. Validação das fontes de braquiterapia</li> <li>4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I</li> <li>4.4.2. Espectros do 125 I</li> </ul>	
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li> <li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li> <li>4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD)</li> <li>4.4. Validação das fontes de braquiterapia</li> <li>4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I</li> <li>4.4.2. Espectros do 125 I</li> <li>4.5. Curvas de Isodose</li> </ul>	
<ul> <li>4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels</li> <li>4.2. Implementação do Fantoma de Voxels</li> <li>4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD)</li> <li>4.4. Validação das fontes de braquiterapia</li> <li>4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125  </li> <li>4.4.2. Espectros do 125  </li> <li>4.5. Curvas de Isodose</li> <li>4.6. Dose nos Órgãos</li> </ul>	
4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels 4.2. Implementação do Fantoma de Voxels 4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD) 4.4. Validação das fontes de braquiterapia 4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I 4.4.2. Espectros do 125 I 4.5. Curvas de Isodose 4.6. Dose nos Órgãos  Anexo 1 : Descrição dos orgãos do fantoma Voxel_Man[16]	
4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels 4.2. Implementação do Fantoma de Voxels 4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD) 4.4. Validação das fontes de braquiterapia 4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I 4.4.2. Espectros do 125 I 4.5. Curvas de Isodose 4.6. Dose nos Órgãos.  Anexo 1 : Descrição dos orgãos do fantoma Voxel_Man[16].  Anexo 2 - Descrição dos orgãos do fantoma Vox_tiss8 (ZAD) [16].	
4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels	
4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels 4.2. Implementação do Fantoma de Voxels 4.3. Validação do Fantoma Vox_tiss8 (ZAD) 4.4. Validação das fontes de braquiterapia 4.4.1. Fonte de Braquiterapia de 125 I 4.4.2. Espectros do 125 I 4.5. Curvas de Isodose 4.6. Dose nos Órgãos  Anexo 1 : Descrição dos orgãos do fantoma Voxel_Man[16]	

# LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Composição da esfera da ICRU [39]	Irão e 48 65].
Tabela 2.4. Materiais usados na simulação: Densidade e composição da fonte Amersham Buchler G089 [66]	54 chler
Tabela 3.1. Composição atômica do fantoma vox_tiss8	66 69 73
implementado no Geant4	oara 83
Tabela 4.4.Dose nos órgãos (Gy/fóton) devido à fonte de <sup>192</sup> Ir	93
LISTA DE QUADROS	
Quadro 2.1. Simuladores Físicos	25

# **LISTA DE FIGURAS**

Figura 2.1. Diagrama de estruturas de categorias de classes do Geant4	. 13
Figura 2.2- Exemplo de um programa-fonte simples contendo a esta estrutura básic	а
presente na maioria das simulações do Geant4	. 16
Figura 2.3. Seção de choque	. 20
Figura 2.4. Família de fantomas Rando-Alderson	. 23
Figura 2.5. Radiografia do Fantoma Rando-Alderson feminino	. 23
Figura 2.6. Fantomas: Slab, Pilar e Rod (da esqueda para direira)	. 24
Figura 2.7. Esfera da ICRU [39]	. 25
Figura 2.8. Simuladores físicos; a) BOMAB (Bottle Mannikin Absorber); b) Fantoma	а
de Tireóide LABMIV (IRD); c) LLNL Torso	. 26
Figura 2.9. Fantomas geométricos ADAM e EVA feitos no Geant4 [50]	. 27
Figura 2.10. Voxel	
Figura 2.11. Fantoma voxel_man [17]	. 30
Figura 2.12. Fantoma Zubal Arms Down. [16]	. 31
Figura 2.13. Fantomas FAX06 (à esquerda) e MAX06 (à direita) [53]	. 32
Figura 2.14. Fonte de Braquiterapia.	. 33
Figura 2.15. Aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo d	lo
útero. Fonte: www.humonc.wisc.edu em 27/11/2007	. 38
Figura 2.16. Aplicadores sendo utilizados no tratamento da paciente. Fonte:	
www.humonc.wisc.edu acessado em 10/01/2010	. 39
Figura 2.17. Aplicador ginecológico Fletcher. Fonte: http://www.monografias.com/	
trabajos58/braquiterapia/Image2.gif Acessado em 10/01/2010	. 39
Figura 2.18. Tratamento de próstata com fontes intersticiais permanentes. Fonte:	
http://www.valley-radiotherapy.com/technology/brachy_ldr.html. Acessado em	
10/01/2010	. 40
Figura 2.19. Aplicador desenvolvido no Hospital da Universidade Federal do Rio de	
Janeiro usado em tratamento de Mama com fonte HDR.	. 41
Figura 2.20. Afterloader Microselectron com fonte de <sup>192</sup> lr. Fonte:	
http://www.radioterapiairazu.net/img/img_Op/BRAQUI1.JPG Acessado em 10/01/20	
	. 42
Figura 2.21. Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos em	
braquiterapia	
Figura 2.22. Fonte <sup>192</sup> Ir Amersham Buchler G089 implementada no Geant4 por Beg	-
et al. [66]	
Figura 2.23. Dimensões da fonte de <sup>125</sup> l Best Industries Modelo 2301 [68]	. 56
Figura 2.24 . Fantoma Rando-Alderson mostrando posicionamento dos TLDs na	
validação experimental [70].	. 58
Figura 2.25. Comparação dos resultados experimentais das medições com TLD no	
fantoma Rando-Alderson (TL) com o Monte Carlo VMC (M)[70]	. 58
Figura 3.1. Posicionamento da Fonte de <sup>192</sup> Ir e detectores no fantoma de água	
simples	
Figura 3.2. Posicionamento da Fonte de <sup>192</sup> Ir e de alguns detectores no fantoma de	
água voxelizado. Visão parcial do fantoma	. 63

Figura 3.3. Posicionamento da fonte no software VMC.	. 68
Figura 3.4. Método para se obter o espectro da fonte encapsulada	. 70
Figura 3.5. Simulação do calculo de dose radial da fonte de <sup>125</sup> I	. 70
Figura 3.6 Simulação do cálculo de intensidade de kerma no ar	
Figura 3.7. Posicionamento das Fontes de Braquiterapia utilizando o software PovR	ау.
Figura 4.1. Gráfico de energia depositada nos detectores do fantoma de voxels e no	
fantoma contínuo dispostos horizontalmente para 4,5 x 10 <sup>7</sup> fótons	
Figura 4.2. Gráfico de energia depositada nos detectores do fantoma de voxels e no	
fantoma contínuo dispostos na diagonal do plano para 4,5 x 10 <sup>7</sup> fótons	
Figura 4.3. Fantoma voxel_man em 2D - fatia longitudinal 64 e transversal 216 feito	
Geant4 usando a ferramenta OPAW [77].	. 80
Figura 4.4. Fantoma Zubal Arms Down. Esqueda - Fantoma em 3D com alguns	
órgãos visíveis usando a ferramenta PovRay; Direita - Fatia 2D Fantoma usando a	00
ferramenta OPAW.	
Figura 4.5. Fantomas FAX06 (à esquerda) e MAX06 (à direita) tridimensionais usan	
a ferramenta PovRay.	
Figura 4.6. Comparação de doses do Geant4 X VMC para irradiação AP a 1 metro de diferencia de doses do Geant4 X VMC para irradiação AP a 1 metro de de doses do Geant4 X VMC para irradiação AP a 1 metro de de doses do Geant4 X VMC para irradiação AP a 1 metro de doses do Geant4 X VMC para irradiaçõe AP a 1 metro de doses do Geant4 X VMC para irradiaçõe AP a 1 metro de doses do Geant4 X VMC para irradiaçõe AP a 1 metro de doses do Geant4 X VMC para irradiaçõe AP a 1 metro de doses do Geant4 X VMC para irradiaçõe AP a 1 metro de do	
abdômen por fonte puntiforme monoenergética de 100 keV.	
Figura 4.7. Fonte de <sup>125</sup> I <i>Best Industries Model 2301</i> implementada no Geant4 [68].	
Figure 4.8. Espectro puro do <sup>125</sup> I	. 85 . 85
Figura 4.9 . Espectro da fonte de <sup>125</sup> I encapsulada	
Figure 4.10. Plano XY=247 onde se insere a fonte	.87
Figura 4.11. Curva de isodose da fonte de <sup>192</sup> Ir superposta à imagem do corte da	00
região de tratamento no fantoma ZAD feito de água.	. 00
Figura 4.12. Curva de isodose da fonte de <sup>192</sup> Ir superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com tecidos)	00
Figura 4.13 - Curva de Isodose da fonte de <sup>125</sup> I superposta à imagem do corte do co	
da região de tratamento no fantoma ZAD feito de água	
Figura 4.14. Curva de Isodose da fonte de <sup>192</sup> Ir superposta à imagem do corte do	.09
fantoma ZAD (com tecidos) na altura de inserção da fonte	80
Figura 4.15. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>192</sup> Ir	. 03
superposta à imagem do corte do fantoma ZAD feito de água	01
Figura 4.16. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>192</sup> Ir	
superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com	
tecidos)	91
Figura 4.17. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>125</sup> I	
superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD feito de ági	นล.
Figura 4.18. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>125</sup> I	
superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com	
tecidos)	. 92

# SIGLAS E ABREVIATURAS

AAPM American Association of Physicists in Medicine

AIDA Abstract Interfaces for Data Analysis

ANSI American National Standards Institute

CERN European Organization for Nuclear Research

CLHEP Class Library of High Energy Physics

CT Computed tomography

EGSnrc Electron Gamma Shower

EPDL97 the Evaluated Photon Data Library

FAX Female Adult voXels

FORTRAN FORmula TRANslation System

GEANT4 Geometry and Tracking

HDR High Dose Rate

IAEA International Atomic Energy Agency

ICRP International Commission on Radiological Protection

ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements

ICWG Interstitial Collaborative Working Group

KEK Sigla Japonesa para Organização de Pesquisas para Aceleradores de

Altas Energias

LDR Low Dose Rate

LLNL Lawrence Livermore National Laboratory

LNHB Laboratório Nacional Henri Becquerel

MAX Male Adult voXels

MCNP Monte Carlo N-Particle Transport Code

MIRD Medical Internal Radiation Dose Committee

MMC Método de Monte Carlo

MRI Magnetic resonance imaging

NASA National Aeronautics and Space Administration

NASI North American Scientific

NIST National Institute of Standards and Technology

PDF Função Densidade de Probabilidade

PENELOPE PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons

POV-Ray Persistence of Vision Raytracer

STL Standard Template Library

TG43 Task Group No. 43 - Radiation Therapy Committee

TLD Dosimetro Termoluminiscente

TRUS Transretal Ultrasound

VMC Visual Monte Carlo

VOXEL VOlume piXEL

WAFAC Wide Angle Free Air Chamber

# 1. Introdução

## 1.1. Motivação

Este trabalho foi motivado pela recomendação da Associação Americana de Físicos em Medicina AAPM TG-43 [1,2] de aprimorar os métodos de simulação de Monte Carlo das fontes de braquiterapia e sua dosimetria em meio às heterogeneidades de composição dos órgãos e tecidos do corpo humano, reduzindo as incertezas associadas ao valor da dose entregue ao volume alvo.

Atualmente existem diversos grupos de pesquisa [3,4,5] empenhados em obter resultados que venham a contribuir no avanço do tratamento de braquiterapia. Diversas fontes de braquiterapia são estudadas a fim de se construir uma base de dados que seja útil no processo de planejamento do tratamento. Encontram-se na literatura as características dosimétricas destas fontes tais como espectro, função de anisotropia e constante de taxa de dose. Alguns trabalhos buscam também o levantamento de curvas das isodose [6] auxiliando na elaboração dos softwares de planejamento usados nos hospitais. Tais esforços são feitos tanto na área experimental [5,7], quanto na área de simulação. No âmbito de simulação, alguns códigos de Monte Carlo [8] foram testados tais como EGSnrc [4], MCNP [9] e Geant4 [6,10].

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

A fim de investigar a contribuição de diferentes densidades e composições de órgãos e tecidos, tais como ossos, pulmão, músculos, gordura, entre outros, foi implementada uma simulação do corpo humano no código de Monte Carlo Geant4 [11]. O Geant4 é uma ferramenta de simulação desenvolvida e disponibilizada livremente pelo Centro Europeu de Pesquisa Nuclear (CERN) para experimentos de física de altas energias, física nuclear e de aceleradores. O código é aberto, escrito em linguagem orientada a objeto, C++, e é mantido como parte de um programa institucional do CERN, o que disponibiliza suporte técnico, correções de falhas e atualizações constantes. Seu uso tem sido estendido para outras aplicações como ciências espaciais [12], astronomia [13] e física médica [14,15].

Como simulador antropomórfico, foi usado o fantoma humano masculino de Zubal [16,17,18]. Este fantoma é formado por elementos de volume (voxels) obtidos a partir de tomografias computadorizadas, tornando possível a simulação do transporte da radiação pelos tecidos e órgãos do corpo humano. Da mesma forma que o código Geant4, este fantoma é cedido livremente pelo autor.

Inicialmente foram feitas as devidas validações das técnicas e dos métodos, incluindo a validação do fantoma em voxel e das fontes de braquiterapia <sup>192</sup>Ir Amersham, Buchler G089 e <sup>125</sup>I Best Industries Model 2301. As validações deste trabalho não tiveram caráter experimental. Todas as validações foram feitas baseando-se em comparações dos resultados obtidos neste presente trabalho, com resultados tidos como referência, que por sua vez já haviam passado por processos de validação experimental, garantindo a validade dos resultados que aqui são apresentados.

Em seguida, foi feito o levantamento de curvas de isodose e doses depositadas nos órgãos por estas fontes de braquiterapia posicionadas na região de

tratamento da próstata no fantoma de voxel ZAD, a fim de avaliar possíveis discrepâncias no cálculo das distribuições de dose.

# 1.2. Objetivo geral

O objetivo deste trabalho é obter as curvas de isodose das fontes de braquiterapia de <sup>125</sup>I LDR (*Low Dose Rate* – Baixas Taxas de Dose) e <sup>192</sup>Ir HDR (*High Dose Rate* – Altas Taxas de Dose) em meio às heterogeneidades de composições de tecidos humanos.

## 1.3. Objetivos específicos

- Implementar a simulação do fantoma de voxels no Geant4
- Implementar a simulação da fonte de <sup>192</sup>Ir com código do Geant4.
- Implementar a simulação da fonte de <sup>125</sup>I com o código do Geant4.
- Inserir as fontes de braquiterapia nos fantomas de voxels.
- Gerar as curvas de isodose das fontes de braquiterapia nos fantomas de voxels.
- Calcular doses em órgãos do fantoma de voxel na simulação com as fontes de braquiterapia.

# 2. Fundamentos Teóricos

#### 2.1. Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MMC) é um método de cálculo numérico com diversas aplicações em áreas como a física, matemática e biologia [3,12,13]. Esse tipo de método tem sido utilizado há bastante tempo como forma de obter aproximações numéricas de funções complexas.

Pelo fato de as simulações por esse método estarem baseadas em eventos que ocorrem aleatoriamente e, ainda, por terem uma similaridade com jogos de azar, durante o Projeto Manhattan na Segunda Guerra Mundial, Ulam e Von Neumann o denominaram "Monte Carlo", fazendo referência à famosa cidade de Mônaco conhecida como a capital dos jogos de azar [19].

Toda simulação de Monte Carlo é efetuada por meio de amostragens das funções densidade de probabilidade (PDF, do inglês *probability density functions*). Tais amostragens são obtidas através de números aleatórios, que são gerados por algoritmos matemáticos denominados geradores de números aleatórios. Os resultados de saída dos geradores não são verdadeiramente aleatórios; somente se aproximam de algumas das propriedades destes números, portanto eles também são chamados pseudo-aleatórios.

Um conjunto de números definidos dentro de um intervalo, por exemplo [0,1], constitui uma sequência de números aleatórios se eles estiverem uniformemente distribuídos neste intervalo e se nenhuma correlação existir dentro dessa sequência [19]. Após terem sido sorteados um conjunto de números pseudo-aleatórios formando uma sequência, esta sofre uma repetição e tornam a ser sorteados novamente os primeiros números gerados. Este conjunto finito de números gerados

constitui o período do gerador de números aleatórios. Uma simulação típica utiliza de  $10^7$  a  $10^{12}$  números pseudo aleatórios [19].

A geração de uma amostra de números aleatórios depende do gerador e da semente (seed em inglês), que é um número inicial utilizado pelo algoritmo matemático de geração de aleatórios.

Cada vez que o gerador é acionando para gerar números aleatórios, ele usa seu método próprio de geração (algoritmo) e inicialmente um número qualquer (semente) para iniciar a geração, resultando na sequência de elementos da amostra, portanto cada geração de números aleatórios depende da semente utilizada diretamente. Pois esta é o ponto de partida para as operações matemáticas que possibilitam a geração dos números pseudo-aleatórios. Num determinado momento este código irá retornar ao valor da semente inicial, isso completa um ciclo e deste ponto em diante ocorrerá à repetição dos números gerados.

O processo de geração computacional de números aleatórios deve atender a vários requisitos para ser eficiente, tais como velocidade e conformidade. Esses requisitos, infelizmente, são contraditórios, pois geradores muito rápidos não podem fazer operações mais complexas, que permitiriam melhor conformidade [20].

O MMC em termos de transporte de radiação utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão. O comportamento médio dessas partículas é descrito em termos de grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas. O valor esperado dessas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman (que rege o fenômeno de transporte de radiação). Grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas.

Simulações estatísticas contrastam com métodos convencionais de discretização, que são tipicamente aplicados em sistemas de equações diferenciais parciais ou ordinárias que descrevem o processo físico. Em muitas aplicações práticas

do MMC, o processo físico é simulado diretamente, sem necessidade de se descreverem as equações matemáticas que representam o comportamento do sistema, sendo que o único requisito necessário é que o processo físico possa ser descrito por funções densidades de probabilidade, que delineiam o processo físico do fenômeno observado. Desta forma, a essência do MMC aplicado a transporte de radiação consiste em estimar determinadas quantidades, observando-se o comportamento de um número grande de eventos individuais. [19,21].

São exemplos de monte Carlo aplicados a transporte da radiação, Geant4 [11], EGSnrc [22], MCNP [23] e PENELOPE [24], etc.

#### 2.2. Geant4

O Geant4 (GEometry And Tracking)[11] é um pacote de ferramentas computacionais distribuído gratuitamente pelo CERN (Centro Europeu de Pesquisas Nucleares) para simulação da passagem da radiação (partícula ou onda eletromagnética) pela matéria.

Sua primeira versão, conhecida como Geant3, era escrita na linguagem Fortran 77, sendo utilizada por muitos anos pela comunidade científica, principalmente pelos físicos de altas energias. O projeto de desenvolvimento do Geant3 cessou em 1993.

A motivação da elaboração da ferramenta Geant4 surgiu inicialmente da parceria de dois grupos de pesquisa, o CERN e o KEK (sigla japonesa para Organização de Pesquisas para Aceleradores de Altas Energias), que visavam aperfeiçoar o Geant3. Reuniram-se então esforços para desenvolver um software de simulação de detectores que fosse orientado a objetos e que atendesse aos requisitos que o Geant3 não alcançara, tais como funcionalidade e a flexibilidade necessárias para satisfazer as exigências da geração seguinte de experiências nessa área da Física de Altas Energias. Mas foram muito além do esperado e o uso inicial expandiu-

se rapidamente quando perceberam que tal ferramenta beneficiaria também pesquisas nucleares, cosmológicas e a comunidade de física médica. Unindo ainda mais pesquisadores desses campos da ciência, o Geant4, como ficou conhecido a partir de seu lançamento em 1998, veio a transformar-se em uma grande colaboração internacional entre físicos e engenheiros de software de inúmeros institutos e universidades da Europa, Canadá, Japão e Estados Unidos.

Em 1998 surgiu esta nova versão do código de Monte Carlo Geant, escrito em linguagem C++, explorando técnicas avançadas da engenharia de software e tecnologia orientada a objetos. Estes conceitos tornam-se importantes para o gerenciamento da complexidade do código e dos limites das dependências de cada parte deste, ao uniformizar a interface para o desenvolvedor e ao criar princípios de organização de código comuns para todos os modelos físicos. A implementação de novos modelos físicos e a compreensão dos atuais são facilitadas, já que esses conceitos exigem pouca ou nenhuma alteração do código fonte original.

No presente momento o Geant4, considerando-se tamanho de código, objetivo pretendido e número de contribuintes, pode ser considerado um dos maiores e mais ambiciosos projetos fora do mundo corporativo, sendo cada parte do código gerenciada por um grupo de trabalho liderado por um responsável, dito coordenador do grupo. Existe também a divisão por grupos nas atividades de testes, controle de qualidade, gerenciamento de software, documentação e validação. Sendo assim, cada dúvida ou discussão da comunidade externa de usuários do Geant4 pode ser endereçada ao especialista do assunto, que por sua vez pode dar suporte, resolvendo os erros e/ou problemas descobertos e fornecer uma manutenção contínua do código, contribuindo para a melhoria deste, além de incluir exemplos de usuários mais avançados nos diversos campos de atuação.

O Geant4 permite a construção de modelos geométricos tridimensionais dos mais variados, possibilitando ao usuário modelar suas simulações com formas físicas mais realísticas, seja o objeto um simples detector cúbico ou um complexo modelo

estilizado do corpo humano (ADAM/EVA) [25]. Além disto, o Geant4 reúne grande parte do conhecimento mundial de física de interações de partículas subatômicas com a matéria, ou seja, uma grande variedade de processos físicos tais como: processos eletromagnéticos, hadrônicos ou até mesmo óticos, possibilitando descrever a interação das partículas com a matéria numa grande faixa de energias.

A ferramenta Geant4 é capaz de trabalhar com simulações contendo elétrons, pósitrons, hádrons (prótons, nêutrons, etc.), fótons e interações ópticas, como dito anteriormente. No entanto, no caso de fótons e elétrons existem 3 pacotes disponíveis no momento: o Padrão (*Standard*), Baixas Energias (*Low Energy*) e Penélope. Estas versões baseiam-se em modelos teóricos e adotam diferentes bases de dados de seções de choque e algoritmos de amostragem de estado final. O Geant4 está disponível para sistemas operacionais baseados em arquitetura Unix, Linux ou Windows, tendo apenas dois softwares subjacentes como pré-requisitos, um deles é a biblioteca CLHEP (Class Library of High Energy Physics) [26], que incorpora cálculos matemáticos tais como: geradores aleatórios, análise vetorial física, geometria analítica e álgebra linear. O outro é a biblioteca STL (Standard Template Library) [27], que está presente nas distribuições mais comuns dos compiladores de C++.

# 2.2.1. O Pacote Padrão do Geant4

Este pacote inclui as interações com fótons de espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares de elétrons e múons. Os processos para elétrons e pósitrons compreendem "bremsstrahlung", ionização e produção de raios delta, aniquilação de pósitrons e radiação síncrotron. Este pacote não inclui o espalhamento Rayleigh.

O pacote Padrão pode ser usado para energias compreendidas entre 1 keV e 100 TeV. Ele emprega algoritmos de transporte simplificados em relação aos outros modelos, o que reduz o tempo de processamento computacional. Para as seções de

choque também são usados esquemas de parametrização otimizados para a física de altas energias.

# 2.2.2. O Pacote de Baixas Energias do Geant4

Os processos eletromagnéticos contidos no pacote de baixas energias foram incluídos com a finalidade de estender a validade do código para interações de partículas com faixas de energias menores do que as dos processos eletromagnéticos do pacote Padrão. Atualmente, a faixa de energia do pacote de Baixas Energias está compreendida entre 250 eV e 100 GeV. Este pacote do Geant4 usa, de maneira direta, os dados das seções de choque para as camadas eletrônicas dos elementos cujo número atômico esteja compreendido entre 1 e 99.

Este pacote possui incluso em sua extensão os seguintes processos: efeito Compton, efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh, produção de pares, efeito de "bremsstrahlung" e ionização. Estão incluídos também o cálculo e o uso de seção de choque total e geração do estado final para todas as fases envolvidas em cada processo. Sua base de dados é composta por dados distribuídos publicamente [28,29,30]. Essas bases de dados são responsáveis por fornecer as seguintes informações para as simulações:

- seções de choque para efeito fotoelétrico, Compton, Rayleigh, produção de pares e bremsstrahlung.
- seções de choque de sub camadas para efeito fotoelétrico e ionização.
- funções de espalhamento para o efeito Compton.
- fatores de forma para espalhamento Rayleigh.
- energias de ligação de elétrons de todas as sub-camadas.
- probabilidades de transição entre sub-camadas para os efeitos Auger e fluorescência.
- tabelas de stopping power.

### 2.2.3. O Pacote Penélope do Geant4

Este pacote se baseia no código Penélope (PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons) [31], que foi escrito em FORTRAN77 especialmente para simular processos de interação e transporte da radiação com a matéria utilizando o método de Monte Carlo. Este pacote foi incluído no Geant4 como uma opção completamente independente do pacote de Baixas Energias. Seu foco é a descrição do transporte e interação de fótons e elétrons no intervalo de energia entre 100eV e 1 GeV, incluindo efeitos atômicos.

Os processos físicos deste pacote mesclam bases de dados experimentais com modelos analíticos de seções de choque, baseadas nos dados do LLNL (Lawrence Livermore National Laboratory) [28], EPDL97(the Evaluated Photon Data Library) [29]. Estão inclusos os processos físicos: efeito fotoelétrico seguido de relaxação, espalhamento Compton, espalhamento Rayleigh, interações de ionização, bremsstrahlung, conversão gama e aniquilação de pares.

# 2.2.4. As classes e suas categorias principais

O uso do Geant4 implica no desenvolvimento de um bloco de programas e subprogramas, onde cada um é responsável por uma parte da simulação. Eles se comunicam através de estruturas denominadas classes, pelas quais se define tudo o que é necessário à simulação. Nessas estruturas, também podemos colher os dados produzidos a cada evento rodado, tais como, informações sobre trajetórias, partículas envolvidas, energias depositadas, processos físicos de interação da radiação com a matéria, entre outros.

Atualmente o Geant4 é composto por 17 categorias de classes principais, apresentadas no diagrama da Figura 2.1, onde podemos observar a hierarquia de

dependência entre elas. As linhas representam relações do uso entre as classes. As categorias de classes que possuem um círculo numa extremidade da linha usam a categoria que está na outra extremidade.

#### 2.2.5. Descrição das principais categorias de classes do Geant4

As principais categorias de classes do Geant4 são:

<u>Global</u> – engloba o sistema de unidades, constantes e manipulação de números pseudo-aleatórios.

<u>Particle</u> – permite descrever as características da(s) partícula(s) simuladas.

<u>Material</u> – possibilita a criação dos componentes físicos (detectores, anteparo, fonte, objetos da simulação etc) com suas características de composição atômica.

<u>Geometry</u> – fornece os mecanismos para descrever a geometria dos componentes da simulação por onde trafegarão as partículas da simulação.

<u>Track</u> – é a categoria que contém os percursos (*tracks*) e o passo (*step*) da partícula, usados pelos processos (*processes*).

<u>Processes</u> – categoria que contém as implementações dos modelos das interações físicas: interações eletromagnéticas de léptons, dos fótons, hádrons e íons, e interações hadrônicas.

<u>Tracking</u> – invoca todos os processos das categorias acima e controla a contribuição para a evolução do estado de um percurso (*track*) e encarrega-se de proporcionar a informação em volumes sensíveis para os *hits* e para a digitalização(*digits*).

<u>Events</u> – permite caracterizar as partículas primárias a serem simuladas, em termos das suas posições iniciais (vértices), energia e tipo de partícula.

<u>Run</u> – controla o recolhimento dos eventos que compartilham um feixe comum e a implementação do detector.

Readout – permite a manipulação do "pile-up" (empilhamento)

<u>Intercom</u> – usa as outras categorias conectando as estruturas fora do conjunto de ferramentas, fornecendo os meios para o utilizador interagir com o Geant4, principalmente no âmbito de visualização juntamente com as categorias <u>Interfaces</u>, <u>Visualization e Persistency</u>.

A estas categorias estão associadas classes em C++, que o usuário do Geant4 pode escolher e usar de acordo com o que necessitar em suas simulações.

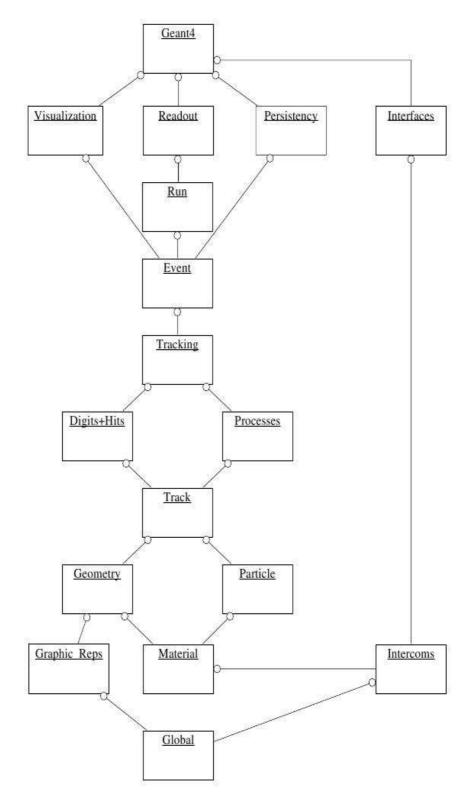


Figura 2.1. Diagrama de estruturas de categorias de classes do Geant4.

#### 2.2.6. Simulando com o Geant4

Em uma simulação construída com o Geant4, o usuário deve escrever essencialmente três classes: DetectorConstruction, PhysicsList e PrimaryGeneratorAction.

Na classe *DetectorConstruction* o usuário define os materiais e suas composições, a geometria dos objetos da simulação, detectores e o volume que engloba todos os outros, normalmente chamado de "mundo", pois ele deve conter o universo da simulação e nele devem estar contidos todos os outros membros da simulação.

Na classe *PhysicsList* estão definidas as partículas (prótons, elétrons, fótons etc) e os processos físicos que o usuário deseja acompanhar.

A *PrimaryGeneratorAction* é a classe onde o usuário define o estado inicial dos eventos, ou seja a energia inicial da partícula, sua posição inicial e a direção do feixe. A simulação poderá ainda utilizar outras classes do Geant4 (ou classes derivadas delas), tais como *RunAction*, *EventAction* e *SteppingAction*.

O ponto de partida da simulação com a ferramenta Geant4 é a formulação do programa-fonte (ou programa-principal), definindo o arranjo virtual descrito na classe *DetectorConstruction*; a fonte de partículas e os processos físicos participativos da simulação descritos nas classes *PrimaryGeneratorAction* e *PhysicsList*.

O programa-fonte-principal é necessariamente construído pelo usuário e nele estão definidas todas as classes que serão utilizadas ao longo da simulação. Na (Figura 2.2) é mostrado um exemplo simples de um programa-fonte-principal. Note nas linhas 1-15 (Figura 2.2), a presença do caractere "#". Este símbolo sinaliza para o pré-processador do computador que há vínculos deste programa-fonte-principal com outras funções ou bibliotecas, que por sua vez possuem extensão ".hh" e encontram-

se na pasta "include" do código do programa, ou no conjunto de bibliotecas padrão do Geant4.

Na prática, quando se executa um programa, o pré-processador inicia a leitura do programa-fonte em busca de instruções para executar e no momento que encontra as linhas iniciadas por este símbolo, considera os arquivos a que o caráter se refere no programa-fonte-principal, como se seu conteúdo estivesse digitado exatamente na posição em que se encontra o comando. Desta forma, o usuário programador pode segmentar seu código em diversos arquivos separadamente, sem a necessidade de escrever todas as linhas de código em um mesmo arquivo, o que tornaria o código pesado e confuso. O comando especificado na linha 1 por exemplo, #include "G4RunManager.hh", indica que o conteúdo da função G4RunManager.hh é lido pelo pré-processador na abertura do programa-fonte-principal.

```
#include "G4RunManager.hh"
          #include "G4UImanager.hh"
          #include "G4UIterminal.hh"
          #include "G4Ultcsh.hh"
         #include "G40lissh.fm" | /-----> | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | //| | /
10.
         #ifdef G4VIS USE
         #include "G4VisExecutive.hh" // Visualização
12.
         #endif
          #ifdef G4ANALYSIS_USE
13.
          #include "RemSimAnalysisManager.hh" // Ferramenta de analise estatistica
15.
16.
17.
         int main(int argc, char** argv)
18.
         G4RunManager* runManager = new G4RunManager;
19
         DetectorConstruction* detector = new DetectorConstruction;
20.
         runManager->SetUserInitialization(detector); //----
                                                                                                  ----> Montagem do detector construction
22.
         G4VUserPhysicsList* physics = new PhysicsList;
         runManager->SetUserInitialization(physics); //-----> Montagem dos processos fisicos
          #ifdef G4VIS_USE
         G4VisManager* visManager = new G4VisExecutive; //----> Visualização
26.
         visManager->Initialize();
27.
          #endif
         #ifdef G4ANALYSIS_USE
28.
         RemSimAnalysisManager* analysis = RemSimAnalysisManager::getInstance();//-----> Ferramenta de analise
30.
         analysis -> SetFormat("xml");
         analysis -> book();
31.
32
         #endif
33.
         CLHEP::HepRandom::setTheEngine(new CLHEP::RanecuEngine); //----> Escolha do gerador aleatorio
34.
                                                                                                                   //----> Escolha da semente do gerador aleatório
          CLHEP::HepRandom::setTheSeed(myseed);
          G4VUserPrimaryGeneratorAction* gen_action = new PrimaryGeneratorAction;
         runManager->SetUserAction(gen_action); //-----> Monta o estado inicial das Particulas runManager->SetUserAction(new RunAction); //-----> Monta as informaçoes de ação
39
         runManager->SetUserAction(new SteppingAction(detector))//-----> Monta o SteppingAction (controle paso a passo)
40.
41.
         runManager->Initialize();
                                                                              ---> Inicializa o Kernel
42.
43.
         G4UImanager* UI = G4UImanager::GetUlpointer();
         if(argc==1) //----> Define (G)UI terminal para modo interativo
44.
          G4UIsession * session = 0; // G4UIterminal é um terminal sem recursos
47.
         #ifdef G4UI_USE_TCSH
48.
         session = new G4Ulterminal(new G4Ultcsh);
49.
          #else
         session = new G4UIterminal();
50.
51.
52.
         UI->ApplyCommand("/control/execute vis.mac"); //----> Define parâmetros de visualização
53
         session->SessionStart();
54.
         delete session;
55.
         else // Batch mode
56.
57.
58.
         G4String command = "/control/execute";
59.
          G4String fileName = argv[1];
         UI->ApplyCommand(command+fileName);
61
         #ifdef G4ANALYSIS_USE
62.
         analysis -> finish();
63.
                                                                                //----> Finaliza a ferramenta estatística
64.
         #endif
         #ifdef G4VIS USE
65.
         delete visManager; //----> Libera a memoria visManager
66.
67.
68.
         delete runManager; //----> Libera a memoria runManager
69.
         return 0; }
```

Figura 2.2- Exemplo de um programa-fonte simples contendo a esta estrutura básica presente na maioria das simulações do Geant4.

O programa inicia na linha 17 (Figura 2.2) com a chave de abertura "{", que aparece na linha 18 e termina com uma chave de fechamento "}" na linha 69. Embora a função main() seja uma função chamada automaticamente quando damos início ao programa-fonte, todas as outras funções e classes são chamadas a partir dela, por linhas de comandos, à medida que o programa é executado. As instruções são executadas linha a linha, até o momento que uma função ou classe seja chamada. Quando isso acontece, o programa pára a sequência de execuções linha a linha para executar os comandos solicitados por aquela função ou classe e só retoma o controle para a linha posterior do código quando terminada sua ação. Dessa forma, na linha 19 está presente o comando para acionar a classe G4RunManager do GEANT4. Esta classe irá administrar o fluxo de informações provenientes das demais classes controlando assim o funcionamento de todo o código. Através dela são fornecidas as informações necessárias para a construção e para a execução de toda a simulação, incluindo detalhes quanto ao formato e às dimensões físicas do detector a ser construído, quanto às partículas e aos processos que serão considerados na simulação e quanto a outras necessidades adicionais do processo.

Mais adiante no código, temos outros pontos importantes como, por exemplo, na linha 28 quando iniciamos a ferramenta AIDA (Abstract Interfaces for Data Analysis) [32]. Esta instrução irá permitir que o usuário faça uso de uma ferramenta de análise estatística que está presente no pacote *OpenScientist* [33] e permite acumular valores para a construção de histogramas de uma, duas ou até três dimensões. É necessário escolher, na instalação do Geant4, a opção de uso do AIDA, para que durante o processo de compilação do código do Geant4 seja feita a criação das bibliotecas de uso publico do AIDA, que serão necessárias para uso posterior na simulação. Temos ainda, nas linhas 34-36, a definição do gerador de números randômicos e também da semente (seed) de que o gerador fará uso em seu processo de geração de números aleatórios. Mudando a semente o usuário consegue vários

resultados distintos, permitindo encontrar as médias, variâncias e desvios para exprimir de forma correta os seus resultados de simulação.

Atualmente, com a evolução dos computadores que possuem mais de um núcleo (dual core, tri core, quadri core) é possível executar várias simulações simultaneamente com sementes distintas e no final reunir os resultados como se fossem uma única simulação.

#### 2.2.7. Geometria e Materiais

O usuário do Geant4 constrói o seu arranjo virtual da simulação na classe DetectorConstruction, onde definem-se informações sobre o arranjo experimental físico (detectores, anteparos, objetos, etc). A representação geométrica dos volumes incluídos baseia-se em sólidos 3D posicionados espacialmente dentro de um volume inicial — o volume-mundo, como já descrito anteriormente, que pode representar uma sala ou uma câmara de espalhamento, por exemplo. Dentro do volume-mundo podem-se criar volumes menores e associá-los ao volume-maior sucessivamente. É comum usar-se a nomenclatura volume-filho para os volumes que são construídos atrelados a um volume maior, que por sua vez chamamos volume-mãe. É possível também parametrizar volumes filhos de forma a produzir cópias, especificando para isso as dimensões físicas e o formato destes.

A posição espacial (x, y, z) de cada um dos volumes criados pode ser dada por um único sistema de coordenadas do volume mãe, sendo assim, ao se deslocar o volume mãe os outros volumes serão deslocados e manter-se-á a integridade do objeto como um todo.

Modelos geométricos de sólidos são pré-estabelecidos e estão disponíveis em biblioteca do código tais como: cubos, cilindros, cones, paralelepípedos, trapezóides, esferas, torus, policones, poliedros, elipsóides, etc. Também se torna possível

construir novos sólidos a partir de sólidos simples, fazendo uso de operações booleanas, tais como: operações de união, interseção ou subtração.

Ainda na classe *DetectorConstruction* define-se também a composição do material de todos os volumes incluídos no ambiente da simulação, nela descreve-se a composição química ou mesmo qual a fração de massa de misturas de elementos químicos com número atômico (Z) de 1 até 99 que compõem o detector. Isso é possível, pois através da classe *G4Element* podem-se descrever as propriedades dos átomos, tais como, número atômico, número de núcleos, massa atômica, bem como quantidades, tais como seções de choque para o átomo. A classe *G4Material* descreve as propriedades macroscópicas da matéria como, densidade, estado, temperatura, pressão, bem como, quantidades macroscópicas como, alcance da radiação, livre caminho médio, dE/dx etc.

#### 2.2.8. Processos Físicos

Os processos físicos são responsáveis por descrever a forma com que as partículas interagem com os materias e os seus decaimentos. Na classe *PhysicsList* definem-se as partículas (fótons, elétrons, prótons, etc.) que serão utilizadas na simulação e os processos físicos que as envolvem.

A predominância do processo físico envolvido nas interações das partículas (espalhamento Compton, espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico, produção de pares etc) é dependente da energia do fóton incidente (Εγ = hv) e do número atômico (Z) do meio absorvedor. Desta forma, o efeito fotoelétrico será predominante para fótons de baixas energias, o espalhamento Compton predomina nas energias médias e a produção de pares nas energias altas. Quando o Z é baixo (carbono, água, ar, tecido humano) o espalhamento Compton predomina na região de ~ 20 keV a 30 MeV [34]. Portanto, com a inclusão dos processos físicos esperamos que o código de Monte Carlo forneça valores realistas de energia depositada nos volumes sensíveis.

O Geant4 utiliza valores de seções de choque para, a cada passo, sortear através do gerador de números aleatórios, um entre os possíveis processos físicos que as partículas podem sofrer no material. Os valores de seções de choque dependem do tipo de partícula, da energia da partícula e do da composição atômica do material. Ele também precisa criar tabelas de seções de choque (Figura 2.3) em função da energia de todos os materiais presentes no ambiente, para todas as partículas e interações inclusas na simulação. Essas tabelas são construídas a partir de bases de dados estabelecidas e documentadas de acordo com o modelo de processos físicos escolhido do Geant4.

Uma vez montadas as tabelas, obtém-se o valor da seção de choque para uma determinada energia por interpolação entre dois valores de energias mais próximos, E<sub>1</sub> e E<sub>2</sub>, conforme a equação (2.1).

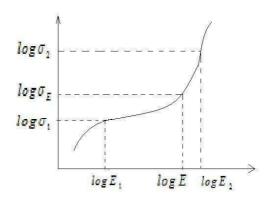


Figura 2.3. Seção de choque

Onde  $\sigma 1$  e  $\sigma 2$  são as seções de choque correspondentes às energias  $E_1$  e  $E_2$  Equação 2.2 .

$$\frac{(\log(\sigma_E) - \log(\sigma_1))}{(\log(E) - \log(E_1))} = \frac{(\log(\sigma_2) - \log(\sigma_1))}{(\log(E_2) - \log(E_1))} \tag{2.1}$$

$$\log(\sigma_{E}) = \frac{\left(\log(\sigma_{I})\log\left(\frac{E_{2}}{E}\right) + \log(\sigma_{2})\log\left(\frac{E}{E_{I}}\right)\right)}{\left(\log\left(\frac{E_{2}}{E_{I}}\right)\right)}$$
(2.2)

A seção de choque total é obtida pelo somatório das seções de choque de todos os possíveis processos físicos, ponderadas pelas proporções de cada elemento constituinte do material em que a partícula se encontra. Assim, o livre caminho médio da partícula é calculado através da equação (2.3).

$$\lambda = \frac{1}{\sum_{i} \sigma_{i}(E) n_{i}}$$
 (2.3)

onde  $\sigma_i(E)$  é a seção de choque integrada do processo físico considerado para a energia E,  $n_i$  e  $A_i$  são a densidade atômica e o número de massa atômica, respectivamente, do i-ésimo elemento que contribui para a composição do material e  $\rho$  é a densidade Equação 2.3.

Utilizando o valor do livre caminho médio, o programa sorteia um valor para o comprimento do próximo passo da partícula, e ponderando-se sobre as probabilidades de cada processo físico que a partícula pode sofrer, o programa sorteia um processo e calcula a variação de energia e momento da partícula. Quando ocorre uma interação com surgimento de outras partículas, estas serão consideradas como novas partículas no material e acompanhadas até atingirem a energia de corte, onde encerramos sua história e naquele ponto toda sua energia restante é depositada.

## 2.3. Simuladores de Corpo Humano – Fantomas

Devido à dificuldade de se realizarem medições dosimétricas de forma direta no interior do corpo humano, "in vivo", e uma vez que a maioria dos cálculos determinísticos se restringem a tecidos e órgãos superficiais, a utilização de simuladores de corpo humano está cada vez mais presente no cotidiano dos profissionais de dosimetria. As geometrias e composições destes simuladores vão desde simples vasilhames contendo água até os mais elaborados simuladores de corpo humano. A estes arranjos experimentais compostos de um simulador de corpo humano ou parte deu-se o nome de "fantomas", neologismo da palavra inglesa phantoms. Há relatos de experiências na década de 90, onde a NASA National Aeronautics and Space Administration (Administração Nacional do Espaço e da Aeronáutica) usou cadáveres humanos como fantomas, a fim de determinar a dose de radiação depositada em seus órgãos internos [35].

## 2.3.1. Simuladores Físicos

# 2.3.1.1. Rando-Alderson

Na Figura 2.4 é mostrada a família de fantomas Rando-Alderson composta por um homem e uma mulher adultos e uma criança de 6 anos. O Rando-Alderson [36], um dos mais conhecidos fantomas antropomórficos, é constituído de um esqueleto humano (Figura 2.5) envolvido por uma borracha que se assemelha ao tecido mole em características químicas e físicas. O tecido pulmonar tem densidade 0,320g/cm³. Tronco e cabeça são constituídos por 35 secções transversais, cada uma com 2,5 cm de espessura. Ao todo possui 1100 orifícios cilíndricos para inserção de dosímetros termoluminiscentes (TLD).



Figura 2.4. Família de fantomas Rando-Alderson.



Figura 2.5. Radiografia do Fantoma Rando-Alderson feminino.

# 2.3.1.2. Slab, Rod e Pilar

Os fantomas Slab, Rod e Pilar (Figura 2.6) são universalmente conhecidos devido a recomendações de uso da IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica) [37] no processo de calibração de dosímetros pessoais. O Slab é um cubo de 30 cm de aresta que serve para simular o retroespalhamento do tórax humano na calibração de dosímetros pessoais.

Rod e Pilar são fantomas que simulam respectivamente dedo e punho de trabalhadores ocupacionalmente expostos que manipulam materiais radioativos. Estes fantomas têm papel fundamental na calibração dos dosimetros dos tipos anel e pulseira.

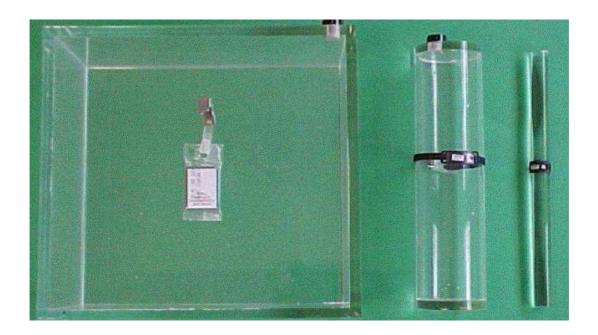


Figura 2.6. Fantomas: Slab, Pilar e Rod (da esqueda para direira).

# 2.3.1.3. Esfera da ICRU

A ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) [38], em sua publicação 33, define um fantoma esférico (Figura 2.7) utilizado para obter as grandezas equivalente de dose ambiente H\*(d) e direcional H'(d), onde *d* é a profundidade na esfera, em milímetros [39]. Este fantoma possui 30 cm de diâmetro e é feito de material tecido equivalente (Tabela 2.1), com densidade de 1 g/cm³.

Tabela 2.1 - Composição da esfera da ICRU [39].

Composição	Porcentagem (%) em massa:	
química		
oxigênio	76,2	
carbono	11,1	
hidrogênio	10,1	
nitrogênio	2,6	



Figura 2.7. Esfera da ICRU [39].

Existem ainda diversos outros tipos de fantomas físicos que são usados em dosimetria, tais como: de tireóide, pulmão, coração, cabeça e tronco, entre outros, como mostra o Quadro 2.1. A Figura 2.8 mostra alguns exemplos de simuladores físicos.

Quadro 2.1. Simuladores Físicos.

Simulador	Geometria	Referências
BOMAB	Corpo Inteiro	Kramer e cols 1991[40]
		ICRU,1989 [41], Griffith e
LLNL Torso	Pulmão, Fígado e Coração	Cols,1979 [42]
		Griffith 1980 e 1984 [43]
IRD Tireóide	Tireóide	ICRU 1992 [44]
	Tileolde	IAEA 1962 [45]

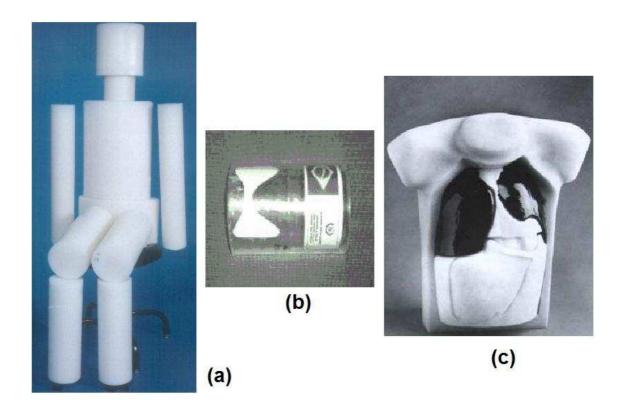


Figura 2.8. Simuladores físicos; a) BOMAB (Bottle Mannikin Absorber); b) Fantoma de Tireóide LABMIV (IRD); c) LLNL Torso.

# 2.3.2. Modelos computacionais

Atualmente, com o desenvolvimento de modelos computacionais e os diversos algoritmos simuladores de fontes radioativas e códigos de Monte Carlo, que permitem acompanhar passo a passo a trajetória das partículas e fótons pela matéria, buscamse estudos mais precisos da deposição da radiação dentro do corpo humano através de modelos computacionais de fantomas.

Esta técnica consiste em descrever a geometria do corpo humano por meio de volumes tridimensionais no universo da simulação, por onde as partículas trafegam. Sendo assim, a ferramenta de Monte Carlo é capaz de traçar as trajetórias e interações destas partículas com o volume dos órgãos e tecidos do corpo humano, permitindo avaliar as energias depositadas ponto a ponto. Os fantomas

computacionais são classificados de acordo com suas estruturas geométricas. Convencionou-se dar o nome de fantomas geométricos àqueles que são elaborados por elementos geométricos distintos, com volumes descritos por quádricas, tais como elipsóides, cones, esferas, cilindros, como também uniões e interseções destes.

Estes modelos foram introduzidos no fim da década de 60 em paralelo à adoção pela ICRP do chamado Homem Referência [46]. Em 1969 o Comitê Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) publicou uma descrição de um fantoma composto por elementos geométricos definidos matematicamente para se adequar ao Homem Referência. Este fantoma ficou conhecido como fantoma MIRD-5 ou fantoma de Snyder-Fisher [47]. Nesta publicação, o fantoma MIRD-5 serviu de base para o uso de métodos de Monte Carlo no cálculo de frações específicas de dose absorvida por órgãos [48]. A Figura 2.9 mostra dois modelos de fantomas geométricos, conhecidos como ADAM e EVA de Kramer et al. [49] baseados no fantoma MIRD-5.

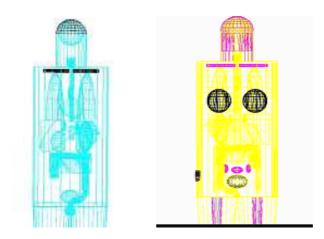


Figura 2.9. Fantomas geométricos ADAM e EVA feitos no Geant4 [50].

Como alternativa à prática de dosimetria com fantomas geométricos, e devido à complexidade de representação da anatomia humana, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. São eles os Fantomas de voxel (VOlume piXEL) que provêm de uma seqüência de imagens digitais de pessoas reais, que são

superpostas por tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética (MRI), mostrando áreas de secção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo. A Figura 2.10 mostra um esquema do que é um voxel.

Sendo uma representação real do corpo humano, a estrutura do fantoma de voxel permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte, ao nível de órgão ou tecido.

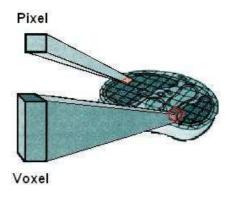


Figura 2.10. Voxel

Voxels são elementos que compõem volumes, dando uma representação tridimensional destes. Este nome foi escolhido em analogia aos pixels, que compõem imagens em duas dimensões. Voxels são cubos ou paralelepípedos com dimensões que variam de acordo com a técnica aplicada na construção do fantoma, onde quanto menor as dimensões do voxel, melhor a definição do órgão e menor a incerteza associada ao volume deste. Um volume genérico pode ser representado por um conjunto de voxels disposto no espaço. Na Figura 2.10 está representado um plano de uma tomografia de corpo humano em que vemos a segmentação desta fatia em voxels.

Os fantomas de voxels foram criados para o desenvolvimento de uma dosimetria mais realista, pois são os que mais se aproximam da complexidade e heterogeneidade morfológica e anatômica do corpo humano. Estas representações contêm informações das diferentes composições químicas e densidades dos tecidos

do corpo humano. A implementação destes fantomas em ferramentas de Monte Carlo possibilita a estimativa das doses de radiação depositadas em cada órgão do corpo.

Atualmente existem diversos tipos de fantomas de voxels elaborados por pesquisadores ou grupos de pesquisas que, através de imagens médicas, elaboraram uma matriz de voxels. Pela análise de tons das cores, eles diferenciam os tecidos e órgãos, atribuindo a cada voxel o tecido do local onde ele se encontra.

#### 2.3.2.1. Fantoma de Voxels de Yale

Na Universidade de Medicina de Yale, em New Haven, Estados Unidos, foram desenvolvidos alguns modelos de fantomas de voxels baseados em imagens de CT de dois indivíduos do sexo masculino, para utilização em simulações de Monte Carlo. O autor e responsável por este projeto, Dr. George Zubal [16,17,18] disponibiliza, em sua home page, arquivos de fantomas de cabeça (det\_head\_u2), tronco e cabeça (Voxel Man) e de corpo inteiro (Vox Tiss8);

## Fantoma Voxel Man

O fantoma voxel man [17] é baseado em um homem adulto de aproximadamente 1,78 m de altura, pesando 70,31 kg, de onde foram obtidas 78 fatias de tomografias com 1 cm de espessura. O processo de segmentação em voxels resulta em um arquivo (Voxel\_man.dat) com uma matriz de 128x128x243 voxels cúbicos, com 3,6 mm de arresta cada, que descrevem os 56 órgãos listados no Anexo1.

Na Figura 2.11 é mostrado o fantoma de voxel, Voxel\_Man, em duas dimensões com os órgãos diferenciados por cores escolhidas aleatoriamente.

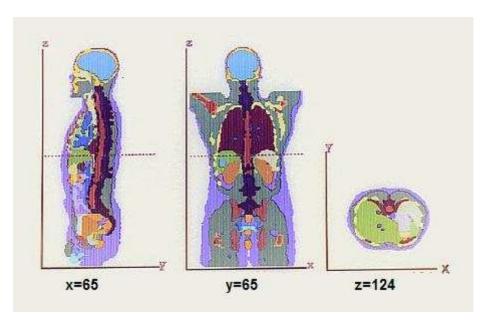


Figura 2.11. Fantoma voxel\_man [17].

## Fantoma Vox Tiss8 ou Zubal Arms Down Phantom

O fantoma de Zubal original teve pernas e braços adicionados por Maria A.Stuchly, professora do Departamento de Eletrônica e Engenharia Computacional da Universidade de Engenharia Victoria , B.C. Canadá. Ela o fez a partir dos dados anatômicos do Visible Man [51]. Katarina Sjogreen, do Departamento de Física das Radiações do Hospital Universitário de Lund, na Suécia, refez o reposicionamento dos braços, a fim de tê-los posicionados ao lado do corpo, porque inicialmente os braços foram inseridos cruzados, nomeando-o de Zubal Arms Down Phantom, disponibilizando-o sob a forma do arquivo vox\_tiss8 [16]. Este fantoma será designado pela sigla ZAD ao longo deste trabalho.

O fantoma vox\_tiss8 [16] é composto por uma matriz de 192x96x498 voxels cúbicos de 3,6 mm de aresta (Figura 2.12). Estão discriminadas 87 partes do corpo e voxels de ar em volta do fantoma, sendo, portanto, ao todo 88 números de identificação (IDs). Como mostra o Anexo 2.



Figura 2.12. Fantoma Zubal Arms Down. [16]

#### 2.3.2.2. Fantomas MAX06 e FAX06

O fantoma MAX (Male Adult voXels) foi desenvolvido por Kramer [52], baseado em imagens segmentadas de um paciente adulto do sexo masculino VOX\_TISS8 fornecidas por Zubal et al 2001 [18], enquanto o fantoma FAX(Female Adult voXel) foi elaborado a partir de imagens de tomografias computadorizadas de um paciente adulto do sexo feminino.

Os fantomas MAX06 e FAX06 [53], apresentados na Figura 2.13, são atualizações dos fantomas MAX e FAX. Neles estão incluídas estruturas como os brônquios, a mucosa oral, a vesícula biliar, os nódulos linfáticos, a próstata e as glândulas salivares, que não eram disponíveis nos fantomas originais. Os esqueletos dos novos fantomas foram subdivididos em osso compacto, esponjoso, medula amarela e cartilagem, adicionando ainda mais heterogeneidades à estrutura do esqueleto destes.

Houve modificações também nas dimensões dos voxels que eram cubos de 3,6 mm de aresta e nas novas versões dos fantomas, foram modificados para 1,2 mm de aresta. A nova segmentação foi baseada em dados do esqueleto fornecidos pela ICRP 70 [54] e ICRP 89 [46], livros de anatomia e imagens originais das CTs dos fantomas MAX/FAX.

Tanto o MAX/FAX quanto o MAX06/FAX06 têm suas massas de órgãos e tecidos concordando com os valores de referência da ICRP 89. No entanto, o MAX06 e a FAX06 (Figura 2.13) são os primeiros modelos de fantoma humanos com os ossos do esqueleto subdivididos em diversos componentes, incluindo segmentação da cartilagem e da medula amarela, o que é um pré-requisito para estudos avançados nos métodos de dosimetria do esqueleto.

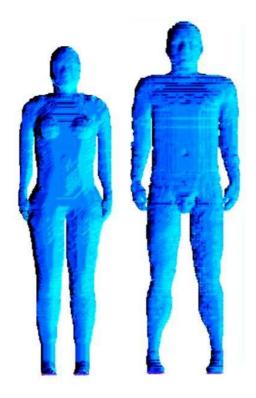


Figura 2.13. Fantomas FAX06 (à esquerda) e MAX06 (à direita) [53].

## 2.4. Braquiterapia

Braquiterapia é uma palavra que vem do grego (brachys) que quer dizer junto ou próximo e refere-se à técnica de radioterapia na qual uma fonte de radiação encapsulada (Figura 2.14) é disposta no interior do ou próxima ao tumor, consequentemente afetando ao mínimo os órgãos mais próximos e preservando os mais distantes da área do implante.



Figura 2.14. Fonte de Braquiterapia.

Quanto às taxas de dose de radiação, os procedimentos são classificados em braquiterapia com altas ou baixas taxas de dose, respectivamente HDR (*High Dose Rate* - Altas Taxas de Dose) e LDR (*Low Dose Rate* - Baixas Taxas de Dose). Na braquiterapia HDR, a fonte de radiação permanece por poucos minutos no interior do organismo. Este tempo é calculado para ser o suficiente para a liberação da dose planejada de radiação ao tumor. No caso de tratamentos com LDR, a fonte de radiação é mantida no interior do corpo durante um período mais prolongado, geralmente por dias, ou implantada definitivamente.

A braquiterapia pode ser realizada por meio da inserção da fonte de radiação no interior do órgão. Essa técnica, frequentemente empregada no tratamento dos tumores ginecológicos, recebe o nome de intracavitária. Outra técnica de braquiterapia é a endoluminal ou intraluminal, na qual a fonte de radiação é posicionada no interior de um órgão tubular, como o brônquio pulmonar ou o esôfago, através de um cateter, para liberar altas doses de radiação, por um curto período.

Existe também a braquiterapia intersticial (em meio ao tecido), em que a fonte é introduzida na área comprometida pela doença.

#### 2.4.1. Histórico

Desde que foi idealizada, há cerca de 100 anos, a braquiterapia evoluiu consideravelmente, ganhou novos materiais e processos de aplicação. Sua utilização teve origem na descoberta do Rádio (226Ra) por Marie e Pierre Curie em 1898 [55]. O 226Ra é um isótopo radioativo natural da série do urânio e seu principal nuclídeo filho é o radônio (222Rn), isótopo radioativo encontrado na natureza em estado gasoso. A partir desta descoberta seguiu-se a aplicação química em tratamentos de câncer, iniciando a disciplina médica conhecida hoje como braquiterapia.

Nos primeiros anos da braquiterapia, os médicos e físicos trabalhavam com desvantagens, pois sabiam muito pouco sobre os efeitos biológicos da radiação. O planejamento da dose entregue no tratamento era feito em "miligrama—hora de rádio" e era desenvolvido empiricamente pela geometria dos aplicadores. A inadequação desta metodologia foi reconhecida por físicos, na década de vinte, tais como Edith Quimby no Memorial Hospital na Inglaterra, sendo motivados a desenvolver um sistema mais geral de dosagem. Para aplicadores externos mostrou-se possível tratar o rádio como uma coleção de fontes pontuais e calcular o número de miligrama-hora requeridos para produzir uma dose eritema padrão, (usando a lei do inverso do quadrado da distância para atenuação e filtração oblíqua de cada ponto).

Para tratamentos intersticiais, os efeitos da absorção e do espalhamento no tecido foram incluídos determinando-se a distância de um único tubo de rádio, com o qual certos efeitos foram observados. Os efeitos incluíram necroses em tecidos animais, escurecimento de manteiga e eritema na pele humana [56].

Os resultados foram usados para calcular, para inúmeros implantes de vários tamanhos, o número de miligramas-horas necessários para produzir um efeito na superfície da região alvo. Se os efeitos fossem matar as células, concluía-se que esta dose era maior que a *dose mínima periférica* e deveria ser erradicada. As tabelas de dosagem desenvolvidas no hospital memorial a partir destes dados experimentais foram seguidos por tabelas publicadas em 1934 por Paterson e Parker em Manchester. Nessas tabelas, e nas subsequentes tabelas Quimby, a dose era dada em termos de uma nova unidade o "roentgen", ao invés de dose de eritema [55].

## 2.4.2. O Avanço da Braquiterapia

A popularidade desta nova técnica foi reduzida na metade do século XX devido a muitos fatores, entre eles o manuseio das fontes radioativas usadas em braquiterapia que envolviam riscos substanciais de exposição para os enfermeiros, médicos e físicos envolvidos no tratamento. Estes eram expostos a altas doses de radiação no processo de colocação das fontes radioativas nos pacientes; Também a dificuldade de se encontrar uma distribuição de dose adequada em tecidos moles; Portanto, neste período, a radioterapia externa (teleterapia) substituiu, razoavelmente, os implantes radioativos em tratamentos próximos à pele e em órgãos acessíveis.

No entanto, passados alguns anos, um grande número de técnicas engenhosas foram criadas para diminuir os riscos do manuseio das fontes que acarretava numa dose desnecessária recebida pelos médicos e enfermeiros no tratamento. Isto foi resolvido introduzindo as fontes nos pacientes automaticamente através de canais metálicos previamente posicionados no corpo. O pessoal médico posiciona os canais e se retira da sala, após o que as fontes saem da blindagem e são inseridas nos pacientes, reduzindo assim as taxas de dose ocupacional dentro da

sala de tratamento. Este sistema é conhecido como "afterloading" (póscarregamento).

Pelo fato dessas técnicas reduzirem a exposição ocupacional, houve um crescimento do uso de braquiterapia. A presente era da braquiterapia pode ser considerada como tendo início em 1960 por Henschke [57] e é agora caracterizada por inúmeras técnicas refinadas e inovações tais como:

- a) o uso de radionuclídeos produzidos em reatores com energias de fótons mais baixas que as do rádio;
- b) "afterloading" das fontes;
- c) avanços na dosimetria;
- d) uso de computadores no cálculo de dose;
- e) métodos modernos de imagem tridimensional;

Ao perceberem que as fontes radioativas artificiais oferecem maior segurança, do ponto de vista da radioproteção, para o paciente e para os trabalhadores profissionalmente expostos, estas substituíram rapidamente o <sup>226</sup>Ra em tratamentos de braquiterapia. O <sup>137</sup>Cs e, mais recentemente, o <sup>192</sup>Ir tornaram-se populares em tratamentos da cavidade uterina e vagina, enquanto <sup>125</sup>I, <sup>198</sup>Au, <sup>192</sup>Ir, <sup>103</sup>Pa entre outros, estão disponíveis para implantes em tecidos, tais como, próstata, mama, cérebro e outros.

Devido ao <sup>125</sup>I produzir fótons de baixa energia, estes são mais facilmente blindados do que os do rádio, tornando-o capaz depositar a dose de forma mais concentrada num ponto, fornecendo assim, proteção relativa aos tecidos normais

adjacentes e reduzindo a exposição do pessoal envolvido, quando comparado com outros radioisótopos cujas emissões têm energias mais altas.

As meias vidas curtas destes outros radionuclídeos, variando de 2,7 dias a 30 anos, em contraste com os 1602 anos do Rádio (<sup>226</sup>Ra), tornam estes mais atrativos para o tratamento. O fato de ser possível produzir fontes fisicamente menores para realizar inserções *afterloading* remotamente, isto é, o recolhimento da fonte após o tratamento ser feito sem necessidade de presença de staff no local, eliminando assim a exposição dos trabalhadores, tornou novamente a técnica interessante.

Atualmente a técnica HDR com fonte de <sup>192</sup>Ir tornou-se a principal alternativa ao tratamento complementar de radioterapia, denominado tecnicamente como *boost*, para vários tipos de tumores entre os quais podemos citar: tumores de próstata, mama, canal anal, colo uterino, cabeça e pescoço, entre outros.

A vantagem da braquiterapia de HDR com controle remoto computadorizado está na entrega precisa da dose de radiação no tumor ou volume alvo e controle da radiação que chega em outros órgãos ou tecidos próximos, fato este que permite uma melhor qualidade do tratamento com redução dos efeitos colaterais.

Recentemente, diversos trabalhos [1,58,59,60,61,62,63,64] em braquiterapia têm sido direcionados ao estudo das distribuições de dose ao redor das fontes. Paralelamente ao trabalho experimental segundo a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM TG – 43) [1] é importante aprimorar também os métodos de simulação em Monte Carlo destas fontes e seu comportamento em meio às heterogeneidades de composição dos órgãos e tecidos do corpo humano pois assim é possível reduzir-se as incertezas associadas ao valor da dose entregue ao volume alvo, procurando sempre minimizar o dano ao paciente submetido a essas técnicas.

## 2.4.3. O tratamento de Braquiterapia

Todas as modalidades de tratamento de braquiterapia requerem um planejamento prévio. Neste procedimento o médico especifica o tipo de tratamento (temporário, permanente, altas ou baixas taxas de dose, etc.), o volume a ser tratado, a dose a ser administrada e limites de dose em tecidos críticos do entorno. A partir destas informações, o físico-médico determina a posição das fontes que otimiza a distribuição de dose. Atualmente, devido à precisão desejada (1% de incerteza na dose em volumes da ordem 1 mm<sup>3</sup>) e à quantidade e complexidade da distribuição das fontes em terapias de implante, os cálculos precisam ser feitos através de ferramentas computacionais, sejam sistemas de planejamento ou ainda por método de Monte Carlo. Na braquiterapia intracavitária, tal como a realizada no colo do útero, esôfago e reto, aplicadores especiais são introduzidos em cavidades do paciente, irradiando a região de interesse por um intervalo previamente calculado, e depois são removidos. Na Figura 2.15 encontram-se alguns modelos de aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo de útero onde fontes radioativas são colocadas nos ovóides (partes brancas da figura) e no prolongamento do aplicador (parte inferior do 1º e 3º dispositivos, da esquerda).



Figura 2.15. Aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo do útero. Fonte: www.humonc.wisc.edu em 27/11/2007.

Estes aplicadores são introduzidos na paciente Figura 2.16 e deixados pelo tempo necessário para atingir a dose prescrita pelo planejamento do tratamento. Após o tratamento, as fontes são removidas.

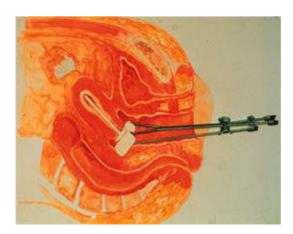


Figura 2.16. Aplicadores sendo utilizados no tratamento da paciente. Fonte: www.humonc.wisc.edu acessado em 10/01/2010.

O aplicador usado na Figura 2.16, conhecido como "Fletcher", que pode ser visto isoladamente na Figura 2.17, foi criado em 1953 e ainda é utilizado para tratamentos ginecológicos [56].



Figura 2.17. Aplicador ginecológico Fletcher. Fonte: http://www.monografias.com/trabajos58/braquiterapia/Image2.gif Acessado em 10/01/2010

Na braquiterapia intersticial, pequenas fontes (sementes) ou finos fios de material radioativo são posicionados cirurgicamente no interior do tecido a ser tratado,

tal como próstata, língua, cérebro ou mama. O implante das fontes pode ser temporário ou permanente. Implantes permanentes têm se tornado bastante comuns no tratamento do câncer de próstata, por exemplo. A braquiterapia intersticial pode ser usada também em tumores superficiais, como na pele e em problemas oculares, onde se revelou uma grande aliada da medicina.

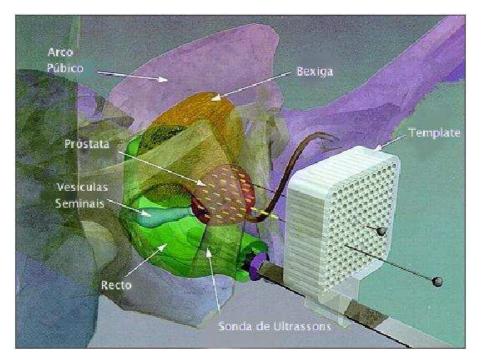


Figura 2.18. Tratamento de próstata com fontes intersticiais permanentes. Fonte: http://www.valley-radiotherapy.com/technology/brachy\_ldr.html. Acessado em 10/01/2010

A Sonda de Ultrassons ou TRUS "Transretal Ultrasound", vista na Figura 2.18 juntamente com o implante transperineal, melhoraram a eficiência da braquiterapia permanente na próstata eliminando a necessidade de um procedimento cirúrgico altamente invasivo para expor a próstata e inserir as fontes. A atratividade de um procedimento de 1 dia associada a um padrão favorável de complicações do tecido normal resultou em um crescimento exponencial desta modalidade. O número de procedimentos somente nos Estados Unidos passou de menos de 5000 em 1995 para

cerca de 50000 em 2002. O número de tipos de sementes produzidas comercialmente também aumentou de 3 em 1999 para 24 em 2004 [56].

A braquiterapia de altas taxas de dose se torna cada vez mais comum. Esta modalidade faz uso de uma única fonte e seu planejamento utiliza imagens médicas do paciente e de um sistema computadorizado de planejamento que calcula o tempo necessário de permanência da fonte e o local de contato com o tecido a ser tratado. Estas fontes viajam por cateteres (Figura 2.19) que foram anteriormente posicionados pela equipe médica, que na sequência deixa o recinto, indo para um lugar protegido pela blindagem da sala e controla o equipamento remotamente.



Figura 2.19. Aplicador desenvolvido no Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro usado em tratamento de Mama com fonte HDR.

A Figura 2.20 mostra um equipamento de *afterloader* (HDR) Microselectron cujo cateter é introduzido pelo nariz até o pulmão do paciente, por onde irá passar uma fonte de <sup>192</sup>Ir e, após o tempo planejado de tratamento, será recolhida novamente para a caixa blindada de forma automática.



Figura 2.20. Afterloader Microselectron com fonte de <sup>192</sup>Ir. Fonte: http://www.radioterapiairazu.net/img/img\_Op/BRAQUI1.JPG Acessado em 10/01/2010

# 2.4.4. A dosimetria e planejamento da dose a ser entregue[112]

Em 1986 o ICWG (Interstitial Collaborative Working Group), formado por pesquisadores do Memorial Sloan-Kettering Institue, da Univeridade de Yale e da Universidade da Califórnia, San Francisco, desenvolveu procedimentos que utilizavam pastilhas e cápsulas de pó de TLD embebidos em simuladores (fantomas) de água sólida (plástico) para calibrar este tipo de detector e corrigir sua resposta mais acentuada para fótons de baixa energia de modo a permitir a estimativa quantitativa de taxas de dose na água. Como resultado dos esforços do ICWG e de contribuições subsequentes de outros investigadores, a dosimetria com TLDs veio a ser aceita como a mais confiável abordagem experimental já validada em braquiterapia e os seus resultados são largamente utilizados como base para cômputo de doses no contexto clínico.

Baseadas em um modelo matemático acurado e detalhado da estrutura interna da fonte, técnicas de Monte Carlo para transporte de fótons são empregadas para

avaliar distribuições de dose de fontes isoladas. Entretanto, técnicas de Monte Carlo foram empregadas para problemas geométricos mais complexos em braquiterapia somente recentemente. Comparações entre as medições com TLDs do ICWG e cálculos de Monte Carlo mostram excelente acordo. Atualmente simulações de Monte Carlo são amplamente empregadas e aceitas como uma ferramenta para dosimetria.

A incerteza total combinada para dosimetria com TLDs no eixo transversal são da ordem de 7,9% (a 1 cm) e 9,5% (a 5 cm) [56]. As componentes para incertezas dominantes são baixa reprodutibilidade de repetidas leituras dos TLDs, incertezas nas correções para a resposta relativa em energia e incertezas na conversão dos dados do simulador sólido para o líquido.

Esta última componente da incerteza pode ser eliminada com o uso de simuladores com materiais de composição melhor documentada. Com a utilização de dados meticulosos de seções de choque para interação de fótons, taxas de dose baseadas em métodos de Monte Carlo têm incertezas de 2,5% a 5%, e , provavelmente, menores para fontes de energias mais altas.

Devido à Monte Carlo estar sujeita a erros sistemáticos potencialmente grandes e imprevisíveis (erros de implementação do padrão SK, presença de radionuclídeos contaminantes, etc.), continua sendo indicada a caracterização das taxas de dose experimentalmente e por Monte Carlo, ao menos para fontes de baixa energia.

A pesquisa atual em dosimetria para braquiterapia inclui a busca por métodos de dosimetria experimental que tenham menor incerteza e maior resolução espacial que a dosimetria com TLDs. Sistemas razoavelmente bem estabelecidos para dosimetria relativa incluem diodos de silício e cintiladores plásticos, enquanto a dosimetria com gel polimérico mostra ser promissor pelo menos para dosimetria relativa. Filmes radiocrômicos são atualmente os melhor validados para dosimetria relativa e absoluta nos sistemas de detecção.

Outro desenvolvimento recente é a extensão dos cálculos de Monte Carlo para o planejamento do tratamento, isto é, a distribuição de dose específica do paciente levando-se em conta a posição real das sementes implantadas. Diferentemente dos métodos de superposição, técnicas de Monte Carlo podem levar em conta heterogeneidades na composição dos tecidos, blindagem do aplicador e atenuação entre sementes. Recentemente alguns algoritmos de Monte Carlo rápidos saíram do domínio da pesquisa e entraram no uso clínico com tempos de processamento inferiores a 2 minutos para implantes clinicamente realistas.

#### 2.4.5. O Formalismo Dosimétrico

O protocolo recomendado para dosimetria de fontes intersticiais de braquiterapia (*Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43*), TG-43, é baseado em medidas de um número de grandezas físicas inter-relacionadas. Este protocolo foi revisado em março de 2004 pelo Task Group 8446, porém continua sendo referido na literatura e conhecido pelos médicos por TG-43, ou TG-43U [2].

As mudanças fundamentais para o presente trabalho, ocorridas na revisão do protocolo, foram:

a) Durante o processo de dosimetria de fontes de braquiterapia, percebeu-se que a simulação por Monte Carlo da função de anisotropia,  $F(r,\theta)$ , era enormemente sensível à espessura e à profundidade do encapsulamento da fonte. E este parâmetro não é sempre medido de forma precisa pelos fabricantes de sementes. Portanto, vários pesquisadores utilizaram a espessura medida experimentalmente para simular em Monte Carlo.

# **2.4.5.1.** *Kerma* [1]

Para quantificar-se os efeitos da radiação sobre a matéria são necessárias grandezas físicas que possam ser medidas e correlacionadas com o real potencial dos efeitos da radiação sobre a matéria. O Kerma é um exemplo de grandeza que pode ser obtida de maneira direta, e que é largamente usada para cálculos dosimétricos. Em radioproteção utiliza-se como padrão metrológico a grandeza kerma medida no ar.

Kerma pode ser definido como o somatório das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por radiação ionizante não carregada (fótons e nêutrons), que incidem num material infinitesimal (tecido, ar, água, etc) dividido pela massa deste material. Sua unidade no sistema internacional é o gray (1Gy = 1 J/kg) .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{2.4}$$

A palavra "kerma" (kinetic energy released per unit mass) pode ser traduzida como energia cinética transferida por unidade de massa .

Em cálculos dosimétricos, o kerma K, é usualmente expresso em termos da distribuição,  $\Phi$ E, de fluência de energia das partículas não carregadas e do coeficiente de absorção em massa  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ .

$$K = \int \Phi_E E \frac{\mu_{en}}{\rho} dE \tag{2.5}$$

Embora o kerma seja uma grandeza a qual concerne a energia inicial de transferência para a matéria, ele é usado algumas vezes como uma aproximação para

dose absorvida quando é considerado o equilíbrio de partículas carregadas e que não exista perda radioativa.

# **2.4.5.2.** Intensidade de Kerma no Ar (Air-kerma strength, $S_K$ )

Intensidade de kerma no ar é definida, como o produto da taxa de kerma no ar,  $K_{ar}(d)$ , a uma distância d medida ao longo do eixo transversal da fonte partindo do centro da fonte, pelo quadrado da distância d, no vácuo.

$$S_k = \overset{\bullet}{K}_{ar}(d) \times d^2 \tag{2.6}$$

Seu valor numérico é idêntico à taxa de referência de kerma no ar (Reference Air Kerma Rate, ou AKR). Unidade usual:  $\mu$ Gy m<sup>2</sup>h<sup>-1</sup> = 1 U.

A distância de medida deve ser grande o bastante para que a fonte possa ser tratada como pontual, ou seja, a distância d deve ser maior que a dimensão linear da fonte para que  $S_k$  seja independente de d, e com a medida de  $S_k$  independendo de d, a taxa de kerma no ar poderá ser dada em termos de uma distância referência,  $d_o$ , que em geral é aferida a distância de 1 metro [2].

Como vimos acima, o  $S_k$  é definido no vácuo, por isso quando gerado a partir de medidas experimentais, que são realizadas no ar, precisa ser corrigido quanto à atenuação e o espalhamento de fótons no ar, e em qualquer outro meio colocado entre o detector e a fonte, como também quanto a fótons espalhados por objetos próximos, como muros, chão, mesa, entre outros.

## 2.4.5.3. Constante de Taxa de Dose

A constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ) é definida como sendo a taxa de dose na água a uma distância de 1 cm no eixo transversal por unidade de intensidade de kerma no ar da fonte imersa em um fantoma de água. Deve ser observado que  $\Lambda$  é uma grandeza absoluta, não como outros parâmetros descritos a seguir, os quais são grandezas normalizadas e, portanto, relativas. Para as especificações da constante da taxa de dose, bem como os parâmetros da distribuição de dose relativa, o protocolo TG-43U recomenda que a água líquida seja aceita como meio de referência. Logo, para a determinação do valor de  $\Lambda$ , a fonte física (maior que uma fonte pontual idealizada) será posicionada e a medida será efetuada a 1 cm de distância ao longo do eixo transverso relativo ao centro geométrico da fonte. Matematicamente, a constante de taxa de dose,  $\Lambda$ , é definida pela razão da taxa de dose na posição de referência,  $\overrightarrow{P}(r_o,\theta_o)$ , e Sk .

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_o, \theta_o)}{S_{\iota}}$$
 (2.7)

A constante de taxa de dose,  $\Lambda$ , depende tanto do radionuclídeo quanto do modelo da fonte, e é influenciada tanto pela geometria interna da fonte quanto pela metodologia experimental utilizada para determinar o  $S_k$ . Sua unidade usual é : cGy h  $^{-1}$  U $^{-1}$ .

O NIST usou a Wide-Angle Free-Air Chamber ou WAFAC, uma câmara a vácuo para determinar Sk, para fótons de baixa energia emitidos por fontes de braquiterapia, de maneira experimental, calculando a constante de taxa de dose para

algumas fontes. Na Tabela 2.2 vemos os valores médios para as fontes mais comumente utilizadas.

Tabela 2.2. Valores médios para as fontes mais comumente utilizadas. Dados padrão do NIST (calibrados pela WAFAC) do Sk, para cada indústria e a sua constante de taxa de dose [2].

	Data de		
Fabricante e Modelo	Radionuclídeo	Padronização	(CGy.h <sup>-1</sup> .U <sup>-1</sup> )
		pelo NIST	
Amersham 6702	<sup>125</sup>	15/04/98	1.036
Amersham 6711	<sup>125</sup>	15/04/98	0.965
Best Industries 2301	<sup>125</sup>	18/08/00	1.018
NASI MED3631-A/M	<sup>125</sup>	30/06/01	1.036
Begig/Theragenics I25.S06	<sup>125</sup>	27/01/01	1.012
Imagyn IS-12501	<sup>125</sup>	21/10/00	0.940
Theragenics 200	<sup>103</sup> Pd	08/07/00	0.686
NASI MED3633	<sup>103</sup> Pd	23/04/01	0.688

Essa constante é de suma importância para os cálculos dosimétricos, visto que é esse termo que transforma a distribuição de dose, em taxa de dose absoluta depositada no paciente. Por esse motivo, o seu cálculo precisa ser o mais preciso possível.

O método de Monte Carlo é uma alternativa para encontrar o seu valor, pois possui liberdade no posicionamento do detector e de outros equipamentos, diminuindo a incerteza no seu valor, e podendo estimá-lo a curtas e longas distâncias. No Monte Carlo, são necessárias duas simulações: uma com a fonte num fantoma, estimando a dose em pontos específicos, e a segunda com a fonte no vácuo ou numa grande esfera de ar. A constante de taxa de dose pode ser estimada usando a equação da definição da mesma.

# 2.4.5.4. Função de Geometria

O fator geométrico,  $G(r,\theta)$ , leva em consideração a variação da dose relativa devido somente à distribuição espacial da atividade dentro da fonte, ignorando a absorção dos fótons e o espalhamento na estrutura da fonte, sendo definido como:

$$G(r,\theta) = \frac{\int V\left[\frac{\rho(r')dV'}{|r'-r|^2}\right]}{\int V\rho(r')dV'}$$
(2.8)

A função de geometria baseia-se na lei do inverso do quadrado da distância, mediante um modelo da distribuição espacial da radioatividade dentro do volume da fonte. Essa função não leva em consideração o espalhamento e a atenuação no meio, e tem por finalidade melhorar a precisão da estimativa de taxas de dose, isso através da interpolação entre valores tabulados de taxas de dose em determinados pontos.

A função de geometria possui dois modelos de tratamento, o que faz uma aproximação para fonte puntiforme,

$$G_p(r,\theta) = r^{-2} \tag{2.9}$$

e o que faz uma aproximação para fonte linear,

$$G_{L}(r,\theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \operatorname{sen}\theta} & se \, \theta \neq 0^{\circ} \\ (r^{2} - L^{2}/4)^{-1} & se \, \theta = 0^{\circ} \end{cases}$$
(2.10)

que são definidos pela geometria descrita na Figura 2.21.

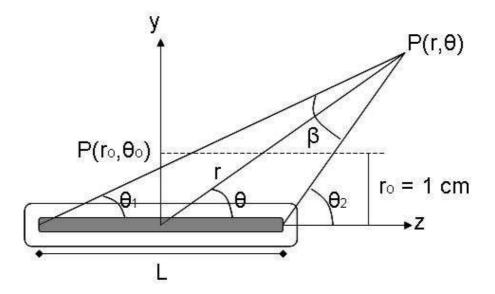


Figura 2.21. Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos em braquiterapia.

Onde  $\beta$  é o ângulo, em radianos, entre os extremos da fonte linear com o ponto de interesse P(r, $\theta$ ); r representa a distância do centro da fonte até o ponto de interesse;  $r_0$  representa a distância de referência; e  $\theta$  o ângulo polar especificando o ponto de interesse P(r, $\theta$ ), relativamente ao eixo longitudinal da fonte. O ângulo de referencia  $\theta_0$ , define o plano transversal da fonte, valendo  $\pi/2$ .

## 2.4.5.5. Função Radial de Dose

A função radial de dose,  $g_X(r,\theta)$ , leva em conta a queda da dose no plano transversal, considerando os fótons espalhados e atenuados no meio e excluindo a componente da função geométrica. A função é definida por,

$$g_{x}(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_{0})}{\dot{D}(r_{0}, \theta_{0})} \frac{G_{X}(r_{0}, \theta_{0})}{G_{X}(r, \theta_{0})}$$
(2.11)

Onde  $r_o$  =1 cm e  $\theta_o$  =  $\pi/2$  o X subscrito indica a possibilidade do uso da aproximação de fonte pontual como também a de fonte linear [TG-43].

# 2.4.5.6. Função de Anisotropia

Ela descreve a variação da dose como função do angulo polar,  $\theta$ , relativo ao plano transverso, ou seja,  $\theta = 90^\circ$ .

$$F(r,\theta) = \frac{\overset{\bullet}{D}(r,\theta)}{\overset{\bullet}{D}(r,\theta_0)} \frac{G_L(r,\theta_0)}{G_L(r,\theta)}$$
(2.12)

#### **2.4.5.7.** Taxa de dose

A equação geral para a taxa de doses [2] utilizada no cálculo dosimétrico em braquiterapia com sementes implantáveis é,

$$\dot{D}(r,\theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r,\theta)}{G_L(r_0,\theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r,\theta)$$
 (2.13)

onde  $D(r,\theta)$  é a taxa de dose no ponto de interesse(Figura 2.21).

# 2.4.5.8. Taxa de kerma no ar

A taxa de kerma no ar é obtida pelo produto do kerma no ar total por fóton  $(K_{ar}')$  pela atividade (A) da fonte multiplicada pelo número de fótons (n) emitidos por desintegração.

$$K_{ar} = K_{ar} '.A.n$$
 (2.14)

# 2.5. Fontes de braquiterapia

Devido aos mais variados tipos de estresse físico e químico que a fonte esta submetida dentro do corpo humano, a sua estrutura é modelada de forma a isolar o material radioativo do contato com os tecidos e conter as partículas beta. Dessa forma, o material e lacrado numa cápsula com invólucro metálico, normalmente titânio, e em geral, possui um marcador radio - opaco em seu interior para auxiliar o correto posicionamento no caso das fontes de implante permanente. Na Tabela 2.3 são vistas algumas características dos radionuclídeos mais comuns utilizados em braquiterapia.

Tabela 2.3. Características de alguns radionuclídeos utilizados em braquiterapia [65].

Energia dos fótons			
	(MeV)		Meia-Vida
Radionuclídeo	Média Máxima		
60.			
<sup>60</sup> Co	1,25	1,33	5,27 anos
<sup>137</sup> Cs	0,662	0,662	30,0 anos
<sup>192</sup> lr	0,37	0,61	74 dias
<sup>125</sup>	0,028	0,35	60 dias
<sup>103</sup> Pd	0,021	0,023	17,0 dias
<sup>198</sup> Au	0,42	0,68	2,7 dias
<sup>226</sup> Ra	~1	2,4	1600 anos

# 2.5.1. Fonte de <sup>192</sup>lr Amersham, Buchler G089

A fonte de braquiterapia Buchler G089 (Figura 2.22) desenvolvida pela Amersham possui um núcleo de <sup>192</sup>Ir maciço com dimensões de 1 mm de diâmetro por 1,30 mm de comprimento. A blindagem feita de aço possui 5,5 mm de comprimento com 1,6 mm de diâmetro e é soldada a um cabo de aço com 6 cm de comprimento. Sua validação foi feita de acordo com o protocolo dosimétrico do TG-43.

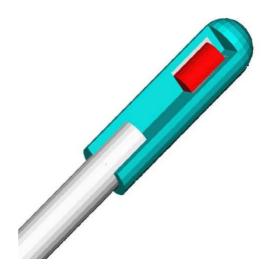


Figura 2.22. Fonte <sup>192</sup>Ir Amersham Buchler G089 implementada no Geant4 por Begalli et al. [66].

A Tabela 2.4 mostra a composição atômica dos materiais usados na fonte de <sup>192</sup>Ir Amersham Buchler G089.

Tabela 2.4. Materiais usados na simulação: Densidade e composição da fonte Amersham Buchler G089 [66].

MATERIAL	DENSIDADE	ELEMENTOS	COMPOSIÇÃO
Ar	1,29 mg/cm3	N O	70 % 30%
Aço Inoxidável (AISI 301)	5,6 g/cm3	Mn Si Cr Ni Fe	2% 1% 18% 10% 69%
Aço Inoxidável AISI 321	7,9 g/cm3	Mn Si Cr Ni Fe	2% 2% 18% 9% 69%
<sup>192</sup> lr	22.42 g/cm3	lr	100%

A implementação desta fonte no Geant4 foi realizada em um trabalho anterior do grupo [66]. O valor obtido com o Geant4, para a constante de taxa de dose desta fonte é mostrado na Tabela 2.5, juntamente com outras referências [1,63] que usaram o Geant3 e EGSnrc.

Tabela 2.5. Valores de constante de taxa de dose da fonte de 1921 r Amersham Buchler G089.

Autor	Código	Λ (cGy h <sup>-1</sup> U <sup>-1</sup> )	Incerteza Absoluta
TAYLOR, R. E. P., D ROGERS, W. O [63]	EGSnrc	1.119	0.003
BALLESTER, F. et al [3]	Geant3	1.115	0.003
BEGALLI, M. et al. [66]	Geant4	1.115	-

# 2.5.2. Fonte de <sup>125</sup>l Best Industries Modelo 2301

Em 1992 foi desenvolvida a fonte de <sup>125</sup>I Best Industries Modelo 2300 para braquiterapia intersticial pela Best Medical International, Springfield, VA, como descrito por Rustgi [67]. Tratava-se inicialmente de uma fonte de duplo encapsulamento com núcleo de <sup>125</sup>I em um substrato de tungstênio. O projeto de duplo encapsulamento pretendia proporcionar paredes mais finas nas extremidades da fonte de modo que a distribuição angular correspondente fosse mais isotrópica.

Em contraste com o modelo 6711 da Amersham Health que utiliza um substrato de prata, o modelo 2300 usava uma vareta de tungstênio que também serve como marcador de raios X radiográfico para a localização espacial do posicionamento no paciente.

O <sup>125</sup>I é distribuído no anel cilíndrico que envolve a haste. Devido à energia de ligação da camada-K do tungstênio ser maior que o máximo de energia emitida durante o decaimento do <sup>125</sup>I, não são produzidos raios X característicos. Enquanto que na camada-L, os raios X característicos produzidos são facilmente absorvidos no encapsulamento, não contribuindo assim para a dose no paciente.

Em 1993 Nath e Melillo [58] publicaram dados dosimétricos das características do modelo 2300. Seis anos mais tarde, em 1999, o fabricante apresentou um produto comercial, baseado no projeto anterior, que foi designado como o modelo 2301 fonte. Também em 1999, o NIST estabeleceu um padrão de calibração WAFAC para o cálculo de intensidade de kerma no ar do modelo 2301.

Meigooni et al [5] mediram os parâmetros dosimétricos seguindo o TG-43 para a fonte modelo 2301 e observaram os valores semelhantes aos baseados no padrão WAFAC de 1999.

Em 2002, Nath e Yue [64] publicaram determinações independentes dos parâmetros TG43 como modelo de fonte 2301 baseados em medições de TLD.

Finalmente, Sowards e Meigooni [7] publicaram uma base de dados dosimétricos do TG-43 obtido usando o método de Monte Carlo em água líquida e água sólida.

# 2.5.2.1. A geometria da fonte de <sup>125</sup>l Best Industries Model 2301

As dimensões da fonte de <sup>125</sup>I Best Industries Modelo 2301 (Figura 2.23) foram retiradas do trabalho de Sowards e Meigooni(2002) [8]. Consite em uma fonte de duplo encapsulamento de titânio ao redor de um marcador radiopaco de tungstênio contendo uma matriz orgânica impregnada por <sup>125</sup>I.

A fonte possui comprimento de 5 mm e diâmetro externo de 0,8 mm. A cavidade interna da cápsula tem diâmetro de 0,64 mm. O marcador feito de tungstênio tem dimensões 3,7 mm de comprimento por 0,25 mm de diâmetro. Sobre ele está contida uma matriz orgânica feita de poliestileno de 0,1 mm de espessura sobre a casca cilíndrica e 0,15 mm nas tampas das extremidades do marcador. A parede do encapsulamento de titânio tem espessura de 0,08 mm (sendo 0,04 cada cápsula). A espessura das extremidades do encapsulamento também é de 0,08 mm, como pode ser visto na Figura 2.23.

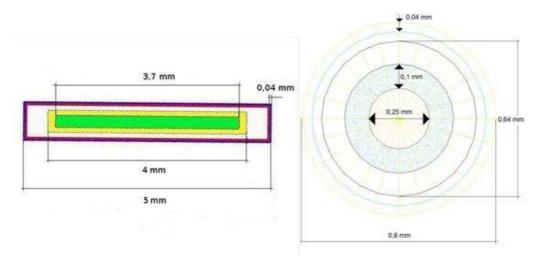


Figura 2.23. Dimensões da fonte de <sup>125</sup>I Best Industries Modelo 2301 [68].

#### 2.6. Visual Monte Carlo

O Visual Monte Carlo (VMC) é um software desenvolvido pelo Dr. John Graham Hunt em 1999 [69], para simular a irradiação do corpo humano, baseando-se no fantoma de voxels de Zubal (Voxtiss8 - ZAD). A versão atual "VMC dose calculation" foi revisada em 2005.

O VMC é especialmente usado para estimar doses devido a fontes radioativas em casos de emergências e acidentes. Esta ferramenta de Monte Carlo foi escrita em Visual Basic e permite acompanhar o transporte de fótons emitidos por uma fonte externa puntiforme, nuvem ou solo contaminado.

As energias disponíveis estão em torno de 0.02 a 1.5 MeV e o gerador de números aleatórios utilizado é o RANMAR. Somente são considerados o efeito Compton e Fotoelétrico no VMC.

Foram feitos diversas validações, por comparação do programa com medições feitas em fantomas físicos e por comparações diretas dos seus resultados com outros resultados de programas como EGSnrc e MCNP.

A validação experimental foi feita usando o fantoma Rando-Alderson preenchido por 23 TLDs, como pode ser visto na Figura 2.24, que foram irradiados por uma fonte de Cs-137 [70].

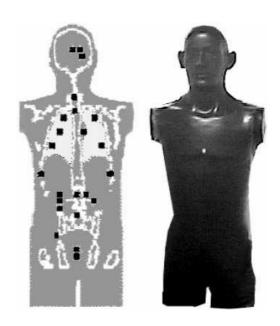


Figura 2.24 . Fantoma Rando-Alderson mostrando posicionamento dos TLDs na validação experimental [70].

É mostrado na Figura 2.25 a comparação dos resultados do fantoma Rando-Alderson com os resultados obtidos por monte Carlo usando o VMC, feito por John Hunt et al [70] para validar o software.

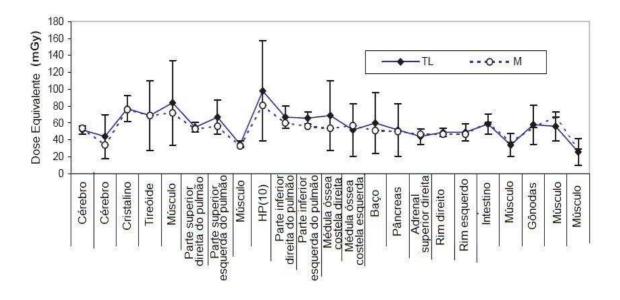


Figura 2.25. Comparação dos resultados experimentais das medições com TLD no fantoma Rando-Alderson (TL) com o Monte Carlo VMC (M)[70].

#### 2.7. POV-Ray

A ferramenta de computação gráfica POV-Ray (Persistence of Vision Raytracer) [71] é um software de ray tracing (traçador de raio) disponível para variadas plataformas de computação (Linux, Windows e Macintosh). POV-Ray foi escrito por David Kirk Buck e Aaron A. Collin. Sendo um software livre, com seu código-fonte disponível.

O programa POV-Ray possibilita a construção de imagens tridimensionais a partir da descrição de geometrias de quádricas (esferas, cubos, elipsóides planos, etc) bem como interseção, união e diferença entre estas estruturas e o posicionamento de fontes luminosas.

Neste trabalho o software foi usado para a visualização tridimensional dos fantomas de voxels, através da criação de voxels cúbicos de 3,6 x 3,6 x 3,6 cm³ seguindo a mesma parametrização usada na ferramenta Geant4.

## 3. Metodologia

Nas simulações realizadas neste trabalho usou-se sempre o sistema operacional Linux de duas distribuições distintas: Mandriva 2009 e Ubuntu 9.10 e o pacote de simulação Geant4 versão 9.1-p02. Estavam disponíveis 4 computadores para executar os programas, sendo dois deles com processador Intel Core2 Quad; um com Intel Core2 Duo e outro com AMD Phenom X3- 3Core todos com pelo menos 2Gb de memória RAM.

Usaram-se também as seguintes ferramentas:

- OpenScientist [Item 2.2.6] (Pacote de ferramentas incorporado ao Geant4 que contém o OPAW (Ferramenta de construção de histogramas) e AIDA Abstract Interfaces for Data Analysis). Usada para análise de dados incorporado ao Geant4.
- OpenInvetor [72] (Ferramenta de visualização das Simulações).
- PovRay [Item 2.7] (Persistence of Vision Raytracer)
- OpenOffice (Ferramenta análoga Microsoft Office) no entanto gratuito assim como todos os outros softwares usados neste trabalho.

Foram implementados no Geant4 quatro fantomas de voxel, a fim de escolher o melhor para o trabalho, os fantomas utilizados foram Voxel\_man e Vox\_tiss8 [Item 2.3.2.1] e MAX06 e FAX06 [Item 2.3.2.2]. Também foram implementados ao código duas fontes de braquiterapia, uma de <sup>125</sup>I e outra de <sup>192</sup>Ir.

Este trabalho teve inicio na validação do método de parametrização dos fantomas de voxels. Em seguida, foi feita a validação do cálculo de doses em órgãos do fantoma de voxels. Na sequência, foram simuladas fontes de braquiterapia de <sup>192</sup>Ir e de <sup>125</sup>I as quais também foram validadas contra resultados de constante de taxa de dose obtidos por outros métodos. Finalmente, as fontes foram inseridas nos fantomas

de voxels para obtenção de curvas de isodose em meio às heterogeneidades de tecidos humanos.

#### 3.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels

O grande número de voxels presentes nos fantomas humanos (milhões de voxels) tornava proibitiva a construção de cada elemento separadamente no código de Monte Carlo. Para solucionar este entrave, foi utilizada uma classe específica chamada de "Parametrização Aninhada" (NestedParameterization), que recentemente foi incorporada ao código Geant4. Esta classe por fazer uso das ocorrências repetidas dos voxels nos três eixos, economizando memória de processamento e permitiu a descrição destas estruturas em poucas linhas de código. Para adquirir familiaridade com a técnica e segurança de que os resultados de cálculo de dose em fantomas de voxels seriam obtidos corretamente, foi feita uma comparação entre doses obtidas em um objeto convencional, um cubo de água, descrito de forma tradicional no código e as doses obtidas no mesmo objeto, mas descrito através de uma parametrização aninhada. À primeira descrição chamamos de contínua e à segunda de "voxelizada" (segmentada em voxel).

O processo de validação foi feito em duas etapas. Na primeira, foram construídos um fantoma cúbico de água com dimensões de 30x30x30 cm³, a fonte de <sup>192</sup>Ir e 40 detectores cúbicos com arestas de 3 mm. Estes detectores foram dispostos em um plano perpendicular ao eixo definido pela fonte, passando pelo centro do núcleo da fonte. Vide Figura 3.1.

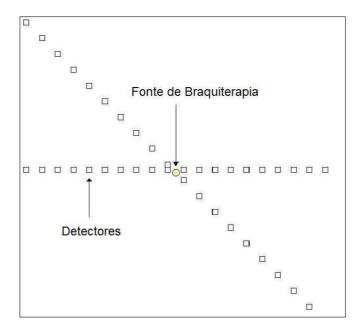


Figura 3.1. Posicionamento da Fonte de <sup>192</sup>Ir e detectores no fantoma de água simples

Os detectores mostrados na Figura 3.1 estavam dispostos ao redor da fonte em duas direções, (horizontal e diagonal da figura), os primeiros detectores à direita e à esquerda situavam-se a uma distância de 4,5 mm do centro do núcleo da fonte e os consecutivos a 9 mm de distância destes.

A segunda etapa do processo de validação consistiu em construir o mesmo fantoma cúbico de água com parametrização aninhada (Nested), a fim de comparar as energias depositadas nos voxels com as dos detectores cúbicos da técnica anteriormente descrita. No fantoma de voxels foram mantidas as dimensões do fantoma contínuo, no entanto sua construção deu-se a partir de 100 fatias (planos) contendo cada uma 100x100 voxels cúbicos de 3 mm de aresta. A fonte de <sup>192</sup>Ir foi construída no centro do fantoma de voxels assim como era feito no fantoma contínuo. Alguns dos voxels foram usados como detectores e tiveram computada a energia depositada em seu volume.

Como observa-se na Figura 3.2, onde alguns dos volumes selecionados para serem detectores encontram-se destacados (voxels coloridos), a disposição destes

voxels é equivalente à do fantoma simples. Isto foi feito para facilitar a comparação dos resultados e validar a técnica de calcular por Monte Carlo a deposição de energia da fonte em um fantoma de voxels, pois uma vez que os resultados sejam equivalentes pode-se afirmar que a parametrização aninhada é valida. Posteriormente pode-se usar o fantoma antropomórfico de voxels, ao invés do fantoma cúbico de água, para calcular as isodoses em meio às heterogeneidades dos tecidos e órgãos do corpo humano, tendo como garantia a validade da parametrização usada na construção do fantoma de voxels.

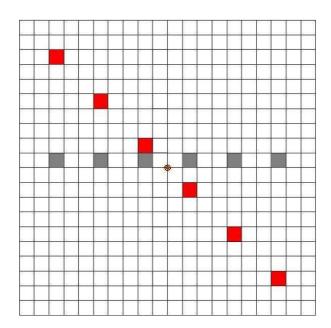


Figura 3.2. Posicionamento da Fonte de <sup>192</sup>Ir e de alguns detectores no fantoma de água voxelizado. Visão parcial do fantoma.

#### 3.2. Implementação do Fantoma de Voxels

O fantoma humano escolhido para o trabalho pode ser obtido gratuitamente na home page da Universidade de Yale. Este fantoma, que corresponde ao arquivo vox\_tiss8 do site, é conhecido como "Fantoma de Braços Abaixados" (*The Arms Down Phantom*) [Item 2.3.2.1].

De posse do arquivo binário com a descrição e posicionamento dos voxels(vox\_tiss8.dat) partiu-se para o método de leitura de arquivo externo ao código do programa principal, na linguagem C++. Utilizando-se a classe "stream", declarada previamente dentro do corpo do código do GEANT4, foi possível ver o conteúdo de cada um dos bytes sequêncialmente, como no trecho de código abaixo.

ifstream dados:

dados.open("vox\_tiss8.dat",ios::binary);

O arquivo de dados foi escrito de forma compactada por uma sequência contínua de palavras de 8 bits correspondendo ao identificador do tecido do voxel. Como cada palavra comporta até 128 códigos diferentes, e foram diferenciados 88 tecidos, esta é uma forma eficiente de compactar a informação.

A leitura foi feita por meio de variáveis do tipo "unsigned short" do C++, que é composta por 16 bits. Dessa forma, cada palavra lida continha a informação de dois voxels. Os primeiros 8 bits forneciam o tecido do segundo voxel da sequência e os bits restantes (de 9 a 16) correspondendo ao tecido do primeiro voxel.

Para separar a informação de ID de cada voxel, usou-se uma técnica de deslocar os bits das palavras 8 vezes pra esquerda ou para a direita e só então ler, como exemplificado na sequência abaixo. No exemplo, a palavra lida continha os seguintes bits: "0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 0". O ID do primeiro voxel neste caso é "0 0 0 1 1 1 1 0" (30 em notação decimal) e o ID do segundo voxel é "0 1 1 0 0 0 0 0" (96 em notação decimal). Deslocando os bits desta palavra 8 vezes para a esquerda, obtemos

XXXXXXXX 00011110 XXXXXXX0 0001111X XXXX XX00 001111XX XXXX X000 00111XXX XXXX 0001 0011XXXX XXX 00011 001XXXXX

Notando que ao ter feito isso o segundo byte, ou no caso acima, os números desprezados onde estão as letras X, são apagados, ou melhor, se tornam 0 (nulos), Ao deslocar de volta 8 vezes pra direita analogamente ao descrito anteriormente acontece o mesmo.

$$\rightarrow$$
 00000000 00011110

No final, a palavra do tipo *unsigned short* contém apenas os bits do primeiro voxel e vale 30. De forma análoga, ocorre para com os bits que compõem o segundo grupo, porém, para estes, só era necessário deslocar para direita e, assim, calcular o valor que este representava (Vide anexo 3).

Uma vez lido o arquivo de dados com as informações dos IDs dos voxels, estes dados foram armazenados em um vetor com 9.179.136 posições, ou seja, uma para cada voxel. O fantoma é representado por 192 x 96 x 498 voxels nos eixos X, Y e Z, respectivamente. As massas de cada órgão deste fantoma são dadas na Tabela 4.1, em resultados deste trabalho. Foram calculadas a partir do volume de um voxel 3,6 x 3,6 x 3,6 mm³ multiplicadas pelo número de voxels que definem o órgão e também pela densidade dos distintos órgãos em função das características dos tecidos e suas respectivas composições atômicas que estão descritas na Tabela 3.1,

Tabela 3.1. Composição atômica do fantoma vox\_tiss8.

Composição atômica dos tecidos baseada na ICRU 44 [73], ICRU 46 [44], ICRP 89 [46].														
-	Composição atômica [ porcentagem por massa ] (%)													
Tissue	ρ(g/cm³)	Н	С	Ν	0	Na	Р	S	CI	K	Ca	Fe	I	Mg
Tecido Mole	1,03	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,2	1	-	-	-
Tecido Muscular	1,05	10,2	14,3	3,4	71,0	0,1	0,2	0,3	0,1	0,4	ı	-	-	-
Tecido Adiposo	0,95	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	-	0,1	0,1	-	-	-	-	-
Pele	1,09	10,0	20,4	4,2	64,5	0,2	0,1	0,2	0,3	0,1		-	-	-
Tecido Pulmonar (inflado)	0,26	10,3	10,5	3,1	74,9	0,2	0,2	0,3	0,3	0,2	·	•	-	-
Tecido Ósseo	1,92	3,4	15,5	4,2	43,5	0,1	10,3	0,3	-	1	22,5	-		0,2
Medula Vermelha (RBM)	1,03	10,5	41,4	3,4	43,9	-	0,1	0,2	0,2	0,2	-	0,1		-
Cartilagem	1,10	9,6	9,9	2,2	74,4	0,5	2,2	0,9	0,3	1		-		-
Adrenais	1,05	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,2	-	-	-	-
Esôfago	1,03	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,2	-	-		-
Estomago	1,03	10,6	11,5	2,2	75,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	-	-		-
Intestino	1,03	10,6	11,5	2,2	75,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	-	1		-
Fígado	1,06	10,3	18,6	2,8	67,1	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	-	-		-
Pâncreas	1,04	10,6	16,9	2,2	69,4	0,2	0,2	0,1	0,2	0,2		_	-	_
Cérebro	1,04	10,7	14,5	2,2	71,2	0,2	0,4	0,2	0,3	0,3	-	-		-
Baço	1,06	10,3	11,3	3,2	74,1	0,1	0,3	0,2	0,2	0,3	-	1		-
Tireóide	1,05	10,4	11,9	2,4	74,5	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1	-	-	0,1	-
Rins	1,05	10,3	13,2	3,0	72,4			0,2	0,2	0,2	0,1	-	-	_
Testículos	1,04	10,6	9,9	2,0	76,6	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2	-	-	-	-
Bexiga	1,04	10,5	9,6	2,6	76,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	-	-	-	
Cristalino	1,07	9,6	19,5	5,7	64,6	0,1	0,1	0,3	0,1	-		-	-	-

#### 3.3. Validação do Fantoma Vox\_tiss8

A fim de validar o fantoma implementado neste trabalho com o Geant4, uma vez que não se dispunha de dados experimentais, buscou-se a validação por meio de um outro código de Monte Carlo, que anteriormente já havia sido validado. Para isto foi usado o software Visual Monte Carlo de autoria do Dr. John G. Hunt [Item 2.6]. Este software calcula as doses depositadas em diversos órgãos assim como a dose efetiva e o Hp(10), para diversas geometrias de irradiações. No posicionamento da fonte é permitido definir as coordenadas (X ,Y, Z) movimentando a fonte no universo da simulação. Também é possível visualizar fatias do fantoma para um melhor ajuste deste posicionamento.

Inicialmente foi feita a comparação das massas dos órgãos do fantoma implementado no Geant4, que foi baseada na composição atômica e densidades fornecidas pelos *relatórios* 44 e 46 da ICRU [73,44] como também o da ICRP 89 [46] (Tabela 3.1), com as massas que são fornecidos pelo software VMC.

Para realizar a validação, definiu-se o posicionamento de uma fonte radioativa puntiforme, isotrópica e monoenergética de 100 keV, a 1 metro de distância à frente do ponto médio entre os olhos, precisamente entre os voxels que definem o cristalino.

Posteriormente posicionou-se a fonte 64 cm abaixo deste ponto, de forma a esta ficar disposta na altura do abdômen, consequentemente, irradiar mais os órgãos de interesse usados no cálculo da dose efetiva. Como pode ser visto na Figura 3.3.

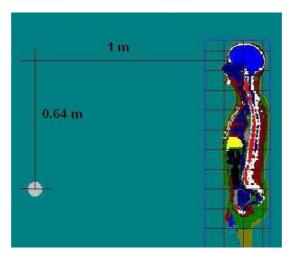


Figura 3.3. Posicionamento da fonte no software VMC.

Usando o Geant4 com o fantoma vox\_tiss8 foi criado um código que reproduz este posicionamento. Posteriormente os resultados foram comparados para a validação da técnica.

# 3.4. Fontes de braquiterapia

Foram simuladas neste trabalho duas fontes de braquiterapia, <sup>125</sup>I *Best Industries Model 2301* e a fonte <sup>192</sup>Ir *Amersham Buchler G089*.

# 3.4.1. Implementação da fonte de braquiterapia <sup>192</sup>Ir Amersham Buchler G089.

Esta fonte já havia sido implementada anteriormente ao presente trabalho, pelo grupo Métodos Numéricos aplicados à dosimetria em sistemas biológicos. Vide Item 2.5.1.

# 3.4.2. Implementação da fonte de braquiterapia <sup>125</sup>I Best Industries Model 2301

A fonte de braquiterapia *Best Industries Model 2301* de <sup>125</sup>I [Item 2.5.2] foi construída no Geant4 a partir dos dados de referência de geometria física assim como a composição química de materiais mostrados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2. Materiais usados na simulação: Densidade e composição da fonte <sup>125</sup>I Best Industries Model 2301

MATERIAL	DENSIDADE	ELEMENTOS	COMPOSIÇÃO
Ar	1,29 mg/cm <sup>3</sup>	N O	70 % 30%
Tungstênio	19,25 g/cm <sup>3</sup>	W	100%
Polietileno	1,06 g/cm <sup>3</sup>	H C	7,7% 92,3%
<sup>125</sup>	4,949 g/cm <sup>3</sup>	1	100%

O espectro de emissão incorporado no código da simulação foi obtido através dos dados nucleares do LNHB (Laboratório Nacional Henri Becquerel) [74]. O espectro da fonte encapsulada foi obtido definindo o mundo e um detector esférico (Figura 3.4) ao redor da fonte feitos de vácuo. O detector registrava a energia cinética das partículas que passavam por ele e foi feito de vácuo para não influenciar na detecção do espectro da fonte.

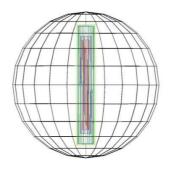


Figura 3.4. Método para se obter o espectro da fonte encapsulada.

# 3.5. Validação da Fonte de <sup>125</sup>I

A fim de validar a simulação da fonte implementada no Geant4 buscou-se o cálculo da constante de taxa de dose, definida pela Equação (2.7). Para isso foi necessário obter-se a dose absorvida na água, a 10 mm da fonte. Foi então elaborado um código que calcula a dose em um detector com formato de anel como pode ser visto na Figura 3.6. Os anéis foram descritos como detectores dispostos a distâncias de 2, 4, 6, 8, 10, 20, 40, 60 e 100 mm.

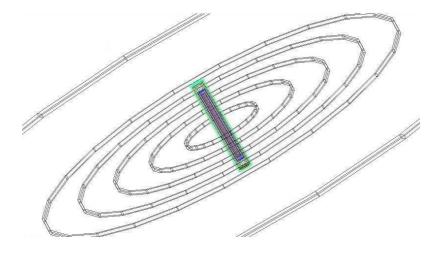


Figura 3.5. Simulação do calculo de dose radial da fonte de <sup>125</sup>I.

O kerma no ar foi obtido conforme descrito em [4,75]. A contagem de partículas para o cálculo da fluência foi feita em detectores planos posicionados a 1 m de distância, simetricamente dispostos ao redor da fonte, no vácuo, como visto na Figura 3.6. A fluência de cada fóton é multiplicada pelo coeficiente de conversão para kerma no ar, de acordo com sua energia conforme a Equação 2.5. A intensidade de kerma no ar é obtida pela Equação 2.6, multiplicando a taxa de kerma no ar (Equação 2.14) pelo quadrado da distância à fonte.

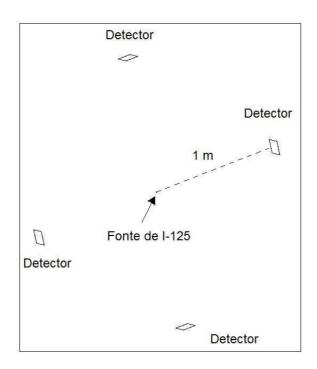


Figura 3.6 Simulação do cálculo de intensidade de kerma no ar

# 3.6. Inserção das fontes de braquiterapia de <sup>125</sup>l e <sup>192</sup>lr no fantoma de voxel vox tiss8.

Após a conclusão das etapas de validação das fontes implementadas no código do Geant4 e também da validação do fantoma de voxels através da comparação com o código VMC, foi feita a inserção das fontes de braquiterapia no fantoma ZAD (Item 2.3.2.1), simulando o tratamento de braquiterapia.

O fantoma ZAD conta com a definição dos tecidos de acordo com a ICRU 44 e ICRP89 como já mencionado, no entanto buscou-se comparar o novo método de calcular as isodoses e a dose nos órgãos perante as heterogeneidades do corpo humano, com o método de planejamento atual onde estes cálculos são feitos sobre um fantoma de água.

Usando o mesmo código com a fonte posicionada na base inferior da próstata, foram alterados somente a composição dos órgãos e tecidos para que o fantoma agora fosse feito integralmente por água, acrescentando-se o sufixo H2O ao nome da copia. Ex. ZAD\_I125 para ZAD\_I125\_H2O e, analogamente, para a fonte de <sup>192</sup>Ir, ZAD\_Ir192 e ZAD\_Ir192\_H2O

Assim, foi criado um código para simular um ser humano adulto onde todos os órgãos eram feitos de água e o outro onde este mesmo ser humano tinha seus tecidos diferenciados pela composição química descrita do homem referência. Isto possibilitou a simulação de duas realidades distintas, a fim de observar qualquer diferença e checar a influência das heterogeneidades da composição dos órgãos no tratamento de braquiterapia de próstata.

#### 3.7. O posicionamento da fonte de braquiterapia no fantoma

As duas fontes de braquiterapia foram inseridas de maneira independente simulando dois tipos de tratamento o HDR e LDR.

O posicionamento destas fontes se deu da seguinte forma: Obteve-se inicialmente um arquivo com o posicionamento parametrizado (coordenadas i,j,k) de todos os voxels da próstata. Em seguida, foram traçados os limites laterais superiores e inferiores deste órgão (Tabela 3.3). Posteriormente foi escolhida a base inferior para ser o local a receber a fonte de braquiterapia, onde foi colocada uma única semente para o levantamento das curvas e da dose depositada nos órgãos. Isto foi feito a partir

da parametrização dos voxels da próstata de acordo com seus limites laterais e superiores (Tabela 3.4).

Tabela 3.3.Limites da parametrização dos voxels da próstata.

Posição Limite	1	J	K
Mínimo	95	55	233
Máximo	104	61	247
Médio	100	58	240

Uma vez que os voxels são cubos de aresta com 3,6 mm cada, pode-se obter a posição destes a partir das cordenadas (i,j,k) da parametrização. Para obter a posição das cordenadas (x,y,z) em milimetros usam-se as expressões da Equação 3.1

$$X = (1 \times 3,6) - ((192 \times 3,6)/2)$$
  
 $X = (1 \times 3,6) - 345,6$ 

$$Y = (J \times 3.6) - ((96 \times 3.6)/2)$$

$$Y = (J \times 3.6) - 172.8$$
(3.1)

$$Z= (K \times 3,6) - ((498 \times 3,6)/2)$$
  
 $Z=(K \times 3,6) - 896,4$ 

Tabela 3.4.Limites espaciais do volume da próstata.

Posição Limite	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)
Mínimo	-3,6	25,2	-57,6
Máximo	28,8	46,8	-7,2
Médio	12,6	36,0	-32,4

A fonte foi centrada no ponto (12,6 mm, 36,0 mm,-7,2 mm), sendo o ponto de referência do eixo de coordenadas o centro do fantoma de voxels ZAD.

Optou-se por posicionar a fonte na base inferior da próstata. Para isto foi usado o valor da cordenada Z= -7,2 mm. Uma vez definido o posicionamento, utilizouse o programa PovRay [Item 2.7] para checar o posicionamento da fonte, descartando possíveis dúvidas através da visualização. Vide Figura 3.7.

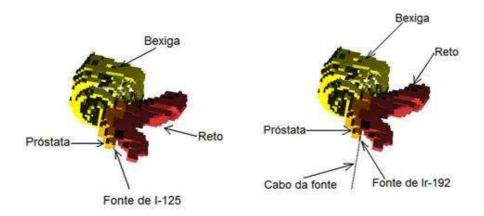


Figura 3.7. Posicionamento das Fontes de Braquiterapia utilizando o software PovRay.

#### 3.8. Curvas de isodoses e dose nos órgãos

A fim de calcular as curvas de isodose e avaliar a influências das heterogeneidades de composição dos tecidos, após a inserção das fontes foram coletadas as energias depositadas em todos os voxels do plano onde à fonte fora inserida, permitindo assim traçar uma curva de nível da deposição de energia referente à fonte naquele meio. Isto foi feito para os dois modelos de fantomas (ZAD com órgãos e ZAD feito de água), para as fontes de <sup>125</sup>I e <sup>192</sup>Ir.

Foram simulados com a fonte de <sup>192</sup>Ir dez milhões de emissões de fótons. Para a fonte de <sup>125</sup>I optou-se por emitir cinqüenta milhões de fótons em cada simulação de cálculo de isodose, a fim de garantir estatística suficiente.

Para calcular a dose nos órgãos foram inseridos no código da simulação os valores das massas de todos dos órgãos do fantoma ZAD, baseados na densidade dos órgãos contida na (Tabela 3.1). Em uma outra simulação, onde o fantoma era composto somente de água ( código do ZAD\_H2O), usou-se a massa da água que compunha estes volumes de órgãos, baseando-se na densidade da água que é de 1 g/cm³. Posteriormente as duas simulações distintas puderam calcular o valor da dose depositada nos órgãos dividindo a energia depositada no volume de cada órgão pela massa do mesmo.

#### 3.9. Avaliação de Incerteza

A avaliação de incertezas segue as recomendações do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição da Organização Internacional de Normalização [76]. São consideradas apenas as incertezas padrão do tipo A. Segundo este guia, na maioria dos casos, a melhor estimativa disponível da esperança ou valor esperado  $\mu_q$ , de uma grandeza q que varia aleatoriamente e para a qual n observações independentes  $q_k$  foram obtidas sob as mesmas condições, é a média aritmética ou média q das q observações.

$$-\frac{1}{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^{n} q_k \tag{3.2}$$

As observações individuais  $q_k$  diferem em valor por causa das variações aleatórias nas grandezas de influência, ou dos efeitos aleatórios. Sendo assim estimam-se essas variações através da variância experimental através de  $s^2(q_k)$ .

$$s^{2}(q_{k}) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^{n} (q_{k} - \overline{q})^{2}$$
(3.3)

Esta estimativa da variância e sua raiz quadrada positiva  $s(q_k)$ , denominada desvio padrão experimental, caracteriza a variabilidade dos valores  $q_k$  observados ou, mais especificamente, sua dispersão em torno da sua média q.

A melhor estimativa da variância  $\sigma^2(\overline{q}) = \sigma^2/n$ , a variância da média, é dada por:

$$s^{2}(q) = \frac{s^{2}(q_{k})}{n} \tag{3.4}$$

A variância experimental da média  $s^2(\overline{q})$  e o desvio padrão experimental da média  $s(\overline{q})$  (GUM B.2.17, nota 2), igual à raiz quadrada positiva de  $s^2(\overline{q})$ , quantificam quão bem  $\overline{q}$  estima o valor esperado  $\mu_q$  de q, e qualquer um dentre eles pode ser usado como uma medida da incerteza de  $\overline{q}$ .

Embora a variância  $s^2(q)$  seja a grandeza mais fundamental, o desvio padrão s(q) é mais conveniente na prática porque tem as mesmas dimensões de q e um valor de mais fácil compreensão do que aquele da variância, ISO GUM - nota 2 (4.2.3) [76]

Na prática, cada conjunto de histórias onde foi definida uma semente do gerador de números aleatórios, retorna um resultado da variável, dose por exemplo. O valor  $\delta$  referente à dose depositada num determinado órgão, exige que esta simulação seja executada n vezes, com uma semente diferente em cada vez, para se analisar a incerteza associada a esta dose. Portanto, de maneira geral, a incerteza pode ser obtida por:

$$u(\delta) = \frac{1}{\sqrt{n.(n-1)}} \sum_{k=1}^{n} (\delta_k - \overline{\delta})$$
(3.5)

#### 3.9.1. Avaliação de Incerteza do cálculo de dose e comparação com VMC.

O programa foi executado cinco vezes sobre 10<sup>8</sup> histórias, alterando a semente geradora dos números aleatórios a cada vez. Com os resultados de dose depositada nos órgãos fornecidos, foi obtido o valor médio de dose em cada órgão separadamente da seguinte forma.

$$\overline{\delta} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^{n} \delta_k \tag{3.6}$$

Onde n=5 é o numero de sementes,  $\delta_{\bf k}$  é o resultado de dose obtido com a semente k e  $\overline{\delta}$  é a média da dose depositada.

A incerteza associada a esta dose media é obtida pela equação 3.11.

#### 3.9.2. Incerteza da razão das doses no fantoma ZAD e ZAD\_H2O

A incerteza associada à deposição de dose nos órgão, pelas fontes de braquiterapia, foi calculada de maneira análoga ao item 3.9.1 deste trabalho. No entanto ao se tratar da razão das doses foi necessário fazer uma propagação da incerteza, que seguiu de acordo com a equação:

$$\overline{u}\left(\frac{\delta_1}{\delta_2}\right) = \sqrt{u_1^2 + u_2^2} \tag{3.7}$$

Onde  $u_1$  é a incerteza associada a dose depositada no fantoma ZAD,  $u_2$  a incerteza associada a dose depositada no fantoma ZAD e  $u = \frac{1}{2} \left( \frac{\delta_1}{\delta_2} \right)$  é a incerteza associada ao valor da razão entre as doses no fantoma ZAD e ZAD\_H2O.

### 4. Resultados e Discussões

#### 4.1. Validação da técnica de construção dos fantomas de voxels

A Figura 4.1 é mostra o gráfico da energia depositada nos detectores dispostos horizontalmente (os detectores cinza da Figura 3.2) usando-se os dois métodos (Voxelizado e Contínuo).

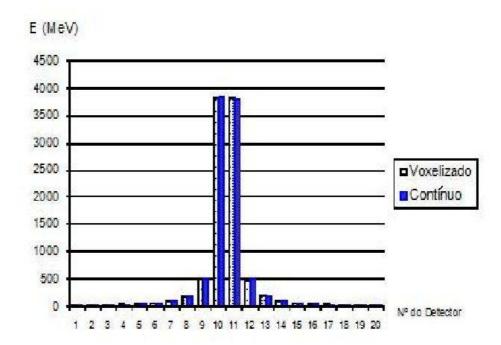


Figura 4.1. Gráfico de energia depositada nos detectores do fantoma de voxels e no fantoma contínuo dispostos horizontalmente para 4,5 x 10<sup>7</sup> fótons.

Na figura 4.2 podem ser vistos os resultados das energias depositadas no detectores dispostos na diagonal do plano que corta a fonte (os detectores vermelhos da Figura 3.2) . Usando-se também os dois métodos (Voxelizado e Contínuo).

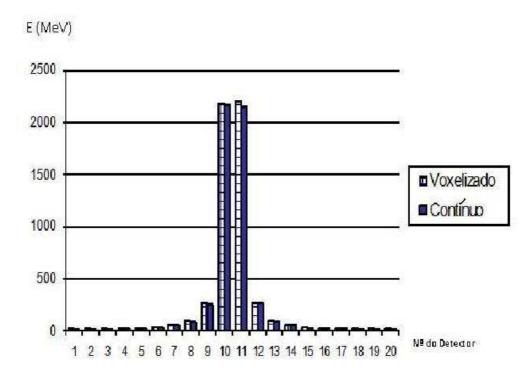


Figura 4.2. Gráfico de energia depositada nos detectores do fantoma de voxels e no fantoma contínuo dispostos na diagonal do plano para 4,5 x 10<sup>7</sup> fótons.

Os resultados indicaram, portanto, que as duas técnicas (fantoma voxelizado e continuo) são equivalentes.

#### 4.2. Implementação do Fantoma de Voxels

Foram implementados os seguintes fantomas neste trabalho:

- Voxel\_Man (Figura 4.3).
- Vox\_tiss8 "ZAD" (Figura 4.4).
- MAX06 e FAX06 (Figura 4.5).

A validação do cálculo de doses foi feita a partir do fantoma ZAD contra o código VMC. Toda a dosimetria de braquiterapia foi feita a partir deste fantoma.

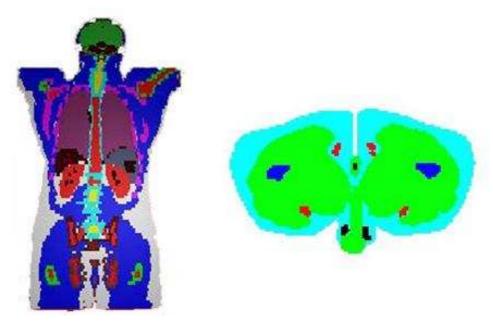


Figura 4.3. Fantoma voxel\_man em 2D - fatia longitudinal 64 e transversal 216 feito no Geant4 usando a ferramenta OPAW [77].

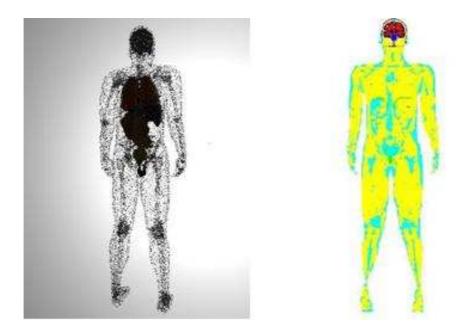


Figura 4.4. Fantoma Zubal Arms Down. Esqueda - Fantoma em 3D com alguns órgãos visíveis usando a ferramenta PovRay; Direita - Fatia 2D Fantoma usando a ferramenta OPAW.



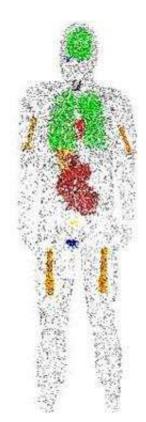


Figura 4.5. Fantomas FAX06 (à esquerda) e MAX06 (à direita) tridimensionais usando a ferramenta PovRay.

## 4.3. Validação do Fantoma Vox\_tiss8 (ZAD)

A Tabela 4.1 mostra a massa dos órgãos calculadas no Geant4 e no VMC e a razão entre elas.

A única discrepância superior a 5% ocorreu na massa do cristalino, isto porque o fantoma foi atualizado para se adequar ao modelo do homem de referência recomendado pela ICRP. Sendo assim este órgão não possui mais o mesmo volume do fantoma antigo, atualmente é composto por 8 voxels apenas.

Tabela 4.1. Comparação das massas do VMC com o fantoma Vox\_tiss8 implementado no Geant4.

	Mass	a (kg)	Razão		
Orgão	Geant4	VMC	Geant4/VMC		
testículos	0,072	0,072	0,997		
medula	1,429	1,455	0,982		
pulmões	0,757	0,757	0,999		
estomago	0,247	0,251	0,983		
bexiga	0,153	0,154	0,992		
fígado	1,448	1,434	1,01		
esôfago	0,031	0,031	0,995		
tireóide	0,005	0,005	1,029		
pele	6,676	6,309	1,058		
ossos	12,261	12,46	0,984		
adrenais	0,003	0,003	1,012		
cérebro	1,749	1,745 1,012			
intestino	1,271	1,296	0,981		
cólon	0,853	0,896	0,952		
rins	0,373	0,373	1,001		
músculo	36,067	36,69	0,983		
pâncreas	0,038	0,039	0,985		
baço	0,275	0,273	1,009		
cristalino	0,0004	0,00168	0,238		

A Tabela 4.2 e a Figura 4.6 mostram o resultado da validação do código do fantoma ZAD, que é uma comparação dos resultados das doses nos órgãos obtidas com o Geant4 com o VMC nas mesmas condições. A irradiação foi feita por uma fonte puntiforme, isotrópica e disposta a 1 metro de distância do abdomem/tórax (Figura 3.3). Foram coletados dados de 5 simulações com sementes distintas com 10<sup>8</sup> eventos cada.

Tabela 4.2. Dose depositada nos órgãos calculadas com o Geant4 e com o VMC para irradiação AP a 1 metro do abdômen por fonte puntiforme monoenergética de 100 keV.

Órgão	Dose (1	Razão	
	Geant4	VMC	Geant4/VMC
Testículos	4,64	4,57	1,02
Medula Óssea	1,87	1,88	0,99
Cólon	3,66	3,57	1,03
Pulmão	2,24	2,28	0,98
Estômago	3,15	3,13	1,01
Bexiga	3,92	3,75	1,05
Fígado	2,84	2,77	1,03
Esôfago	1,80	1,80	1,00
Tireóide	2,90	2,60	1,12
Pele	2,28	2,35	0,97
Ossos	4,61	4,50	1,02
Adrenais	2,06	2,10	0,98
Cérebro	1,13	0,97	1,16
Intestino	3,48	3,41	1,02
Cólon	3,66	3,44	1,06
Rins	1,69	1,56	1,08
Músculos	2,22	2,18	1,02
Pâncreas	2,75	2,68	1,03
Baço	1,72	1,67	1,03
Cristalino	3,41	3,19	1,07

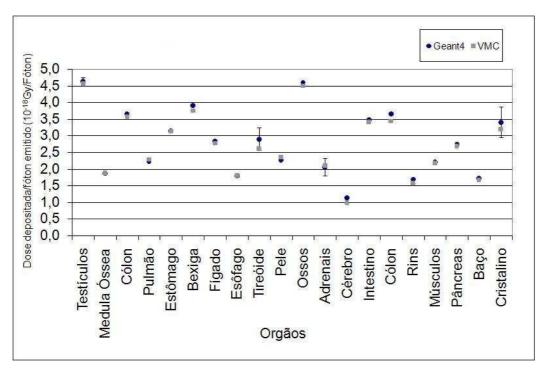


Figura 4.6. Comparação de doses do Geant4 X VMC para irradiação AP a 1 metro do abdômen por fonte puntiforme monoenergética de 100 keV.

Observamos que existe concordância no cálculo de doses de todos os órgãos entre o Geant4 e o VMC (Tabela 4.2). Os órgãos que possuem um volume pequeno, como tireóide, adrenais e cristalino, apresentam uma incerteza maior (ver cálculo em Item 3.9.1) no valor da dose, como pode ser visto nas barras de erro na Figura 4.6. O código VMC não calcula a incerteza associada ao valor da dose.

#### 4.4. Validação das fontes de braquiterapia

### 4.4.1. Fonte de Braquiterapia de <sup>125</sup>I

Os resultados da implementação da fonte de <sup>125</sup>I (Figura 4.7) seguem como validação desta etapa visando a inserção destas fontes no fantoma de voxel para obtenção das isodoses e das doses nos órgãos. Foram obtidos como resultados os espectros puro, encapsulado e constante de taxa de dose desta fonte.

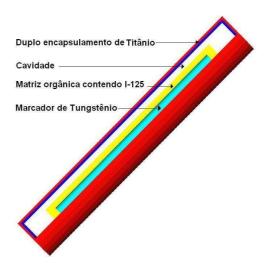


Figura 4.7. Fonte de <sup>125</sup>I Best Industries Model 2301 implementada no Geant4 [68].

# 4.4.2. Espectros do <sup>125</sup>I

O espectro de emissão do <sup>125</sup>I gerado na simulação pode ser visto Figura 4.8. Na Figura 4.9 vemos o espectro de energias dos fótons que atravessam o encapsulamento da fonte. No espectro aqui denominado *"encapsulado"* são vistos os fótons que sofreram espalhamento no encapsulamento e tiveram suas energias reduzidas dos picos do <sup>125</sup>I da faixa compreendida entre 27 e 36 keV. Os fótons com energias abaixo de 5 keV são blindados pelo encapsulamento.

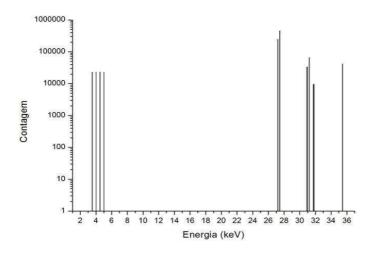


Figura 4.8. Espectro puro do <sup>125</sup>I.

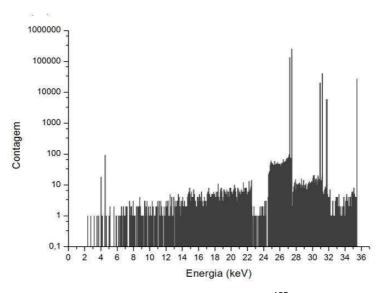


Figura 4.9. Espectro da fonte de <sup>125</sup>I encapsulada

O valor da constante de taxa de dose (Λ) obtido para a validação da fonte de <sup>125</sup>I foi comparado aos disponíveis e ao valor de consenso. (Tabela 4.3). O resultado obtido neste trabalho com o Geant4 foi cerca de 6% abaixo do valor de consenso. Comparando com os valores obtidos no caso do <sup>192</sup>Ir (Tabela 2.5), este resultado possivelmente indica uma limitação do pacote Padrão do Geant4 em lidar com energias muito baixas, como as presentes no <sup>125</sup>I.

Tabela 4.3. Valores da constante de taxa de dose da fonte de <sup>125</sup>I.

Autor	Método	Λ (cGy h <sup>-1</sup> U <sup>-1</sup> )	Incerteza Absoluta
TAYLOR, R. E. P., ROGERS D. W. O. [75]	WAFAC	0,998	0,002
TAYLOR, R. E. P., ROGERS, D. W. O. [75]	Pontual	1,002	0,003
SOWARDS, K., MEIGOONI, A. S. [8]	Pontual (PTRAN)	1,010	0,030
MEIGOONI A. S. et al [5]	TLD	1,010	0,080
NATH, R., YUE N. [64]	TLD	1,020	0,070
RIVARD, M. J. et al [2]	Valor de consenso	1,018	-
Este trabalho	Geant4	0,946	0,005

#### 4.5. Curvas de Isodose

Uma vez definido o posicionamento da fonte na base da próstata (plano 247 em z) do fantoma ZAD, Figura 4.10 , foi possível gerar as curvas de isodose para o  $^{192}$ Ir e  $^{125}$ I.

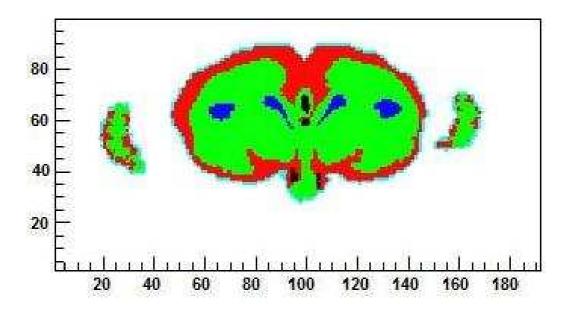


Figura 4.10. Plano XY=247 onde se insere a fonte.

As curvas de isodose da fonte de <sup>192</sup>Ir mostrada na Figura 4.11 e na Figura 4.12 são, respectivamente, resultado da energia depositada pontualmente dividida pela massa do voxel onde ocorreu a deposição da energia, feita para 2 x 10<sup>7</sup> fótons emitidos pela fonte, no fantoma homogêneo ZAD com os respectivos órgãos composto apenas de água (ZAD\_Ir192\_H2O) e no mesmo com os órgãos definidos pelos tecidos de acordo com as recomendações da ICRU (ZAD\_Ir192), simulando as heterogeneidades.

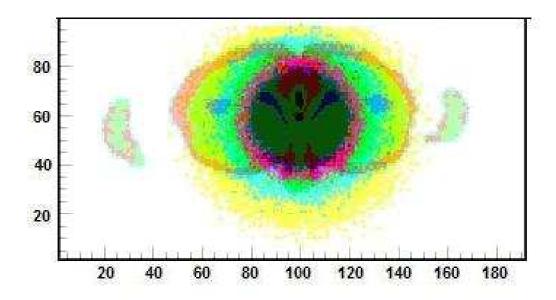


Figura 4.11. Curva de isodose da fonte de <sup>192</sup>Ir superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD feito de água.

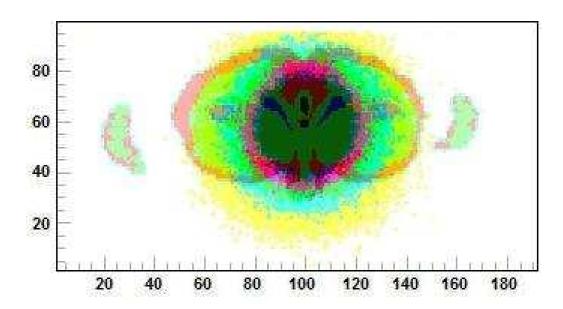


Figura 4.12. Curva de isodose da fonte de  $^{192}$ Ir superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com tecidos) .

Nota-se que a curva de isodose da Figura 4.12 para o <sup>192</sup>Ir apresenta uma pequena modificação devido à presença das heterogeneidades de composição dos tecidos. No entanto a topologia da curva quase não é alterada.

De maneira análoga foram obtidas as curvas de isodose para a fonte de <sup>125</sup>I, como mostram a Figura 4.13 e a Figura 4.14 que são respectivamente resultado da

energia depositada pontualmente dividida pela massa do voxel onde ocorreu a deposição da energia, para 2 x10<sup>8</sup> fótons emitidos no fantoma homogêneo ZAD com os respectivos órgãos feitos apenas de água (ZAD\_I125\_H2O) e no mesmo com os órgãos definidos pelos tecidos de acordo com as recomendações da ICRU (ZAD\_I125), simulando as heterogeneidades. No caso do <sup>125</sup>I as curvas de isodose sofrem uma distorção significativa em sua topologia.

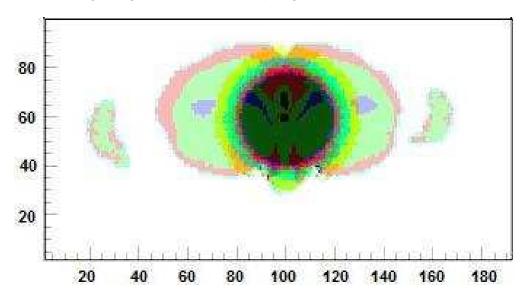


Figura 4.13 - Curva de Isodose da fonte de <sup>125</sup>I superposta à imagem do corte do corte da região de tratamento no fantoma ZAD feito de água.

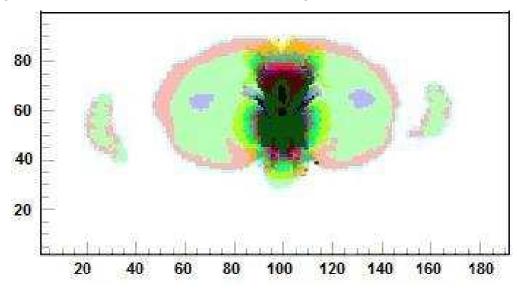


Figura 4.14. Curva de Isodose da fonte de <sup>192</sup>Ir superposta à imagem do corte do fantoma ZAD (com tecidos) na altura de inserção da fonte.

Nas Figuras 4.15 e 4.16 observa-se a superposição da imagem tomográfica da região de tratamento Figura 4.10, no entanto feita em preto e branco, com as isodoses geradas pela fonte de <sup>192</sup>Ir no fantoma feito de água e no fantoma ZAD respectivamente, as cores indicam o valor da dose no local por fóton por onde passam as curvas. Isto foi feito para no caso de investigar-se a dose no tratamento, seja necessário apenas multiplicar o resultado dado em dose por fóton pela atividade da fonte. Neste caso quase não são notadas diferenças quanto à distribuição de dose devido à presença das heterogeneidades.

No caso das curvas de isodoses com <sup>125</sup>I mostrada nas Figura 4.17 e 4.18 obtidas no fantoma de água e no fantoma ZAD respectivamente, a topografia das curvas mostra diferenças mais acentuadas que as anteriormente vistas no <sup>192</sup>Ir. Isto pode estar acontecendo devido às energias do <sup>125</sup>I serem inferiores às do <sup>192</sup>Ir e serem atenuadas ou espalhadas por tecidos mais densos que a água.

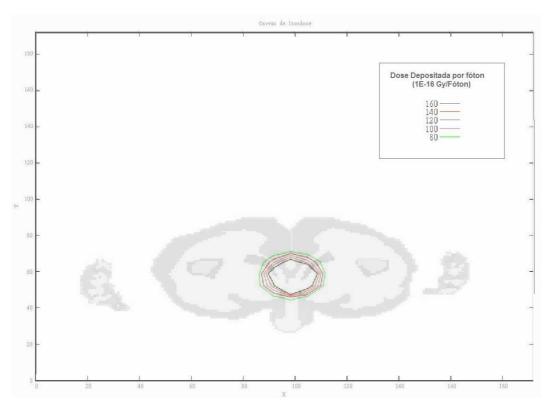


Figura 4.15. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>192</sup>Ir superposta à imagem do corte do fantoma ZAD feito de água.

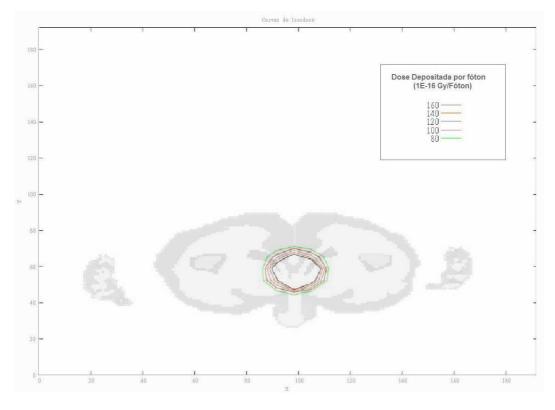


Figura 4.16. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>192</sup>Ir superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com tecidos).

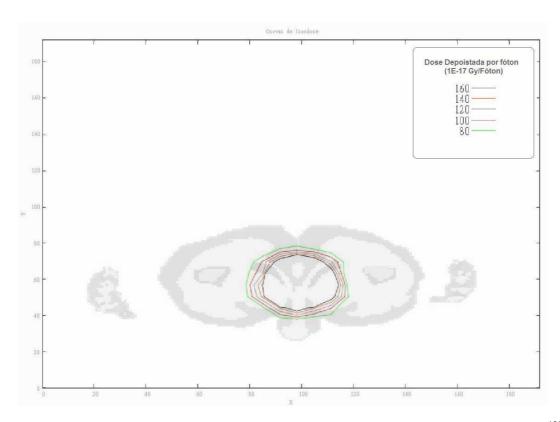


Figura 4.17. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>125</sup>I superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD feito de água.

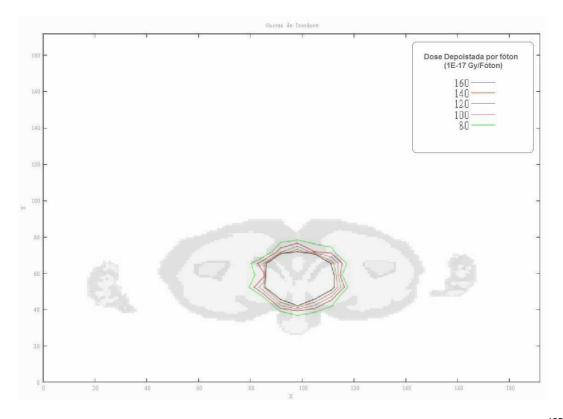


Figura 4.18. Curva de isodose normalizada por fóton emitido, da fonte de <sup>125</sup>I superposta à imagem do corte da região de tratamento no fantoma ZAD (com tecidos).

### 4.6. Dose nos Órgãos

Na Tabela 4.4 estão contidos os resultados das doses depositadas em alguns órgãos próximos à região do tratamento devido a  $6x10^7$  fótons da fonte de <sup>192</sup>Ir no fantoma ZAD (com tecidos), no fantoma ZAD com órgãos de água (ZAD\_H2O) e a razão entre as duas. Em relação ao cálculo convencional que é feito na água, as doses sofrem uma pequena redução como efeito da presença dos órgãos do fantoma. A exceção é, naturalmente para os ossos, onde há uma deposição 5% maior de dose. O efeito é homogêneo para os diversos órgãos devido às energias altas do <sup>192</sup>Ir.

Tabela 4.4.Dose nos órgãos (Gy/fóton) devido à fonte de 192 lr.

Órgãos	Dose ZAD/fóton(Gy)	Dose ZAD_H2O / fóton(Gy)	Razão ZAD / ZAD_H2O	Incerteza (%)
Testículos	1,56E-15	1,57E-15	0,991	0,049
Medula Óssea	4,56E-16	5,00E-16	0,913	0,016
Ossos	2,77E-16	2,64E-16	1,051	0,007
Intestino delgado	9,37E-17	9,84E-17	0,952	0,056
Intestino grosso	1,21E-16	1,25E-16	0,970	0,056
Prostata	4,49E-14	4,51E-14	0,996	0,021
Reto	5,24E-15	5,26E-15	0,996	0,021
Bexiga	1,43E-15	1,46E-15	0,980	0,038

Na Tabela 4.5 são mostrados os resultados das doses depositadas nos mesmos órgãos da Tabela 4.4, devido a 10<sup>8</sup> fótons da fonte de <sup>125</sup>I no fantoma ZAD (com tecidos), no Fantoma ZAD de água (ZAD\_H2O) e a razão comparativa entre as duas. Também neste caso as doses nos órgãos são menores quando se considera a

presença das heterogeneidades. A exceção é novamente nos ossos, onde a dose é 80% superior. A dose na medula óssea sofre uma redução de 82% devido à blindagem dos ossos que é significativa nesta faixa de energias. Também na bexiga há uma redução apreciável, que é provavelmente devida à blindagem do retroespalhamento naquele órgão pelo osso da pélvis

Tabela 4.5. Dose nos órgãos (Gy/fóton) devido à fonte de 125 l.

Órgãos	Dose ZAD/fóton (Gy)	Dose ZAD_H2O / fóton (Gy)	RAZÃO ZAD / ZAD_H2O	Incerteza (%)
Testículos	1,372E-16	1,472E-16	0,933	0,194
Medula Óssea	1,256E-17	7,028E-17	0,179	0,174
Ossos	8,366E-17	4,633E-17	1,806	0,027
Intestino delgado	4,535E-19	6,058E-19	0,749	0,790
Intestino grosso	1,860E-18	2,090E-18	0,890	0,531
Prostata	1,617E-14	1,759E-14	0,919	0,033
Reto	1,216E-15	1,322E-15	0,920	0,051
Bexiga	8,570E-17	1,397E-16	0,613	0,165

### 5. Conclusão

A implementação de fantomas de voxels no código de Monte Carlo Geant4 foi realizada, sendo possível simular a passagem da radiação pelo corpo do fantoma. A implementação foi validada contra o código VMC, obtendo resultados compatíveis para o cálculo de dose nos órgãos.

Foram também implementadas e validadas simulações de duas fontes de braquiterapia com espectros de emissão em baixas energias (125 l) e em energias mais altas (192 lr). A constante de taxa de dose da fonte de 125 l ficou cerca de 6% abaixo do valor de consenso da literatura. Um estudo futuro deveria investigar a avaliação do pacote de Baixas Energias do Geant4 para este mesmo cálculo de doses em órgãos com fantomas e estas fontes de braquiterapia que emitam fótons de baixas energias.

As fontes implementadas foram inseridas no fantoma ZAD e foi possível calcular as curvas de isodoses em meio às heterogeneidades de tecidos humanos, assim como no mesmo fantoma feito de água. Como resultado, foi visto que a contribuição de dose nos ossos é mais acentuada e que a presença dos ossos, principalmente da pélvis, provoca uma modificação destas curvas nas regiões de doses mais altas.

Também foi possível estimar a dose por fóton em alguns órgãos próximos à região onde a fonte foi inserida. No caso da fonte de <sup>192</sup>Ir, as doses foram ligeiramente menores, cerca de 1 a 2%, no fantoma ZAD que no mesmo fantoma feito de água, exceto pelos ossos, onde a discrepância chegou a cerca de 5% a mais no fantoma ZAD.

Para a fonte de <sup>125</sup>I as diferenças foram significativamente maiores. Encontrouse uma dose de 8% a menos na próstata e cerca de 40% a menos na bexiga, para o fantoma ZAD. Os valores mais discrepantes foram observados nos ossos, com mais

de 80% de diferença para mais no fantoma ZAD e na medula óssea, que recebe no fantoma ZAD apenas 17% da dose que recebe no fantoma de água.

Os resultados obtidos indicam a necessidade do planejamento de tratamento em braquiterapia ser feito com base em um fantoma mais realista do corpo humano, notadamente no caso de fontes de <sup>125</sup>I. Neste caso, as doses limitantes nos órgãos críticos podem ser bem diferentes daquelas que vêm sendo avaliadas.

Anexo 1 : Descrição dos orgãos do fantoma Voxel\_Man[16]

ID	Nº de VOXELS	DESCRIÇÃO	
0	2989840	Ar (Fora Do Fantoma)	
1	293511	Tecido Externo (Pele)	
2	18299	Cérebro	
3	3486	Cabo Espinhal (Nervoso)	
4	8114	Crânio	
5	16246	Coluna Vertebral	
6	31674	Costelas e Esterno	
7	14419	Pélvis	
8	9771	Ossos Longos	
9	358309	Músculos Estriado	
10	62374	Pulmões	
11	9354	Coração	
12	29277	Fígado	
13	329	Vesícula Biliar	
14	7618	Rins	
15	165	Faringe	
16	642	Esôfago	
17	5133	Estomago	
18	26447	Intestino Delgado	
19	18284	Cólon	
20	792	Pâncreas	
21	62	Adrenais	
22	499	Gordura	
23	17093	Sangue	
24	3167	Gases (Intestinais)	
25	528	Líquidos (Intestinais)	
26	21107	Medula Óssea	
27	0	Linfonodos	
28	105	Tireóide	
29	860	Traquéia	
30	993	Cartilagem	
31	5568	Baço	
32	6597	Urina	
33	1134	Fezes	
34	1731	Testículos	
35	438	Próstata	
37	1467	Reto	
39	4528	Diafragma	
40	3147	Bexiga	
63	915	Lesão	
70	15	Dens Axis	
71	1183	Osso Maxilar	
74	0	Glândulas Lacrimais	
75	102	Canal Espinhal	
76	455	Palato Duro (Céu Da Boca)	
77	2468	Cerebelo	
78	588	Língua	
85	19	Medula Oblongota	
91	349	Pons	
99	0	Uncus	
104	1287	Canal Bucal/Sinuses	
106	93	Nervo Óptico	
113	205	Falx Cerebral	
119	242	Olhos	
121	23	Lente Dos Olhos	
122	0	Aquaduto Cerebral	
125	260	Dentes	

# Anexo 2 - Descrição dos orgãos do fantoma Vox\_tiss8 (ZAD) [16]

ID	Nº de voxels	Descrição do orgão	Definição do tecido
0	7544300	Ar ao redor do fantoma	air
1	131282	tecido externo (pele)	Skin tissue
2	4903	cérebro	Brain Tissue
3	3752	cabo espinhal(nervoso)	Soft tissue
4	10237	cranio	Skeletal tissue
5	17595	coluna vertebral	Skeletal tissue
6	29700	costelas e esternum	Skeletal tissue
7	14382	pelvis	Skeletal tissue
8	64957	ossos longos	Skeletal tissue
9		musculos estriado	Muscle Tissue
10		pulmoes	Lung tissue
11	9354	coração	Muscle Tissue
12	29277	3	liver
13	329	vesicula biliar	Soft tissue
14	7618	rins	kidney tissue
15	332	faringe	air
16	642	esofago	esophagus
17	5133	estomago	stomach
18	26447	•	SmallIntestine
19	18284	colon	SmallIntestine
20	792	pancreas	Pancreas
21	62	adrenais	adrenals
22	328027		Adipose Tissue
23		sangue	Blood Tissue
24			Air
	3167	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	H2O
25 26	528	, , , , , , , , , , , , , , , , , , , ,	
	29730	medula ossea	SkeletonRBM tiroide tissue
28	105	tireoide	cartilage Tissue
29	1182	1	cartilage Tissue
30	900	cartilagem	spleen tissue
31	5568	baço	H20
	6597	urina	H2O
33	1134		Testes
34		testiculos	Soft tissue
35		prostata	Soft tissue
37	1467	reto	Muscle Tissue
39 40		diafragma	
	3147		Bladder Soft tissue
63	915	lesao	
70	57	dens of axis	Skeletal tissue
71	1635		Skeletal tissue Soft tissue
72	706	0	Soft tissue
74	57	glandulas lacrimais	Soft tissue
75	265	canal espinhal	
76	655	palato duro (ceu da boca)	Skeletal tissue Brain Tissue
77	3204	cerebello	
78	1156	lingua	Muscle Tissue Soft tissue
81	286	horn of mandible	
82	132	septo nasal	Skeletal tissue Brain Tissue
83	11342	white matter	
84	322	Sinus sagital superior	Soft tissue
85	99	medula oblongota	Brain Tissue

88	101	lesão artificial	Soft tissue	
89	2646	lobo frontal	Brain Tissue	
91	486	Pons	Brain Tissue	
92	211	terceiro ventriculo	Brain Tissue	
95	1566	lobo occiptal	Brain Tissue	
96	162	hipotalamo	Brain Tissue	
98	9701	gordura (cabeça)	Adipose Tissue	
99	19	uncus (osso do ouvido) Skeletal tissue		
100	123	turbinates	Skeletal tissue	
101	239	nucleo caudal	Brain Tissue	
102	182	zigoma	Skeletal tissue	
103	291	insula cortex	Brain Tissue	
104	3872	canal bucal/sinuses	Air	
105	226	putamen	Brain Tissue	
106	33	nervo optico	Soft tissue	
107	213	capsula interna	Brain Tissue	
108	29	septo pellucidium	Brain Tissue	
109	249	talamo	Brain Tissue	
110	224	globo ocular	Soft tissue	
111	291	corpo colloum	Brain Tissue	
112	179	regiao especial do lobo frontal	Brain Tissue	
113	85	falx cerebral	Brain Tissue	
114	5263	lobo temporal	Brain Tissue	
115	38	quarto ventriculo	Brain Tissue	
116	100	partição frontal do olho	Brain Tissue	
117	2657	lobo parietal	Brain Tissue	
118	91	amygdala	Brain Tissue	
119	315	olho	Soft tissue	
120	86	globos pallidus	Brain Tissue	
121	8	cristalino	Lens of eyes	
122	13	aquaduto cerebral	Brain Tissue	
123	215	ventriculos laterias	Brain Tissue	
124	1157	lobo pre-frontal	Brain Tissue	
125	217	dentes	Skeletal tissue	

### Anexo 3 – Código de Leitura do Arquivo do Fantoma

O código usado é mostrado a seguir. A rotação de 8 bits está nas instruções

```
vec<<=8 e vec>>=8.
```

```
// LEITURA DO FANTOMA
const int listsize=1000;
 unsigned short vec;
 G4int lista[listsize];
 //int 0, index=0, j;
 int i;
 const int vsize= 2000000;
 unsigned short vetor[vsize];
 unsigned short VoxelCode[2*vsize];
// Cria a base LISTA ,BYTE e VETOR
for(i=0;i < listsize;i++) lista[i]=0;</pre>
for(i=0;i < 2*vsize;i++) VoxelCode[i]=0;</pre>
for(i=0;i < vsize;i++) vetor[i]=0;</pre>
// Faz a leitura do arquivo voxel man-1.dat
     ifstream dados;
     dados.open("voxel_man.dat",ios::binary);
     if(dados.fail()==true)
         G4cout<<"erro na abertura do arquivo"<< G4endl;
     }
     G4cout<<"lendo o arquivo de dados"<<G4endl;
// Transforma o valor do byte
     dados.read((char *)&vetor,sizeof(unsigned short) * vsize);
 for (i=0 ; i < vsize ; i++){}
  vec=vetor[i];
  vec<<=8;
  vec>>=8;
  VoxelCode[2*i]=vec;
  vec=vetor[i];
  vec>>=8;
  VoxelCode[2*i+1]=vec; }
```

# Anexo 4 – Código da Implementação das Fontes de Braquiterapia.

Código descrevendo a estrutura geométrica, composição e posicionamento

das fontes:

### I<sup>125</sup> Best Industries Model 2301

```
// ENCAPSULAMENTO
#############################
// Titanium outercapsule
G4double raio_intC = 0*mm; //(0.72*mm/2)
G4double raio extC = 0.40*mm; //0.8*mm/2
G4double alturaC = 2.5*mm; //(5*mm/2)
G4double angulo_inicial = 0*pi*rad;
G4double angulo_final = (2*pi)*rad;
outercapsule= new G4Tubs("outercapsule", raio_intC, raio_extC, alturaC, angulo_inicial,
angulo final);//Formato
outercapsule_log = new G4LogicalVolume(outercapsule,Ti,"outercapsule_log", 0, 0,
0);//Composicao
outercapsule fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector (poslni.x(),poslni.y(),poslni.z()),
outercapsule_log, "outercapsule", experimental Hall_log, false, 0);//Posicao
// Titanium inner capsule
G4double raio_int = 0*mm; //Dimensoes(0.64*mm/2)
G4double raio_ext =0.36*mm; //(0.72*mm/2)
G4double altura = 2.46*mm; //(4.92*mm/2)
innercapsule = new G4Tubs("innercapsule", raio int, raio ext, altura, angulo inicial,
angulo final);
innercapsule_log = new G4LogicalVolume (innercapsule,Ti,"innercapsule_log", 0, 0, 0);
//Composicao
innercapsule fis = new G4PVPlacement (0,G4ThreeVector(0,0,0), innercapsule log
,"innercapsule", outercapsule_log, false, 0);
// Cavity
G4double raio_intcavit = 0*mm; //Dimensoes
G4double raio extcavit = 0.32*mm; //(0.64*mm/2)
G4double alturacavit = 2.42*mm;//(4.84*mm/2)
G4double ang inicialcavit = (0)*pi*rad;
G4double and finalcavit = (2*pi)*rad;
```

```
cavit = new G4Tubs("cavit", raio intcavit, raio extcavit, alturacavit, ang inicialcavit,
ang finalcavit);
cavit_log = new G4LogicalVolume(cavit, Air, "cavit_log",0,0,0); //Composicao
cavit_fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector (0,0,0), cavit_log,
"cavit",innercapsule_log,true, 0);
// Carbon coating I125
G4double raio intcore = 0*mm; //Dimensoes
G4double raio_extcore = 0.225*mm;//(0.45)
G4double alturacore = 2.0*mm://(4*mm/2)
G4double ang inicialcore = 0*pi*rad;
G4double ang finalcore = (2*pi)*rad;
font = new G4Tubs("font", raio intcore, raio extcore, alturacore, ang inicialcore, ang finalcore);
//Formato
font_log = new G4LogicalVolume(font, polystyrene, "font_log",0,0,0); //Composicao
font fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector (0,0,0), font log, "font",cavit log, true, 0);
// Tungsten Marker
G4double raio intmarker = 0*mm; //Dimensoes
G4double raio extmarker = 0.125*mm;//(0.25*mm/2)
G4double alturamarker = 1.85*mm://(3.7*mm/2)
G4double ang inicialmarker = 0*pi*rad;
G4double ang_finalmarker = ((2)*pi)*rad;
marker = new G4Tubs("marker", raio_intmarker,
raio_extmarker,alturamarker,ang_inicialmarker, ang_finalmarker); //Formato
marker_log = new G4LogicalVolume(marker,W184, "marker_log",0,0,0);
marker_fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector (0,0,0), marker_log, "marker",font_log,
true, 0);
```

#### Fonte de <sup>192</sup>lr Amersham, Buchler G089

```
blind log = new G4LogicalVolume (blind, steelAISI321, "blind log", 0, 0,
blind_fis = new G4PVPlacement (0,G4ThreeVector (posIni.x() ,posIni.y()
,posIni.z()+1.40*mm), blind_log, "blind", experimentalHall_log, false,
0);
// Cable
//----
// Inner
//----
G4double raio_intC = 0.*mm; //Dimensoes
G4double raio_extC = 0.55*mm;
G4double alturaC = 0.65*mm;//(1.3mm/2)
cabo = new G4Tubs("cabo", raio_intC, raio_extC, alturaC,
angulo_inicial, angulo_final);//Formato
cabo_log = new G4LogicalVolume(cabo, steelAISI301,"cabo_log", 0, 0,
0);//Composicao
cabo_fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,1.7*mm), cabo_log,
"cabo",blind log , false, 0);//Posicao
//----
// Outer
G4double raio_intCE = 0.*mm; //Dimensoes
G4double raio_extCE = 0.55*mm;
G4double alturaCE = 30.0*mm;//(1.3mm/2)
caboE = new G4Tubs("caboE", raio intCE, raio extCE, alturaCE,
angulo_inicial, angulo_final);//Formato
caboE log = new G4LogicalVolume(caboE, steelAISI301, "caboE log", 0, 0,
0);//Composicao
caboE_fis = new
\texttt{G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(posIni.x(),posIni.y(),posIni.z())+33.75*m}
m), caboE_log, "caboE", experimentalHall_log, false, 0);//Posicao
//----
// Cavity
//----
G4double raio_intcavit = 0*mm; //Dimensoes
G4double raio extcavit = 0.6*mm;
G4double alturacavit = 0.70*mm;//(3.6mm/2)
G4double ang_inicialcavit = 0*rad;
G4double ang_finalcavit = (2*pi)*rad;
cavit = new G4Tubs("cavit", raio_intcavit,
raio_extcavit,alturacavit,ang_inicialcavit, ang_finalcavit); //Formato
cavit_log = new G4LogicalVolume(cavit, Air, "cavit_log",0,0,0);
//Composicao
cavit fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,-1.45*mm),
cavit_log, "cavit",blind_log , true, 0); //Posicao
//----
// Ir-192 core
//----
```

```
G4double raio intcore = 0*mm; //Dimensoes
G4double raio_extcore = 0.5*mm;
G4double alturacore = 0.65*mm;
G4double ang_inicialcore = 0*rad;
G4double ang_finalcore = (2*pi)*rad;
font = new G4Tubs("font", raio_intcore,
raio_extcore,alturacore,ang_inicialcore, ang_finalcore); //Formato
font_log = new G4LogicalVolume(font, Ir192, "font_log",0,0,0);
//Composicao
font_fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,0.05*mm), font_log,
"font",cavit_log, true, 0); //Posicao
//----
// Semiesfera
//----
G4double pRmin = 0*mm;
G4double pRmax = 0.8*mm;
G4double pSPhi = 0*rad;
G4double pDPhi = (2*pi)*rad;
G4double pSTheta = (0.5*pi)*rad;
G4double pDTheta = (pi)*rad;
esf = new G4Sphere("esf", pRmin, pRmax, pSPhi, pDPhi, pSTheta,
pDTheta);
esf_log = new G4LogicalVolume(esf, steelAISI321, "esf_log",0,0,0);
//esf_fis = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector( posIni +(0,0,-1.0*mm)),
esf_log, "esf", experimentalHall_log, false, 0);
esf_fis = new
G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(posIni.x(),posIni.y(),posIni.z()-
0.95*mm), esf_log, "esf", experimentalHall_log, false, 0);
```

## Referências Bibliográficas.

- 1. NATH R., et al., "Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources", *Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American institute of Physics, AAPM Report No. 51*, Report Of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43.
- 2. RIVARD, MJ et al., "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations", Med. Phys. 31 (3), 633-74, March 2004.
- 3. BALLESTER F. *et al*, "Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate <sup>192</sup>Ir source", *Phys. Med. Biol.*, 46, N79--N90, 2001
- 4. TAYLOR R. E. P., and ROGERS D. W. O., "Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters", *Med Phys* 34, 445 457, 2007.
- 5. MEIGOONI S., GEARHEART D. M., and SOWARDS K., "Experimental determination of dosimetric characteristics of Best <sup>125</sup>I brachytherapy source," *Med. Phys.* 27, 2168–2173, 2000.
- 6. AGOSTINELLI, S., PIA, M. G., NIEMINIE, P., "The application of Geant4 Simulation code for Brachytherapy Treatment". *Proceedings of the IXth International Conference on Calorimetry in High Energy Physics*, Calor2000, Annecy, 2000

- 7. MEIGOONI S., GEARHEART D. M., and SOWARDS K., "Experimental determination of dosimetric characteristics of Best double-walled I-125 brachytherapy source", *Data sheet provided by Best Industries*, October 2,2000.
- 8. SOWARDS K., MEIGOONI A. S., "Monte Carlo evaluation of the dosimetric characteristics of the Best Model 2301 <sup>125</sup>I brachytherapy source," *Appl. Radiat. Isot.* 57, 327–333 ~2002
- 9. RIVARD M.J, et AL, Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for <sup>137</sup>Cs, 125I, 192Ir, 103Pd, and 169Yb sources, *Med. Phys.*, Vol. 33, No. 6, June 2006.
- 10. THIAM C.O. et al., 2008, Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4, *Phys.Med.Biol*, 53, 3039-3055.
- 11. AGOSTINELLI S. et al. 2003, "GEANT4 a Simulation Toolkit", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* (NIM) A 506, Vol 3, pp 250-303.
- 12. GUATELLI S., NIEMINEN P., PIA M.G., "Radioprotection for interplanetary manned missions. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World Chattanooga", Tennessee, April 17-21, 2005, on CD-ROM, *American Nuclear Society, LaGrange Park, IL (2005).*
- 13. BRUNENGO A., et. al. "Simulation for astroparticle experiments and planetary explorations: tools and applications", *Proceedings of CHEP2001*, Beijing, 2001.

- 14. CHAUVIE S. et al. "Geant4 Modelling of Anatomy Through DICOM Interface". IEEE NSS 2006 Conference Record, San Diego, November 2006.
- 15. GUATELLI S. et al. "Geant4 Anthropomorphic Phantoms" *IEEE NSS 2006*Conference Record, San Diego, November 2006
- 16. ZUBAL I. G.,et al., "Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy", *Med. Phys.* 21 (2) 1994. Disponivel em: http://noodle.med.yale.edu/zubal/acessado em 10/01/2010.
- 17. ZUBAL I. G., et al., "Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms". *In: Proceedings of the International Workshop on Voxel Phantom Development* (Chilton, UK: NRPB) pp. 6–7 (1995).
- 18. ZUBAL I. G., "High resolution, MRI-based, segmented, computerized head phantom The Zubal Phantom Data, Voxel-Based Anthropomorphic Phantoms", 2001, Disponível em <a href="http://noodle.med.yale.edu/phantom">http://noodle.med.yale.edu/phantom</a>.
- 19. ZAIDI H, SGOUROS G. "Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine". London: Institute of Physics Publishing; 2003.
- 20. GOLDREICH O., MICALI, S. (1986). "How to construct random functions". Journal of the Association for Computing Machinery, 33 (4): 792–807.
- 21. YORIYAZ, H., "Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica", *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009; 3 (1): 141-9.

- 22. KAWRAKOW, I., et al., "The EGSnrc Code System:Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701" (2010), disponível em http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc-V4-2.3.1/documentation/pirs701.pdf.
- 23. BRIESMEISTER J F. "MCNP A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C" Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M.; 2000.
- 24. SEMPAU J, et al. "PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons. and positrons in matter". *Nucl Instrum Methods*. 199 5; B100: 31-46.
- 25. KRAMER, R., ZANKL, G. and DREXLER, G. (1982) "The Calculation of dose from External Photon Exposures Using Reference human Phantoms and Monte Carlo Methods-Part I: The male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms". *Institute für Strahlenschutz*, GSF-Bericht S-885
- 26. CLHEP "Class Library for High Energy Physics" <a href="http://proj-clhep.web.cern.ch/proj-clhep/">http://proj-clhep/</a>
- 27. STL "Standard Template Library "- <a href="http://www.sgi.com/tech/stl/">http://www.sgi.com/tech/stl/</a>
- 28. PERKINS, S.; CULLEN, D.; SELTZER, S. "Tables and graphs of Electron-Interation Cross-Sections from 10 eV to 100 GeV Derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL) Z= 1-100". Livemore, CA 1997. UCRL50400- V.31.
- 29. CULLEN,D.E.; HUBBELL,J.H; KISSEL,L. ,"EPDL97: the Evaluated Photon Data Library", Livermore, CA, 1997 UCRL50400-V6-REV5.

- 30. PERKINS, S. T. et al. "Tables and Graphs of Atomic Subshell and Relaxation Data Derived from the LLNL Evaluated Atomic Data Library (EADL), Z=1-100" Livemore, CA, 1997. UCRL50400- V.31
- 31. SALVAT, F. et al. "PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of elétron and photon transport". *In: OECD Nuclear Energy Agency, Workshop Proceedings*. Issyles-Moulineaux,2001.
- 32. AIDA "Abstract Interfaces for Data Analysis "- <a href="http://openscientist.lal.in2p3.fr/">http://openscientist.lal.in2p3.fr/</a>
- 33. OPENSCIENTIST, Pacote disponível em <a href="http://openscientist.lal.in2p3.fr/">http://openscientist.lal.in2p3.fr/</a>
- 34. JOHNS, H.E; CUNNINGHAM, J.R. *The Physics of Radiology.* 4<sup>a</sup> ed .. Ed [S.I.] Charles C Thomas Publisher, 1983.
- 35. TILLARD G. L. Aportado por La NASA usa cadáveres humanos para probar el diseño de la nave espacial <a href="mailto:SpaceRef">SpaceRef</a>. Orion <a href="http://axxon.com.ar/not/187/c-1871089.htm">http://axxon.com.ar/not/187/c-1871089.htm</a>.
- 36. ALDERSON, S. W. et al , "An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans", Am. J Roentg. 87, 185 . 1962
- 37. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), http://www.iaea.org/
- 38. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, <a href="http://www.icru.org/">http://www.icru.org/</a>

- 39. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Report 33, Radiation Quantities and Units, (Bethesda, MD:ICRU Publications) 1980
- 40. KRAMER, G.H. BURNS, L. & NOEL, L. "The BRMD BOMAB phantom family". Health phys., v.61, n6, p895-902 1991b
- 41. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Report 43, *Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources Part 2*, (Bethesda, MD:ICRU Publications), 1988.
- 42. GRIFFITH, R.V DEAN, P.N., ANDERSON, A.L. & FISHER J.C, Fabrication os tissue equivalent torso phantom for intercalibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities. In: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY SYMPOSIUM ON ADVANCES IN RADIATION PROTECTION MONITORING, 1979, Stockholm. Proceedings Vienna IAEA, 1979. p493-503
- 43. GRIFFITH, R.V DEAN, P.N., ANDERSON, A.L., SUNDBECK, C.W & ANDERSON, S.W. Fabrication of a set realistic torso phantoms for calibration of transuranic nuclide lung counting facilities. In SIXTH INTERNATIONAL CONGRESS OF THE INTERNATIONAL RADIATION PROTECTION ASSOCIATION, 1984, Berlin Proceedings V. III... Berlin. Fachverband für Strahlenschutz e. V. 1984 . p.964-967.
- 44. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Report 46, Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements), 1992

- 45. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) Report of consultants meeting on the calibration and standardization of thyroid radioiodine uptake measurements. Brit. J Radiol. N 35, p205-210, 1962
- 46. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP 89, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, Ann. ICRP 32(3-4), 2002.
- 47. SNYDER, W. S.,et al. "Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom MIRD Pamphlet No. 5." *J. Nucl. Med*, 10(3) (1969).
- 48. SNYDER W S, et al 1974, "Revision of MIRD Pamphlet No. 5 Entitled 'Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom' ORNL-4979 (Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory).
- 49. KRAMER R., ZANKL M. and DREXLER G., "The Calculation of dose from External Photon Exposures Using Reference human Phantons and Monte Carlo Methods-Part I: The male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantons". *Institute for Strhlenschutz*, GSF-Bericht S-885 (1982).
- 50. SOUZA, R .S. et al., 2007, "Validation of The Geant4 Code in The Evaluation Of Organ Dose Equivalents in a Mird-5 Phantom", *International Nuclear Atlantic Conference INAC 2007* Santos, SP, Brazil, September 30 to October 5, 2007.

- 51. VISIBLE HUMAN http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible human.html
- 52. KRAMER R, et al., 2003, "All about max: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry" *Phys. Med. Biol.* 48, 1239–62.
- 53. KRAMER R., et al, 2006, "MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) 3331–3346
- 54. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: the skeleton.

  Oxford: Pergamon Press; Ann. ICRP 25(2), ICRP Publication 70; 1995.
- 55. FOREWORD A PERSPECTIVE ON BRACHYTHERAPY, Raven Press, LOWELL, L A et al., Interstitial Brachytherapy: physical, biological, and clinical considerations, 1, 1990, NY EUA, Raven Press Ltd.
- 56. WILLIAMSON, J.F., "Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress", *Phys. Med. Biol.* 2006 Jul 7;51(13):R303-25.
- 57. HENSCHKE, U. K., HILARIS B. S. and MAHAN G. D., 1963 "Afterloading in interstitial and intracavitary radiation therapy Am." *J. Roentgenol.* 90 386–95.
- 58. NATH R. MELLILO A., "Dosimetric characteristics of a double wall <sup>125</sup>I source for interstitial brachytherapy," *Med. Phys.* 20, 1475–1483 1993.
- 59. SOWARDS K. and MEIGOONI A. S., "Monte Carlo evaluation of the dosimetric characteristics of the Best model 2301 I-125 brachytherapy source," *Appl. Radiat. Isot.* 57, 327–333 ~2002

- 60. RIVARD M. J., "Comment on 'Experimental measurements of dosimetric parameters on the transverse axis of a new <sup>125</sup>I source'," *Med. Phys.* 28, 704 ~2001
- 61. WALLACE R. E. and FAN J. J., "Report on the dosimetry of a new design lodine brachytherapy source," *Med. Phys.* 26, 1925–1931,1999.
- 62. WALLACE R. E. and FAN J. J., "Evaluation of a new brachytherapy iodine- 125 source by AAPM TG43 formalism," *Med. Phys.* 25, 2190–2196, 1998
- 63. TAYLOR R. E. P., ROGERS D. W. O., EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for <sup>192</sup>Ir and <sup>169</sup>Yb brachytherapy sources, *Med. Phys.*, 35, 4933 4944, 2008
- 64. NATH R., YUE, N., "Dosimetric characterization of an encapsulated interstitial brachytherapy source of <sup>125</sup>I on a tungsten substrate," *J. Brachytherapy* 1, 102–109, 2002.
- 65. WILLIAMS JR, Thwaites DI, "Radiotherapy Physics in Practice", *Oxford University Press*, 2000
- 66. BEGALLI, M. et al, 2009, "Simulation of an Ir-192 Brachytherapy Source Using Geant4 Code", IEEE Nuclear Science Symposium, N13-95, Orlando Florida, USA. October 2009.
- 67. RUSTGI S. N., "Photon spectral characteristics of a new double-walled iodine-125 source," *Med. Phys.* 19, 927–931 1992.

- 68. MARTINS, M.C., et al., 2009, "Study of Dose Distributions in Voxel Phantoms for Brachytherapy Sources Using the Geant4 Monte Carlo Toolkit", *International Nuclear Atlantic Conference INAC 2009*, Rio de Janeiro, RJ, Brazil, September 27 to October 2, 2009, Associação Brasileira de Energia Nuclear ABEN ISBN: 978-85-99141-03-8.
- 69. HUNT, John. "Método de calibração de um sistema de medida in vivo através da simulação matemática da fonte de radiação e do detector". Rio de Janeiro: UERJ, 1998. 92 p. Tese D. Sc (Doutorado em Radioproteção e Dosimetria).
- 70. HUNT J. G., SILVA F. C. A., MAURÍCIO C. L. P. and SANTOS, D. S., "The Validation of Organ Dose Calculations Using Voxels Phantoms and Monte Carlo Methods Applied to Point and Water Immersion Sources". *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 108 No 1 pp. 85 –89 (2004);
- 71. PovRay "Persistence of Vision Raytracer". http://www.povray.org/
- 72. OpenInventor: http://oss.sgi.com/projects/inventor/
- 73. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Report 44, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements),1989b.
- 74. LNHB http://www.nucleide.org/ acessado em 10/01/2010
- 75. TAYLOR R. E. P., ROGERS D. W. O., "An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters", *Med. Phys.*, 35, 4228--4241, 2008

- 76. ISO GUM "Guia para a Expressão da Incerteza de Medição -Terceira Edição Brasileira do ISO GUM em língua portuguesa" Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003; http://www.inmetro.gov.br/infotec/guia.asp
- 77. MARTINS, M.C., et al., 2009, "Cálculo de Dose em Fantomas de Voxels Usando o Código Geant4", *International Nuclear Atlantic Conference INAC 2009*, Rio de Janeiro, RJ, Brazil, September 27 to October 2, 2009, Associação Brasileira de Energia Nuclear ABEN ISBN: 978-85-99141-03-8