



SIMULAÇÕES POR MONTE CARLO DE TRATAMENTOS DE BRAQUITERAPIA
UTILIZANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS EM VOXEL

Maximiano Correia Martins

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

Orientadores: Ademir Xavier da Silva
Denison de Souza Santos

Rio de Janeiro
Maio de 2014

SIMULAÇÕES POR MONTE CARLO DE TRATAMENTOS DE BRAQUITERAPIA
UTILIZANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS EM VOXEL

Maximiano Correia Martins

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

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. John Graham Hunt, D.Sc.

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior, D.Sc.

Dr. Evaldo Simões da Fonseca, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2014

Martins, Maximiano Correia

Simulações por Monte Carlo de Tratamentos de Braquiterapia Utilizando Simuladores Antropomórficos em Voxels / Maximiano Correia Martins. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XIII, 112 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Denison de Souza Santos

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 102-107.

1. Braquiterapia. 2. Geant4. 3. Fantomas de Voxels.

I. Silva, Ademir Xavier da, et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

"Combati o bom combate, terminei a minha carreira, guardei a fé". (II Timóteo 4:7)

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelo dom da vida e por cada dia ensolarado e nublado, pelas noites calmas e escuras, pela saúde e pela doença, pelas dores e pelas alegrias e por permitir alcançar mais uma vitória.

Agradeço aos meus amigos orientadores Ademir e Denison sem o ombro desses dois gigantes não estaria onde estou hoje. Agradeço a paciência e dedicação, mas também a amizade que ao longo de todos esses anos foi cultivada.

Aos meus pais pelo apoio fraterno, o amor e o carinho depositados no sonho de ter um filho Doutor, mesmo que não seja médico.

A minha melhor amiga, namorada, noiva e por fim esposa, nesses muitos anos foram varias denominações para a mesma "Pessoa", aquela que nunca me deixou desistir, parar ou desanimar, que me deu coragem para fazer mais de uma coisa ao mesmo tempo sem perder o tempo e vencer junto. A você Mariana Pessoa, amor da minha vida muito obrigado por tudo.

A todos os amigos e amigas presentes dia a dia na elaboração deste trabalho, amigos novos que fiz, os quais ajudei e me ajudaram a crescer juntos; Amigos velhos que se chamar de velhos ficam tristes mas são bem antigos, que me deram a oportunidade de herdar experiência sem precisar levar todos os tombos da vida, que deram puxões de orelha na medida e na hora certa. Amigos eternos que são aqueles irmãos que Deus não me deu, mas que na vida foram adotados.

Aos amigos e funcionários do PEN-UFRJ, Clinicas Oncológicas Integradas (COI-Barra), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD-CNEN) pelo sucesso do nosso trabalho.

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

SIMULAÇÕES POR MONTE CARLO DE TRATAMENTOS DE BRAQUITERAPIA UTILIZANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS EM VOXEL

Maximiano Correia Martins

Maio/2014

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Denison de Souza Santos

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema computacional capaz de simular com o código de Monte Carlo Geant4 a distribuição de dose tridimensional de fontes de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) em simuladores antropomórficos em voxels. Com o código Geant4 foram modelados os fantasmas de voxels padrão adulto feminino e masculino recomendados pela ICRP110 com heterogeneidade de tecidos, ou seja, levando em consideração o volume geométrico, a composição química e densidade física dos órgãos e tecidos. Os resultados obtidos foram comparados com os disponíveis na literatura, e ainda com resultados experimentais obtidos com fonte de braquiterapia MicroSelectron ^{192}Ir HDR da empresa Nucletron e empregando filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes (TLD). Isto possibilitou validar o sistema de planejamento de tratamento Oncentra por meio de comparação com as modelagens feitas no Geant4. Por fim, foram obtidas curvas de isodoses por meio de simulação da fonte de braquiterapia, isto fazendo uso dos fantasmas de voxels sob três diferentes configurações: Fantoma completo segundo recomendação da ICRP110, fantoma simplificado constituído apenas de água e um fantoma de água com o esqueleto ósseo.

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

MONTE CARLO SIMULATIONS IN BRACHYTHERAPY TREATMENT USING
ANTHROPOMORFIC VOXELS PHANTOMS

Maximiano Correia Martins

May/2014

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Denison de Souza Santos

Department: Nuclear Engineering

This work consists in the development of a computational system capable of simulating a tridimensional dose distribution of High Dose Rate (HDR) brachytherapy sources in voxels anthropomorphic simulators with the Geant4 Monte Carlo code. Using this code, voxel phantoms were modelled of adult male and female individuals recommended by ICRP 110 with tissue heterogeneity, i.e., considering the geometric volume, chemistry composition and organs and tissues physical density. The results obtained were compared with those available in the literature as well as with experimental ones obtained from the MicroSelectron ^{192}Ir HDR brachytherapy source of the Nucletron enterprise applying radiochromic films and thermoluminescent dosimeters (TLD). Therefore, it was possible to validate the Oncentra treatment planning system by the comparison with the Geant4 modeling. Finally, isodose curves were obtained by the simulation of brachytherapy sources making use of three different voxels phantoms configurations: complete phantom recommended by ICRP110, simplified phantom constituted only of water and a water phantom with skeleton.

SUMÁRIO

1. CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos específicos	5
2. CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1. Câncer	6
2.2. Braquiterapia	8
2.2.1. Histórico.....	9
2.2.2. O Avanço da Braquiterapia	10
2.3. O Formalismo Dosimétrico Usado: AAPM TG – 43	12
2.4. Kerma	13
2.5. Intensidade de Kerma no Ar (Air-kerma strength, SK).....	14
2.6. Constante de Taxa de Dose (Λ).....	15
2.7. Função de Geometria - $G(r, \theta)$	16
2.8. Função Radial de Dose	18
2.9. Função de Anisotropia	18
2.10. Taxa de dose.....	18
2.11. O Tratamento de Braquiterapia.....	19
2.12. A dosimetria e planejamento da dose a ser entregue	22
2.13. Método de Monte Carlo	24
2.13.1. O Geant4	26
2.13.2. As classes e suas categorias principais.....	28
2.13.3. Descrição das principais categorias de classes do Geant4	28
2.13.4. Simulando com o Geant4	31
2.13.5. Geometria e Materiais	34
2.13.6. Processos Físicos.....	35
2.14. MCNPX	37
2.15. VMC	37
2.16. IMAGEJ.....	38
2.17. MATLAB	38
2.18. Simuladores Antropomórficos	38
2.18.1. Fantoma de Voxels de Yale.....	41
2.18.1.1. <i>Fantoma Voxel Man</i>	41
2.18.1.2. <i>Fantoma Vox Tiss8 ou Zubal Arms Down Phantom</i>	42
2.18.2. Simuladores Antropomórficos Masculino e Feminino da ICRP110	43
2.18.2.1. Simulador masculino da ICRP110	44
2.18.2.2. O Simulador feminino da ICRP110	45
2.18.3. Filmes radiocrômicos	47
2.19. Densitômetro Óptico.....	49
2.20. Escâner de Transmissão	50
3. CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA	51
3.1. Implementação de fantasmas de voxels no Geant4	51
3.2. Cálculo de dose absorvida nos voxels dos fantasmas.....	52
3.1. Validação do Geant4 com fantasmas de voxel.....	53
3.1.1. Cálculo dos coeficientes de conversão de dose	54
3.2. Simulador feminino da ICRP 110.....	56
3.3. Modelagem da fonte de Iridio 192 MicroSelectron V2 HDR	56

3.4.	Dosimetria da Fonte de Irídio usando TLD.....	57
3.5.	Calibração do Filme Gafchromic EBT2.....	59
3.6.	Leitura dos filmes radiocrômicos no densitômetro óptico.....	60
3.7.	Leitura dos filmes radiocrômicos no escâner.....	61
3.8.	Confecção do Bolus.....	62
3.9.	Fantoma cilíndrico.....	62
3.10.	Curvas de isodose da fonte de braquiterapia obtidas usando filme radiocrômico.....	63
3.11.	Comparação das doses radiais em filme radiocrômico e por meio de simulação computacional com o Geant4.....	65
3.12.	Simulação do posicionamento de uma fonte de braquiterapia no colo de útero ...	67
3.13.	Cálculo de dose no volume alvo e órgãos adjacentes.....	68
3.14.	Obtenção das curvas de isodose no fantoma de voxels da ICRP110.....	71
4.	CAPÍTULO 4 - RESULTADOS.....	73
4.1.	Implementação e validação de fantasmas de voxels.....	73
4.2.	Implementação e validação do fantoma de Zubal (<i>Vox_tiss8</i> - “ZAD”).....	73
4.3.	Implementação dos fantasmas feminino e masculino da ICRP110.....	76
4.4.	Validação dos fantasmas recomendados pela ICRP110.....	77
4.5.	Modelagem e validação da fonte de braquiterapia ¹⁹² Ir MicroSelectron V2.....	81
4.5.1.	Constante de Taxa de Dose da Fonte de ¹⁹² Ir MicroSelectron V2 HDR.....	82
4.6.	Resultados da dosimetria com termoluminiscência.....	85
4.7.	Calibração do filme radiocrômico.....	86
4.7.1.	Calibração usando o densitômetro óptico.....	86
4.7.2.	Calibração com leitura no escâner.....	88
4.7.3.	Curvas de isodose com filme radiocrômico.....	91
4.7.4.	Doses radiais em torno da fonte de braquiterapia usando filme radiocrômico e o código Geant4.....	92
4.7.5.	Simulação de Monte Carlo do posicionamento de fonte de braquiterapia no colo do útero.....	93
4.7.6.	Curvas de isodoses da fonte de braquiterapia de Ir ¹⁹² no fantoma de voxels feminino da ICRP110.....	95
4.7.7.	Curvas de isodoses da fonte de braquiterapia de I ¹²⁵ no fantoma de voxels feminino da ICRP110.....	96
5.	CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO.....	99
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102
7.	ANEXOS.....	108

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 2.2-1 Fonte de Braquiterapia.....	9
Figura 2.7-1 Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos em braquiterapia.	17
Figura 2.11-1 Aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo do útero.	19
Figura 2.11-3. Aplicador ginecológico Fletcher.	20
Figura 2.11-2- Aplicadores sendo utilizados no tratamento da paciente.	20
Figura 2.11-4 Tratamento de próstata com fontes intersticiais permanentes.....	21
Figura 2.11-6. Afterloader Microselectron com fonte de ^{192}Ir	22
Figura 2.11-5 Aplicador do Hospital Universitário da UFRJ (HU-UFRJ) planejado para tratamento de Mama com fonte HDR.....	22
Figura 2.13.3-1 Diagrama de estruturas de categorias de classes do Geant4.....	30
Figura 2.13.4-1- Exemplo de um programa-fonte simples contendo a estrutura básica presente na maioria das simulações do Geant4.	32
Figura 2.13.6-1. Seção de choque.....	36
Figura 2.18-1. Fantasmas geométricos (estilizados) ADAM e EVA feitos no Geant4.	39
Figura 2.18-2. Voxel	40
Figura 2.18.1.1-1. Fantoma voxel_man [ZUBAL et al 1995].	41
Figura 2.18.1.2-1. Fantoma Zubal <i>Arms Down</i> . [ZUBAL, et al 1994]	42
Figura 2.18.2-1 Fantoma antropomórfico recomendado pela ICRP 110, masculino(esquerda) e feminino(direita).....	43
Figura 2.18.2.2-1 Fantoma feminino recomendado pela da ICRP110	46
Figura 2.18.3-1 Filme radiocrômico Galfchomic EBT(esquerda) e EBT2(direita).	47
Figura 2.18.3-2- Folhas de Filme Radiocrômico EBT2	48
Figura 2.19-1. Densitômetro Óptico.....	49
Figura 2.20-1 Escâner Epson Modelo 10000	50
Figura 3.1-1 - Fantoma Zubal completo (vox_tiss8) implementado a partir do código binário de identificação dos voxels (Gráfico construído em MATLAB).	51
Figura 3.1-2 - Modelagem da composição química do útero na ferramenta Geant4	52
Figura 3.1.1-1 - Irradiação do fantoma de voxel feminino da ICRP110.	55
Figura 3.3-1 - Fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR.	56
Figura 3.3-2 - Sistema irradiador <i>AfterLoading</i> com fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR produzido pela Nucletron.	56
Figura 3.4-1 - Fantoma cúbico de acrílico sendo tomografado.....	57
Figura 3.4-2 Sistema de planejamento Oncentra da clínica COI com os dados tomográficos do fantoma cúbico.	58
Figura 3.4-3. Modelagem do arranjo experimental com fantoma cúbico de acrílico no Geant4.....	58
Figura 3.5-1 Filmes radiocrômicos calibrados com o acelerador linear Trilogy Varian.	59
Figura 3.5-2 Geometria de Irradiação dos Filmes Radiocrômicos.....	59
Figura 3.5-3. Capas usadas para proteger os filmes radiocrômicos	60
Figura 3.6-1 Densitômetro óptico usado para a obtenção das densidades ópticas dos filmes.	60
Figura 3.7-1 Escâner Epson modelo 10000XL (esquerda) e Microtek (direita) modelo ArtixScan F1 9600TFU2B	62
Figura 3.9-1 - Fantoma cilíndrico.(A) Suporte de CD usado para guiar o cateter da fonte;(B) Filme radiocrômico; (C) Tampa do suporte para fechar o fantoma e fixar os elementos (D) e (E) Bolus simulando água sólida juntamente com o filme radiocrômico.	63
Figura 3.9-2. Modelagem do Fantoma cilíndrico no Geant4	63

Figura 3.10-1- Catéter Nucletron usado em tratamento de braquiterapia de esôfago no COI	64
Figura 3.10-2- Obtenção de curva de isodose da fonte de ¹⁹² Ir em filme radiocrômico	64
Figura 3.10-3 Sistema de Planejamento ONCENTRA, prescrição da dose no fantoma cilíndrico homogêneo.	65
Figura 3.11-1- Simulação do fantoma cilíndrico e obtenção das doses radiais.....	65
Figura 3.11-2 Bolus contendo ossos de aves e PVC para simular heterogeneidades de tecido mais denso e avaliar retroespalhamento da radiação na região.	66
Figura 3.12-1 - Anatomia do órgãos próximos ao Colo do Útero	67
Figura 3.13-1 - Rotina de verificação de energia depositada no órgão	69
Figura 3.14-1 Rotina no Geant4 para calcular a dose no voxel e construir as isodoses no plano da fonte	72
Figura 4.2-1 - Fantoma Zubal (vox_tiss8) no MCNPX	73
Figura 4.2-2 - Zubal Arms Down(ZAD) 3D(esquerda) e 2D(direita)	74
Figura 4.2-3 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões na geometria de irradiação LAT, com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons.	74
Figura 4.2-4 DCC em função da energia de fótons para os rins na geometria de irradiação LAT, com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons	75
Figura 4.2-5 - DCC em função da energia de fótons para o esôfago na geometria de irradiação LAT com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons	75
Figura 4.3-1 Fantasmas masculino e feminino recomendados pela ICRP110 implementados no Geant4.	76
Figura 4.3-2 Fantasmas recomendados pela ICRP 110 , feminino (esquerda) e masculino (direita) implementados no MCNPX e visualizados com software Moritz.	76
Figura 4.4-1. DCC em função da energia de fótons para os pulmões geometria de irradiação AP, do simulador masculino da ICRP110.....	77
Figura 4.4-2 -. DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação AP, do simulador masculino da ICRP110.....	78
Figura 4.4-3 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões geometria de irradiação PA, do simulador feminino da ICRP110.	79
Figura 4.4-4 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões, geometria de irradiação AP, do simulador feminino da ICRP110.....	79
Figura 4.4-5 – DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação PA, do simulador feminino da ICRP110.	80
Figura 4.4-6 – DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação AP, do simulador feminino da ICRP110.....	80
Figura 4.5-1 - Fonte de Braquiterapia microSelectron V2 modelada no Geant4.	81
Figura 4.5-2 Espectro de emissão da Fonte ¹⁹² Ir MicroSelectron V2 HDR.	82
Figura 4.5.1-1. Função de anisotropia F(0,25 cm; θ)	84
Figura 4.5.1-2. Função de anisotropia F(1,0 cm; θ)	84
Figura 4.5.1-3 Função de anisotropia F(10,0 cm; θ)	85
Figura 4.7.1-1 - Curva de calibração do filme radiocrômico usando acelerador linear Trilogy e obtida através da leitura dos filmes em densitômetro óptico.....	87
Figura 4.7.2-1 Curva de calibração do filme radiocrômico obtida com escâner marca Microtek usando feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy	89
Figura 4.7.2-2 Curva de calibração do filme radiocrômico obtida com escâner marca Epson e feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy	90
Figura 4.7.2-3 - Comparação entre calibrações realizadas com filme radiocrômico e escâner marca Epson. "Medida 1" realizada em 17/05/12 e "Medida 2" realizada em 22/09/12.....	91
Figura 4.7.3-1. Curvas contínuas de isodose obtidas com fonte de braquiterapia de ¹⁹² Ir Microselectron.....	91

Figura 4.7.4-1. Doses radiais obtidas com filme radiocrômico comparadas com as obtidas por simulação com o Geant4 e com o sistema de planejamento Oncentra da Nucletron planejada para uma dose de 6 Gy a 1 cm da fonte.	92
Figura 4.7.4-2 Doses radiais obtidas com filme radiocrômico comparadas com as obtidas por simulação com o Geant4 e com o sistema de planejamento Oncentra da Nucletron planejada para uma dose de 20 Gy a 1 cm da fonte	93
Figura 4.7.5-1. Doses Absorvidas normalizadas por fótons emitidos nos órgãos dos fantasmas femininos: FULL (completo), H2O (feito apenas de água), BONES (constituído por tecido ósseo e água)	94
Figura 4.7.6-1 Curva de Isodose da fonte de Ir ¹⁹² no fantoma feminino completo com toda heterogeneidade (<i>FULL</i>) conforme recomendação da ICRP110.....	95
Figura 4.7.6-2 Curva de Isodose da fonte de Ir ¹⁹² no fantoma constituído por água (<i>H2O</i>).....	96
Figura 4.7.6-3 Curva de Isodose da fonte de Ir ¹⁹² no fantoma constituído apenas por água e ossos (<i>BONES</i>)	96
Figura 4.7.7-1 Curva de Isodose da fonte de I ¹²⁵ no fantoma completo com toda heterogeneidade (<i>FULL</i>) recomendado pela ICRP110.....	97
Figura 4.7.7-2 Curva de Isodose da fonte de I ¹²⁵ no fantoma constituído de água (<i>H2O</i>)	97
Figura 4.7.7-3 Curva de Isodose da fonte de I ¹²⁵ no fantoma constituído por água e ossos (<i>BONES</i>)	98

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.6-1 - Valores médios para as fontes mais comumente utilizadas. Dados padrão do NIST (calibrados pela WAFAC) do S_k , para cada fabricante.....	16
Tabela 2.14.2.1-1 Características do fantoma masculino da ICRP 110.....	45
Tabela 2.14.2.2-1 Características do fantoma feminino da ICRP 110.....	46
Tabela 3.11-1 Dados da geometria dos anéis detectores modelados no Geant4.	66
Tabela 3.12-1 - Órgãos escolhidos para computar a dose do tratamento com a fonte de irídio.	68
Tabela 3.13-1 - Fantoma feminino completo recomendado pela ICRP110 - <i>FULL</i>	70
Tabela 3.13-2 - Fantoma feminino da ICRP110 constituído somente de água - <i>H2O</i>	70
Tabela 3.13-3 - Fantoma feminino da ICRP110 modificado para água e com descrição da densidade e composição de todos os ossos do corpo - <i>BONES</i>	71
Tabela 4.5.1-1 Constante de Taxa de Dose (Λ) obtida com Geant4 e MCNPX neste trabalho para Fonte de ^{192}Ir Braquiterapia MicroSelectron V2 comparada com literatura.	83
Tabela 4.6-1 Comparação entre os valores de kerma obtidos por simulação de Monte Carlo (Geant4 e MCNPX) e os determinados experimentalmente com TLD.....	85
Tabela 4.7.1-1 - D.O.L. <i>versus</i> dose e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômico EBT2 obtidos usando feixe de 6MV do acelerador linear Trilogy.....	87
Tabela 4.7.2-1 D.O.L. <i>versus</i> dose obtidos com escâner Microtek e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômicos	88
Tabela 4.7.2-2 Curva D.O.L. <i>versus</i> dose obtida com escâner Epson e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômicos	89

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

Atualmente existem diversos métodos de tratamentos para o câncer, entre os métodos mais eficazes está a radioterapia, onde radiação ionizante é usada para atingir o volume tumoral. A radioterapia é dividida em teleterapia (feixes externos de radiação são apontados para a região onde se localiza o tumor) e braquiterapia (pequenas fontes seladas ou sementes radioativas são colocadas próximas ou implantadas de forma cirúrgica no tumor).[KHAN 2003].

A braquiterapia como método de tratamento de câncer evoluiu principalmente nos últimos 50 anos [WILLIAMSON, et al 2006], sendo usada a mais de 100 anos, desde que Marie e Pierre Curie em 1898 fizeram a descoberta do rádio (^{226}Ra) e iniciaram-se as primeiras formas de uso de radiação ionizante para fins medicinais, incluindo a profilaxia de câncer.

Segundo [ESTEVES et al 2004] a braquiterapia de alta taxa de dose (*High Dose Rate* - HDR) foi introduzida no Brasil em janeiro de 1991. Desde então, houve uma mudança significativa na abordagem de neoplasias malignas em relação às vantagens do novo método. Nos primeiros 10 anos, o Brasil tratou em 31 serviços, 26.436 pacientes com braquiterapia, sendo mais de 50 % pacientes portadoras de câncer de cólo de útero.

Os primeiros tratamentos da técnica denominada braquiterapia eram feitos intersticialmente com um tubo contendo ^{226}Ra , onde eram planejados em função do número de miligramas-horas. Os efeitos estudados incluíram necroses em tecidos animais, escurecimento de manteiga e eritema na pele humana. Atualmente existem sistemas de planejamento computadorizados quase que automatizando todo o processo, sistemas de entrega remota das fontes ao tumor por mecanismo robótico (*afterloading*), sem necessidade da equipe hospitalar ser exposta à radiação. Pesquisas atuais se dão no intuito de reduzir as incertezas do tratamento, uma vez que dosimetrias *in-vivo* tornaram-se práticas pouco comuns, durante o tratamento, para checar possíveis variáveis que aumentam as incertezas na entrega da dose ao volume alvo, contribuindo para um valor de dose entregue maior ou menor ao tecido afetado e, por vezes, o aumento indesejado da dose em tecidos circunvizinhos. [WILLIAMSON, et al 2006]

Encontram-se na literatura diversos modelos de geometrias de fontes de

braquiterapia, e estudos sobre a distribuição de dose ao redor destas fontes, onde são obtidos diversos parâmetros dosimétricos por simulação de Monte Carlo, bem como também, experimentalmente com uso de TLD, filmes radiocrômicos, dosímetros Fricks, geis, mosfet. [ROGER et al 2008, Data-Base]

Alguns autores buscaram resultados com softwares de planejamento 2D e simulação do tratamento avaliando as doses nos órgãos tratados e os tecidos vizinhos, definindo curvas de isodose em formato de pêra, por exemplo, que são obtidas baseadas em radiografias das seções onde o aplicador ginecológico é inserido para tratamentos de colo de útero e ovário. [SILVA, 2010].

Sistemas de planejamento como o PLATO BS utilizam o protocolo desenvolvido pelo grupo de Trabalho "*Task Group*" N°43 (TG-43) da Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM) para o cálculo de dose, no entanto, não consideram qualquer tipo de heterogeneidade de tecido (diferenças de seção de choque de espalhamento e absorção de diferentes materiais tais como: músculos, gordura, gases, líquidos e ossos), bem como diferenças anatômicas no corpo dos pacientes [LOWELL, et al 1986].

Na [ICRU 24, 1976] a Comissão Internacional recomenda que o desvio total entre a dose prescrita (dose planejada nos sistemas de planejamento) e a dose entregue no tumor seja menor que 5%. No entanto muitas das formas de se avaliar a dosimetria já tem intrínsecas ao método 10% de incerteza, mesmo sendo feita por métodos experimentais e teóricos. E, ainda, são encontrados na literatura valores com diferenças entre as doses planejadas e entregues maiores que as de 5% de erro do sistema de planejamento contrariando as recomendações da ICRU.

Trabalhos recentes [FONSECA e YORIYAZ, 2011] tentaram avaliar a dose de forma a validar os sistemas de planejamentos bem como simular tratamentos em fantasmas de voxels, pois estes são a forma de geometria mais realística disponível. [DEWITT et al 2005]

O sistema de planejamento tridimensional [NUCLETRON R&D, 2001], instrumento recente no mercado [ONCENTRA 2014], reduz as incertezas das doses administradas no tratamento, pois faz uso das imagens tomográficas do paciente a ser tratado e garante uma confiabilidade da geometria e do posicionamento dos aplicadores ginecológicos, que agora são feitos em fibra de vidro para evitar artefatos e distorções em tomografias, e certificar correto posicionamento do catéter. No entanto, estes sistemas ainda não simulam o tratamento, apenas fornecem o melhor posicionamento para se atingir valores de doses em volumes alvos pré-definidos pelo usuário

[ZUOFENG, et al 1998]. Estes programas fazem uso de equações matemáticas que definem a dose de forma semi-empírica e não de banco de dados ou informações de simulação de Monte Carlo.

Neste presente trabalho de tese simulações foram realizadas com o código de Monte Carlo Geant4, visando validar a modelagem computacional da fonte de braquiterapia ^{192}Ir MicroSelectron HDR Nucletron e dos fantomas adultos masculino e feminino e voxels, bem como a simulação por método de Monte Carlo do transporte da radiação pela matéria simulando a radiação ionizante liberada pela fonte de braquiterapia e a deposição da energia desta radiação em órgãos do corpo humano durante o tratamento [MARTINS et al 2011a, 2011b, 2013].

A primeira dessas simulações foi a validação da modelagem no código Geant4 dos simuladores antropomórficos masculino e feminino em voxel, que reproduzem fielmente a geometria dos órgãos humanos. Essa validação foi realizada por obtenção de curvas de coeficientes de conversão de kerma no ar em dose absorvida no órgão [MARTINS, et al 2009, 2010] e posterior comparação entre dados de códigos diferentes tais como MCNPX [BRIESMEISTER, et al 2001], FLUKA [FERRARI, et al 2005], VMC [HUNT et al 2004] etc). Também foram comparados com dados recentes da publicação [ICRP110] e apresentam boa concordância [MARTINS, et al 2013].

Na segunda etapa das simulações foi realizada a validação da geometria da fonte de braquiterapia MicroSelectron HDR V2 no código de Monte Carlo Geant4 [MARTINS et al 2011b]. Esta etapa de avaliação foi realizada através de comparação de parâmetros dosimétricos, tais como: espectro de emissão, constante de taxa de dose e função de anisotropia.

A etapa de validação experimental deste trabalho buscou a validação com filme radiocrômico calibrado [WERNER e MARTINS, 2013] para um tratamento simples realizado com um fantoma de água sólida feito de bolus (gelatina), que após ser tomografado e importado para o sistema de planejamento de tratamento (TPS) pôde ser irradiado com a fonte de braquiterapia Ir^{192} MicroSelectron HDR Nucletron e comparado com os resultados da simulação de Monte Carlo desta geometria cilíndrica simples.

Por fim este trabalho permite simular com confiança a distribuição da dose de radiação da fonte de braquiterapia de Ir^{192} HDR, semelhante a um tratamento real de uma paciente submetida a braquiterapia em qualquer parte do corpo, com os códigos e modelos já validados incluindo o fantoma recomendado pela ICRP110 adulto masculino e feminino em voxel, para estudo das doses nos órgãos tratados e volumes vizinhos.

Esta tese volta-se para uma pesquisa de melhorias do tratamento de câncer de colo de útero por braquiterapia objetivando aliar a simulação computacional ao sistema de planejamento usado por Físicos Médicos para garantir a entrega das doses prescritas por oncologistas, para os volumes tumorais, bem como a preservação máxima de órgãos adjacentes e tecidos circunvizinhos mais radiosensíveis.

Neste trabalho toda etapa que faz uso de simulação preve a validação da técnica proposta, permitindo correções do código, redução das incertezas associadas e propagação de erros inerentes a simulação da geometria, espectro de emissão, bem como erros de programação etc.

As aplicações do código de Monte Carlo Geant4 [AGOSTINELLI et al 2003], de distribuição gratuita pelo CERN (*Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*), ocorrem de forma satisfatória no âmbito de simulações em física médica, isto porque inicialmente este simulador foi escrito para Física de Altas Energias e de Detectores, mas vem aumentando significativamente o número de usuários em Física Médica.

O objetivo principal deste trabalho é avaliar a dosimetria dos tratamentos de braquiterapia, validando os sistemas de planejamento de tratamento 3D e a simulação com o código de Monte Carlo Geant4 em tratamento de braquiterapia ginecológica. Esta validação inclui uma etapa experimental e comparações das medidas de dose com filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes (TLD).

Destaca-se a contribuição em avanços no âmbito de eficácia terapêutica da técnica de braquiterapia, pois uma vez que a dose prescrita pelo médico é entregue de forma precisa ao tumor que está sendo tratado, contribui para que a probabilidade de cura aumente e a possibilidade de reincidência do câncer diminui bem como a possibilidade de surgimento de um tumor radioinduzido nos órgãos circunvizinhos.

1.1. Objetivos específicos

- Implementar e validar a modelagem de simuladores antropomórficos de voxels adultos masculino e feminino com o código de Monte Carlo Geant4.
- Validar a modelagem da geometria da fonte de braquiterapia ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR com o código de Geant4.
- Estabelecer parâmetros para controle de qualidade do sistema de planejamento de tratamento de braquiterapia 3D Oncentra do fabricante Nucletron por comparação a simulações de Monte Carlo modeladas com o código Geant4 e resultados experimentais com filmes radiocrômicos
- Propor um sistema de planejamento que faça uso da técnica de simulação de emissão de fótons da fonte de braquiterapia em fantomas de voxels usando a ferramenta de Monte Carlo Geant4, para simular tratamentos de câncer.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.Câncer

De acordo com estimativas mundiais do projeto Globocan 2012, da Agência Internacional para Pesquisa em Câncer (IARC, do inglês *International Agency for Research on Cancer*), da Organização Mundial da Saúde (OMS), houve 14,1 milhões de casos novos de câncer e um total de 8,2 milhões de mortes por câncer, em todo o mundo, em 2012. O número de pessoas com câncer continuará aumentando nos países em desenvolvimento e crescerá ainda mais em países desenvolvidos se medidas preventivas não forem amplamente aplicadas. Nesses, os tipos de câncer mais frequentes na população masculina foram próstata, pulmão e cólon e reto; e mama, cólon e reto e pulmão entre as mulheres. Nos países em desenvolvimento, os três cânceres mais frequentes em homens foram pulmão, estômago e fígado; e mama, colo do útero e pulmão nas mulheres.

Em 2030, a carga global de 21,4 milhões de casos novos de câncer e 13,2 milhões de mortes por câncer, em consequência do crescimento e do envelhecimento da população, bem como da redução na mortalidade infantil e nas mortes por doenças infecciosas em países em desenvolvimento. [INCA 2014]

É com base nas informações de 23 Registros de Câncer de Base Populacional (RCBP), alimentados por uma rede de 282 Registros Hospitalares de Câncer (RHC), que se consolida o sistema de morbidade por câncer – com informações oportunas e de qualidade (padronizadas, atualizadas e representativas da população brasileira). A esse sistema, agrega-se o Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM) para a elaboração da estimativa de 19 tipos de câncer, apresentada para o território nacional, estados e capitais, por gênero.

No Brasil, a estimativa para o ano de 2014, que será válida também para o ano de 2015, aponta para a ocorrência de aproximadamente 576 mil casos novos de câncer, incluindo os casos de pele não melanoma, reforçando a magnitude do problema do câncer no país. O câncer de pele do tipo não melanoma (182 mil casos novos) será o mais incidente na população brasileira, seguido pelos tumores de próstata (69 mil), mama feminina (57 mil), cólon e reto (33 mil), pulmão (27 mil), estômago (20 mil) e

colo do útero (15 mil). [INCA 2014].

Sem considerar os casos de câncer de pele não melanoma, estimam-se 395 mil casos novos de câncer, 204 mil para o sexo masculino e 190 mil para sexo feminino. Em homens, os tipos mais incidentes serão os cânceres de próstata, pulmão, cólon e reto, estômago e cavidade oral; e, nas mulheres, os de mama, cólon e reto, colo do útero, pulmão e glândula tireoide.

As causas de câncer são variadas, podendo ser externas ou internas ao organismo, estando ambas inter-relacionadas. “As causas externas relacionam-se ao meio ambiente e aos hábitos ou costumes próprios de um ambiente social e cultural. As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas, estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas. Esses fatores causais podem interagir de várias formas, aumentando a probabilidade de transformações malignas nas células normais.

Cerca de 80% dos cânceres estão associados a fatores ambientais. Alguns deles são bem conhecidos: o cigarro pode causar câncer de pulmão, a exposição excessiva ao sol pode causar câncer de pele, e alguns vírus no caso de leucemia e HPV papiloma vírus humano que está presente em 94% dos casos de câncer do colo do útero [FOCCHI, et al 2000].

O câncer de colo do útero, também chamado de cervical, demora muitos anos para se desenvolver. As alterações das células que podem desencadear o câncer são descobertas facilmente no exame preventivo (conhecido também como Papanicolaou), por isso é importante a sua realização periódica. A principal alteração que pode levar a esse tipo de câncer é a infecção pelo papilomavírus humano, o HPV, com alguns subtipos de alto risco e relacionados a tumores malignos.

É o segundo tumor mais freqüente na população feminina, atrás apenas do câncer de mama, e a quarta causa de morte de mulheres por câncer no Brasil. Por ano, faz 4.800 vítimas fatais e apresenta 18.430 novos casos. [INCA 2014]

Os tratamentos mais comuns para o câncer do colo do útero são a cirurgia e a radioterapia. O tipo de tratamento dependerá do estadiamento da doença, tamanho do tumor e fatores pessoais, como idade e desejo de ter filhos. Dependendo do tamanho do tumor a radioterapia pode ser recomendada e nesse caso existe ainda a escolha entre a teleterapia ou braquiterapia.

Na teleterapia também conhecida como Radioterapia de Raios Externos EBRT (*External Beam Radiotherapy*) as células tumorais são atingidas por um feixe de radiação provenientes de um acelerador linear ou de uma fonte de cobalto ou céσιο, esta

radiação incide de forma plana no corpo do paciente penetrando a pele e atingindo a região a ser tratada. A desvantagem desta técnica é que os órgãos vizinhos são afetados e o planejamento deve ser muito bem revisado para que alguns órgãos não recebam doses que possam provocar um dano ao metabolismo ou até mesmo um câncer radioinduzido. Isso ocorre porque tanto a célula tumoral quanto a célula sadia, ao serem irradiadas passam por um processo semelhante, no entanto a célula tumoral que possui maior estágio metabólico de divisão celular é mais radiosensível. Todas as células que são danificadas pela radiação ionizante diretamente ou por radicais livres produzidos pela irradiação do meio podem: entrar em apoptose, que é uma espécie de suicídio celular programado; podem ser reparadas por proteínas como a P53, e voltarem ao estado normal, porém se este reparo não ocorre de maneira eficiente ou a célula não sofre apoptose ela pode dar origem também a um câncer, como dito anteriormente radioinduzido pela mesma radiação que se propõem a fazer o tratamento e eliminar o tumor cancerígeno [LINDOSO, et al 2007]

Outra forma de tratamento radioterápico é a braquiterapia. *Brachytherapy* é uma palavra que herda o radical grego (brachys) e quer dizer “junto” ou “próximo”, referindo-se à técnica de radioterapia na qual uma fonte de radiação encapsulada é disposta no interior ou próxima ao tumor, conseqüentemente afetando ao mínimo os órgãos mais próximos e preservando os mais distantes da área do implante. Dessa forma a dose entregue ao volume a ser tratado é maximizada e minimiza-se as doses nos volumes vizinhos e reduzindo a chance do surgimento de um câncer radioinduzido.

2.2.Braquiterapia

A braquiterapia também conhecida como radioterapia interna, radioterapia de fonte selada (Figura 2.2-1), curieterapia ou endocurieterapia é utilizada normalmente como tratamento eficaz contra câncer do colo do útero, da próstata, da mama e da pele, podendo também ser utilizada no tratamento de tumores em diversas outras áreas do corpo. A braquiterapia pode ser utilizada independentemente ou em combinação com outras terapêuticas, como a cirurgia, Radioterapia de Raios Externos (EBRT) e Quimioterapia.



Figura 2.2-1 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*) e LDR (*Low Dose Rate*). Na braquiterapia HDR, o material radioativo 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 do material radioativo 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 catéter, para liberar altas doses de radiação, por um curto período. Existe também a braquiterapia intersticial (em meio ao tecido), em que o material radioativo é introduzido na área comprometida pela doença.

2.2.1. 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 (^{226}Ra) por Marie e Pierre Curie em 1898 [WILLIAMSON, 2006]. O ^{226}Ra é um isótopo radioativo natural da série do Urânio e seu principal nuclídeo filho é o radônio (^{222}Rn), 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 desenvolvido empiricamente pela geometria dos aplicadores. A inadequação desta metodologia foi reconhecida na década de 20 por físicos, 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 supor a fonte de radio como uma coleção de fontes pontuais e calcular o número de miligrama-hora requeridas 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 a distância de um único tubo de radio o qual certos efeitos foram observados, em função do número de miligramas-horas. Os efeitos incluíram necroses em tecidos animais, escurecimento de manteiga e eritema na pele humana.

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 calculadas 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[WILLIAMSON, 2006].

2.2.2. 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 que 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 nesse 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*” .

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 et al 1963] e é agora caracterizada por inúmeras técnicas refinadas e inovações tais como:

- a) o uso de radionuclídeos produzidos em reatores nucleares com energias de fótons mais baixas que as do rádio-226;
- b) “*afterloading*” das fontes (carregadores remotos) ;
- 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 ^{226}Ra em tratamentos de braquiterapia. O ^{137}Cs e, mais recentemente, o ^{192}Ir tornaram-se populares em tratamentos da cavidade uterina e vagina, enquanto ^{125}I , ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{103}Pa entre outros, estão disponíveis para implantes em tecidos, tais como, próstata, mama, cérebro e outros.

Devido ao ^{125}I produzir fótons de baixa energia (27 a 35 keV) 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 deste e dos outros radionuclídeos, variando de 2,7 dias a 30 anos, em contraste com os 1622 anos do rádio, tornam estes mais atrativos para o tratamento. Além do 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 ^{192}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 reside na deliberação 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 [ROGER, *et al* 2008] em braquiterapia têm sido direcionados ao estudo das distribuições de dose ao redor das fontes de braquiterapia. Paralelamente ao trabalho experimental, segundo a Associação Americana de Físicos em Medicina AAPM TG – 43, é importante aprimorar também os métodos de simulação em Monte Carlo destas fontes e seu comportamento em meio as 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.

2.3. O Formalismo Dosimétrico Usado: AAPM TG – 43

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*, [NATH, *et al* 1995], é baseado em medidas de um número de grandezas físicas inter-relacionadas. Este protocolo foi revisado em março de 2004 pelo Task Group 8446, [RIVARD *et al* 2004] porém continua sendo referido na literatura e conhecido pelos médicos por TG-43, ou TG-43U.

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

2.4. Kerma

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.

Kerma (K) (Equação 1.1) pode ser definido como o somatório das energias cinéticas iniciais (dE_{tr}) de todas as partículas carregadas liberadas por radiação ionizante não carregada (fótons e nêutrons), que incidem num material (tecido, ar, água, etc) dividido pela massa (dm) deste material.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.1)$$

Sua unidade é o gray (1 Gy = 1 J/kg) .

A palavra “Kerma” (*kinetic energy released per unit mass*) pode ser traduzida como energia cinética perdida por unidade de massa .

Em cálculos dosimétricos, o kerma (K) (Equação 1.2), é usualmente expresso em termos da distribuição, ΦE , de fluência de energia das partículas não carregadas.

$$K = \int \Phi_E E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE \quad (1.2)$$

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 se considera que exista equilíbrio eletrônico de partículas carregadas e que não exista perda radioativa. Pois a real diferença entre kerma e dose absorvida, é que a dose depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma, depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização. Porém em alguns casos quando :

- a composição atômica do meio é homogênea;
- a densidade do meio é homogênea;
- existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante;
- não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos;

define-se que existe o equilíbrio eletrônico de partículas carregadas e que a dose absorvida é igual ao kerma.

2.5. Intensidade de Kerma no Ar (Air-kerma strength, SK)

Intensidade de kerma no ar (S_k) é definida, como o produto da taxa de kerma no ar, $\dot{K}_{ar}(d)$, a uma distância d medida ao longo do eixo transversal da fonte partindo do centro da fonte, pelo quadrado da distância d , no vácuo (Equação 1.3).

$$S_k = \dot{K}_{ar}(d) \times d^2 \quad (1.3)$$

Unidade: $\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1 \text{ U}$.

Seu valor numérico é idêntico à taxa referência de kerma no ar (*Reference Air Kerma Rate*, ou AKR).

A distância de medida deve ser grande o bastante para que a fonte possa ser tratada como puntiforme, 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 independentemente 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 (um) metro [RIVARD, et al 2004].

Como observado 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 paredes, piso, teto, mesa, entre outros.

2.6. Constante de Taxa de Dose (Λ)

A constante de taxa de dose (Λ) 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 (Λ) 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 TG43U [RIVARD et al 2004] recomenda que a água líquida seja aceita como meio de referência. Logo, para a determinação do valor de Λ , a fonte física (maior que uma fonte puntiforme idealizada) será posicionada e a medida será efetuada a 1 cm de distância ao longo do eixo transversal relativo ao centro geométrico da fonte. Matematicamente, a constante de taxa de dose, Λ , (Equação 1.4) é definida pela razão da taxa de dose (\dot{D}) na posição de referência, $\vec{P}(r_o, \theta_o)$, e S_k . Sua unidade é: $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_o, \theta_o)}{S_k} \quad (1.4)$$

A constante de taxa de dose, Λ , 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 .

O *National Institute of Standards and Technology* (NIST) usou a *Wide-Angle Free-Air Chamber* ou WAFAC, uma câmara a vácuo para determinar S_k , 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 2.6.1 são apresentados os valores médios para as fontes mais comumente utilizadas.

Tabela 2.6-1 - Valores médios para as fontes mais comumente utilizadas. Dados padrão do NIST (calibrados pela WAFAC) do S_k , para cada fabricante.

Fabricante e Tipo de fonte	Radionucléido	Data de referência usada pelo NIST	Constante de Taxa de Dose (cGy h ⁻¹ U ⁻¹)
Amersham 6702	¹²⁵ I	15 de Abril de 1998	1,036
Amersham 6711	¹²⁵ I	15 de Abril de 1998	0,965
Best Industries 2301	¹²⁵ I	18 de agosto de 2000	1,018
NASI MED3631 - A/M	¹²⁵ I	30 de Junho de 2001	1,036
Bebig /Theragenics I21.S06	¹²⁵ I	27 de Janeiro de 2001	1,012
Imagyn IS-12501	¹²⁵ I	21 de Outubro de 2000	0,94
Theragenics 200	¹⁰³ Pd	8 de julho de 2000	0,686
NASI MED 3633	¹⁰³ Pd	23 de abril de 2001	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 (Equação 1.4).

2.7. Função de Geometria - $G(r, \theta)$

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:

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \left[\frac{\rho(r') dV'}{|r'-r|^2} \right]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (1.5)$$

A função de geometria (Equação 1.5) 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 (Equação 1.6),

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad (1.6)$$

e o que faz uma aproximação para fonte linear (Equação 1.7),

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{se } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{se } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (1.7)$$

que são definidos pela geometria descrita na Figura 2.7-1.

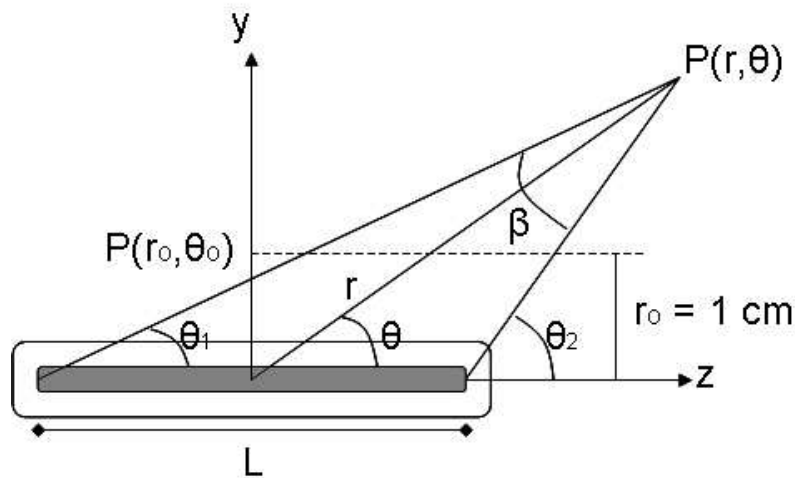


Figura 2.7-1 Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos em braquiterapia.

Onde β 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, θ o ângulo polar especificando o ponto de interesse $P(r, \theta)$, relativamente ao eixo longitudinal da fonte. O ângulo de referência θ_0 , define o plano transversal da fonte, valendo $\pi/2$.

2.8. Função Radial de Dose

A função radial de dose, $g_x(r, \theta)$, leva em conta o decréscimo da dose no plano transversal, considerando os fótons espalhados e atenuados no meio e excluindo a componente da função geométrica (Equação 1.8). A função é definida por,

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_X(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_X(r, \theta_0)} \quad (1.8)$$

Onde $r_0 = 1$ cm e $\theta_0 = \pi/2$ o X subscrito indica a possibilidade do uso da aproximação de fonte puntiforme como também a de fonte linear [TG-43].

2.9. Função de Anisotropia

A função de anisotropia $F(r, \theta)$ descreve a variação da dose como função do ângulo polar, (θ) , relativo ao plano transversal, ou seja, $\theta = 90^\circ$ (Equação 1.9).

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (1.9)$$

2.10. Taxa de dose

A equação geral para a taxa de doses utilizada no cálculo dosimétrico em braquiterapia com sementes implantáveis é, [RIVARD, et al 2004]

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1.10)$$

Onde $\dot{D}(r, \theta)$ é a taxa de dose no ponto de interesse (Figura 2.7-1).

2.11.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 a precisão desejada (1 por cento de incerteza na dose em volumes da ordem 1 mm^3) e a 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 2.11-1 são observados alguns modelos de aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo de útero, 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 2.11-1 Aplicadores ginecológicos utilizados em braquiterapia de útero e colo do útero.

Estes aplicadores são introduzidos na paciente Figura 2.11-2 e deixados pelo tempo necessário para atingir a dose prescrita pelo planejamento do tratamento. Após o

tratamento, as fontes são removidas.

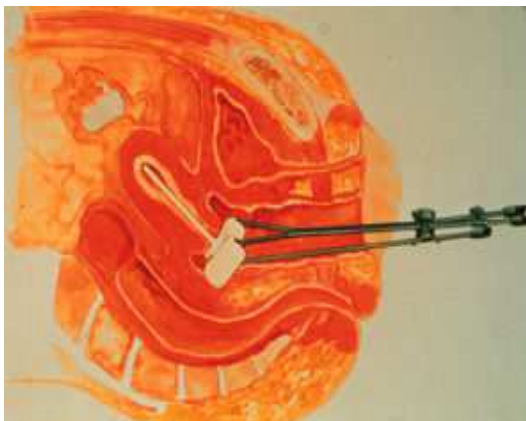


Figura 2.11-2- Aplicadores sendo utilizados no tratamento da paciente.

O aplicador conhecido como “Fletcher”(o primeiro na Figura 2.11-1) pode ser visto isoladamente na Figura 2.11-3 foi criado em 1953, e ainda é utilizado para tratamentos ginecológicos. [WILLIANSO, 2006].



Figura 2.11-3. Aplicador ginecológico Fletcher.

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. Este 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.

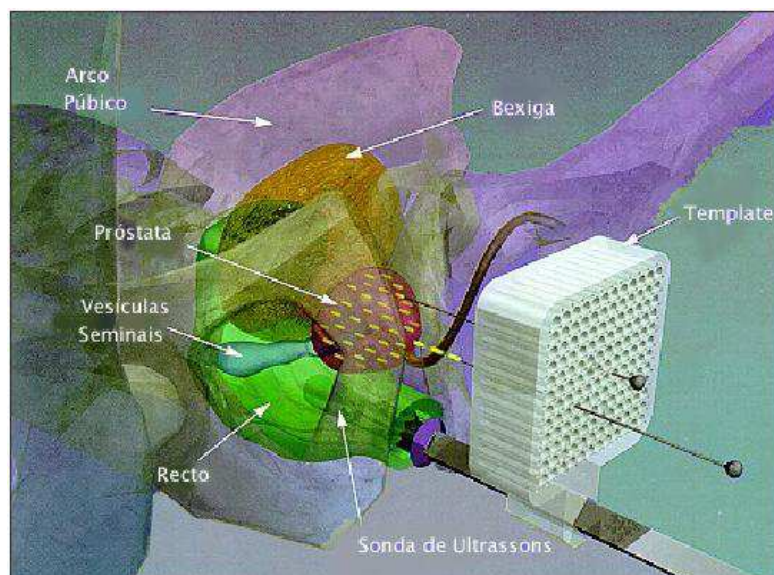


Figura 2.11-4 Tratamento de próstata com fontes intersticiais permanentes.

A Sonda de Ultrassons ou TRUS “*Transretal Ultrasound*” vista na Figura 2.11-4 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 um dia associada a um padrão favorável de complicações do tecido normal resultou no crescimento exponencial desta modalidade. O número de procedimentos 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. [WILLIANSO, 1950].

A Braquiterapia de altas taxas de dose (HDR) se torna cada vez mais comum. Esta modalidade faz uso de uma única fonte e seu planejamento é feito empregando 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 catéteres (Figura 2.11-5) que anteriormente ao tratamento são posicionados pela equipe medica no paciente, em seguida a mesma deixa o recinto que é blindado e controla o equipamento remotamente.



Figura 2.11-5 Aplicador do Hospital Universitário da UFRJ (HU-UFRJ) planejado para tratamento de Mama com fonte HDR.

O equipamento de *afterloader* (HDR) Microselectron na Figura 2.11-6 mostra um catéter introduzido pelo nariz até o pulmão do paciente, onde irá passar uma fonte de irídio 192 e após o tempo planejado de tratamento será recolhida novamente para a caixa blindada de forma automática.



Figura 2.11-6. Afterloader Microselectron com fonte de ^{192}Ir

2.12. A dosimetria e planejamento da dose a ser entregue

Em 1986 o ICWG (*Interstitial Collaborative Working Group*), formado por pesquisadores do *Memorial Sloan-Kettering Institute*, da Universidade de Yale e da Universidade da Califórnia, São Francisco, desenvolveu procedimentos que utilizavam pastilhas e cápsulas de pó de TLD embebidos em simuladores (fantomas) de água sólida 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 TLD veio a ser aceita como a mais confiável abordagem experimental já validada em braquiterapia e os seus resultados são largamente utilizados como base para cálculo de doses no contexto clínico [WILLIAMSON, 2006].

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, só recentemente técnicas de Monte Carlo foram empregadas para problemas geométricos mais complexos em braquiterapia.

Comparações entre as medidas com TLD 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 TLD no eixo transversal são da ordem de 7,9% (a 1 cm) e 9,5 % (a 5 cm) [WILLIAMSON, 2006]. As incertezas dominantes são:

- a) baixa reprodutibilidade de repetidas leituras dos TLD;
- b) incertezas nas correções para a resposta relativa em energia ;
- c) incertezas na conversão dos dados do simulador sólido para o líquido.

Esta última incerteza pode ser eliminada com o uso de simuladores com materiais de composição química mais detalhada. Com a utilização de dados meticulosos de seções de choque para interação de fótons, taxas de dose avaliadas apenas por simulações que envolvem métodos de Monte Carlo tem incertezas de 2,5% a 5%, e provavelmente menores para fontes de energias mais altas [WILLIAMSON, 2006].

Devido ao fato de que a dosimetria por Monte Carlo está sujeita a erros sistemáticos potencialmente grandes e imprevisíveis (erros de implementação do padrão $S_{K,N99}$ ”, padrão primário do NIST para o *Air-kerma Strength*”, presença de radionuclídeos contaminantes etc.), continuam sendo indicadas 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 TLD. 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 melhores validados para dosimetria relativa e absoluta

nos sistemas de detectores multidimensionais [PALMER, et al 2013].

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 e o tempo de parada no caso HDR. 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 [RIVARD, et al. 2004]

2.13. 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 [BALLESTER, 2001, GUATELLI et al 2005, BRUNENGO, et. al 2001]. Esse método tem sido utilizado há bastante tempo como forma de obter aproximações numéricas de funções complexas.

Pelo fato das 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 famoso cassino localizado em Mônaco conhecida como a capital dos jogos de azar [GOLDREICH e MICALI, 1986].

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. 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 [GOLDREICH e MICALI, 1986].

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 acionado 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 diretamente da semente utilizada. 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 a 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.

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 kerma, 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. [ZAIDI e SGOUROS 2003; YORIYAZ, 2009].

Técnicas de Monte Carlo sempre foram entendidas como uma maneira precisa de estimar a dose de radiação depositada em um volume, na radioterapia essa tarefa é de

extrema importância pois as distribuições de dose nos volumes tumorais e regiões vizinhas precisam ser conhecidas para um bom planejamento e eficácia do tratamento dos pacientes. No entanto, o tempo necessário para os cálculos foi considerado proibitivo no passado.

Atualmente, com o poder de computação, a diminuição dos custos por equipamento e o tempo de simulação, torna-se cada vez mais viável a utilização do método de Monte Carlo para o planejamento de tratamentos radioterápicos.

A partir da utilização do conceito de *clusters* (conjunto de computadores com processamento paralelo) bem como algumas técnicas de redução de variâncias, existe a possibilidade a redução do tempo da simulação e a prática do planejamento do tratamento até mesmo em um hospital. São exemplos os códigos de Monte Carlo já validados e aplicados a transporte da radiação em radioterapia, Geant4 [AGOSTINELLI et al 2003], EGSnrc [KAWRAKOW, et al 2010], MCNP [BRIESMEISTER, et al 2000] e PENELOPE [SEMPAU, et al 1995], etc.

2.13.1. O Geant4

O Geant4 (*GEometry and Tracking*) [AGOSTINELLI, et al 2003] 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 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) [KRAMER, et al 1982]. 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 óticas, como dito anteriormente. Ele encontra-se 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) [CLHEP 2012], 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) [STL, 2012], que está presente nas distribuições mais comuns dos compiladores de C++.

2.13.2. 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 2.13.3-1) 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.

2.13.3. Descrição das principais categorias de classes do Geant4

As principais categorias de classes do Geant4 são:

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

Particle – permite descrever as características da(s) partícula(s) simuladas.

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

Geometry – fornece os mecanismos para descrever a geometria dos componentes da simulação por onde tráfegarão as partículas da simulação.

Track – é a categoria que contém os percursos (*tracks*) e o passo (*step*) da partícula,

usados pelos processos (processes) .

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

Tracking – 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*).

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

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

Readout – permite a manipulação do “*pile-up*” (empilhamento)

Intercom – 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 *Interfaces*, *Visualization* e *Persistency*.

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.

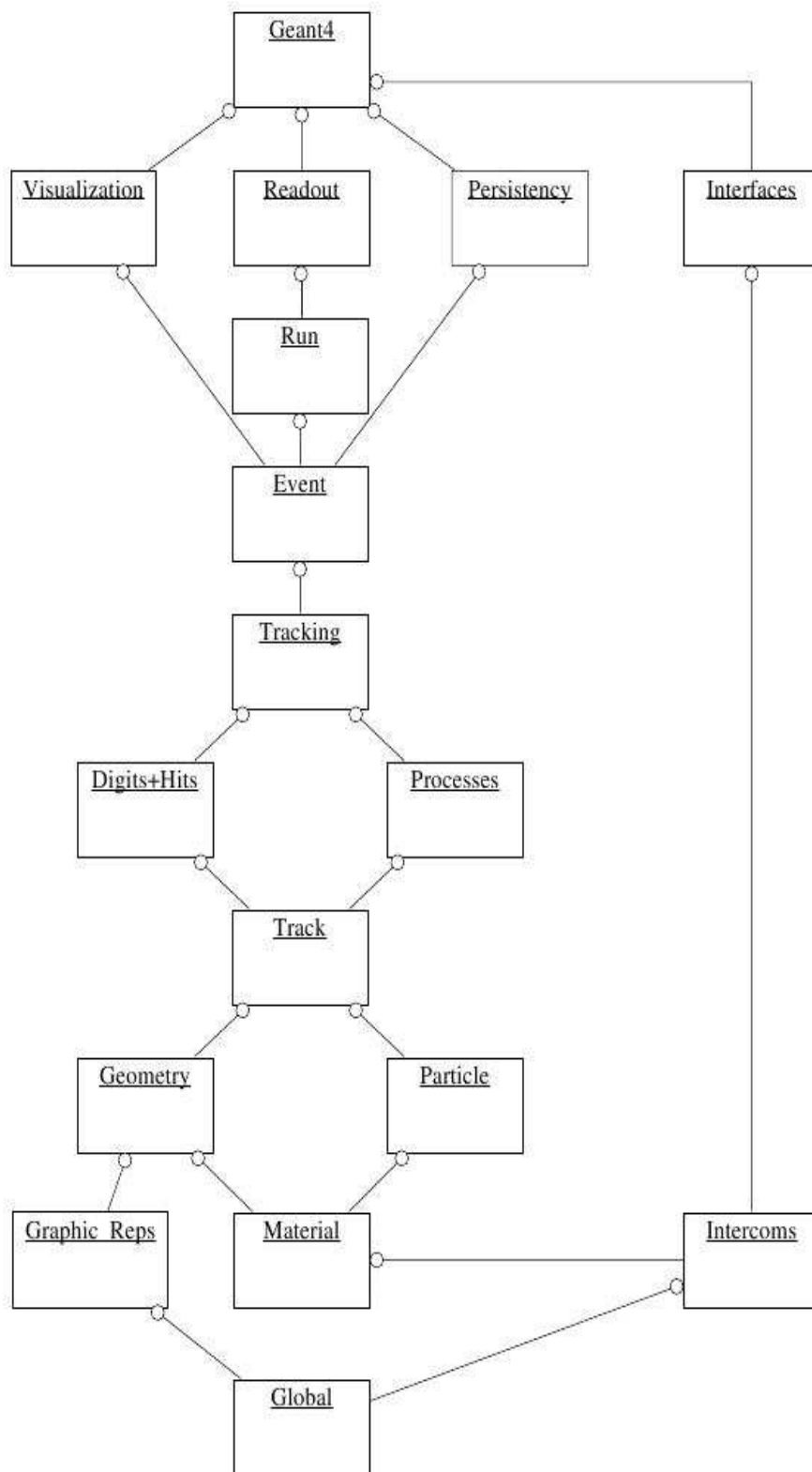


Figura 2.13.3-1 Diagrama de estruturas de categorias de classes do Geant4

2.13.4. Simulando com o Geant4

Em uma simulação construída com o Geant4, é fundamental o usuário escrever 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 2.13.4-1 é mostrado um exemplo simples de um programa-fonte-principal. Nota-se nas linhas 1-15 (da Figura 2.13.4-1), a presença do caractere “#”. Este símbolo sinalizando 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.

```

1. #include "G4RunManager.hh"
2. #include "G4UImanager.hh"
3. #include "G4UItterminal.hh"
4. #include "G4UItcsh.hh"
5. #include "DetectorConstruction.hh" // -----> ///////////////////////////////////////////////////////////////////
6. #include "PhysicsList.hh" // -----> // Definidos pelo usuário
7. #include "PrimaryGeneratorAction.hh" // -----> ///////////////////////////////////////////////////////////////////
8. #include "RunAction.hh" //-----> // Classe Opcional
9. #include "SteppingAction.hh" //-----> // Classe Opcional
10. #ifdef G4VIS_USE
11. #include "G4VisExecutive.hh" // Visualização
12. #endif
13. #ifdef G4ANALYSIS_USE
14. #include "RemSimAnalysisManager.hh" // Ferramenta de análise estatística
15. #endif
16.
17. int main(int argc, char** argv)
18. {
19. G4RunManager* runManager = new G4RunManager;
20. DetectorConstruction* detector = new DetectorConstruction;
21. runManager->SetUserInitialization(detector); //-----> Montagem do detector construction
22. G4VUserPhysicsList* physics = new PhysicsList;
23. runManager->SetUserInitialization(physics); //-----> Montagem dos processos físicos
24. #ifdef G4VIS_USE
25. G4VisManager* visManager = new G4VisExecutive; //-----> Visualização
26. visManager->Initialize();
27. #endif
28. #ifdef G4ANALYSIS_USE
29. RemSimAnalysisManager* analysis = RemSimAnalysisManager::getInstance(); //-----> Ferramenta de análise
30. analysis -> SetFormat("xml");
31. analysis -> book();
32. #endif
33.
34. CLHEP::HepRandom::setTheEngine(new CLHEP::RanecuEngine); //-----> Escolha do gerador aleatório
35. G4long myseed =22; //-----> Escolha da semente do gerador
    aleatório
36. CLHEP::HepRandom::setTheSeed(myseed);
37. G4VUserPrimaryGeneratorAction* gen_action = new PrimaryGeneratorAction;
38. runManager->SetUserAction(gen_action); //-----> Monta o estado inicial das Partículas
39. runManager->SetUserAction(new RunAction); //-----> Monta as informações de ação
40. runManager->SetUserAction(new SteppingAction(detector)); //-----> Monta o SteppingAction (controle passo a
    passo)
41. runManager->Initialize(); //-----> Inicializa o Kernel
42.
43. G4UImanager* UI = G4UImanager::GetUIpointer();
44. if(argc==1) //-----> Define (G)UI terminal para modo interativo
45. {
46. G4UISession * session = 0; // G4UItterminal é um terminal sem recursos
47. #ifdef G4UI_USE_TCSH
48. session = new G4UItterminal(new G4UItcsh);
49. #else
50. session = new G4UItterminal();
51. #endif
52. UI->ApplyCommand("/control/execute vis.mac"); //-----> Define parâmetros de visualização
53. session->SessionStart();
54. delete session;
55. }
56. else // Batch mode
57. {
58. G4String command = "/control/execute ";
59. G4String fileName = argv[1];
60. UI->ApplyCommand(command+fileName);
61. }
62. #ifdef G4ANALYSIS_USE
63. analysis -> finish(); //-----> Finaliza a ferramenta estatística
64. #endif
65. #ifdef G4VIS_USE

```

Figura 2.13.4-1- Exemplo de um programa-fonte simples contendo a estrutura básica presente na maioria das simulações do Geant4.

O programa inicia na linha 17 (Figura 2.13.4-1) 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*) [AIDA, 2012]. Essa instrução irá permitir que o usuário faça uso de uma ferramenta de análise estatística que está presente no pacote *OpenScientist* [OpenScientist 2012] 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 público 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.

2.13.5. 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.

2.13.6. Processos Físicos

Os processos físicos são responsáveis por descrever a forma com que as partículas interagem com os materiais 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 ($E_\gamma = h\nu$) e do número atômico (Z) do meio absorvedor. Dessa 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 [JOHNS, et al 1983]. 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 da composição atômica do material. Ele também precisa criar tabelas de seções de choque (Figura 2.13.6-1) em função da energia de todos os materiais presentes no ambiente, para todas as partículas e interações incluídas 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_1 e E_2 , conforme a equação (2.1).

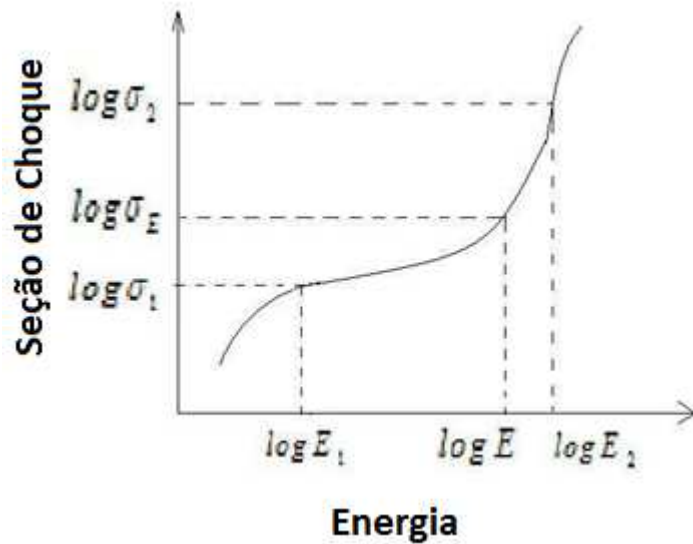


Figura 2.13.6-1. Seção de choque

Onde σ_1 e σ_2 são as seções de choque correspondentes às energias E_1 e E_2

Equação 2.2 .

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

$$\log(\sigma_E) = \frac{\left(\log(\sigma_1) \log\left(\frac{E_2}{E}\right) + \log(\sigma_2) \log\left(\frac{E}{E_1}\right) \right)}{\left(\log\left(\frac{E_2}{E_1}\right) \right)} \quad (2.2)$$

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).

$$\lambda = \frac{1}{\sum_i \sigma_i(E) n_i} \quad (2.3)$$

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.

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.

2.14. MCNPX

O código de transporte de partículas MCNPX [BRIESMEISTER et al 2000] também foi utilizado nesse trabalho de tese uma combinação da versão MCNP4C com o código LAHET (Los Alamos High-Energy Transport), que simula o transporte e interação de núcleons, múons, píons e íons leves em geometrias complexas e estende as capacidades do MCNP. O código contém todas as capacidades do MCNP4C e MCNP5 e pode simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons, íons leves etc., partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias [BOZKURT 2000].

2.15. VMC

O Visual Monte Carlo (VMC) é um software desenvolvido pelo Dr. John Graham Hunt em 1999 [HUNT, et al 2004].], 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 2011 e conta com os simuladores antropomórficos da ICRP110 e o simulador Rando-Alderson em voxels.

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 feitas diversas validações, por comparação do programa com medições feitas em fantasmas físicos e por comparações diretas dos seus resultados com outros

resultados de programas como EGSnrc e MCNP.

2.16. IMAGEJ

O ImageJ é um editor de imagens feito em Java, o que permite sua execução em qualquer sistema operacional com suporte à plataforma. E encontra-se disponível gratuitamente [ImageJ]. Com o uso de funções próprias do programa, como analyze, é possível analisar propriedades diversas da imagem. O software torna-se propício para o intuito do projeto uma vez que possui a função calibrate capaz de extrair valores de Densidade Óptica (D.O) do filme scaneado.

2.17. MATLAB

O MatLab (MATrix LABORatory) é um software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico. Ele integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos em ambiente amigável de usar onde problemas e soluções são expressos somente como eles são escritos matematicamente, ao contrário da programação tradicional [MATLAB].

Este software possui licença tendo como opção o GNU Octave no Linux que é gratuito. Ambos foram utilizados para elaboração de gráficos e histogramas de dose-volume neste presente trabalho.

2.18. Simuladores Antropomórficos

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, buscam-se estudos mais precisos da deposição da radiação dentro do corpo humano através de modelos computacionais (simuladores antropomórficos) conhecidos como fantasmas.

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 fantasmas computacionais são

classificados de acordo com suas estruturas geométricas. Convencionou-se dar o nome de fantasmas geométricos (“estilizados”) 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 [ICRP 89 , 2002]. 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 [SNYDER, 1969]. 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 [SNYDER, et al 1974]. A Figura 2.18-1 mostra dois modelos de fantasmas geométricos (“estilizados”), conhecidos como ADAM e EVA de [KRAMER , et al 1982] baseados no fantoma MIRD-5.

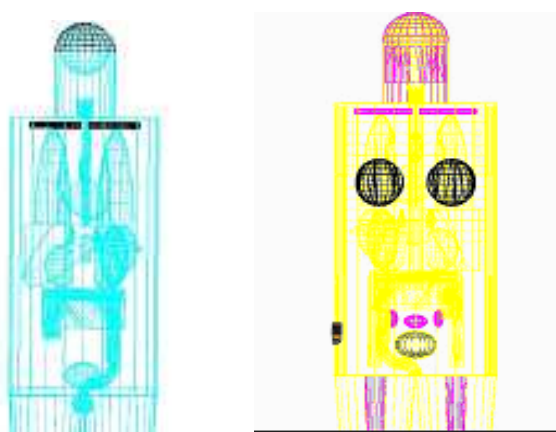


Figura 2.18-1. Fantasmas geométricos (estilizados) ADAM e EVA feitos no Geant4.

Como alternativa à prática de dosimetria com fantasmas geométricos, e devido à complexidade de representação da anatomia humana, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. São eles os fantasmas 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 2.18-2 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.

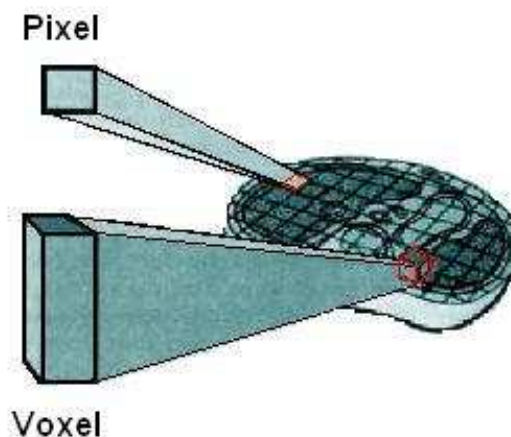


Figura 2.18-2. Voxel

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 2.18-2 está representado um plano de uma tomografia de corpo humano em que vê-se a segmentação desta fatia em voxels.

Os fantasmas 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 fantasmas em ferramentas de Monte Carlo possibilita a estimativa das doses de radiação depositadas em cada órgão do corpo.

Atualmente existem diversos tipos de fantasmas 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 em termos de composição química e densidade.

2.18.1. Fantoma de Voxels de Yale

Na Universidade de Yale, em New Haven, Estados Unidos, foram desenvolvidos alguns modelos de fantasmas 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 [ZUBAL et al, 1994,1995,2001] disponibiliza, em sua home page, arquivos de fantasmas de cabeça (det_head_u2), tronco e cabeça (*Voxel Man*) e de corpo inteiro (*Vox Tiss8*);

2.18.1.1. Fantoma Voxel Man

O fantoma voxel man [ZUBAL, et al 1995] 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 56 órgãos .

Na Figura 2.18.1.1-1 é mostrado o fantoma de voxel, Voxel_Man, em duas dimensões com os órgãos diferenciados por cores escolhidas aleatoriamente.

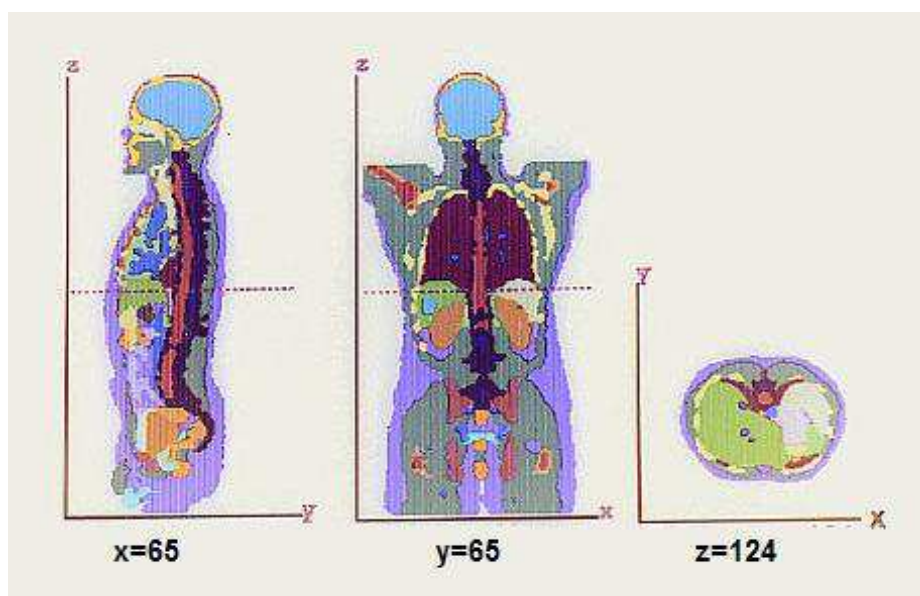


Figura 2.18.1.1-1. Fantoma voxel_man [ZUBAL et al 1995].

2.18.1.2. *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* [VISIBLE HUMAN – 1996]. 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* (ZAD), disponibilizando-o sob a forma do arquivo *vox_tiss8* [ZUBAL, et al 2001]. Este fantoma será designado pela sigla ZAD ao longo deste trabalho.

O fantoma *vox_tiss8* [ZUBAL, et al 1994] é composto por uma matriz de 192x96x498 voxels cúbicos de 3,6 mm de aresta (Figura 2.18.1.2-1). Estão discriminadas 87 partes do corpo e voxels de ar em volta do fantoma, sendo, portanto, ao todo 88 números de identificação (IDs).

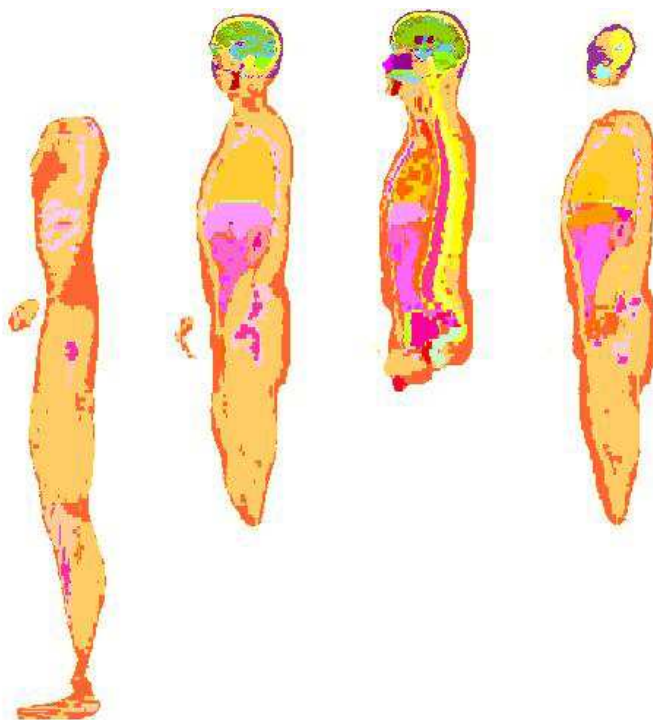


Figura 2.18.1.2-1. Fantoma *Zubal Arms Down*. [ZUBAL, et al 1994]

2.18.2. Simuladores Antropomórficos Masculino e Feminino da ICRP110

A publicação número 110 da ICRP [ICRP 110, 2009] disponibiliza fantasmas computacionais em voxel do Homem e da Mulher Referência (Figura 2.18.2-1), obtidos a partir de imagens tomográficas de pessoas reais, mas são consistentes com os dados apresentados na publicação ICRP 89 [ICRP 89, 2002] sobre a anatomia de referência e parâmetros fisiológicos de ambos os sexos. Estes fantasmas de referência foram construídos também pela modificação dos modelos em voxel (Golem e Laura) de dois indivíduos cujo corpo altura e massa se assemelhava ao de referência e dados. As massas de órgãos de ambos os modelos foram ajustados aos dados ICRP sem comprometer seu realismo anatômico. Esse trabalho da ICRP tem objetivo de facilitar as próximas atualizações dos coeficientes de dose em órgãos para fontes de radiação externa e interna [ICRP 103, 2007].

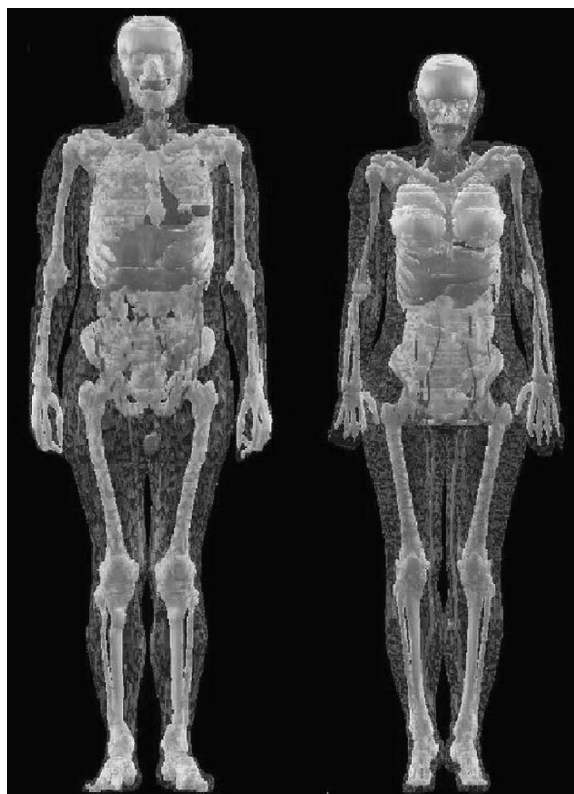


Figura 2.18.2-1 Fantoma antropomórfico recomendado pela ICRP 110, masculino(esquerda) e feminino(direita)

2.18.2.1. Simulador masculino da ICRP110

Construído a partir de imagens tomográficas de corpo inteiro conjunto de um indivíduo de 38 anos de idade com 176 centímetros de altura e de massa ligeiramente inferior a 70 kg (Figura 2.18.2-1). O conjunto de dados consistiu de 220 fatias de 256 x 256 pixels. O tamanho voxel original 8 mm de altura com uma resolução no plano de 2,08 mm, resultando em um volume voxel de 34,6 mm³.

No total, 122 objetos individuais (Ids de órgãos e tecidos) foram segmentadas (67 destes são ossos ou grupos de ossos), incluindo muitos dos órgãos e tecidos identificados na caracterização ICRP e dados anatômicos de referência ICRP 89 [ICRP 89, 2002].

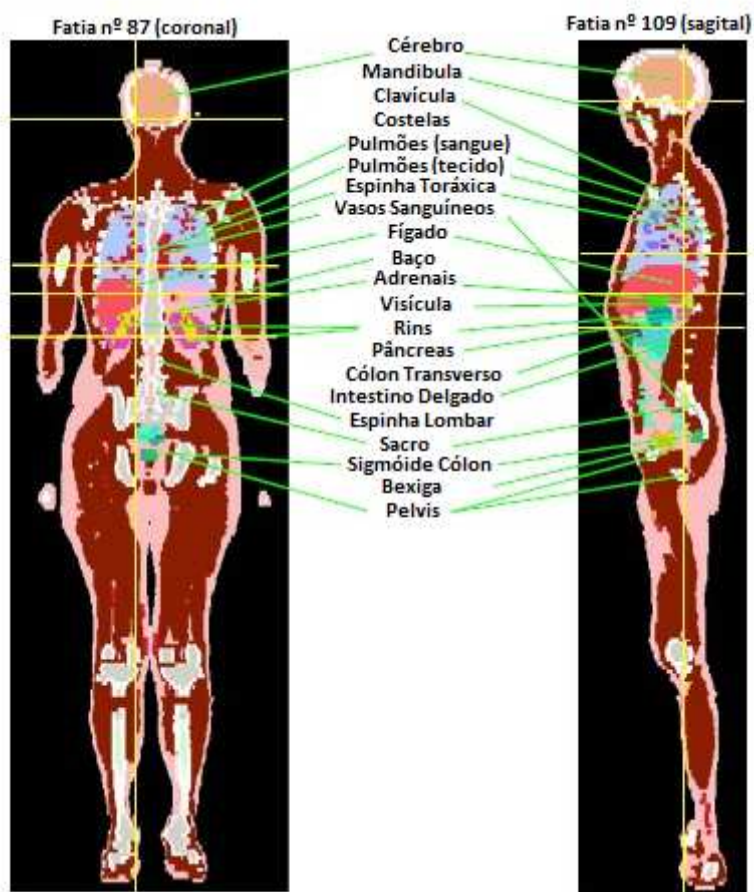


Figura 2.18.2.1. Fantoma masculino recomendado pela ICRP110.

A segmentação refere-se ao processo onde os pixels individuais em uma fatia de imagem tomográfica são atribuídos aos órgão e tecidos, números de identificação, ao invés de seus números originais da tabela de Hounsfield (referente a imagem original e

intensidade de tom de cinza de pixel). Como a fatia de imagem refere-se a uma determinada espessura anatômicas, cada pixel também define um elemento de volume ou voxel. A coleção de todos os voxels com o mesmo número de identificação define um determinado órgão ou tecido. Todo o corpo é, assim, representado por uma matriz tridimensional de voxels que são organizados em colunas, linhas e fatias. O número de identificação do órgão a que pertence o voxel é armazenados em sequência formando linhas e colunas, ou seja uma grande matriz. A Tabela 2.18.2.1-1 mostra algumas características do fantoma masculino recomendado pela ICRP110.

Tabela 2.18.2.1-1 Características do fantoma masculino da ICRP 110

Características	ICRP110 Masculino
Massa(kg)	73
Altura(m)	1,76
Número de voxels	1.946.375
Espessura da fatia(altura do voxel , mm)	8
Dimensão do Voxel no plano (x,y) (mm)	2,137
Volume do Voxel (mm ³)	36,54
Número de colunas(x)	254
Número de linhas(y)	127
Número de fatias(z)	220

2.18.2.2. O Simulador feminino da ICRP110

O fantoma feminino da ICRP110 (Figura 2.18.2.2-1) foi elaborado pelo grupo da ICRP com base nas tomografias de um indivíduo de 43 anos de idade, com altura de 167 centímetros e 59 kg (Referência Feminino: 163 cm e 60 kg). O conjunto de imagens tomográficas de corpo inteiro da paciente consistiu em 174 fatias de 5 mm de largura (cabeça e tronco) e 43 fatias de 20 mm de largura (pernas), cada um com 256 x 256 pixels. A partir das fatias de 20 mm das imagens tomográficas, fatias intermediárias de 5 mm de espessura foram obtidos por interpolação. O conjunto resultante de dados consistiu em 346 fatias. O tamanho voxel foi, então, 5 mm de altura com uma resolução no plano de quadrados de 1,875 milímetros de lado, resultando em um volume voxel de 17,6 mm³. (Tabela 2.18.2.2-1)

A segmentação deste fantoma de voxel foi realizada com o software (*Biomedical Image Resource, Analyze AVW, Rochester, MN, EUA*) por

[Zankl et al 2005]. O resultado foi o fantoma de voxels chamado de 'Laura'. E posteriormente sofreu algumas modificações na publicação da ICRP110 onde passou a ser adotado como referência de fantomas feminino [ICRP 110, 2009].

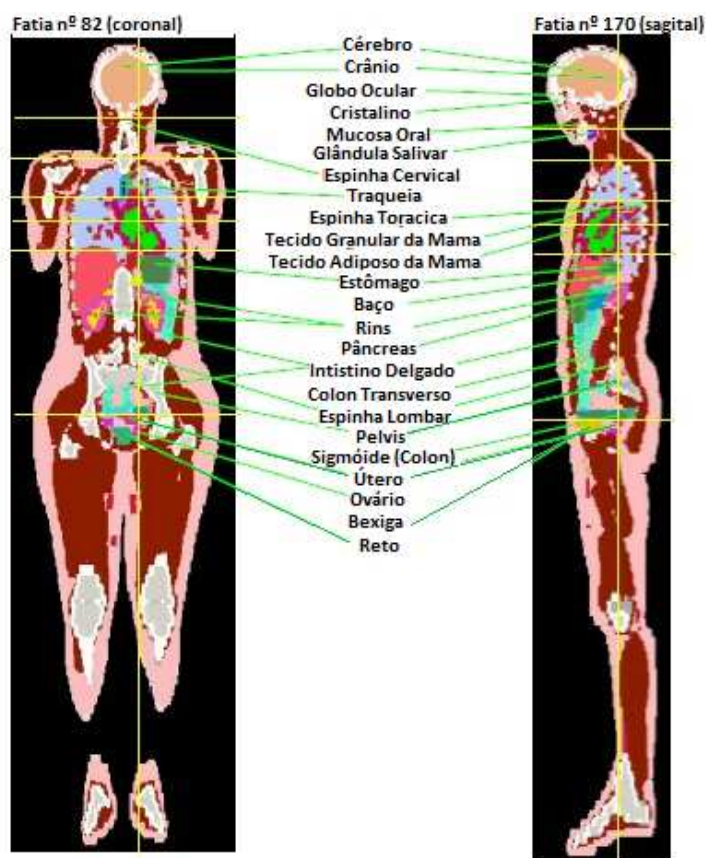


Figura 2.18.2.2-1 Fantoma feminino recomendado pela da ICRP110

O fantoma feminino da ICRP110 é composto por uma matriz 299x137x346 voxels com as características da Tabela 2.18.2.2-1.

Tabela 2.18.2.2-1 Características do fantoma feminino da ICRP 110

Características	Feminino
Massa(kg)	60
Altura(m)	1,63
Número de voxels	3.886.020
Espessura da fatia(altura do voxel , mm)	4.84
Dimensão do Voxel no plano (x,y) (mm)	1,775
Volume do Voxel (mm ³)	15,25
Número de colunas(x)	299
Número de linhas(y)	137
Número de fatias(z)	346

2.18.3. Filmes radiocrômicos

O filme radiocrômico é relativamente pouco sensível a radiação quando comparado aos detectores disponíveis para aplicações médicas. Tal característica o torna ideal para dosimetrias de altas doses de radiação, sendo exemplo desta situação, a dosimetria ao redor de fontes de braquiterapia HDR. Devido ao alto gradiente de dose em pontos próximos à fonte, o filme radiocrômico apresenta-se como mais eficiente que os demais detectores. Outra vantagem é o filme ser feito de material tecido equivalente, ou seja, sua composição química e densidade se aproximam do tecido humano. Finalmente, o filme radiocrômico é disponível na forma de dosímetro bidimensional e necessita apenas de um processo de calibração prévia.

Atualmente no mercado internacional de produtos para dosimetria em radioterapia encontram-se disponíveis alguns tipos de filmes radiocrômicos, os principais Gafchromic EBT e o EBT2, produzidos pela ISP – “*International Speciality Products*”, são comercializados através de importação para serem usados nas rotinas de hospitais, universidades e centros de pesquisa.

O filme Gafchromic EBT (Figura 2.18.3-1) - (esquerda) é uma primeira versão do filme radiocrômico e tem coloração azulada. Enquanto o Gafchromic EBT2 - (Figura 2.18.3-1) (direita), uma versão mais recente possui uma coloração amarelada e tem menor sensibilidade à luz.



Figura 2.18.3-1 Filme radiocrômico Galfchomic EBT(esquerda) e EBT2(direita).

O filme radiocrômico GAFCHROMIC EBT2, é composto por:

- Lâminas, inferior e superior, feitas de poliéster cuja função é basicamente proteger a camada ativa do filme de danos mecânicos assim como efeitos causados pelo contato com a água ou demais líquidos.
- Camada Ativa que contém o componente sensível à radiação além de um corante. Ambos responsáveis pelo escurecimento do material quando exposto à radiação.
- Camada Adesiva munida de “25 microns” de adesivos sensíveis a pressão.

O filme EBT2 (Figura 2.18.3-2) apesar de poder ser manuseado em uma sala iluminada sem comprometer sua resposta, possui recomendação do manual de que seja guardado ao abrigo da luz quando não estiver sendo usado em temperatura de 20° a 25° C. Sua exposição a luz do Sol deve ser evitada.

O filme tem uma vida média de 2 anos se guardado em condições adequadas. É capaz de tolerar exposições curtas menores que 1 minuto a temperaturas próximas a 70° C e exposições mais prolongadas de cerca de 24 h a temperaturas de 50° C.

Os filmes EBT2 são comercializados em caixas com medidas únicas de 20,3 cm x 25,4 cm e espessura nominal de 278 micrometros, destes, 28 micrometros compõem a camada ativa. Sendo composto por uma combinação de camadas sobrepostas de substrato de poliéster, camada ativa, camada adesiva e cobertura de uma lamina de poliéster.

Sua composição é aproximadamente tecido equivalente sendo 40,85% H; 0,10% Li; 42,37% de C; 0,01% de N, 16,59 % de O; 0,04% de Cl, 0,01% de K e 0,01% de Br; [EBT2 GAFCHROMIC].



Figura 2.18.3-2- Folhas de Filme Radiocrômico EBT2

A dosimetria do filme radiocrômico pode ser feita com a ajuda de densitômetros de transmissão, *escâner* ou espectrofotômetros. Quando o componente ativo presente no filme é exposto à radiação ele reage formando um polímero de cor azul, entretanto, para o olho humano, o filme exposto aparenta a coloração verde.

Ao utilizar um escâner para a leitura do filme exposto é necessário que este possa ser configurado para trabalhar na função de transmissão. Neste trabalho, utilizou-se o chamado *RGB* escâner que realiza a leitura do material nos chamados canais de cores vermelha, verde e azul do espectro visível, onde por recomendação do fabricante, a leitura da densidade óptica deverá ser essencialmente realizada no canal de cor vermelha. Isto porque neste canal, o EBT2 produz seu melhor desempenho.

2.19. Densitômetro Óptico

O Densitômetro Óptico (Figura 2.19-1) é um instrumento usado para medir a densidade de transmissão, chamada de "Densidade Óptica" (D.O.) de filmes fotográficos, dosimétricos, radiocrômicos, microfilmes, etc.

Densidade óptica (D.O) refere-se à propriedade de absorvância que é a capacidade intrínseca dos materiais em absorver radiações em frequência específica.



Figura 2.19-1. Densitômetro Óptico

Seguindo as normas internacionais de medição de D.O. o Densitômetro Óptico MRA CQ-01 possui características de sensibilidade, reprodutibilidade e funcionabilidade que o formam um instrumento fundamental para a implementação de

um programa de controle e garantia da qualidade. Planejado, seguindo padrões sensitométricos internacionais, para ser utilizado no controle de qualidade de processadoras de filmes (Raios X, fotolito, microfilme, etc.), onde pequenas variações de densidade óptica devem ser detectadas.

Ao ser ligado o instrumento imediatamente acende os dígitos do display digital e o painel de acrílico leitoso deverá também acender. O densitômetro consegue operar, normalmente por um grande período de tempo sem que haja a necessidade de manutenção, mas uma checagem periódica deve ser feita para garantir a sua performance. A lâmpada que fornece a luz para a leitura fica constantemente ligada, porém com baixa intensidade, só sendo acionada plenamente no momento da leitura.

O instrumento vem ajustado de fábrica utilizando-se uma fita de calibração. Para controle de qualidade a calibração com uma fita padrão é mais que suficiente, porém se for comparar leituras de fitas cuja base seja colorida, poderá se notar algum desvio da curva de D.O. Este efeito ocorre em função do conjunto luz-detector estar seguindo a curva de resposta do olho humano (*ANSI Standard*).

2.20. Escâner de Transmissão

O escâner de transmissão (Figura 2.20-1) também é um instrumento usado para medir a densidade de transmissão, ou "Densidade Óptica" (D.O.) de filmes fotográficos, radiográficos, radiocrômicos, microfilmes, etc. Entretanto nem todo escâner possui essa característica de leitura, alguns fabricantes possuem modelos especiais que permitem o escaneamento por transmissão de luz, diferente dos tradicionais que trabalham no modo de reflexão, presentes nas impressoras multifuncionais domésticas e de escritório.



Figura 2.20-1 Escâner Epson Modelo 10000

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1.Implementação de fantasmas de voxels no Geant4

Para implementar um fantoma de voxel no código de Monte Carlo Geant 4 é necessária a utilização da Classe “G4NestedParameterization”, que permite a adição de uma caixa contendo voxels em uma forma de matriz. Sendo necessário apenas compor um vetor com o número de voxels sequenciais da matriz, que contém a identificação do voxel referente a que tipo de tecido ou órgão que ele irá representar na caixa que forma o fantoma, como pode ser visto na

Figura 3.1-1 (gráfico 3D da matriz de voxels usando a interface gráfica da ferramenta MATLAB).

Foram usados, inicialmente para a validação, os fantasmas de voxel de Zubal, disponibilizados gratuitamente pela Universidade de Medicina de Yale, de New Haven, Estados Unidos. O autor e responsável por este projeto, Dr. George Zubal fornece, em sua home page, arquivos de fantasmas de cabeça (det_head_u2), tronco e cabeça (Voxel_Man) e de corpo inteiro (Vox_Tiss8);

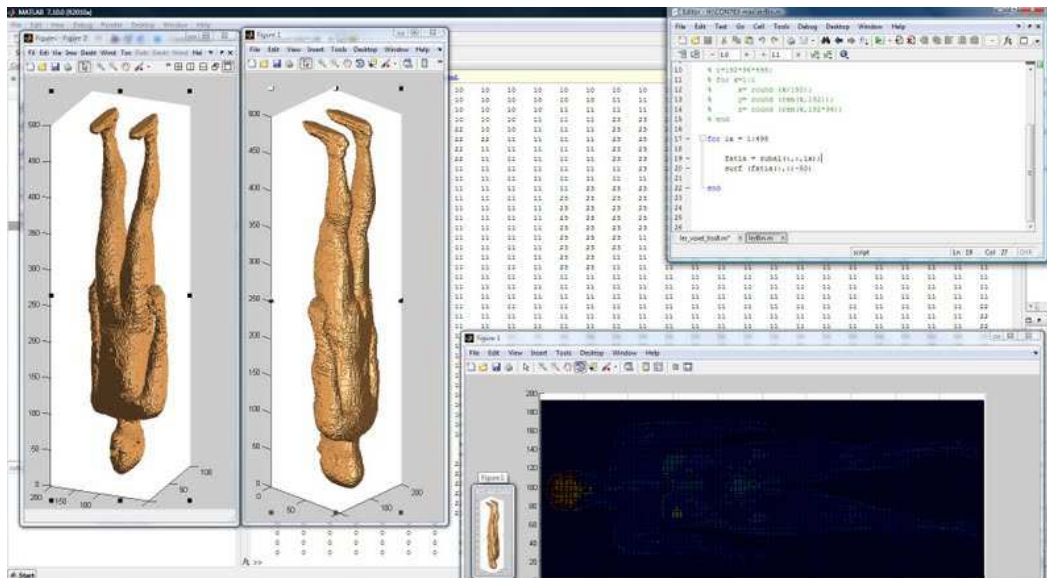


Figura 3.1-1 - Fantoma Zubal completo (vox_tiss8) implementado a partir do código binário de identificação dos voxels (Gráfico construído em MATLAB).

Posteriormente foram adquiridos os fantasmas de voxel ICRP Male (masculino) e ICRP Female (feminino)[ICRP110 , 2009].

Tais fantasmas foram moldados no ambiente de simulação do Geant4 adotando procedimento de implementação semelhante ao do fantoma de Zubal, embora tenha sido feita uma nova forma de leitura pois o arquivo de dados do fantoma de Zubal é disponibilizado no formato binário, enquanto os da ICRP110, possuíam o formato de texto padrão usando como separador o caractere “espaço em branco”.

Feita a modificação na leitura, foi possível implementar a nova matriz de ID com segmentação de melhor definição e maior diferenciação dos órgãos e estruturas do corpo humano. Em meio a uma nova e bem maior heterogeneidade de tecidos disponíveis na literatura da [ICRP 110, 2009], foram descritas no Geant4 (Figura 3.1-2) as novas composições de elementos dos órgãos de acordo com o anexo B da publicação 110 da ICRP.

```
G4Material*uterus=
new G4Material("uterus", 1.03*g/cm3, 9);
uterus ->AddElement( H , 0.105 );
uterus ->AddElement( C , 0.286 );
uterus ->AddElement( N , 0.025 );
uterus ->AddElement( O , 0.576 );
uterus ->AddElement( Na , 0.001 );
uterus ->AddElement( P , 0.002 );
uterus ->AddElement( S , 0.002 );
uterus ->AddElement( Cl , 0.001 );
uterus ->AddElement( K , 0.002 );
```

Figura 3.1-2 - Modelagem da composição química do útero na ferramenta Geant4

3.2. Cálculo de dose absorvida nos voxels dos fantasmas

Para o cálculo da dose absorvida no volume dos órgãos compostos por voxels ($D_{\text{órgão}}$), são analisadas as energias depositadas (E_{dep}) em cada órgão que em seguida é dividida pela massa (m) do órgão inteiro (Equação 3.2.1).

$$D_{\text{órgão}} = \frac{\sum_{i=1}^N E_{\text{dep}i}}{m} \quad (3.2.1)$$

Como cada órgão tem apenas um valor de densidade (ρ), ou seja cada órgão tem N voxels de mesma densidade (ρ). A Equação 3.2.1 pode ser escrita da seguinte forma (Equação 3.2.2).

$$D_{org\tilde{a}o} = \frac{\sum_{i=1}^N E_{dep_i}}{\rho \sum_{i=1}^N V_i} \quad (3.2.2)$$

Como todos os N voxels que compõem o órgão têm as mesmas dimensões e, portanto, mesmo volume dV, podemos escrever a (Equação 3.2.3).

$$D_{org\tilde{a}o} = \frac{\sum_{i=1}^N E_{dep_i}}{\rho N dV} \quad (3.2.3)$$

Sendo assim a energia depositada em cada voxel pode ser computada separadamente. Por fim o somatório dessas energias depositadas individualmente dividido pela massa resulta na dose absorvida em cada voxel, que quando somada a de todos os voxels do órgão e dividida pelo número total de voxels [Equação 3.2.4] que compõem este órgão retorna o mesmo valor que a dose absorvida no órgão inteiro.

$$D_{org\tilde{a}o} = \frac{\sum_{i=1}^N E_{dep_i} / \rho dV}{N} \quad (3.2.4)$$

Fica então comprovado que existem duas formas de calcular dose absorvida no órgão do fantoma que são equivalentes:

a) Computado-se a soma das energias depositadas em cada voxel no volume do órgão e dividido-se esta soma pela massa do órgão [Equação 3.2.1].

b) Somando-se das doses depositadas em cada voxel dividido pelo número de voxels que compõem o órgão [Equação (3.2.5)].

$$D_{org\tilde{a}o} = \frac{\sum_{i=1}^N D_i}{N} \quad (3.2.5)$$

3.1. Validação do Geant4 com fantomas de voxel.

A fim de validar a modelagem computacional desenvolvida neste trabalho para a obtenção de dose de radiação depositada (dose absorvida) em órgãos e tecidos de fantasmas de voxels, foram feitas comparações com dados disponíveis na literatura e obtidos através do código de Monte Carlo “Visual Monte Carlo” - VMC [HUNT, et al 2004].

O primeiro fantoma a ser validado foi o vox_tiss8 ou fantoma de *Zubal_Arms_Down*, constituído por voxels de $3,6 \times 3,6 \times 3,6 \text{ mm}^3$. Foi validado a partir do levantamento de coeficientes de conversão de dose absorvida no órgão por kerma no ar incidente. Estas curvas associam para uma dada energia, conhecida a fluência de fótons monoenergéticos, na qual o fantoma é exposto, a dose que é depositada em cada órgão. Para a construção desses fatores definiu-se um feixe alinhado e estendido incidindo nas projeções: AP (antero-posterior), PA (póstero-anterior), LLAT (lateral esquerda), RLAT (lateral direita) ou ISO(isométrica).

3.1.1. Cálculo dos coeficientes de conversão de dose

Uma forma de se obter os coeficientes de conversão de dose (DCC) é o uso de simulação de Monte Carlo em fantasmas de voxel, uma vez conhecido o número de fótons que incidi no corpo do fantoma, ou o número definido de eventos a ser executado na simulação (partículas emitidas no PrimaryGeneratorAction do Geant4), divide-se esse número pela área total que está sendo exposta, que depende do tipo de geometria mencionado anteriormente (AP, PA, LAT, RLAT), com isso obtém-se a fluência de fótons.

Em seguida é obtido o kerma no ar incidente a partir dos coeficientes de conversão de fluência de fótons monoenergéticos para kerma no ar incidente, valores disponíveis na ICRP 74 [ICRP 74].

Posteriormente com o código Geant4 foi simulada a exposição ao feixe monoenergético de cada uma das energias separadamente para um número da ordem de 2×10^7 fótons emitidos de mesma energia como descrito. A partir destas simulações obtém-se a dose absorvida em cada órgão do fantoma. Finalizando, o resultado da dose absorvida em cada órgão é dividido pelo kerma incidente (anteriormente calculado). Resultando nos coeficientes de conversão de dose absorvida por kerma no ar incidente, comumente conhecidos por (Dose Conversion Coefficient) DCC.

Este processo foi executado para dois fantasmas masculinos vox_tiss8(ZAD) e ICRP110 masculino e o fantoma feminino para estudados no presente trabalho de tese.

Os resultados obtidos para o fantoma de Zubal (ZAD) foram comparados com publicações disponíveis em literatura. Como foram encontrados valores de DCC para o fígado divergentes daqueles obtidos no Geant4, para verificação foi então implementado

o fantoma de Zubal no código MCNPX e simulado também com o software VMC as mesmas condições de geometria e mesmo fantoma de voxel. Para isso foi necessário modelar este fantoma no MCNPX e adquirir o código VMC concedido pelo Dr. John Hunt [HUNT, et al 2004]. Os resultados de DCC obtidos pelos códigos Geant4, VMC e do MCNPX foram comparados e apresentaram boa concordância, mas por sua vez divergiam da publicação [LEE, et al 2007] que usava este mesmo fantoma de voxels.

Tendo em vista a validação sem dar margem para dúvidas inerentes a geometria ou ao código de Monte Carlo usado bem como sua forma de modelar um fantoma, foram adotados os fantasmas recomendados pela ICRP110 como referência para o padrão masculino e feminino, que diferentemente do fantoma de Zubal, possuíam grande quantidade de publicações disponíveis a respeito de obtenção de DCC.

Estes fantasmas masculino e feminino da ICRP110, foram modelados nos códigos de Monte Carlo Geant4 neste trabalho de tese (Figura 3.1.1-1) [MARTINS, et al 2013] e MCNPX [CORDEIRO, et al 2012] e esta disponível para pesquisadores que venham a usar fantasmas de voxels para as mais diversas aplicações

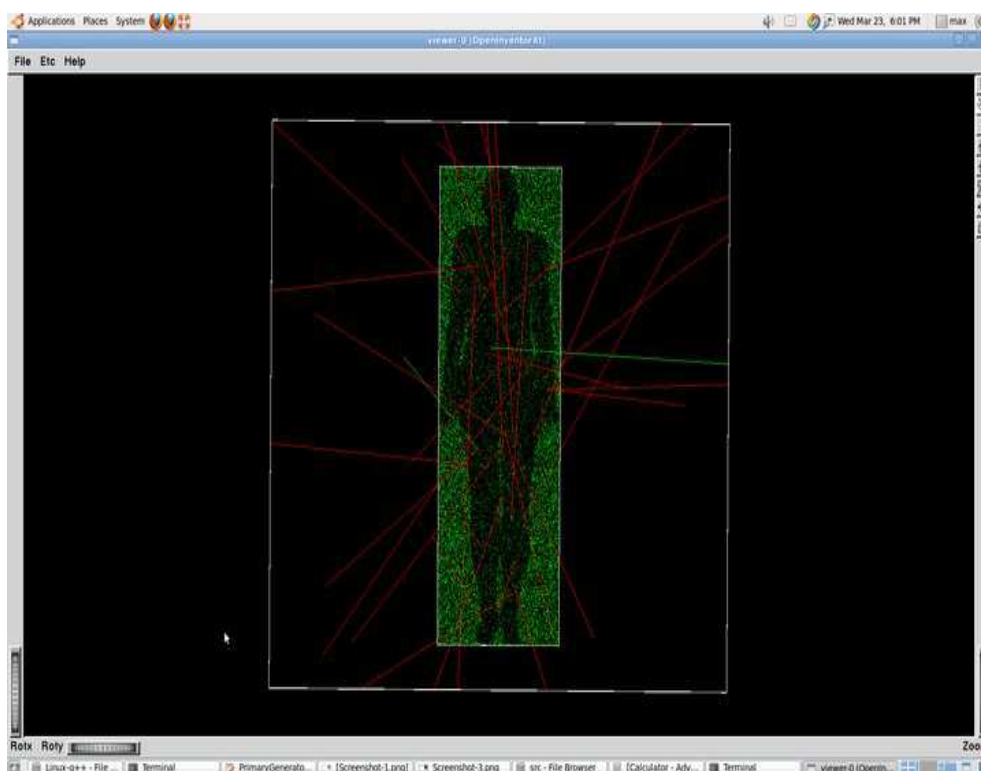


Figura 3.1.1-1 - Irradiação do fantoma de voxel feminino da ICRP110.

3.2. Simulador feminino da ICRP 110

O fantoma *ICRP Female* com a descrição dos órgãos e tecidos de acordo com a tabela de dados de massas, densidades e de composição disponibilizados na publicação da ICRP 110, foi implementado no Geant4 de maneira análoga ao feito para o fantomas de Zubal e ICRP Male.

3.3. Modelagem da fonte de Irídio 192 MicroSelectron V2 HDR

A fonte de braquiterapia usada neste trabalho foi a ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR, que possui encapsulamento com diâmetro de 0,9 mm e 4,5 mm de comprimento e núcleo de irídio de dimensões 0,65 mm de diâmetro e 3,6 mm de comprimento (Figura 3.3-1). Esta fonte usada em tratamento de colo de útero foi disponibilizada para este estudo pela Clínicas Oncológicas Integradas - (COI). [MARTINS, et al 2011].



Figura 3.3-1 - Fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR.

A geometria da fonte foi modelada no código de Monte Carlo Geant4, incluindo parte do seu cabo, afim de simular o tratamento via "afterloading" remoto (Figura 3.3-2) feito em braquiterapia.



Figura 3.3-2 - Sistema irradiador *AfterLoading* com fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR produzido pela Nucletron.

Com o objetivo de validar a fonte de ^{192}Ir modelada no Geant4 foram calculados alguns parâmetros dosimétricos tais como: espectro da fonte, kerma no ar a 1 metro, constante de taxa de dose, função de anisotropia e dose radial. Estes resultados foram comparados com os disponíveis na literatura afim garantir que o procedimento de modelagem computacional da fonte no Geant4 havia sido feito de maneira adequada, garantindo assim a validação da mesma por benchmarking.

3.4. Dosimetria da Fonte de Irídio usando TLD

A fonte de braquiterapia uma vez validada por comparação com resultados de literatura (benchmarking), foi submetida a um experimento simples de dosimetria com dosímetros termoluminescente - TLD, onde foram utilizados um lote de TLD do Serviço de Monitoração Externa (SEMEX) do IRD, para determinar as doses em um ponto de interesse.

Estes TLD (HARSHALL 100) são usados pelo SEMEX/IRD para monitoração individual e como haviam sido calibrados para a faixa de medição 1 a 10 cGy, foram fixados nas paredes externas de um fantoma cúbico de acrílico com 30 cm de aresta preenchido com água. Este procedimento foi realizado após este fantoma ser tomografado com marcador rádio-opaco posicionado no centróide de cada da face lateral, para assegurar a posição onde os TLD seriam fixados.(Figura 3.4-1).

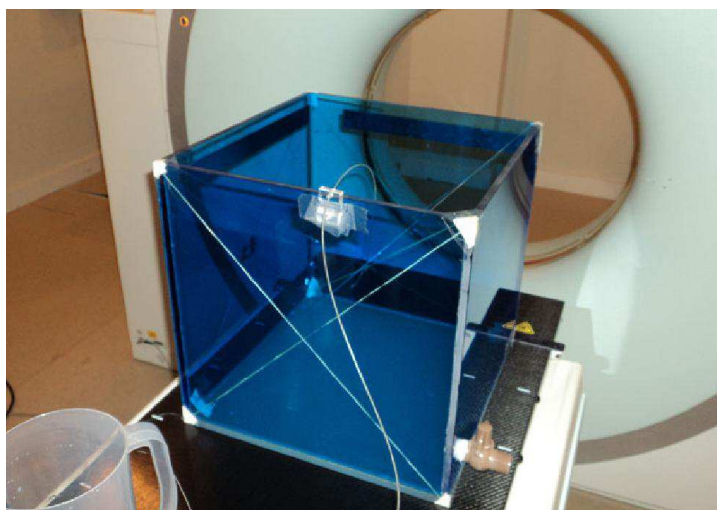


Figura 3.4-1 - Fantoma cúbico de acrílico sendo tomografado

Estas imagens tomográficas foram inseridas no sistema de planejamento de tratamento [ONCENTRA] de braquiterapia (Figura 3.4-2), e com ajuda da marcação

feita na parede externa do fantoma foi planejada uma dose de 5 cGy na posição marcada, onde estavam posicionados os TLD.

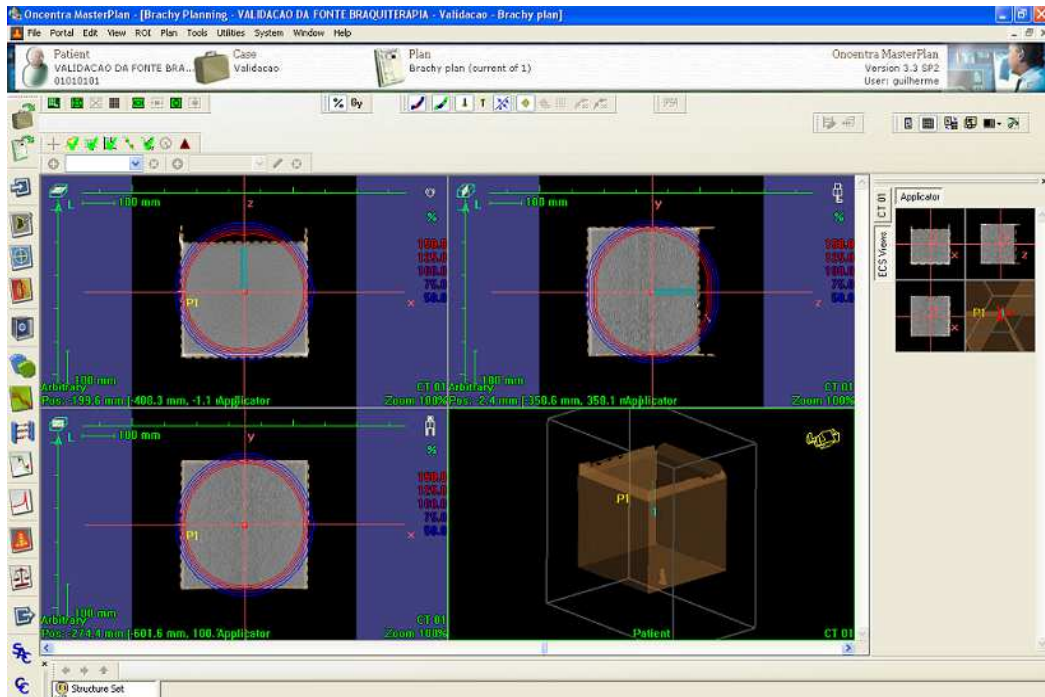


Figura 3.4-2 Sistema de planejamento Oncentra da clínica COI com os dados tomográficos do fantoma cúbico.

Foi então simulado o fantoma cúbico no código Geant4 (Figura 3.4-3), bem como a fonte de braquiterapia centrada em seu interior. Finalmente foi determinado o kerma no ar no centróide das faces laterais do fantoma em um voxel de mesma dimensão que TLD posicionados no aparato experimental.

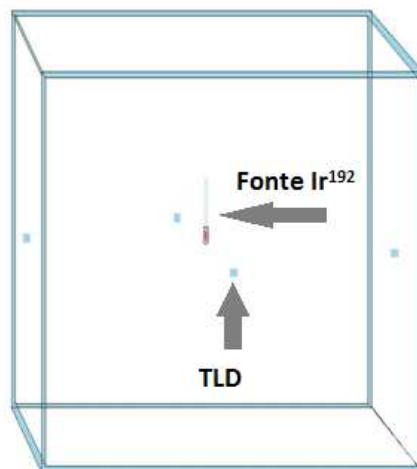


Figura 3.4-3. Modelagem do arranjo experimental com fantoma cúbico de acrílico no Geant4

3.5. Calibração do Filme Gafchromic EBT2

Para a utilização do filme radiocrômico como medidor de dose foi obtida uma curva de calibração, bem como uma equação de ajuste, procedendo da seguinte forma. Amostras de cerca de 3x3 cm² do filme Gafchromic EBT2, de um lote adquirido pela clínica COI foram expostos à campos de radiação 10x10 cm² gerado por um acelerador linear Trilogy Varian da Clínica de Radioterapia COI, configurado em 6 MV, para obtenção de dados de calibração para feixes de espectros contínuos, que se aproximam mais da realidade do arranjo experimental do trabalho com a fonte de braquiterapia de Ir¹⁹². Nesta etapa foram irradiados filmes com doses de 0,1 ; 0,5; 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7 Gy (Figura 3.5-1).



Figura 3.5-1 Filmes radiocrômicos calibrados com o acelerador linear Trilogy Varian.

A geometria de irradiação foi escolhida para garantir equilíbrio eletrônico, com o filme posicionado abaixo de três placas de água sólida (Figura 3.5-2), cada uma com 1 cm de espessura, tendo abaixo doze outras placas de mesmas dimensões.

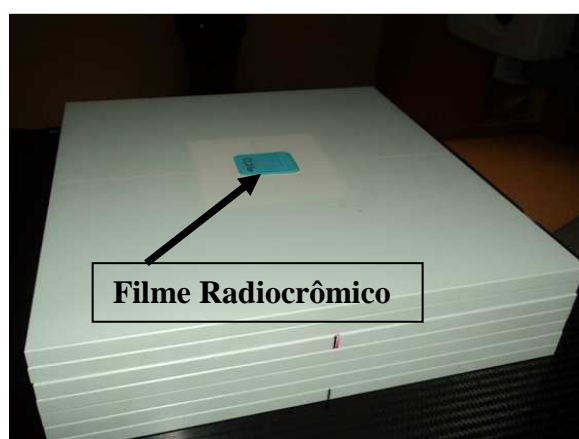


Figura 3.5-2 Geometria de Irradiação dos Filmes Radiocrômicos

De maneira a permitir o livre manuseio dos filmes, sem preocupações em comprometer sua integridade física, estes filmes foram colocados dentro de capas de filmes dosimétricos usados no IRD para compor o kit de dosímetro pessoal, (Figura

3.5-3), apesar do filme radiocrômico não ser sensível a luz como dosímetros pessoais, este procedimento tem caráter de proteção do filme sendo que a capa de plástico fino não interfere como blindagem e evita sujar, arranhar ou ainda expor desnecessariamente os filmes a luz.



Figura 3.5-3. Capas usadas para proteger os filmes radiocrômicos

3.6. Leitura dos filmes radiocrômicos no densitômetro óptico

Os filmes irradiados foram lidos no densitômetro óptico disponível no SEMEX / IRD para obter-se os valores de densidades ópticas (D.O.) e construção da curva de calibração de dose.

O densitômetro possui três diferentes fendas que podem ser selecionadas conforme a necessidade. Inicialmente ajusta-se o zero do equipamento, abaixando o braço móvel até que a base onde está posicionada a fenda seja tocada, nesta etapa não deve haver obstáculo a passagem da luz, ou seja, o processo de tara (zeragem) deve ser efetuado sem a presença de filme entre o detector e a fonte de luz. Para efetuar a leitura o filme é colocado sobre a fenda e o braço do equipamento abaixado até fazer uma leve pressão sobre o filme. Qualquer ponto sobre um filme de 3x3 cm² de dimensão pode ser avaliado (Figura 3.6-1).

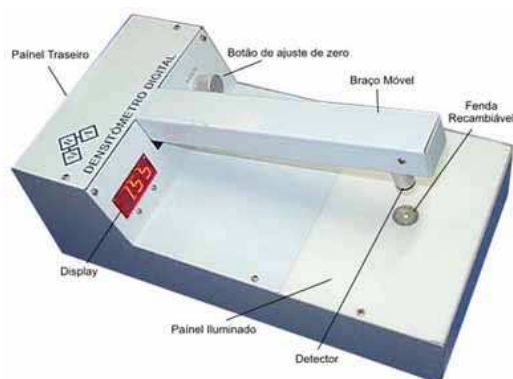


Figura 3.6-1 Densitômetro óptico usado para a obtenção das densidades ópticas dos filmes.

Quando é inserido um filme entre a fenda e o braço, a variação no feixe de luz, provocada pela absorção é detectada pelo fotodiodo. A leitura da grandeza física medida é fornecida em unidade de densidade óptica (D.O.). “As leituras são sempre efetuadas pressionando-se o braço contra a fenda”.

Se o processo de zeragem do instrumento for efetuado com um filme de controle (não irradiado) entre a fenda e o detector, a leitura resultante de uma segunda medida será a diferença entre as duas D.O. que compõem a Densidade Óptica Líquida ou D.O.L. (o valor da densidade óptica do filme irradiado subtraída a densidade óptica do filme de controle que não foi irradiado.)

Em seguida determinou-se uma curva de calibração com os valores de DOL e dose dos filmes irradiados para futura avaliação das curvas de isodose gerada pela fonte de braquiterapia.

3.7. Leitura dos filmes radiocrômicos no escâner

Foram usados neste trabalho dois modelos diferentes de escâner de transmissão: Microtek modelo ArtixScan F1 9600TFU2B (Figura 3.7-1 - à direita) disponível no Laboratório de Neutronografia em Tempo Real (LNRTR) do Programa de Engenharia Nuclear da UFRJ, e o segundo o escâner Epson Modelo Expression 10000XL (Figura 3.7-1 - à esquerda) pertencente a Clínica COI.

O escâner de transmissão é utilizado no processo de dosimetria de filmes radiocrômicos pois é do tipo de leitura por transmissão de luz, capaz de realizar sua digitalização sem alterar propriedades que influenciariam na medição de dose. Deste modo, para efetuar-se a dosimetria, os cálculos da dose absorvida são retirados das imagens digitalizadas, e posteriormente analisadas com o recurso do *software* [ImageJ] de edição gratuito.

Assim, para obter-se a melhor imagem torna-se indispensável seguir corretamente uma série de recomendações. Primeiro, posicionam-se os filmes irradiados de forma a centralizá-los na 'bandeja' do equipamento. Em seguida, organiza-se os mesmos espaçadamente de forma padronizada mantendo, sempre, cada filme segundo um ângulo reto, para que sejam atingidos pela lâmpada estando a uma mesma temperatura. Foi selecionada a opção de varredura por transmissão como já previamente mencionado, ou “*positive film*” com resolução de 300 dpi, para ambos os escâneres.



Figura 3.7-1 Escâner Epson modelo 10000XL (esquerda) e Microtek (direita) modelo ArtixScan F1 9600TFU2B

3.8. Confeção do Bolus

O Bolus é um material tecido equivalente visto que tem basicamente água em sua composição, elaborado a partir de gelatina incolor e sem sabor e água filtrada. Foram feitos diversos ensaios até obter-se uma consistência ideal que não derretesse à temperatura ambiente com densidade próxima a 1 g/cm^3 .

A medição da massa de bolus foi realizada usando uma balança de precisão GEHAKA BG 4000, presente no laboratório LNRTR para determinação de densidade, sendo a medida de volume obtida pelo método de deslocamento de água (Arquimedes), fazendo o uso de um béquer graduado de 800 ml.

3.9. Fantoma cilíndrico.

Devido a incerteza de posicionamento da fonte de braquiterapia no fantoma cúbico de acrílico (Figura 3.4-1), foi desenvolvido um fantoma cilíndrico de baixo custo, com suporte de CD-ROM (CD-R), para obter-se o perfil de dose radial ou as curvas de isodose no plano transversal da fonte de braquiterapia usando filme radiocrômico Gafchromic EBT2.

Este fantoma cilíndrico (Figura 3.9-1) tem a função de manter o catéter que carrega a fonte na vertical enquanto apoia o filme radiocrômico em posição horizontal e perpendicular a fonte, bem como simular o espalhamento ao redor da região de tratamento. Para isso foram usadas placas cilíndricas de Bolus de cerca de 3 cm de espessura, feita de gelatina incolor descrita na seção 3.8.

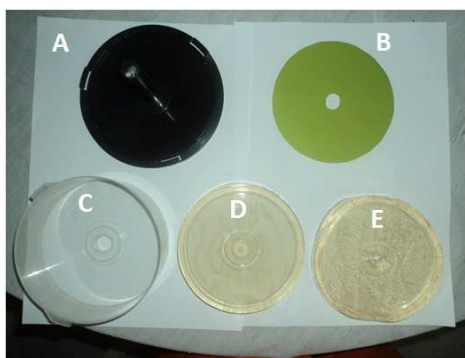


Figura 3.9-1 - Fantoma cilíndrico.(A) Suporte de CD usado para guiar o cateter da fonte;(B) Filme radiocrômico; (C) Tampa do suporte para fechar o fantoma e fixar os elementos (D) e (E) Bolus simulando água sólida juntamente com o filme radiocrômico.

A geometria do fantoma cilíndrico de baixo custo contendo bolus foi modelada no código Geant4, onde foi inserida a fonte e simulada a dose no plano transversal da fonte (Figura 3.9-2).

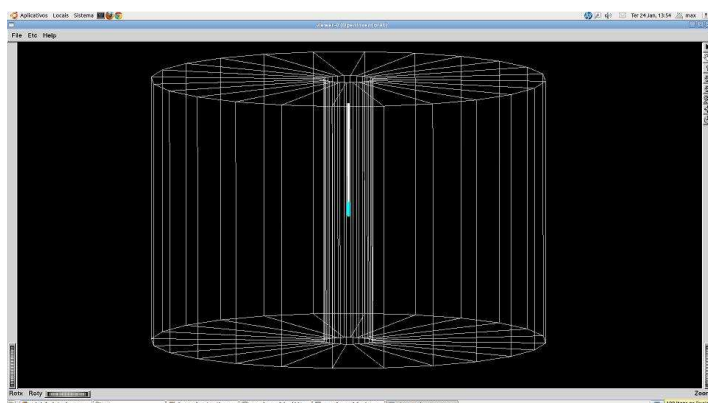


Figura 3.9-2. Modelagem do Fantoma cilíndrico no Geant4

3.10. Curvas de isodose da fonte de braquiterapia obtidas usando filme radiocrômico

As curvas de isodoses foram obtidas por meio de análises em filmes radiocrômicos EBT2, esses foram irradiados com a fonte de braquiterapia de ^{192}Ir MicroSelectron HDR V2, utilizada no serviço de braquiterapia do COI.

O filme radiocrômico foi cortado em formas quadradas de 6,0 cm e 12 cm, estes tiveram o seu centro perfurado manualmente por uma broca, para a passagem do cateter mais fino e simples usado em tratamento de esôfago (Figura 3.10-1), e disponível no COI. Isto porque a fonte só é liberada pelo sistema afterloading quando está perfeitamente acoplada a um dos cateteres da empresa Nucletron.



Figura 3.10-1- Catéter Nucletron usado em tratamento de braquiterapia de esôfago no COI

Em seguida buscou-se posicionar o filme de maneira que o cateter passasse através do seu centro (Figura 3.10-2) , permitindo assim, que uma vez programada a parada da fonte naquele ponto de interseção do filme com o cateter, fosse possível a obtenção das informações de densidade óptica líquida (DOL) que levam às doses radiais no plano do filme, anteriormente calibrado.



Figura 3.10-2- Obtenção de curva de isodose da fonte de ^{192}Ir em filme radiocrômico

Este procedimento foi feito com o filme livre no ar e com o mesmo dentro do suporte cilíndrico (Figura 3.9-2) que contribuí para um maior retro espalhamento, sendo assim um resultado mais realístico, como pode ser visto na Figura 3.10-3 que reproduz a tela do sistema de planejamento. Esse sistema importa as imagens tomográficas do volume a ser irradiado.

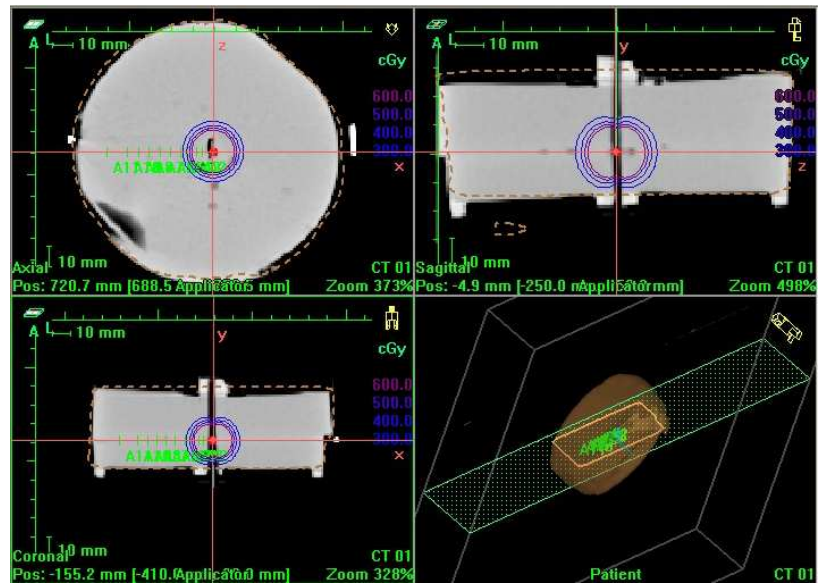


Figura 3.10-3 Sistema de Planejamento ONCENTRA, prescrição da dose no fantoma cilíndrico homogêneo.

3.11. Comparação das doses radiais em filme radiocrômico e por meio de simulação computacional com o Geant4.

Nesta etapa foram coletados dados e informações de doses ao redor da fonte de braquiterapia obtidas a partir do filme radiocrômico (Figura 3.10-2), comparadas as doses obtidas por simulação de Monte Carlo com o Código Geant4, simulando detectores ao longo do eixo transversal da fonte de braquiterapia (Figura 3.11-1) livres no ar e imersos em água sólida (bolus) e, ainda, por um bolus contendo pedaços de ossos e policloreto de polivinila - PVC (para simular heterogeneidades pois tem densidade próxima a de ossos), conforme mostrado na Figura 3.11-2.

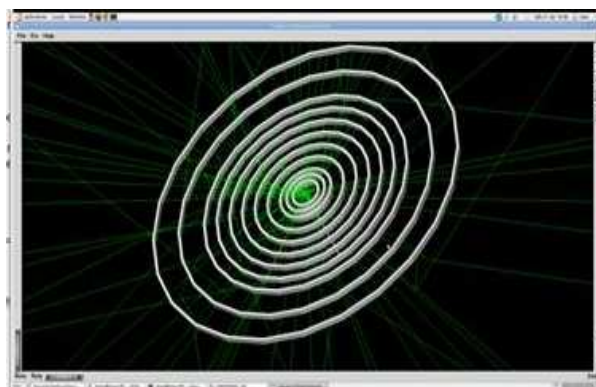


Figura 3.11-1- Simulação do fantoma cilíndrico e obtenção das doses radiais

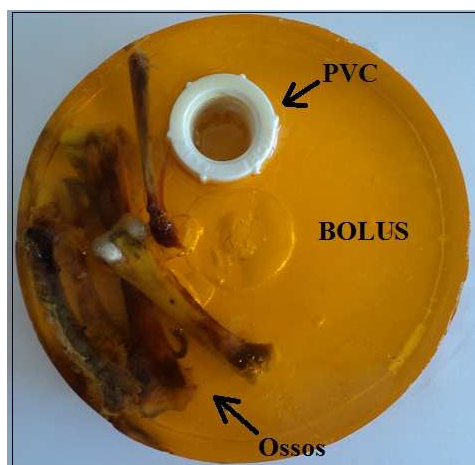


Figura 3.11-2 Bolus contendo ossos de aves e PVC para simular heterogeneidades de tecido mais denso e avaliar retroespalhamento da radiação na região.

Na modelagem com o Geant4 da fonte de braquiterapia e fantoma cilíndrico foi necessária também a simulação dos volumes detectores em formato de anéis cilíndricos com espessura de 0,0285 cm, idêntica a do filme radiocrômico EBT2. As dimensões exatas dos raios externos e internos de cada anel e o volume de cada detector mostradas são na Tabela 2.6-1.

Tabela 3.11-1 Dados da geometria dos anéis detectores modelados no Geant4.

R(cm)	Raio Interno (cm)	Raio Externo (cm)	Volume (cm³)
0,50	0,495	0,505	0,00090
0,75	0,745	0,755	0,00134
1,00	0,995	1,005	0,00179
1,25	1,245	1,255	0,00224
1,50	1,495	1,505	0,00269
2,00	1,995	2,005	0,00358
2,50	2,495	2,505	0,00448
3,00	2,995	3,005	0,00537
3,50	3,495	3,505	0,00627
4,00	3,995	4,005	0,00716
5,00	4,995	5,005	0,00895

3.12. Simulação do posicionamento de uma fonte de braquiterapia no colo de útero

A fonte de braquiterapia MicroSelectron descrita na seção 3.3 deste trabalho, foi inserida no fantoma feminino da ICRP110 afim de simular um tratamento de colo de útero. Para este estudo com a fonte de braquiterapia no fantoma de voxel ser realizado foi necessário anteriormente a validação da fonte Microselectron bem como a validação da modelagem do fantoma feminino, descrita nas seções anteriores deste trabalho.

Inicialmente posicionou-se a fonte no centro do útero, onde este procedimento contou com dados de posição do centróide dos voxels útero contidos na ICRP110 bem como o levantamento tridimensional da geometria do órgão útero no Geant4, através dos vetores de posição dos voxels (de $Id = (139)$), que representam o útero.

Após posicionar a fonte selecionou-se alguns órgãos adjacentes à região do tratamento para calcular a dose. Os órgãos escolhidos encontram-se na Tabela 3.12-1.

Nesses órgãos foram registradas as energias depositadas em joule por cada fóton proveniente da fonte de braquiterapia. Com a informação da energia depositada no volume do órgão após o término da simulação, foi calculada a dose absorvida em Gy dividindo-se a energia depositada Joule pela massa do órgão em quilograma (kg).

O código implementado no Geant4 permite o cálculo da dose em qualquer volume de órgão. No entanto, quanto maior o número de órgãos a ser calculada a dose o tempo de simulação aumenta.

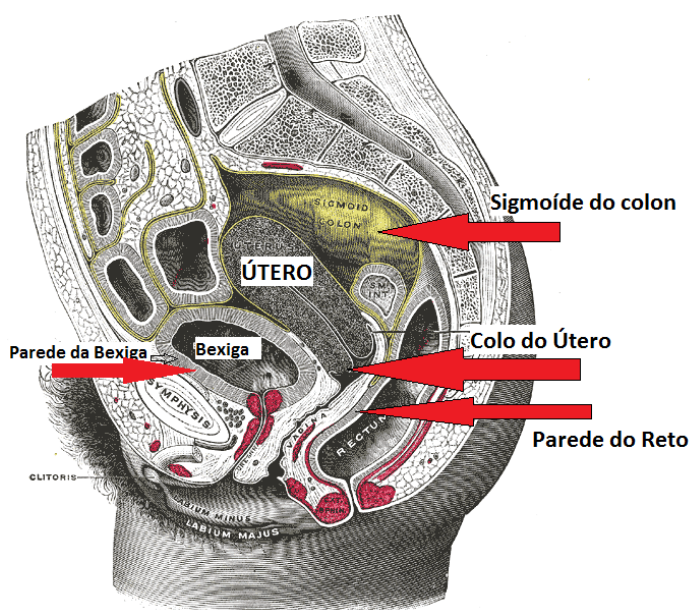


Figura 3.12-1 - Anatomia do órgãos próximos ao Colo do Útero

Por isto escolheu-se apenas os órgãos mais radiosensíveis (Figura 3.12-1) e que encontram-se nas vizinhanças do volume tratado. Também é possível posicionar a fonte de braquiterapia em qualquer ponto do fantoma desde que fornecido o parâmetro de posição, com referência ao vetor (0,0,0) que é o centro da caixa que contém os voxels, ou seja, o centro do corpo do fantoma.

Tabela 3.12-1 - Órgãos escolhidos para computar a dose do tratamento com a fonte de irídio.

Volume (órgão)	Id Voxel
Útero	139
Parede da Bexiga	137
Cólon Ascendente	76
Cólon Transverso (Lado direito)	78
Cólon Transverso (Lado esquerdo)	80
Parede de Cólon	82
Parede do Sigmóide do Cólon	84
Parede do reto	86
Ovário (esquerdo)	111
Ovário (direito)	112
Uretra (Direita)	136
Uretra (esquerda)	137
Rins	89,90,91,92,93,94
Ossos do Fêmur	28,31
Ossos da Pelvis	41

3.13. Cálculo de dose no volume alvo e órgãos adjacentes

Para obtenção das doses no volume alvo e órgãos vizinhos foram calculadas as energias depositadas nos voxels pelos fótons emitidos pela fonte, bem como os espalhados que interagem naquela região depositando parte de sua energia ou até mesmo sua deposição total.

Isto foi implementado na classe *SteppingAction* do Geant4. Passo a passo a variável criada com nome de EDEP registrava o valor da energia total depositada naquele ponto onde o fóton interagia com o meio. Isto foi realizado usando a linha de

código; (“G4double edep = aStep->GetTotalEnergyDeposit();”)

Em seguida, como pode ser visto na Figura 3.13-1, foi verificado se aquele ponto pertencia ao órgão de interesse em se conhecer a dose.

```
if (edep>0){  
    if (treko->GetVolume()->GetName()=="Uterus"){  
        analysis -> energyDepositStore(1,(edep/J) );  
    }  
    if (treko->GetVolume()->  
        GetName()=="Urinary_bladder_wall"){  
        analysis -> energyDepositStore(2 ,(edep/J) );  
    }  
}
```

Figura 3.13-1 - Rotina de verificação de energia depositada no órgão

Caso positivo, a energia era armazenada e acumulada no vetor referente ao correspondente órgão. Neste trabalho foi usado o fantoma feminino da ICRP110 descrito por três diferentes geometrias de composição de material. O primeiro fantoma denominado “*FULL*” foi o fantoma completo com todos os órgão e tecidos descritos conforme recomendação da publicação da ICRP110 para composição química e de densidade.

O segundo fantoma foi designado “*H2O*”, pois neste, todos os órgãos constituintes do fantoma tiveram suas composições químicas e densidades alteradas para água, de forma a analisar a aproximação feita pelos sistemas de planejamento radioterápicos os quais não diferenciam os tecidos ósseos, gorduras, músculos e outros tecidos que tenham densidades diferentes da água.

O terceiro e último fantoma foi criado com nome de “*BONES*” (do inglês ossos), pois este possuía agora não apenas água em sua composição, mas os ossos que compõem o esqueleto com as respectivas densidade e composição química. Isto foi feito para avaliar a influência da discretização dos ossos e estudar a contribuição que estes tem no retroespalhamento dos fótons incidentes.

Nas Tabelas 3.13-1 , 3.13-2 e 3.13-3 são apresentados valores de volume, densidade e massa para os três modelos de fantoma femininos estudados (*FULL*, *H2O* e *BONES*).

Tabela 3.13-1 - Fantoma feminino completo recomendado pela ICRP110 - FULL

Fantoma Feminino ICRP110 - FULL						
	Id Voxel	Tecido	Nº de Voxels	Volume (cm³)	Densidade (g/cm³)	Massa(Kg) FULL
Útero	139	<i>Uterus</i>	5094	77,0366	1,03	0,0793
Parede da Bexiga	137	<i>bladder</i>	2522	38,1402	1,04	0,0397
Urina contida na Bexiga	138	<i>urine</i>	12611	190,7162	1,04	0,1983
Cólon Ascendente	76	<i>intestine</i>	5675	85,8230	1,04	0,0893
Cólon Transverso (Lado direito)	78	<i>intestine</i>	3468	52,4466	1,04	0,0545
Cólon Transverso (Lado esquerdo)	80	<i>intestine</i>	3468	52,4466	1,04	0,0545
Parede de Cólon	82	<i>intestine</i>	5675	85,8230	1,04	0,0893
Parede do Sigmóide do Cólon	84	<i>intestine</i>	2838	42,9191	1,04	0,0446
Parede do reto	86	<i>intestine</i>	1576	23,8338	1,04	0,0248
Ovário (esquerdo)	111	<i>Softtissue</i>	347	5,2477	1,03	0,0054
Ovário (direito)	112	<i>Softtissue</i>	347	5,2477	1,03	0,0054
Uretra (Direita)	136	<i>Softtissue</i>	477	7,2137	1,03	0,0074
Uretra (esquerda)	137	<i>Softtissue</i>	2522	38,1402	1,03	0,0393
Rins	89,90,91, 92,93,94	<i>kidney</i>	17176	259,7526	1,05	0,2727
Ossos do Fêmur	28,31	<i>MBone</i>	16402	248,0474	1,92	0,4763
Ossos da Pelvis	41	<i>MBone</i>	8875	134,2166	1,92	0,2577

Tabela 3.13-2 - Fantoma feminino da ICRP110 constituído somente de água - H2O

Fantoma Feminino ICRP110 - H2O						
	Id Voxel	Tecido	Nº de Voxels	Volume (cm³)	Densidade (g/cm³)	Massa(Kg) FULL
Útero	139	H2O	5094	77,03656	1,00	0,0770
Parede da Bexiga	137	H2O	2522	38,14021	1,00	0,0381
Urina contida na Bexiga	138	H2O	12611	190,7162	1,00	0,1907
Cólon Ascendente	76	H2O	5675	85,82303	1,00	0,0858
Cólon Transverso (Lado direito)	78	H2O	3468	52,44656	1,00	0,0524
Cólon Transverso (Lado esquerdo)	80	H2O	3468	52,44656	1,00	0,0524
Parede de Cólon	82	H2O	5675	85,82303	1,00	0,0858
Parede do Sigmóide do Cólon	84	H2O	2838	42,91907	1,00	0,0429
Parede do reto	86	H2O	1576	23,83385	1,00	0,0238
Ovário (esquerdo)	111	H2O	347	5,247681	1,00	0,0052
Ovário (direito)	112	H2O	347	5,247681	1,00	0,0052
Uretra (Direita)	136	H2O	477	7,213671	1,00	0,0072
Uretra (esquerda)	137	H2O	2522	38,14021	1,00	0,0381
Rins	89,90,91, 92,93,94	H2O	17176	259,7526	1,00	0,2598
Ossos do Fêmur	28,31	H2O	16402	248,0474	1,00	0,2480
Ossos da Pelvis	41	H2O	8875	134,2166	1,00	0,1342

Tabela 3.13-3 - Fantoma feminino da ICRP110 modificado para água e com descrição da densidade e composição de todos os ossos do corpo - *BONES*

Fantoma Feminino ICRP110 - BONES						
	Id Voxel	Tecido	Nº de Voxels	Volume (cm ³)	Densidade (g/cm ³)	Massa(Kg) FULL
Útero	139	H2O	5094	77,03656	1,00	0,0770
Parede da Bexiga	137	H2O	2522	38,14021	1,00	0,0381
Urina contida na Bexiga	138	H2O	12611	190,7162	1,00	0,1907
Cólon Ascendente	76	H2O	5675	85,82303	1,00	0,0858
Cólon Transverso (Lado direito)	78	H2O	3468	52,44656	1,00	0,0524
Cólon Transverso (Lado esquerdo)	80	H2O	3468	52,44656	1,00	0,0524
Parede de Cólon	82	H2O	5675	85,82303	1,00	0,0858
Parede do Sigmóide do Cólon	84	H2O	2838	42,91907	1,00	0,0429
Parede do reto	86	H2O	1576	23,83385	1,00	0,0238
Ovário (esquerdo)	111	H2O	347	5,247681	1,00	0,0052
Ovário (direito)	112	H2O	347	5,247681	1,00	0,0052
Uretra (Direita)	136	H2O	477	7,213671	1,00	0,0072
Uretra (esquerda)	137	H2O	2522	38,14021	1,00	0,0381
Rins	89,90,91 92,93,94	H2O	17176	259,7526	1,00	0,2598
Ossos do Fêmur	28,31	<i>Mbone</i>	16402	248,0474	1,92	0,4763
Ossos da Pelvis	41	<i>MBone</i>	8875	134,2166	1,92	0,2577

3.14. Obtenção das curvas de isodose no fantoma de voxels da ICRP110

Foram obtidas também neste trabalho as curvas de isodose no plano transversal ao centro da fonte. Isto foi realizado, definindo a dose no plano onde a fonte estava posicionada.

Como existia um interesse em construir um histograma de dose absorvida pela fonte de braquiterapia no fantoma, ou seja, a dose voxel a voxel no plano, era necessário conhecer passo a passo a deposição da energia do fóton pelo fantoma. E ainda era necessário conhecer também a densidade do material daquele voxel. Pois uma vez conhecida a densidade deste voxel ortoretangular, calculava-se a massa deste cujas dimensões eram sempre (1,775 x 1,775 x 4,840) mm, resultando em um volume de 0,015123 cm³.

```

G4double densityMat = aStep->GetTrack()->GetMaterial()->GetDensity();
G4double massa= 0.015123*(densityMat/g*cm3);
// volume em cm3 multiplicado pela massa em g/cm3
G4double dose1V=(edep/J)/massa; // dose em J/g

if (edep>0 and Zk==Z0){ analysis->energyDepositStore2D (Xi,Yj,dose1V); }

```

Figura 3.14-1 Rotina no Geant4 para calcular a dose no voxel e construir as isodoses no plano da fonte

O histograma de dose no plano é preenchido de acordo com as linhas de código da rotina da Figura 3.14-1. A dose absorvida no voxel é calculada e registrada na posição X_i , Y_j , respectivamente, linha e coluna da matriz de voxels do plano onde estava localizada a fonte (Figura 3.14-1.), formando um histograma de dose no plano Z_i , a partir deste são traçadas as curvas de nível de doses na fatia transversal do fantoma de voxel (Isodoses).

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1. Implementação e validação de fantasmas de voxels

Os resultados iniciais obtidos no presente trabalho foram a implementação e validação dos simuladores antropomórficos de voxels na ferramenta de simulação Geant4 (Figura 4.2-2) e MCNPX (Figura 4.2-1).

4.2. Implementação e validação do fantoma de Zubal (*Vox_tiss8* - “ZAD”)

A modelagem do fantoma de Zubal foi validada através das comparações de resultados obtidos de DCC usando os códigos VMC, MCNPX e por dados publicados por [Lee et al, 2006], para a geometria de irradiação LAT (média de RLAT com LLAT).

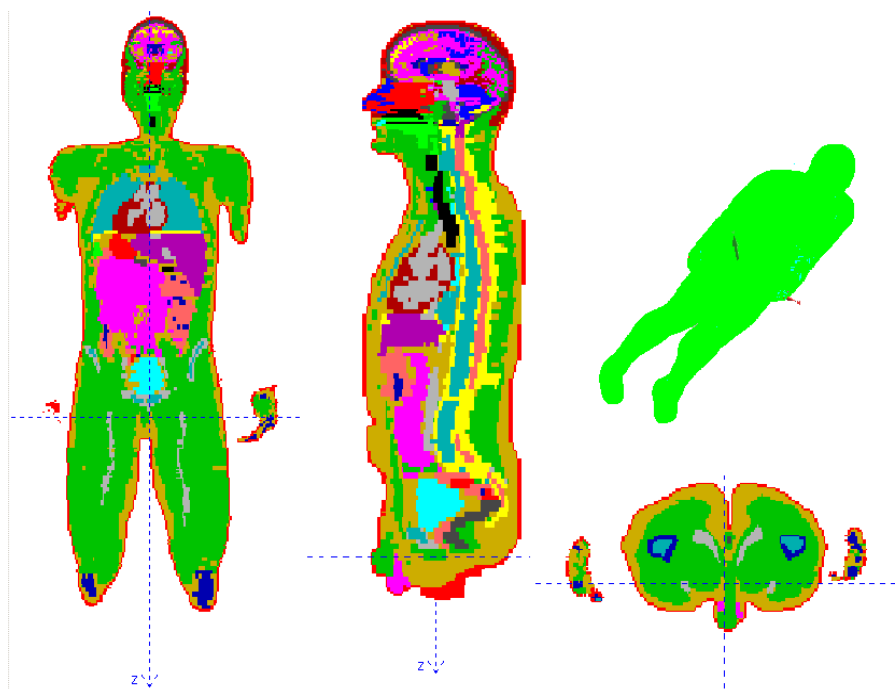


Figura 4.2-1 - Fantoma Zubal (vox_tiss8) no MCNPX

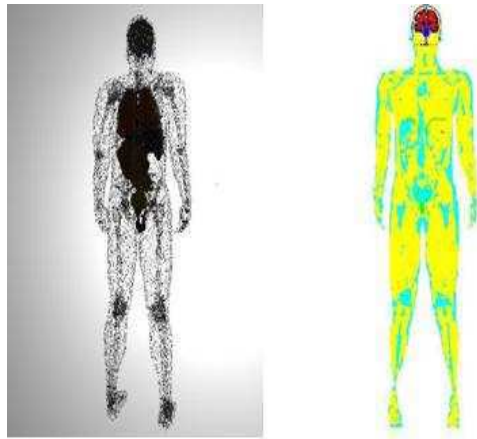


Figura 4.2-2 - Zubal Arms Down(ZAD) 3D(esquerda) e 2D(direita)

Os resultados apresentados nas Figuras 4.2-3 , 4.2-4 e 4.2-5 mostram os gráficos de DCC da simulação com 1 milhão de histórias, com Geant4 na geometria LAT para fótons com energias de 15 keV a 10 MeV em alguns órgãos. Para os pulmões é observada uma boa concordância em toda faixa de energia exceto por uma pequena discrepância entre 6 e 10 MeV para os valores obtidos com o código de Monte Carlo Geant4 (Figura 4.2-3) .

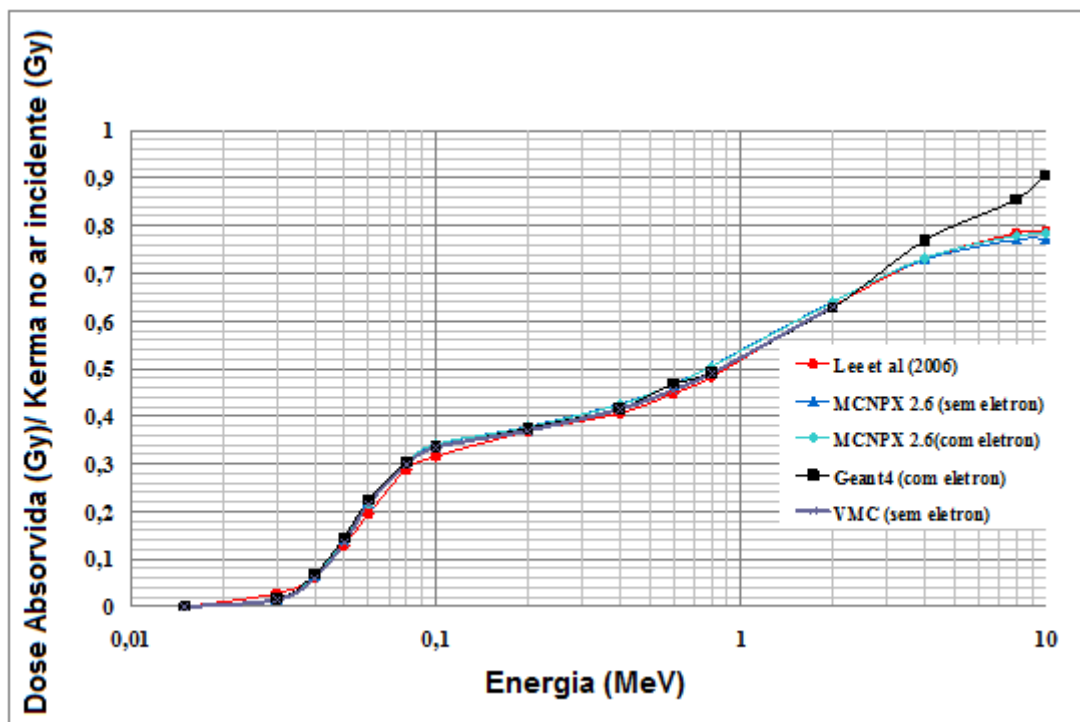


Figura 4.2-3 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões na geometria de irradiação LAT, com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons.

O gráfico de DDCs para rins (Figura 4.2-4) apresenta pequenas flutuações para fótons com energias acima de 300 keV [Lee et al 2006].

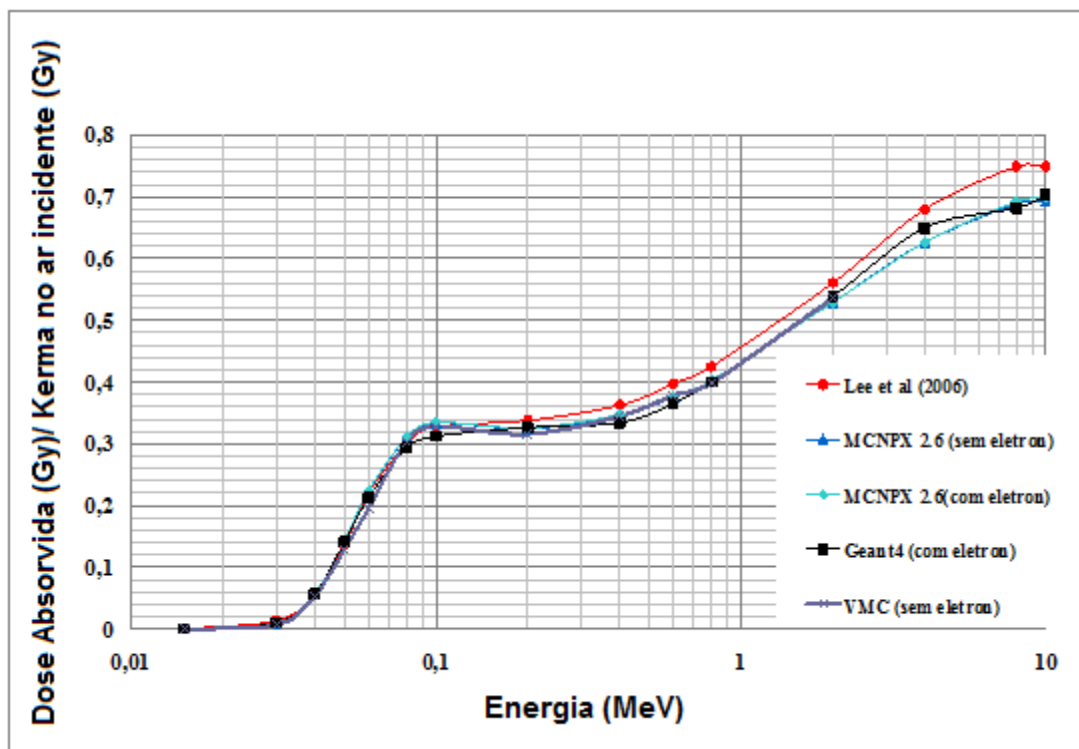


Figura 4.2-4 DCC em função da energia de fótons para os rins na geometria de irradiação LAT, com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons

Os resultados de DCC para o esôfago Figura 4.2-5 também foram analisados e apresentam boa concordância entre [Lee et al 2006] e os códigos Geant4 , MCNPX e VMC.

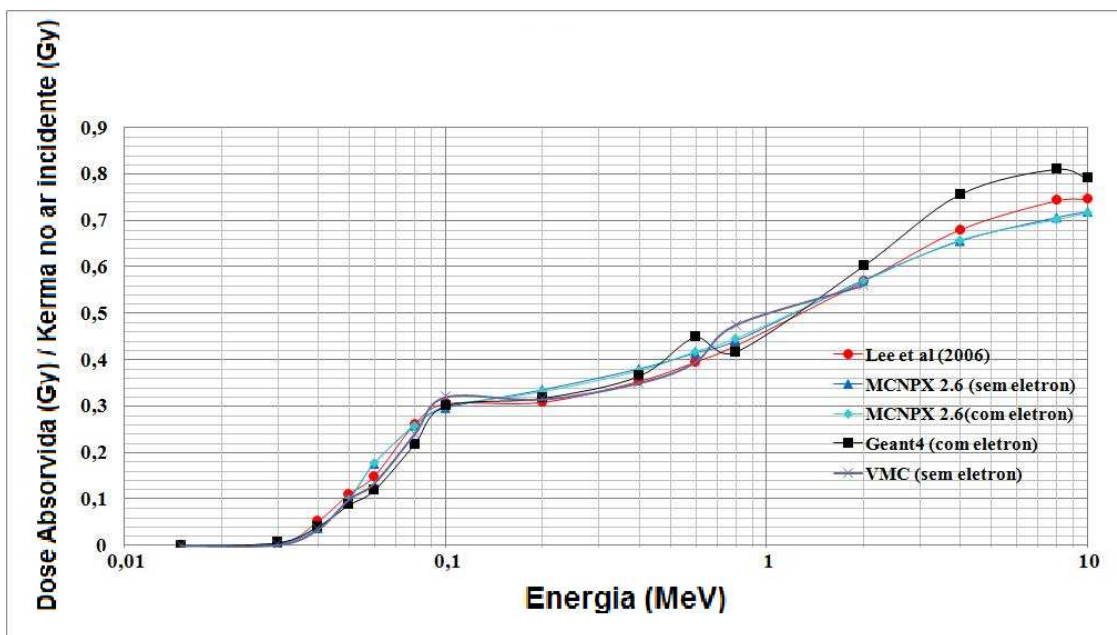


Figura 4.2-5 - DCC em função da energia de fótons para o esôfago na geometria de irradiação LAT com e sem o acompanhamento do transporte de elétrons

4.3.Implementação dos fantasmas feminino e masculino da ICRP110

Os primeiros resultados da implementação dos fantasmas de voxels recomendados pela ICRP110 e obtidos com os códigos de Monte Carlo Geant4 e MCNPX são mostrados nas Figura 4.3-1 e Figura 4.3-2, respectivamente, onde as imagens do corpo humano demonstram a integridade da implementação

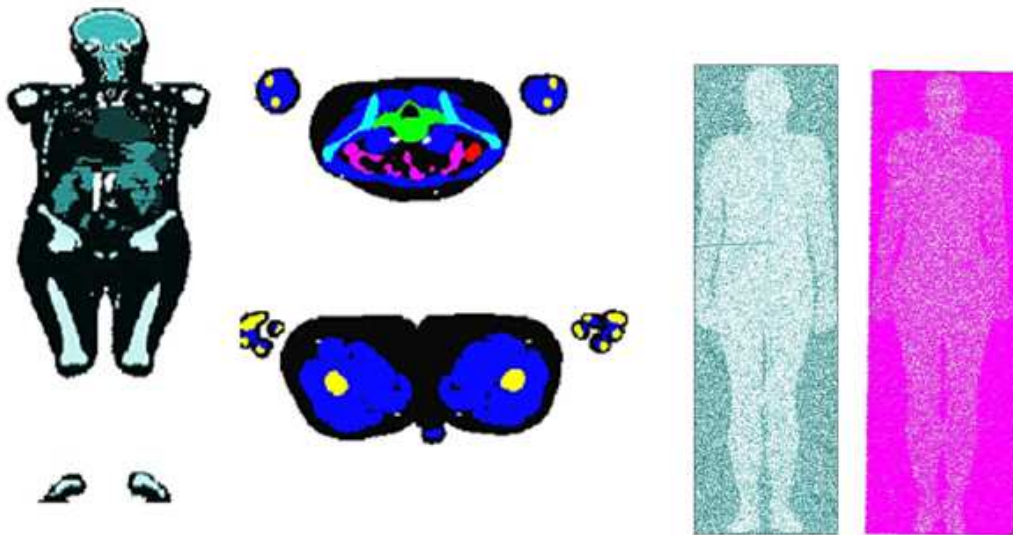


Figura 4.3-1 Fantasmas masculino e feminino recomendados pela ICRP110 implementados no Geant4.

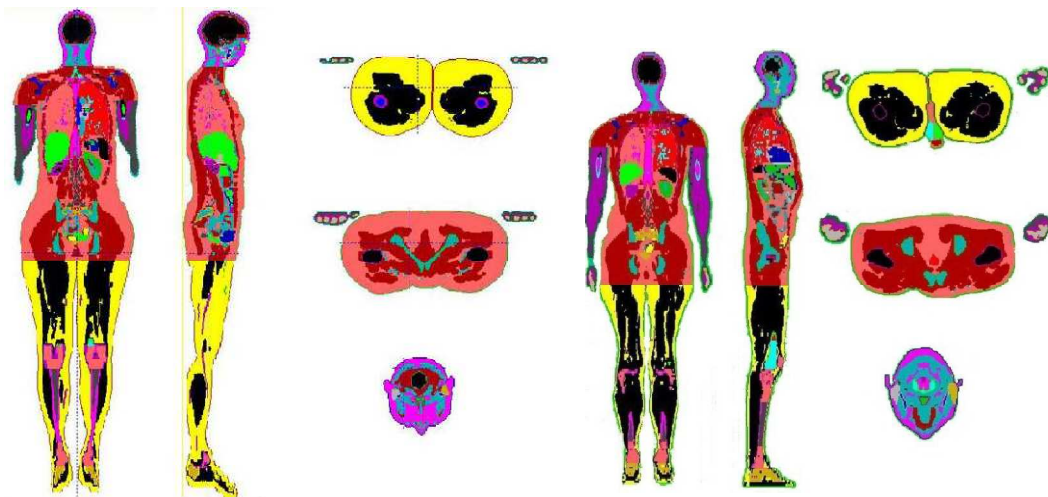


Figura 4.3-2 Fantasmas recomendados pela ICRP 110 , feminino (esquerda) e masculino (direita) implementados no MCNPX e visualizados com software Moritz.

4.4. Validação dos fantasmas recomendados pela ICRP110

Os resultados apresentados nas Figuras 4.4-1 a 4.4-6 mostram as DCC nos fantasmas masculino e feminino da ICRP110, para feixes planos alinhados e estendidos monoenergéticos de fótons com energias de 15 keV a 10 MeV, para alguns órgãos na geometria AP e PA, com 20 milhões de histórias. Os resultados obtidos neste trabalho com o Geant4 foram comparados com resultados disponíveis em literatura [ZANKL et al, 2007], [ICRP 2007], e calculados com o VMC.

A Figura 4.4-1 e Figura 4.4-2 apresentam, respectivamente, os DCC para os pulmões e cólon do simulador masculino da ICRP110, na geometria de irradiação AP. Os resultados obtidos com a modelagem no código Geant4 são comparados com os obtidos por ZANKL et al 2007, ICRP 110 e VMC e apresentam boa concordância.

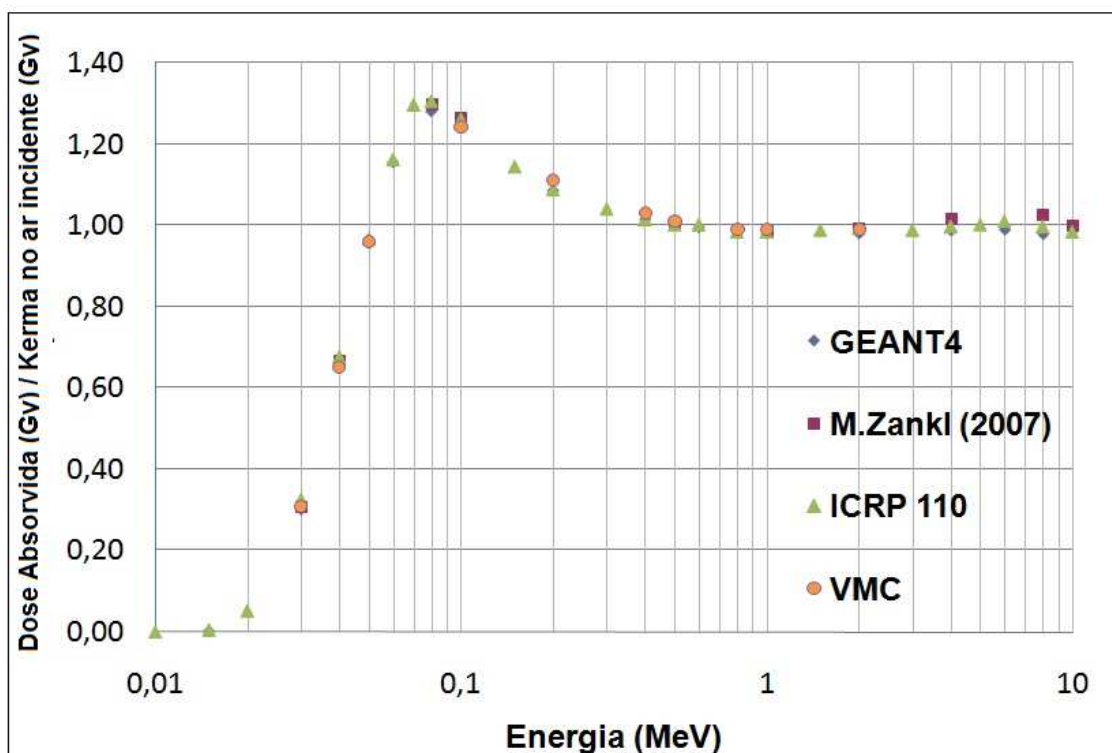


Figura 4.4-1. DCC em função da energia de fótons para os pulmões geometria de irradiação AP, do simulador masculino da ICRP110.

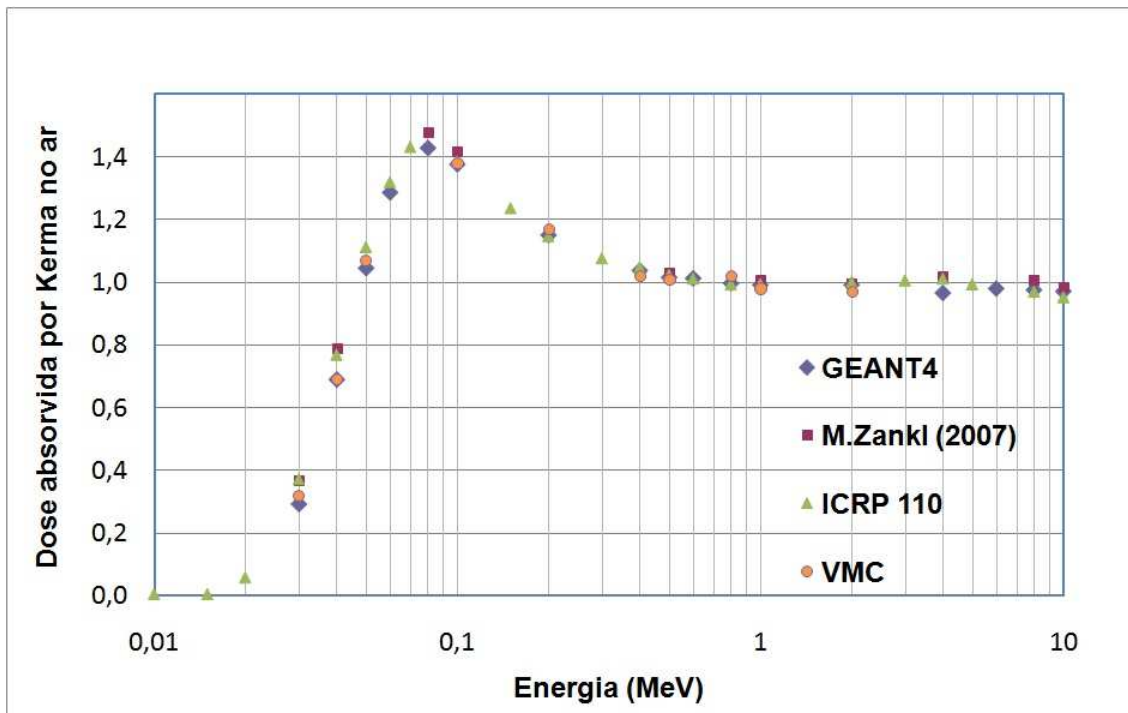


Figura 4.4-2 -. DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação AP, do simulador masculino da ICRP110.

As Figuras 4.4 3 e 4.4-4 apresentam alguns coeficientes de conversão para os pulmões do simulador Feminino da ICRP110, nas as geometrias de irradiação PA e AP respectivamente. Os resultados do Geant4 e MCNPX são comparados com os encontrados na literatura [ZANKL et al 2007], ICRP 110, FLUKA e VMC.

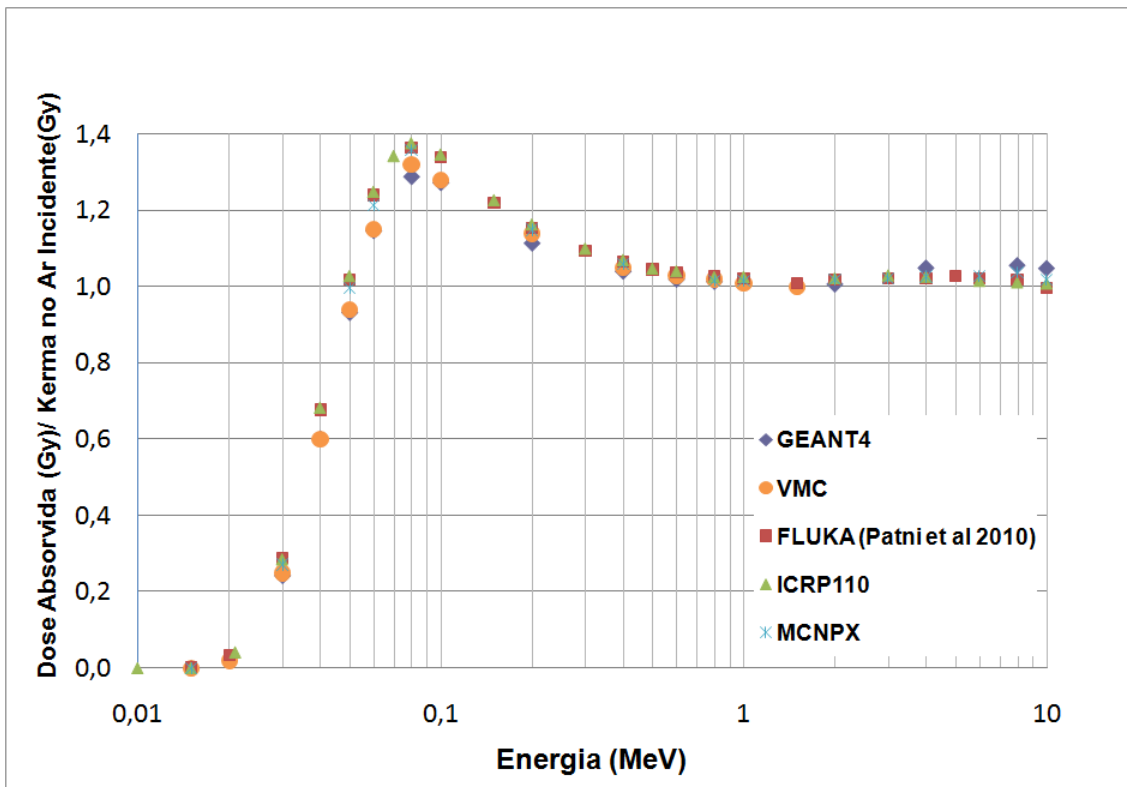


Figura 4.4-3 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões geometria de irradiação PA, do simulador feminino da ICRP110.

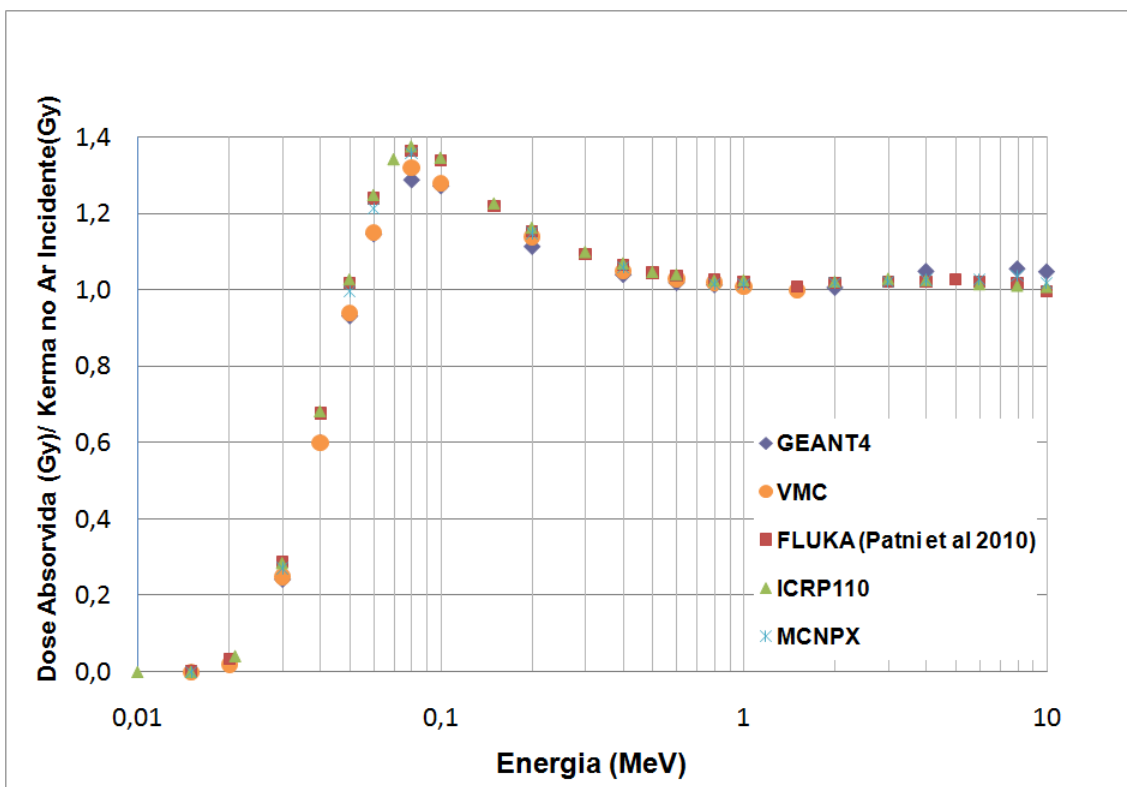


Figura 4.4-4 – DCC em função da energia de fótons para os pulmões, geometria de irradiação AP, do simulador feminino da ICRP110.

A Figura 4.4-5 e a Figura 4.4-6 apresentam os DCC para cólon do fantoma feminino da ICRP110, para as geometrias de irradiação PA e AP respectivamente. Os resultados obtidos através dos códigos Geant4 e MCNPX são comparados com os encontrados na literatura ICRP 110, FLUKA e VMC.

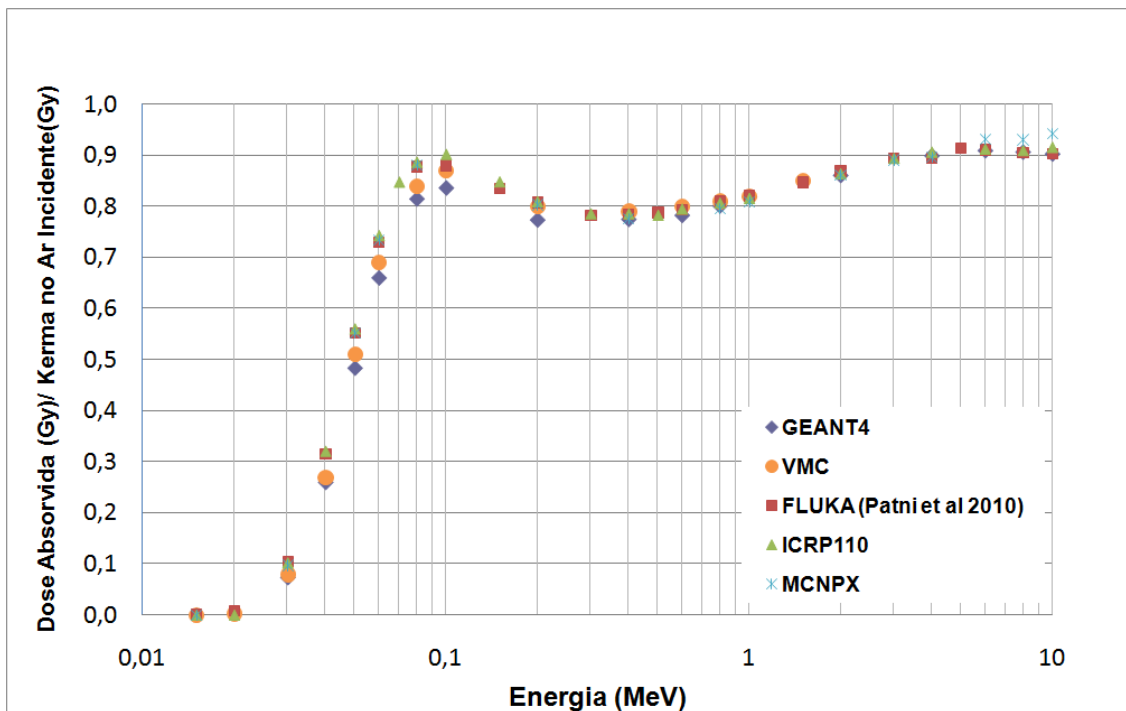


Figura 4.4-5 – DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação PA, do simulador feminino da ICRP110.

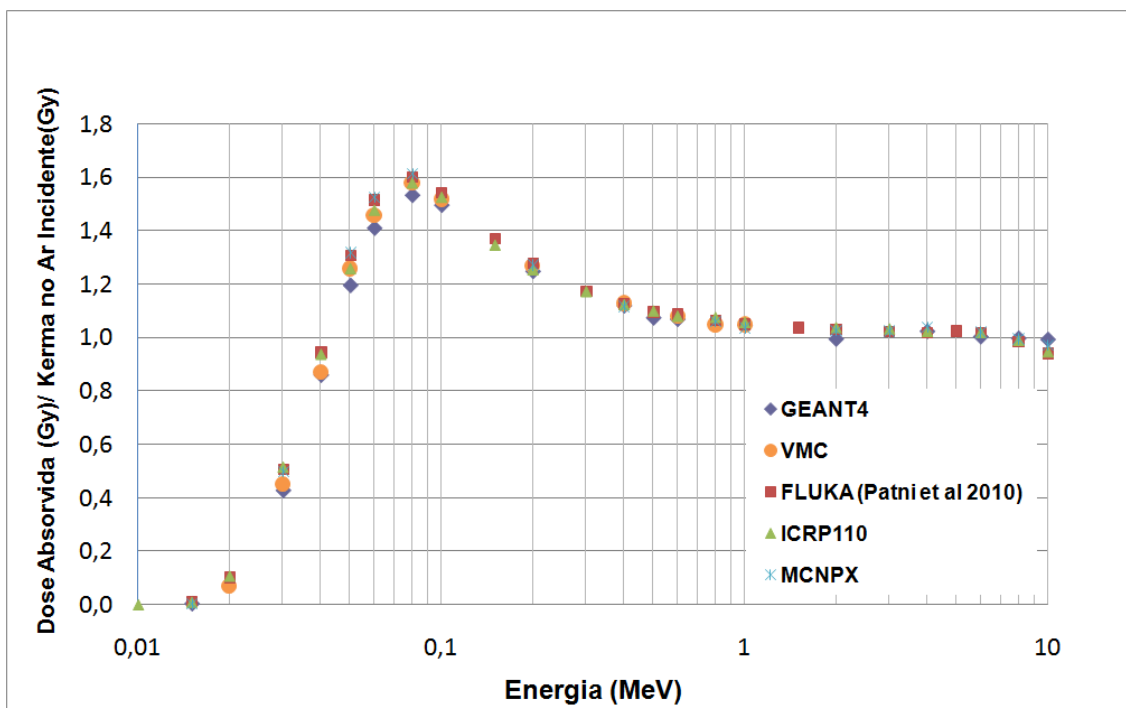


Figura 4.4-6 – DCC em função da energia de fótons para o cólon, geometria de irradiação AP, do simulador feminino da ICRP110.

Estes resultados de DCC apresentam boa concordância com a literatura, mostrando que a modelagem dos fantasmas masculino e feminino, recomendados pela ICRP110, feita neste presente trabalho com Geant4 é eficiente no processo de cálculo de dose em órgãos para fótons em fantasmas de voxels. As curvas de conversão de kerma no ar em dose absorvida nos órgãos estão disponíveis no artigo publicado na revista Radiation Physics and Chemistry [MARTINS et al 2013].

4.5. Modelagem e validação da fonte de braquiterapia ^{192}Ir MicroSelectron V2

A Figura 4.5-1 mostra a modelagem da geometria da fonte de braquiterapia ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR, onde nota-se a partir da visualização pela ferramenta OpenInventor [OpenInventor] que a fonte foi construída integralmente de acordo com a referência [DASKALOV, et al 1998].

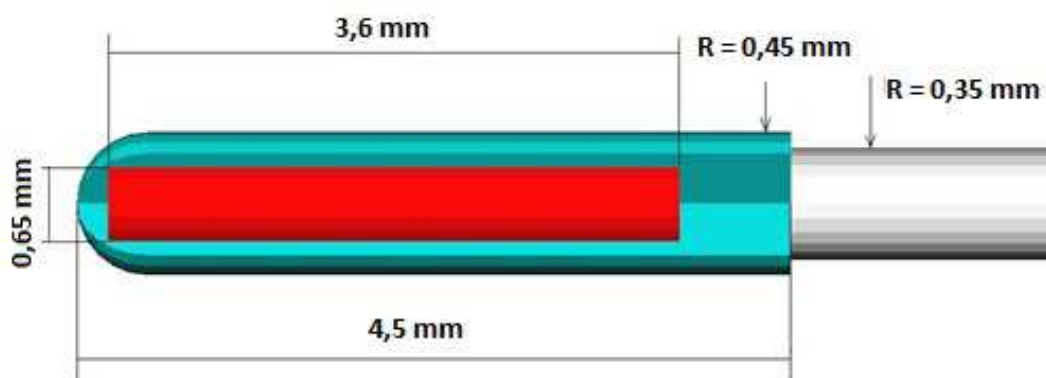


Figura 4.5-1 - Fonte de Braquiterapia microSelectron V2 modelada no Geant4.

A Figura 4.5-2 apresenta o espectro em energia dos fótons emitidos pela fonte de Irídio 192 simulada no Geant4 com encapsulamento e cabo. Resultado obtido a partir da simulação do espectro puro do ^{192}Ir fornecido pelo *Laboratoire National Henri Becquerel*, transportado pela geometria do encapsulamento e cabo da fonte de braquiterapia microSelectron V2 modelada no Geant4 com detector rodeando o encapsulamento da fonte definida no vácuo que armazena a informação da energia de cada fóton que sai da fonte. O histograma da Figura 4.5-2 compara a literatura disponível com o monte carlo EGSnrc [ROGER et al 2008] com o resultado das energias cinéticas das partículas (fótons), sendo definido um corte energia de 10 keV tendo apresentado boa concordância.

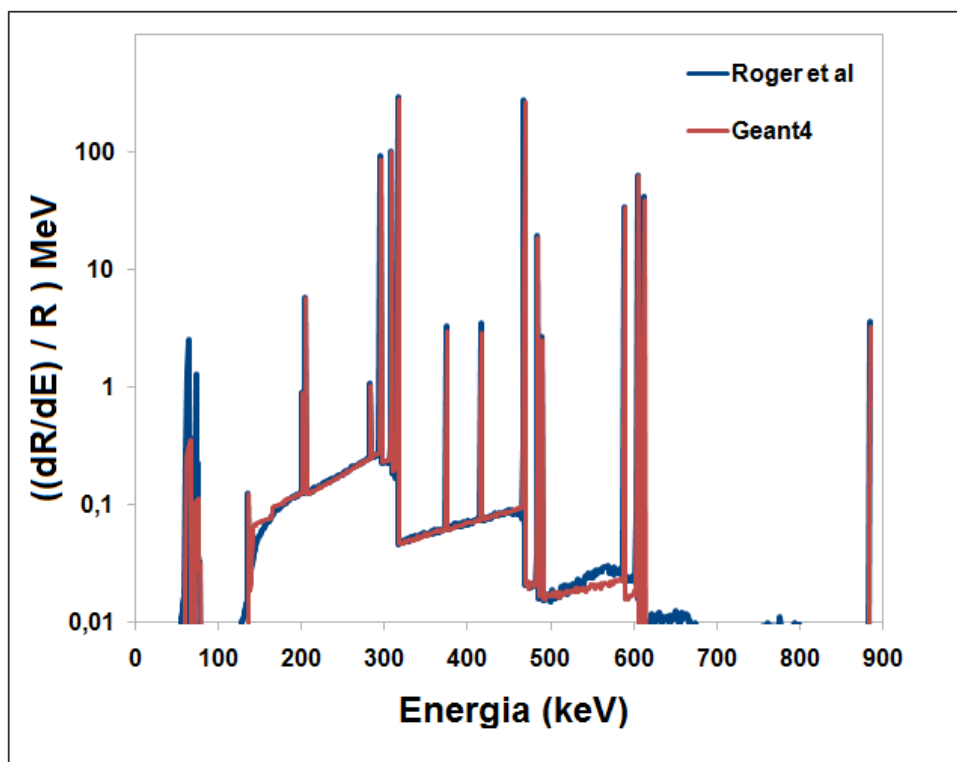


Figura 4.5-2 Espectro de emissão da Fonte ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR.

4.5.1. Constante de Taxa de Dose da Fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR

A

Tabela 4.5.1-1 apresenta os parâmetros dosimétricos Constantes de Taxa de Dose que foram obtidos neste trabalho de validação da modelagem da fonte de ^{192}Ir MicroSelectron V2 HDR, bem como as incertezas associadas aos cálculos desta grandeza. Estes resultados são comparados os disponíveis na literatura e apresentaram boa concordância [MARTINS, et al 2011].

Tabela 4.5.1-1 Constante de Taxa de Dose (Λ) obtida com Geant4 e MCNPX neste trabalho para Fonte de ^{192}Ir Braquiterapia MicroSelectron V2 comparada com literatura.

Referência	Método	Λ (cGyh⁻¹U⁻¹)	Incerteza (%)
TAYLOR R. E. P., ROGERS D. W. O. et al (2008)	po= 1 cm/ voxel a 100 cm	1,1090	0,002
	ro = 0,2 cm / voxel a 100 cm	22,7300	0,02
G. M. Daskalov et al [1998,2000]	Extrapolação da função radial Dose (po= 1 cm)	1,1080	0,001
Ruqing Wang, X. Allen Li [2002]	ro = 0,2 cm / voxel a 100 cm	22,7500	0,03
Este trabalho			
Geant4 (MARTINS et al 2011)	po = 1 cm/ voxel a 100 cm	1,1008	0,004
	ro = 0,2 cm /voxel a 100 cm	22,1839	0,004
MCNPX (MARTINS et al 2011)	po = 1 cm/voxel a 100 cm	0,9900	-
	ro = 0,2 cm /voxel a 100 cm	20,4040	-

A Figura 4.5.1-1 apresenta a comparação da função de anisotropia da fonte simulada no neste trabalho com o Geant4 para um raio de 0,25 cm e θ variando de 0 a 180°, com resultados da literatura disponíveis [TAYLOR e ROGERS 2008] .

Um único extremo próximo a 180 ° parece não concordar com a literatura porém é descrita no Geant4 também a geometria do cabo da fonte que pode estar influenciando com o espalhamento naquela região do espaço.

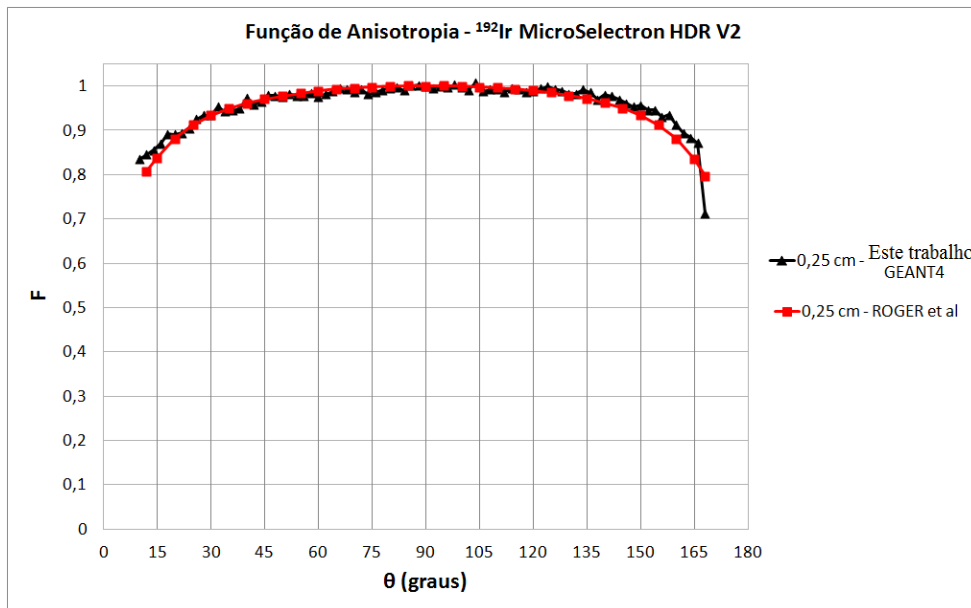


Figura 4.5.1-1. Função de anisotropia $F(0,25 \text{ cm}; \theta)$

Na Figura 4.5.1-2 e Figura 4.5.1-3 são apresentadas as comparações das funções de anisotropia para raios de 1 e 10 cm, respectivamente, para ângulos de 0 a 180°. Nota-se uma boa concordância entre os valores obtidos neste trabalho com os de [TAYLOR e ROGERS 2008].

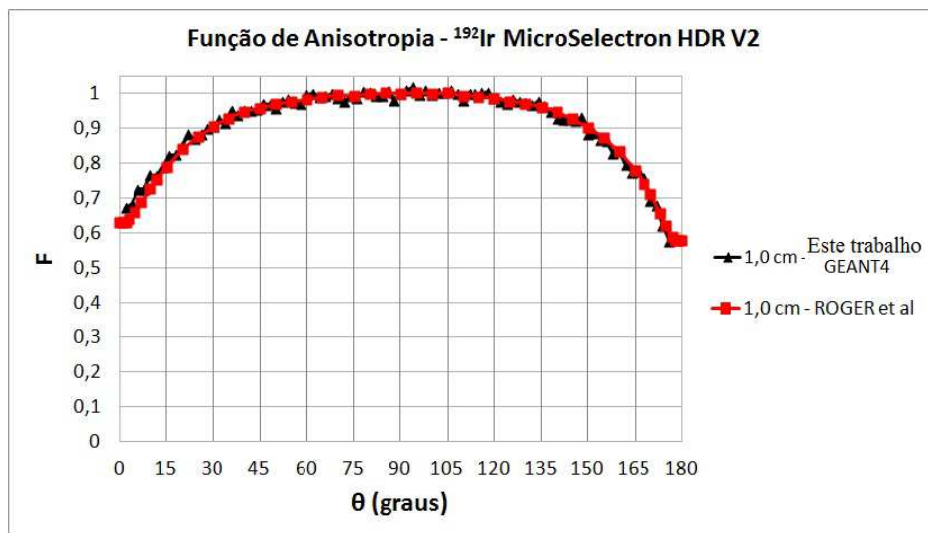


Figura 4.5.1-2. Função de anisotropia $F(1,0 \text{ cm}; \theta)$

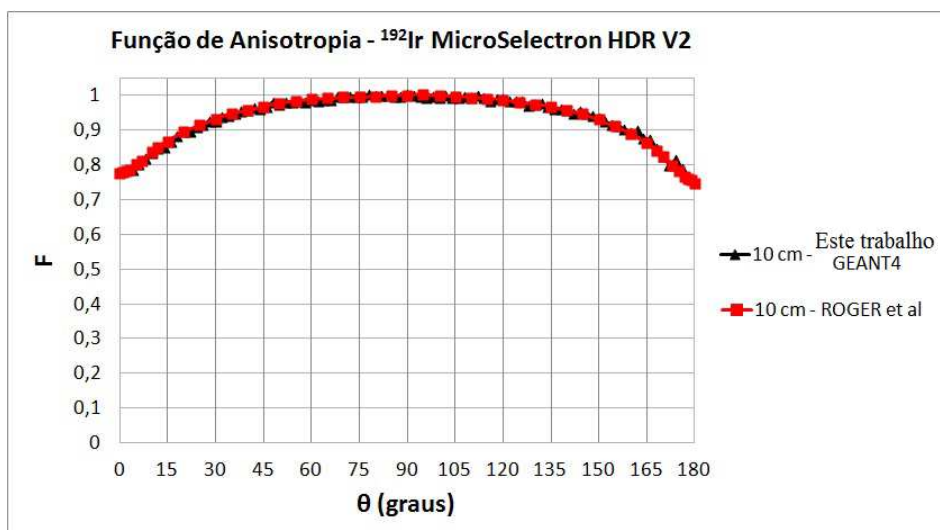


Figura 4.5.1-3 Função de anisotropia $F(10,0 \text{ cm}; \theta)$

4.6. Resultados da dosimetria com termoluminiscência

Nesta etapa do trabalho, usou-se uma caixa cúbica de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ com 8mm de espessura de acrílico preenchida com água, como descrito na seção 3.4. Na Tabela 4.6-1 é feita a comparação do valor kerma registrado no TLD com os valores de kerma obtidos pela simulação do mesmo cenário com os códigos Geant4 e MCNPX. Posteriormente foi feita com o Geant4 uma nova simulação corrigindo os valores de calibração do TLD, uma vez que fora calibrado com fonte padrão de ^{137}Cs . Para isso usou-se um conjunto de valores de correção de dependência energética [MARTINS, et al 2011].

Tabela 4.6-1 Comparação entre os valores de kerma obtidos por simulação de Monte Carlo (Geant4 e MCNPX) e os determinados experimentalmente com TLD

Método	Kerma (cGy)	Experimental	
		Leitura do TLD (cGy)	Erro (%)
Geant4 - Com correção de dependência energética	$4,41 \pm 0,01$		9,19
Geant4- Sem Correção de dependência energética	$4,32 \pm 0,01$	$4,86 \pm 0,08$	11,03
MCNPX	3,94		23,32

Na data de realização do experimento com o TLD, a atividade da fonte de Braquiterapia Nucletron ^{192}Ir foi de $2,726 \times 10^{11}$ Bq e de 3cGy a dose planejada pelo sistema de planejamento de tratamento Oncentra. Neste experimento não se testava a eficiência da entrega da dose pelo sistema de planejamento, devido a distância de 30 centímetros (fora do raio de tratamento comum), o interesse era apenas na comparação dos resultados do monte carlo e do aparato experimental com TLD.

4.7. Calibração do filme radiocrômico

A calibração dos filmes radiocrômico em densidade óptica líquida para dose foi realizada com feixes de fótons provenientes do acelerador linear Trilogy configurado para 6MV e planejado em um fantoma usado em controle de qualidade hospitalar. Os resultados das irradiações são apresentados na forma de curvas de calibração obtidos após leitura empregando um densitômetro óptico (seção 4.7.1) e dois diferentes Escâner (seção 4.7.2).

4.7.1. Calibração usando o densitômetro óptico

Tabela 4.7.1-1 apresenta os valores de D.O.L. avaliados com densitômetro óptico, bem como valores dos parâmetros (α e β) da equação da curva de ajuste da calibração D.O.L. *versus* dose absorvida (Equação 4.7.1) obtidos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Trilogy.

A partir dos dados apresentados na Tabela 4.7.1-1 determinou-se a equação da curva de calibração substituindo os valores numéricos das constantes (α e β) encontradas pelo ajuste *solver* do *Microsoft Excel2007* (Equação 4.7.1).

Tabela 4.7.1-1 - D.O.L. versus dose absorvida e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômico EBT2 obtidos usando feixe de 6MV do acelerador linear Trilogy.

Dose Absorvida (Gy)	D.O.L.	alfa	beta (Gy ⁻¹)	D.O.L (ajuste)
0	0	0,853	0,103	0,000
0,1	0,03			0,009
0,5	0,05			0,043
1	0,07			0,083
2	0,16			0,159
3	0,23			0,226
4	0,29			0,288
5	0,34			0,343
6	0,39			0,393
7	0,44			0,438

$$D.O.L = \alpha(1 - e^{-\beta \cdot Dose}) \quad (4.7.1)$$

A Figura 4.7.1-1 mostra a curva de ajuste determinada para o filme radiocrômico, com feixe proveniente do acelerador linear Trilogy.

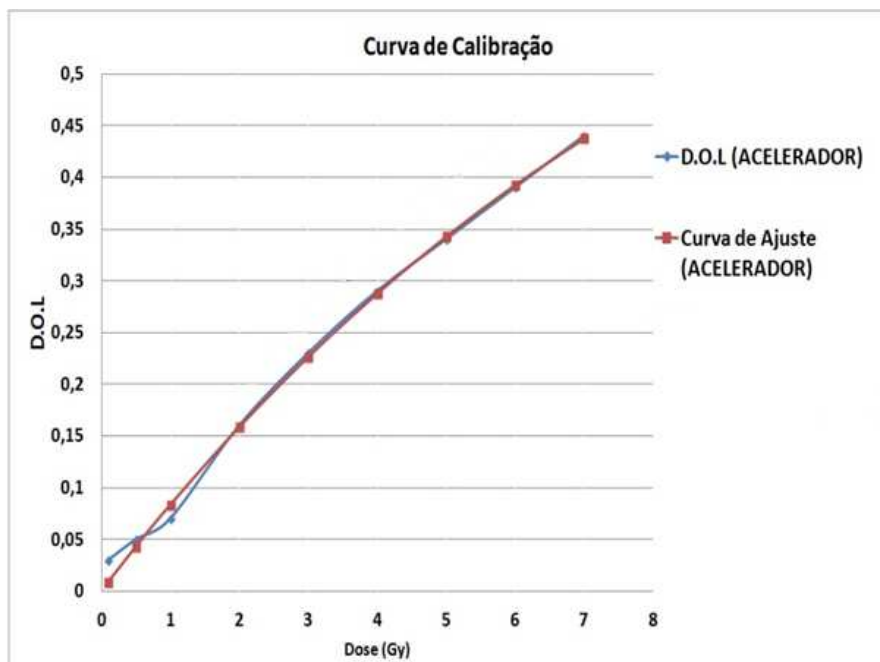


Figura 4.7.1-1 - Curva de calibração do filme radiocrômico usando acelerador linear Trilogy e obtida através da leitura dos filmes em densitômetro óptico.

4.7.2. Calibração com leitura no escâner

Foram obtidos resultados com dois tipos de escâneres de fabricantes diferentes Microtek e Epson, no entanto, os resultados com o escâner Epson foi escolhido para este trabalho pois a velocidade de leitura, o desempenho e resolução são notoriamente superiores.

A Tabela 4.7.2-1 apresenta os valores de D.O.L. medidos usando o escâner do fabricante Microtek no modo de transmissão canal vermelho, bem como valores dos parâmetros alfa (α) e beta (β) da equação da curva de ajuste da calibração obtidos usando o feixe de fótons do acelerador linear Trilogy.

Tabela 4.7.2-1 D.O.L. versus dose absorvida obtidos com escâner Microtek e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômicos

Dose Absorvida (Gy)	DOL	alfa	beta	D.O.L (ajuste)
		0,652	0,139	
0,1	0,006			0,009
0,5	0,048			0,044
1	0,095			0,085
2	0,169			0,159
3	0,218			0,223
4	0,270			0,279
5	0,324			0,328
6	0,368			0,370
7	0,414			0,407

A Equação 4.7.2 refere-se a expressão para determinação da dose absorvida em função do D.O.L obtida com escâner Microtek usando feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy.

$$D.O.L = 0,652(1 - e^{-0,139 \times Dose}) \quad (4.7.2)$$

A Figura 4.7.2-1 mostra a curva de calibração do filme radiocrômico determinada através da leitura do escâner marca Microtek, com feixe proveniente do acelerador linear Trilogy.

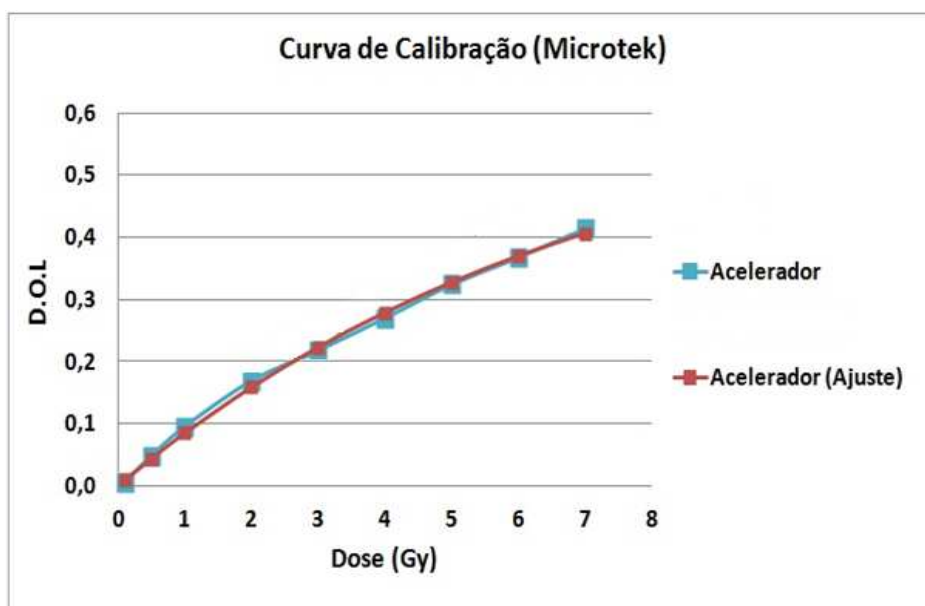


Figura 4.7.2-1 Curva de calibração do filme radiocrômico obtida com escâner marca Microtek usando feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy

A Tabela 2.6-1 apresenta os valores de D.O.L. *versus* dose absorvida medidos com o escâner marca Epson em modo de transmissão e canal vermelho, bem como valores dos parâmetros alfa (α) e beta (β) da equação da curva de ajuste da calibração obtidos usando o feixe do acelerador linear Trilogy.

Tabela 4.7.2-2 Curva D.O.L. *versus* dose absorvida obtida com escâner Epson e parâmetros alfa (α) e beta (β) da curva de calibração do filme radiocrômicos

Dose Absorvida (Gy)	DOL	alfa	Beta(Gy^{-1})	D.O.L (ajuste)
0		0,785	0,104	
0,1	0,012			0,008
0,5	0,044			0,040
1	0,081			0,077
2	0,151			0,147
3	0,209			0,210
4	0,262			0,266
5	0,314			0,317
6	0,362			0,363
7	0,409			0,405

A Equação 4.7.3 refere-se a função para determinação da dose absorvida em

função do D.O.L, obtida com escâner Epson usando feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy

$$D.O.L = 0,785(1 - e^{-0,104 \times Dose}) \quad (4.7.3)$$

A Figura 4.7.2-2 apresenta a curva de calibração do filme radiocrômico obtida através do Escâner marca Epson, com feixes de fótons proveniente no acelerador linear Trilogy.

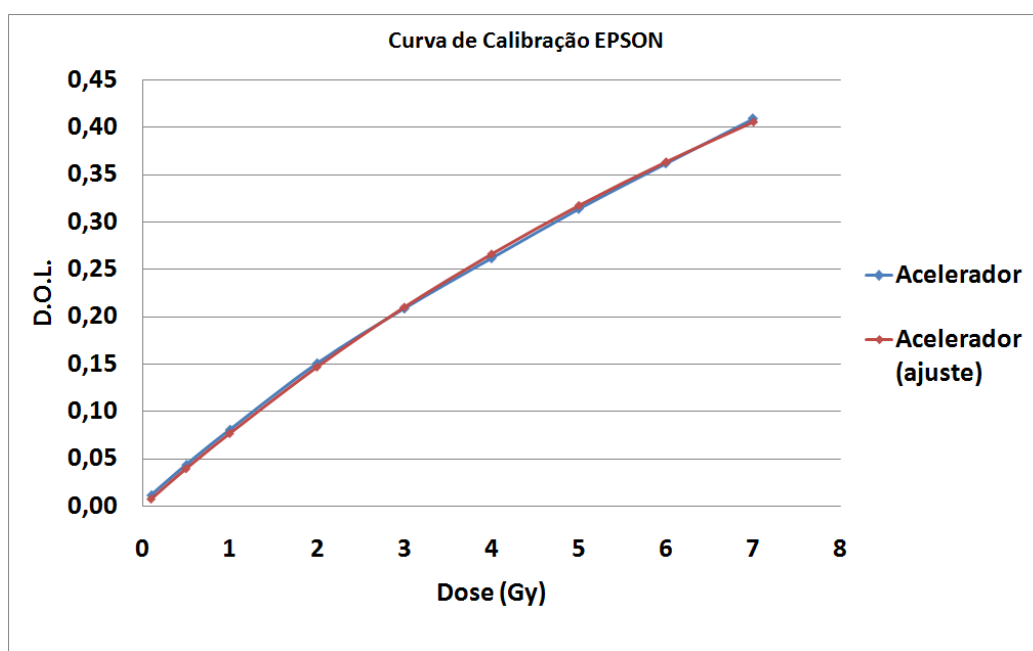


Figura 4.7.2-2 Curva de calibração do filme radiocrômico obtida com escâner marca Epson e feixe de fótons proveniente do acelerador linear Trilogy

Visando verificar a repetitividade dos filmes radiocrômicos em registrar doses absorvidas de 1 a 10 Gy, com fótons, foi repetido o procedimento de irradiação com o acelerador Trilogy, e verificada a calibração obtida com o escâner marca Epson conforme mostrada na Figura 4.7.2-3, onde pode-se observar boa concordância entre as medidas realizadas em momentos distintos para testar a repetitividade dos filmes radiocrômico do lote.

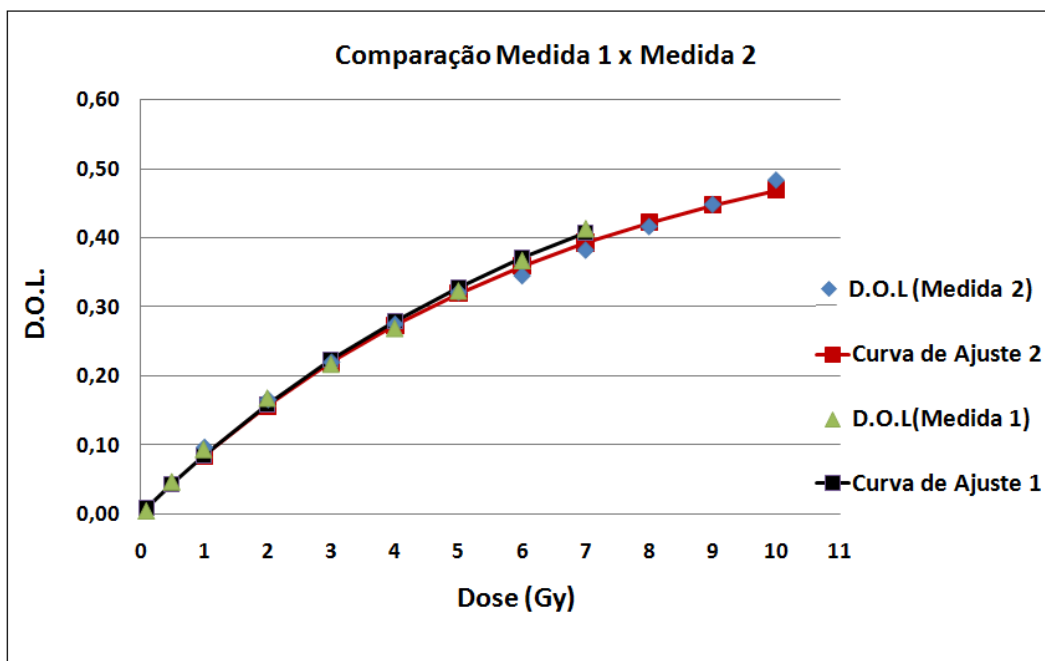


Figura 4.7.2-3 - Comparação entre calibrações realizadas com filme radiocrômico e escâner marca Epson. "Medida 1" realizada em 17/05/12 e "Medida 2" realizada em 22/09/12

4.7.3. Curvas de isodose com filme radiocrômico

Na Figura 4.7.3-1 são apresentadas as curvas de isodoses contínuas da irradiação do filme radiocrômico pela a fonte de braquiterapia ^{192}Ir Nucletron, em uma prescrição de 600 cGy a 1,0 cm da fonte do sistema de planejamento de tratamento Oncentra.

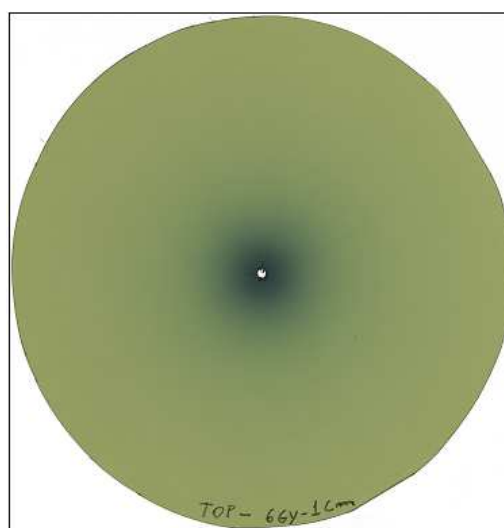


Figura 4.7.3-1. Curvas contínuas de isodose obtidas com fonte de braquiterapia de ^{192}Ir Microselectron

4.7.4. Doses radiais em torno da fonte de braquiterapia usando filme radiocrômico e o código Geant4

A Figura 4.7.4-1 apresenta os resultados comparados de doses absorvidas ao redor da fonte de braquiterapia obtidas a partir do filme radiocrômico (Figura 4.7.3-1), e doses absorvidas obtidas por simulação de Monte Carlo com o Código Geant4 (

Figura 3.11-1) na mesma configuração, simulando detectores ao longo do eixo transversal da fonte de braquiterapia.

Estes resultados apresentam concordância, onde verifica-se em torno de 5% de diferença entre os valores de doses absorvidas no ponto de interesse a 1,0 cm de distância da fonte onde fora planejada a dose de 600 cGy.

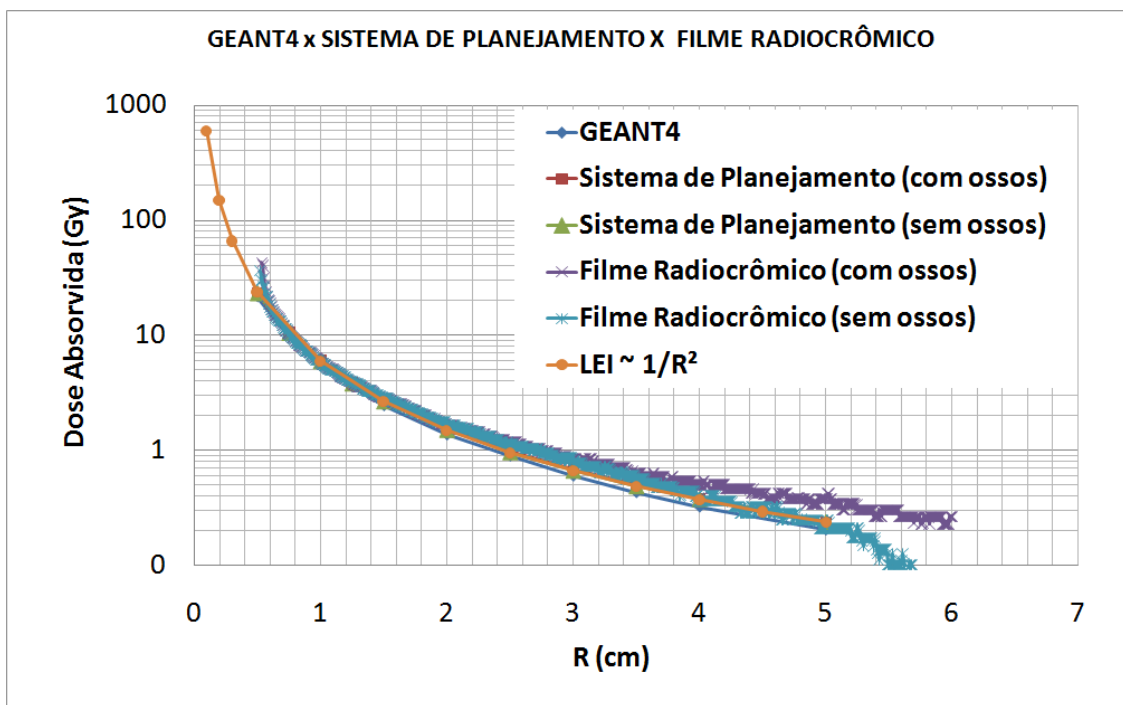


Figura 4.7.4-1. Doses radiais obtidas com filme radiocrômico comparadas com as obtidas por simulação com o Geant4 e com o sistema de planejamento Oncentra da Nucletron planejada para uma dose de 6 Gy a 1 cm da fonte.

A Figura 4.7.4-2 apresenta uma extrapolação da dose, para valores de 20 Gy planejados a 1 cm afim de garantir a validade para doses maiores que 6 Gy. O valor de dose obtido com o código Geant4 resultou em valor de 18,9 Gy neste ponto apresentando, então diferença de em torno de 7,5% de diferença e esteve mais próximo do resultado do filme radiocrômico como pode ser visto.

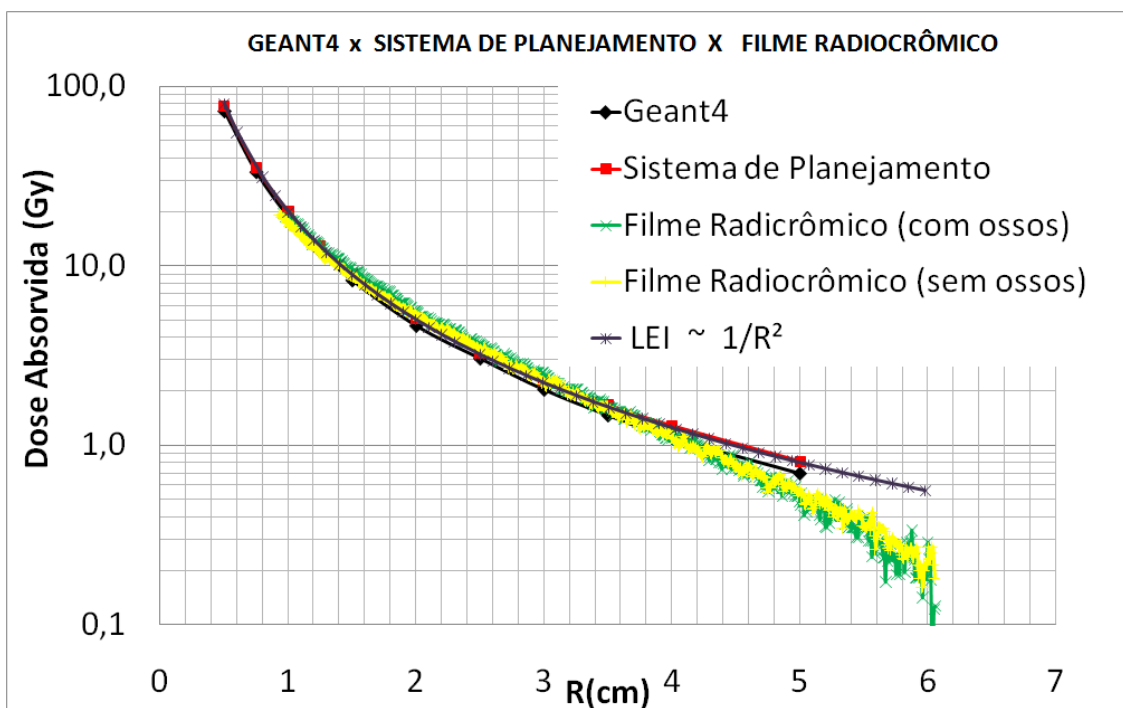


Figura 4.7.4-2 Doses radiais obtidas com filme radiocrômico comparadas com as obtidas por simulação com o Geant4 e com o sistema de planejamento Oncentra da Nucletron planejada para uma dose de 20 Gy a 1 cm da fonte

As diferenças encontradas entre o sistema de planejamento Oncentra e o Geant4, devem-se ao método de cálculo e obtenção das doses absorvidas nos pontos de interesse. O sistema de planejamento apesar de eficiente poderia fazer uso do método de Monte Carlo para uma menor incerteza na entrega das doses. No entanto, o tempo de simulação exigiria uma espera indesejada pelo paciente, cujo tempo de planejamento do seu tratamento aumentaria e haveria grande desconforto ao paciente, uma vez que os enfermeiros colocam os aplicadores antes da tomografia e aguardam com o paciente posicionado sem se mexer até o final do tratamento, passando pelo período de 15 a 20 minutos, que atualmente é feito na rotina da clínica.

4.7.5. Simulação de Monte Carlo do posicionamento de fonte de braquiterapia no colo do útero

A Figura 4.7.5-1 apresenta os resultados das doses absorvidas por fóton emitido pela fonte de braquiterapia nos órgãos dos fantoma feminino modelados em três configurações geométricas de composição de materiais conforme descrito na seção 3.13, isto é, fantoma completo (*full*) em total acordo com a descrição da ICRP110; fantoma

com todos os órgãos constituídos apenas por água (*H2O*) e último constituído por água e tecido ósseo (*BONES*) visando avaliar o retroespalhamento.

Observa-se que a diferença dos valores de dose absorvidas nos órgãos não é muito significativa, ou ainda que apenas os ossos sendo diferenciados os resultados se tornam mais satisfatórios numa simulação com fantomas, tendo em vista que a contribuição do espalhamento dos ossos é mais significativa que todos os outros órgãos e tecidos cujas densidades estão próximas a da água. Sendo assim ao se elaborar um fantoma antropomórfico físico semelhante ao Rando-Alderson, apenas tecido de baixa densidade para pulmões, cavidades, ossos, e tecido mole são capazes de simular bem próximo a realidade do tratamento.

Observa-se diferença menor que 2% nos valores de dose absorvida para o volume alvo (colo do útero) quando realizada a comparação entre os fantomas *FULL* e *H2O*, e diferenças menores que 1,5% da comparação entre os fantomas *FULL* e *BONES*. A incerteza calculada devido a estatística, (diferença entre as sementes dos geradores de aleatórios usados) é inferior a 1% na maioria dos órgãos, apresentam incertezas acima de 1%. apenas rins e uretra, por serem volumes muito pequenos.

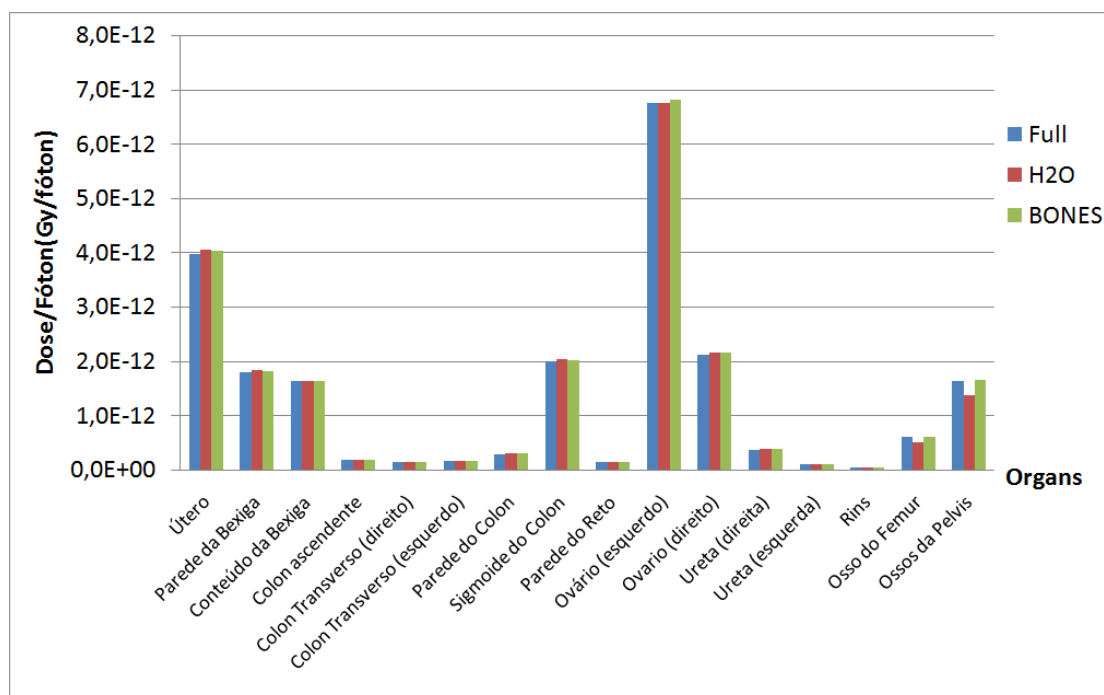


Figura 4.7.5-1. Doses Absorvidas normalizadas por fótons emitidos nos órgãos dos fantomas femininos: FULL (completo), H2O (feito apenas de água), BONES (constituído por tecido ósseo e água)

4.7.6. Curvas de isodoses da fonte de braquiterapia de Ir^{192} no fantoma de voxels feminino da ICRP110

Os resultados das curvas de isodose possibilitam uma visualização do plano transversal do fantoma de voxel feminino, onde a fonte encontra-se posicionada. É possível avaliar pequenas diferenças, porém pouco significativas nas distribuições de dose.

A Figura 4.7.6-1 refere-se ao levantamento das doses absorvidas no plano do fantoma feminino completo (*full*) incluindo todas as heterogeneidades de tecidos e órgãos descritos pela ICRP110. A Figura 4.7.6-2 apresenta as curvas de isodose obtidas com o modelo de fantoma constituído por água (H_2O). Por fim na Figura 4.7.6-3 pode-se visualizar as curvas de isodose para o fantoma BONES cabe ressaltar que este é o fantoma que mais se aproxima da constituição do simulador físico Rando Alderson.

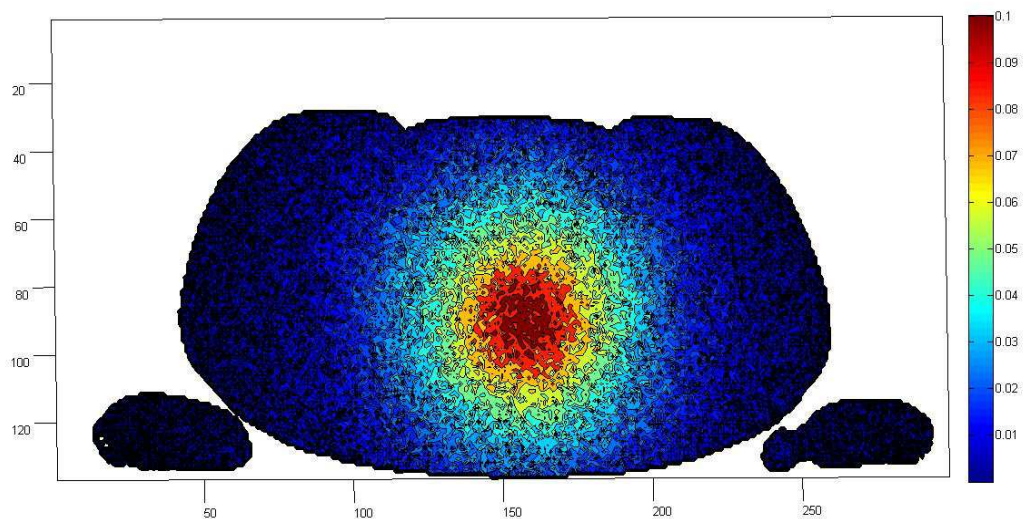


Figura 4.7.6-1 Curva de Isodose da fonte de Ir^{192} no fantoma feminino completo com toda heterogeneidade (*FULL*) conforme recomendação da ICRP110

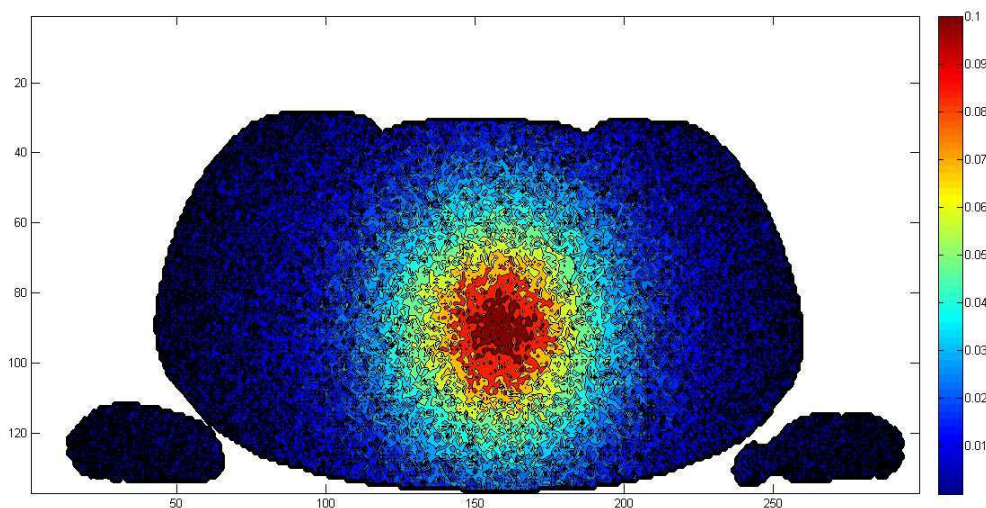


Figura 4.7.6-2 Curva de Isodose da fonte de Ir^{192} no fantoma constituído por água (H_2O).

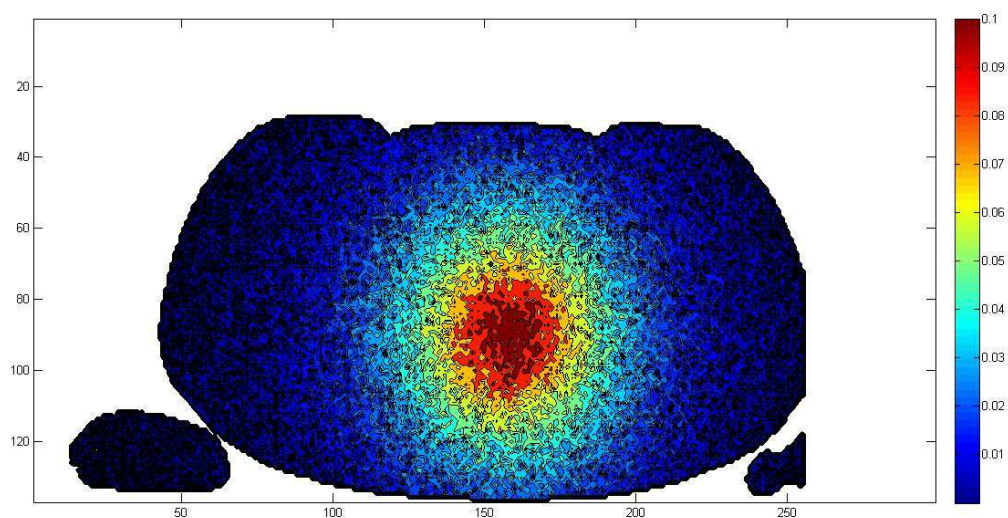


Figura 4.7.6-3 Curva de Isodose da fonte de Ir^{192} no fantoma constituído apenas por água e ossos (BONES)

4.7.7. Curvas de isodoses da fonte de braquiterapia de I^{125} no fantoma de voxels feminino da ICRP110.

Visto que a fontes de Iodo apresentam um espectro de fótons com energia media inferior a do Ir^{192} , estudou-se a influência de heterogeneidades usando os mesmos três

modelos de fantasmas femininos (*Full*, *H2O* e *Bones*) com a fonte posicionada na mesma região.

A Figura 4.7.7-1 refere-se ao levantamento das doses no plano do fantoma feminino completo (*Full*) incluindo todas as heterogeneidades de tecidos e órgãos descritos pela ICRP110; Enquanto que a Figura 4.7.7-2 apresenta o resultado para o fantoma *H2O* cujos os órgãos são constituídos apenas por água. Por fim na Figura 4.7.7-3, pode-se visualizar as curvas de isodoses para o fantoma *Bones* cujos órgãos são constituídos por água e ossos

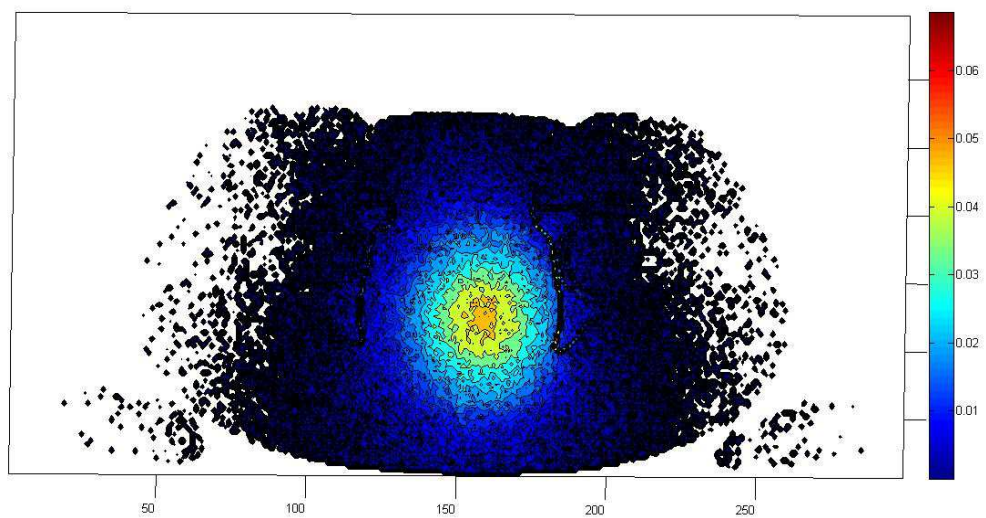


Figura 4.7.7-1 Curva de Isodose da fonte de I^{125} no fantoma completo com toda heterogeneidade (*FULL*) recomendado pela ICRP110.

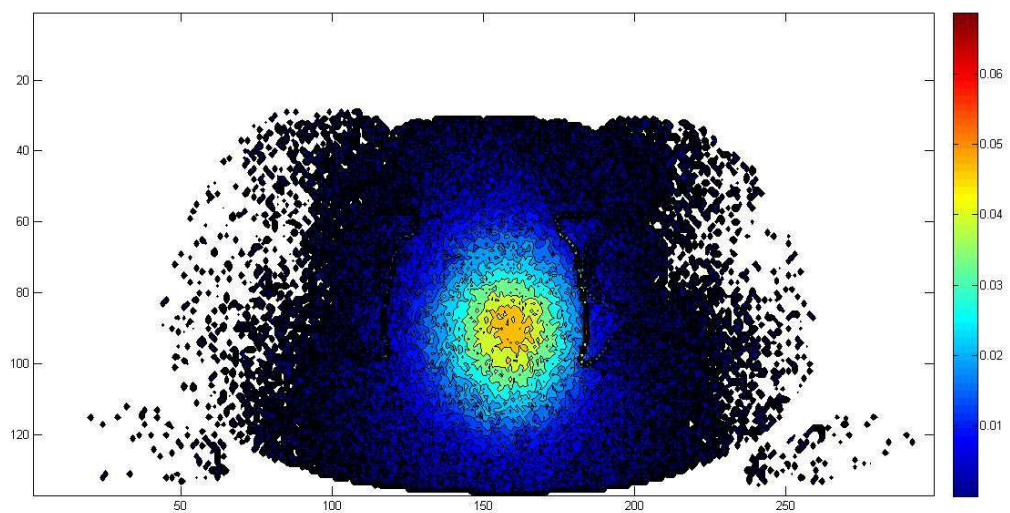


Figura 4.7.7-2 Curva de Isodose da fonte de I^{125} no fantoma constituído de água (*H2O*)

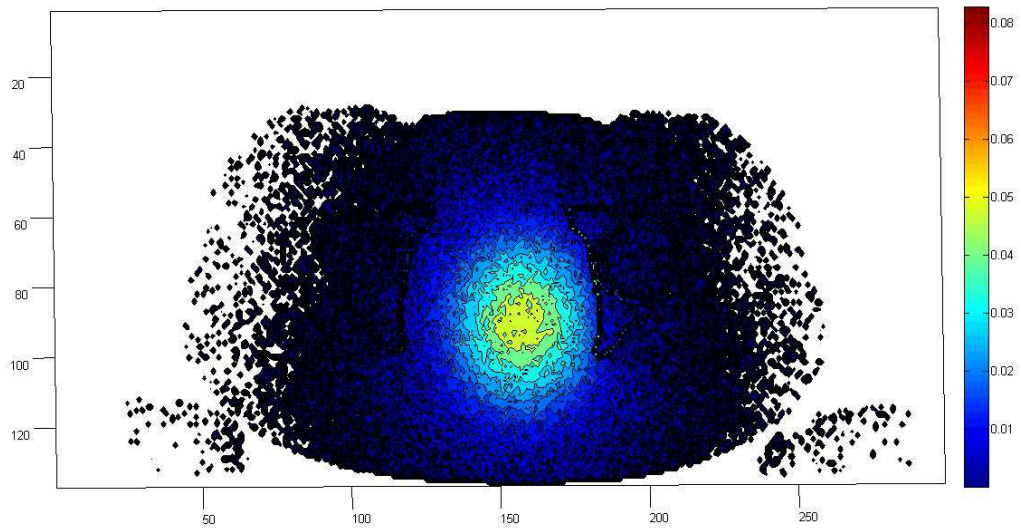


Figura 4.7.7-3 Curva de Isodose da fonte de I^{125} no fantoma constituído por água e ossos (*BONES*)

As curvas de isodose apresentadas como resultado da distribuição da dose radial da fonte de braquiterapia de I^{125} no fantoma de voxel, apresentam pouca variação quase não notada nos três diferentes modelos de fantomas, isso porque a influência de heterogeneidade na região do tratamento parece não ser significativa para o espalhamento de fótons do espectro em questão. Diferem-se apenas das de ^{192}Ir cujo espectro mais energético permite maior alcance dos fótons, no entanto também não apresentaram discrepâncias significativas entre os três modelos de fantomas avaliados.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Os resultados mostraram que a ferramenta de simulação Geant4 é adequada para a execução de trabalhos com simuladores antropomórficos em voxel, pois atingiu os objetivos propostos neste trabalho de acompanhar as partículas (tais como fótons e elétrons) pelo interior do corpo humano.

Os primeiros fantasmas implementados no Geant4 foram os desenvolvidos por George Zubal, permitiram criar uma familiaridade com o código de Monte Carlo e suas classes de parametrização e replicação de voxels. Estes simuladores são bastante limitados e de geometria ainda não muito precisa, devido aos voxels de grandes dimensões. No entanto, a partir de sua validação através da comparação com os outros códigos de Monte Carlo, mostraram que este trabalho era factível.

Em seguida foram implementados no código Geant4 os novos fantasmas em voxels masculino e feminino adultos da ICRP 110, os resultados obtidos foram validados através de comparação dos coeficientes de conversão de kerma no ar em dose absorvida nos órgãos com os publicados na própria ICRP110 e com outras publicações que utilizaram o programa VMC e o código MCNPX. [MARTINS et al, 2013]

A fonte de braquiterapia ^{192}Ir MicroSelectron HDR V2 foi modelada no código Geant4 e implementada no simulador feminino da ICRP110, sendo sua emissão espectral validada através de comparação dos resultados obtidos com aqueles publicados por [TAYLOR e ROGER, 2008] bem como outros parâmetros dosimétricos tais como constante de taxa de dose e função de anisotropia. Essas validações permitiram concluir que a geometria e a composição da fonte de braquiterapia MicroSelectron de ^{192}Ir foram modeladas corretamente no código Geant4 e reproduzem a fonte real da Nucletron usada nos experimentos realizados na COI. Adicionalmente a comparação entre os valores de kerma obtidos por simulação de Monte Carlo e os determinados experimentalmente com o uso de TLD (Tabela 4.6-1) mostrou que as fontes simulada e real produzem o mesmo efeito na entrega da dose em um dado ponto.

Por fim foi avaliado o sistema de planejamento Oncentra da Nucletron, usado em braquiterapia de HDR principalmente para tratamento de colo de útero. Este sistema mostrou-se bastante eficiente apesar de não fazer uso do Método de Monte Carlo. O Sistema de planejamento importa as tomografias no formato DICOM dos pacientes e

reconstrói a geometria fidedigna, no entanto não é capaz de simular as seções de choque e interações do espectro de fótons emitidos pela fonte de braquiterapia. Pode-se concluir que esta deficiência, no entanto, não compromete seu uso pois as diferenças mostraram ser em torno de 5% em relação ao método de Monte Carlo Geant4.

Com o avanço dos computadores e a excepcional capacidade de processamento que cresce seguindo a "lei de Moore" (que prevê melhores computadores com capacidade de processamento dobrando a cada 18 meses no mercado) em futuro próximo (2 anos) pode ser viável simular um tratamento real em uma rotina de hospital sem causar desconforto ao paciente que aguarda o tratamento.

Os resultados deste trabalho podem servir aos hospitais e clínicas de radioterapia brasileiras um sistema complementar e auxiliar de planejamento de tratamento de braquiterapia, baseado no método de Monte Carlo, para verificar a qualidade do planejamento gerado pelos diversos sistemas comerciais usados na rotina de trabalho dos Serviços de Radioterapia.

TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros sugere-se a aplicação dos fantasmas antropomórficos feminino e masculino padrão da ICRP110 implementados no ambiente de simulação do código Geant4, nas mais variadas práticas de um hospital de radioterapia. Estes fantasmas estão disponíveis para utilização em cálculos de dose interna e externa bem como no cálculo de dose efetiva de trabalhadores ocupacionalmente expostos (IOE). Os modelos deste trabalho já foram validados e a gratuidade do código do Geant4 permitem diversas aplicações sem complicações com compras de licenças de uso.

Uma dessas aplicações seria um sistema de planejamento de tratamento (TPS) de braquiterapia baseado no método de Monte Carlo, semelhante a alguns programas de radioterapia de feixes externos que não se baseiam apenas cálculos de dose absorvida de forma analítica para a distribuição da dose nos volumes dos pacientes. O uso do método de Monte Carlo na rotina do hospital, oferece benefícios não só no controle de qualidade dos equipamentos mas também pode contribuir para o surgimento de novas técnicas mais ousadas que incluem a simulação do tratamento individualizado do paciente a ser tratado na sala de planejamento.

Para isso ainda são necessárias algumas etapas de validação da segmentação da geometria de voxels em fantasmas antropomórficos tal como Rando Alderson, para posteriormente ser comparada a um tratamento com geometria humana com diferenciação de um número maior de órgãos, que no caso do Rando Alderson, se resume a apenas osso, cavidades contendo ar e TLD, pulmão e tecido mole.

Isso pode permitir a elaboração de um sistema de planejamento de braquiterapia baseado em simulação de Monte Carlo com o software Geant4, uma vez que o avanço das plataformas computacionais de GPU, "Clusters" e GRID e técnicas de paralelismo, tornam cada vez menor o tempo necessário de espera por resultados de uma simulação, este tempo em futuro próximo pode estar no nível aceitável a rotina de um hospital.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGOSTINELLI S. et al. 2003, "GEANT4 a Simulation Toolkit", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research (NIM) A* 506, Vol 3 , pp 250-303.
- AIDA – "Abstract Interfaces for Data Analysis " , 2012, Disponível em: <http://openscientist.lal.in2p3.fr/> Acesso em: 10 jan 2013
- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". *AAPM Report No. 51*. Woodbury: American Institute of Physics; 1995. [Reprinted from *Med Phys.* 1995;22:209-34]
- BALLESTER F. et al, 2001 "Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate ^{192}Ir source", *Phys. Med. Biol.*, 46, N79--N90,
- BOYLE, P.; LEVIN, b. 2008. "Estimativa 2010. Incidência de Câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer (INCA)", *World Cancer Report 2010*. INCA, Instituto Nacional do Câncer.
- BOZKURT, A., 2000 , *Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model*, Tese de doutorado, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000
- BRIESMEISTER J F., 2000, "MCNP – A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C" *Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M.2000*
- BRUNENGO A., et. al. , 2001, "Simulation for astroparticle experiments and planetary explorations: tools and applications", *Proceedings of CHEP2001, Beijing*, 2001.
- CORDEIRO, T. P. V. MARTINS, M.C. , SILVA, A. X. , 2012, "Calculation of effective dose conversion coefficients for ICRP110 male and female voxel phantoms from mono-energetic photons exposures using MCNPX". *Congresso 12th ISRP - IME-Rio de Janeiro - 2012*
- CULLEN, D.E.; HUBBELL, J.H; KISSEL, L. , 1997, "EPDL97: The Evaluated Photon Data Library", *Data base Livermore, CA*, 1997 UCRL50400-V6-REV5.
- DASKALOV G. M. et al, 1998, "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source", *Med. Phys.*, 25, 2200 -- 2208, 1998
- DASKALOV G. M., et al , 2000, Erratum: "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source" [*Med. Phys.* 25, 2200-2208 (1998)], *Med. Phys.*, 27, 1999--1999, 2000
- DASKALOV, LOFFLER, and WILLIAMSON, 1998, " Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source" *Med. Phys.* 25 (11), November 1998
- DENSITÔMETRO ÓPTICO MRA- Disponível em : <http://mra.com.br/produto/cqradio/densitometro.html> Acesso em: 10 jan 2013

- DEWITT K.D., HSU I.C. et al, 2005, "3D inverse treatment planning for the tandem and ovoid applicator in cervical cancer". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005 Nov 15;63(4):1270-4.
- FERRARI, A., et al , 2005, "FLUKA: a multi-particle transport code", *CERN 2005-10 (2005), INFN/TC_05/11, SLAC-R-773*
- FOCCHI, J.; BOVO, A. C.; SILVA, I. D. C. G. "Papiloma Vírus Humano (HPV)", 2000. Disponível em: [http:// www.sogesp.com.br](http://www.sogesp.com.br). Acesso em: 10 jan 2013
- FONSECA, G P e al. , 2011, . "Characterization of HDR Ir-192 source for 3d planning system". *Congresso INAC 2011*, Belo Horizonte. International Nuclear Atlantic Conference, 2011.
- GOLDREICH O., MICALI, S. , 1986, “ How to construct random functions”. *Journal of the Association for Computing Machinery*, 33 (4) : 792–807.
- GUATELLI S., NIEMINEN P., PIA M.G., 2005, “Radioprotection for interplanetary manned missions. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World Chattanooga”, Tennessee, , on CD-ROM, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL . April 17-21, 2005
- HENSCHKE, U. K., HILARIS B. S. and MAHAN G. D., 1963 “Afterloading in interstitial and intracavitary radiation therapy Am.” *J. Roentgenol*. 90 386–95.
- HUNT J. G. , et al , 2004a, 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);
- HUNT, J. G, et al, 2004b, Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to internal and external dose calculations. (Proc. 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, Madrid), IRPA - 11 Proceedings and Abstracts, 2004.
- INCA 2011, Panorama do Câncer, Disponível em: http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=327
http://www.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/colo_uter0 e
Acesso em: 10 jan 2013
- INCA, 2014, Panorama do Câncer “Estimativa 2014, Incidência de Câncer no Brasil”, Rio de Janeiro, Ministério da Saúde. Disponível em : www.inca.gov.br/estimativa/2014/ Acesso em: 10 jan 2013
- IMAGEJ, Image Processing and Analysis in Java, disponível em : <http://rsbweb.nih.gov/ij/> Acesso em: 10 jan 2013
- ICRU 24, (1976) *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedure*. International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 24, pp. 1-67.

- 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.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION , ICRP 103. *Recomendations of the International Commission on Radiological Protection, annals of ICRP v.37/24*, 2007.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION , ICRP 110, *Adult Reference Computational Phantoms, International Commission on Radiological Protection ICRP 39(2)*, 2009.
- 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.
- JOHNS, H.E; CUNNINGHAM, J.R. 1983 *Book: The Physics of Radiology*. 4^a ed .. Ed [S.I.] Charles C Thomas Publisher, 1983
- KAWRAKOW, I. , et al., 2010, "The EGSnrc Code System:Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701", disponível em <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc-V4-2.3.1/documentation/pirs701.pdf>.
- KHAN, F M, 2003, *The physics of radiation therapy*, 1^a Ed Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins
- 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.
- 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
- KRAMER R., et al ,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 for Strhlenschutz*, GSF-Bericht S-885 (1982).
- LEE C. et al, 2007 , "On the need to revise the arm structure in stylized anthropomorphic phantoms in lateral photon irradiation geometry", *Phys. Med. Biol.* 52 (2007) 2123–2145
- LLISO F. et al , 2001a "Fitted dosimetric parameters of high dose-rate 192-Ir sources according to the AAPM TG43 formalism", *Med. Phys.*, 28, 654--660, 2001
- LLISO et al, 2001b Erratum: "Fitted dosimetric parameters of high dose-rate 192-Ir sources according to the AAPM TG43 formalism" *Med. Phys.* 28(4), 654-660 (2001)], *Med. Phys.*, 28, 1964--1964, 2001
- LOWELL L. A , 1986, "A natural volume-dose histogram for brachytherapy", *Medical Physics Vol . 13 No 6 Nov/Dec 1986*.

- MARTINS, M.C. et al , 2011,"A Comparison Between Geant4 and MCNPX on the Dosimetry of the ^{192}Ir Microselectron V2 HDR Brachytherapy", *Congresso INAC 2011: International Nuclear Atlantic Conference*. 14 p
- MARTINS, M.C ; 2014, "Dose Conversion Coefficients for ICRP110 Voxel Phantom in the Geant4 Monte Carlo Code". *Radiation Physics and Chemistry* (1993), JCR, 2013.
- MATLAB - MATrix LABoratory . Software disponível em <http://www.mathworks.com/>
Acesso em: 10 jan 2013
- NATH R., ANDERSON L. L., LUXTON G., et al., 1995, "Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM radiation Therapy Committee Task Group No 43", *Med. Phys.* 22, pp.209-234.
- NUCLETRON R&D, 2001," Interactive Inverse Optimization in PLATO Brachytherapy Remote Afterloading" v.14.2 by Kouwenhoven E., Kuipers F., Kwa S., Van der Laarse R., 14.2, 2001, 5, Nucletron R&D, (personal communication)
- OLIVEIRA, J P de et al. 2009, "Avaliação da dose no reto em pacientes submetidas a braquiterapia de alta taxa de dose para o tratamento do câncer do colo uterino" *Radiol Bras*, Abr 2009, vol.42, no.2, p.83-88. ISSN 0100-3984
- ONCENTRA 2014, Sistema de planejamento de tratamento de Braquiterapia :
Disponível em : <http://www.nucletron.com/en/ProductsAndSolutions/Pages/OncentraBrachyradiotherapytreatmentplanning.aspx> e
<http://www.nucletron.com/en/ProductsAndSolutions/Pages/ProductsOverview.aspx?bodypart=Gynecology> Acesso em: 10 jan 2013
- OPEN INVENTOR, Software gráfico disponível em <http://oss.sgi.com/projects/inventor/> Acesso em: 10 jan 2013
- OPENSIENTIST, - Software de análise Disponível em <http://openscientist.lal.in2p3.fr/>
Acesso em: 10 jan 2013
- PALMER A.L. et al. 2013 , "Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (HDR) brachytherapy". *Phys. Med. Biol.* 58 (2013) 6623–6640
- PERKINS, S.; CULLEN, D.;SELTZER, S. "Tables and graphs of Electron-Interaction 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.
- TAYLOR R. E. P. et al, "Benchmarking BrachyDose: voxel-based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG--43 dosimetry parameters", *Med. Phys.*, 34, 445 -- 457, 2007
- TAYLOR R. E. P., D. ROGERS W. O., "EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources", *Med. Phys.*, 35, 4933 -- 4944, 2008

- ROGERS R. E. P. , 2008 ., Data-Base Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics August 29 2008. Home page: http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/Ir192_HDR/microSelectron_v2 Acesso em: 10 jan 2013
- RIVARD, M. J., COURSEY, B. M., DEWERD, L. A., et al., 2004, “Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations”, *Med. Phys.* 31, pp. 633-74. March 2004.
- RUQING-WANG, X. Allen Li, "Dose characterization in the near-source region for two high dose rate brachytherapy sources", *Med. Phys.*, 29, 1678-1686, 2002
- SALVAT, F. et al., 2001, "PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of elétron and photon transport". In: *OECD Nuclear Energy Agency, Workshop Proceedings*. Issyles-Moulineaux, 2001.
- SEMPAU J, et al., 1995, "PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons. and positrons in matter". *Nucl Instrum Methods*. 1995 ; B100 : 31-46.
- 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)*.
- SNYDER, W. S. 1969, "Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom - MIRD", *Nucl. Med*, Pamphlet No. 5. J. 10(3) (1969).
- TAYLOR R. E. P., D. W. O. Rogers, "More accurate fitting of ^{125}I and ^{103}Pd radial dose functions", *Med. Phys.*, 35, 4242--4250, 2008
- VISIBLE HUMAN - Projeto Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html Acesso em: 10 jan 2013
- WERNER, F.L., MARTINS, M.C., Silva , A. X., 2013, "Dosimetric analysis of High Dose Rate brachytherapy by radiochromic film". Congresso *LAS-ANS*. Asociación Argentina de Tecnología Nuclear. (2013).
- WILLIAMSON, J.F., 2006 ,“Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress”, *Phys. Med. Biol.* 2006 Jul 7;51(13):R303-25.
- YORIYAZ, H. 2009 , “Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica”, *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009; 3 (1) : 141-9.
- ZAIDI H, SGOUROS G., 2003, “Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine”. *London: Institute of Physics Publishing*.
- ZANKL M and WITTMANN A , 2001, "The adult voxel model Golem segmented from whole-body CT patient data", *Radiat. Environ. Biophys.* 40 153–62

- ZANKL M, BECKER J, FILL U and PETOUSSI-HENSS N. 2005. "GSF male and female adult voxel models representing ICRP reference man" , *the present status Proc. 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World* (Chattanooga, TN) (LaGrange Park, IL: American Nuclear Society) (CD-ROM)
- ZANKL M, ECKERMAN K F e BOLCH W E, 2007," Voxel-based models representing the male and the female ICRP reference adult—the skeleton", *Radiat. Prot. Dosim.* 127 174–86
- ZUBAL I G, et al. 2001. "High resolution, MRI-based, segmented, computerized head phantom The Zubal Phantom Data", *Voxel-Based Anthropomorphic Phantoms*, 2001 , Disponível em <http://noodle.med.yale.edu/phantom> acessado em 10/01/2010.
- ZUBAL I. G. et al. , 1994, Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy, *Med. Phys.* 21 (2) 1994. Disponível em: <http://noodle.med.yale.edu/zubal/> acessado em 10/01/2010.
- ZUBAL I. G., et al. 1995, "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).
- ZUOFENG LI, D.SC., CHIHROY LIU, PH.D. AND JATINDER R. PALTA, PH.D. "Optimized dose distribution of a high dose rate vaginal cylinder", *I. J. Radiation Oncology c Biology c Physics* Volume 41, Number 1, 1998



Contents lists available at ScienceDirect

Radiation Physics and Chemistry

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radphyschem

Dose conversion coefficients for ICRP110 voxel phantom in the Geant4 Monte Carlo code



M.C. Martins^{a,*}, T.P.V. Cordeiro^a, A.X. Silva^a, D. Souza-Santos^b,
P.P. Queiroz-Filho^b, J.G. Hunt^b

^a Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Programa de Engenharia Nuclear (PEN), Av. Horácio Macedo, 2030, Bloco G, Sala 206, Centro de Tecnologia, Cidade Universitária, Ilha do Fundão, CEP-21941-914 Rio de Janeiro, Brazil

^b Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Divisão de Dosimetria, Av. Salvador Allende, s/n, Barra da Tijuca, CEP 22783-127, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

HIGHLIGHTS

- Monte Carlo codes Geant4 and VMC were used to simulate the ICRP110 male voxel phantom.
- Geant4 was used to calculate organ Dose Conversion Coefficients for photons.
- AP and PA irradiation geometries were simulated for benchmarking with the ICRP male phantom.
- Geant4 results between 15 keV and 10 MeV present good agreement with published results.

ARTICLE INFO

Article history:
Received 8 October 2012
Accepted 23 April 2013
Available online 3 May 2013

Keywords:
Voxel phantom
ICRP110
Geant4

ABSTRACT

The reference adult male voxel phantom recommended by International Commission on Radiological Protection no. 110 was implemented in the Geant4 Monte Carlo code. Geant4 was used to calculate Dose Conversion Coefficients (DCCs) expressed as dose deposited in organs per air kerma for photons, electrons and neutrons in the Annals of the ICRP. In this work the AP and PA irradiation geometries of the ICRP male phantom were simulated for the purpose of benchmarking the Geant4 code. Monoenergetic photons were simulated between 15 keV and 10 MeV and the results were compared with ICRP 110, the VMC Monte Carlo code and the literature data available, presenting a good agreement.

© 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Dose deposition in human tissue due to exposure to ionizing radiation cannot be directly measured (Stadtman, 2001). Anthropomorphic mathematical phantoms (ICRU, 1992) are usually coupled to radiation transport codes for this evaluation. Several Monte Carlo codes are available such as GEANT4 (Agostinelli et al., 2003), MCNPX (Briesmeister, 2000), and EGSnrc (Nelson et al., 1985). These codes are able to estimate the radiation protection quantities dose equivalent in tissue and effective dose by implementing the mathematical phantoms in their structure. The results of the simulation are usually expressed by Dose Conversion Coefficients (DCC) that link a measurable quantity like particle fluence to tissue dose (Schlattl et al., 2007).

Anthropomorphic mathematical phantoms appeared a few decades ago, starting with the Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) phantom (Snyder et al., 1978) which is a set of

quadratic curves made to adjust the dimensions and weight of the ICRP reference man. Mathematical phantoms that follow this kind of description are usually known as MIRD type phantoms.

Voxel mathematical phantoms followed aiming at the description of a more realistic geometry of the human body (Caon, 2004). Those models are obtained by the segmentation of computer tomography (CT) or magnetic resonance (MRI) images. They are composed by millions of volume elements (voxels) arranged in a tri-dimensional grid, each voxel corresponding to a tissue. Tissues are identified by a scale of shades of gray and the knowledge of human anatomy (Zubal et al., 2001) in a process known as "segmentation". After a voxel tissue is identified, it receives an integer code. Examples of voxel phantoms are MAX/FAX (Kramer et al., 2006), NORMAN, KORMAN, VIP-Man, Visible Man (VisibleHuman, 2013) and the phantoms available online at the Yale University home page (Zubal et al., 2001).

The International Commission on Radiation Protection (ICRP) in its publication 110 (ICRP, 2009) presented its voxel phantoms of the reference adult man and woman. These models are made from medical images of real people, adapted to data presented in ICRP publication 89 (ICRP, 2002). The masses of organs in both models were adjusted to ICRP data.

* Corresponding author. Tel.: +55 021 991 24 526.
E-mail address: maximiano@gmail.com (M.C. Martins).

A COMPARISON BETWEEN GEANT4 AND MCNPX ON THE DOSIMETRY OF THE 192IR MICROSELECTRON V2 HDR BRACHYTHERAPY

**Maximiano C. Martins¹, Artur F. de Menezes¹, Ademir X. da Silva¹, Denison de
S. Santos² e Pedro P. de Queiroz Filho², Helio Salmon³ and Guilherme Pavan³**

¹ Programa de Engenharia Nuclear – PEN \ COPPE
Universidade Federal do estado do Rio de Janeiro
Centro de Tecnologia, Cidade Universitária, Ilha do Fundão
CEP 21949 – 900 – Rio de Janeiro, RJ, Brasil
maximiano@gmail.com
ademir@con.ufrj.br
arturfismed@yahoo.com.br

² Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD / CNEN - RJ)
Av. Salvador Allende s/n - Jacarepaguá
CEP - 22780-160 Rio de Janeiro – RJ, Brasil
santosg@ird.gov.br
queiroz@ird.gov.br

³ Clínicas Oncológicas Integradas (COI)
MD.X Barra Medical Center
Av. das Américas, 6.205 Loja E - Barra da Tijuca
CEP- 22793-080 - Rio de Janeiro - RJ
guilhermepavan@coinet.com.br
heliosalmon@coinet.com.br

ABSTRACT

The purpose of this work is to study the dosimetric parameters of the 192Ir microSelectron V2 High Dose Rate (HDR) Brachytherapy source. Two Monte Carlo codes, Geant4 and MCNPX, were used to simulate the dose quantities recommended by American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 43 (TG-43). The geometry source, detectors to collect the information of interest and the water phantom were simulated. The absorbed dose and the air-kerma strength were calculated to obtain the dose rate constant. The electrons influence are evaluated for different cutoffs of energy and in the vicinity of the source where there is a lack of electronic equilibrium.

STUDY OF DOSE DISTRIBUTIONS IN VOXEL PHANTOMS FOR BRACHYTHERAPY SOURCES USING THE GEANT4 MONTE CARLO TOOLKIT

Maximiano C. Martins, Denison S. Santos, Pedro P. Q. Filho
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD
Av. Salvador Allende s/n - Jacarepaguá - CEP - 22780-160
Rio de Janeiro - RJ – Brasil
max@ird.gov.br, denison@ird.gov.br, queiroz@ird.gov.br

ABSTRACT

This work studies the effects of corrections in the calculation of dose distribution for brachytherapy sources when they are inserted in a male human voxel phantom. The sources studied here are the Best Industries ^{125}I 2301 model and Amersham ^{125}I 6711 model for low dose rate and the Amersham Buchler G0814 model ^{192}Ir seed for high dose rate, in the simulation of prostate treatments. The presence of organs around the interest point scatters radiation in a different form than of a water cube, which is commonly configured in these calculations. The insertion of the sources in an anthropomorphic phantom reveals results closer to the real situation. The chosen phantom was the head and torso voxel phantom created by Zubal. The Geant4 Monte Carlo toolkit was used in order to simulate the radiation transportation along the source shielding and the human organs of the voxel phantom. After inserting the source in the phantom, the energy deposition in each voxel is computed, allowing the construction of isodose curves. The source insertion in the anthropomorphic phantom also aims at a further knowledge about the brachytherapy treatment planning and additional information such as the target volume dose and in neighbor organs, which will be useful for medical staff working with this technique. Comparing dose calculations in a realistic anthropomorphic phantom with a cube water phantom significant differences caused by the presence of organs can be observed. Calculations in water seem to overestimate doses in organs in an anthropomorphic voxel phantom.

Key Words: Brachytherapy, Voxel Phantom, Geant4.

P025

[454] CÁLCULO DE COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR PARA DOSE ABSORVIDA NOS ÓRGÃOS USANDO FANTOMA DE VOXEL NO CÓDIGO DE MONTE CARLO GEANT4.

MAXIMIANO CORREIA MARTINS¹; ADEMIR XAVIER DA SILVA²; DENISON DE SOUZA SANTOS³; PEDRO PACHECO DE QUEIROZ FILHO⁴.

1,2.PEN/COPPE/UFRJ, RIO DE JANEIRO, RJ, BRASIL; 3,4.IRD/CNEN, RIO DE JANEIRO, RJ, BRASIL.

Como a distribuição de dose no corpo humano devida a uma exposição à radiação ionizante não pode ser medida de forma direta, é bastante comum o uso de fantasmas computacionais acoplados a códigos de transporte da radiação para esta estimativa. Existe então, uma necessidade de se compararem os resultados e desempenho dos diversos códigos de Monte Carlo, em um procedimento conhecido como "benchmarking" entre códigos bem estabelecidos e validados experimentalmente como GEANT4, EGSnrc, MCNPX e outros códigos desenvolvidos por autores independentes como Visual Monte Carlo e Voxel Monte Carlo. Objetivando disponibilizar resultados com o GEANT4 para cálculo de dose em fantasmas de voxels, foi utilizado neste trabalho o fantoma VOXTISS8 desenvolvido por Zubal na Universidade de Yale, que é um fantoma facilmente obtido na internet e que não necessita de muita memória e desempenho computacional para ser implementado em um código de Monte Carlo. Não foram utilizados fantasmas mais modernos como MAX06 e VIP-Man pois estes possuem um número de voxels muito superior (em até uma ordem de grandeza), aumentando muito o tempo de simulação. Foram simuladas duas geometrias simples de irradiação para validação do código do fantoma, RLAT e LLAT de acordo com a ICRP 74 para o cálculo de coeficientes de conversão de kerma no ar para dose absorvida nos órgãos. Nesta publicação da ICRP, os resultados disponíveis utilizam o fantoma geométrico MIRD. Não foram encontrados na literatura de forma sistemática, valores para estes coeficientes de conversão com este fantoma. Foi simulada a irradiação por um feixe plano de fótons monoenergéticos de 15 keV a 10 MeV, e os resultados foram comparados com dados de literatura disponíveis para pulmões, rins, esôfago e fígado obtidos com o código MCNPX2.5, usando o mesmo fantoma VOXTISS8.

Em exposições externas, o GPDC&SE/CNPq já utilizou fantasmas para simulações de exames radiológicos com aparelhos de raios X, RM e TC, obtendo distribuições de dose em diversas situações clínicas. No artigo foram analisados os fantasmas mais utilizados ou mencionados pela literatura, fazendo parte deste grupo: o MIRD5, o ADAM, a FVA, o MAX (Male Adult voxel), a FAX (Female Adult voxel) e as versões mais recentes destes dois últimos, o MASH e a FASH. As descrições de cada um foram colocadas em uma tabela, foi estabelecido como parâmetros: o tipo de fantoma, quantidade de órgãos ou estruturas reproduzidas do corpo, bem como seu tamanho e espessura, limites de dose para cada um, os tipos de simulações possíveis de serem realizados em radiodiagnóstico, entre outros. Ao compararmos o fantoma MIRD5, fantoma hermafrodito criado em 1967, com o par MAX/FAX, criados em 2004, não é preciso fazer avaliações dosimétricas para saber que as diferenças nos resultados são gritantes. O MIRD5 é formado por equações matemáticas enquanto o MAX e a FAX por segmentação de imagens tomográficas. O MAX e a FAX são representações completas do corpo humano enquanto o MIRD5 contém apenas cabeça e tronco, com regiões representadas por elipsóides, cilindros e outras figuras geométricas tridimensionais. A ideia é mostrar que o uso do fantoma influi na avaliação dosimétrica, como exemplo o par MAX/FAX a acurácia nas avaliações, em geral, é dez vezes mais em relação ao fantoma MIRD5. Obtivemos resultados satisfatórios em nosso trabalho e como fruto dele a produção de duas tabelas, uma para as características e a outra com as comparações. Com o presente trabalho expomos de maneira rápida e clara a evolução dos MCEs desde o primeiro fantoma desenvolvido [Fisher, 1967], até os mais atuais como os chamados "fantomas híbridos" [CASSOLA, 2010]. O aperfeiçoamento dos já existentes, e a criação de futuros MCEs, são imprescindíveis, uma vez que se mostrou relevante obter avaliações dosimétricas com resultados mais acurados (próximo ao real) e, o seu uso em planejamentos de exames radiológicos evitando que o paciente seja submetido a exposições desnecessárias, como também, em treinamentos de estudantes.

P027

[460] CÁLCULO DE COEFICIENTES DE CONVERSÃO COM O MCNPX E MODELO BASEADO EM SUPERFÍCIES MESH.

NELSON GENTIL MEIRA JUNIOR; FELIX MAS MILIAN; MARIA VICTORIA MANSO GUEVARA; IVEA KRISHNA SILVA CORREIA; FERMIN GARCIA.



ASOCIACION ARGENTINA DE TECNOLOGIA NUCLEAR

AVDA. CALLAO 384 - PISO 1º - OF. 3 - 1022 BUENOS AIRES - TEL/FAX: 4372-2013 - REPUBLICA ARGENTINA

Buenos Aires, 28 de junio de 2013

Por el presente se certifica que **Fernanda WERNER** ha asistido y participado como autora en el, Simposio LAS-ANS 2013, organizado por la Sección Latinoamericana de la American Nuclear Society y la Asociación Argentina de Tecnología Nuclear, realizada en Buenos Aires del 24 al 28 de junio de 2013, presentando el trabajo:

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS POR PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Werner, F.L., Martins, M.C., da Silva, A.X.

PEN/COPPE/UFRJ – UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, BRASIL

Se extiende el presente certificado a pedido de la interesada para ser presentado ante quien corresponda.

Dr. Jaime Pahissa Campá
Presidente