



Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG
Escola de Engenharia
Departamento de Engenharia Nuclear
Curso de Ciências e Técnicas Nucleares

BRUNO MACHADO TRINDADE

Remodelagem do Sistema Computacional para
Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado
em Métodos Estocásticos – SISCODES

Belo Horizonte
Fevereiro - 2011

BRUNO MACHADO TRINDADE

Remodelagem do Sistema Computacional para
Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado
em Métodos Estocásticos – SISCODES

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação
em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola
de Engenharia da Universidade Federal de
Minas Gerais, como requisito parcial à
obtenção do título de Doutor em Ciências e
Técnicas Nucleares

Orientador: Dr. Tarcísio P. Ribeiro de Campos
Área de Concentração: Ciências das Radiações
Linha de Pesquisa: Aplicações das Radiações à
Biomédica

Belo Horizonte
Fevereiro - 2011

Agradecimentos

Ao Tarcísio, orientador e amigo, pela imensa disponibilidade e ajuda.

À Dany, pela compreensão, amor e paciência.

Aos meus pais, pela educação que me deram, que me faz sempre querer saber mais.

Às minhas irmãs e aos meus amigos, por ajudarem a fazer de mim quem sou.

Aos professores e funcionários do DENU.

RESUMO

O presente trabalho apresenta a remodelagem do Sistema Computacional para Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado em Métodos Estocásticos – SISCODES. Para isso mostra a proposta inicial e estado anterior do sistema, as modificações e expansões propostas e executadas, e o estado atual de desenvolvimento do sistema. Melhorias futuras são propostas ao final do trabalho. O SISCODES é um sistema que permite a execução de planejamento computacional 3D em radioterapia, através de simulação do plano de tratamento via código nuclear MCNP. O SISCODES fornece ao usuário ferramentas para construção de um modelo de voxels do paciente, definição do plano de tratamento usando este modelo, simulação deste plano, e visualização e tratamento dos resultados. Em paralelo, o sistema implementa um banco de dados de tecidos, fontes e dados nucleares, junto com uma interface para manipulação deste. Os módulos gráficos do SISCODES foram reescritos ou implementados usando a linguagem C++ juntamente com biblioteca gráfica GTKmm. Estudos de desvio da dose calculada devido ao uso de fantoma de água como análogo do corpo humano em planejamento radioterápico foram executados, e mostraram indícios de diferenças nos valores de dose. São mostrados os códigos computacionais Soft-RT e PROPLAN, que fazem interface com o SISCODES. Os modelos de voxels desenvolvidos com o SISCODES são apresentados com seu tamanho e resolução. Para exemplificar o uso do sistema são mostrados casos exemplo de simulação de radioterapias e dosimetria de coração e próstata. Para o coração foram simulados casos de aplicação de radiação com balão de Sm-153 e *stent* com P-32 para prevenção de reestenose em angioplastias, e de perfusão do miocárdio com Tl-201 para obtenção de imagens. Para a próstata são simuladas teleterapias por feixe de aceleradores de 6MV e 15MV, e braquiterapia por implante de sementes de I-125. Os resultados destas simulações são mostrados em curvas de isodoses e histogramas dose-volume. O SISCODES mostrou ser uma ferramenta útil para pesquisa de novos tratamentos radioterápicos e, futuramente, poderá ser útil também em prática médica. Desta forma, espera-se que este trabalho venha a contribuir para a melhoria da efetividade dos tratamentos radioterápicos.

Palavras-chave: Planejamento radioterápico; MCNP; SISCODES; Dosimetria; Modelo de voxels.

ABSTRACT

This work shows the remodeling of the *Computer System for Dosimetry of Neutrons and Photons in Radiotherapy Based on Stochastic Methods* – SISCODES. The initial description and status, the alterations and expansions (proposed and concluded), and the latest system development status are shown. The SISCODES is a system that allows the execution of a 3D computational planning in radiation therapy, based on MCNP5 nuclear particle transport code. The SISCODES provides tools to build a patient's voxels model, to define a treatment planning, to simulate this planning, and to view the results of the simulation. The SISCODES implements a database of tissues, sources and nuclear data and an interface to access them. The graphical SISCODES modules were rewritten or were implemented using C++ language and GTKmm library. Studies about dose deviations were performed simulating a homogeneous water phantom as analogue of the human body in radiotherapy planning and a heterogeneous voxel phantom, pointing out possible dose miscalculations. The Soft-RT and PROPLAN computer codes that do interface with SISCODES are described. A set of voxels models created on the SISCODES are presented with its respective sizes and resolutions. To demonstrate the use of SISCODES, examples of radiation therapy and dosimetry simulations for prostate and heart are shown. Three protocols were simulated on the heart voxel model: Sm-153 filled balloon and P-32 stent, to prevent angioplasty restenosis; and Tl-201 myocardial perfusion, to imaging. Teletherapy with 6MV and 15MV beams were simulated to the prostate, and brachytherapy with I-125 seeds. The results of these simulations are shown on isodose curves and on dose-volume histograms. The SISCODES shows to be a useful tool for research of new radiation therapy treatments and, in future, can also be useful in medical practice. At the end, future improvements are proposed. I hope this work can contribute to develop more effective radiation therapy treatments.

Keywords: Radiotherapeutic planning; MCNP; SISCODES; Dosimetry; Voxels model.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Desenho esquemático dos volumes utilizados no planejamento tridimensional do tratamento radioterápico.....	22
FIGURA 2 - Histograma dose-volume acumulativo de tratamento de carcinoma de pulmão, apresentando a curva obtida da dose no volume do pulmão e a dose no volume alvo do planejamento.	25
FIGURA 3 - Histogramas dose-volume diferenciais obtidos de uma teleterapia de quatro feixes para câncer de próstata, mostrando as curvas obtidas para o volume alvo do planejamento (a) e para o reto (b).	26
FIGURA 4 - Curvas de isodoses na região da orelha, referentes a radioterapia de linfoma ocular.	27
FIGURA 5 - Desenho esquemático da semente descrita, onde: La e Da são, respectivamente, o comprimento e diâmetro do núcleo ativo de I-125; e Lt e Dt o comprimento e diâmetro totais da semente, incluindo o revestimento metálico.....	34
FIGURA 6 - Arquitetura do SISCODES proposta no mestrado.....	52
FIGURA 7 - Diagrama do banco de dados do 'Módulo de Gerenciamento de Tecidos, ROIs, Elementos, Coeficientes de Kerma e RBEs'.....	53
FIGURA 8 - Tela de visualização dos tecidos cadastrados.....	54
FIGURA 9 - Interface principal do subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza.....	57
FIGURA 10 - Interface principal do subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos..	59
FIGURA 11 - Interface principal do subsistema de marcação das ROIs no modelo de voxels de tecidos.....	60
FIGURA 12 - Fluxo de dados do SISCODES no estágio de desenvolvimento ao término do mestrado.....	62
FIGURA 13 - Processo simplificado da construção do modelo de voxels e simulação do tratamento radioterápico no SISCODES.....	71
FIGURA 14 - Fluxo de dados do SISCODES no estágio atual de desenvolvimento.....	73
FIGURA 15 - Interface do subsistema de tratamento de imagens.....	74
FIGURA 16 - Interface do subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza, mostrando à esquerda a imagem lida do modelo de camadas e à direita a camada do modelo de tons de cinza gerada desta imagem.....	75
FIGURA 17 - Interface do subsistema de geração do modelo de voxels de tecidos, mostrando um modelo de voxels sendo editado num corte do plano Y.....	77
FIGURA 18 - Interface de marcação de ROIs, mostrando um modelo marcado com a ROI especial 'Fonte Distribuída' e a janela de seleção do tipo da fonte distribuída.....	78
FIGURA 19 - Interface do subsistema de posicionamento de fontes, com fontes exemplo posicionadas sobre o modelo.....	79
FIGURA 20 - Interface de gerenciamento de execuções, mostrando as informações disponíveis para cada execução iniciada pelo usuário.....	82
FIGURA 21 - Interface de parametrização do fantoma analítico, mostrando um desenho esquemático do fantoma e as dimensões necessárias para a parametrização.....	83
FIGURA 22 - Tabelas presentes no banco de dados do SISCODES.	84
FIGURA 23 - Interface do subsistema de visualização dos resultados da simulação.....	85
FIGURA 24 - Interface atual do subsistema de visualização dos resultados da simulação, onde podem ser vistos os três planos de imagens com isocurvas e as informações dos resultados da simulação.....	86

FIGURA 25 - Interface da lista de tecidos, que é parte do módulo do Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares.....	87
FIGURA 26 - Corte em Z do fantoma de tórax, mostrando os desvios dos kermas dos tecidos relativos ao kerma da água.....	92
FIGURA 27 - Corte em Z do fantoma da região da orelha, mostrando os desvios dos kermas dos tecidos relativos ao kerma da água.....	93
FIGURA 28 - Fluência relativa no modelo de voxels de tórax.....	94
FIGURA 29 - Imagens de cortes de alguns dos modelos desenvolvidos: Abdome (A); Coração (B); Laringe (C); Olho (D); Orelha (E); Fígado Coelho (F); Fígado (G); Mama (H); Pelve (I); Perna (J).....	96
FIGURA 30 - Interface do Soft RT mostrando vista frontal da reconstrução tridimensional do modelo de voxels da parte superior da cabeça, gerado pelo SISCODES.	98
FIGURA 31 - Curvas de isodoses sobre modelo de olho obtidas de simulação de protonterapia ocular via PROPLAN, geradas no módulo de visualização de resultados da simulação do SISCODES, após conversão do resultado da simulação através do código G4SISCODES....	99
FIGURA 32 - Logomarca do SISCODES (a) e treliça em alusão ao modelo de voxels, obtida da repetição da logomarca (b).....	100
FIGURA 33 - (a) Seções do modelo retiradas na posição do stent de P-32, onde são mostradas as isocurvas de taxa de dose obtidas. (b) Seções do modelo retiradas na posição do balão com Sm-153, onde são mostradas as isocurvas de taxa de dose obtidas.	102
FIGURA 34 - Seções do modelo de coração com perfusão de Tl-201. As imagens à direita mostram o modelo de tecidos das seções e as da esquerda as isocurvas de taxa de dose nos mesmos planos de corte.....	103
FIGURA 35 - Seções do modelo de pelve mostrando os resultados da simulação com o feixe de 6MV. As imagens à direita mostram o modelo de tecidos das seções e as à esquerda as isocurvas de taxa de dose, oriundas da exposição ao feixe de acelerador de 6MV nos mesmos planos de corte.....	105
FIGURA 36 - Seções do modelo de pelve mostrando os resultados da simulação para o feixe de 15MV. As imagens mostram as isocurvas de taxa de dose, oriundas da exposição ao feixe de acelerador nos mesmos planos de corte mostrados na figura anterior.....	106
FIGURA 37 - Visualização das sementes de I-125, através do módulo gráfico do MCNP. É mostrado um corte no plano X, onde é possível visualizar duas linhas de sementes (A). Também é mostrado um corte no plano Z que permite visualizar uma semente de cada uma das oito linhas posicionadas para a simulação (B).....	107
FIGURA 38 - Modelo de pelve mostrando resultados das simulações executadas. O modelo de tecidos (A) é mostrado no corte usado para plotar as isocurvas obtidas de: Dose (B); Kerma(C); e Fluência (D).	109
FIGURA 39 - Histograma Dose-Volume Acumulativo para o resultado da simulação de implante de 48 sementes de I-125 na próstata. Os gráficos foram gerados com a dose simulada diretamente pelo MCNP (A) e com o kerma calculado da simulação de fluência no MCNP (B).....	110

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Valor relativo do kerma de cada tecido sobre o kerma da água para três diferentes feixes de fótons.....	89
TABELA 2 - Modelos de voxels atualmente presentes na biblioteca de modelos do SISCODES.	95
TABELA 3 - Taxa de dose e atividade obtidas das simulações.....	102

LISTA DE SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AAA	<i>Analytical Anisotropic Algorithm</i>
API	<i>Application Programming Interface</i> ou Interface de Programação de Aplicação
ASP	<i>Active Server Pages</i> ou Páginas de Servidor Ativo
Bit	Dígito binário (0 ou 1)
BNCT	<i>Boron Neutron Capture Therapy</i> ou Terapia por captura de Nêutrons pelo Boro
Bq	Becquerel
Byte	Conjunto de 8 bits
CAD	<i>Computer Aided Design</i> ou Desenho Assistido por Computador
CAM	<i>Computer Aided Manufacture</i> ou Manufatura Assistida por Computador
Ci	Curie (3,7 x 10 ¹⁰ Bq)
CSV	<i>Comma Separated Values</i> ou Valores Separados por Vírgula
CT	<i>Computed Tomography</i> ou Tomografia Computadorizada (TC)
CTIT/UFMG	Centro de Transferência e Inovação Tecnológica da UFMG
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> ou Volume Alvo Clínico
DENU	Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais
DHI	<i>Dose Homogeneity Index</i> ou Índice de Homogeneidade de Dose
DPI	<i>Dots Per Inch</i> ou pontos por polegada
DVH	<i>Dose-Volume Histograms</i> ou Histogramas Dose-Volume
GCC	<i>Gnu C Compiler</i>
Geant4	<i>GEometry ANd Tracking Toolkit 4</i>
GPL	<i>GNU General Public License</i>
GTK	<i>Gimp Tool Kit</i>

GTKmm	<i>Gimp Tool Kit minus minus</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> ou Volume Bruto do Tumor
GUI	<i>Graphic User Interface</i> ou Interface gráfica de usuário
Gy	Gray - Unidade de dose absorvida. Expressa em J/kg no Sistema Internacional
HTML	<i>Hipertext Markup Language</i> ou Linguagem de Marcação de Hipertexto
IAEA	<i>Internacional Atomic Energy Agency</i> ou Agência Internacional de Energia Atômica - AIEA
ICRU	<i>International Commision on Radiation Units and Measurements</i> ou Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Intelectual
JPEG	<i>Join Picture Experts Group</i>
Kerma	<i>Kinetic Energy Released per unit of MAss</i> ou Energia cinética depositada por unidade de massa. Dado em Gy
keV	Quilo elétron Volts
LET	<i>Linear Energy Transfer</i> ou Transferência Linear de Energia
LGPL	<i>GNU Lesser General Public License</i>
MB	Mega Byte
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle Transport Code System</i>
MCNP5	MCNP versão 5
MeV	Mega elétron Volts
MRI	<i>Magnetic Ressonance Image</i> ou Imagem por Ressonância Magnética (RM)
MV	Mega Volts
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i>

NRI	Núcleo de Radiações Ionizantes, grupo de pesquisa do Programa de Pós Graduação do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), na área de concentração Aplicações das Radiações na Biomédica
NTCP	<i>Normal Tissue Complication Probability</i> ou Probabilidade de Complicações no Tecido Normal
OE	<i>Open Edition</i>
OpenGL	<i>Open Graphics Library</i>
PB	<i>Pencil Bean</i>
PHP	<i>PHP HTML Preprocessor</i>
Pixel	<i>Picture Element</i> . Elemento de imagem (ponto) num espaço 2D
POSIX	<i>Portable Operating System Interface</i> ou Interface Portátil de Sistema Operacional
PROPLAN	Sistema Computacional para o Planejamento da Protonterapia em Tumores Oculares
PTV	<i>Planning Target Volume</i> ou Volume Alvo do Planejamento
RAD	<i>Rapid Application Development</i> ou Desenvolvimento Rápido de Aplicações
RBE	<i>Relative Biological Effectiveness</i> ou Eficácia Biológica Relativa
RGB	<i>Red, Green, Blue</i>
ROIs	<i>Regions of Interest</i> ou Regiões de Interesse
SGBDs	Sistemas Gerenciadores de Bancos de Dados
SISCODES	Sistema Computacional para Dosimetria em Radioterapia
Soft RT	Sistema computacional para o planejamento radioterápico com a técnica IMRT aplicado ao código MCNP com interface gráfica 3D para modelos de voxel
SOs	Sistemas Operacionais
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> ou Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único

SQL	<i>Structured Query Language</i> ou Linguagem de Consulta Estruturada
TC	Tomografia Computadorizada
TCD	<i>Tumor Control Dose</i> ou Dose para Controle do Tumor
TCP	<i>Tumor Control Probability</i> ou Probabilidade de Controle do Tumor
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
Voxel	<i>Volumetric Picture Element</i> . Elemento de imagem (ponto) num espaço 3D

SUMÁRIO

1	Introdução.....	14
2	Revisão de conceitos.....	16
2.1	Conceitos básicos da radiação, dosimetria e radioterapia.....	16
2.1.1	Fluxo e fluência.....	16
2.1.2	Dose absorvida.....	16
2.1.3	Energia cinética depositada por unidade de massa - kerma.....	17
2.1.4	Conversão fluência em kerma.....	17
2.1.5	Efeito biológico relativo - RBE.....	18
2.2	Planejamento dosimétrico em radioterapia.....	18
2.2.1	Terapia por captura de nêutrons pelo boro - BNCT.....	19
2.2.2	Planejamento radioterápico.....	20
2.2.3	Planejamento computacional tridimensional.....	21
2.2.3.1	Introdução.....	21
2.2.3.2	Informações necessárias para o planejamento.....	21
2.2.3.3	Definição dos volumes para planejamento do tratamento.....	21
2.2.3.3.1	Volume bruto do tumor - GTV.....	22
2.2.3.3.2	Volume alvo clínico - CTV.....	23
2.2.3.3.3	Volume alvo do planejamento – PTV.....	23
2.2.3.3.4	Volume tratado e volume irradiado.....	23
2.2.3.3.5	Órgãos em risco.....	24
2.2.3.3.6	Pontos de referência.....	24
2.2.3.4	Informações fornecidas pelo planejamento.....	24
2.2.3.4.1	Histogramas dose-volume - DVH.....	24
2.2.3.4.2	Índice de homogeneidade de dose.....	26
2.2.3.4.3	Curvas de isodoses.....	26
2.2.3.4.4	Volume tratado e volume irradiado.....	27
2.2.3.4.5	Probabilidade de complicações no tecido normal.....	27
2.2.3.4.6	Probabilidade de controle do tumor.....	28
2.2.3.5	Otimização do plano de tratamento.....	28
2.2.3.5.1	Otimização interativa.....	28
2.2.3.5.2	Otimização automatizada.....	28
2.2.3.5.3	Otimização semi-automatizada.....	29
2.2.3.6	Problemas relacionados.....	29
2.2.3.6.1	Imprecisões na digitalização de imagens.....	29
2.2.3.6.2	Execução do planejamento computacional.....	29
2.2.4	Métodos de cálculo de dose.....	31
2.2.4.1	Pencil beam.....	31
2.2.4.2	Algoritmo analítico anisotrópico - AAA.....	32
2.2.4.3	Código Monte Carlo N-Particle.....	33
2.3	Conceitos de computação.....	38
2.3.1	Sistemas operacionais.....	38
2.3.1.1	Linux.....	39
2.3.2	Bancos de dados.....	40
2.3.2.1	MySQL.....	41
2.3.3	Linguagens de programação.....	41
2.3.3.1	C e C++.....	42

2.3.3.2 Python.....	43
2.3.3.3 Preprocessadora de Hipertexto PHP.....	44
2.3.4 Bibliotecas gráficas.....	44
2.3.4.1 Kit de ferramentas Gimp.....	45
2.3.4.2 OpenGL.....	45
2.3.5 Ambientes integrados de desenvolvimento.....	46
2.3.5.1 Kylix.....	47
2.3.5.2 Anjuta.....	47
2.4 Programas similares.....	47
3 Processo de desenvolvimento do SISCODES.....	50
3.1 O sistema proposto.....	50
3.2 Inovações sugeridas.....	51
3.3 Desenvolvimento prévio.....	52
3.3.1 Arquitetura do SISCODES.....	52
3.3.1.1 Banco de dados criado.....	53
3.3.1.2 Módulo de administração do SISCODES.....	54
3.3.1.2.1 Interface do módulo.....	55
3.3.1.2.2 Rotina de interpolação dos coeficientes de conversão fluência em kerma.....	56
3.3.1.3 Módulo de criação do modelo de voxels.....	57
3.3.1.3.1 Criação do modelo de voxels de tons de cinza.....	57
3.3.1.3.2 Criação do modelo de voxels de tecidos.....	59
3.3.1.3.3 Marcação das ROIs no modelo de voxels de tecidos.....	60
3.3.1.4 Programa de criação de matriz de dados extraídos da saída do MCNP.....	61
3.3.1.5 Fluxo de dados do sistema desenvolvido.....	62
4 Objetivos.....	64
4.1 Objetivos gerais.....	64
4.2 Objetivos específicos.....	64
5 Metodologia.....	66
5.1 Modificações e novas funções no SISCODES.....	66
5.2 Desvios induzidos pela utilização de perfis de dose obtidos em fantasmas de água.....	68
5.3 Execução de casos exemplo.....	69
6 Resultados e discussão.....	71
6.1 Metodologia de construção do modelo e simulação.....	71
6.2 Desenvolvimento do SISCODES.....	72
6.2.1 Fluxo de dados do SISCODES.....	72
6.2.2 Modificações feitas no subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza.....	74
6.2.2.1 Subsistema de tratamento de imagens.....	75
6.2.2.2 Subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza.....	75
6.2.3 Modificações feitas no subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos.....	77
6.2.4 Modificações feitas no subsistema de marcação das ROIs.....	78
6.2.5 Subsistema de posicionamento de fontes.....	79
6.2.6 Subsistema fantoma paramétrico.....	82
6.2.7 Subsistema de gerenciamento de execução.....	82
6.2.8 Subsistema de visualização dos resultados da simulação.....	85
6.2.9 Modificações no módulo de banco de tecidos, fontes e dados nucleares.....	87
6.3 Desvio entre os valores de dose calculados nos tecidos humanos e na água.....	88

6.3.1 Desvios dos valores de dose considerando apenas os coeficientes de kerma.....	89
6.3.2 Desvios da distribuição espacial dos valores de dose considerando apenas a fluência.....	95
6.4 Modelos desenvolvidos com o SISCODES.....	96
6.5 Interface com códigos computacionais PROPLAN e Soft RT.....	98
6.6 Registro do software.....	100
6.7 Casos exemplo.....	101
6.7.1 Estudos de irradiação do coração.....	102
6.7.1.1 Irradiação de angioplastia por balão com Sm-153 e por stent com P-32....	102
6.7.1.2 Irradiação por perfusão de Tl-201.....	104
6.7.2 Estudos de radioterapia de câncer de próstata.....	105
6.7.2.1 Teleterapia de próstata de 6MV e 15MV.....	105
6.7.2.2 Braquiterapia com sementes de I-125.....	107
6.8 Trabalhos derivados.....	112
7 Discussão dos resultados.....	113
7.1 SISCODES	113
7.2 Dosimetria e casos exemplo.....	115
8 Conclusão.....	118
9 Perspectivas futuras.....	120
REFERÊNCIAS.....	121
ANEXO A – Protocolo de Depósito do SISCODES junto ao INPI.....	130
ANEXO B – Comparativo entre interfaces das versões.....	133
ANEXO C – Artigos Publicados.....	141

1 Introdução

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células que, devido a este, formam os chamados tumores, formalmente denominados neoplasias malignas. As neoplasias invadem os tecidos e órgãos vizinhos, podendo espalhar-se para outras regiões do corpo, ditas metástases. O câncer está entre as principais causas de morte por patologia no mundo. Segundo o Instituto Nacional de Câncer – INCA, essa doença ocupa a segunda posição dentre as que mais acarretam óbitos no mundo. A estatística mundial mostra que no ano 2000 ocorreram 6,2 milhões de óbitos por essa causa, o que representa 12% do total mundial de óbitos por todas as causas (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER - INCA, 2010).

O tratamento do câncer se dá através de cirurgia, transplante de medula óssea, quimioterapia ou radioterapia. Normalmente duas ou mais modalidades de tratamento são combinadas (INCA, 2010).

Radioterapia é uma modalidade de tratamento de câncer na qual se utiliza radiação para destruir a neoplasia maligna ou, ao menos, impedir seu crescimento. Aproximadamente 50% dos pacientes com neoplasia são submetidos à radioterapia que é utilizada como único tratamento ou associado a outras modalidades de terapia.

O planejamento computacional tridimensional em radioterapia é uma ferramenta para avaliação e predição dosimétrica dos protocolos de radioterapias servindo também como suporte à tomada de decisão de escolha entre vários procedimentos radioterapêuticos. O planejamento tridimensional foi criado visando eliminar as deficiências presentes no planejamento bidimensional (EMAMI *et al.*, 1997, OH *et al.*, 1999 e EVANS, 2005).

Para que um planejamento tridimensional possa ser simulado é necessário, no mínimo, que imagens radiológicas representativas do paciente sejam corretamente digitalizadas, e que sejam definidos: volume bruto do tumor, volume alvo clínico, volume alvo do planejamento, órgãos em risco, além de fixados os pontos de referência. No planejamento computacional tridimensional os resultados da simulação dos planos de tratamento são mostrados, entre outras possibilidades, como curvas e superfícies de isodoses, histogramas dose versus volume e em índices baseados em modelos físicos e biológicos. Essas informações objetivam mostrar as probabilidades de controle do tumor e as de ocorrerem complicações nos tecidos sadios

adjacentes (EMAMI *et al.*, 1997 e EVANS, 2005).

O tema desta tese é a descrição de um sistema para planejamento computacional 3D em radioterapia baseado em método estocástico em seu estágio atual de desenvolvimento. Este sistema, denominado SISCODES, foi preliminarmente desenvolvido como tema de projeto de mestrado do proponente, e como parte do projeto de doutorado foi proposta sua migração para outra ferramenta de desenvolvimento e biblioteca gráfica, além de melhorias e novos módulos de forma que o sistema possa ser mantido e que acompanhe todo o ciclo de simulação do plano de tratamento radioterápico.

2 Revisão de conceitos

Nesta seção serão apresentados os conceitos básicos de dosimetria, descrevendo suas principais grandezas e parâmetros. Também serão apresentados conceitos em planejamento radioterápico, bem como das ferramentas computacionais que serão empregadas durante o desenvolvimento do sistema computacional proposto. Por fim serão apresentados alguns softwares existentes para dosimetria e desenvolvimento de modelo de voxels.

2.1 Conceitos básicos da radiação, dosimetria e radioterapia

2.1.1 Fluxo e fluência

Em transporte de partículas nucleares, fluxo é definido como a quantidade de partículas radioativas que atravessam uma superfície esférica imaginária por unidade de tempo. Em outras palavras é o quociente da fluência sobre o tempo. A unidade do fluxo é $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Fluência de partículas, Φ , é o número destas que atravessaram uma superfície esférica ao longo de todo o tempo, ou é a integral do fluxo no tempo em todo o domínio do tempo. Em outras palavras é o quociente dN sobre dA , onde dN é o número de partículas que atravessam uma esfera imaginária de seção transversal dA . A unidade da fluência de partículas é cm^{-2} (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU, 1992).

2.1.2 Dose absorvida

Quando um fluxo de partículas atravessa a matéria, as partículas desse fluxo interagem com os átomos componentes desta matéria, e certa quantidade de energia é depositada devido aos processos de interação eletrônicos e nucleares. A quantidade de energia absorvida por unidade de massa é chamada de dose absorvida. A dose é medida em joules por quilograma (J/kg) e sua unidade no Sistema Internacional (S.I.) é o gray (Gy).

Dose absorvida D é, portanto, o quociente de $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a média de energia transmitida pela radiação ionizante para a matéria de massa dm (ICRU, 1992).

$$D = d\bar{E} \cdot dm^{-1} \quad (1)$$

É interessante notar que quanto maior a densidade de um material maior será a quantidade de energia depositada por um fluxo de partículas qualquer em uma unidade de volume, visto ser diretamente proporcional aos processos de interação, e maior será a atenuação deste feixe; entretanto, maior será também a massa do material nesta mesma unidade de volume no qual a energia absorvida pode se distribuir. Desta forma, a dose absorvida assume uma resposta complexa em relação à densidade do material.

2.1.3 Energia cinética depositada por unidade de massa - kerma

A palavra kerma é um acrônimo para “*kinetic energy released per unit of mass*” ou “energia cinética depositada por unidade de massa”. O kerma consiste na soma das energias cinéticas iniciais das partículas carregadas liberadas na interação de partículas não carregadas, fótons e nêutrons, com a matéria, dividida pela massa desta matéria. O kerma quantifica a quantidade média de energia que fótons e nêutrons transferem para a matéria gerando partículas carregadas, sem se importar com o que acontece com estas partículas após essa transferência (PODGORSK, 2005).

A ICRU 44 (ICRU, 1989) define kerma K como o quociente de dE por dm , onde dE é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas ionizantes carregadas, liberadas por partículas ionizantes sem carga, em um material de massa dm .

$$K = dE \cdot dm^{-1} \quad (2)$$

Kerma, assim como a dose depositada, é medido em gray (Gy) e, os valores destas grandezas são equivalentes quando existe um equilíbrio entre as partículas secundárias carregadas que deixam um determinado volume e as partículas secundárias carregadas que entram neste mesmo volume (ICRU, 1992). Nessa situação, pode-se considerar que toda energia cinética das partículas carregadas geradas pela interação dos fótons e nêutrons com a matéria contida num volume é depositada no próprio volume.

2.1.4 Conversão fluência em kerma

Para um feixe mono energético de partículas ionizantes não carregadas de energia E o kerma K pode ser relacionado à fluência das partículas no meio pela seguinte fórmula:

$$K = \Phi [E(\mu_{tr} \cdot \rho^{-1})] \quad (3)$$

Onde Φ é a fluência de partículas não carregadas no meio, $\mu_{tr} \cdot \rho^{-1}$ é o coeficiente de

transferência massa-energia para o meio na energia do feixe e $E(\mu_{tr} \cdot \rho^{-1})$ é o fator de kerma (ICRU, 1989; PODGORSK, 2005).

Para feixes poli energéticos, como os encontrados em situações reais, o kerma pode ser calculado discretamente pelo somatório dos kermas obtidos pela equação 3 para cada uma das faixas de energia presentes no feixe.

Na prática os fatores de kerma, também chamados de coeficientes de kerma, são conhecidos e tabelados para cada partícula-elemento químico para uma ampla faixa de energias. As tabelas contendo os coeficientes para cada tripla, partícula, energia, elemento químico, foram obtidas ao longo dos anos, de modo experimental, pela comunidade científica.

Foi apresentado anteriormente que quando existe equilíbrio de carga o valor da dose absorvida é equivalente ao kerma. Em grande parte das situações presentes em radioterapia, com as energias das partículas e tamanho dos volumes envolvidos, pode-se considerar que este equilíbrio existe (CHEN; D'ERRICO; NATHA, 2006). Portanto, nesses casos, a conversão de fluência em kerma indica também o valor da dose.

2.1.5 Efeito biológico relativo - RBE

O dano biológico produzido pela radiação depende, dentre outros fatores, da energia e tipo de partícula de radiação ionizante ao qual o tecido biológico é exposto. O Efeito Biológico Relativo - *Relative Biological Effectiveness* (RBE) relaciona a dose de uma radiação em teste com a dose de uma radiação padrão que produz o mesmo dano biológico. Assim RBE é definido por:

$$RBE = D_p \cdot D_t^{-1} \quad (4)$$

onde D_p é a dose de radiação padrão e D_t é a dose da radiação em teste que produz o mesmo efeito biológico. A radiação padrão usada atualmente é o feixe de raios γ produzido por Co-60 (SUNTHARALINGAM; PODGORSK; HENDRY, 2005).

2.2 Planejamento dosimétrico em radioterapia

Uma das modalidades de tratamento de câncer é radioterapia. Nesta se utiliza radiação para destruir ou controlar um tumor. Do total de pacientes com câncer, aproximadamente 50%

são submetidos à radioterapia, sendo esta utilizada como único tratamento ou associada com outras modalidades de terapia.

As radioterapias, de acordo com sua forma de aplicação, podem ser divididas em duas modalidades:

- **Teleterapia:** Os irradiadores contendo isótopos radioativos ou geradores de raios-x ficam externos ao paciente e afastados do mesmo. Esta modalidade é também chamada de radioterapia externa ou à distância .
- **Braquiterapia:** Os dispositivos radioativos, sementes ou placas contendo isótopos radioativos, ficam em contato com o organismo do paciente. Este contato pode ocorrer posicionando-se as fontes sobre a pele, inserindo-as em cavidades naturais do organismo ou implantando-as no interstício dos tecidos moles. Esta modalidade também é chamada de radioterapia de contato.

A escolha entre estes dois tipos de tratamento depende de fatores como a localização do tumor, a proximidade de órgãos e linhagem das células cancerosas.

A eficácia da radioterapia no tratamento do câncer tem como explicação o fato de as células, cancerosas ou não, serem mais sensíveis à radiação quando em processo de divisão celular. Como o câncer se caracteriza pela multiplicação desordenada das células, estas têm uma probabilidade maior de se encontrar em processo de divisão que as células saudáveis e, conseqüentemente, de serem afetadas pela radioterapia.

2.2.1 Terapia por captura de nêutrons pelo boro - BNCT

A Terapia por captura de nêutrons pelo boro – Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), proposta inicialmente por Gordon L. Locker em 1936, consiste na aplicação de B-10 no tumor e posterior irradiação por feixe de nêutrons (CAMPOS, 2000). O B-10 possui alta seção de choque para nêutrons epitérmicos e compreende aproximadamente 20% do boro natural, que é um elemento encontrado na natureza em abundância. Devido a esta alta seção de choque para nêutrons o boro funciona como radiosensibilizador para terapias com esta partícula (BROWNELL *et al.*, 1978 e BARTH; SOLLOWAY; FAIRCHILD, 1990).

O B-10 não é radioativo, não é tóxico e pode ser incorporado em moléculas de grande afinidade pelo tumor. As moléculas do radio sensibilizador com B-10 são aplicadas no

paciente de forma sistêmica, por meio intravenoso. O radiosensibilizador é absorvido em maior quantidade pelo tumor, devido à rápida divisão das células tumorais (VAN RIJ *et al.*, 2005).

As primeiras aplicações clínicas de BNCT não obtiveram bons resultados devido à baixa ou não seletividade do composto radiosensibilizador (VAN RIJ *et al.*, 2005 e CAMPOS, 2000). Compostos mais modernos, como borofenilalanina, apresentam concentração tecido sadio:tumor de 1:4 (VAN RIJ *et al.*, 2005; YOKOYAMA *et al.*, 2006).

A radiosensibilização promovida pelo B-10 se dá através de captura neutrônica. O B-11* resultante é instável e decai em Li-7, liberando He-4 em 100% dos decaimentos, e radiação gama em 94% dos decaimentos. Tanto o núcleo de recuo, Li-7, quanto a partícula α depositam toda sua energia em uma distância muito pequena, em sua grande parte limitada à célula onde se encontrava o núcleo de boro (BLUHM; HOPPÉ, 1999).

2.2.2 Planejamento radioterápico

Antes de se executar um tratamento radioterápico para controle ou erradicação do câncer é necessário que se faça o planejamento deste tratamento. Este planejamento deve determinar a posição, quantidade e intensidade das fontes radioativas às quais o paciente deve ser exposto, o tempo de exposição, e a forma que esta exposição deve ser feita, de forma a se obter a dose de controle do tumor com o mínimo de efeitos colaterais nos tecidos saudáveis do paciente. O método conhecido como planejamento 2D, utilizado para obtenção da dose aplicada em um tumor devido a um tratamento radioterápico consiste na sobreposição de curvas de isodoses, obtidas em fantoma de água, sobre imagens bidimensionais do paciente. (EMAMI *et al.*, 1997 e EVANS, 2005)

O planejamento em planos bidimensionais para planejamento radioterápicos é deficiente e impreciso na determinação e cálculo dosimétrico em vários aspectos destes. Essa deficiência vem do fato de o tratamento ser planejado sobre imagens bidimensionais do corpo do paciente que é, obviamente, um volume tridimensional heterogêneo. A supressão da terceira dimensão introduz aproximações que levam a imprecisão nos cálculos das doses aplicadas. Essa imprecisão faz com que não seja viável estimar as reais possibilidades de sucesso do plano de tratamento estudado. Em resumo, os métodos utilizados nos cálculos de doses no planejamento bidimensional devem ser ampliados para a técnica tridimensional para obtenção

de resultados mais fidedignos (OH *et al.*, 1999).

2.2.3 Planejamento computacional tridimensional

2.2.3.1 Introdução

Para superar as limitações do planejamento bidimensional deve-se utilizar simulação do tratamento sobre um modelo tridimensional do paciente. A simulação tridimensional, associada a algoritmos precisos de cálculo de dose e com o avanço na capacidade de processamento dos computadores, que permite o aumento da granularidade do modelo, pode fornecer informações muito mais precisas sobre o tratamento radioterápico a ser executado e em um tempo reduzido o bastante para tornar esta simulação viável (EVANS, 2005).

Assim o planejamento computacional tridimensional é uma nova ferramenta para cálculo e tentativa de predição de resultados de radioterapias, servindo como suporte à tomada de decisão entre planos de tratamento escolhidos. O planejamento tridimensional não representa apenas um avanço nas técnicas atuais para radioterapia, e sim um novo paradigma que modifica muito a forma de análise dos tratamentos radioterápicos.

2.2.3.2 Informações necessárias para o planejamento

Para se executar um correto planejamento computacional tridimensional em radioterapia é necessária a inserção de vários dados no sistema. Grande parte destes dados é baseada no conceito de volumes a serem irradiados e volumes que não podem receber doses de radiação superiores a determinados limites críticos. Embora estes conceitos sejam razoavelmente intuitivos uma sistematização se faz necessária para que se tenha uma maior precisão na definição das informações necessárias (KIJEWSKI, 1994 e PARKER; PATROCINIO, 2005).

2.2.3.3 Definição dos volumes para planejamento do tratamento

Para que se possa desenvolver um planejamento computacional em radioterapia é necessário que, a partir dos dados digitalizados, sejam definidos volumes que irão indicar o tecido a ser tratado e os tecidos onde a dose de radiação tem que ser mantida baixa. Para facilitar e padronizar o processo o ICRU report 50 (ICRU, 1993) define uma série de volumes a serem definidos em sequência a fim de dividir a tarefa de definição do volume de tratamento em tarefas mais simples de serem executadas corretamente. A Figura 1 ilustra estes volumes.

2.2.3.3.1 Volume bruto do tumor - GTV

O Volume Bruto do Tumor - *Gross Tumor Volume* (GTV) define o volume do tumor que pode ser diagnosticado através de exame ou do estudo de imagens tomográficas. Este volume pode incluir o tumor primário e outras áreas de desenvolvimento macroscópico do tumor. Para que se possa distinguir entre o volume do tumor primário e o volume que inclui as infestações secundárias os termos GTV_{Primary} e GTV_{Nodal} são utilizados. Este volume é relativamente fácil de ser definido, já que engloba apenas manifestações macroscópicas do tumor, entretanto esta delimitação é insuficiente, pois podem existir tumores microscópicos não diagnosticados fora deste volume, além das imprecisões inerentes ao procedimento radioterápico.

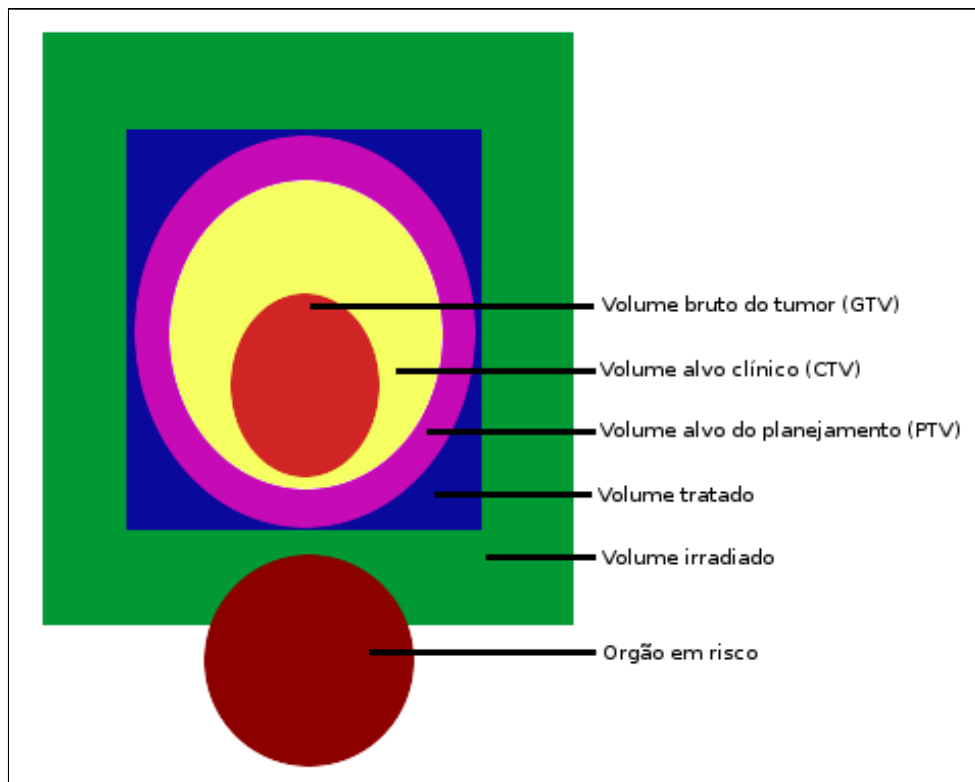


FIGURA 1 - Desenho esquemático dos volumes utilizados no planejamento tridimensional do tratamento radioterápico mostrando: Volume Bruto do Tumor (GTV) – volume diagnosticável do tumor; Volume Alvo Clínico (CTV) – compreende o GTV mais a área adjacente onde o tumor pode existir sem ser clinicamente diagnosticável; Volume alvo do planejamento (PTV) – compreende o CTV acrescido de uma margem de segurança; Volume Tratado – é o volume que recebe dose de radiação em quantidade suficiente para controle do tumor; Volume Irradiado – é o volume que recebe dose de radiação elevada, mas em quantidade inferior à necessária ao controle do tumor; Órgãos em Risco – órgãos que se encontram no Volume Irradiado, e que podem sofrer dano pela radiação.

Fonte: Adaptado de HADDAD, 2005.

2.2.3.3.2 Volume alvo clínico - CTV

O Volume Alvo Clínico - *Clinical Target Volume* (CTV) é o volume que contém o GTV e as manifestações microscópicas do tumor. É este volume que define todo o tecido onde o tumor e suas ramificações, micro ou macroscópicas, se encontram, e de onde devem ser erradicadas. Assim, ao se definir este volume é importante considerar as micro-extensões do tumor em sua proximidade, e nos caminhos naturais de propagação deste. A definição deste volume é bem mais complicada que a definição de GTV pois, como as micro-ramificações não são identificáveis por imagem, sua definição depende de critérios subjetivos e da experiência do profissional que irá defini-lo (KIJEWSKI, 1994 e PARKER; PATROCINIO, 2005).

2.2.3.3.3 Volume alvo do planejamento – PTV

O Volume Alvo do Planejamento - *Planning Target Volume* (PTV) é o volume obtido adicionando-se uma margem sobre o CTV. A largura desta margem deve ser definida de acordo com as incertezas devidas ao movimento de órgãos internos, do tumor, de problemas no posicionamento do paciente e/ou de erros na intensidade e posição do feixe. Infelizmente, estudos sobre movimentação dos órgãos internos ainda são bastante incompletos, e os feitos para alguns órgãos mostram que a movimentação destes geralmente não é igual em todas as direções, o que faz com que as larguras das margens que definem o PTV sobre o CTV não devam ser uniformes.

Como é este o volume que deverá ser irradiado, é a partir de sua definição que se iniciará o estudo da posição e intensidade das fontes aplicadas no tratamento radioterápico (KIJEWSKI, 1994 e PARKER; PATROCINIO, 2005).

2.2.3.3.4 Volume tratado e volume irradiado

Durante a execução do tratamento cada ponto da região irradiada irá receber uma certa dose de radiação. O volume onde a dose absorvida é igual ou maior que a planejada para o controle do tumor é o Volume Tratado. A aplicação de um tratamento radioterápico deve ser tal que o Volume Tratado coincida com o Volume Alvo do Planejamento. O grau dessa coincidência irá definir a qualidade da aplicação do tratamento.

O volume que também é irradiado durante a aplicação do tratamento, cuja dose absorvida

é menor que a planejada, mas ainda suficiente para ser considerada é chamado Volume Irradiado (KIJEWSKI, 1994).

2.2.3.3.5 Órgãos em risco

Podem existir próximos ao tumor órgãos sensíveis à radiação e que, por este motivo, não podem receber altas taxas de dose durante o tratamento, bem como têm máximas doses permissíveis limitadas, muitas vezes muito inferiores às doses de controle tumoral preconizadas. Esta informação é essencial para o planejamento radioterápico.

2.2.3.3.6 Pontos de referência

Após a correta identificação dos volumes de interesse para o tratamento estes devem ser localizados espacialmente. Para esta função se utilizam pontos de referência, ou *Landmarks*, normalmente ossos por serem visíveis em grande parte das imagens médicas.

2.2.3.4 Informações fornecidas pelo planejamento

Depois de definidos todos os parâmetros necessários, o plano de tratamento pode ser simulado por técnica 2D ou 3D. Os resultados desta simulação, mostrados ao operador, servirão como ferramenta de grande utilidade na averiguação da qualidade do plano simulado e na escolha dentre vários planos.

2.2.3.4.1 Histogramas dose-volume - DVH

São utilizados dois tipos de Histogramas Dose-Volume - *Dose-Volume Histograms* (DVHs) em radioterapia: o DVH acumulativo e o DVH diferencial, explicados mais à frente.

Os DVHs são das ferramentas de condensação de informação mais importantes no planejamento computacional de radioterapia. O DVH condensa em um gráfico qual proporção de um dado volume recebeu certa dose. Assim o operador consegue visualizar quanto do tumor recebeu a dose de controle e qual a porcentagem de um órgão próximo que recebeu uma dose maior que a recomendada, podendo saber se o tumor será controlado, ou se um órgão próximo será afetado (PURDY, 1997).

Como o DVH é apresentado em forma gráfica, pode ser utilizado para comparar dois planos de tratamentos quando são representados juntos.

2.2.3.4.1.1 Histograma dose-volume acumulativo

O DVH acumulativo apresenta em um gráfico o percentual de um volume (eixo Y) que recebeu uma dose igual ou maior à dose indicada (eixo X). É o diagrama mais utilizado na radioterapia e o que melhor serve para avaliar a qualidade de um tratamento. O plano mais adequado é aquele que produz menor dose versus volume nos tecidos adjacentes e maior dose versus volume no tumor. A Figura 2 mostra o DVH acumulativo de um tratamento de câncer de pulmão, onde são mostradas as curvas obtidas para o volume do pulmão e o volume do carcinoma (CHENG e INDRA, 1999).

2.2.3.4.1.2 Histograma dose-volume diferencial

O DVH diferencial mostra em forma gráfica quantos voxels de um volume (eixo Y) receberam uma dose (eixo X) numa certa faixa de valor (Ex: $0 \leq \text{dose} < 1$; $1 \leq \text{dose} < 2$; etc.). Este tipo de histograma serve para avaliar a homogeneidade da dose aplicada, um DVH diferencial ideal para o volume alvo do planejamento terá uma única coluna em 100% da dose (PARKER; PATROCINIO, 2005). A Figura 3 mostra dois histogramas dose-volume diferenciais para uma teleterapia de próstata.

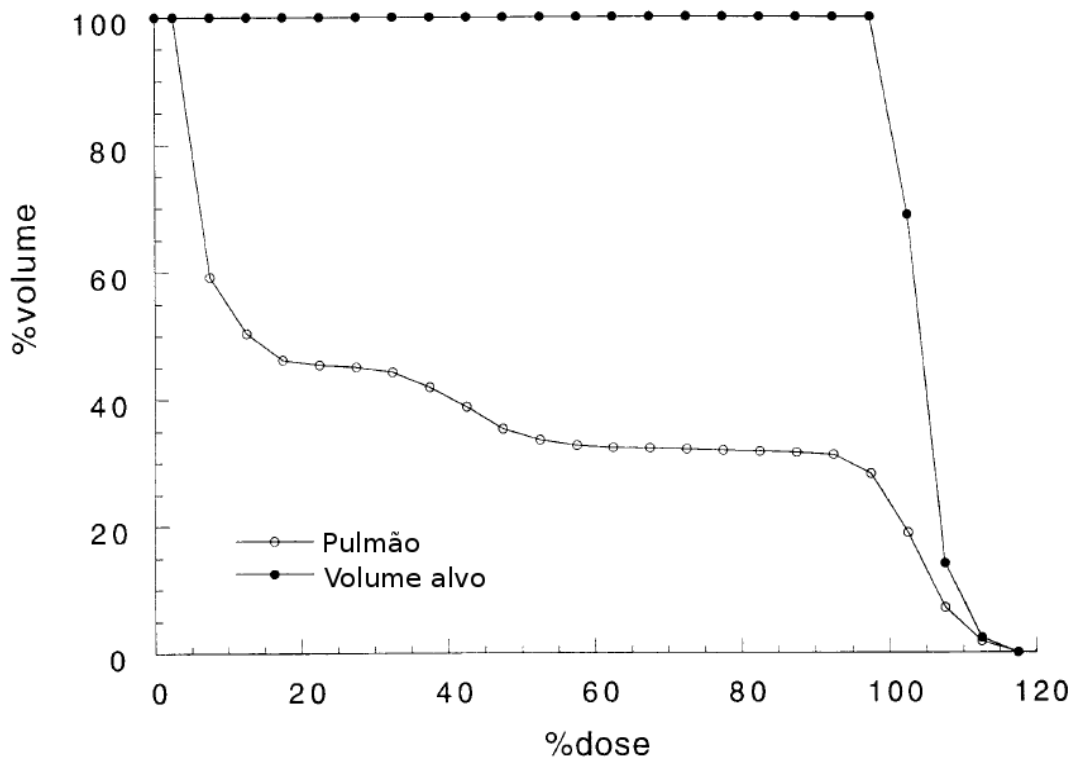


FIGURA 2 - Histograma dose-volume acumulativo de tratamento de carcinoma de pulmão, apresentando a curva obtida da dose no volume do pulmão e a dose no volume alvo do planejamento.

Fonte: Adaptado de CHENG e INDRA, 1999, p.1146

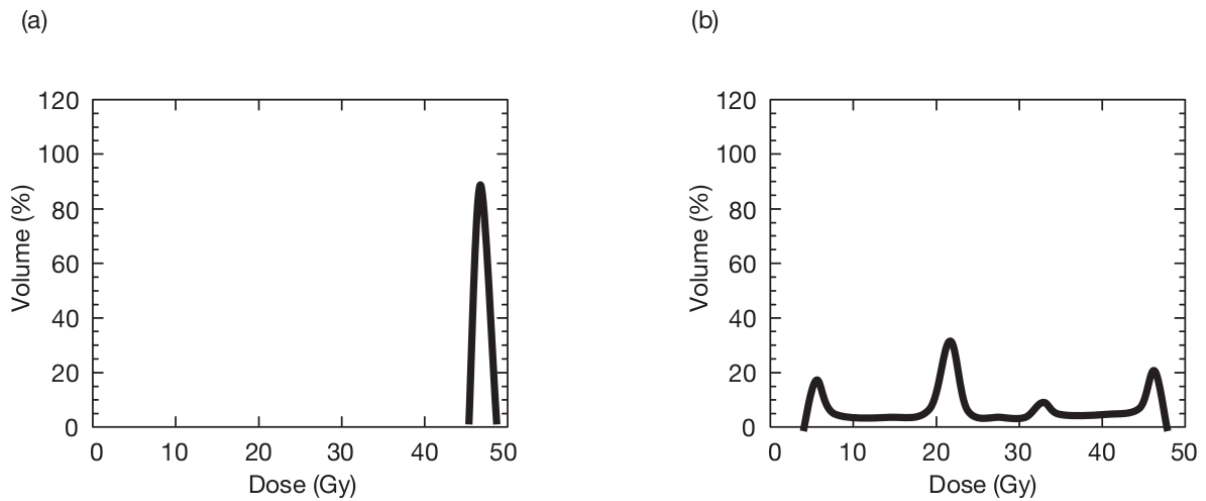


FIGURA 3 - Histogramas dose-volume diferenciais obtidos de uma teleterapia de quatro feixes para câncer de próstata, mostrando as curvas obtidas para o volume alvo do planejamento (a) e para o reto (b).

Fonte: PARKER; PATROCINIO, 2005, p.259

2.2.3.4.2 Índice de homogeneidade de dose

O Índice de Homogeneidade de Dose - *Dose Homogeneity Index* (DHI), de forma geral, representa índices que são obtidos da razão entre a área ou volume com uma mesma dose com a área ou volume de uma certa isodose (D90 - isodose de 90%; D50 - isodose de 50%; etc.). Assim como o DVH diferencial, o DHI serve para avaliar a homogeneidade da dose aplicada. Como é apresentado como um índice, a comparação de dois tratamentos por este parâmetro é mais objetiva que aquela obtida pelo DVH diferencial.

2.2.3.4.3 Curvas de isodoses

Embora os DVH mostrem a informação de forma condensada e de fácil interpretação eles não fornecem informação espacial sobre a dose aplicada. Para se obter informações sobre posicionamento das doses é necessário o uso de curvas de isodose, que são curvas que representam faixas de dose determinadas sobre o plano ou o volume tratado. Estas curvas são de extrema importância, pois mostram exatamente qual dose será aplicada em qual ponto do tecido tratado. Como não condensam a informação podem, em muitos casos, tornar difícil uma interpretação mais detalhada e a escolha entre dois planos de tratamento, se forem analisadas sozinhas. A Figura 4 ilustra as curvas de isodose na região da orelha para

radioterapia de linfoma ocular.

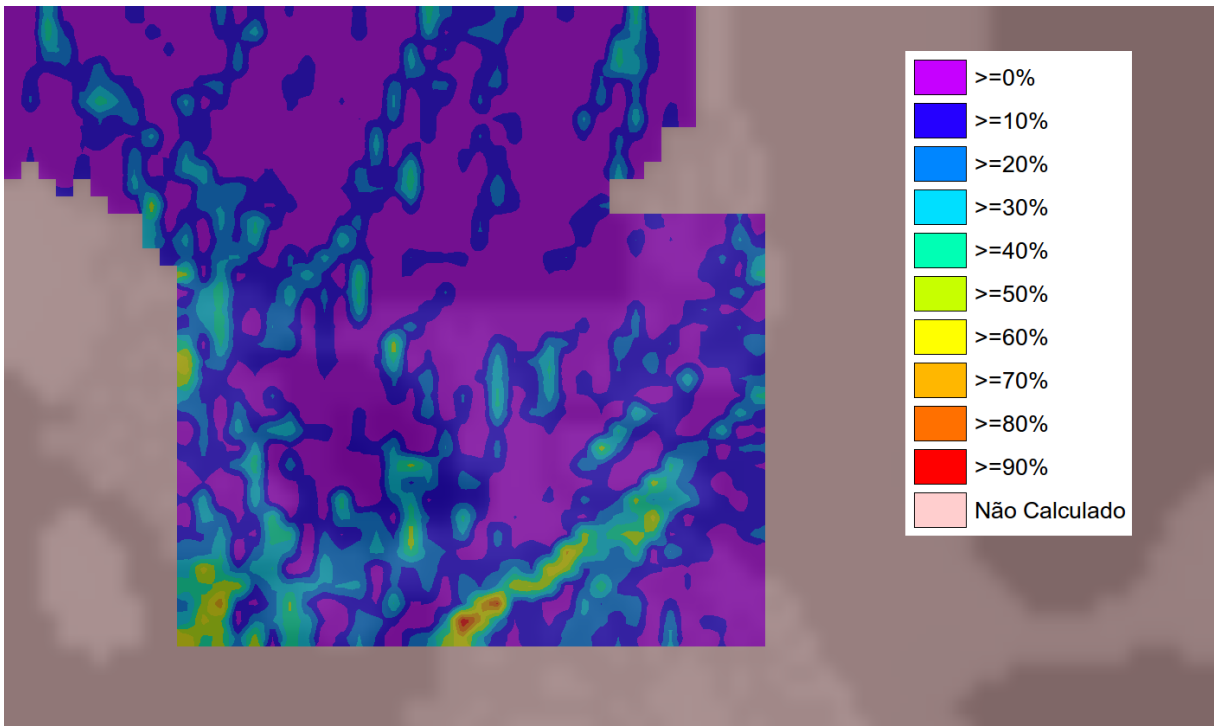


FIGURA 4 - Curvas de isodoses na região da orelha, referentes a radioterapia de linfoma ocular.

Fonte: Adaptado de MAIA, 2006, p.116

2.2.3.4.4 Volume tratado e volume irradiado

O Volume tratado é definido como o volume formado pela curva de isodose onde a dose é aquela considerada como apropriada para se atingir o resultado do tratamento (Ex: isodose de 95%).

O Volume irradiado representa o volume formado por uma curva de isodose onde a dose é significativa em relação à dose de tolerância do tecido normal (Ex: isodose de 50%). Este volume é importante porque é justamente a dose aplicada no tecido adjacente ao tumor que limita a dose que pode ser aplicada neste.

2.2.3.4.5 Probabilidade de complicações no tecido normal

Existem alguns modelos matemáticos que visam calcular a probabilidade de ocorrer alguma complicação em tecidos saudáveis devido à radioterapia. Este dado, chamado de Probabilidade de Complicações no Tecido Normal - *Normal Tissue Complication Probability*

(NTCP) é importante porque a dose no tumor, e a possibilidade de controle de um tumor, é limitada diretamente pela probabilidade de afetar algum órgão vital durante o tratamento. Com este dado é possível escolher entre dois planos de tratamento ou mesmo verificar a viabilidade de aumento da dose aplicada no tumor (SUNTHARALINGAM; PODGORSK; HENDRY, 2005).

2.2.3.4.6 Probabilidade de controle do tumor

A Probabilidade de Controle do Tumor - *Tumor Control Probability* (TCP) mostra a probabilidade de controle do tumor devido a um tratamento. TCP utiliza os dados obtidos nos cálculos de distribuição de dose e outras grandezas como: dose para controle de 50% do tumor (TCD_{50}); inclinação da curva dose/resposta em TCD_{50} ; alteração da TCD_{50} com o volume; alteração na resposta devido ao fracionamento. Embora o modelo matemático para este cálculo já seja bem definido, as grandezas citadas ainda não foram definidas com exatidão (SUNTHARALINGAM; PODGORSK; HENDRY, 2005).

2.2.3.5 Otimização do plano de tratamento

Uma das maiores vantagens do planejamento computacional é a possibilidade de se simular vários planos de tratamento variando posicionamento, tempo de exposição, intensidade e tipo de fonte para, através dos resultados das simulações, poder optar pelo melhor plano. Com o aumento da capacidade de processamento dos computadores em breve poderemos contar com sistemas que farão otimização do plano de tratamento em tempo real (KIJEWSKI, 1994 e MENDESA *et al.*, 2006).

2.2.3.5.1 Otimização interativa

Nesta forma de otimização o operador ajusta o posicionamento e as características das fontes radioativas e o sistema calcula os resultados deste plano de tratamento. O operador pode alterar alguns parâmetros do tratamento, posição ou número das fontes, por exemplo, e o sistema re-calcula os resultados do plano. O operador pode, então, escolher entre os dois planos analisados.

2.2.3.5.2 Otimização automatizada

Em um sistema de otimização totalmente automatizado, após serem definidos os volumes

de tratamento e o tipo de tumor, o computador calcula automaticamente o ‘melhor planejamento’ para o tratamento deste tumor, informando todos os dados sobre tipo, tempo de exposição e posicionamento das fontes. O ‘melhor planejamento’ pode ser calculado por um conjunto de regras pré-determinadas ou escolhido dentre N planos gerados automaticamente.

2.2.3.5.3 Otimização semi-automatizada

Neste caso, o operador determina os parâmetros do tratamento e o sistema faz alguns ajustes em alguns parâmetros para se obter os melhores resultados. Por exemplo: o operador define um planejamento por teleterapia com todos os parâmetros necessários, o sistema então ajusta o posicionamento dos feixes e o tempo de exposição para se ter o melhor planejamento dentro dos parâmetros definidos; ou num planejamento por braquiterapia o operador informa o tipo de fonte permanente e limita o número máximo de fontes a se utilizar, o sistema então calcula o número e o melhor posicionamento para as fontes.

2.2.3.6 Problemas relacionados

Embora o planejamento computacional tridimensional seja um grande salto no planejamento de tratamentos radioterápicos, algumas considerações devem ser feitas. De nada adianta ter um método ótimo de cálculo de planejamento de tratamento se 90% deles não puder ser aplicado devido a incertezas na execução operacional: imprecisão oriundas das imagens, movimentação dos órgãos internos, posicionamento do paciente, espalhamento do feixe de radiação, entre outros (PURDY, 1997).

2.2.3.6.1 Imprecisões na digitalização de imagens

Problemas nas imagens de diagnóstico e o método utilizado para digitalizar essas imagens podem levar a imprecisões nos cálculos das doses absorvidas influenciando no resultado de todo o tratamento.

2.2.3.6.2 Execução do planejamento computacional

Mesmo com o cálculo ótimo do planejamento do tratamento, problemas na execução deste plano podem comprometer os seus resultados. Alguns destes problemas podem ser tratados na própria execução do plano, outros devem ser levados em conta quando do cálculo do tratamento, pois são certos de ocorrer e não podem ser evitados.

2.2.3.6.2.1 Posicionamento do paciente

Em teleterapia é de extrema importância que, na execução do plano de tratamento, o paciente fique exatamente na mesma posição daquela usada no cálculo. De nada adianta ter curvas de isodoses calculadas com extrema precisão, se no ato da execução do plano o feixe estiver com orientação distinta daquela inicialmente avaliada.

Existem métodos: máscaras, posicionadores, etc., para auxiliar no posicionamento do paciente. Também estão em estudo métodos para correção automática da direção do feixe devido à movimentação do paciente.

2.2.3.6.2.2 Movimentação dos órgãos internos

A movimentação dos órgãos internos é um problema sério na execução da teleterapia e da braquiterapia podendo influenciar na exposição à radiação de órgãos próximos à área tratada.

Existem métodos para diminuir a movimentação dos órgãos quando da aplicação da teleterapia, mas para cálculo de dose esta movimentação tem que ser levada em conta na definição do PTV. Vários estudos estão sendo desenvolvidos para quantificação da movimentação dos órgãos internos.

2.2.3.6.2.3 Outras incertezas na execução do plano radioterápico

Aqui pode-se incluir vários tipos de incertezas na execução do plano, principalmente as relacionadas à imprecisão dos feixes e de posicionamento das fontes, assim como erros nos tempos de exposição. Esse tipo de erro pode ser minimizado na execução, mas a incerteza sempre deve ser levada em conta quando é feito o cálculo do plano de tratamento, como por exemplo: imprecisão na introdução das sementes radioativas na próstata, movimentação involuntária do paciente em teleterapia, etc.

2.2.3.6.2.4 Diferença entre a dose absorvida real e a dose calculada

Um dos principais problemas a se levantar é que, de um modo geral, o planejamento computacional tridimensional permite um cálculo mais preciso das doses nos tecidos que os métodos anteriormente utilizados. O problema ocorre quando um método é considerado padrão para um tipo de tumor e este método sistematicamente sub ou superestima a dose absorvida aplicada. Como os protocolos de tratamento desenvolvidos para este tumor são baseados nesta dose sub ou superestimada é necessário que, ao se trabalhar com o sistema de planejamento tridimensional, se utilize um fator de correção para adequar a dose especificada no protocolo à dose real obtida por este sistema.

2.2.4 Métodos de cálculo de dose

Existem basicamente dois paradigmas para cálculo da dose absorvida pela exposição à radiação ionizante. O primeiro destes paradigmas é aquele baseado em métodos determinísticos para cálculo da dose. Os métodos determinísticos são computacionalmente eficientes (ZIVIANI, 2004). Por isso, são os métodos utilizados em sistemas comerciais, já que nestes casos o tempo de cálculo é um fator crítico. O problema destes métodos vem do fato de que não existe um modelo físico que explique adequadamente o comportamento do núcleo atômico em todas as situações (KRANE, 1988). Desta forma estes métodos calculam aproximações da dose absorvida, através da correção da dose medida em um fantoma de água, o que gera desvios maiores que 3% em algumas regiões de interface entre tecidos ou de densidade muito diferente da água (STERPIN *et al.*, 2007 e ESCH *et al.*, 2006).

O segundo paradigma é aquele baseado em métodos estocásticos, também chamados de métodos de Monte Carlo, devido ao fato de se basearem em bibliotecas de probabilidades de ocorrência de uma reação que é escolhida aleatoriamente assim como ocorre em jogos de cartas ou dados nos cassinos, o nome é uma referência ao cassino Monte Carlo no principado de Mônaco. Estes métodos calculam as doses absorvidas com grande precisão, pois simulam a interação da radiação com a matéria partícula por partícula (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). O grande problema destes métodos é que são computacionalmente ineficientes, levando, normalmente, várias horas para simular um plano de tratamento em um computador atual.

A seguir são detalhados três dos principais algoritmos utilizados em cálculo de dose. Dois, *Pencil Beam* (PB) e *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA), são baseados em métodos determinísticos e o terceiro, *Monte Carlo N-Particle* (MCNP) é baseado em método estocástico.

2.2.4.1 Pencil beam

Pencil Beam é um método analítico de cálculo de dose através da interpolação de doses que são calculadas por meio da convolução de um núcleo, chamado de *kernel*, que possui um determinado perfil de dose. Esse núcleo é obtido experimentalmente ou através de simulações por métodos de Monte Carlo e possui uma forma cilíndrica que se assemelha a um lápis, daí o nome do método.

Esse método é bastante utilizado por ser de cálculo bastante rápido, entretanto, por não considerar o espalhamento e reflexão da radiação devido à grande heterogeneidade dos tecidos humanos, considerando apenas a diferença de atenuação da dose, possui um desvio entre a dose absorvida real e a calculada por esse método que é inerente ao mesmo. O *Pencil Beam* utiliza-se de um modelo tridimensional do corpo humano, obtido de imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, para o cálculo da atenuação do feixe do *kernel*, e da dose depositada em cada ponto do organismo do paciente.

Embora exista um desvio no cálculo que é inerente ao método, esse método já é uma evolução do método anteriormente utilizado que apenas sobrepuja curvas de isodoses bidimensionais obtidas experimentalmente em um fantoma de água nas imagens tomográficas do paciente.

2.2.4.2 Algoritmo analítico anisotrópico - AAA

Algoritmo Analítico Anisotrópico - *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) é o nome comercial dado a um algoritmo que é um aperfeiçoamento do *Pencil Beam*, descrito originalmente em ULMER e HARDER (1995). Este algoritmo é implementado no Sistema Integrado de Planejamento de Tratamento Eclipse da empresa californiana *Varian Medical System*.

Este algoritmo utiliza a convolução de três núcleos de radiação: fótons do feixe primário, fótons secundários e elétrons gerados. A dose final é o resultado da superposição da dose calculada para cada um dos núcleos (ULMER e HARDER, 1995). O maior avanço deste método vem da constatação, através de simulação via o software *GEometry ANd Tracking Toolkit - GEANT* (AGOSTINELLI *et al.*, 2003), que existe um desequilíbrio na geração e espalhamento dos elétrons Compton, quando dois meios apresentam densidades diferentes (ULMER e HARDER, 1995).

Embora este método apresente um avanço real sobre o *Pencil Beam*, continua sendo uma aproximação baseada no perfil de dose encontrado num fantoma de água. Artigos demonstram que, apesar de bastante reduzido se comparado ao *Pencil Beam*, o desvio da dose calculada pode ser superior a 4% em regiões de interface entre tecidos (GAGNÉ e ZAVGORODNI, 2007; ULMER e HARDER, 1995; STERPIN *et al.*, 2007; ESCH *et al.*, 2006). Como o desvio total da dose planejada para a dose aplicada no tumor e nos tecidos adjacentes não pode

ultrapassar 5% (ICRU 50, 1993 e ICRU 62, 1999), um desvio de cálculo de 4% na simulação é insatisfatório, pois deixa uma margem de apenas 1% para incertezas na aplicação do plano de tratamento.

2.2.4.3 Código Monte Carlo N-Particle

Monte Carlo N-Particle ou MCNP é um sistema estocástico de transporte de partículas baseado no método de Monte Carlo, para simulação da interação da radiação com a matéria. Este sistema foi desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory*. O MCNP pode simular o transporte de elétrons, fótons e nêutrons. Os diversos tipos de partículas podem ser avaliados em uma mesma simulação, pois partículas secundárias de tipo diferente das primárias são geradas na interação partícula/matéria (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). O MCNP é um código de transporte de uso geral que pode ser utilizado em qualquer área onde a simulação do transporte de partículas seja necessária.

O cálculo da fluência de partículas e da dose no MCNP é feito simulando-se, por meio de bibliotecas de probabilidades de interação, a trajetória e as interações de cada partícula emitida pela fonte e de cada partícula secundária. Como as bibliotecas são construídas com dados experimentais, se for feita a simulação para um grande número de partículas, obtém-se de modo virtual o comportamento esperado da interação da radiação com a matéria. O MCNP faz a análise estatística dos resultados obtidos, de forma a obter a precisão estatística da simulação em cada volume pedido (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003).

Apesar do fato que os algoritmos baseados no método de Monte Carlo, como é o caso do MCNP, serem os que conseguem melhor precisão na simulação da interação da radiação com a matéria, sua aplicabilidade em sistemas comerciais de planejamento radioterápico é limitada devido ao alto custo computacional inerente a esta classe de problemas, o que se traduz em grande tempo de processamento.

Os modelos a serem simulados no MCNP são constituídos de volumes contidos por superfícies em um espaço tridimensional. Estes volumes são preenchidos com materiais cuja composição química e densidade são especificadas. Para a simulação também é necessária a definição das características das fontes radioativas, da condição de término da simulação e dos dados de saída desejados (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003b).

A entrada de dados no MCNP é feita através de um arquivo texto contendo a descrição do

modelo a ser simulado. A sintaxe deste arquivo é bastante complexa e pouco amigável, com palavras-chave bastante constrictas de, no máximo, quatro letras, seguidas ou não de parâmetros numéricos separados por espaços (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003b). Essa sintaxe é, provavelmente, herdada das primeiras versões do MCNP, construídas no início da década de 1970 (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003).

A sintaxe constricta faz com que muitos comandos sejam grafados de forma parecida. Desta forma a supressão ou troca de uma única letra, que em linguagens com comandos grafados de forma mais extensa geraria um erro de sintaxe, pode gerar uma descrição errônea do modelo a ser simulado. Esse modelo descrito erroneamente pode executar por algum tempo, terminando logo que o erro na geometria seja detectado por anomalias na execução. Nesse caso o MCNP não informa de maneira precisa o que levou à interrupção da execução, fazendo com que a detecção e correção desse tipo de erro seja bastante complexa e demorada. O MCNP pode, ainda, executar o modelo errado até o fim, mostrando resultados incorretos.

A sintaxe complexa do arquivo de entrada, combinada com a precariedade do tratamento de erros de lógica na descrição do modelo, faz com que a codificação manual deste arquivo seja difícil e com grande propensão a erros. Desta forma, o uso de ferramentas que automatizem esta tarefa pode trazer agilidade e aumento da confiabilidade nas simulações.

Para melhor compreensão da descrição de um modelo no MCNP, será exemplificada a definição de uma semente de braquiterapia, composta de um núcleo com I-125 revestido com material metálico (Figura 5). Para definição desta fonte é necessário descrever os volumes que compõe esta fonte e, separadamente, a geometria e espectro da emissão da radiação.

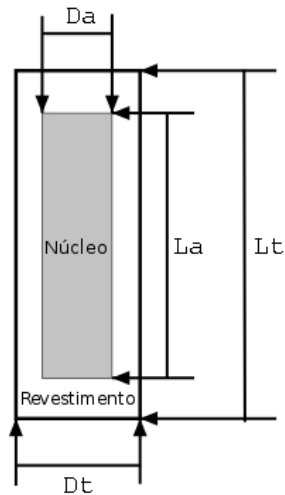


FIGURA 5 – Desenho esquemático da semente descrita, onde: L_a e D_a são, respectivamente, o comprimento e diâmetro do núcleo ativo de I-125; e L_t e D_t o comprimento e diâmetro totais da semente, incluindo o revestimento metálico.

A primeira definição a ser feita é a dos volumes que compõem a semente e sua posição no modelo. O volume do núcleo é definido no código MCNP por:

```
701a 700b -4.5c -201d 202d -203d trcl=(0.5e 4.2e -6.5e 0.030814f
-0.882410f -0.469472f 0.999391f 0.034899f 0f 0.016384f -0.469186f
0.882948f) imp:p=1 imp:e=1 $ fonte de I125
```

onde: ^a é o número atribuído para este volume; ^b é o número do material que preenche este volume; ^c é a densidade do material que preenche este volume; ^d são os números das superfícies que delimitam este volume; TRCL representa a transformação aplicada a este volume, sendo ^e a traslação em relação à origem e ^f a matriz de rotação (ver item 6.1.5); imp:p=1 e imp:e=1 definem que tanto fótons quanto elétrons devem ser investigados; e o \$ define o início do comentário, que vai até o fim da linha.

De modo análogo, o revestimento da semente é definido por:

```
702 701 -4.5 -204 205 -206 #701 trcl=(0.5 4.2 -6.5 0.030814
-0.882410 -0.469472 0.999391 0.034899 0 0.016384 -0.469186
0.882948) imp:p=1 imp:e=1 $ revestimento
```

onde #701 indica que, deste volume, deve ser excluído o volume 701, que é o do núcleo da semente.

Para cada semente a ser posicionada no modelo deve haver um par das linhas descritas acima.

Após a definição dos volumes deve-se definir as superfícies que delimitam estes volumes. Para o núcleo da fonte as superfícies são descritas por:

```
201  cz  0.025000  $ raio da fonte
202  pz  -0.150000  $ 'tampa' da fonte
203  pz  0.150000  $ 'tampa' da fonte
```

onde 201, 202 e 203 são os números atribuídos a cada uma das superfícies descritas; cz indica que a superfície 201 é um cilindro centrado no eixo z, de raio 0,025 cm; e pz indica que as superfícies 202 e 203 são planos perpendiculares ao eixo z, nas posições $z=-0,15$ cm e $z=0,15$ cm, respectivamente.

As superfícies 204, 205 e 206 são definidas de forma análoga. É definido apenas um conjunto das superfícies 201 a 206 para todas as fontes a serem inseridas no modelo.

Seguindo a definição das superfícies é feita a definição dos materiais usados no modelo. O material da fonte é descrito por:

```
m700  8000.02p -0.20 $ O
      53000.02p -0.60 $ I
      14000.02p -0.20 $ Si
```

onde: m700 indica que é o material para o qual o número 700 é atribuído; e cada linha mostra um elemento químico do material e sua concentração mássica no mesmo.

O elemento químico é definido pela biblioteca que o descreve. O nome da biblioteca é dado por ABBBB.CCD onde: AA é o número atômico do elemento químico; BBB é o número de núcleons do isótopo, sendo usado 000 para concentração natural dos isótopos do elemento); CC é o número da biblioteca e D e tipo de partícula da biblioteca.

De forma análoga o material do revestimento é descrito por:

```
m701  8000.02p -0.20 $ O
      6000.02p -0.20 $ C
      28000.02p -0.10 $ Ni
      22000.02p -0.50 $ Ti
```

A emissão de partículas da fonte é descrita separadamente aos volumes da fonte, que são descritos como os volumes de qualquer componente do modelo. Para a fonte exemplo a

emissão de partículas é descrita por:

```

sdef   erg=d1      &      $ Espectro da fonte dado por
      &      $ SI1 (energia) SP1(probabilidade)
      pos=d2      &      $ Translação da fonte dada por
      &      $ SI2 e SP2
      rad=d3      &      $ Distribuição radial da fonte
      &      $ dada por SI3 e SP3
      ext=d4      &      $ Comprimento da fonte dado
      &      $ por SI4 e SP4
      cel=d5      &      $ Volumes permitidos para emissão
      &      $ da fonte dados por SI5 e SP5
      axs=d6      &      $ Translação da fonte dada por
      &      $ SI6 e SP6

      par=2      $ o 2 define a fonte como fonte de fótons
SI1 L  0.0354899988  0.0036780001  0.0305499993  &
      0.0344900005  0.0274700001  0.0272000004  &
      0.0309999995  0.0037700001  $ Energias do I-125
SP1   0.0261929948  0.3144727945  0.0423479564  &
      0.0084303804  0.2917303741  0.1568442881  &
      0.1015566736  0.0584244989  $ Probabilidade de
      emissão em cada energia
si2 L  0.500000  4.200000  -6.500000  $ Posição da fonte
sp2 1          $ Número de fontes
si3   0 0.024500  $ Raio da fonte
sp3 -21 1      $ '-21 1' indica emissão de partículas é radial
si4 -0.147000  0.147000  $ Metade do comprimento da fonte
sp4 -21 0      $ '-21 0' indica emissão ao longo da fonte
si5 L  701 $ Volume da fonte

```

```

sp5 1 $ Número de fontes
si6 L 0.016384 -0.469186 0.882948 $ Rotação da fonte
sp6 1 $ Número de fontes

```

Além de se descrever os volumes e fontes de descrição do problema é necessário que se descreva o modo de execução do problema, os volumes e energias de investigação que terão os resultados mostrados no arquivo de saída, o número de partículas a simular e a grandeza a ser calculada: dose, fluência ou energia depositada pelos elétrons.

Todas estas informações são agrupadas num arquivo texto que é lido e executado pelo código MCNP, que gera como saída um segundo arquivo texto com os resultados da simulação.

2.3 Conceitos de computação

2.3.1 Sistemas operacionais

Sistemas Operacionais (SOs) são os programas de computador responsáveis por constituir uma camada intermediária entre os programas utilizados pelo usuário e o *hardware* do computador. Os sistemas operacionais são também responsáveis pelo isolamento entre os dados de diversos usuários e pela execução concorrente de diversos processos. O sistema operacional é, em uma visão bastante simplificada, o gerente de todo o *hardware* e *software* do computador (FLYNN; MCHOES; MENDES, 2002).

Sistemas operacionais podem ser divididos em cinco diferentes tipos, de acordo com sua função e grau de complexidade, a saber (SILBERSCHATZ; GALVIN, 1998):

- Sistemas *batch* ou de arquivos de lote: São aqueles nos quais os programas não oferecem nenhuma interação com o usuário. Estes sistemas eram muito utilizados na era dos cartões perfurados, na qual a interface entre o computador e o usuário era precária. De um modo geral estes sistemas permitiam a execução de apenas um programa de cada vez.
- Sistemas interativos: Com a evolução da interface entre o computador e o usuário, os sistemas operacionais passaram a executar programas que respondiam a ações e comandos do usuário durante sua execução. Entretanto, estes sistemas não

permitiam o processamento de vários programas ao mesmo tempo, nem o compartilhamento do tempo de processamento entre vários usuários de forma transparente.

- Sistemas de tempo compartilhado: Estes sistemas distribuem o tempo de processamento entre vários programas de um ou mais usuários, daí seu nome. Esta distribuição do tempo de processamento ocorre milhares de vezes por segundo, dando a impressão que os vários programas estão sendo executados em paralelo, quando na verdade são executados sequencialmente, pouco a pouco. Sistemas operacionais modernos incluem-se primordialmente nesta categoria.
- Sistemas de tempo real: São sistemas operacionais para execução de tarefas nas quais o tempo de resposta é imperativo. Um sistema de tempo real deve garantir que 100% das tarefas respondam até o seu tempo máximo em 100% das vezes. Estes sistemas são aplicados em controles de aviões, robôs, naves espaciais, etc.
- Sistemas operacionais distribuídos: Em todos os sistemas operacionais anteriormente listados é necessário que exista apenas um processador ou que os vários processadores compartilhem a mesma memória. Nos sistemas operacionais distribuídos esta restrição é quebrada. Um sistema operacional distribuído permite que vários computadores com memórias independentes sejam utilizados para a execução de uma mesma tarefa ou grupo de tarefas. Sistemas operacionais distribuídos podem ser utilizados para aumentar o desempenho e/ou a confiabilidade de um sistema computacional. A possibilidade do aumento de desempenho torna esses sistemas muito úteis para a computação científica. Os códigos estocásticos de simulação da interação da radiação com a matéria, tal qual o MCNP usado pelo SISCODES, são computacionalmente intensivos. Entretanto as simulações executadas por estes códigos podem ser divididas, tirando proveito dos SOs distribuídos.

2.3.1.1 Linux

O Linux é um sistema operacional multitarefa e multiusuário, de código fonte aberto e distribuído gratuitamente. O seu desenvolvimento se iniciou quando o finlandês Linus Torvalds resolveu aprimorar o sistema operacional Minix, desenvolvido pelo Prof. Andrew S.

Tanenbaum para fins educativos. Esse começo do desenvolvimento se deu em 1991.

O Linux é baseado no padrão POSIX, o que o torna compatível com outros sistemas operacionais semelhantes ao UNIX. Atualmente é um dos principais sistemas operacionais utilizados em servidores e, devido à melhoria das interfaces e de várias distribuições voltadas para o usuário leigo, vem se tornando um sistema bastante viável também para *desktops*.

O Linux, e grande parte de seus aplicativos, é desenvolvido por uma comunidade virtual, onde programadores independentes contribuem com o avanço das características do núcleo do sistema operacional, com o aumento da compatibilidade com dispositivos de *hardware* e com a melhoria da usabilidade geral do sistema (DEITEL *et al.*, 2005).

Existe uma imensa gama de aplicações para uso científico que são desenvolvidas para Linux, ou que podem ser executadas neste sistema operacional. De um modo geral estas aplicações são fornecidas em código fonte o que, além de permitir o estudo de seus algoritmos, prolonga o tempo de vida útil destas aplicações pois, na maioria das vezes, basta re-compilar a aplicação para uma nova versão do sistema.

2.3.2 Bancos de dados

Bancos de dados são um conjunto de dados inter-relacionados. Sistemas Gerenciadores de Bancos de Dados (SGBDs) são programas de computador que permitem armazenar, gerenciar e recuperar grande volume de dados. Estes sistemas surgiram como resposta às falhas apresentadas por modelos mais antigos de gerenciamento de dados, que por serem complicados e baseados em primitivas de baixo nível geravam grande quantidade de inconsistências e redundância (ELMASRI; NAVATHE, 2005).

Os primeiros sistemas de bancos de dados surgiram na década de 1960 e foram evoluindo desde então, até ser criado o paradigma de bancos de dados relacionais e, posteriormente, a sua evolução os SGBDs objeto relacionais. A grande evolução do modelo relacional foi a total abstração das estruturas de dados utilizadas para armazenar os dados, e a utilização de uma linguagem de alto nível para manipular tanto a estrutura quanto os dados armazenados no banco: a Linguagem de Consulta Estruturada - *Structured Query Language* (SQL) (SILBERSCHATZ *et al.*, 2006).

2.3.2.1 MySQL

O MySQL é um SGBD relacional de grande utilização em sistemas para Internet cujo desenvolvimento iniciou em 1990. Atualmente o MySQL suporta rotinas armazenadas, restrições de dados (*constraints*), transações em vários níveis de isolamento, chaves estrangeiras, cursores, etc. Enfim, todas as características presentes em SGBDs comerciais de grande porte (DAVIS; PHILLIPS, 2007).

Atualmente o MySQL é disponível em duas versões. A primeira é a versão *Community* que é disponibilizada gratuitamente com Licença Pública Geral GNU - *GNU General Public License* (GPL) (GNU PROJECT, 2008b). A segunda versão é a *Enterprise*, para a qual deve-se comprar uma licença de uso, mas que tem suporte da fabricante e preferência para correção de erros e implementação de novos recursos (AXMARK, 2008; MYSQL AB, 2008).

A MySQL AB, desenvolvedora do MySQL, foi comprada pela *Sun Microsystems* que agora pertence ao grupo *Oracle*. Se por um lado isso traz grande injeção de recursos, também traz grande incerteza quanto ao futuro da versão licenciada com a GPL. Isso está fazendo com que parte dos desenvolvedores migrem para o PostgreSQL (POSTGRESQL, 2008) que é um SGBD relacional completo, totalmente gratuito e de código aberto.

2.3.3 Linguagens de programação

A unidade central de processamento de um computador reconhece apenas um conjunto limitado de instruções de máquina que é representado por um conjunto de bits, quase totalmente ininteligível para nós humanos. Para facilitar a compreensão dos programas foi criada a linguagem *Assembly* que é a tradução da linguagem de máquina para mnemônicos, que são constrições das palavras indicativas da função da instrução de máquina. Entretanto o *Assembly* continua restrito ao conjunto de instruções de máquina, que fornece apenas primitivas básicas para manipulação de dados, como soma, subtração, multiplicação, comparação, escrita/leitura de/para memória, etc. Isso faz com que o desenvolvimento de programas complexos diretamente em *Assembly* seja praticamente impossível.

Para facilitar a tarefa de programar um computador, e tornar possível o desenvolvimento de sistemas mais complexos, foram criadas várias linguagens de programação que se aproximam um pouco mais da forma de expressão humana e que são chamadas de linguagens de alto nível. Essas linguagens possuem um conjunto de instruções e bibliotecas de funções

que fornecem operações bem mais avançadas, e em número muito maior, que as operações oferecidas pela linguagem de máquina. Para que o computador possa executar o algoritmo pedido, um programa escrito em linguagem de alto nível precisa ser traduzido para linguagem de máquina. Para um grande número de linguagens de programação esta tradução é feita apenas uma vez, por uma classe de programas chamados de Compiladores (AHO; SETHI; ULMAN, 1986). Entre as linguagens de alto nível podem ser citadas: C, C++, Pascal, Fortran, etc.

Um outro conjunto de linguagens de alto nível é o chamado de Linguagens Interpretadas. Ao contrário das linguagens compiladas, as linguagens interpretadas não são traduzidas diretamente para código de máquina. Ao invés disso os programas escritos nestas linguagens são executados por outros programas, estes sim compilados, que processam o programa instrução a instrução e, para cada instrução processada, geram um conjunto de instruções de máquina que fazem o que está sendo pedido por aquela instrução. Esta forma de execução permite que as linguagens interpretadas ultrapassem várias barreiras impostas para as linguagens compiladas, facilitando a programação e, de um modo geral, reduzindo o tamanho dos programas, se comparados aos escritos em linguagens compiladas. Entretanto, como as instruções são passadas para o código de máquina no momento que são executadas, estes programas tendem a executar mais lentamente que aqueles compilados (LUTZ, 2006). Exemplos de linguagens interpretadas são: Perl, Python, PHP, TCL, etc.

2.3.3.1 C e C++

C é uma linguagem compilada que produz um código de máquina bastante eficiente, o que se traduz principalmente em grande velocidade de execução. Por este motivo e, por fornecer acesso a primitivas básicas do computador que em outras linguagens ficam “escondidas”, a linguagem C é uma das principais linguagens de desenvolvimento para aplicações onde o tempo de execução é crítico.

Essa “liberdade” e eficiência da linguagem C têm um efeito colateral: Esta linguagem é considerada de médio nível, sendo de compreensão e depuração mais difíceis que linguagens de alto nível modernas (SCHILDT, 1998).

C++ é uma “evolução” da linguagem C que suporta o paradigma “Orientação a Objetos”. A linguagem C++, assim como a linguagem C, produz códigos de máquina bastante

eficientes. O suporte a orientação a objetos e um novo conjunto de bibliotecas torna a programação em C++ mais produtiva que na linguagem C, entretanto essa continua sendo bastante utilizada devido ao suporte em, praticamente, qualquer plataforma.

Uma grande vantagem do C e do C++ é o grande número de compiladores para estas linguagens em um grande número de plataformas diferentes, desde microcontroladores até supercomputadores. Alguns destes compiladores são gratuitos e bastante eficientes, em especial deve-se citar o Compilador C Gnu - *Gnu C Compiler* (GCC) e sua versão para C++ o G++ (GRIFFITH, 2002; GNU PROJECT, 2008) que são de código aberto e suportam um grande número de arquiteturas diferentes.

2.3.3.2 Python

Python é uma linguagem de programação interpretada, de alto nível, orientada a objetos e de código aberto (ROSSUM, 2008). A linguagem Python foi desenvolvida visando simplicidade e velocidade de desenvolvimento, um programa em Python geralmente possui entre um terço e um quinto do número de linhas de um programa em C++ (LUTZ, 2006). A facilidade de desenvolvimento faz com que Python seja muito boa para prototipagem de código que pode, posteriormente e em situações onde a performance é imperativa, ser portado para outra linguagem.

Por ser uma linguagem interpretada um programa escrito em Python é, geralmente, mais lento que outro escrito em uma linguagem compilada como, por exemplo, C. Entretanto o interpretador Python gera um arquivo intermediário semelhante ao *bytecode* do Java (GOSLING; MCGILTON, 1996). Este arquivo possui um código compilado para uma máquina virtual com arquitetura padronizada, que é traduzido em tempo de execução para as instruções de máquina do computador no qual o código está sendo executado. Essa abordagem permite uma maior velocidade de execução que a obtida com uma linguagem puramente interpretada, além de permitir que o código fonte não tenha que ser distribuído. A plataforma .Net da Microsoft (MUELLER, 2002) trabalha com uma estrutura bastante semelhante, o que mostra a tendência a este paradigma.

Python vem aos poucos substituindo a linguagem Perl (BROWN, 2001) como padrão para os *scripts* de inicialização e controle de sistemas Linux. Além disso, vem sendo utilizada por diversas instituições de pesquisa com, por exemplo, NASA e *Los Alamos National*

Laboratory (LUTZ, 2006).

Essas características, aliadas à bibliotecas matemáticas bastante completas e a um excelente suporte a expressões regulares, fez com que essa fosse a linguagem escolhida para a criação de alguns *scripts* usados neste trabalho, especialmente aqueles onde é necessária a extração de informações contidas em documentos texto, como o arquivo de saída do MCNP.

2.3.3.3 Preprocessadora de Hipertexto PHP

A Preprocessadora de Hipertexto PHP – *PHP Hypertext Preprocessor* (PHP) é uma linguagem interpretada, com interpretador disponibilizado com código aberto e gratuito, criada especialmente para desenvolvimento de aplicações Web. O código de um programa PHP fica inserido no código HTML da página, assim como ocorre no ASP da Microsoft, o que facilita muito o desenvolvimento de páginas para a Internet (PHP: HYPERTEXT PREPROCESSOR, 2008). Originalmente o PHP foi criado para desenvolvimento de pequenos sites, daí o primeiro significado da sigla: “*Personal Home Page*”, mas o sucesso da linguagem foi tamanho que o objetivo foi alterado e a sigla passou a significar “*PHP Hypertext Preprocessor*” (PHP HOME PAGE - HISTÓRIA, 2008). Atualmente a tripla PHP, servidor Web Apache (APACHE SOFTWARE FOUNDATION, 2008) e SGBD MySQL está presente em grande parte dos servidores de Internet.

A linguagem PHP está em constante desenvolvimento e, apesar de ser baseada na linguagem C, as últimas versões do PHP suportam orientação a objetos. PHP continua sendo uma linguagem primordialmente interpretada mas já existem compiladores para esta (ROADSEND, 2008). Alguns desenvolvedores estão utilizando PHP para desenvolvimento para aplicações *desktop*, mas este continua não sendo o foco da linguagem.

2.3.4 Bibliotecas gráficas

Os sistemas operacionais, tais como Windows e Linux, oferecem um conjunto de funções que permitem a construção de primitivas gráficas, tais como janelas, retângulos, texto, etc., e permitem a interação com as mesmas. Entretanto a programação de aplicativos utilizando diretamente chamadas às funções do sistema é extremamente contraproducente, pois as primitivas oferecidas e os modos de interação são simples, fazendo com que construção de apenas uma janela de aplicativo com alguns botões gere imensa quantidade de código.

Um primeiro conjunto de bibliotecas gráficas são aquelas que oferecem um conjunto de funções que permitem a criação de elementos gráficos, e a interação com estes elementos, de uma forma bem mais concisa e simplificada que aquela usando diretamente chamadas a funções do sistema operacional. Em outras palavras estas bibliotecas servem para a construção das chamadas Interfaces Gráficas de Usuário - *Graphic User Interfaces* (GUI), de forma padronizada e simplificada.

Outro conjunto de bibliotecas gráficas são as de aceleração gráfica, específicas para gráficos de alto desempenho. Estas bibliotecas permitem, por meio de um conjunto de funções suportadas pelo sistema operacional, utilizar recursos implementados em hardware, para a construção de primitivas gráficas. Isso faz com que essas primitivas sejam construídas em uma velocidade algumas ordens de grandeza maior que aquelas construídas sem suporte por *hardware*.

2.3.4.1 Kit de ferramentas Gimp

O Kit de ferramentas Gimp - *Gimp Tool Kit* (GTK) é uma biblioteca para construção de GUI criada para sistemas operacionais Unix e portada para outros sistemas, tais como MacOS e Windows. A GTK é oferecida em código aberto sob a Licença Pública Geral Menor GNU - *GNU Lesser General Public License* (LGPL), o que permite que seja utilizada para criação de programas de código aberto ou não (GNU PROJECT, 2008c).

A GTK é implementada na linguagem C e possui vinculações (*bindings*) para diversas outras linguagens, tais como: C++, Java, Perl, C#, Python, etc. A GTK foi criada para a construção do Gimp, um programa de edição de imagens gratuito com funções bastante semelhantes às apresentadas pelo Adobe Photoshop. Atualmente a GTK é a base do Gnome, um dos principais gerenciadores de janelas do Linux. (GNOME, 2008).

A vinculação (*binding*) oficial da GTK para a linguagem C++ é a GTKmm (CUMMING *et al.*, 2010). A GTKmm é um invólucro (*wrapper*) para a GTK, e não uma nova implementação desta biblioteca. Com a GTKmm é possível utilizar todos os recursos de orientação a objetos presentes no C++.

2.3.4.2 OpenGL

OpenGL (Biblioteca Gráfica Aberta - *Open Graphics Library*) é a principal biblioteca de

aceleração gráfica para construção de imagens 2D e 3D da atualidade. Essa biblioteca possui suporte de hardware para as mais diferentes plataformas (IBM-PC, Mac, Sun, etc.), e nos mais diferentes sistemas operacionais (Windows, Unix, AIX, Solaris, etc.). (WRIGHT; LIPCHAK; HAEMEL, 2007)

A OpenGL fornece primitivas gráficas que permitem a criação de gráficos tridimensionais que são utilizados para setores tão diversos como jogos, Desenho Auxiliado por Computador - *Computer Aided Design* (CAD), Manufatura Auxiliada por Computador - *Computer Aided Manufacture* (CAM) e medicina. A grande maioria dos PCs vendidos atualmente oferece suporte em hardware para OpenGL, o que faz com que gráficos construídos com esta biblioteca sejam criados de forma extremamente rápida.

2.3.5 Ambientes integrados de desenvolvimento

Para que um programa seja executado é necessário que o mesmo seja escrito em um editor de textos, gerando um arquivo com o código fonte do programa. Este arquivo deve ser posteriormente compilado para que seja traduzido para linguagem de máquina e depois ligados (*linked*) para que acesse corretamente as funções e bibliotecas disponíveis. A compilação e a ligação-edição são tarefas que demandam comandos extensos e complexos em um terminal, que são repetidos inúmeras vezes durante o processo de desenvolvimento de um sistema. A sintaxe correta destes comandos pode ser difícil de ser conseguida e a repetição dos mesmos pode ser bastante enfadonha.

Para facilitar o desenvolvimento de sistemas foram criados os Ambientes Integrados de Desenvolvimento – *Integrated Development Environments* (IDEs), que geram automaticamente a sintaxe para os comandos para compilar e ligar (*link*) o código fonte e executam estes comandos de forma transparente, retornando para o programador apenas as mensagens geradas por esses programas. Estes sistemas também fornecem arquivos com o modelo inicial do código, textos de ajuda, depurador e outras facilidades para o programador.

Uma evolução dos IDEs são as ferramentas de Desenvolvimento Rápido de Aplicações – *Rapid Application Development* (RAD). As RADs fornecem, além do que é disponibilizado pelos IDEs, ferramentas gráficas onde é possível construir interfaces para as aplicações apenas arrastando e soltando com o mouse algum componente, botão, campo texto, etiqueta, etc., dentre os disponibilizados numa lista.

2.3.5.1 Kylix

O Kylix é uma ferramenta RAD para Linux desenvolvida pela Borland. Esta ferramenta suporta programação em Object Pascal ou Borland C++, variantes das linguagens Pascal e C++ utilizadas nas bastante conhecidas ferramentas RAD para Windows Delphi e C++ Builder. Esta RAD é de código fechado que, em sua versão gratuita, permite a criação de aplicações que sejam distribuídas com a licença GPL (GNU PROJECT, 2008b).

O desenvolvimento desta aplicação foi interrompido pela Borland. Por ser de código fechado o Kylix não pôde ser atualizado, tornando-se incompatível com versões recentes do Linux, assim como o código gerado por seu compilador. Desta forma, aplicações desenvolvidas nesta ferramenta têm que ser reescritas para que sejam compatíveis com outro compilador.

2.3.5.2 Anjuta

O Anjuta é um IDE para C/C++ no ambiente Linux. O Anjuta, apesar de não se limitar a isso, foi criado para desenvolvimento de aplicações utilizando GTK. Embora não seja uma ferramenta RAD, fornece um grande número de facilidades para o programador, tais como: Gerenciamento de projetos; Integração com o compilador e demais ferramentas de linha de comando; *Wizards* para criação de aplicações; Depurador; e editor de código com destaque de sintaxe. (ANJUTA, 2008)

O Anjuta é distribuído sob a licença GPL e é um projeto bastante atualizado e com um grupo de desenvolvimento bastante ativo. Ao contrário do Kylix o código criado no Anjuta não fica restrito a essa IDE, podendo ser compilado em qualquer plataforma que ofereça suporte à linguagem e bibliotecas utilizadas.

2.4 Programas similares

Existem, no mercado e publicados em trabalhos científicos, programas de computador que fazem a montagem de modelos de voxels para o MCNP. Este modelo é criado a partir de imagens tomográficas, usando-se os tons de cinza da imagem para a conversão para os materiais do modelo.

Existem também programas de computador que permitem a inserção, no modelo de

voxels, de objetos não presentes nas imagens tomográficas usadas na construção do modelo. Entretanto estes programas são diferentes dos de construção do modelo.

LOUREIRO (2002), apresenta o programa MCvoxEL que cria modelos de voxels a partir de imagens tomográficas previamente coloridas, e faz a simulação da interação da radiação com o modelo. As imagens tomográficas são convertidas para *Bitmap* e coloridas usando-se o acessório *Paint* presente no *Microsoft Windows*. Após coloridas as imagens são convertidas para o modelo de voxels no MCvoxEL e a simulação é feita no próprio programa. Os resultados obtidos foram comparados com o MCNP e EGS4, apresentando desvios de até 13%.

Um software comercial bastante utilizado para a construção de modelos de voxels é o *Scan2MCNP* (RIPER, 2005) da empresa *White Rock Science*. Neste software imagens tomográficas são convertidas para um modelo de voxels de materiais com base no tom de cinza da imagem. O material que é atribuído a cada voxel depende do tom de cinza da região da imagem correspondente ao voxel, a correspondência entre o tom de cinza e o material é feita pelo usuário. Este método de conversão permite a construção do modelo de voxels numa velocidade incomparável, entretanto dois pontos de imagem, correspondentes a dois tecidos diferentes, podem ter o mesmo tom de cinza e serem atribuídos ao mesmo material.

BAZALOVA *et al.* (2008) apresenta uma estratégia para melhoria da acuidade da conversão automática de imagens tomográficas em modelos de voxels. Para isso são usadas duas imagens diferentes de cada corte, cada uma obtida de um aparelho tomográfico com um feixe com espectro energético diferente. Com a utilização desta técnica, a precisão da obtenção do material correspondente a cada voxel aproxima-se da ideal. Entretanto o fato de necessitar de duas imagens diferentes, obtidas de dois tomógrafos diferentes, torna essa técnica de difícil aplicação em dosimetria para radioterapia.

BOIA (2010) faz uma revisão bibliográfica sobre modelos desenvolvidos para radioterapias e os *softwares* usados para criação dos modelos. Baseado nesta revisão escolhe o *Scan2MCNP* para utilizar em seu trabalho, isso apesar das deficiências, já apontadas, inerentes ao método empregado neste software.

Com a pesquisa sobre os *softwares* existentes nota-se uma carência de um programa capaz de criar um modelo fidedigno do paciente, definir o plano de tratamento a ser simulado, simular esse plano de modo coerente com a interação da radiação e apresentar os resultados

desta simulação. Os programas existentes focam em apenas uma das etapas, não abrangendo todo o processo de simulação do tratamento radioterápico.

3 Processo de desenvolvimento do SISCODES

3.1 O sistema proposto

O sistema SISCODES é um sistema computacional para cálculo de dose e simulação de radioterapias, de fácil utilização, que deve auxiliar no planejamento do tratamento radioterápico. O SISCODES desenvolve um modelo tridimensional de planejamento computacional fazendo uso do código estocástico de Monte Carlo, MCNP na versão 5, para o cálculo da fluência de partículas devido ao protocolo radioterápico, que é convertida em dose absorvida através dos coeficientes de kerma. O sistema possui arquitetura cliente/servidor, utilizando a Internet como canal de comunicação para que o cálculo estocástico seja executado em computadores de maior velocidade de processamento.

O SISCODES funciona em três ambientes distintos: Estação de trabalho; Internet; e Servidor. Essa arquitetura possibilita que um supercomputador, ou um aglomerado (*cluster*) de microcomputadores, seja usado para o cálculo estocástico e, usando a Internet como canal de comunicação, seja acessado por estações de trabalho em qualquer parte do globo terrestre. A arquitetura cliente/servidor permite que os recursos computacionais necessários para o cálculo sejam compartilhados por várias instituições, dividindo custos e tornando ainda mais acessível o sistema.

O sistema deve fornecer uma interface amigável para todo o ciclo da simulação de um protocolo radioterápico. Este ciclo pode ser descrito pelas seguintes etapas:

- Criação do modelo de voxels do paciente;
- Definição das Regiões de Interesse - *Regions of Interest* (ROIs);
- Seleção e posicionamento das Fontes;
- Simulação via MCNP;
- Processamento dos resultados: conversão fluência em kerma e aplicação de potencializadores;
- Visualização dos resultados.

Além dos subsistemas que implementam cada uma das etapas da simulação, o SISCODES possui um módulo de gerenciamento de tecidos fontes e dados nucleares que

permitem:

- Cadastro dos tecidos biológicos e materiais necessários para a simulação;
- Cadastro da composição química e densidade dos tecidos e materiais;
- Cadastro dos coeficientes de kerma dos elementos químicos;
- Cálculo dos coeficientes de kerma dos tecidos;
- Cadastro dos coeficientes de RBE;
- Cadastro das fontes com tipo, dimensão e espectro radioativo.

3.2 Inovações sugeridas

Até meados da década de 1990 o cálculo das doses absorvidas durante a aplicação de radioterapias era limitado ao método de superposição de curvas de isodoses obtidas experimentalmente em água, aplicadas sobre imagens tomográficas bidimensionais do paciente. Com o avanço da computação o cálculo das doses em sistemas médicos passa a ser feito em modelos tridimensionais do paciente. Entretanto, o cálculo da dose sempre é feito por métodos analíticos que, por mais avançados que sejam, como no caso do AAA, ainda não conseguem simular de forma correta o comportamento da radiação diante das heterogeneidades do corpo humano.

Por outro lado, os sistemas baseados em métodos de Monte Carlo conseguem simular com grande acuidade o comportamento da radiação no corpo humano, mas carecem de uma interface amigável que permita que, por exemplo, um médico utilize estes sistemas para simulação de um plano de tratamento radioterápico. Outro grande problema dos métodos de Monte Carlo é seu grande custo de processamento, que faz com que uma simulação demore de algumas horas a alguns dias para ser executada.

O SISCODES pretende ser um sistema que permite a simulação, com grande acuidade nos resultados, de planos de tratamento radioterápicos, e que possa ser utilizado de forma efetiva por qualquer pessoa com algum conhecimento de tratamentos radioterápicos.

3.3 Desenvolvimento prévio

3.3.1 Arquitetura do SISCODES

Embora o SISCODES tenha sido proposto no trabalho anterior (TRINDADE, 2004) de forma que todo o ciclo do planejamento e simulação de uma radioterapia fosse executado, o sistema foi apenas parcialmente desenvolvido, o que não impediu sua utilização em inúmeros trabalhos científicos. O sistema desenvolvido permitiu a criação de um banco de dados de composição química de materiais e tecidos, e de dados nucleares, tais como: fontes de braquiterapia e teleterapia, espectros de fontes, coeficientes de conversão fluência em kerma (PODGORSAK, 2005) e coeficientes de RBEs (DALE; JONES; CÁRABE-FERNÁNDEZ, 2009). O sistema permite que se transforme, seguindo uma série de etapas, um conjunto de imagens tomográficas em um modelo tridimensional antropométrico e antropomórfico particular do paciente, exportando estes dados com a sintaxe do arquivo de entrada do MCNP, e permite a definição das regiões de interesse. Desta forma o sistema desenvolvido no mestrado, mesmo incompleto, permite que se monte e complete manualmente um arquivo para que um tratamento possa ser simulado no MCNP. A arquitetura do sistema proposto durante o mestrado é mostrada na Figura 6. Os pontos principais desta arquitetura são: o sistema é todo modular, permitindo que os subsistemas sejam funcionais e úteis, mesmo que todo o sistema não esteja desenvolvido; o sistema é distribuído, permitindo que as tarefas de processamento dos dados sejam divididas entre vários computadores.

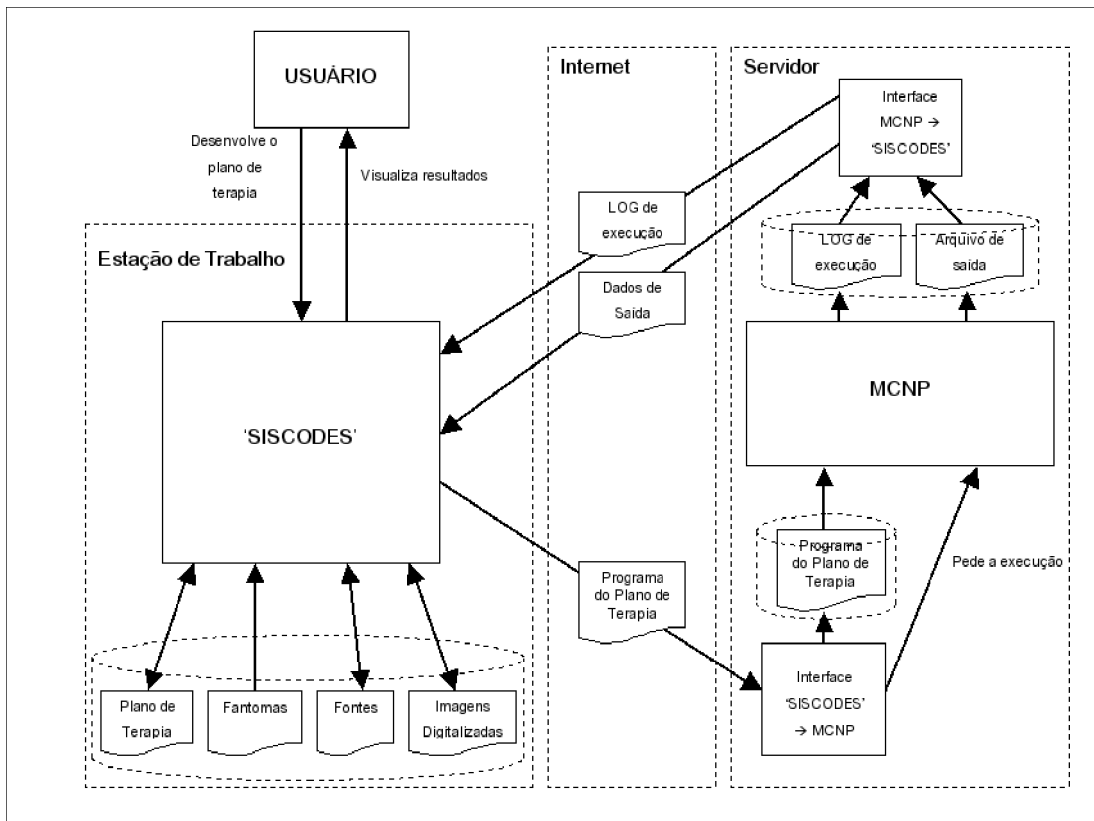


FIGURA 6 - Arquitetura do SISCODES proposta no mestrado

Segue a descrição do banco de dados e dos módulos do SISCODES desenvolvidos previamente (TRINDADE, 2004).

3.3.1.1 Banco de dados criado

O SISCODES necessita de um banco de dados que armazene os tecidos, materiais e órgãos a serem utilizados no SISCODES, as composições químicas de cada um destes tecidos materiais e órgãos, assim como os coeficientes de Kerma e RBEs destes, os próprios elementos químicos, as reações nucleares, as fontes radioativas, o espectro das fontes e os potencializadores das radioterapias. Enfim um grande conjunto de dados necessários para simular um tratamento radioterápico via MCNP. Este banco de dados foi criado no SGBD MySQL (AXMARK, 2008; MYSQL AB, 2008) e vêm sendo alimentado desde então. A Figura 7 mostra o diagrama de esquema deste banco de dados.

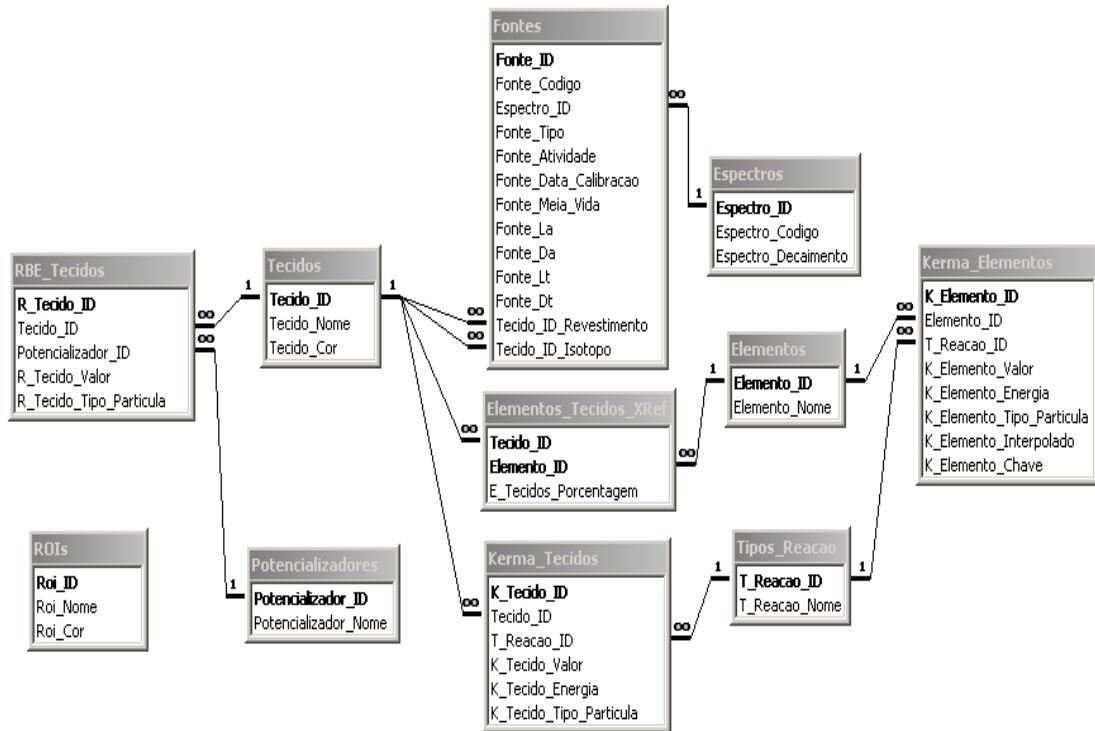


FIGURA 7 - Diagrama do banco de dados do 'Módulo de Gerenciamento de Tecidos, ROIs, Elementos, Coeficientes de Kerma e RBEs'

3.3.1.2 Módulo de administração do SISCODES

O Módulo de Administração do SISCODES foi desenvolvido para gerenciar o banco de dados descrito acima. Para simplicidade e facilidade de acesso e suporte optou-se por desenvolver este sistema para a *Web*.

Por ser para *Web* o sistema é, em sua maior parte, desenvolvido em PHP (PHP, 2008) usando-se a linguagem Python (ROSSUM, 2008) apenas para desenvolvimento da rotina de interpolação dos coeficientes de kerma. A permissão de acesso ao módulo administrativo é feita utilizando-se do suporte de autenticação de usuário através de autenticação por nome/senha do servidor *Web* Apache (APACHE SOFTWARE FOUNDATION, 2008), ficando, assim, externa ao sistema.

Foram desenvolvidos os seguintes subsistemas deste módulo por Trindade (2004): Tela Principal; Gerenciamento de ROIs; Gerenciamento de Elementos Químicos; Interpolação dos Valores dos Coeficientes de Kerma; Gerenciamento de Tecidos; Associação de Elementos Químicos aos tecidos; Gerenciamento de RBEs; Gerenciamento de Reações Nucleares; Gerenciamento de Potencializadores; Gerenciamento de Espectros; Gerenciamento de Fontes.

Estes subsistemas visam, basicamente, a manipulação dos dados cadastrados no banco de dados de uma forma intuitiva ao usuário. Apenas o subsistema “Interpolação dos Valores dos Coeficientes de Kerma” e a rotina “Calcula Kerma dos Tecidos” do subsistema “Gerenciamento de Tecidos” executam cálculos mais complexos.

Embora este módulo seja, em sua maior parte, um sistema para manipulação de dados de um banco de dados, este é um sistema relativamente complexo, com mais de 50 arquivos e mais de 3300 linhas de código.

3.3.1.2.1 Interface do módulo

Conforme mencionado a interface principal do módulo de administração é *Web*. A Figura 8 mostra uma das telas apresentadas, a tela de gerenciamento de tecidos, onde pode ser vista a lista dos tecidos cadastrados. As telas deste módulo são geradas dinamicamente através das rotinas em PHP, de acordo com os dados cadastrados no banco de dados do SISCODES.

ID	Nome	Densidade (g/cm3)	Cor	RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
42	Alça intestinal	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
1	Ar	0.0012		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
0	Ar Externo	0.0012		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
132	artéria aorta	1.06		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
115	baço	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
49	Bexiga	1.02		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
54	Bulbo peniano	1.05		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
53	Uretra	1.02		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
50	Urina	0.9		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
81	vasos base	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
46	Vasos ilíacos	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
133	veia ilíaca	1.06		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
67	Vertebra - esponjoso	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir
52	Vesículas seminais	0.98		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir

[Criar Novo Tecido](#)
[Atualizar Kermas dos Tecidos](#)

Copyright © 2003 BMT-NRI-CCTN-EE-UFGM

FIGURA 8 - Tela de visualização dos tecidos cadastrados. Observar que grande parte da lista de tecidos foi suprimida da imagem.

3.3.1.2.2 Rotina de interpolação dos coeficientes de conversão fluência em kerma

Para conversão de fluência de partículas nucleares no tecido para kerma deve-se possuir os coeficientes de kerma para cada tripla: energia da partícula incidente vs. tipo de reação vs. elemento químico. Como os coeficientes são obtidos experimentalmente e não são conhecidos para todas as energias, usa-se interpolação para que se possa calcular os coeficientes em todas as energias para cada elemento versus reação. Esta interpolação é feita através da seguinte equação:

$$C = Ca \left(\frac{E}{Ea} \right)^{\left(\frac{\log(Cp/Ca)}{\log(Ep/Ea)} \right)} \quad (5)$$

onde:

C – Coeficiente de kerma a ser calculado;

Ca – Coeficiente de kerma anterior: valor conhecido mais próximo e menor que aquele a ser calculado;

Cp – Coeficiente de kerma posterior: valor conhecido mais próximo e maior que aquele a ser calculado;

E – Energia do coeficiente que se deseja calcular;

Ea – Energia do coeficiente anterior: valor da energia do coeficiente conhecido mais próximo e menor que o da energia do coeficiente a ser calculado;

Ep – Energia do coeficiente posterior: valor da energia do coeficiente conhecido mais próximo e maior que o da energia do coeficiente a ser calculado.

Para fazer as interpolações dos coeficientes de kerma dos elementos químicos foi criado uma rotina (*script*) baseada no algoritmo listado abaixo.

PARA CADA elemento **NA** lista de elementos **FAÇA**:

PARA CADA partícula **NA** lista de partículas **FAÇA**:

PARA CADA reação **NA** lista de reações **FAÇA**:

APAGUE DO BANCO DE DADOS TODOS os coeficientes não inseridos pelo usuário

menor_energia ← menor energia dos coeficientes inseridos pelo usuário

maior_energia ← maior energia dos coeficientes inseridos pelo usuário

PARA CADA energia_atual **ENTRE** menor_energia E maior_energia **FAÇA**:

energia_anterior ← coeficiente inserido pelo usuário cuja a energia seja a primeira energia menor

que a energia_atual

coeficiente_anterior ← coeficiente com energia=energia_anterior

energia_posterior ← coeficiente inserido pelo usuário cuja a energia seja a primeira energia maior que a energia_atual

coeficiente_posterior ← coeficiente com energia=energia_posterior

coeficiente_atual ← **INTERPOLA_KERMA***(energia_atual, energia_anterior, energia_posterior, coeficiente_anterior, coeficiente_posterior)

INSERE NO BANCO DE DADOS coeficiente_atual, energia_atual

* a função INTERPOLA_KERMA utiliza a equação 5 para cálculo do coeficiente de kerma.

3.3.1.3 Módulo de criação do modelo de voxels

O módulo de criação do modelo de voxels fornece ao usuário do SISCODES ferramentas que possibilitem que várias imagens tomográficas do paciente sejam convertidas em um modelo antropomórfico e antropométrico, que possa ser utilizado para simulações de tratamentos radioterápicos via código MCNP.

Este módulo foi inteiramente desenvolvido na ferramenta RAD Kylix 3 - *Open Edition* da Borland.

3.3.1.3.1 Criação do modelo de voxels de tons de cinza

Neste subsistema o usuário carrega as imagens tomográficas do paciente no programa 'trata_imagem' e, manipulando estas imagens, constrói um modelo de voxels baseado nos tons de cinza desta imagem. As imagens devem ser previamente digitalizadas com uma resolução suficiente para que a régua representativa da escala, presente em cada imagem, seja visível ao usuário. A resolução da imagem não necessita ser alta, uma tomografia padrão pode ser digitalizada com um valor entre 100 e 200 Pontos Por Polegada - *Dots Per Inch* (DPI), já que será manipulada no próprio monitor, que trabalha com resolução de saída padronizada em 72 DPI.

A imagem pode ser digitalizada em cores ou em tons de cinza, caso a imagem seja digitalizada em cores o tom de cinza que será atribuído ao pixel será a média aritmética dos canais de cor (vermelho, verde e azul – *red, green, blue* - RGB) do mesmo. Embora a média dos canais de cor gere uma imagem que não corresponde exatamente à percepção do olho humano, a imagem em cinza gerada é satisfatória.

Para a escolha do tom de cinza que será atribuído a cada voxel, foi desenvolvido um

algoritmo baseado no histograma de tons de cinza dos pixels que irão ser convertidos neste voxel. No entanto como o modelo de voxels de tons de cinza serve apenas como base para a montagem do fantoma de tecidos e, por este algoritmo representar um grande aumento no custo computacional da conversão, este foi abandonado e optou-se por escolher o ponto central da área da imagem que o voxel representa como o ponto representativo deste voxel. O nível de cinza final assinalado a cada voxel é o nível de cinza obtido anteriormente, dividido de forma que o nível de cinza máximo seja o escolhido pelo usuário.

Desta forma, cada plano do modelo de voxels é formado de uma sub-amostragem no domínio espacial de uma área selecionada de uma imagem tomográfica, onde para cada voxel é atribuído um valor, que corresponde ao tom de cinza daquele ponto, convertido para uma profundidade de cor definida pelo usuário.

A Figura 9 mostra a interface deste módulo, onde é possível observar os controles que permitem a conversão das imagens tomográficas no modelo de voxels de tons de cinza.



FIGURA 9 - Interface principal do subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza.

Este módulo possui como dados de entrada imagens tomográficas digitalizadas e como saída um arquivo texto que representa o modelo de voxels de tons de cinza criado, que servirá como uma das entradas do subsistema “Criação do Modelo de Voxels de Tecidos”.

3.3.1.3.2 Criação do modelo de voxels de tecidos

Neste subsistema o usuário carrega o modelo de voxels de tons de cinza gerado no subsistema anterior, ou um modelo de voxels de tecidos inacabado, e manipulando este modelo constrói o modelo de voxels de tecidos. Neste subsistema são mostradas reconstruções do modelo de voxels em três vistas: plano X, plano Y e plano Z. No plano Z o usuário marca, utilizando a reconstrução do modelo de tons de cinza como referência, quais pontos do plano pertencem a cada tecido, órgão ou material.

A lista de tecidos é obtida do “banco de dados do SISCODES”, desenvolvido junto com este e alimentado desde seu desenvolvimento. Para tornar este subsistema mais eficiente e evitar que fique inoperante se o servidor do SGBD ficar indisponível, uma cópia da lista de tecidos é gravada localmente em um arquivo de Valores Separados por Vírgula - *Comma Separated Values* (CSV).

A Figura 10 mostra a interface deste subsistema, onde é possível observar a reconstrução em três vistas do modelo de voxels. O usuário escolhe um tecido e, apontado com o mouse sobre a reconstrução do plano Z, marca os voxels correspondentes a este tecido. É disponível para o usuário uma ferramenta que marca com o mesmo tecido os voxels adjacentes ao voxel apontado, cuja decisão de marcação ou não de um voxel é baseada na diferença entre o tom de cinza do voxel a ser marcado e o do voxel adjacente. Esta ferramenta pode expandir a área tanto no plano quanto no volume.

Este sistema possui como dados de entrada o arquivo com o modelo de tons de cinza e a lista de tecidos com seus respectivos códigos e cores. A saída deste sistema é o modelo de voxel de tecidos, que é gravado no mesmo arquivo que o modelo de voxels de tons de cinza. Este subsistema também permite gerar um segundo arquivo contendo apenas o modelo de voxels de tecidos. Este arquivo é gerado na sintaxe do arquivo de entrada do MCNP, podendo ser concatenado com outros arquivos para permitir a simulação de um plano de tratamento radioterápico.

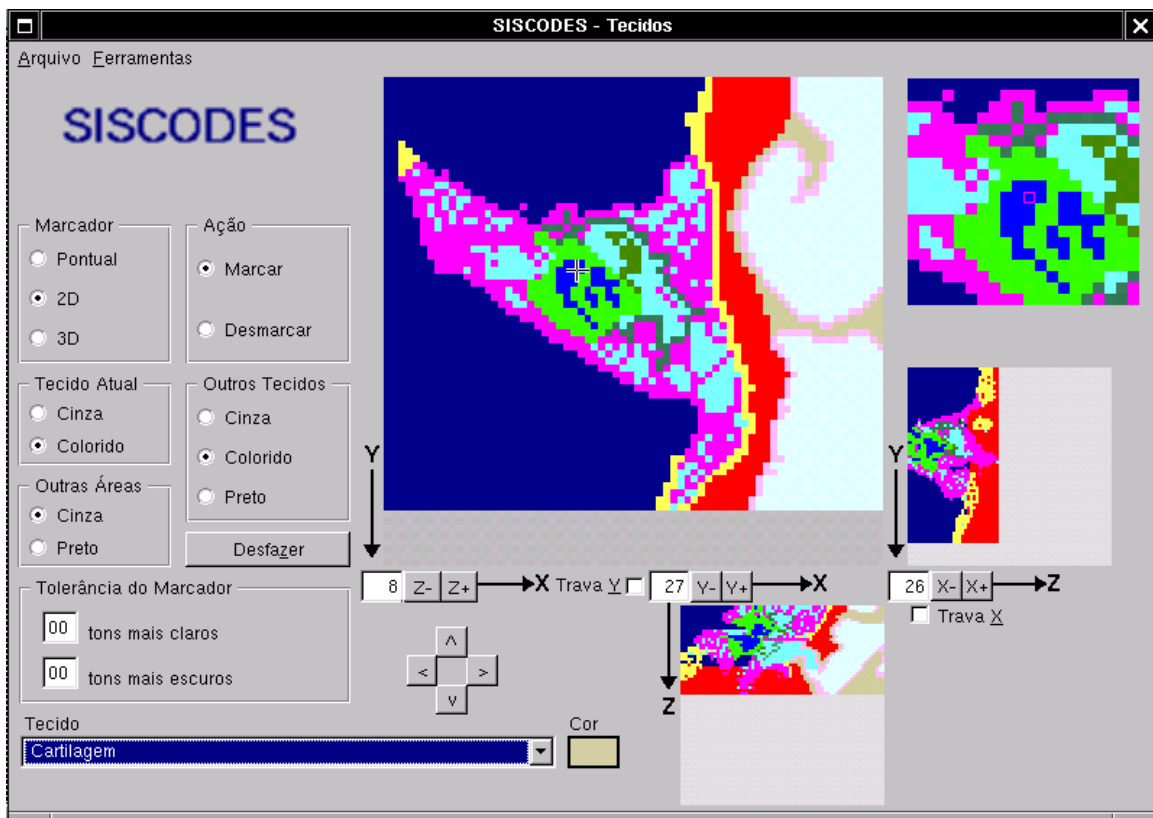


FIGURA 10 - Interface principal do subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos.

3.3.1.3.3 Marcação das ROIs no modelo de voxels de tecidos

Neste subsistema o usuário carrega o modelo de voxels de tecidos gerado no subsistema anterior, e, opcionalmente, um arquivo de ROIs inacabado, e utilizando o modelo de tecidos como referência marca as ROIs. Neste subsistema são mostradas reconstruções do modelo de voxels em três vistas: plano X, plano Y e plano Z. No plano Z o usuário marca, utilizando a reconstrução do modelo de tecidos, quais pontos do plano pertencem a alguma ROI.

A lista de ROIs, da mesma forma que a lista de tecidos, é obtida do “banco de dados de composição química de tecidos e materiais”, tendo uma cópia gravada localmente em um arquivo CSV.

A interface deste subsistema (Figura 11) é bastante semelhante à do subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos.

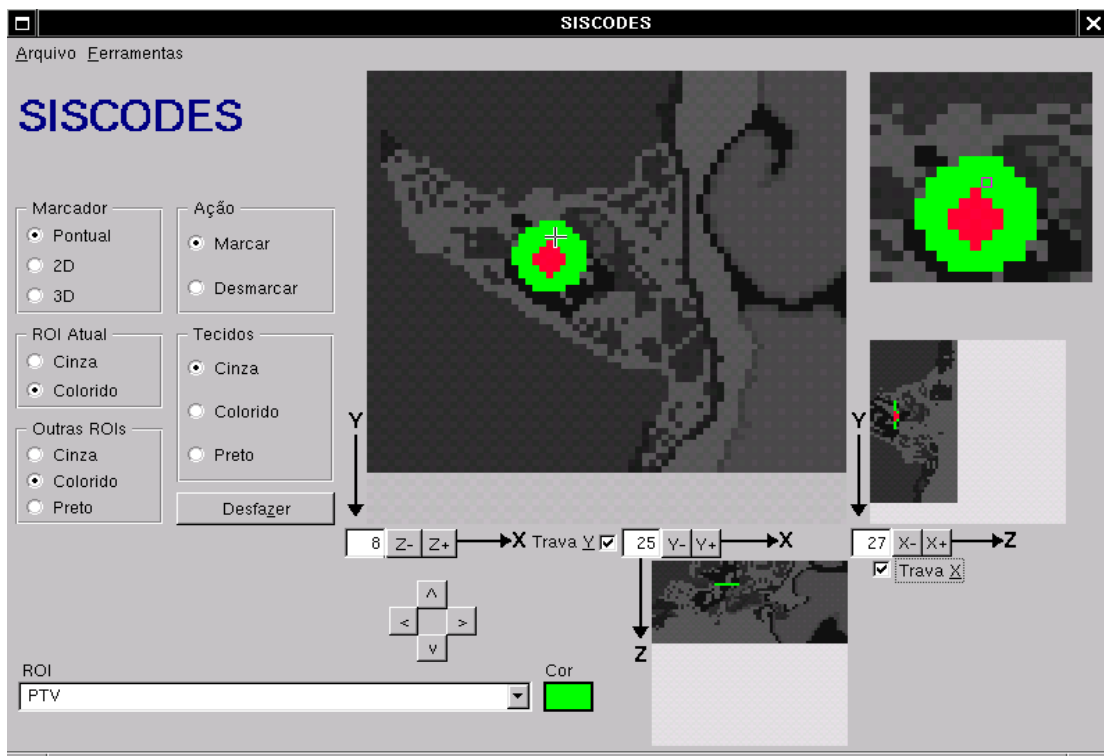


FIGURA 11 - Interface principal do subsistema de marcação das ROIs no modelo de voxels de tecidos.

Este sistema possui como dados de entrada o arquivo com o modelo de voxels de tecidos, a lista das ROIs e, opcionalmente, um arquivo de definição das ROIs. A saída deste sistema é um arquivo que contém a definição das ROIs, em um formato semelhante ao arquivo dos modelos de voxels.

3.3.1.4 Programa de criação de matriz de dados extraídos da saída do MCNP

Como em Trindade (2004) o módulo que iria permitir a visualização do resultado da simulação não foi desenvolvido, foi criada uma rotina (*script*) que extrai os dados relevantes do arquivo de saída do MCNP e monta um arquivo texto com a matriz dos resultados da simulação, normalmente dado em dose ou fluência. Esta rotina, escrita em Python, lê o arquivo de saída do MCNP e, utilizando expressões regulares (BROWN, 2001), extrai o resultado da simulação para cada voxel onde o cálculo foi solicitado. Após percorrer todo o arquivo do MCNP a rotina grava a matriz gerada em um arquivo texto, de forma que esta possa ser importada e visualizada no Excel.

3.3.1.5 Fluxo de dados do sistema desenvolvido

Os elementos do SISCODES desenvolvidos em Trindade (2004) permitem que se criem partes do arquivo de entrada do MCNP. Estas partes devem ser unidas manualmente a um arquivo “padrão”, juntamente com outras partes criadas manualmente de dados retirados do SISCODES e da parte com o fantoma analítico parametrizado. A Figura 12 mostra o fluxo de dados do SISCODES no estado em que este se encontrava ao término do trabalho anterior (TRINDADE, 2004).

Embora o SISCODES desenvolvido em Trindade (2004) permitisse que se criasse o modelo de voxels e exportasse este modelo para o MCNP o sistema apresentava algumas deficiências, dentre as quais destacam-se: a visualização da saída da simulação não era feita pelo SISCODES, o modelo apenas podia ser manipulado sobre cortes no eixo Z, as fontes de radiação tinham que ser posicionadas manualmente, não era possível a execução automática da simulação no MCNP. Foi no intuito de eliminar essas deficiências que este trabalho foi proposto.

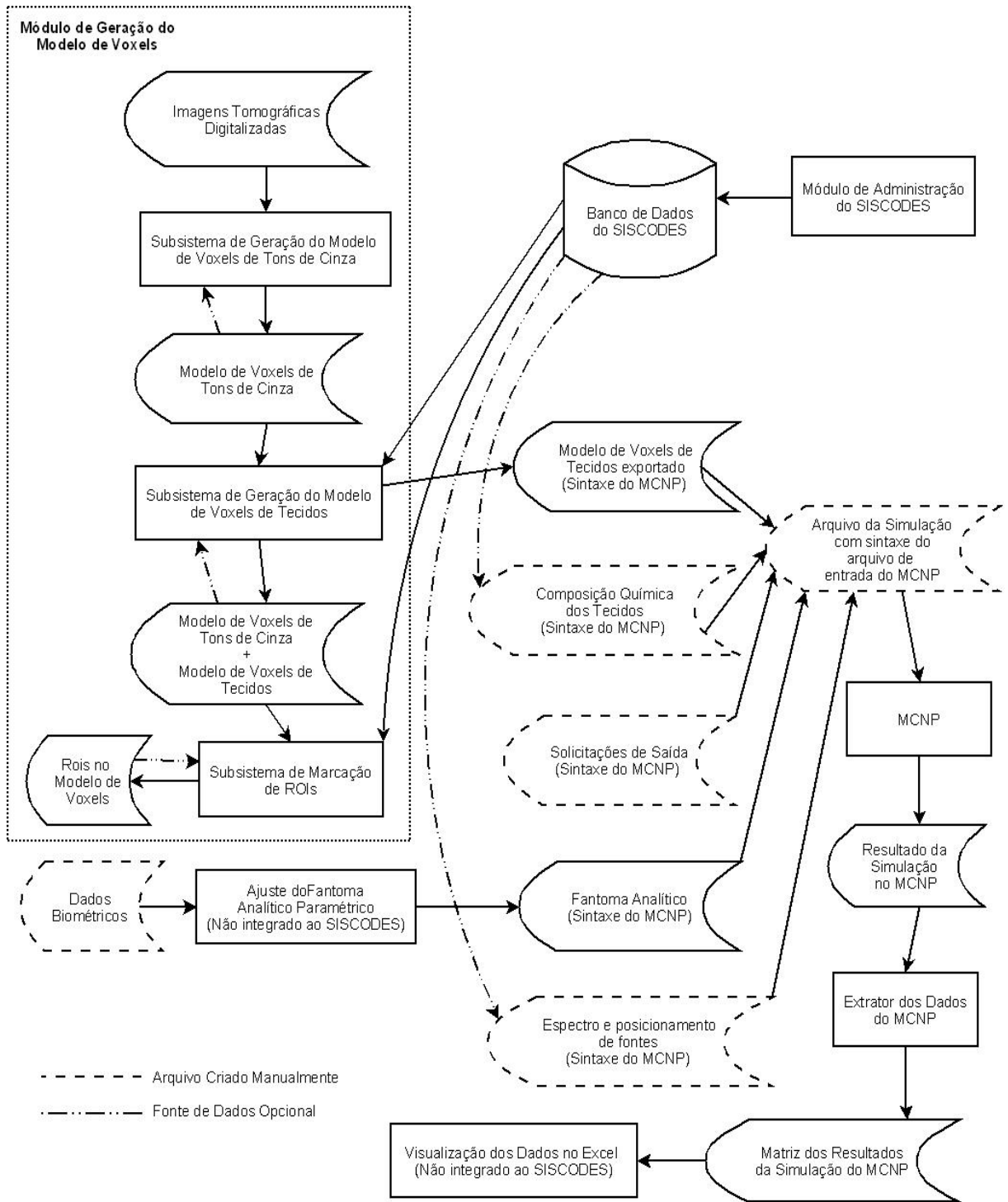


FIGURA 12 - Fluxo de dados do SISCODES no estágio de desenvolvimento ao término do mestrado.

4 Objetivos

4.1 Objetivos gerais

São objetivos gerais:

- Converter os subsistemas do Módulo de Criação do Modelo de Voxels para C++ utilizando a biblioteca gráfica GTKmm, completando-os e corrigindo as deficiências apresentadas;
- Modelar e desenvolver os módulos que faltam para que o ciclo de simulação do plano de tratamento fique completo;
- Verificar o algoritmo de cálculo de kerma do SISCODES através de comparação entre simulações de fluência e dose no MCNP5, via SISCODES.

4.2 Objetivos específicos

São objetivos específicos:

- Converter e corrigir as deficiências do subsistema “Criação do Modelo de Voxels de Tons de Cinza”;
- Converter e corrigir as deficiências do subsistema “Criação do Modelo de Voxels de Tecidos”;
- Converter, completar e corrigir as deficiências do subsistema “Marcação das Rois no Modelo de Voxels”;
- Criar o módulo de posicionamento de fontes;
- Criar o módulo de ajuste biométrico de fantoma analítico;
- Criar o módulo de gerenciamento de execução de simulações;
- Criar o módulo de visualização de dados de saída;
- Estudar o desvio de dose induzido pela utilização do método de sobreposição de curvas de isodoses em água, levando-se em consideração apenas a diferença dos coeficientes de conversão fluência em kerma dos tecidos e materiais em relação aos coeficientes de conversão fluência em kerma da água;

- Estudar o desvio de dose induzido do método de sobreposição de curvas de isodoses em água, levando-se em consideração a diferença de fluência no corpo humano e no fantoma de água, através de simulação de casos no SISCODES com modelos de voxels de tecidos e modelo de voxels preenchido com água.
- Comparar os resultados de simulações, do modelo de conversão fluência em kerma, utilizado no SISCODES e de simulação direta da dose.
- Executar casos exemplo de teleterapia e braquiterapia via SISCODES.
- Efetuar o registro do SISCODES junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI).

5 Metodologia

Os módulos do SISCODES desenvolvidos anteriormente mostraram a viabilidade da utilização da plataforma Linux para o sistema. A utilização da linguagem C++ também se mostrou acertada devido a sua grande velocidade de processamento. O grande problema encontrado foi a utilização do IDE RAD *Borland Kylix OE* pois o mesmo foi descontinuado, o que impossibilitou alterações e melhorias no código original do SISCODES, já que as versões atuais do Linux não permitem a execução do *Kylix* e, portanto, a re-compilação do SISCODES.

Para que o SISCODES fosse concluído e que as alterações e melhorias fossem incorporadas decidiu-se por manter o sistema operacional Linux e a C++ como linguagem principal de desenvolvimento, mas o código atual foi migrado para a IDE Anjuta, usando-se a biblioteca GTKmm para a construção das janelas das aplicações.

O módulo administrativo foi mantido em PHP, pois este módulo encontrava-se praticamente pronto, e a sua interface mostrou-se satisfatória. Algumas rotinas auxiliares foram mantidas em Python devido à grande concisão desta linguagem e seu excelente suporte a expressões regulares, muito utilizadas nestas rotinas. Para o SGBD manteve-se o MySQL, que vem suportando satisfatoriamente a aplicação.

Foi feita uma análise do desvio de cálculo de dose induzido pela utilização de métodos baseados em perfis de dose obtidos em fantomas de água, que são usados em dosimetria para radioterapia. Essa análise considerou a diferença dos coeficientes de kerma dos tecidos e da água.

Um caso exemplo criado no SISCODES foi simulado para fluência de partículas e dose, e seus resultados foram comparados, de modo a poder se verificar a equivalência entre os valores de kerma e dose obtidos.

5.1 Modificações e novas funções no SISCODES

Para que atingisse seu objetivo, o SISCODES sofreu modificações e incorporação de novas funções de modo a fornecer interface e ferramentas adequadas para todo o ciclo de simulação de tratamento radioterápico.

O módulo administrativo teve seu nome alterado e sofreu algumas alterações e melhorias na interface. Os subsistemas gráficos previamente desenvolvidos foram migrados para C++ com GTKmm. Após a migração estes subsistemas tiveram suas funcionalidades melhoradas, de forma a suprimir as deficiências encontradas previamente.

Os módulos gráficos faltantes foram desenvolvidos, também em C++ com GTKmm, permitindo a montagem de um plano de tratamento e a visualização dos resultados da simulação deste. Mesmo nestes módulos, algumas deficiências encontradas após o desenvolvimento foram corrigidas.

Todos os módulos desenvolvidos em C++ seguem o paradigma de orientação a objetos. Isso permitiu a criação de classes que são compartilhadas por todos os módulos, sendo que apenas o código diretamente ligado à interface é exclusivo de cada módulo. O uso das classes compartilhadas permite o reaproveitamento de código entre os módulos, o que diminui o tamanho final do código, evita incompatibilidades entre os módulos e facilita a manutenção e aprimoramento do sistema.

O subsistema de criação do fantoma paramétrico foi convertido da linguagem C para PHP, de forma a facilitar sua integração ao subsistema de gerenciamento de execuções.

O subsistema de gerenciamento de execuções, que permite a criação do arquivo de entrada do MCNP, a execução deste arquivo e a importação do resultado da simulação para o SISCODES, foi desenvolvido em PHP. Este subsistema permite o acompanhamento e manipulação das execuções das simulações através de uma interface Web.

Para que os resultados do MCNP sejam importados para o SISCODES foram criados dois *scripts* em PHP que, usando expressões regulares, extraem os resultados do arquivo de saída do MCNP e escrevem estes resultados num arquivo do SISCODES. Um destes *scripts* extrai o resultado total de cada voxel simulado e copia este para o arquivo do SISCODES, com isso é possível a visualização no SISCODES do dado bruto da saída do MCNP, independente de qual for este dado.

O outro *script* extrai a fluência em cada energia de investigação e multiplica esta pelo coeficiente de kerma adequado. A soma destes produtos resulta no kerma em cada voxel, que é o resultado gravado no arquivo do SISCODES, a fórmula usada para o cálculo do kerma em cada voxel é mostrada na equação abaixo,

$$K = \sum \Phi \cdot k_{\text{tecido}} \quad (6)$$

onde K é o kerma no voxel, Φ é a fluência em uma determinada energia e k_{tecido} é o coeficiente de conversão fluência kerma para o tecido do voxel, na energia da fluência para a partícula simulada. O somatório é feito para todas as energias onde exista fluência de partículas.

Para armazenar as execuções iniciadas por cada usuário, os fantasmas paramétricos e os arquivos de entrada do MCNP gerados, foram acrescentadas três tabelas ao banco de dados do SISCODES.

5.2 Desvios induzidos pela utilização de perfis de dose obtidos em fantasmas de água

Para estudar o desvio no valor da dose absorvida que é induzido pela adoção de perfis de dose obtidos em fantasmas de água na dosimetria de pacientes em radioterapia foi feito o cálculo da diferença do kerma entre a água e os tecidos do corpo para diferentes feixes de fótons e a diferença da fluência obtida em fantoma de água e em fantasmas representativos do corpo humano.

Para o desvio no kerma foi levantado o espectro energético de três feixes de radiação: Fótons do feixe primário de um acelerador de elétrons de 6MV; Fótons do feixe primário de um acelerador de elétrons de 15MV; Fótons do feixe primário de um acelerador de elétrons de 15MV degradado em profundidade por 4mm de tungstênio (HUANG; LI; LIN, 2005).

Para o cálculo do kerma produzido por cada feixe, em cada tecido, os feixes foram discretizados na energia e foi feito o somatório da fluência de partículas em cada energia vezes o coeficiente de kerma para este tecido-partícula-energia. A fluência total para cada tecido foi normalizada em um.

Foi calculado o desvio do coeficiente de kerma para os tecidos em relação ao coeficiente de kerma da água, para energias de 1keV até 15MeV. Para isso foi usada a seguinte equação:

$$Dv = [(K_{\text{tecido}} - K_{\text{água}}) / K_{\text{água}}] \times 100 \quad (7)$$

onde, Dv é o desvio do coeficiente de kerma, K_{tecido} é o coeficiente de kerma para fótons do

tecido para uma determinada energia e $K_{\text{água}}$ é o coeficiente de kerma para fótons da água para a mesma energia.

Foram usados dois modelos de voxels, tórax (MAIA, 2004) e região da orelha (MAIA, 2006) nos quais foi considerada uma fluência homogênea e unitária para cada voxel. As isocurvas dos desvios obtidos da aplicação dos coeficientes de kerma dos tecidos sobre os da água, para o perfil energético de cada feixe estudado, foram mostradas sobre imagens dos modelos de voxels.

5.3 Execução de casos exemplo

Para demonstrar o uso do SISCODES foram simulados protocolos de tratamento de câncer de próstata por teleterapia e braquiterapia, protocolos de prevenção de reestenose de angioplastias cardíacas e dosimetria de perfusão do músculo cardíaco para obtenção de imagens por Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único - *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT).

Para tratamento de câncer de próstata foram simuladas teleterapias com feixes de fótons de aceleradores de elétrons de 6MV e de 15 MV. O protocolo foi simulado, usando o modelo de voxels de pelve masculina, com apenas dois feixes opostos laterais, embora o protocolo padrão utilize três ou quatro feixes combinados. Os resultados das duas simulações foram mostrados em isocurvas.

Também para tratamento de câncer de próstata foi simulado um protocolo com sementes de I-125. Foram posicionadas 48 sementes de I-125 em 8 linhas de 6 sementes. O número de sementes teve que ser limitado em 48 sementes devido à restrição do tamanho da linha de descrição de um volume no MCNP5, combinado com a forma com que o SISCODES descreve cada semente. O tratamento foi simulado no MCNP5 via SISCODES, para fluência de partículas e para dose. Os dois resultados foram convertidos em kerma e dose, respectivamente, e foram comparados através de curvas de isodoses e histogramas dose-volume, que foram gerados através do SISCODES, com os resultados obtidos da simulação deste caso exemplo.

Para prevenção de reestenose de angioplastias foi simulado um protocolo de tratamento com balão preenchido com solução de Sm-153 e outro protocolo com uso permanente de

stent dopado com P-32. Com os resultados da simulação foi calculada a atividade inicial do *stent* para que a dose absorvida no músculo cardíaco não ultrapasse 14Gy. A dose absorvida total no músculo cardíaco foi calculada para o protocolo com *stent* e para o protocolo com o balão.

Também foi feito um estudo dosimétrico com fonte distribuída, através da simulação de um protocolo de imageamento (*imaging*) do coração por perfusão no miocárdio de composto de Tl-201. Este protocolo é usado para estudo de vascularização e viabilidade do músculo cardíaco, assim como de identificação de neoplasias no mesmo. O protocolo foi simulado com fonte distribuída de Tl-201 inserida em cada voxel do miocárdio do modelo de voxels do coração. O resultado foi mostrado em curvas de isodose, representando a dose por transformação da fonte distribuída.

6 Resultados e discussão

6.1 Metodologia de construção do modelo e simulação

Paralelamente ao sistema computacional SISCODES foi desenvolvida uma metodologia para conversão de imagens tomográficas em modelos de voxels, inserção deste modelo em um fantoma analítico parametrizado e utilização destes modelos para simulação de protocolos radioterápicos. Para desenvolver o modelo do paciente um fantoma analítico com a biometria do paciente deve ser gerado por um código computacional utilizando as medidas anatômicas do paciente para escalonar um fantoma padrão, de modo que este se adeque à biometria do paciente. O modelo analítico gerado é uma representação anatômica de corpo inteiro do paciente. Para a região de interesse, um modelo tridimensional de voxels é gerado. Este modelo é uma matriz de três dimensões, na qual cada elemento representa um tecido, equivalente ao tecido biológico correspondente. Este modelo representa fielmente a anatomia do paciente na região de interesse. A construção do modelo de voxels do paciente é feita em quatro etapas:

1. Imagens tomográficas são selecionadas, ou se necessário, digitalizadas de imagens radiológicas;
2. As imagens selecionadas são tratadas e recortadas para que se limitem à região de interesse;
3. Conversão da seleção de imagens do paciente numa matriz tridimensional baseada na escala de cinza das imagens;
4. Conversão do modelo de tons de cinza no modelo de voxels baseado em tecidos, no qual cada voxel armazena a informação do tecido do paciente.

Um módulo do SISCODES permite a seleção dos voxels do modelo nos quais a informação de fluência, dose ou taxa de dose deve ser obtida da simulação. As fontes são escolhidas e posicionadas sobre o modelo de voxels. O modelo de voxels, o fantoma analítico, as solicitações de saída e a posição das fontes são ser unidos para que se efetue a completa simulação no MCNP. Após o término da simulação os resultados podem ser visualizados em curvas de isodoses através do módulo de saída do SISCODES. Um sumário do processo para a simulação de um planejamento radioterápico está ilustrado na Figura 13.

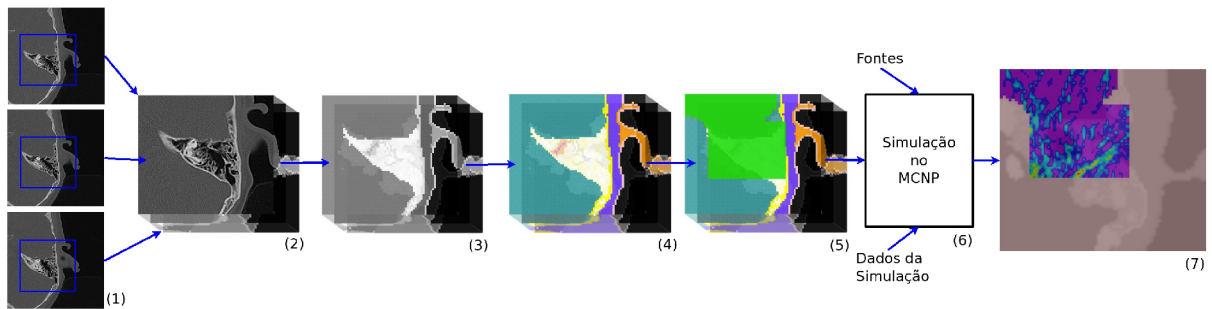


FIGURA 13 – Processo simplificado da construção do modelo de voxels e simulação do tratamento radioterápico no SISCODES. Em resumo: Imagens tomográficas são digitalizadas (1), convertidas em um modelo de camadas (2), convertidas em um modelo de voxels de tons de cinza (3), e em um modelo de voxels de tecidos (4). As ROIs são marcadas no modelo (5). Este modelo é combinado com o fantoma paramétrico e com as informações das fontes radioativas. O arquivo resultante é simulado no MCNP (6). Após o término da simulação o usuário pode visualizar as curvas de isodose da distribuição espacial da dose absorvida (7).

6.2 Desenvolvimento do SISCODES

Os subsistemas do módulo de criação do modelo de voxels preexistentes no SISCODES foram convertidos para C++ com biblioteca GTKmm. Alguns erros de programação foram corrigidos, e várias deficiências levantadas foram contornadas com a adição de novas funcionalidades às interfaces. Os sistemas desenvolvidos foram: “Subsistema de Tratamento de Imagens”, “Subsistema de Posicionamento de Fontes”, “Subsistema de Visualização de Resultados”, “Módulo de Gerência de Execução”. Os sistemas preexistentes que sofreram alteração são: “Subsistema de Geração do Modelo de Voxels de Tons de Cinza”, “Subsistema de Geração do Modelo de Voxels de Tecidos”, “Módulo de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares”. Em adição, foi ampliado o banco de dados do SISCODES.

6.2.1 Fluxo de dados do SISCODES

Com as novas ferramentas incorporadas ao SISCODES, todas as etapas do ciclo de simulação de dosimetria em radioterapias podem ser feitas pelo usuário apenas utilizando o sistema. A Figura 14 mostra o fluxo de dados do SISCODES. Todos os arquivos são gerados de forma automatizada e o gerenciamento da execução das simulações é feito pelo sistema. Em Trindade (2004) o estágio de desenvolvimento do SISCODES era tal que cinco arquivos necessitavam ser gerados manualmente. O processo manual foi eliminado nesta nova versão.

Outra importante adição ao sistema é o subsistema “Visualização de Isodoses” do módulo de visualização dos resultados da simulação. Este subsistema permite que se visualize a distribuição espacial das doses calculadas, mostradas sobre uma imagem interpolada de qualquer plano do modelo de voxels, fazendo com que a visualização do resultado da simulação no código estocástico possa ser feita no próprio SISCODES.

Acrescentou-se também o módulo de gerenciamento de execuções do SISCODES que fornece um *script* que converte a fluência obtida da simulação no MCNP em dose, através de equações matemáticas que utilizam os coeficientes de conversão fluência em kerma dos tecidos. Este *script* é relevante, visto que uma única execução do código gerando os fluxos de partículas no tecido pode ser modificado por fatores de fluência em kerma dos tecidos e posteriormente por fatores de ponderação de dose sem que ocorram novas execuções. Este procedimento é de interesse para radioterapias com nêutrons ou mesmo BNCT, cujos fatores de ponderação podem ser modificados dependendo da concentração de Boro no organismo e sua distribuição espacial e cinética ao longo do tempo.

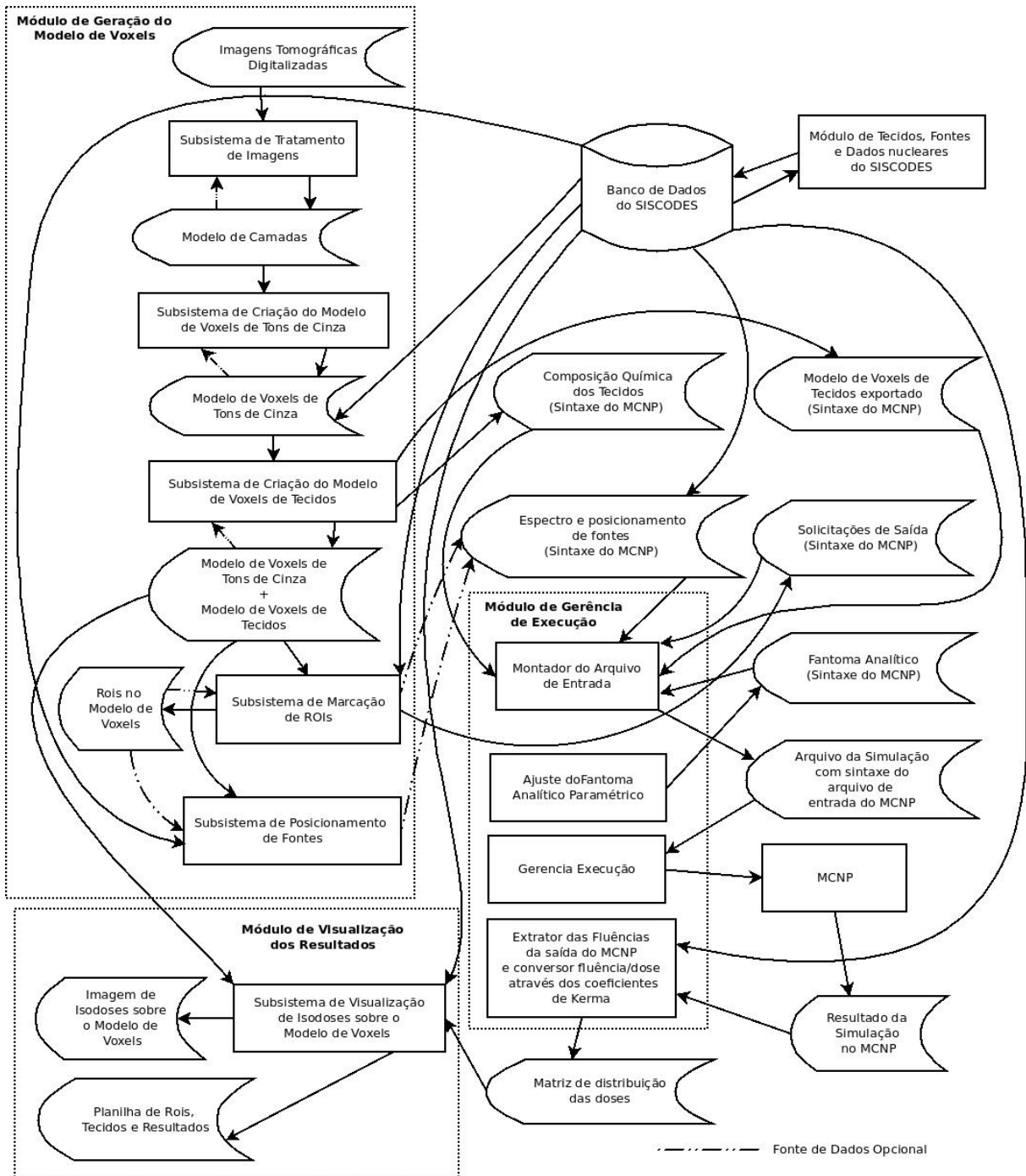


FIGURA 14 - Fluxo de dados do SISCODES no estágio atual de desenvolvimento

6.2.2 Modificações feitas no subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza

O subsistema de Criação do Modelo de Voxels de Tons de Cinza foi dividido em dois subsistemas distintos: subsistema de Tratamento de Imagens e subsistema de Criação do

Modelo de Voxels de Tons de Cinza. Esta divisão foi feita de modo a ser possível guardar, em uma resolução maior que a encontrada no modelo, as imagens tomográficas do paciente, assim como a posição de cada imagem.

6.2.2.1 Subsistema de tratamento de imagens

Neste subsistema as imagens tomográficas são agrupadas num modelo semelhante ao modelo de voxels, mas com resolução maior em X e Y e resolução variável em Z. Este modelo foi chamado de modelo de camadas. A criação do modelo de camadas permite maior facilidade na reconstrução de um modelo de maior resolução, e na definição de qual imagem irá compor cada camada do modelo de voxels. A interface deste subsistema é mostrada na Figura 15.

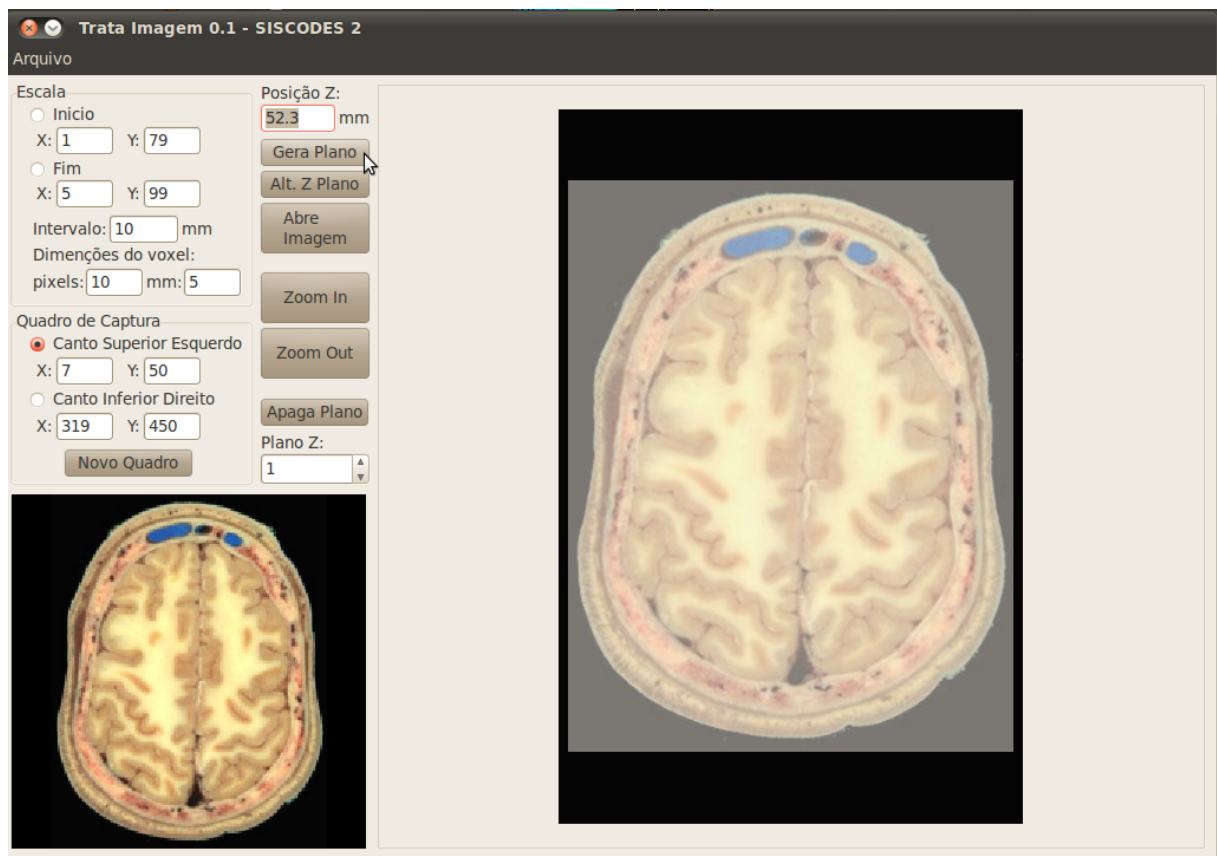


FIGURA 15 - Interface do subsistema de tratamento de imagens

6.2.2.2 Subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza

A saída deste subsistema é basicamente a mesma do subsistema de mesmo nome desenvolvido anteriormente. Entretanto, a entrada não é mais uma imagem, mas um modelo

de camadas criado no subsistema descrito anteriormente. Essa divisão permitiu melhoria no modelo gerado, já que a imagem que corresponderá a um plano, assim como o número de planos ou a altura de cada plano é calculada automaticamente.

O modelo de voxels de tons de cinza foi alterado de modo a ser sempre armazenado com 256 tons de cinza. A experiência havia mostrado que a utilização de subamostragens desta profundidade de tons é pouco útil e piora significativamente a qualidade da visualização do modelo obtido.

Os voxels foram alterados de cubos para paralelepípedos, portanto deixaram de ter a mesma dimensão em todos os lados e passaram a ter uma dimensão para os lados nos eixos X e Y e outra para o lado no eixo Z. A escolha de qual imagem irá compor qual plano passou a ser feita de forma automática. Desta forma podem existir planos no modelo de voxels, de cortes que não são mostrados por imagens tomográficas.

A Figura 16 mostra a interface criada para este subsistema.

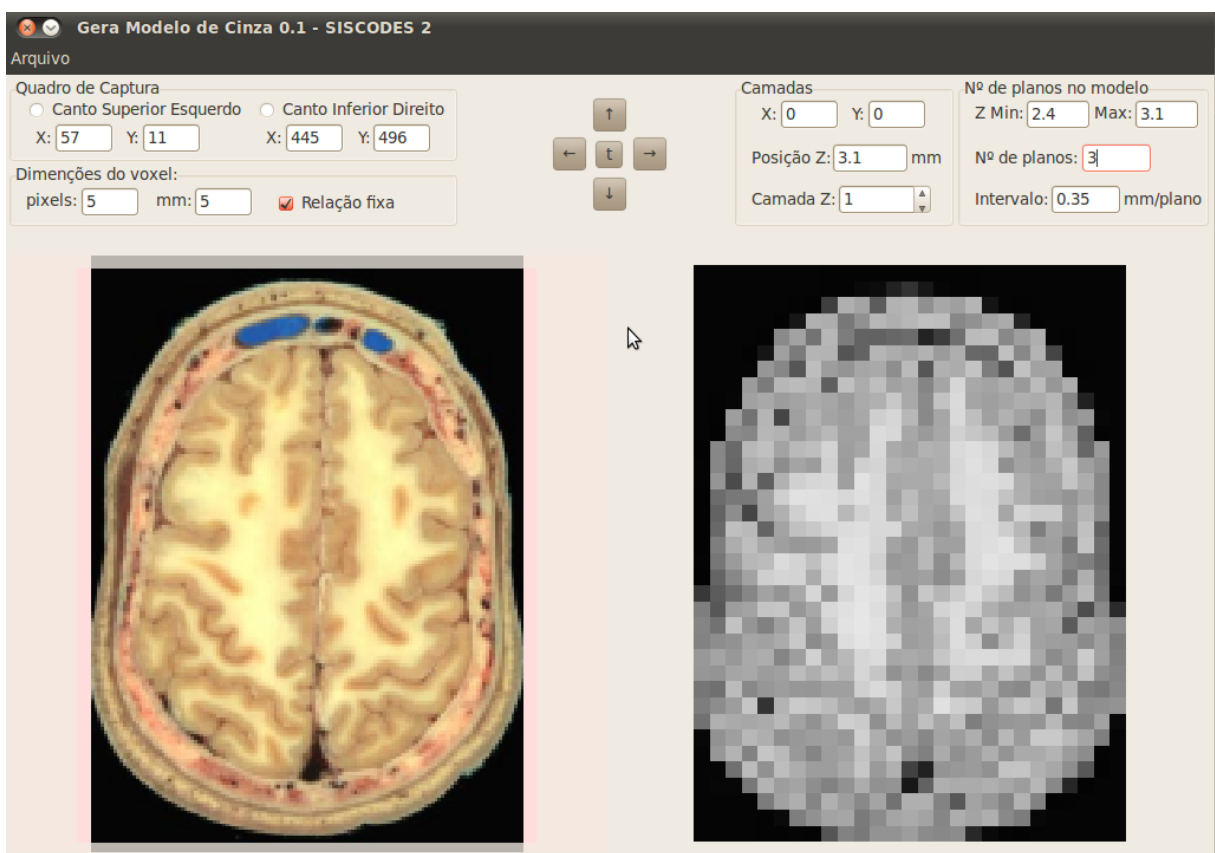


FIGURA 16 - Interface do subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza, mostrando à esquerda a imagem lida do modelo de camadas e à direita a camada do modelo de tons de cinza gerada desta imagem.

6.2.3 Modificações feitas no subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos

O subsistema de construção do modelo de tecidos permite transformar o modelo de voxels de tons de cinza no modelo de tecidos. A diferença entre os dois modelos é que, enquanto o modelo de cinza possui apenas o tom de cinza associado a cada voxel, o modelo de tecidos possui um tecido associado a cada voxel, e este tecido possui todas as informações necessárias para o uso do modelo nas simulações.

O subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos foi migrado para C++ com GTKmm. Os arquivos de entrada e saída deste subsistema mantiveram-se praticamente sem alteração. A interface foi remodelada de forma a eliminar as deficiências encontradas na versão anterior. As principais alterações foram: a possibilidade de se marcar vários voxels clicando e arrastando o ponteiro do mouse; A possibilidade de se copiar os tons de cinza e os tecidos de um plano para outro; A possibilidade de se visualizar e alterar propriedades dos voxels no modelo em qualquer plano representativo do eixo perpendicular a este, isto é X, Y ou Z, o que antes só podia ser feito no eixo Z.

A Figura 17 mostra a interface deste subsistema.

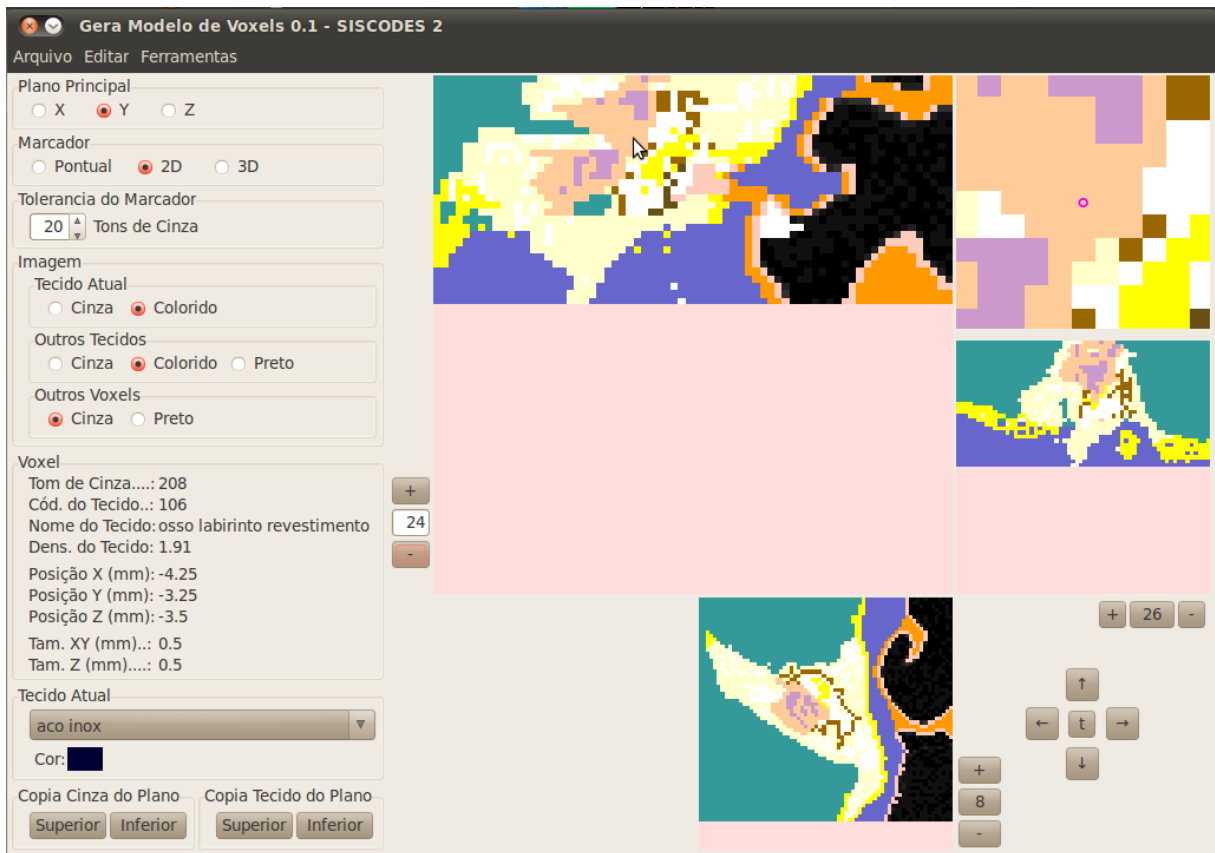


FIGURA 17 - Interface do subsistema de geração do modelo de voxels de tecidos, mostrando um modelo de voxels sendo editado num corte do plano Y.

6.2.4 Modificações feitas no subsistema de marcação das ROIs

O subsistema de marcação das ROIs foi migrado para C++ com GTKmm. Os arquivos de entrada e saída na sintaxe do SISCODES permaneceram praticamente inalterados. A opção de exportar o modelo para o MCNP sofreu grandes melhorias. Além de exportar a matriz do modelo de voxels propriamente dita, a rotina passou a exportar também a composição química e densidade dos tecidos que estão presentes no modelo de voxels, assim como limitar as solicitações de saída às regiões marcadas como ROIs.

O subsistema passou a gerar seis arquivos quando a opção de exportar o modelo é selecionada. Um dos arquivos possui o modelo de voxels propriamente dito, o segundo os universos dos tecidos presentes no modelo, o terceiro arquivo as solicitações de saída e o quarto, quinto e sexto arquivos a composição química dos tecidos e materiais presentes no modelo de voxels, com as bibliotecas associadas a cada elemento para fótons, elétrons e nêutrons. Desta forma, toda a informação útil para simulação, presente no modelo de voxels

com as ROIs, é exportada para o MCNP, podendo ser utilizada na montagem do arquivo de entrada do MCNP.

Além destes seis arquivos este subsistema pode gerar um arquivo na sintaxe do MCNP com fontes distribuídas sistêmicas. Para isso foi criada uma ROI especial chamada 'Fontes Distribuídas'. Se esta ROI está presente é aberta uma janela para que se escolha a fonte, dentre as cadastradas, que será inserida em cada voxel marcado com esta ROI, quando a opção de exportar o modelo para o MCNP é selecionada.

A Figura 18 apresenta esta interface mostrando a janela de seleção de fontes distribuídas.

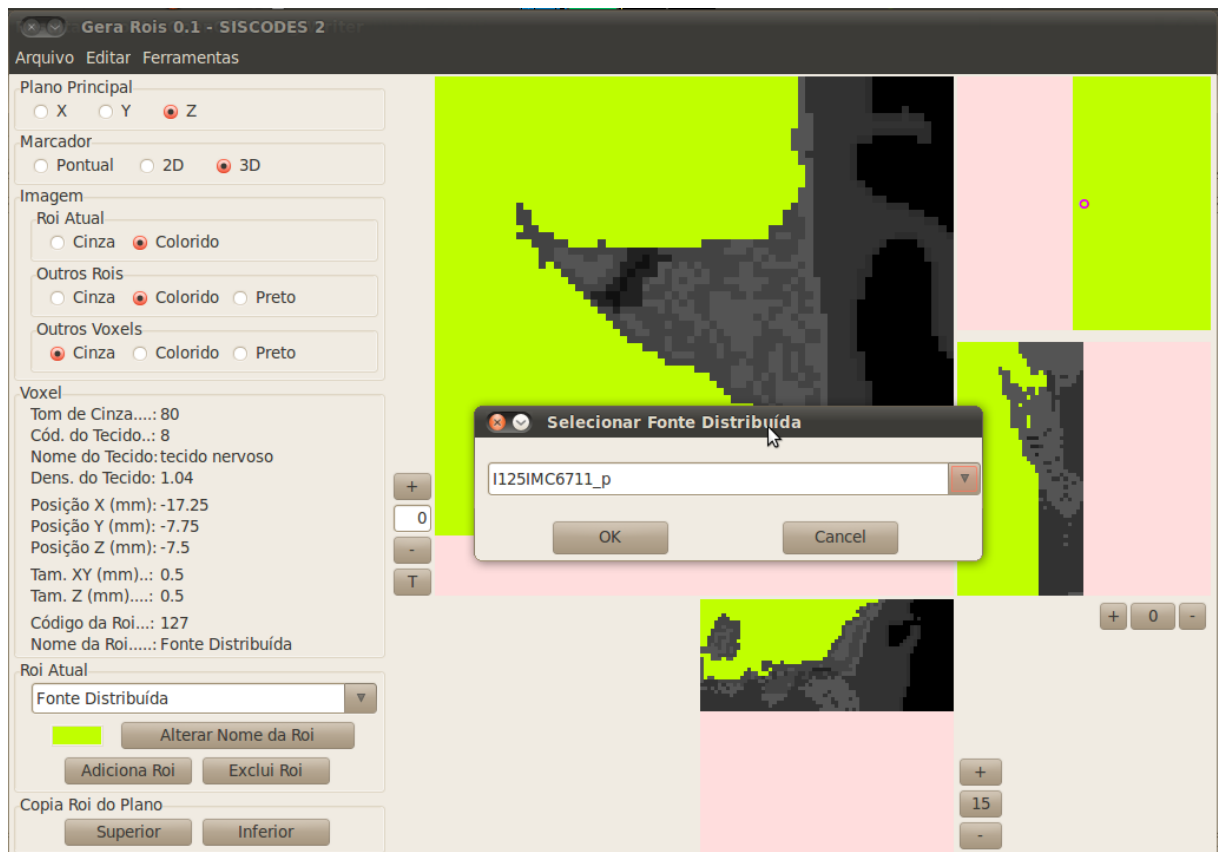


FIGURA 18 - Interface de marcação de ROIs, mostrando um modelo marcado com a ROI especial 'Fonte Distribuída' e a janela de seleção do tipo da fonte distribuída.

6.2.5 Subsistema de posicionamento de fontes

Foi criado um subsistema para posicionamento de fontes de braqui e teleterapia. A interface deste subsistema, mostrada na Figura 19, é baseada na interface de construção do modelo de tecidos, e permite o posicionamento de uma ou mais fontes sobre o modelo de voxels. Ao se posicionar uma fonte o componente da interface (*combo box*) que permite a

escolha do modelo de fonte é desabilitado, forçando que todas as fontes sejam do mesmo tipo. Isso foi feito devido a pouca ou nenhuma aplicação de fontes de modelos distintos em um mesmo tratamento e do aumento de complexidade de se gerar o arquivo para o MCNP se fosse permitido tal arranjo.

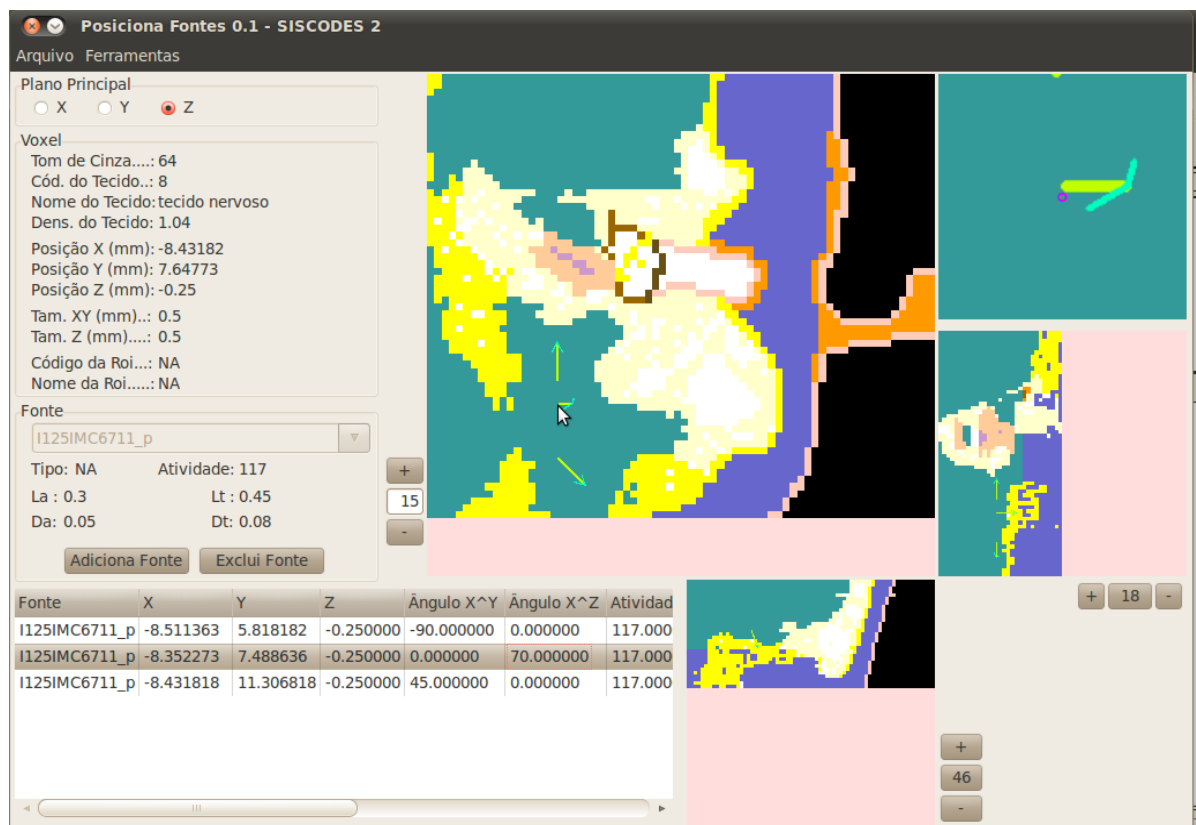


FIGURA 19 - Interface do subsistema de posicionamento de fontes, com fontes exemplo posicionadas sobre o modelo.

Para posicionar a fonte o usuário escolhe o modelo da mesma, adiciona esta à lista de fontes e insere a posição da fonte nos três eixos, digitando cada uma ou clicando sobre o modelo. Os ângulos de orientação da fonte e a atividade da mesma, caso seja diferente da cadastrada, devem também ser informados. Para as fontes de teleterapia o usuário também deve inserir a distância da fonte para a posição marcada, o tamanho e a rotação da janela e a distância da janela à fonte.

Foi criado um algoritmo para exportar as fontes de braquiterapia e incorporado este subsistema, gerando um arquivo com sintaxe compatível com o MCNP.

As fontes posicionadas são mostradas como setas que representam a posição e a projeção

do vetor de orientação de cada fonte sobre os planos de visualização do modelo. Como são usadas coordenadas polares para definição da direção da fonte com colatitude φ e azimute θ , e coordenadas cartesianas x , y e z para o deslocamento do centro da fonte em relação à origem, as coordenadas de início e fim das setas representando a projeção da fonte em cada plano perpendicular aos eixos X, Y e Z são (equação 8):

$$\begin{array}{ll}
 \text{PX}_{z_i} = z; & \text{PX}_{y_i} = y; \\
 \text{PY}_{x_i} = x; & \text{PY}_{z_i} = z; \\
 \text{PZ}_{x_i} = x; & \text{PZ}_{y_i} = y; \\
 \text{PX}_{z_f} = z + \cos(\theta) \cdot C; & \text{PX}_{y_f} = y + \text{seno}(\varphi) \cdot \sin(\theta) \cdot C; \\
 \text{PY}_{x_f} = x + \text{seno}(\varphi) \cdot \cos(\theta) \cdot C; & \text{PY}_{z_f} = z + \cos(\theta) \cdot C; \\
 \text{PZ}_{x_f} = x + \text{seno}(\varphi) \cdot \cos(\theta) \cdot C; & \text{PZ}_{y_f} = y + \text{seno}(\varphi) \cdot \sin(\theta) \cdot C;
 \end{array} \quad (8)$$

, onde C é o tamanho da seta na imagem; $(\text{PX}_{y_i}, \text{PX}_{z_i})$ e $(\text{PX}_{y_f}, \text{PX}_{z_f})$ são as coordenadas do ponto inicial e o ponto final da seta nos eixos Y e Z, no plano perpendicular ao eixo X; $(\text{PY}_{x_i}, \text{PY}_{z_i})$ e $(\text{PY}_{x_f}, \text{PY}_{z_f})$ são as coordenadas do ponto inicial e do ponto final da seta nos eixos X e Z, no plano perpendicular ao eixo Y; e $(\text{PZ}_{x_i}, \text{PZ}_{y_i})$ e $(\text{PZ}_{x_f}, \text{PZ}_{y_f})$ são as coordenadas do ponto inicial e do ponto final da seta nos eixos X e Y, no plano perpendicular ao eixo Z.

No MCNP a rotação de um volume, as fontes nesse caso, é feita através de uma matriz de rotação 3x3 onde cada linha representa os cossenos dos ângulos entre os eixos X', Y' e Z' do sistema de coordenadas rotacionado e os eixos X, Y e Z do sistema de coordenadas original (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003b). A Equação 9 mostra o cálculo da matriz de rotação. É importante salientar que os sinais dos eixos Y e Z do MCNP são invertidos em relação aos do SISCODES.

$$M = \begin{bmatrix} \cos(-\varphi) \cdot \cos(-\theta) & \cos(-\varphi) \cdot \sin(-\theta) & -\sin(-\varphi) \\ -\sin(-\theta) & \cos(-\theta) & 0 \\ \sin(-\varphi) \cdot \cos(-\theta) & \sin(-\varphi) \cdot \sin(-\theta) & \cos(-\varphi) \end{bmatrix} \quad (9)$$

Já para o posicionamento da emissão de partículas da fonte a rotação é feita pela definição do vetor unitário do eixo da fonte, que nesse caso é o vetor unitário colinear ao eixo Z' do sistema de coordenadas rotacionado.

6.2.6 Subsistema fantoma paramétrico

Foi criada uma interface *Web* para este subsistema, incorporada ao subsistema de gerenciamento de execuções. Este subsistema permite a criação e ajuste de um fantoma de corpo humano completo, analítico, e parametrizado. A interface permite a inserção dos dados biométricos do paciente, que serão utilizados para geração do fantoma analítico.

O programa de geração do fantoma paramétrico foi convertido da linguagem C para a linguagem PHP para facilitar sua integração à interface onde os dados biométricos são inseridos.

6.2.7 Subsistema de gerenciamento de execução


O subsistema criado permite a geração do arquivo de entrada do MCNP, o início e o acompanhamento da execução e a extração dos resultados da simulação. Todos estes procedimentos são feitos através de uma interface *Web* semelhante à encontrada no módulo de tecidos, fontes e dados nucleares.

O controle de acesso a este subsistema é feito por meio de autenticação usuário/senha. Os arquivos relacionados à execução são gerados no servidor e cada usuário possui acesso apenas aos arquivos que ele mesmo criou, ou para os quais foi lhe dada autorização de acesso, assim mesmo com algumas restrições. O usuário não possui acesso ao arquivo de entrada do MCNP, nem ao código do fantoma paramétrico. O arquivo de saída é filtrado para retirada da cópia do arquivo de entrada presente neste. Esta restrição foi habilitada principalmente pelo tamanho do arquivo de entrada e a garantia de sua integridade durante as execuções.

O subsistema permite que o usuário inicie a execução de um arquivo e acompanhe a execução do mesmo. Após completada a execução, o usuário pode visualizar o arquivo de saída e importar os resultados para um arquivo compatível com o SISCODES. O usuário, se necessário, pode interromper a execução a qualquer momento. Como exemplo a interface de gerenciamento de execuções é mostrada na Figura 20.

A interface e o código para parametrização do fantoma analítico foram incorporados a este subsistema. O código de parametrização foi reescrito em PHP, entretanto algumas deficiências presentes no código fonte original ainda não foram corrigidas. Os problemas no código de geração do fantoma analítico fazem com que esse, embora possa ser lido pelo

MCNP, apresente erros em algumas de suas geometrias. A interface de parametrização do fantoma é mostrada na Figura 21. As dimensões necessárias à parametrização do fantoma são previamente preenchidas com dados obtidos do homem padrão (ICRU, 2002).



MENU						
Parametrizar Fantoma						
Gerar Arquivo MCNP						
Iniciar Execução						
Gerenciar Execução						
Sair						
PID	Arquivo Enviado	Arquivo Saída	Log	Executando	Início da Execução	
19691	Primeiro arquivo de execucao com fantoma parametrico	6450105o / Importar	6450105.log	Não	2010-11-21 22:30:54	
32252	Teste Arquivo Gerado	6696300o / Importar	6696300.log	Não	2010-11-21 19:49:54	
32238	Teste Arquivo Gerado	6211521o / Importar	6211521.log	Não	2010-11-21 19:49:08	
32226	Teste Arquivo Gerado	5794265o / Importar	5794265.log	Não	2010-11-21 19:48:26	
21328	Prova2.odt	4897711o / Importar	4897711.log	Não	2010-11-19 11:17:30	
20643	Prova2.odt	4027103o / Importar	4027103.log	Não	2010-11-19 11:14:23	
29945	teste_MV	2326509o / Importar	2326509.log	Não	2010-11-15 12:35:54	
29811	teste_MV	7105917o / Importar	7105917.log	Não	2010-11-15 12:32:01	
29443	teste_MV	1894136o / Importar	1894136.log	Não	2010-11-15 12:02:46	
29422	teste_MV	7693364o / Importar	7693364.log	Não	2010-11-15 12:02:10	
29372	teste_MV	655728o / Importar	655728.log	Não	2010-11-15 11:53:30	

Copyright © 2010 BMT-NRI-PCTN-EN-UFMG

FIGURA 20 - Interface de gerenciamento de execuções, mostrando as informações disponíveis para cada execução iniciada pelo usuário.

Os *scripts* para importar os resultados do MCNP para o SISCODES foram criados em PHP. O *script* de extração de resultados brutos extrai o resultado e erro estimado totais de cada voxel. O *script* de extração e conversão de fluência em kerma extrai o resultado e erro estimado para cada energia investigada em cada voxel, e aplica o coeficiente de kerma correto para cada energia-tecido-partícula incidente.



MENU	
	Parametrizar Fantoma
	Gerar Arquivo MCNP
	Iniciar Execução
	Gerenciar Execução
	Sair

Cabeça e Pescoço:			
CX - Largura da Cabeça	12.32	PX - Largura do Pescoço	12.51
CY - Profundidade da Cabeça	15.92	PY - Profundidade do Pescoço	13.84
CRS - Altura Parte Superior da Cabeça	8.3	PZ - Altura do Pescoço	6.1
CRI - Altura Parte Inferior da Cabeça	13.5		

Tronco:			
OX - Largura do Ombro	43.17	TY - Profundidade do Tronco	22.98
OY - Profundidade do Ombro	22.98	TZ - Altura do Tronco	23.4
OZ - Altura do Ombro	11.7	AZ - Altura do Abdome	14.1
TX - Largura do Tronco	26.84	PLZ - Altura da Pelve	21.1

Membros:			
BX - Largura do Braço	8.2	PRP - Circunferência da Coxa	42.2
BZ - Comprimento do Braço	52	CAP - Circunferência do Tornozelo	23.64
PUX - Largura do Pulso	6	PRZ - Comprimento da Perna	89.6
PUY - Profundidade do Pulso	4		

Nome:

Descrição:

Disponível para todos.

Copyright © 2010 BMT-NRI-PCTN-EN-UFMG

FIGURA 21 - Interface de parametrização do fantoma analítico, mostrando um desenho esquemático do fantoma e as dimensões necessárias para a parametrização.

Foram acrescentadas ao banco de dados do SISCODES, os dados necessários para o correto funcionamento do SISCODES. As tabelas presentes no banco de dados do SISCODES são mostradas na Figura 22.

A tabela “*Execuções*” armazena os arquivos de entrada e saída relacionados com cada execução iniciada, a data e hora de início, o usuário que iniciou a execução e o PID de cada execução. A tabela “*Fantomas*” armazena os arquivos de cada fantoma paramétrico gerado, o usuário que gerou o fantoma, o nome e descrição do fantoma gerado e se o fantoma pode ser usado por todos os usuários. A tabela “*Arquivos_Entrada_MCNP*” armazena o nome dos

arquivos de entrada do MCNP gerados, bem como o usuário que gerou o arquivo, a descrição deste arquivo e se o mesmo deve estar disponível para todos os usuários ou apenas para aquele que o criou.

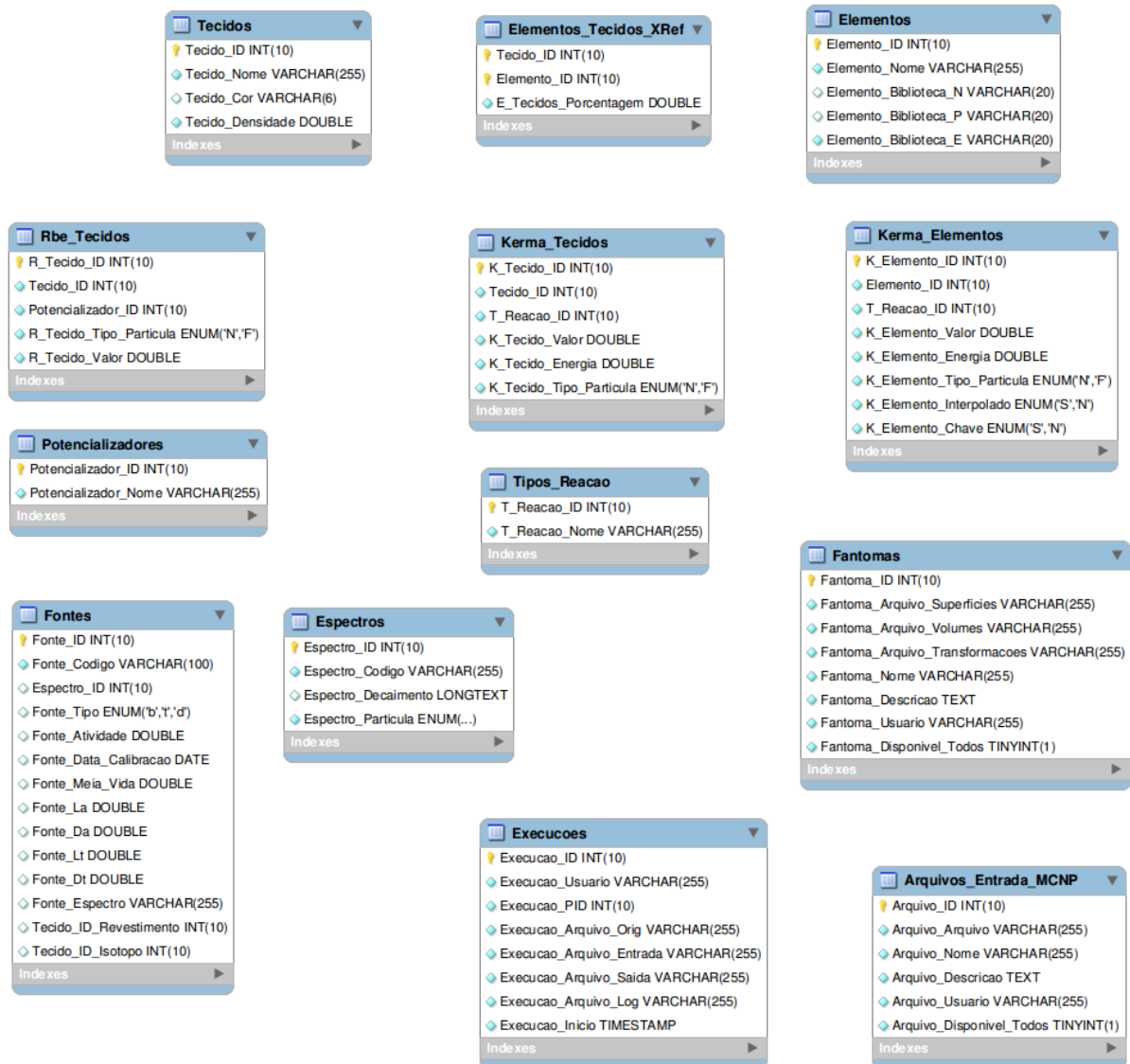


FIGURA 22 - Tabelas presentes no banco de dados do SISCODES.

6.2.8 Subsistema de visualização dos resultados da simulação

Quando da conclusão do mestrado apenas um protótipo de interface do módulo de visualização das isocurvas referentes ao resultado de um tratamento havia sido proposto. Após o término do mestrado uma primeira versão desse módulo foi criada. A interface (Figura 23) permite que se visualizem as isocurvas plotadas sobre as imagens tomográficas do paciente, reconstruídas do modelo de voxels. As intensidades das curvas e das imagens tomográficas

podem ser balanceadas de forma a se obter a melhor visualização das mesmas. Tanto as isocurvas quanto os tecidos do modelo são interpolados, de forma a se obter uma imagem de maior resolução e com as curvas suavizadas, o que facilita a visualização do resultado da simulação.

O subsistema permite, após ajustada a intensidade da imagem tomográfica e das isocurvas, gerar e gravar automaticamente um arquivo JPEG correspondente à visualização dos resultados para cada plano Z do modelo de voxels.

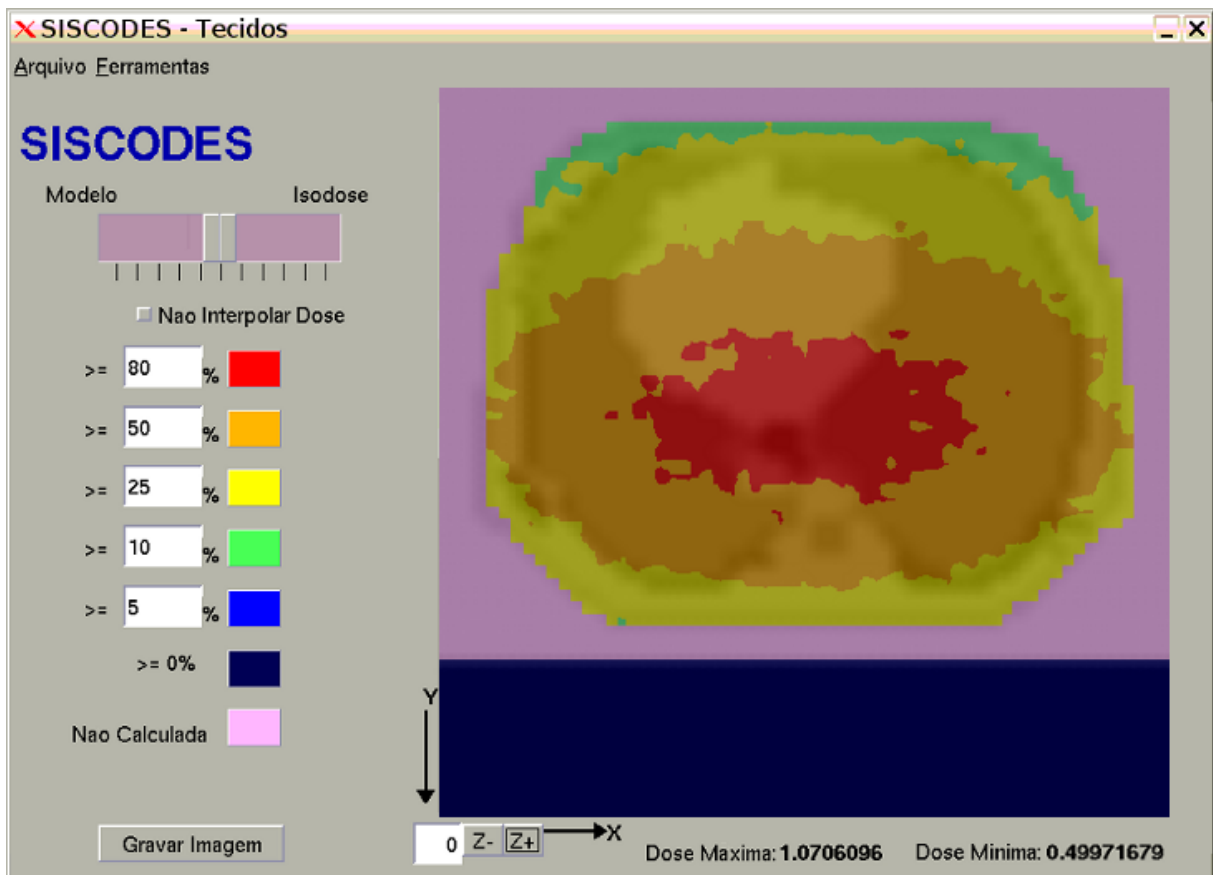


FIGURA 23 – Interface do subsistema de visualização dos resultados da simulação

Uma segunda versão desse subsistema foi criada. Nessa nova versão o número de isocurvas plotadas sobre o modelo foi aumentado de seis para dez. Foram adicionadas novas informações na interface, como: valor do resultado da simulação no voxel apontado pelo mouse, valor e posição do valor máximo do resultado da simulação, possibilidade de se mostrar ou não as ROIs no modelo, e o uso do modelo de tecidos ou do modelo de tons de

cinza como base para a imagem do modelo. A nova interface, mostrada na Figura 24, permite a visualização das isocurvas nos três planos e a escolha do plano principal para visualização.

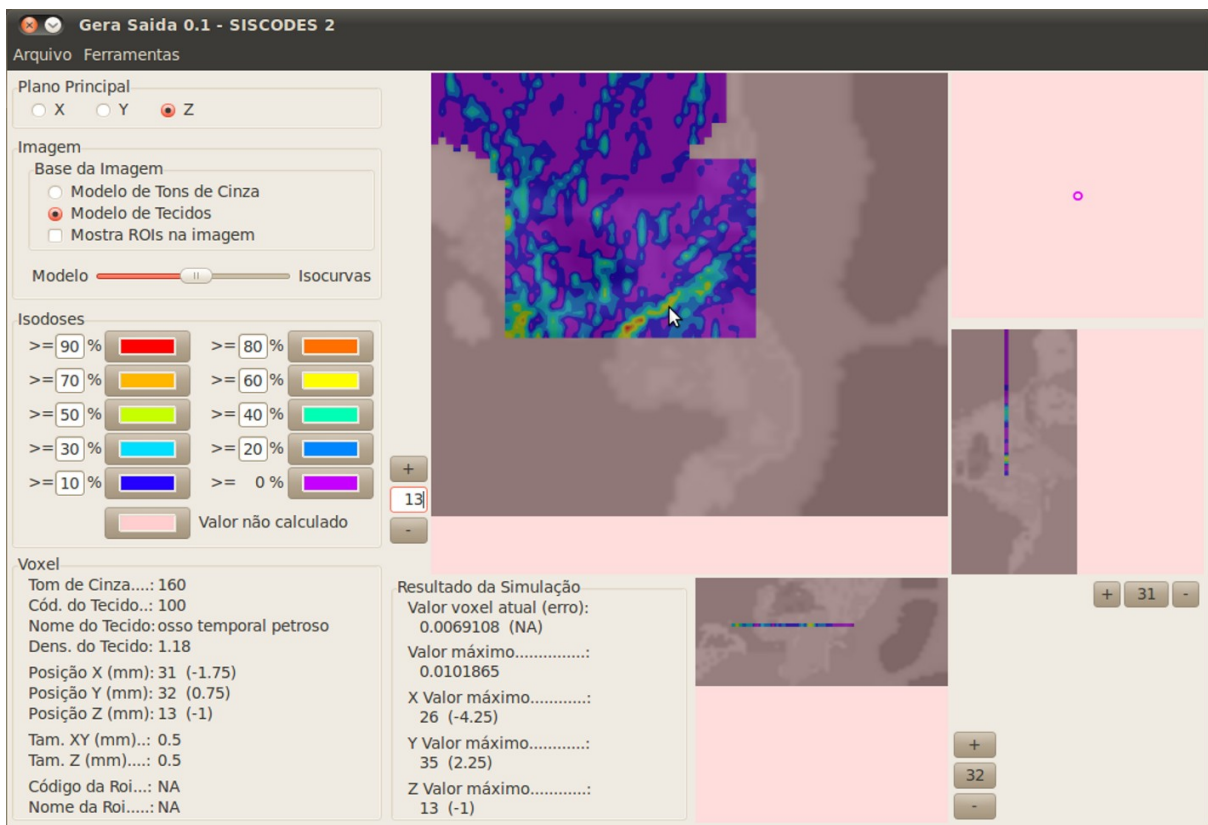


FIGURA 24 - Interface atual do subsistema de visualização dos resultados da simulação, onde podem ser vistos os três planos de imagens com isocurvas e as informações dos resultados da simulação.

O algoritmo de geração e gravação das imagens das isocurvas foi alterado de forma a gravar as imagens do modelo, das ROIs e da saída, de cada plano dos três eixos e de gerar automaticamente as imagens com as legendas dos tecidos encontrados no modelo e dos valores das isocurvas. Além das imagens é criado um arquivo CSV com a ROI, tecido, resultado da simulação e posição em cada voxel onde exista solicitação de saída. Esse arquivo é facilmente lido por qualquer programa de planilha eletrônica e permite que se gere histogramas da simulação.

6.2.9 Modificações no módulo de banco de tecidos, fontes e dados nucleares


O módulo do Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares, anteriormente chamado de módulo Administrativo, foi alterado de modo a suprir as deficiências anteriormente encontradas. O número de tecidos não está mais limitado à 256 tecidos distintos e é possível

se ordenar a exibição da lista de tecidos pelo código ou pelo nome do tecido.

A gerência das ROIs foi retirada deste módulo e passou a ser feita independentemente por cada usuário no subsistema de marcação de ROIs.

O mecanismo de autenticação foi alterado para o mesmo mecanismo do módulo de gerenciamento de execuções, onde são usados os dados dos usuários do servidor para permissão de acesso.

Outras alterações feitas foram de *layout*, como pode ser observado na Figura 25. Foi incluída a marca criada para o SISCODES, e a ordem do menu lateral foi modificada.



SISCODES
Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares

MENU									
-Elementos									
-Interações (Reações)									
-Tecidos									
-Espectros									
-Fontes									
-Potencializadores									
TECIDOS									
ID	Nome	Densidade (g/cm ³)	Cor	RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
1	ar	0.0012		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
2	pele	1.09		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
3	osso cranio	1.61		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
4	tecido adiposo adulto	0.95		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
5	olho cristalino	1.07		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
6	musculo esqueletico	1.05		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
7	cartilagem	1.1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
8	tecido nervoso	1.04		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
209	pericardio	1		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
210	arterias	1.06		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
211	veias hepaticas	1.06		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	
212	tecido conjuntivo frouxo	0.95		RBEs	Elementos	Kermas	Editar	Excluir	

[Criar Novo Tecido](#)
[Atualizar Kermas dos Tecidos](#)

Copyright © 2003-2004 BMT-NRI-CCTN-EN-UFGM

http://127.0.0.1/admin/lista_tecidos.php?order=nome

FIGURA 25 - Interface da lista de tecidos, que é parte do módulo do Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares.

6.3 Desvio entre os valores de dose calculados nos tecidos humanos e na água

Os estudos de desvio do cálculo de dose devido à diferença de kerma e fluência foram

executados e foram encontrados indícios de grandes desvios no método de cálculo de dose por sobreposição de curvas obtidas em fantoma de água quando aplicado para radioterapia. Não há ainda condições de classificar tais desvios como “erros” pois mesmo o cálculo levando em conta a heterogeneidade dos tecidos, e não um sistema homogêneo como água, deve ser validado com dados experimentais providos por medidas diretas nos tecidos humanos *in vivo* ou *pos-mortem*, que se torna uma tarefa impraticável, ou através de objetos simuladores antropomórficos ou antropométricos reais equivalentes aos seres humanos. Neste último caso, o grupo de pesquisa NRI – Núcleo de Radiações Ionizantes, vem desenvolvendo tais ferramentas experimentais para executar tal tarefa.

É de se esperar que a diferença na fluência ocorra principalmente em tecidos cuja densidade é muito maior ou muito menor que a da água. Já a diferença de kerma poderá ser observada em todos os tecidos, e essa diferença aumenta para feixes com predominância de baixas energias onde os coeficientes de kerma dos tecidos se diferenciam mais dos da água.

A metodologia de avaliação dos kermas é descrita nas seções 5.1.7 e 5.2. Acrescentamos que na avaliação do desvio do kerma foram adotados espectros de fluência de partículas padrões normalizados gerados pelo acelerador de megavoltagem sendo aplicado a cada voxel, independente de sua posição espacial. Isto significa, que não é levado em consideração a variação da fluência ao longo do perfil do modelo de voxel. Em uma segunda etapa, esta variação é levada em consideração; entretanto, mantendo o kerma constante.

6.3.1 Desvios dos valores de dose considerando apenas os coeficientes de kerma

Foram utilizados três espectros de fótons: um espectro de saída de um acelerador de 6MV; um espectro de saída de um acelerador de 15MV; e um espectro degradado em profundidade do mesmo acelerador de 15MV. Com estes espectros foram calculadas as diferenças dos kermas dos tecidos cadastrados em relação ao kerma da água.

Nesta primeira avaliação, valores da razão entre o kerma no referido tecido em relação ao kerma da água são mostrados na Tabela 1, para cada tecido e cada tipo de feixe, com seu espectro de partículas característico.

TABELA 1 - Valor relativo do kerma de cada tecido sobre o kerma da água para três diferentes feixes de fótons. Os valores mostrados são adimensionais e normalizados em um.

Tecido	6MV	15MV	15MV Degradado
Água líquida	1,000	1,000	1,000
Tumor 1	0,768	0,750	0,764
Ar	0,890	0,898	0,892
Ar externo	0,890	0,898	0,892
Tumor 2	0,893	0,875	0,889
Tumor 3	0,893	0,875	0,889
Articulação cápsula	0,902	0,932	0,912
Osso acetábulo	0,915	0,991	0,937
Osso arco posterior da vértebra	0,915	0,991	0,937
Osso corpo vertebral	0,915	0,991	0,937
Osso costela	0,915	0,991	0,937
Osso forame intervertebral	0,915	0,991	0,937
Osso ilíacos	0,915	0,991	0,937
Osso ísqueo	0,915	0,991	0,937
Osso púbis	0,915	0,991	0,937
Otólitos	0,915	0,991	0,937
Mama calcificações	0,915	0,988	0,936
Osso coelho	0,937	0,978	0,949
Osso cortical da vértebra	0,937	0,978	0,949
Osso cortical vértebra criança 15 anos	0,940	0,979	0,952
Osso mandíbula	0,946	0,979	0,956
Mucosa cavidade timpânica	0,948	0,947	0,948
Mucosa tuba auditiva	0,948	0,947	0,948
Ossículos da orelha	0,949	0,980	0,958
Osso crânio	0,949	0,980	0,958
Osso labirinto revestimento	0,949	0,980	0,958
Carboidrato	0,954	0,951	0,953
Proteína	0,956	0,950	0,955
Osso úmero	0,956	0,979	0,964
Ouvido membrana timpânica	0,963	0,958	0,962
Osso fêmur criança 15 anos	0,964	0,979	0,969
Osso fêmur adulto 30 anos	0,964	0,981	0,970
Osso sacro masculino	0,966	0,980	0,971
Endolinfa	0,970	0,966	0,970
língua coelho	0,970	0,968	0,970
Osso temporal petroso	0,974	0,980	0,977
Osso vértebra esponjoso 1	0,974	0,980	0,977
Osso vértebra esponjoso 2	0,975	0,981	0,978
Olho cristalino	0,985	0,982	0,984
Cartilagem	0,985	0,988	0,986
Cartilagem articular	0,985	0,988	0,986
Cartilagem coelho	0,985	0,988	0,986
Traqueia	0,985	0,988	0,986
Peritônio	0,987	0,986	0,987
Pele	0,988	0,985	0,987
Pele coelho	0,988	0,985	0,987

Tecido	6MV	15MV	15MV Degradado
Tecido conjuntivo	0,988	0,985	0,987
Cérebro coelho	0,989	0,987	0,988
Mediastino coelho	0,989	0,988	0,989
Ureter	0,989	0,988	0,989
Sangue adulto	0,990	0,989	0,990
Veia ilíaca	0,990	0,989	0,990
Fígado	0,990	0,989	0,990
Fígado sadio coelho	0,990	0,989	0,990
Cúpula ampular	0,990	0,989	0,990
Cúpula utricular	0,990	0,989	0,990
Intestino delgado	0,990	0,989	0,990
Intestino grosso e cólon	0,990	0,989	0,990
Intestino grosso mesocólon	0,990	0,989	0,990
Mucosa labirinto	0,990	0,989	0,990
Músculo coelho	0,990	0,989	0,990
Músculo esquelético	0,990	0,989	0,990
Músculo pessoa	0,990	0,989	0,990
Reto	0,990	0,989	0,990
Uretra	0,990	0,989	0,990
Plexo coróide	0,990	0,990	0,990
Sangue 1	0,990	0,990	0,990
Vasos ilíacos	0,990	0,990	0,990
Osso esterno	0,991	0,982	0,989
Rim coelho	0,991	0,990	0,991
Tireoide	0,991	0,990	0,991
Baço	0,991	0,991	0,991
Pulmão sadio	0,991	0,991	0,991
Pulmão sadio coelho	0,991	0,991	0,991
Coração	0,992	0,990	0,992
Coração sadio coelho	0,992	0,990	0,992
Vasos base	0,992	0,990	0,992
Glândula salivar coelho	0,992	0,985	0,991
Mama tecido fibroglândular	0,992	0,985	0,991
Vesícula seminal	0,992	0,985	0,991
Placenta	0,992	0,992	0,992
Tecido mole	0,992	0,986	0,991
Bexiga urinaria vazia	0,993	0,993	0,993
Ovário	0,993	0,993	0,993
Pâncreas	0,993	0,991	0,993
Núcleo celular	0,994	0,994	0,994
Esôfago	0,994	0,992	0,994
Tecido gastrointestinal coelho	0,994	0,992	0,994
Trato gastrointestinal	0,994	0,992	0,994
Trato gastrointestinal coelho	0,994	0,992	0,994
Cérebro	0,994	0,993	0,994
Cérebro adulto	0,994	0,993	0,994
Nervo raiz	0,994	0,993	0,994
Plexo neurovascular	0,994	0,993	0,994
Tecido nervoso	0,994	0,993	0,994

Tecido	6MV	15MV	15MV Degradado
Medula espinhal	0,995	0,994	0,995
Medula espinhal coelho	0,995	0,994	0,995
Testículo	0,996	0,995	996
Linha	0,996	0,996	0,996
Perilinha	0,996	0,996	0,996
Bexiga urinaria cheia	0,996	0,997	0,996
Tecido adiposo adulto	0,997	0,983	0,994
Tecido adiposo coelho	0,997	0,983	0,994
Tecido adiposo criança 1 a 18 anos	0,997	0,987	0,995
Liquor	0,997	0,983	0,994
Urina	1,008	1,009	1,008
Pênis bulbo	1,063	1,062	1,063

Também foi calculado o desvio do kerma em cada voxel de dois modelos de voxels arbitrários desenvolvidos no SISCODES, representativos do tórax e da região da orelha. O valor atribuído a cada voxel é o valor do kerma obtido no tecido subtraído do kerma obtido na água, sendo este resultado dividido pelo kerma na água. Esse valor representa o desvio do kerma em cada voxel, quando comparado com o kerma obtido na água. As isocurvas de desvio de kerma obtidas para o modelo de tórax são mostradas na Figura 26 e as obtidas para o modelo da região da orelha são mostradas na Figura 27.

Os resultados obtidos mostram desvios em várias regiões do fantoma que atingem até 15%. Em especial, há desvios da ordem de 4% em média em praticamente toda estrutura óssea. Estes desvios são maiores em feixes de aceleradores de baixo MV ou em feixes degradados, pois os coeficientes de kerma tendem a se igualar em altas energias e a se diferenciar dos da água em energias mais baixas.

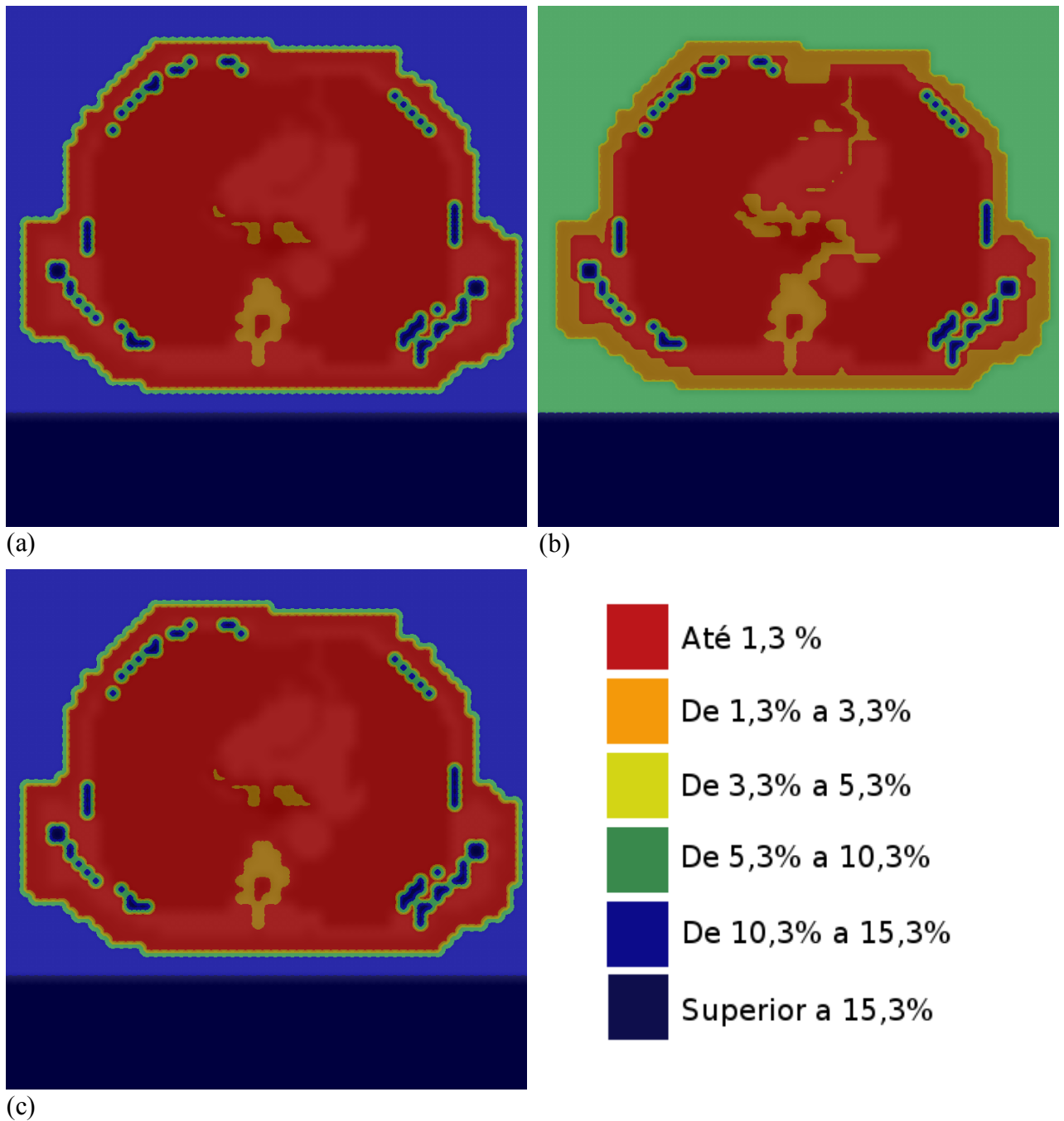


FIGURA 26 - Corte em Z do fantoma de tórax, mostrando os desvios dos kermas dos tecidos relativos ao kerma da água considerando: (a) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 6MV; (b) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 15MV; (c) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 15MV, degradado em profundidade.

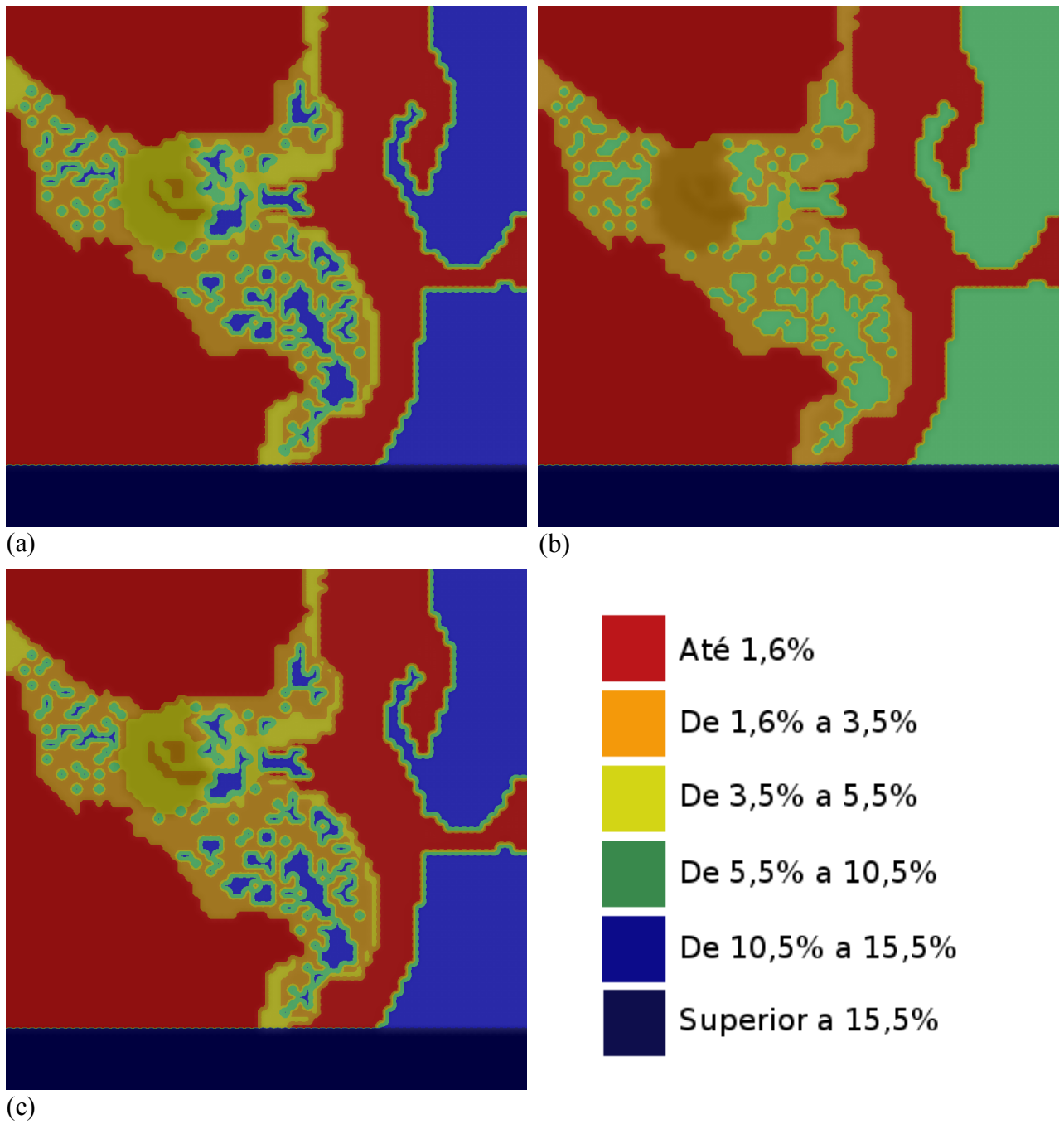


FIGURA 27 - Corte em Z do fantoma da região da orelha, mostrando os desvios dos kermas dos tecidos relativos ao kerma da água considerando: (a) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 6MV; (b) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 15MV; (c) Espectro de um feixe de um acelerador de elétrons de 15MV, degradado em profundidade.

6.3.2 Desvios da distribuição espacial dos valores de dose considerando apenas a fluência

O segundo estudo propôs verificar a influência das heterogeneidades dos tecidos humanos na fluência de partículas. Para isso foi utilizado um modelo de voxels de um tórax humano no qual foi simulada a interação de um feixe de 6MV de fótons. Para esta simulação foi avaliado o transporte de partículas nos modelos de voxels através do código MCNP5.

Para que existisse uma base de comparação, o mesmo modelo foi preenchido com água e foi executada a mesma simulação. Com isso foram obtidos dois resultados de saída, um com a matriz de distribuição da fluência no modelo de voxel com tecidos humanos e outra matriz de distribuição de fluência para o modelo preenchido com água. Como o valor a ser estimado foi o desvio da fluência, para cada voxel do modelo foi atribuída uma porcentagem, onde 100% corresponde à fluência obtida para aquele voxel no fantoma preenchido com água. A fluência relativa foi calculada dividindo-se a fluência do voxel no modelo de tecidos da encontrada no modelo preenchido com água. Assim, imagem de isocurvas representativas dos desvios da fluência podem ser reproduzidas. Estas são mostradas na Figura 28.

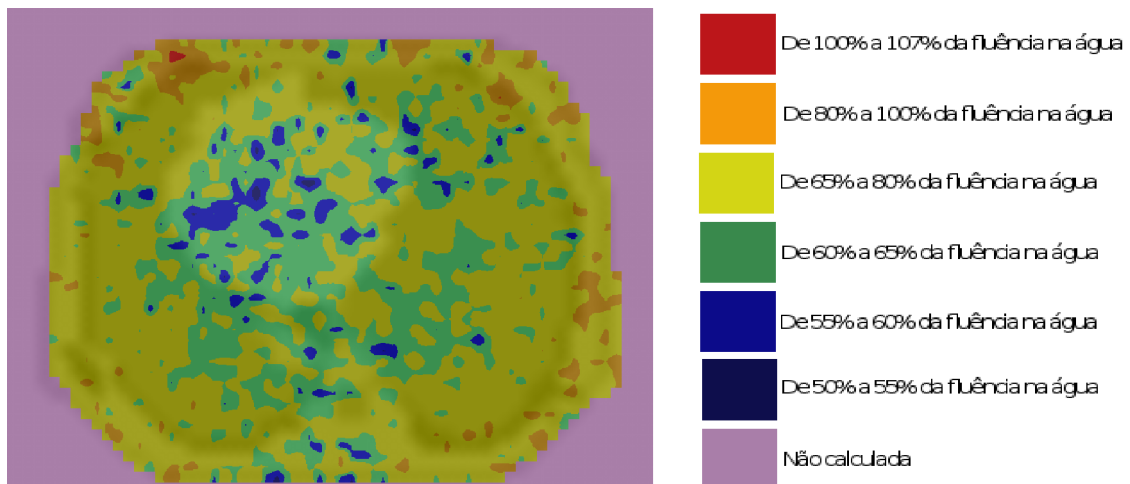


FIGURA 28 - Fluência relativa no modelo de voxels de tórax.

Os resultados mostraram que existem áreas do tórax onde a fluência obtida da simulação no modelo de voxels de tecidos fica entre 50% e 80% daquela obtida no fantoma de água. Este desvio é maior que o aceitável em qualquer tratamento radioterápico.

6.4 Modelos desenvolvidos com o SISCODES

Com o uso do SISCODES pelo Núcleo de Radiações Ionizantes (NRI) foram criados vários modelos de voxels, representando diferentes regiões anatômicas dos pacientes, que foram utilizados em estudos publicados em artigos, dissertações de mestrado e teses de doutorado. A Tabela 2 mostra os modelos já desenvolvidos, com a resolução (em mm) e dimensão de cada um (em voxels e mm).

TABELA 2 - Modelos de voxels atualmente presentes na biblioteca de modelos do SISCODES.

Região	Modelo	Tamanho do Voxel (mm)			Tamanho do Modelo (voxels)			Tamanho do Modelo (mm)		
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Cabeça e Pescoço	Cérebro Infantil ¹	1	1	5	196	186	15	196	186	75
	Cérebro adulto simplificado	2.5	2.5	2.5	65	89	59	162.5	222.5	147.5
	Laringe ²	3	3	3	73	69	52	219	207	156
	Cérebro adulto detalhado	3	3	3	81	86	54	243	258	162
	Olho e entorno ³	0.5	0.5	0.9	82	100	42	41	50	37.8
	Região da orelha ⁴	1	1	1	70	62	31	70	62	31
Coluna	Coluna Lombar simplificada ⁵	1	1	1	184	198	61	184	198	61
	Coluna Vertebral (3 vértebras) ⁶	1	1	1	126	117	139	126	117	139
Tórax	Tórax feminino ⁷	7	7	7	61	48	33	427	336	231
	Coração e entorno ⁸	2	2	2	100	95	60	200	190	120
	Modelo de mama	4	4	4	29	64	24	116	256	96
Abdome	Abdome inteiro ⁹	3	3	3	138	109	41	414	327	123
	Abdome fígado detalhado.	3	3	3	144	104	40	432	312	120
	Abdome rins detalhados.	3	3	3	138	109	41	414	327	123
Pelve	Pelve Masculina ¹⁰	5	5	5	93	69	39	465	345	195
Perna	Perna (panturrilha) ¹¹	1	1	5	130	117	10	130	117	50
Coelho	Cabeça coelho ¹²	1	1	5	31	30	21	31	30	105
	Abdome coelho ¹³	1	1	3	119	82	24	119	82	72

DUARTE *et al*, 2006 ¹; THOMPSON, 2004 ²; MOURÃO e CAMPOS, 2008 ³; TRINDADE *et al*, 2006 ⁴; MACEDO, 2005 ⁵; SANTOS e CAMPOS, 2008 ⁶; MAIA, 2004 ⁷; CAMPOS; FONSECA; MOURÃO, 2010 ⁸; REIS, 2007 ⁹; SILVA, 2004 ¹⁰; SILVEIRA e CAMPOS, 2007 ¹¹; COSTA e CAMPOS, 2007 ¹²; CAMPOS *et al*, 2008 ¹³.

Para exemplificar os modelos de voxel criados, foram geradas as imagens de alguns

destes modelos. As imagens geradas são mostradas na Figura 29.

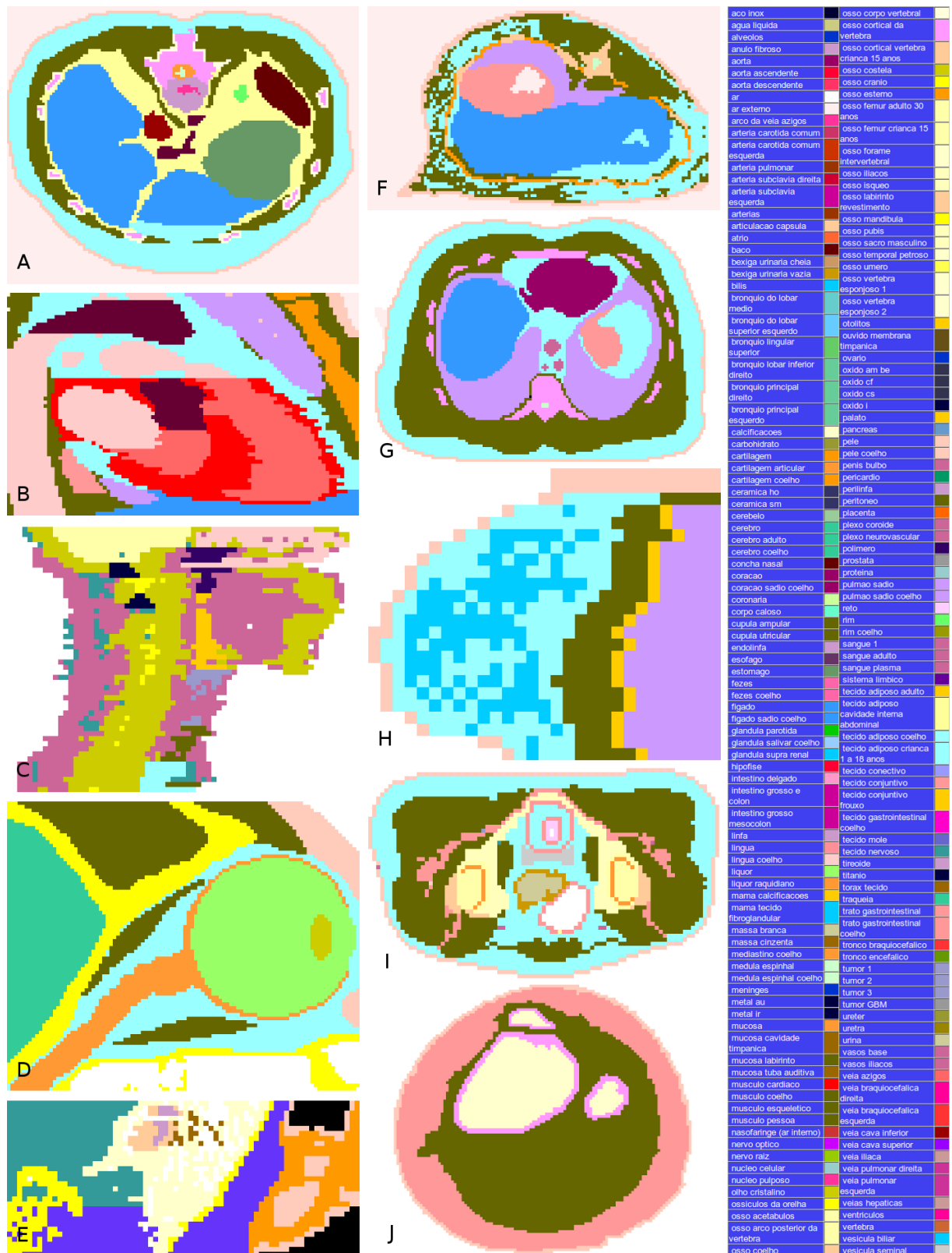


FIGURA 29 - Imagens de cortes de alguns dos modelos desenvolvidos: Abdome (A); Coração (B); Laringe (C); Olho (D); Orelha (E); Fígado Coelho (F); Fígado (G); Mama (H); Pelve (I); Perna (J).

6.5 Interface com códigos computacionais PROPLAN e Soft RT

Foram desenvolvidos no NRI dois códigos computacionais que fazem interface com o SISCODES que exerce a função de interface de entrada ou de saída destas ferramentas computacionais. Nesta condição, o código SISCODES foi modificado para atender a esta troca de informações. O primeiro destes códigos é o *Soft RT*, desenvolvido por FONSECA (2009) como seu projeto de mestrado, que permite a execução de planos de tratamento baseados na técnica de Radioterapia de Intensidade Modulada - *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT).

O *Soft RT* permite a visualização tridimensional do modelo de voxels criado no SISCODES, o posicionamento dos feixes de radiação para teleterapia IMRT, e a visualização tridimensional do resultado da simulação, obtida da leitura do arquivo de resultados gerado pelo SISCODES.

O *Soft RT* utiliza a biblioteca gráfica *Open GL* para criação das imagens tridimensionais. Além dos arquivos de modelo de voxels e de resultados, o *Soft RT* usa o banco de dados do SISCODES para construção das imagens do modelo e apresentá-los de forma tridimensional. A Figura 30 mostra a visualização do modelo de voxels da parte superior da cabeça através da interface do *Soft RT*. Observa-se então que esta ferramenta complementa a interface de visualização de modelos e resultados incorporando uma visualização tridimensional.

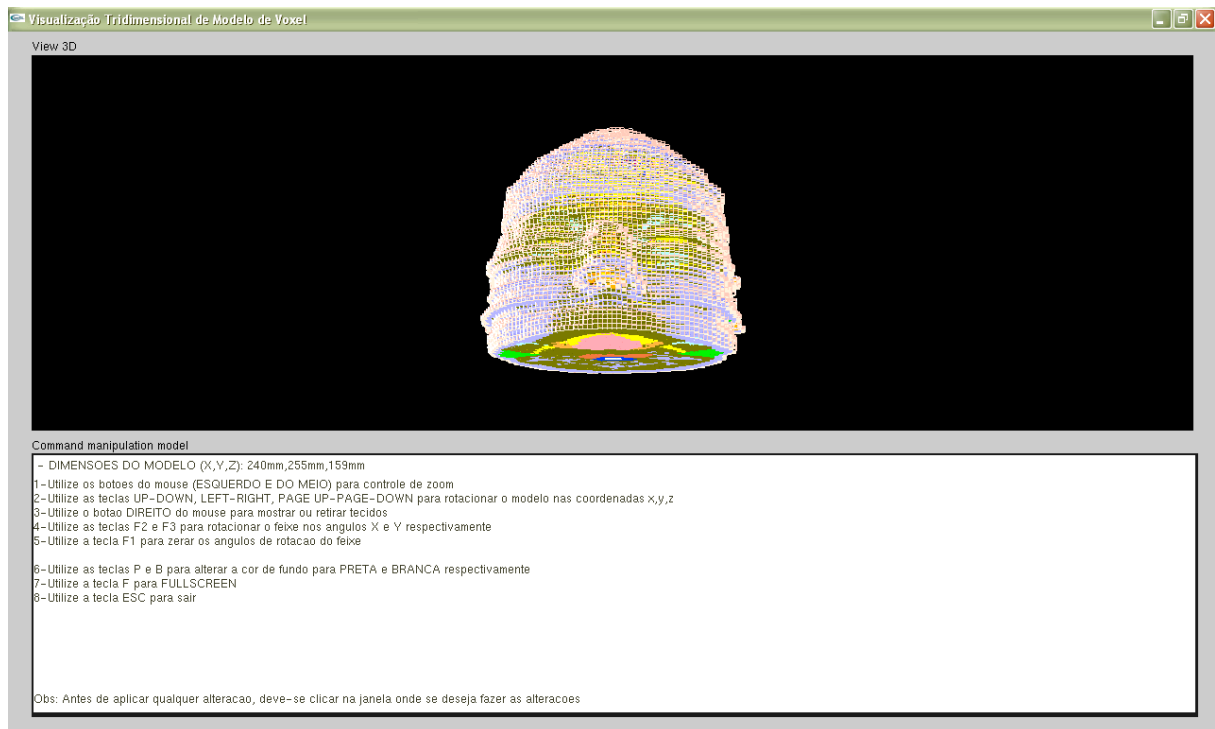


FIGURA 30 - Interface do Soft RT mostrando vista frontal da reconstrução tridimensional do modelo de voxels da parte superior da cabeça, gerado pelo SISCODES.

Fonte: Fonseca, 2009 página 71

O segundo sistema computacional desenvolvido foi o Sistema Computacional para o Planejamento da Protonterapia em Tumores Oculares (PROPLAN) de autoria de Marília Christóvão (CHRISTÓVÃO, 2010). Este sistema foi desenvolvido como projeto de doutorado e permite o planejamento e simulação de tratamento de tumores oculares. O PROPLAN utiliza o código GEANT para simulação da interação do feixe de prótons com o fantoma de olho, para estudo de protonterapia ocular.

O PROPLAN utiliza-se do SISCODES para importar modelos de voxel do banco de dados e visualização dos resultados da simulação, mas neste caso gerados no código GEANT. Para isso possui um módulo chamado G4SISCODES, que converte a saída gerada pela simulação no Geant4 para o formato do SISCODES. Com isso os resultados obtidos nesse sistema podem ser lidos pelo subsistema de visualização de resultados do SISCODES. A Figura 31 mostra as curvas de isodoses obtidas de simulação via PROPLAN, visualizadas no SISCODES.

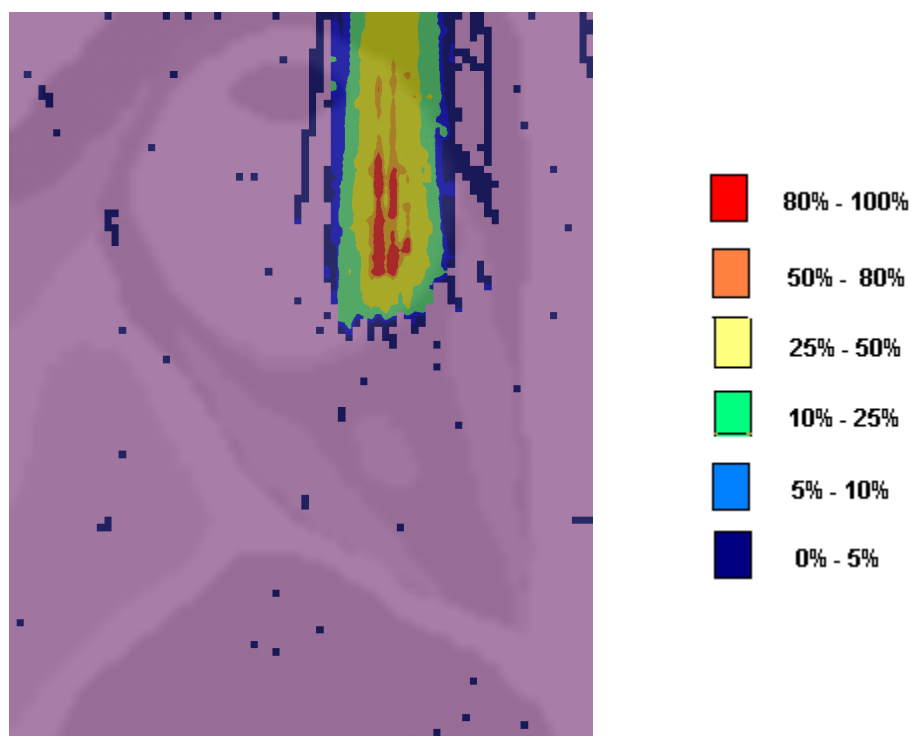


FIGURA 31 - Curvas de isodoses sobre modelo de olho obtidas de simulação de protonterapia ocular via PROPLAN, geradas no módulo de visualização de resultados da simulação do SISCODES, após conversão do resultado da simulação através do código G4SISCODES.

Fonte: CHISTÓVÃO, 2010 - Página 110

Neste último caso, o SISCODES adquire versatilidade pois pode incorporar resultados oriundos de simulações não apenas executadas no código MCNP, mas também providas pelo código GEANT.

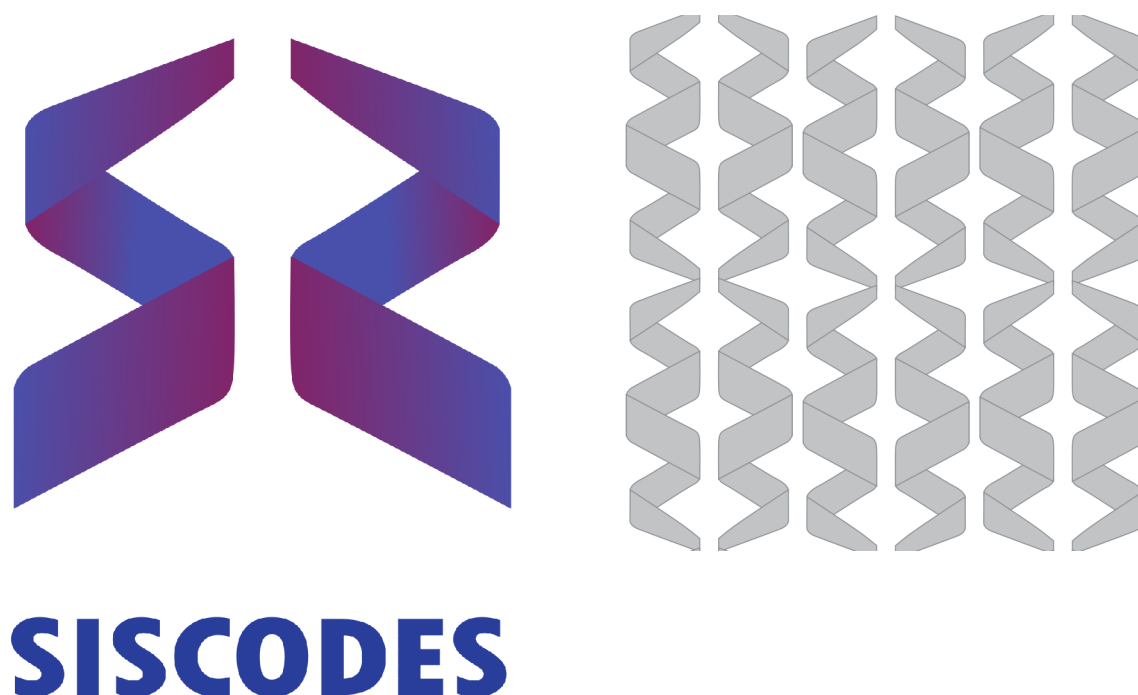
6.6 Registro do software

O SISCODES, permite que se crie modelos de voxels do corpo humano e outras estruturas, que se definam as ROIs, se posicione as fontes e que se visualize o resultado das simulações na forma de curvas de isodoses. Além disso, o módulo do Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares permitiu a criação de um banco de dados da composição química de tecidos humanos e animais, bem como o cálculo dos coeficientes de kerma dos mesmos.

Em vista dos resultados alcançados foi criada a documentação necessária para o registro do software no Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI) de forma a garantir os

direitos de propriedade sobre o mesmo. Esta documentação descreve detalhadamente os módulos já criados, além de conter o código fonte do SISCODES que ultrapassa 15000 linhas de código. A documentação criada foi entregue para o Centro de Transferência e Inovação Tecnológica da UFMG (CTIT/UFMG) que efetuou o depósito junto ao INPI.

A pedido do CTIT foi criada uma logomarca para o SISCODES. Para isso foi contratada uma profissional da área de artes visuais (Renata do Carmo Crisóstomo). A marca criada, assim como a treliça em alusão ao modelo de voxels são mostradas na Figura 32.



(a)

(b)

FIGURA 32 - Logomarca do SISCODES (a) e treliça em alusão ao modelo de voxels, obtida da repetição da logomarca (b).

6.7 Casos exemplo

Foram simulados casos exemplo envolvendo irradiação da próstata e do coração. Para a próstata foram simulados braquiterapia com implantes de sementes de I-125 e teleterapia com dois feixes de fótons laterais opostos. Para o coração foram simulados: implante permanente de *stent* de P-32; irradiação por balão inflado com Sm-153; e perfusão do miocárdio com Tl-201.

6.7.1 Estudos de irradiação do coração

Os tratamentos simulados para o coração visam a prevenção de reestenose de angioplastias, que é a reobstrução da artéria tratada. Angioplastia é o tratamento padrão para arteriosclerose e, em 70% dos casos, esta é acompanhada de colocação de *stent* (SCHWARTZ, 1994 e LOWE; OESTERLE; KHACHIGIAN, 2002). Mesmo com a colocação do *stent* é grande a ocorrência de reestenose (KASTRATI *et al.*, 1999). Um tratamento proposto para se diminuir a ocorrência desta é a irradiação do local da angioplastia (CAMPOS, 1998).

Também foi simulada a irradiação do coração por perfusão de Tl-201, aplicado em medicina nuclear para obtenção de imagens por SPECT, para estudo de viabilidade de regiões do miocárdio e detecção de tumores (TSENG *et al.*, 2004 e INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY - IAEA, 2006).

6.7.1.1 Irradiação de angioplastia por balão com Sm-153 e por *stent* com P-32

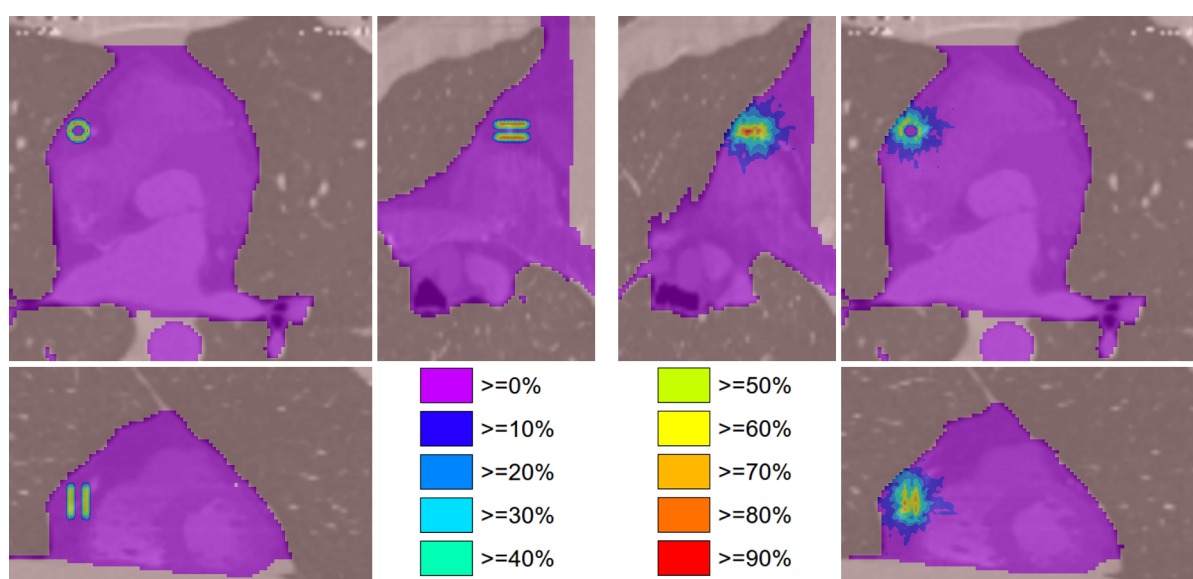
Foram simuladas a irradiação de uma angioplastia através do posicionamento temporário de um balão inflado com líquido dopado com Sm-153 e pelo uso de *stent* dopado com P-32. O tempo de exposição com o balão foi limitado a 20 minutos, pois esse é o limite para esse tipo de tratamento por limitar o fluxo sanguíneo no local. Já o *stent* é posicionado permanentemente no local da angioplastia, portanto a irradiação ocorre enquanto houver atividade radioativa no mesmo, fazendo que o tempo de irradiação a ser considerado seja infinito.

Por simplicidade o balão foi considerado como um cilindro preenchido com o composto radioativo, embora o formato real do mesmo seja helicoidal. Pelo mesmo motivo o *stent* foi considerado como um cilindro oco de parede inteira, embora esse tenha parede em forma de mola ou grade. Ambos foram posicionados em uma artéria presente no modelo, escolhida aleatoriamente.

O nuclídeo de fósforo P-32 é um emissor β^- puro com 100% dos elétrons emitidos com energia de 1710,66 keV e meia vida de 14 dias. O nuclídeo de samário Sm-153 emite β^- , γ e raios-X, gerados por decaimento β^- . Os elétrons emitidos são concentrados em 635,35 keV (32,2%), 705,02 keV (49,6%) e 808,2 keV (17,5%). Os fótons de raios-X são emitidos nas energias principais de 40,902 keV (17,9%), 41,542 keV (32,2%) and 47,038 keV (6,13%). As

gamas do Sm-153 são geradas nas energias principais de 103,18012 keV (30,0%), 97,43100 (0,846%) e 69,67300 keV (4,85%). A meia vida do Sm-153 é 46,7 horas (FIRESTONE e EKSTRÖM, 2010).

As simulações executadas avaliaram a taxa de dose nos tecidos adjacentes. A atividade das fontes foi estimada através dos resultados, de modo a manter a dose máxima no tecido cardíaco em 14 Gy. As curvas de isodose obtidas nos dois casos são mostradas na Figura 33, onde a taxa de dose de cada simulação é dividida em intervalos entre 0% e 100%.



(a) 100% → 21Gy

(b) 100 → 0,057Gy

FIGURA 33 - (a) Seções do modelo retiradas na posição do *stent* de P-32, onde são mostradas as isocurvas de taxa de dose obtidas. (b) Seções do modelo retiradas na posição do balão com Sm-153, onde são mostradas as isocurvas de taxa de dose obtidas.

TABELA 3 - Taxa de dose e atividade obtidas das simulações.

Procedimento	Tipo*	S_e [MeV/g-partícula]	D/part. [Gy/partícula]	A [MBq]	DR [Gy/h]	T_e [h]	D [Gy]	$A_r@$ 14Gy [MBq]
Balão com Sm-153	T	$1.7338 \cdot 10^{-3}$	$3.598 \cdot 10^{-14}$	1480	0.1917	0.30	0.057	n.a.
Stent com P-32	P	$2.249 \cdot 10^{-4}$	$3.271 \cdot 10^{-11}$	0.37	43.574	P	21.0	0.25

* T = temporária; P = permanente → T_e = infinito;

A Tabela 3 mostra alguns dados obtidos das simulações. S_e é a energia específica

transmitida, em 100%, por partícula emitida (MeV/g por partícula simulada); A é a atividade estimada da fonte em MBq; e, A_f é a atividade que produz dose máxima no tecido cardíaco de 14 Gy.

6.7.1.2 Irradiação por perfusão de Tl-201

Foi simulada a taxa de dose por perfusão do miocárdio por Tl-201. Os fótons de interesse para imagem, emitidos pelo nuclídeo de tálio Tl-201, são os fótons de raios-X emitidos nas energias de 68,894 keV (27,0%), 70,818 keV (46,0%), 79,824 keV (5,45%) e 80,255 keV (10,5%). A meia vida do Tl-201 é 72,912 horas (FIRESTONE e EKSTRÖM, 2010).

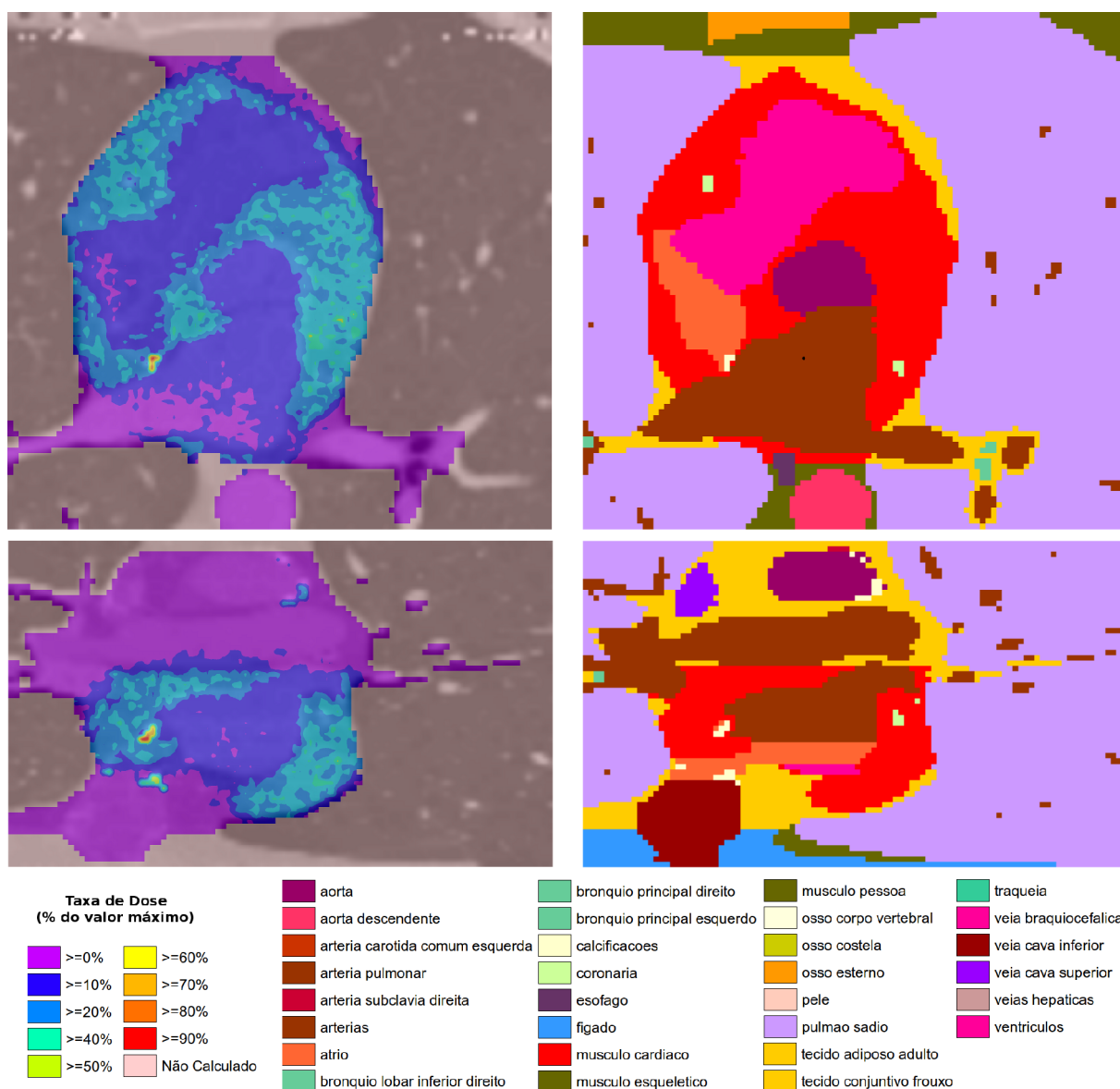


FIGURA 34 - Seções do modelo de coração com perfusão de Tl-201. As imagens à direita mostram o modelo de tecidos das seções e as da esquerda as isocurvas de taxa de dose nos mesmos planos de corte.

Todo o miocárdio foi dopado com Tl-201 para simular uma fonte distribuída deste material por perfusão de composto com este isótopo. A Figura 34 mostra seções do modelo com isocurvas obtidas da simulação, mostrando grande concentração de dose em pontos que apresentam calcificações.

6.7.2 Estudos de radioterapia de câncer de próstata

Câncer de próstata é o câncer mais comum em homens (JEMAL *et al.*, 2009 e HARRIS *et al.*, 2007). Este câncer é tratado com teleterapia, braquiterapia e, possivelmente, terapia hormonal. Teleterapia e braquiterapia podem ser aplicadas individualmente ou associadas (POTTERS, 2003). Foram simulados três planos de tratamento. Um de braquiterapia com sementes de I-125 e dois de teleterapia por feixe de fótons de acelerador de elétrons: 6MV e 15MV.

6.7.2.1 Teleterapia de próstata de 6MV e 15MV

Para essas simulações foram posicionados dois feixes laterais opostos. O espectro e forma dos feixes foi o gerado por aceleradores de elétrons de 6MV e 15MV, com janela quadrada de 5 centímetros de lado. O protocolo foi simplificado para a simulação, pois no tratamento real são posicionados 3 ou 4 feixes.

O resultado da simulação para o feixe de 6MV é mostrado em isocurvas, representando o percentual de dose, relativo à dose máxima, ao longo do feixe (Figura 35). Deve ser observado que, para este feixe, a dose na próstata fica entre 50% e 64% da máxima, localizada na pele e tecidos superficiais. Mesmo com o número de feixes duplicado (4 feixes) a proporção entre a dose aplicada na próstata e a dose na superfície do paciente será de, aproximadamente, 1:1.

O resultado da simulação para feixe de 15MV é mostrado na Figura 36, nos mesmos planos de corte mostrados para o feixe de 6MV. Pode-se observar que, para o feixe de 15MV, a dose na próstata é, no mínimo, 70% da dose máxima. Como o número de feixes deve ser duplicado a dose final na próstata de um tratamento com este feixe é superior à 140% da dose absorvida na pele.

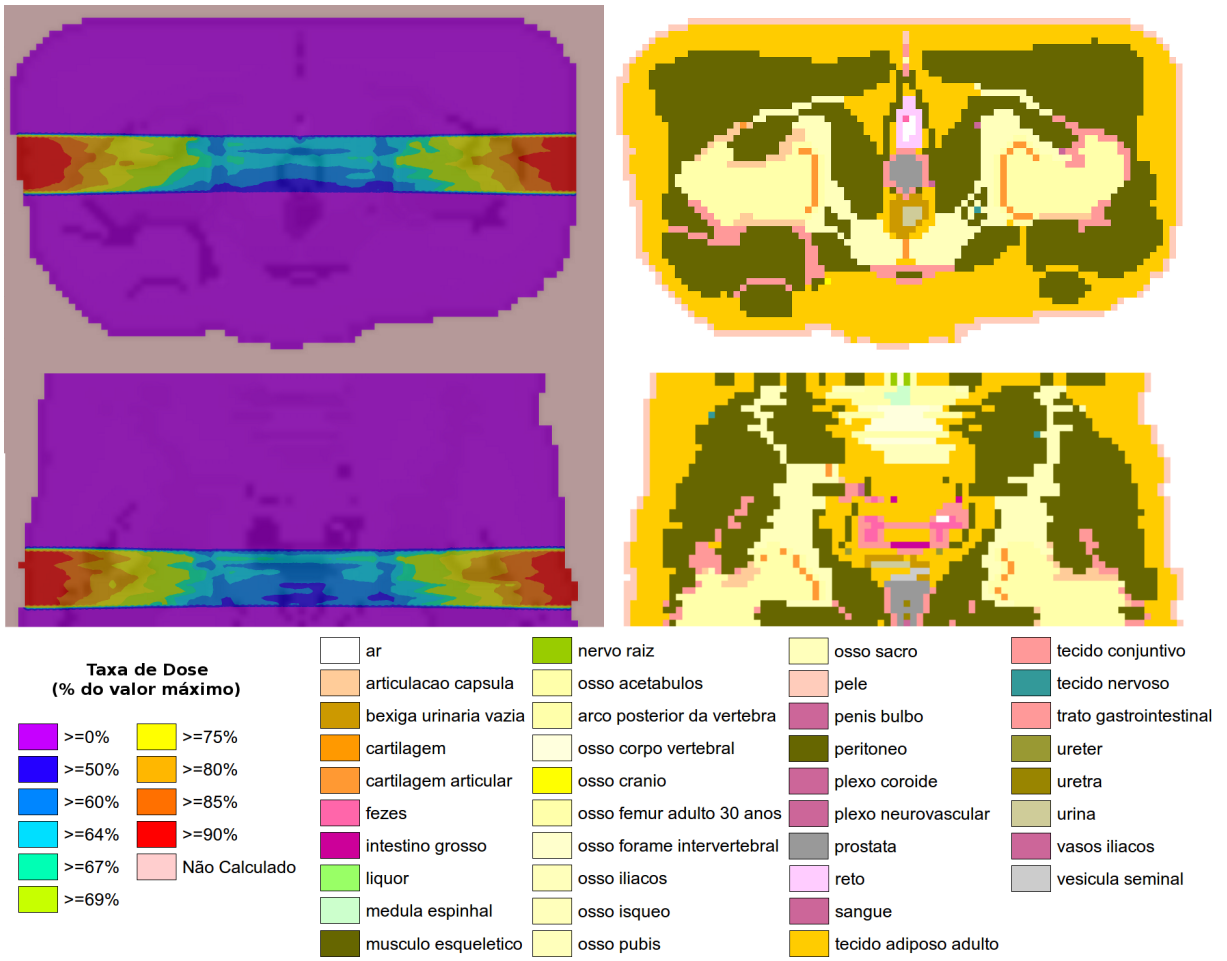
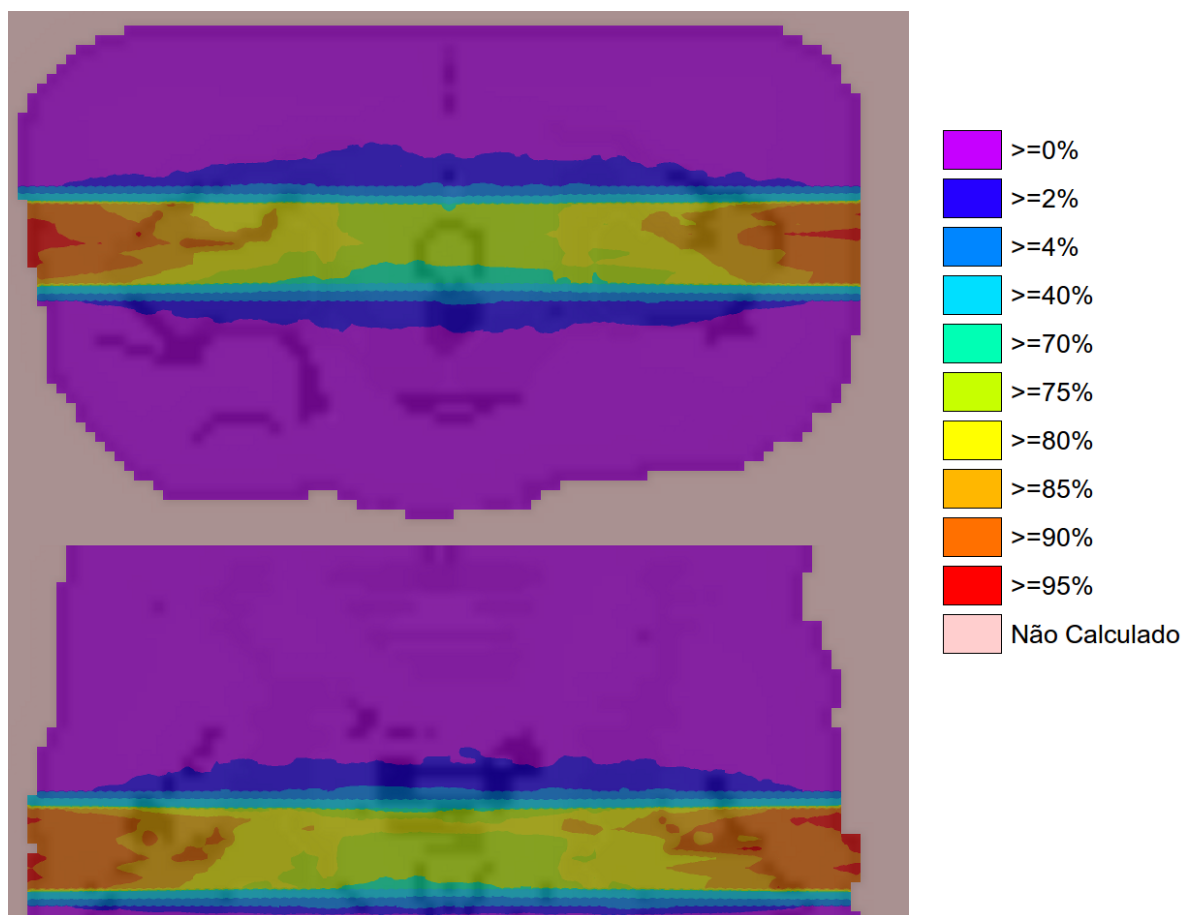


FIGURA 35 - Seções do modelo de pele mostrando os resultados da simulação com o feixe de 6MV. As imagens à direita mostram o modelo de tecidos das seções e as à esquerda as isocurvas de taxa de dose, oriundas da exposição ao feixe de acelerador de 6MV nos mesmos planos de corte.



6.7.2.2 Braquiterapia com sementes de I-125

Nessa simulação foram posicionadas 48 sementes de I-125 na próstata do modelo. As sementes são constituídas de um núcleo ativo de 3 mm de comprimento por 0,5 mm de diâmetro, revestido de titânio, com atividade inicial de 0,6 mCi. Possuindo comprimento total de 4,5 mm e diâmetro total de 0,8 mm.

As sementes foram posicionadas em oito linhas de seis sementes cada. As linhas foram inseridas com um ângulo de 30° em relação ao plano perpendicular ao eixo Z. Nas linhas as sementes foram espaçadas de 6mm centro-a-centro e as linha foram espaçadas de 9 mm ou 12 mm. As sementes de cada linha foram giradas aleatoriamente de até 2° em qualquer direção para melhor representar as incertezas no posicionamento das sementes no paciente. A Figura 37 mostra as fontes posicionadas, visualizadas pela interface gráfica do MCNP.

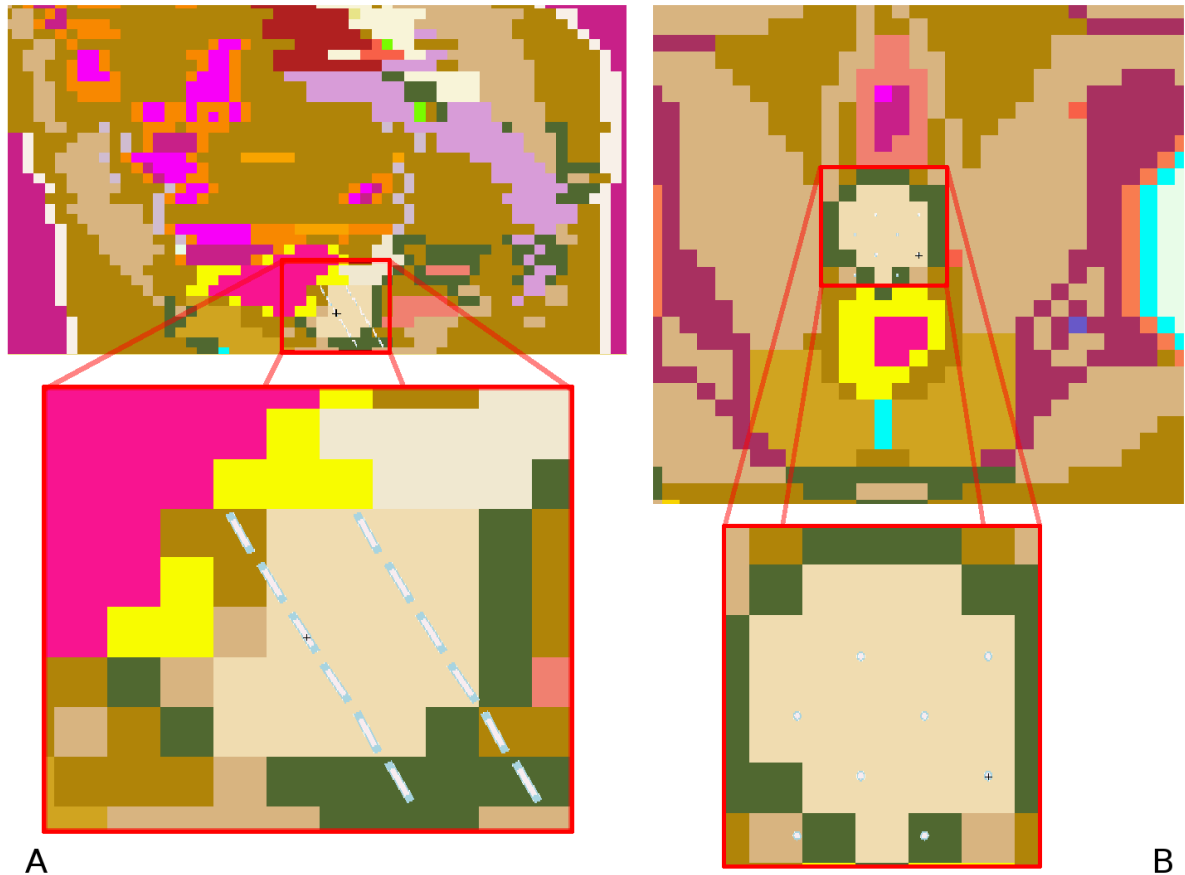


FIGURA 37 - Visualização das sementes de I-125, através do módulo gráfico do MCNP. É mostrado um corte no plano X, onde é possível visualizar duas linhas de sementes (A). Também é mostrado um corte no plano Z que permite visualizar uma semente de cada uma das oito linhas posicionadas para a simulação (B).

Este caso foi simulado solicitando-se ao MCNP a dose por partícula emitida (Gy/partícula emitida), em uma simulação, e a fluência de partículas por partícula emitida (partículas/partícula emitida), em outra. Foi calculada a dose depositada para a primeira simulação e o kerma para a segunda simulação. Como os implantes são permanentes o cálculo da dose é dado por:

$$D_{\text{cum}} = 1,44 t_{1/2} \dot{D}_0 \quad (10)$$

onde D_{cum} é a dose final depositada, $t_{1/2}$ é a meia vida do I-125, e \dot{D}_0 é a taxa de dose inicial. Como o MCNP normaliza as probabilidades de emissão, a taxa de dose inicial é dada por:

$$\dot{D}_0 = \text{Gy/partícula} \cdot \text{Partículas/transformação} \cdot \text{atividade}_{\text{inicial}} \quad (11)$$

O cálculo do Kerma é feito convertendo-se a fluência/partícula emitida para

kerma/partícula emitida e, em seguida, aplicando-se as equações 10 e 11, do mesmo modo que no cálculo da dose.

As curvas de isodoses obtidas são mostradas na Figura 38, onde pode-se observar a similaridade entre as curvas obtidas da simulação direta da dose e da simulação de fluência, convertida posteriormente para kerma. Outro ponto a se observar é a dose relativamente alta na interface tecido adiposo – osso do púbis.

Para o implante de sementes de I-125 foi calculada a dose e o kerma na próstata. Para isso considerou-se que a atividade de cada semente no momento do implante era de 0,6 mCi. As doses máxima e média encontradas na próstata foram 136,3Gy e 74,6Gy, respectivamente. E os kermas máximo e médio encontrados foram 70,4Gy e 38,5Gy, respectivamente. Os DVHs acumulativos foram plotados para dose e kerma, e são mostrados na Figura 39.

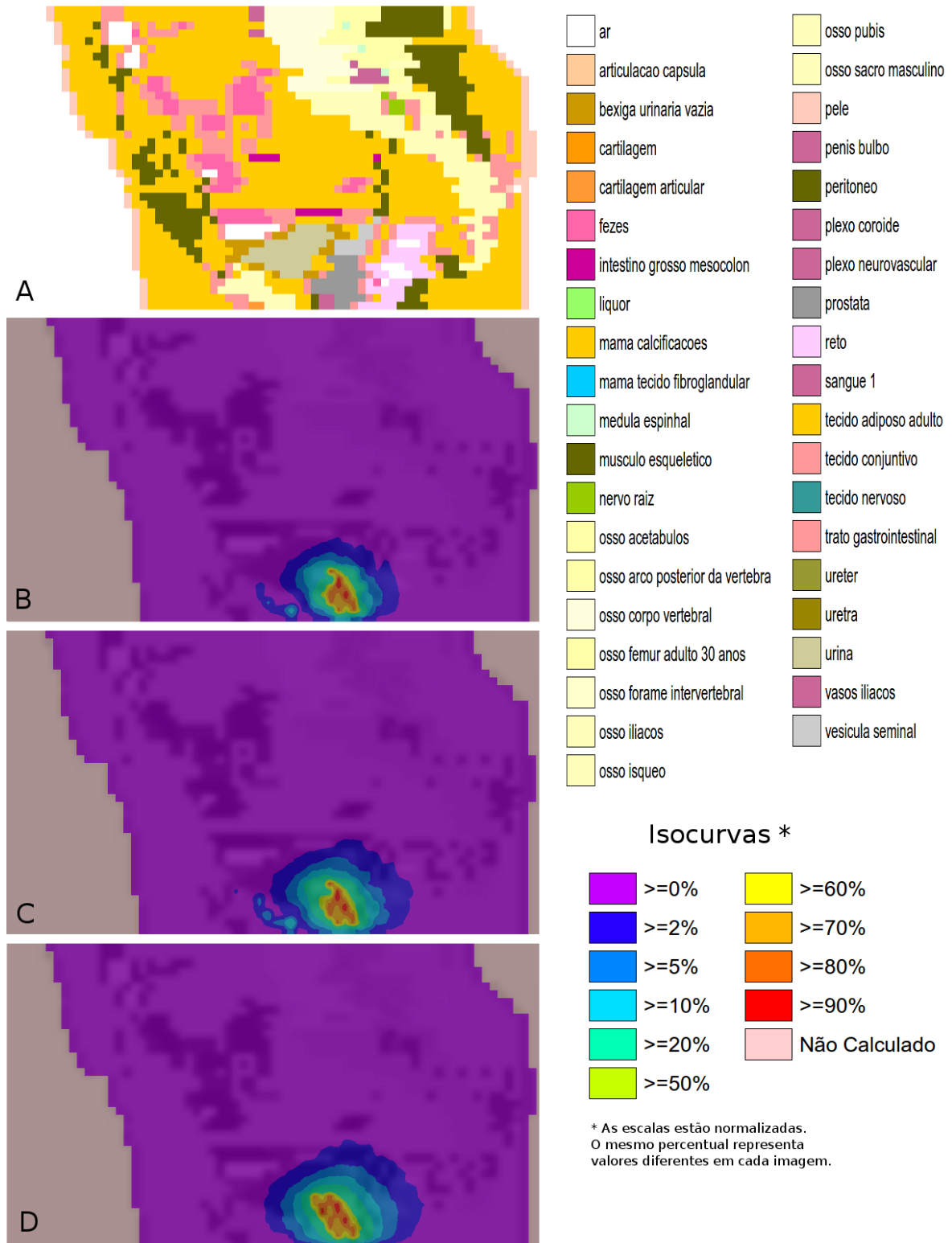
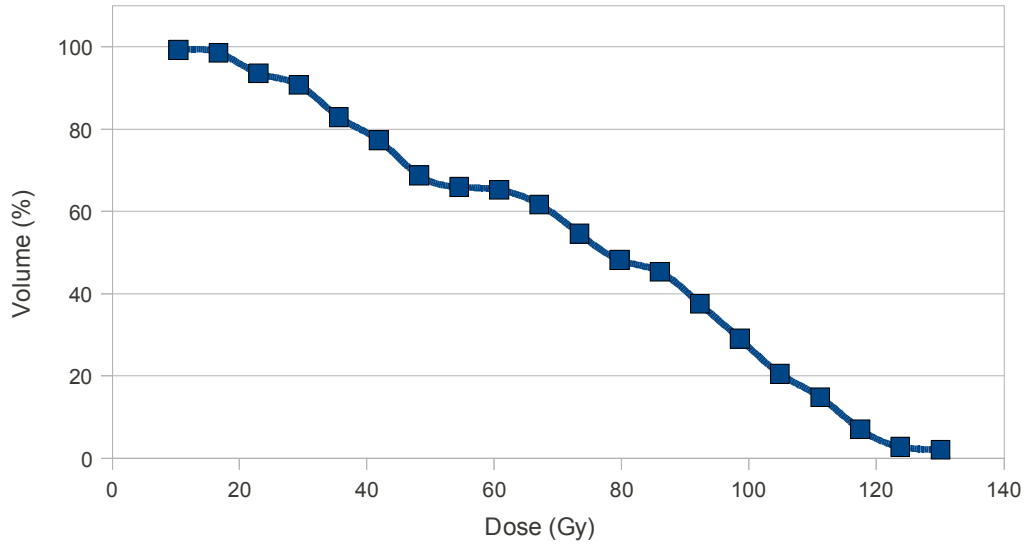
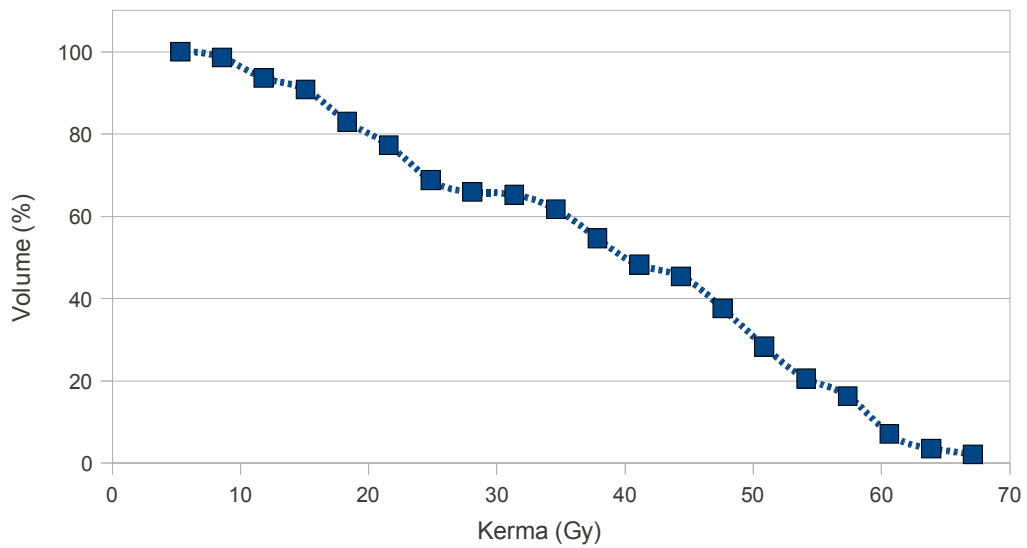


FIGURA 38 - Modelo de pele mostrando resultados das simulações executadas. O modelo de tecidos (A) é mostrado no corte usado para plotar as isocurvas obtidas de: Dose (B); Kerma(C); e Fluência (D).



(A)



(B)

FIGURA 39 - Histograma Dose-Volume Acumulativo para o resultado da simulação de implante de 48 sementes de I-125 na próstata. Os gráficos foram gerados com a dose simulada diretamente pelo MCNP (A) e com o kerma calculado da simulação de fluência no MCNP (B).

6.8 Trabalhos derivados

Foram publicados diversos artigos que utilizaram diretamente simulações cujos modelos foram gerados e as saídas apresentadas pelo SISCODES. Outros foram publicados mostrando resultados advindos do processamento dos dados reunidos pelo SISCODES, como por exemplo, os coeficientes de kerma dos tecidos e sua influência no desvio do cálculo da dose em algoritmos baseados em fantasmas de água. No total, durante o doutorado, foram publicados pelo autor nove artigos em anais de congressos: TRINDADE e CAMPOS, 2007; DUARTE *et al.*, 2006; TRINDADE e CAMPOS, 2006; TRINDADE B.; TRINDADE D. e CAMPOS, 2007; TRINDADE D.; TRINDADE B. e CAMPOS, 2007b; TRINDADE D.; TRINDADE B. e CAMPOS, 2006; THOMPSON; TRINDADE e CAMPOS, 2007; FONSECA; TRINDADE e CAMPOS, 2007; BRANDÃO; TRINDADE e CAMPOS, 2007.

SISCODES permite a criação e manutenção do modelo de voxels do corpo humano e de animais, e a visualização do resultado da simulação no MCNP de um plano de tratamento aplicado ao fantoma criado. Devido a estas funcionalidades o sistema já foi utilizado em estudos dosimétricos, alguns dos quais fizeram parte de trabalhos de pesquisa de mestrado, envolvidos no grupo de pesquisa NRI. Várias investigações dosimétricas em fantasmas computacionais foram feitas, em dissertações e teses, com a utilização do SISCODES, entre estas: CHRISTÓVÃO, 2010; FONSECA, 2009; DUARTE, 2007; JUNIOR, 2007; REIS, 2007; SCHETTINI, 2006; MAIA, 2006; SILVEIRA, 2006; MACEDO, 2005; THOMPSON, 2004ⁱ; SILVA, 2004ⁱⁱ; MAIA, 2004ⁱⁱⁱ.

As dissertações referentes aos itens *i*, *ii* e *iii* desenvolveram seus modelos manualmente, posteriormente tais modelos foram transferidos para o sistema SISCODES através de um *script* desenvolvido em *Python*.

7 Discussão dos resultados

7.1 SISCODES

Houve extensas melhorias no código SISCODES, originalmente apresentado no mestrado. Os módulos do SISCODES que haviam sido desenvolvidos em Kylix foram migrados para GTKmm. A migração constituiu na reescrita de praticamente todo o código, aproveitando-se apenas o algoritmo contido no mesmo. Esta migração, além de necessária, permitiu a ampliação do código fonte e a inclusão de novas interfaces.

As alterações levantadas como desejáveis ou necessárias foram feitas nos subsistemas de construção do modelo de voxels. Estas alterações permitiram a geração de modelos de voxels mais precisos e com maior rapidez, e também permitiram o ajuste de modelos criados anteriormente através da cópia de planos tomográficos, do ajuste das seções individuais através da movimentação de cada plano em qualquer direção e da manipulação tridimensional do modelo, tomados nos planos perpendiculares aos eixos X, Y e Z, situações estas inexistentes no projeto do software original.

O módulo de posicionamento de fontes permite agora a inclusão de uma ou mais fontes no modelo de voxels, através da indicação da posição da mesma clicando-se sobre o modelo, ou digitando-se as coordenadas da fonte, e entrando com a direção da orientação da mesma digitando-se os ângulos φ e θ da coordenada esférica. A indicação da posição e orientação das fontes na interface gráfica pelas suas projeções representadas por setas mostrou-se adequada, entretanto é desejável um ajuste no posicionamento da mesma, para que seja representada com o centro na coordenada da fonte, e não com sua origem nesta. Essa alteração fará com que a representação da fonte no SISCODES seja equivalente aquela do MCNP5.

O módulo de visualização dos resultados da simulação permite expressar as isocurvas plotadas sobre o modelo. A opção de se gerar automaticamente as imagens em todos os cortes do modelo permite a criação de imagens de alta resolução, com 400 vezes a resolução do modelo, de cada plano do modelo, com e sem as isocurvas. Isso faz com que o uso destas imagens seja facilitado, principalmente com a geração automática da legenda do percentual de cada isocurva, e das legendas das cores dos tecidos e das ROIs.

A criação do arquivo CSV com os resultados da simulação permite que os dados

numéricos sejam trabalhados em uma planilha eletrônica, gerando histogramas e dados estatísticos da simulação.

É desejável que a rotina de geração automática das imagens seja alterada de forma que várias imagens sejam geradas em paralelo, diminuindo assim o tempo necessário para a geração das mesmas, o que, atualmente, pode demorar vários minutos.

As alterações efetuadas no Banco de Tecidos, Fontes e Dados Nucleares tornou a interface desse módulo mais adequada.

O módulo de gerência de simulações permite criar o arquivo de entrada do MCNP5, iniciar a execução deste arquivo, acompanhar a execução e, após concluída a execução, processar os resultados obtidos gerando um arquivo compatível com o SISCODES. Com o desenvolvimento deste módulo o SISCODES passou a permitir que todo o ciclo da simulação via MCNP seja executado através de interfaces gráficas, sem que seja necessária a digitação de nenhuma linha de código.

O módulo do fantoma paramétrico fornece a interface para inserção dos dados biométricos do paciente, executa e gera o fantoma parametrizado de acordo com os dados inseridos. Entretanto o fantoma gerado está apresentando alguns erros em sua geometria e não está executando corretamente no MCNP5. Para que seja possível a simulação apenas com os modelos de voxels, foi criado e cadastrado no banco de dados um fantoma que é apenas uma esfera onde o modelo de voxels é inserido. A falta do fantoma paramétrico funcional prejudica o uso do SISCODES em algumas teleterapias mas praticamente não afeta o uso do SISCODES em braquiterapia.

Com a utilização do SISCODES no grupo de pesquisa NRI vários modelos de voxels foram desenvolvidos, formando um banco de modelos que deve permitir a execução de toda uma gama de estudos, com agilidade e produtividade. Os modelos humanos englobam as principais regiões de interesse em radioterapia e os modelos animais permitem estudos computacionais em paralelo com estudos in vivo. Dosimetria experimental usando modelos animais será essencial para a validação do SISCODES, que deverá simular as mesmas condições experimentais e ter seu resultado comparado.

O SISCODES faz interface com dois outros códigos de simulação de radioterapias o PROPLAN e o SOFT-RT. O PROPLAN utiliza o módulo de saída do SISCODES para visualização dos resultados das simulações executadas neste. O SOFT-RT utiliza os modelos

de voxels criados no SISCODES e os resultados das simulações no mesmo e mostra estes num espaço tridimensional. O uso do SISCODES por esses sistemas mostra a versatilidade e utilidade do mesmo.

O SISCODES faz também interface, obviamente, com o MCNP5 gerando automaticamente o arquivo de entrada do mesmo e processando, também de forma automática, o arquivo com os resultados da simulação. Embora teoricamente um arquivo igual ao gerado pelo SISCODES possa ser gerado manualmente, assim como o resultado da simulação pode ser processado manualmente, esse processo é virtualmente impossível devido ao tamanho dos arquivos criados para modelos de voxel com as resoluções utilizadas. Como exemplo, o arquivo de entrada gerado para a simulação da braquiterapia no modelo de próstata possui aproximadamente 6,3MB e 169 mil linhas, e o arquivo com o resultado desta simulação possui aproximadamente 100MB e 2,4 milhões de linhas.

Outra interface apresentada pelo SISCODES que interage com outros códigos é a criação do arquivo CSV com os resultados numéricos da simulação para cada voxel solicitado, incluindo: código da ROI; nome da ROI; código do tecido; nome do tecido; resultado; erro estatístico do resultado; posição X; posição Y; e posição Z do voxel. Este arquivo pode ser lido por planilhas eletrônicas, que podem usar os dados contidos neste arquivo para gerar gráficos ou índices sobre os resultados da simulação. Este arquivo funciona como uma interface entre o MCNP5 e uma planilha eletrônica, já que contém os dados da simulação no MCNP numa sintaxe que pode ser compreendida pela planilha eletrônica. Como exemplo, o arquivo CSV gerado com os resultados da simulação citada no parágrafo anterior possui aproximadamente 8,6MB em 150 mil linhas.

7.2 Dosimetria e casos exemplo

Os estudos descritos na seção 6.2, nos quais se avaliam os desvios em relação a fluência e kerma gerados por distintos procedimentos de cálculo, mostram que estes desvios apresentam-se na ordem de 1% a 15%. Estes cálculos demonstram que o método de cálculo de dose por sobreposição de curvas obtidas em fantoma de água, quando aplicado para radioterapia, pode apresentar desvios semelhantes. A literatura mostra que mesmo os métodos analíticos mais atuais e complexos não permitem simular corretamente a interação da radiação

com os tecidos humanos, devido à grande heterogeneidade de composição química e densidade dos mesmos (STERPIN *et al*, 2007). Apesar da literatura corroborar com a existência destes desvios obtidos, a confirmação deve ser feita por dados experimentais, obtidos de dosimetria em fantasmas antropomórficos e antropométricos reais ou experimentos com animais *in vivo*, que devem ser comparados aos resultados obtidos no SISCODES. Esclarecemos que a expressão desvio dos valores em relação a métodos de cálculo distintos foi adotada pois o valor de dose correto não foi estabelecido, e só poderá ser por métodos experimentais.

Em casos exemplos de aplicação do SISCODES, citamos a dosimetria no coração. Neste caso, apontamos uma análise relevante dos resultados. A dosimetria efetuada para prevenção de reestenose de angioplastias cardíacas mostrou que o tratamento com *stent* de P-32 com atividade de 0,25 MBq gera dose suficiente para prevenir reestenose em angioplastias. Como o P-32 é um emissor beta puro a dose é praticamente toda absorvida em uma distância de até 7 mm do *stent*, ficando limitada à área da lesão gerada pela angioplastia. Já a simulação do protocolo com balão preenchido com Sm-153 mostrou indícios de que este não gera dose suficiente para que o tratamento seja efetivo. Apenas as gamas foram simuladas e produziram uma dose de 0,057 Gy, um dos motivos é o pequeno tempo de irradiação, já que este é limitado por restringir o fluxo sanguíneo. É necessário fazer um estudo dosimétrico relativo às betas emitidas pelo Sm-153, mas o alcance destas nos tecidos humanos é da ordem de 3 mm (VALENTE e CAMPOS, 2010), o que, associado à forma helicoidal do balão, sugere que a dose produzida será bastante heterogênea.

Por sua vez, as simulações de teleterapia para tratamento de próstata mostram que esta deve ser feita com múltiplos feixes de alta energia. A simulação com feixes de 6MV indicou que um protocolo com quatro feixes com esta energia irá induzir uma dose absorvida na pele e tecidos superficiais, nas janelas de entrada do feixe, de valor equivalente à dose absorvida na próstata. Já a simulação com feixes de 15MV indicou que a dose na próstata, para feixes com esta energia, é da ordem de 150% da dose nas janelas de entrada do feixe. Mesmo com quatro feixes de 15MV a proporção dose da próstata versus dose de entrada faz com que a dose em tecidos sadios irradiados seja elevada, indicando que devem ser feitos estudos de protocolos com maior número de feixes.

As simulações executadas para braquiterapia de próstata com sementes de I-125

mostraram que a dose e o kerma encontrados na simulação foram inferiores a 140Gy, que é o necessário para tornar o tratamento efetivo (POTTERS, 2003 e AL-QAISIEH *et al.*, 2007). Isso era esperado, já que o número de sementes usadas na simulação foi inferior à metade do usado nos planos de tratamento, com espaçamento entre as sementes maior que o indicado.

O número de sementes teve que ser menor que o utilizado nos protocolos reais devido à limitações do tamanho máximo da linha de definição de um volume no MCNP5 e do modo como o SISCODES descreve os volumes das fontes. Será necessário estudar uma forma de permitir que um maior número de fontes sejam posicionadas. Uma forma a ser investigada é agrupar as sementes e posicionar esse grupo no modelo, dividindo a descrição do posicionamento da fonte em duas etapas, e contornando assim a limitação do MCNP5.

O resultado da simulação calculado através dos coeficientes de kerma indicou um kerma de aproximadamente 50% da dose obtida da simulação direta desta. As isocurvas com percentual de dose e os DVHs para os dois casos apresentam similaridade, enquanto as isocurvas de fluência são diferenciadas. Estes resultados mostram que é necessária uma investigação para apurar a real causa da diferença encontrada, já que as duas grandezas deveriam gerar valores equivalentes.

As curvas de isodoses geradas da simulação das sementes de I-125 mostraram uma dose acima de 1% da dose máxima em todo o entorno da próstata, até os ossos pélvicos. Os efeitos desta exposição de longo prazo são desconhecidos. Uma dose acima de 10% da dose máxima é absorvida no entorno da interface entre o tecido mole e os ossos pélvicos, esse aumento da dose absorvida nas interfaces apenas pode ser simulado em códigos estocásticos, não podendo ser observado em simulações com métodos analíticos (STERPIN *et al.*, 2007).

8 Conclusão

As melhorias e adições propostas para o SISCODES foram desenvolvidas, com exceção de parte do posicionamento de fontes de teleterapia e parametrização do fantoma analítico. O atual estágio de desenvolvimento do SISCODES permite que se crie, simule e analise um protocolo de braquiterapia sem que seja necessário que se escreva uma única linha de código.

A possibilidade criada pelo SISCODES de se simular protocolos radioterápicos via MCNP5 usando unicamente interfaces gráficas, expande o universo de pesquisadores capazes de executar estudos dosimétricos computacionais no MCNP5. Desta forma é esperado que seja gerada grande quantidade de estudos dosimétricos usando o SISCODES por pesquisadores da área biomédica que, antes, não tinham acesso a simulações via MCNP5 ou encontravam dificuldade no uso desta ferramenta.

A validação dos resultados do SISCODES se faz necessária para que este possa ser utilizado em planejamento radioterápico em prática médica. A execução dos casos exemplo mostrou que a utilização do SISCODES para planejamento em braquiterapia é viável, tanto no tempo necessário para o posicionamento das fontes quanto no tempo necessário para se obter uma boa estatística nos resultados. Já para teleterapia o SISCODES tem sua utilização principalmente em pesquisa, pois o tempo de execução para obtenção de boa estatística é muito grande para prática médica diária.

A construção do modelo de voxels, demanda conhecimento de anatomia e várias horas de trabalho, desta forma a construção de um modelo personalizado para cada paciente é muito dispendiosa para uso em prática médica diária. Uma alternativa é partir de um modelo padrão, escalonando este para as medidas anatômicas do paciente onde, se necessário, podem ser inseridas características individuais.

Os resultados das simulações dos casos exemplo e dos estudos de desvio de dose mostram indícios de desvios nas doses calculadas pelos métodos analíticos usados em prática médica, em relação à dose efetivamente aplicada. Os resultados mostraram também que a deposição da dose nos tecidos humanos possui comportamento que não pode ser simulado por processos analíticos, sendo necessária a simulação por métodos estocásticos. As simulações dos casos exemplo foram executadas sem grande preocupação com a exatidão do posicionamento e/ou atividade das fontes, não sendo fidedignas dos protocolos reais. O

objetivo destas simulações foi demonstrar o comportamento estocástico da deposição da dose nos tecidos e do funcionamento do SISCODES.

Os artigos publicados sobre o SISCODES, e o registro do mesmo no INPI via CTIT/UFMG, mostram o valor e ineditismo do mesmo. Os artigos, dissertações e tese desenvolvidos com a ajuda do SISCODES mostram a utilidade deste sistema em estudos de tratamentos radioterápicos e possibilidade, e necessidade, de auxílio na melhoria destes protocolos radioterápicos.

O SISCODES é um SOFTWARE complexo com mais de 15000 linhas de código divididas em dezenas de arquivos e, como tal, é dinâmico e sempre poderá ter algum aspecto melhorado e alguma funcionalidade ampliada. O objetivo inicial de desenvolver um sistema que permita executar todas as etapas da simulação de um planejamento radioterápico foi atingido, gerando uma ferramenta inédita que, espera-se, seja utilizada na melhoria dos protocolos de radioterapia existentes e no estudo de novos protocolos.

9 Perspectivas futuras

É esperado que com a disponibilização dos novos módulos do SISCODES, desenvolvidos neste trabalho, haja um grande número de estudos de dosimetria em protocolos de radioterapias pelo NRI usando o sistema, com conseqüente publicação de artigos em revistas e congressos, ajudando no avanço do tratamento do câncer. Após a validação dos resultados do SISCODES espera-se que o mesmo venha a ser usado na prática médica diária, em dosimetria de braquiterapias, ou mesmo teleterapia.

A validação do SISCODES deverá ser feita com a dosimetria de protocolos radioterápicos que serão executados em fantasmas antropomórficos e antropométricos reais e/ou modelos *in-vivo* animais. Os resultados experimentais da dosimetria obtida da execução dos protocolos em fantasmas reais deverão ser comparados com os resultados teóricos das simulações via SISCODES.

A diferença encontrada entre os resultados dos cálculos via coeficientes de kerma e via simulação direta da dose absorvida deve ser investigada, para que seja possível verificar a causa desta diferença.

Algumas melhorias e modificações no SISCODES podem ser levantadas de imediato:

- Finalização do posicionamento de fontes de teleterapia com a inclusão da entidade “Filtro” representativa como um volume em paralelepípedo que pode ser colocado entre a fonte de Teleterapia e a superfície do paciente, sendo que este paralelepípedo é preenchido com voxels discretizados em 1 a 3 mm preenchidos com uma liga de Bi-Pb apropriada ou ar.
- Correção do módulo de criação do fantoma analítico parametrizado, de forma a eliminar os erros em sua geometria e permitir a inserção dos modelos de voxels no mesmo.
- Possível substituição do SGBD MySQL pelo PostGreSQL, caso o primeiro tenha sua licença de uso alterada pela Oracle. Como não são utilizados procedimentos ou funções armazenados, nem outro recurso avançado, essa substituição pode ser feita sem grandes alterações no código.

REFERÊNCIAS

- AGOSTINELLI, S. *et al.* Geant4 - a simulation toolkit. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 506, p. 250–303, **2003**
- AHO, A.V.; SETHI, R.; ULMAN, J.D. **Compilers: Principles, Techniques and Tools**. Addison-Wesley, **1986**
- AL-QAISIEH, B.; SMITH, D.W.; BREARLEY, E.; CLAIR, S.S.; BOWES, P. Comprehensive I-125 multi-seed comparison for prostate brachytherapy: Dosimetry and visibility analysis. **Radiotherapy and Oncology**, v.84, p.140-147, **2007**
- ANJUTA DevStudio: GNOME Integrated Development Environment. Disponível em: <anjuta.sourceforge.net>. Acesso em: 20 abril **2008**
- APACHE SOFTWARE FOUNDATION. **The Apache http server project**. Disponível em: <httpd.apache.org>. Acesso em: 15 junho **2008**
- AXMARK, D. **MySQL 5.1 Reference Manual**, MySQL AB, **2008**. 2273p.
- BARTH, R.F.; SOLLOWAY, A.H.; FAIRCHILD, R.G. Boron neutron capture therapy of cancer. **Cancer Res.**, v.50, p.1061-1070, **1990**
- BAZALOVA, M.; CARRIER J.F.; BEAULIEU L.; VERHAEGEN F. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations . **Phys. Med. Biol.**, v.53, p. 2439–2456, **2008**
- BLUHM H.; HOPPÉ P. Perspectives of High Power Pulse Generators For the Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) of Tumors. **IEEE**, p.502-505, **1999**
- BOIA, L.S. **Metodologia Computacional para Geração de Modelos Antropomórficos de Voxels para Simulação por Monte Carlo de Tratamentos Radioterápicos**. 2010. 105f. Tese (Doutorado no Programa de Engenharia Nuclear), Universidade Federal do Rio de Janeiro, **2010**
- BRANDÃO, S.F.; TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Absorbed Dose Evaluation Based on a Computational Voxel Model Incorporating Distinct Cerebral Structures. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2007, Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007, **Anais**. Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, **2007**
- BROWN M.C. **Perl: The Complete Reference**. 2.ed. Osborne/McGraw-Hill, **2001**. 1249p.
- BROWNELL, G.; ZAMENHOF, R.G.; MURRAY, B.W.; WELLUM, G.R. Boron neutron capture therapy. **Therapy in Nuclear Medicine**, ed. Spencer R.P, p.205, **1978**
- CAMPOS, T.P.R. ; FONSECA, K.R. ; MOURÃO, A. P. Desenvolvimento de Modelo de Voxel do Coração por meio de imagens radiológicas. In: Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais, 2010, Gramado. **Anais do COLAOB 2010**, **2010**. v. 1. p. 1-6.

CAMPOS, T.P.R. Considerações sobre a terapia de captura de nêutrons pelo boro. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v.46, p.283-292, **2000**

CAMPOS, T.P.R. Photon Radiotherapy Induced by Neutrons to Treat Restenosis. In: CONGRESSO INTERAMERICANO DE ORGÃOS ARTIFICIAIS, 1998, Belo Horizonte. **Anais do Congresso Inter Americano de Órgãos Artificiais**, 1998. v.1, p.1-4

CAMPOS, T.P.R.; ANDRADE, J.P.L.; COSTA, I.T.; SILVA, C.H.T. Study of the Sm-153 seeds degradation and evaluation of the absorbed dose in rabbit's liver implants . **Progress in Nuclear Energy**, v.50, p.757-766, **2008**

CHENG, C.W.; INDRA, J.D. Treatment Plan Evaluation Using Dose-Volume Histogram (DVH) and Spatial Dose-Volume Histogram (zDVH). **I. J. Radiation Oncology, Biology and Physics** , v.43, n.5, p.1146, **1999**

CHEN, Z.; D'ERRICO, F.; NATHA, R. Principles and requirements of external beam dosimetry. **Radiation Measurements**. v.41, s.1, p.S2-S21, Dezembro **2006**

CHRISTÓVÃO, M.T. **PROPLAN - Sistema Computacional para o Planejamento da Protonterapia em Tumores Oculares**. 2010. 140f. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2010**

COSTA, I.T.; CAMPOS, T.P.R. Resposta radiodosimétrica de implantes de sementes de biovidros radioativos no cérebro de coelhos . **Revista Matéria On-line**, v.12, n.3, **2007**

CUMMING, M.; RIEDER, B.; JONGSMA, J.; LAURSEN, O.; RUEBSAMEN, G.; GUSTIN, C.; ANASTASOV, M.; ELSTNER, D. **Programming with gtkmm**. 2010. Disponível em: <<http://www.gtkmm.org/en/documentation.html>>. Acesso em: 15 de dezembro de **2010**

DALE, R.G.; JONES, B.; CÁRABE-FERNÁNDEZ, A. Why more needs to be known about RBE effects in modern radiotherapy. **Applied Radiation and Isotopes**, v.67, i.3, p.387-392, março **2009**

DAVIS, M.E.; PHILLIPS, J.A. **Learning PHP and MySQL**. 2.ed., O'Reilly Media Inc., **2007**. cap.7, Working with MySQL , p.122-145

DEITEL, H.M.; DEITEL, P.J.; CHOFFNES, D.R.; MARQUES, A.S. (tradutor). **Sistemas Operacionais**. 3.ed. Pearson Prentice Hall, **2005**. cap.20, p.606-662

DUARTE, I.L. **Avaliação radiodosimétrica comparativa de sementes I-125 e Sm-153 em implantes cerebrais**. 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2007**

DUARTE, I.L.; TRINDADE, B.M.; NOGUEIRA, L.B.; CAMPOS, T. P. R. . Avaliação Computacional Dosimétrica de Implantes Cerebrais de Sementes de I125 e Sm153 e experimentos correlatos. In: IX ENCONTRO DE MODELAGEM COMPUTACIONAL, 2006, Belo Horizonte. **Anais do IX Encontro de Modelagem Computacional**. Belo Horizonte:CEFET-MG e IPRJ/UERJ, **2006**.

ELMASRI, R.; NAVATHE, S.B. **Sistemas de banco de dados**. 4.ed. São Paulo: Pearson Addison Wesley, **2005** cap.1

EMAMI, B.; GRAHAM, M.V.; MICHALSKI, J.M.; PEREZ, C.A. Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy: Clinical Aspects. In: PEREZ, C.A.; BRADY, L.W. **Principles and Practice of Radiation Oncology**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, **1997**, p.371-385

ESCH, A.V.; TILLIKAINEN, L.; PYYKKONEN, J.; TENHUNEN, M.; HELMINEN, H.; SILJAMÄKI, S.; ALAKUIJALA, J.; PAIUSCO, M.; IORI, M.; HUYSKENS, D.P. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. **Med. Phys.**, v.33, n.11, p.4130-4148, novembro **2006**

EVANS, M.D.C. Computerized Treatment Planning Systems for External Photon Beam. In: PODGORSK, E.B. (Ed.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, **2005**. cap.11, p.387-406

FIRESTONE, R.B.; EKSTRÖM, L.P. **LBNL Isotopes Project**, LUNDS Universitet. Disponível em: <<http://ie.lbl.gov/toi/>>. Acesso em: 4 outubro **2010**

FLYNN, I.M.; MCHOES, A.M.; MENDES, M.A. (tradutor). **Introdução aos Sistemas Operacionais**. Pioneira Thomson Learning, **2002**. cap.1, p.3-9

FONSECA, K.R.; CAMPOS, T.P.R.; MOURÃO, A.P. Desenvolvimento de Modelo de Voxel do Coração por Meio de Imagens Radiológicas. In: 6º CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ORGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS – COLAQB, 2010, Gramado, RS. **Anais**. Gramado, **2010**

FONSECA, T. C. F. ; TRINDADE, B. M. ; CAMPOS, T. P. R. . THREE-DIMENSIONAL VISUALIZATION OF VOXEL MODELS FOR RADIATION DOSIMETRY PROPOSALS. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2007, Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007, **Anais**. Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, **2007**

FONSECA, T.C.F. **Desenvolvimento de um sistema computacional para o planejamento radioterápico com a técnica IMRT aplicado ao código MCNP com interface gráfica 3D para modelos de voxel**. 2009. 154f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2009**

GAGNÉ, I.M.; ZAVGORODNI, S. Evaluation of the analytical anisotropic algorithm in an extreme water–lung interface phantom using Monte Carlo dose calculations. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v.8, n.1, **2007**

GNOME: The Free Software Desktop Project. Disponível em: <www.gnome.org>. Acesso em: 10 outubro **2008**

GNU PROJECT. **GCC, the GNU Compiler Collection**. Disponível em: <gcc.gnu.org>. Acesso em: 16 setembro **2008**

GNU PROJECT. **GNU General Public License**. Disponível em: <www.gnu.org/licenses/gpl.html>. Acesso em: 02 fevereiro **2008b**

GNU PROJECT. **GNU Lesser General Public License**. Disponível em: <www.gnu.org/licenses/lgpl.html>. Acesso em: 02 fevereiro **2008c**

GOSLING, J.; MCGILTON, H. **The Java Language Environment**. Sun Microsystems: Maio **1996**. White Paper, Seção 4.1.1

GRIFFITH, A. **GCC: The Complete Reference**. McGraw-Hill/Osborne, **2002**

HADDAD, Cecília Kalil. Radioterapia em 4 Dimensões (4D). In: X-CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA. Salvador-Bahia, 2005. **Anais**. **2005**

HARRIS, A.M.; WARNER, B.W.; WILSON, J.M.; BECKER, A.; ROWLAND, R.G.; CONNER W.; LANE, M.; KIMBLER, K.; DURBIN, E.B.; BARON, A.T.; KYPRIANOU, N. Effect of Alfa-1-Adrenoceptor Antagonist Exposure on Prostate Cancer Incidence: An Observational Cohort Study. **The Journal of Urology** , v.178, p.2176-2180, Novembro **2007**

HUANG, W.L.; LI, Q.F.; LIN, Y.Z. Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators for radiography and radiotherapy applications. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v.229, i.3-4, p.339-347, abril **2005**

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER - INCA. Câncer no Brasil: Dados dos Registros de Base Populacional. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/regpop/2003/>>. Acesso em: 15 dezembro **2010**

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY - IAEA. **Nuclear Medicine Resources Manual** . Vienna: IAEA, **2006**. cap. 5. Guidelines for General Imaging, p:167-430

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU. **ICRU Report 44 – Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. Rep. 44. Bethesda: ICRU, **1989**

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU. **ICRU Report 46 - Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissue**. Rep. 46. Bethesda: ICRU, **1992**

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU. **ICRU Report 50 - Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy**. Rep. 50. Bethesda: ICRU, **1993**

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU. **ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)**. Rep. 62. Bethesda: ICRU, **1999**

JEMAL, A.; SIEGEL, R.; WARD, E.; HAO, Y.; XU, J.; THUN, M.J. Cancer Statistics, 2009. **CA Cancer J Clin**, v.59, p.225-249, **2009**

JUNIOR, I.L.B. **Desenvolvimento de um Sistema Polimérico para Braquiterapia com**

Avaliação Radiodosimétrica. 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2007**

KASTRATI, A.; ELEZI, S.; DIRSCHINGER, J.; HADAMITZKY, M.; NEUMANN, F.J.; SCHÖMIG, A. Influence of lesion length on restenosis after coronary stent placement. **Am Journal of Cardiology** v.83, n.12, p.1617-1622, **1999**

KIJEWSKI, P. Three-Dimensional Treatment Planning. In: MAUCH, P.M.; LOEFLER, J.S. **Radiation Oncology: Tecchnology and Biology**. 1.ed. W.B. Saunders Company, **1994**. p.10-33

KRANE, K.S. **Introductory Nuclear Physics**. 2.ed. John Wiley and Sons, **1988**. cap.5

LOUREIRO, E.C.M. **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a Partir de Imagens Tomográficas Coloridas**. 2002. 85f. Tese (Doutorado no Programa de Pós- Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, **2002**

LOWE, H.C.; OESTERLE, S.N.; KHACHIGIAN, L.M. Coronary in-stent restenosis: Current status and future strategies. **J Am Coll Cardiol**, v.39, p.183-193, **2002**

LUTZ, M.; **Programming Python**. 3.ed. O'Reilly, **2006**. 1596p.

MACEDO, R.D.M. **Vertebroplastia Associada à Braquiterapia para Tratamento de Neoplasias Malignas Ósseas da Coluna Vertebral**. 2005. Dissertação (Mestrado em em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2005**

MAIA, D.F. **Efeitos Deletérios Induzidos por Exposição Indireta do Aparelho Auditivo Radioterapia de Cabeça e Pescoço – Correlacionamento Dosimétrico**. 2006. 125f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2006**

MAIA, M. **Fantoma Antropomórfico Antropométrico de Tórax para Fins de Radioproteção e Dosimetria**. 2004. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2004**

MENDESA, R.; LAVRENKOVA, K.; BEDFORDB, J.L.; HENRYSB, A.; ASHLEYC, S.; BRADA M. Comparison of forward planning with automated inverse planning for three-dimensional conformal radiotherapy of non-small cell lung cancer without IMRT. **Radiotherapy and Oncology**, v.78, p.322-325, **2006**

MOURÃO, A.P.; CAMPOS, T.P.R. Braquiterapia com Placa de Ítrio-90 Para Irradiação de Tumores do Bulbo Ocular. In: 21º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2008, Salvador, Bahia. **Anais**. Salvador, **2008**, p.503-506

MUELLER, J.P. **Visual C++ .NET Developer's Guide**. McGraw-Hill/Osborne, **2002**. cap.12, p. 329-331

MySQL AB. **MySQL Home Page**. Disponível em: <www.mysql.com>. Acesso em: 10 junho **2008**

OH, C.E.; ANTES, K.; DARBY, M.; SONG, S.; STARKSCHALL, G. Comparison of 2D Conventional, 3D Conformal, and Intensity-Modulated Treatment Planning Techniques For Patients With Prostate Cancer With Regard to Target-Dose Homogeneity and Dose to Critical, Uninvolved Structures. **Medical Dosimetry**, v.24, n.4, p.255-263, **1999**

PARKER, W.; PATROCINIO, H. Clinical Treatment Planning in External Photon Beam Radiotherapy. In: PODGORSKAK, E.B. (Ed.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students** . Vienna: IAEA, **2005**. cap.7, p.219-272

PHP HOME PAGE - HISTÓRIA do PHP e projetos relacionados. Disponível em: <www.php.net/history>. Acesso em: 23 agosto **2008**

PHP: Hypertext Preprocessor. Disponível em: <www.php.net>. Acesso em: 23 agosto 2008

PODGORSKAK, E.B. (Ed.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students** . Vienna: IAEA, **2005**

POSTGRESQL. Disponível em: <www.postgresql.org>. Acesso em: 10 junho **2008**

POTTERS, L. Permanent Prostate Brachytherapy in Men with Clinically Localised Prostate Cancer . **Clinical Oncology**, v.15, p.301–315 , **2003**

PURDY, J.A. Three-Dimensional Physics and Treatment Planning. In: PEREZ, C.A. e BRADY, L.W. **Principles and Praticce of Radiation Oncology**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, **1997**, p.343-367

REIS, R. **Simulação do Feixe de Saída de um acelerador Linear VARIAN de 4 MV e Desenvolvimento de um Modelo de Voxel de Tórax e Abdome**. 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2007**

RIPER, K.A.V. A CT and MRI Scan to MCNP Input Conversion Program. **Radiation Protection Dosimetry**, v.115, n.1–4, p.513–516, **2005**

ROADSEND PHP Compiler. Disponível em:<www.roadsend.com/home/index.php?pageID=compiler>. Acesso em: 18 julho **2008**

ROSSUM G. **Python Reference Manual**. Release 2.5.2, Python Software Foundation, **2008**

SANTOS, M.F.C.; CAMPOS, T.P.R. Fantoma Computacional em Modelo de Voxel da 10ª à 12ª Vértebra Torácica . In: 21º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2008, Salvador, Bahia. **Anais**. Salvador, **2008**, p.544-546

SCHETTINI M.P. **Avaliação de Tumores de Esôfago através de Fantoma de Tórax**. 2006. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2006**

SCHILDT, H. **C++: The Complete Reference**. McGraw-Hill/Osborne, **1998**

SCHWARTZ, R.S. Animal models of human coronary restenosis. In: TOPOL, E.J. (Ed.). **Textbook of Interventional Cardiology**. 2.ed. Philadelphia, PA: W.B. Saunders, **1994**. p.365-381

SILBERSCHATZ, A.; GALVIN, P. **Operating System Concepts**, 5.ed., Addison Wesley Longman Inc., **1998**. cap.1, p.3-21

SILBERSCHATZ, A.; KORTH, H.F.; SUDARSHAN, S; VIEIRA, D. (tradutor). **Sistema de Banco de Dados**. 5.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, **2006**

SILVA, C.H.T. **Desenvolvimetro de Fantomas: Computacional de Voxels e Antropomórfico de Pelve Masculina, para Dosimetria em Braquiterapia de Próstata**. 2004. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2004**

SILVEIRA, M.F. **Estudos para a viabilidade da radiosteoplastia em membros através da radiodosimetria computacional e experimentos in vitro em ossos animais**. 2006. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2006**

SILVEIRA, M.F.; CAMPOS, T.P.R. Avaliação Radiodosimétrica através do Código MCNP-5 da Radiosteoplastia em Tumores Ósseos nos Membros. **Revista Matéria**, v.12, n.1, p.186-192, **2007**

STERPIN, E.; TOMSEJ, M.; SMEDT, B. De; REYNAERT, N.; VYNCKIER, S. Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous Multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator. **Med. Phys.**, v.34, n.5, p.1665-1677, maio **2007**

SUNTHARALINGAM, N.; PODGORSK, E.B.; HENDRY, J.H. Basic Radiobiology. In: PODGORSK, E.B. (Ed.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, **2005**. cap.14, p.485-504

THOMPSON, L. **Desenvolvimento de um Fantoma Antropométrico e Antropomórfico de Cabeça e Pescoço Infanto-Juvenil e de um Fantoma Computacional para Estudo Radiodosimétrico em Câncer de Laringe e Faringe**. 2004. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2004**

THOMPSON, L.; TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Computational Phantom of Head and Neck - SISCODES. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2007, Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007, **Anais**. Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, **2007**

TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Absorbed Dose Evaluation by Siscodes Code, Kerma and Fluence Deviations. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2007, Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007, **Anais**. Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, **2007**

TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Image Conversion From CT or MRI to a Tissue's Voxel

Model Applied to Oncology. In: IX ENCONTRO DE MODELAGEM COMPUTACIONAL, 2006, Belo Horizonte. **Anais do IX Encontro de Modelagem Computacional, 2006**

TRINDADE, B.M. **Desenvolvimento de Sistema Computacional para Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado em Método Estocástico – SISCODES**. 2004. 136f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, **2004**

TRINDADE, B.M.; TRINDADE, D.F.M.; CAMPOS, T.P.R. Error Estimation on The Absorbed Dose Due to Heterogeneity of Human Body Tissue in Relation to The Water Phantom. In: 19th INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING - COBEM, 2007, Brasília DF. **Anais do 19º Congresso Internacional de Engenharia Mecânica, 2007**

TRINDADE, D.F.M.; TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Deleterious Effects Induced for Indirect Exposition of the Ear During Radiotherapy of Head and Neck – Dosimetric Issues. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2007, Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007, **Anais**. Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, **2007b**

TRINDADE, D.F.M.; TRINDADE, B.M.; CAMPOS, T.P.R. Dosimetria Comparativa nas Estruturas da Orelha por Simulação Computacional das Doses Oriundas da Radiação Espalhada de Radioterapia Megavoltagem de Tumores Naso-Faringe. In: IX ENCONTRO DE MODELAGEM COMPUTACIONAL, 2006, Belo Horizonte. **Anais do IX Encontro de Modelagem Computacional, 2006**

TSENG, J.C.; HUA, C.C.; TSAI, M.F.; CHANG, L.C. Incidental Detection of an Invasive Thymoma during Thallium-201 Imaging for Coronary Artery Disease. **Chang Gung Med J**, v.27, n.2, **2004**

ULMER, W.; HARDER, D. A triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. **Z. Med. Phys.**, v.5, p. 25-30, **1995**

VALENTE, E.S.; CAMPOS, T.P.R. Gamma spectrometry and chemical characterization of ceramic seeds with samarium-153 and holmium-166 for brachytherapy proposal. **Applied Radiation and Isotopes**, v.68, p.2157-2162, **2010**

VAN RIJ, C.M.; WILHELM, A.J.; VAN LOENEN, A.C; SAUERWEIN, W.A.G. Boron neutron capture therapy for glioblastoma multiforme. **Pharm World Sci**, v.27, p.92-95, **2005**

WRIGHT, R.S.Jr.; LIPCHAK, B.; HAEMEL, N. **OpenGL superbible : comprehensive tutorial and reference**. 4.ed. Addison-Wesley, **2007**

X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5**. v.1. Los Alamos National Laboratory, Abril **2003**

X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5**. v.2. Los Alamos National Laboratory, Abril **2003b**

YOKOYAMA, K.; MIYATAKE, S.; KAJIMOTO, Y.; KAWABATA, S.; DOI, A.; YOSHIDA,

T.; ASANO, T.; KIRIHATA, M.; ONO, K.; KUROIWA, T. Phamacokinetic study of BSH and BPA in simultaneous use for BNCT. **Journal of Neuro-Oncology**, v.78, p.227-232, **2006**

ZIVIANI, N. **Projeto de Algoritmos com Implementações em Pascal e C**. 2.ed. Thomson Learning, **2004**. cap.9

ANEXO A – Protocolo de Depósito do SISCODES junto ao INPI

Imprimir

<http://br.mg1.mail.yahoo.com/dc/launch>**De:** RODRIGO DIAS DE LACERDA (digoufmg@yahoo.com.br)**Para:** campos@nuclear.ufmg.br; bmtrindade@yahoo.com;**Data:** Sexta-feira, 13 de Agosto de 2010 16:53:59**Cc:****Assunto:** PETIÇÃO DE DEPÓSITO - SISCODES

Prezados Inventores,

É com grande satisfação que informamos o depósito do software "SISCODES", no dia 13/08/2010, que recebeu o seguinte número de protocolo: 0000271004684038.

A petição de depósito com o protocolo do INPI segue em anexo.

Atenciosamente,

Rodrigo Dias de Lacerda

*Setor de busca, prossecução de tecnologias e redação de patentes**Coordenadoria de Transferência e Inovação Tecnológica- CTIT**Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG**Tel: (31) 3409-6429**Cel: (31) 9248-5988*

1 of 1

01/12/2011 05:20 PM

Toda correspondência será enviada para:			
<input type="checkbox"/> Escaninho nº	<input type="checkbox"/> O Procurador ou	<input checked="" type="checkbox"/> O Titular acima ou	<input type="checkbox"/> O Endereço abaixo:
<input type="text"/>	<input type="checkbox"/> Representação INPI em:	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Nome	<input type="text"/>		
Endereço	<input type="text"/>		
Cidade	UF	Pais	<input type="text"/>
CEP	Telefone	FAX	<input type="text"/>
E-mail	<input type="text"/>		

Título						Sisacodes – Sistema de Cálculo de Dose por Método Estocástico									
Data de Criação do Programa			2004-2010			Regime de Guarda			<input checked="" type="checkbox"/> COM SIGILO			<input type="checkbox"/> SEM SIGILO			
Linguagens				C++				PHP				Python			
Classificação do Campo de Aplicação			SD - 06		SD - 07		SD - 08		-		-		-		
Classificação do Tipo de Programa			SM - 01		SO - 02		GI - 01		GI - 02		-		-		
<input type="checkbox"/> SIM, este Programa é Modificação, Técnica ou Derivação. Caso afirmativo, informe Título do Programa Original e (se houver) Número de Registro: Título do Programa Original _____															
<input type="checkbox"/> SIM, este Registro é composto por obra(s) de outra(s) natureza(s) de ordem intelectual. Caso afirmativo assinala-a(s) abaixo: <input type="checkbox"/> Literária <input type="checkbox"/> Musical <input type="checkbox"/> Artes Plásticas <input type="checkbox"/> Áudio-Visual <input type="checkbox"/> Arquitetura <input type="checkbox"/> Engenharia															

Quant	Nome	Quant	Nome
1	Guia de Recolhimento		Contrato de Trabalho/Prestação de Serviço
	Procuração	2	Invólucros Utilizados
1	Termo de Cessão		Contrato/Estatuto Social e Alterações (ou equivalente)
	Termo de Autorização para Modificações Tecnológicas ou Derivações	1	Autorização para Cópia do CD
		2	Outros(CNPJ, PORTARIA)

DECLARO, PARA TODOS OS FINS DE DIREITO:

- A) que estou ciente de **TODAS AS RECOMENDAÇÕES** constantes do "Manual do Usuário de Registro de Programas de Computador", **ESPECIALMENTE NO QUE TANGE AO TÍTULO E AOS DOCUMENTOS DO PROGRAMA**, bem como da legislação pertinente ao assunto, constante dos anexos "A"; "B"; "C"; "E" e "F", do referido Manual;
- B) que se deixar de solicitar a prorrogação do sigilo, nos casos necessários, estarei desistindo desse caráter de guarda dos documentos de programa do presente depósito, na forma do art. 3º, § 2º, da Lei 9.609, de 12 de fevereiro de 1998;
- C) que, se devido à qualidade do papel ou à qualidade gráfica dos documentos sigilosos anexos ao presente, houver deterioração ou perda de seu conteúdo, nenhuma responsabilidade caberá ao INPI, desde que mantida a inviolabilidade dos invólucros (ressalvadas as hipóteses de serem abertos por ordem judicial ou motivo de força maior);
- D) que em caso de perda do SIGILO ou dos documentos, por culpa exclusiva do INPI, a indenização por perdas e danos, porventura cabível, estará limitada a 20 (vinte) salários mínimos;
- E) que devo manter guardado, em segurança e inviolado, o COMPARTIMENTO "3" do invólucro especial para depósito, que é restituído pelo INPI, para fins de recomposição do arquivo do Instituto, no caso de sua destruição total ou parcial por algum tipo de sinistro;
- F) que deverei manter endereço atualizado junto à Divisão de Registro de Programa de Computador, a fim de garantir o recebimento das comunicações relativas ao andamento do meu pedido/registro, ressalvando o INPI de qualquer responsabilidade decorrente da não observação deste preceito.

CPF/CNPJ ^o	_____	Código do Procurador (se houver)	_____
Nome	_____		
Endereço	_____		
Cidade	_____	UF	_____
CEP	_____	Telefone	_____
E-mail	_____		

Local/Data

Assinatura/Carimbo

Carimbo de Lima Santos
 Pró-Reitor de Pesquisa - UFMG
 Departamento de Competência
 Fone: (31) 4271-0421 / 2010

Modelo 1 (folha 2/2) E

Utilize este ANEXO, em quantas folhas forem necessárias, para complementar as informações dos formulários "Pedido de Registro de Programa de Computador" e "Folha de Petição" (DIRTEC).

Nº de Autores **2** Se mais de um, preencha a "Continuação", com todos os dados solicitados neste Quadro. Date e assine.

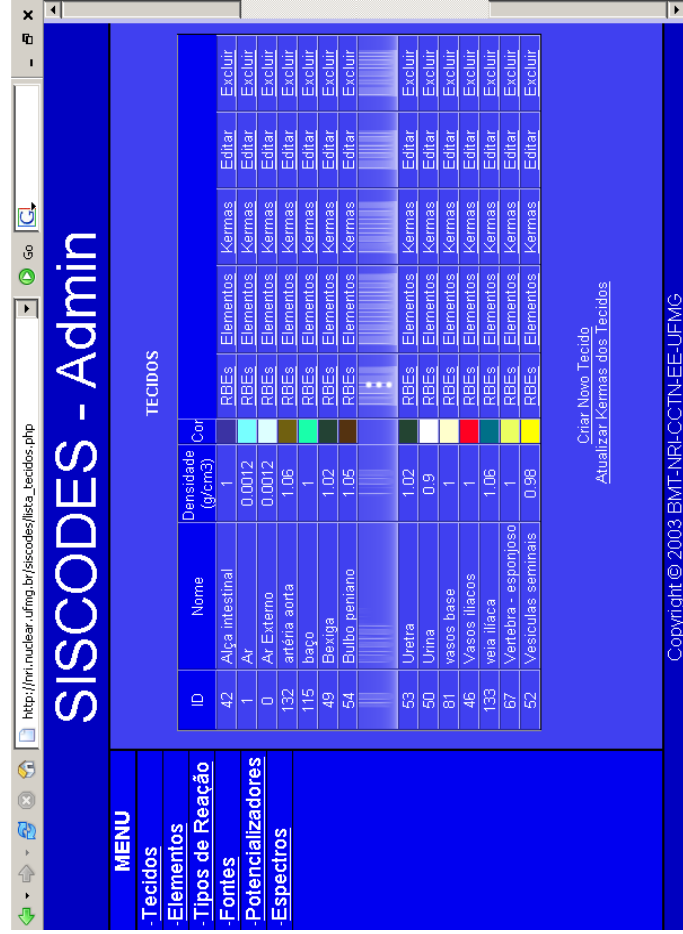
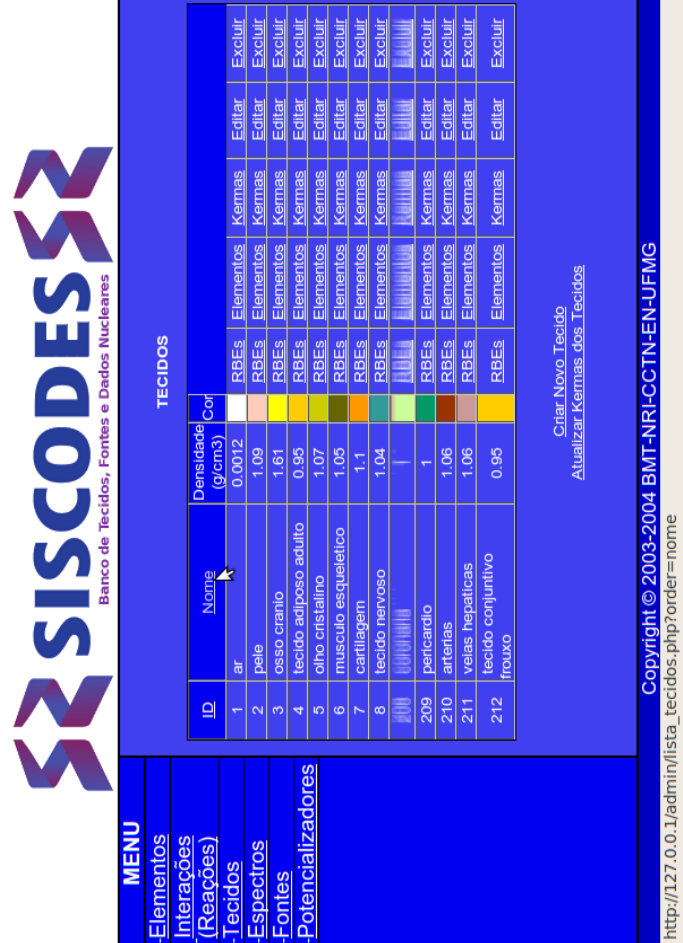
CPF* **00401920674**
 Nome **BRUNO TRINDADE**
 Nome Abreviado, pseudônimo ou sinal convencional (se houver) _____
 Data de Nascimento **18/10/1974** Nacionalidade **BRASILEIRO**
 Endereço **RUA GUILHERME DE ALMEIDA, N° 255, AP. 302. BAIRRO SANTO ANTÔNIO.**
 Cidade **BELO HORIZONTE** UF **MG** País **BRASIL**
 CEP **30.350-230** Telefone **(31) 34094774** FAX **(31) 34096430**
 E-mail **patentes@ctit.ufmg.br**

Local/Data

Assinatura/Carimbo

Prof. Renato de Lima Santos
 Titular de Pesquisa - UFMG
 Comissão de Competência
 Portaria nº 042 / 2010

ANEXO B – Comparativo entre interfaces das versões

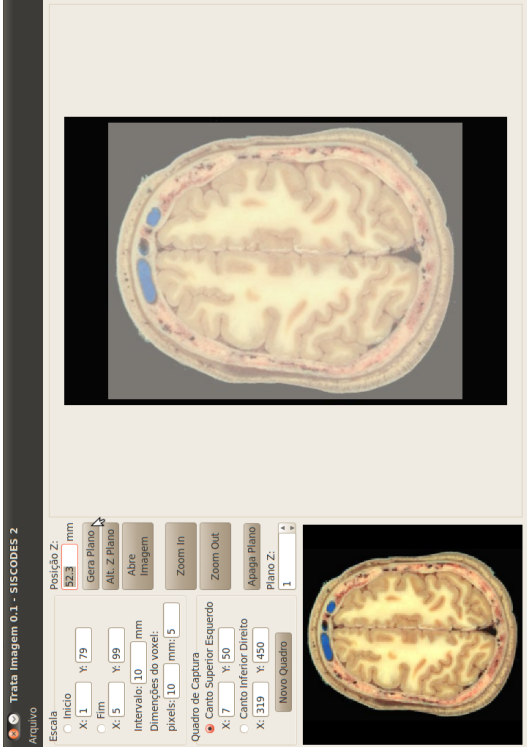
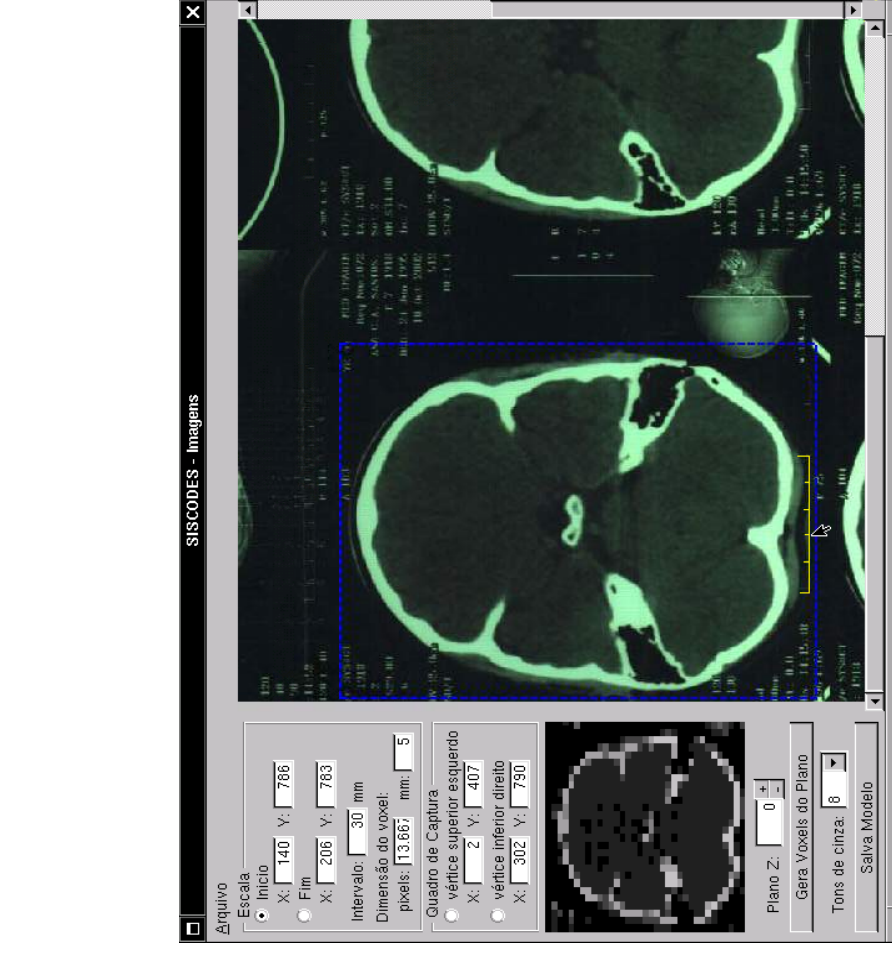
Versão anterior	Versão atual
<p data-bbox="271 1500 303 1937">Módulo do banco de tecidos, fontes e dados nucleares</p> 	

Subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza

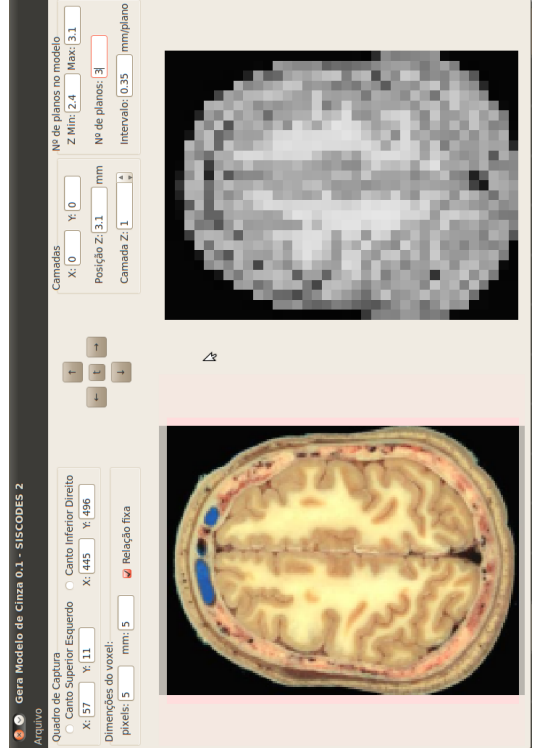
Versão anterior

Versão atual

Subsistema de tratamento de imagens



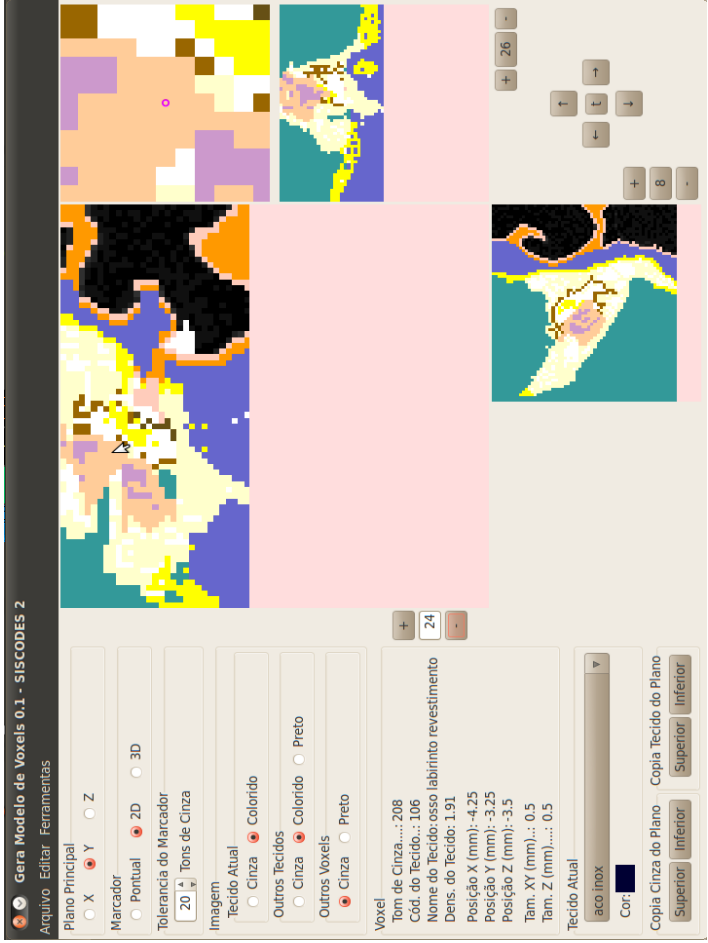
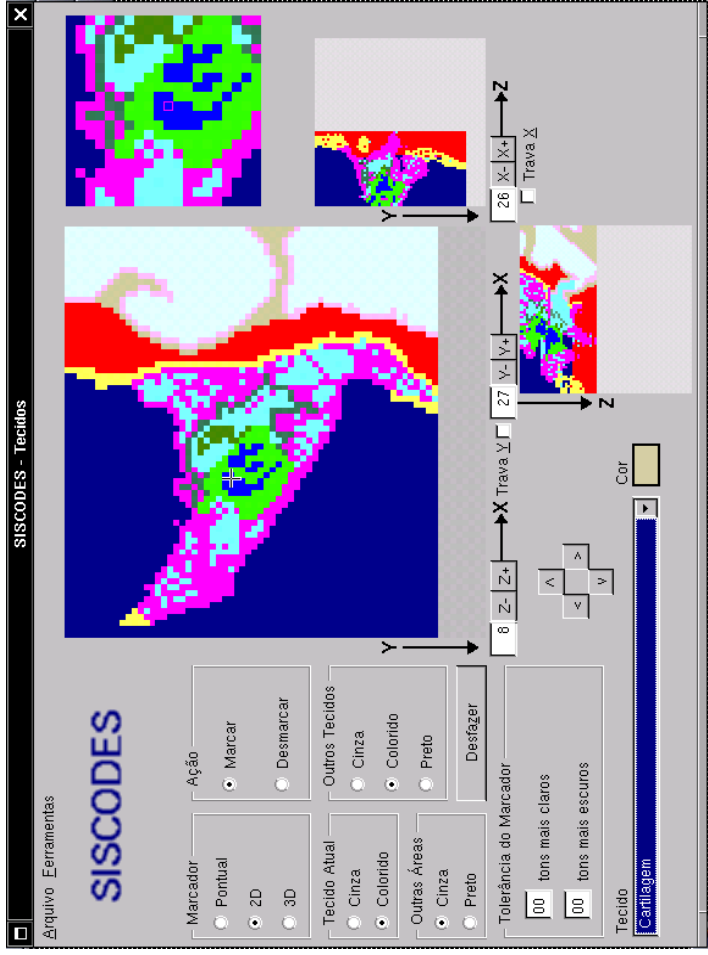
Subsistema de criação do modelo de voxels de tons de cinza



Subsistema de criação do modelo de voxels de tecidos

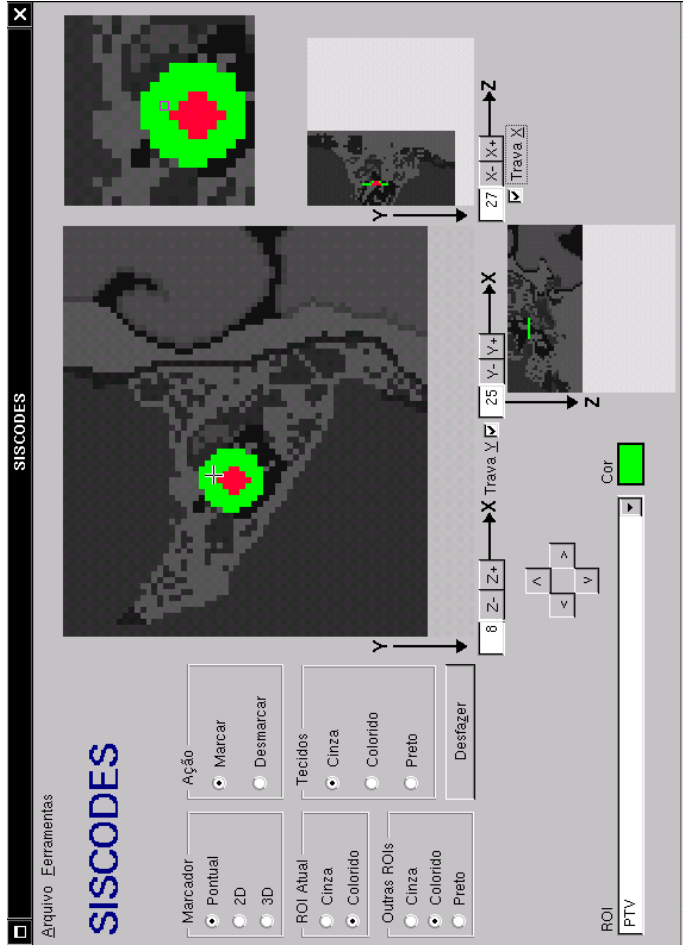
Versão anterior

Versão atual

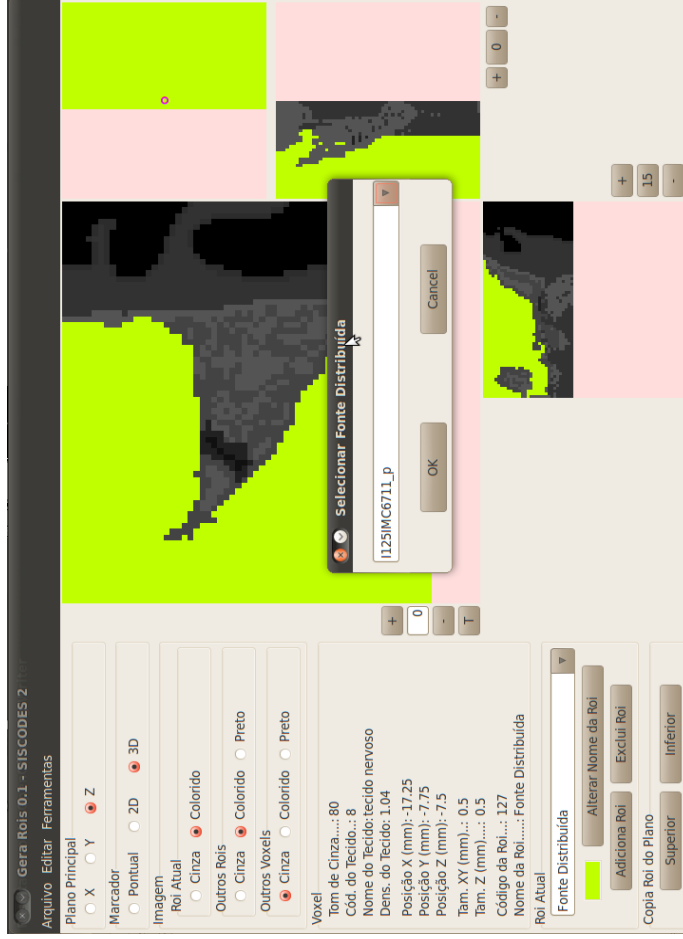


Subsistema de marcação das ROIs

Versão anterior



Versão atual

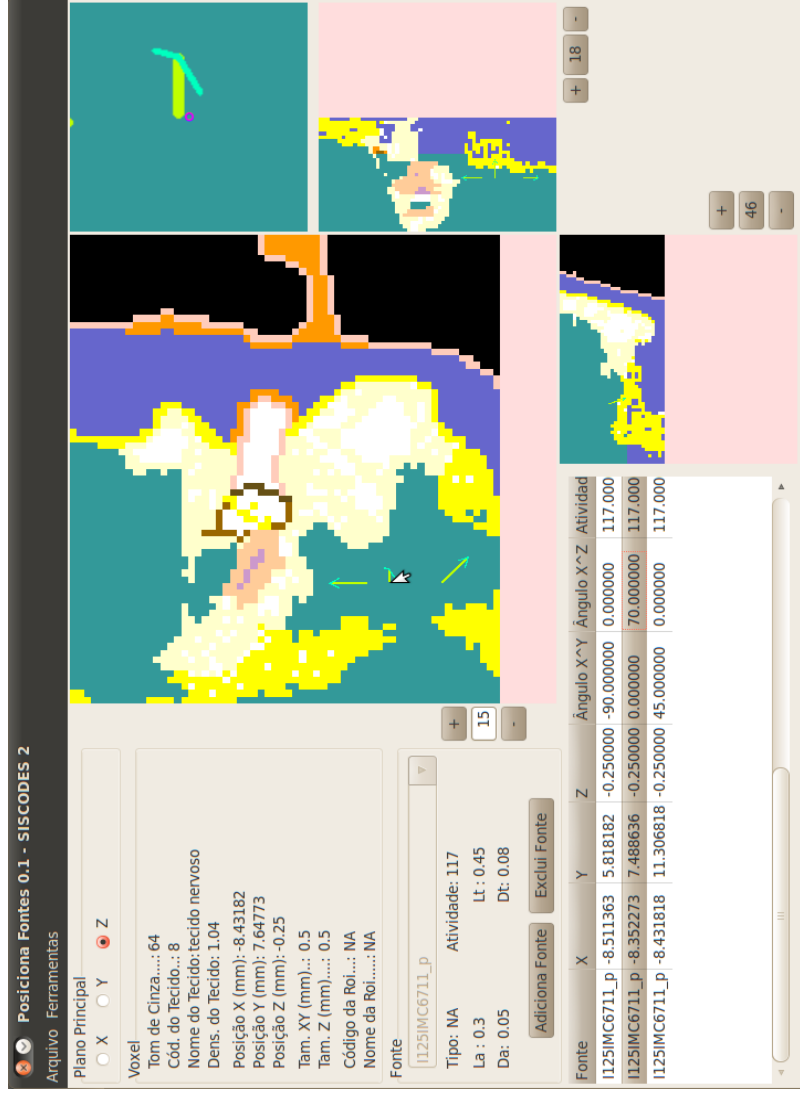


Subsistema de posicionamento de fontes

Versão anterior

Não existe.

Versão atual



Subsistema de gerenciamento de execução

Versão anterior

Versão atual



- PARAMETRIZAR FANTOMA
- GERAR ARQUIVO MCNP
- INICIAR EXECUÇÃO
- GERENCIAR EXECUÇÃO
- SAIR

Não existe.

PID	Arquivo Enviado	Arquivo Saida	Log	Executando	Inicio da Execução
19691	Primeiro arquivo de execucao com fantoma parametrico	6450106o / Importar	6450105.log	Não	2010-11-21 22:30:54
32252	Teste Arquivo Gerado	6696300o / Importar	6696300.log	Não	2010-11-21 19:49:54
32238	Teste Arquivo Gerado	6211821o / Importar	6211521.log	Não	2010-11-21 19:49:08
32226	Teste Arquivo Gerado	5794265o / Importar	5794265.log	Não	2010-11-21 19:48:26
21328	Prova2.odt	4897711o / Importar	4897711.log	Não	2010-11-19 11:17:30
20643	Prova2.odt	4027103o / Importar	4027103.log	Não	2010-11-19 11:14:23
29845	teste MV	2326509o / Importar	2326509.log	Não	2010-11-18 12:35:54
29811	teste MV	7105917o / Importar	7105917.log	Não	2010-11-18 12:32:01
29443	teste MV	1894136o / Importar	1894136.log	Não	2010-11-18 12:02:46
29422	teste MV	7693364o / Importar	7693364.log	Não	2010-11-18 12:02:10
29372	teste MV	665728o / Importar	665728.log	Não	2010-11-18 11:33:30

Copyright © 2010 BMT-NRI-PCTN-EN-UFGM

Interface de parametrização do fantoma analítico

Versão anterior

Versão atual

Apenas protótipo.

SISCODES - Dados Paciente

Arquivo Paciente

Dados Pessoais

Código: at23 Nome: Zahmahneh

Sexo: Masculino Data de Nasc.: 05/09/1982

NOVO Paciente

Dimensões (cm)

Cabeça e Pescoço	PX - Largura do Pescoço	1	FX - Largura do Pescoço	5
CX - Largura da Cabeça	PY - Profundidade do Pescoço	2	PY - Profundidade do Pescoço	6
CY - Profundidade da Cabeça	PZ - Altura do Pescoço	3	PZ - Altura do Pescoço	7
CRS - Altura da Parte Sup. da Cabeça		4		
CRl - Altura da Parte Inf. da Cabeça				

Tronco	TY - Profundidade do Tronco	2		
OX - Largura do Ombro	TZ - Altura do Tronco	3		
OY - Profundidade do Ombro	AZ - Altura do Abdome	4		
OZ - Altura do Ombro	FLZ - Altura da Pelve	5		

Membros	FRP - Circunferência da Coxa	0		
BX - Largura do Braço	CAP - Circunf. do Tornozelo	1		
BZ - Comprimento do Braço	PRZ - Comprimento da Perna	2		
PUX - Largura do Pulso		3		
PUY - Profundidade do Pulso		4		



MENU

- Parametrizar Fantoma
- Gerar Arquivo MCNP
- Iniciar Execução
- Gerenciar Execução
- Sair

Cabeça e Pescoço:	PX - Largura do Pescoço	12.51
CX - Largura da Cabeça	PY - Profundidade do Pescoço	13.84
CY - Profundidade da Cabeça	PZ - Altura do Pescoço	6.1
CRS - Altura Parte Superior da Cabeça		8.3
CRl - Altura Parte Inferior da Cabeça		13.5

Tronco:	TY - Profundidade do Tronco	22.98
OX - Largura do Ombro	TZ - Altura do Tronco	23.4
OY - Profundidade do Ombro	AZ - Altura do Abdome	14.1
OZ - Altura do Ombro	FLZ - Altura da Pelve	21.1

Membros:	FRP - Circunferência da Coxa	42.2
BX - Largura do Braço	CAP - Circunferência do Tornozelo	23.64
BZ - Comprimento do Braço	PRZ - Comprimento da Perna	89.6
PUX - Largura do Pulso		6
PUY - Profundidade do Pulso		4

Nome:

Descrição:

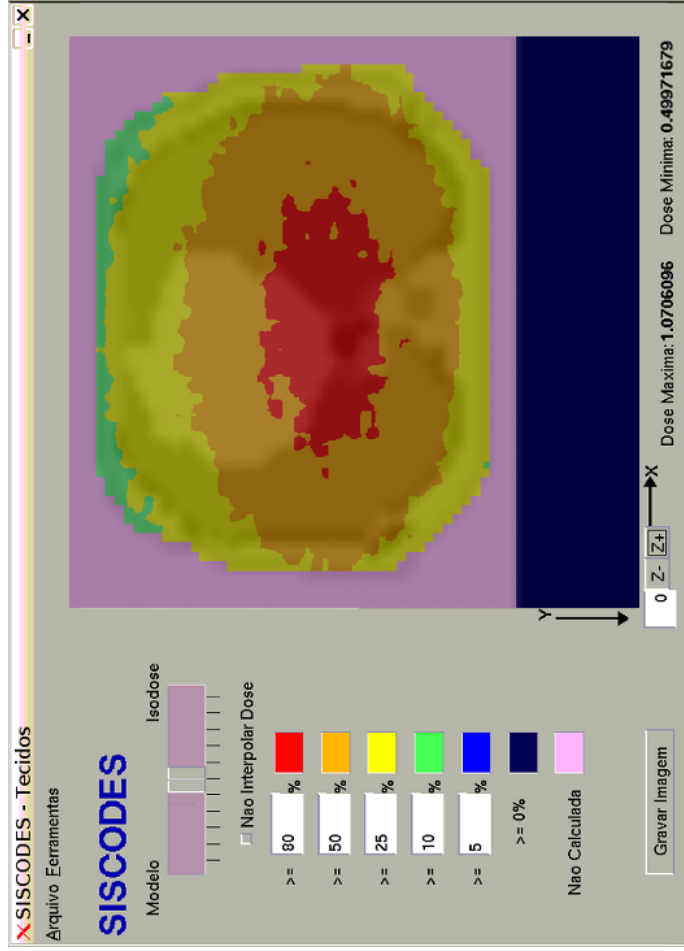
Disponível para todos.

Criar Fantoma

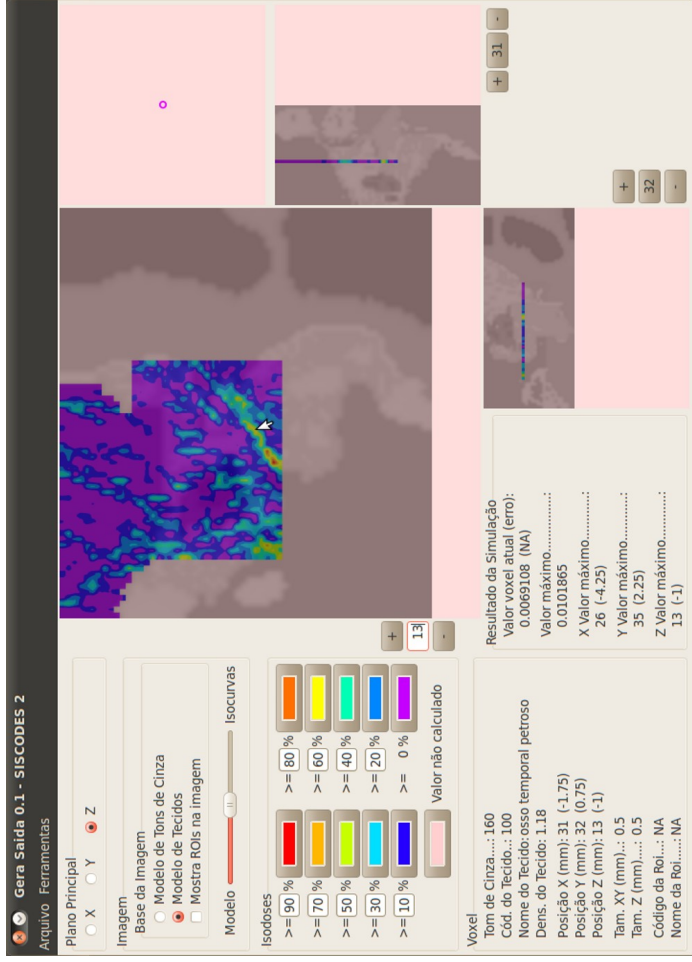
Copyright © 2010 BMT-NRI-PCTN-EN-UFGM

Subsistema de visualização dos resultados da simulação

Versão anterior



Versão atual



ANEXO C – Artigos Publicados

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN

ABSORBED DOSE EVALUATION BY SISCODES CODE, KERMA AND FLUENCE DEVIATIONS

Bruno M. Trindade and Tarcísio P. R. de Campos

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares (PCTN / UFMG)
Av. Antonio Carlos 6624 – Prédio PCA – Sala 2285 – Cep: 31.270-901, Belo Horizonte, MG
bmtrindade@yahoo.com,
campos@nuclear.ufmg.br

ABSTRACT

Radiotherapy is a common treatment of cancer. Radiotherapy exposes the patient to a radiation field, producing ionization, and absorbed dose. A precise dose calculation and the ability to execute the irradiation on the patient are necessary in order to avoid serious injuries on the surrounding health tissue, thus, the maximum acceptable absorbed dose error from the prescribed and applied is about 5%. The doses on radiotherapy are usually calculated by superimposition experimental dose profile, namely PDP, which is experimentally measured in a water simulator. Moreover, the radiation interaction with human body tissues depends on the chemical composition and the tissue density, which means the anthropomorphism and anthropometric of the human being. This paper evaluates the deviation of calculated value of kerma, induced by human body heterogeneities. To do this job two thorax voxel models created on SISCODES (one filled with various tissues other filled with water) were applied. The result of simulations permits two different comparisons. One is the ratio between tissues kermas and water kerma. Another is the ratio between human phantom fluence, where exists radiation scatter and reflection, and water phantom fluence. The reconstructed pictures of studied regions showing the calculated ratios, and graphs of the ratios versus energy of each tissue are shown. The dose ratio deviations obtained are, in some situations, larger than the acceptable 5% point out serious miscalculation of doses for some spatial regions on the human body.

1. INTRODUCTION

Radiotherapy is a common treatment of cancer. Cancer is a set of diseases which have in common abnormal cell growth. Radiotherapy exposes the patient to a radiation field, producing ionization, and absorbed dose. A precise dose calculation and the ability to execute the irradiation on the patient are necessary in order to avoid serious injuries on the surrounding health tissue, thus, the maximum acceptable absorbed dose error from the prescribed and applied is about 5%.

The doses on radiotherapy are usually calculated by superimposition experimental dose profile, namely PDP, which is measured in a water simulator. Moreover, the radiation interaction with human body tissues depends on the chemical composition and the tissue density, which means the anthropomorphism and anthropocentrism of the human being. Other modern methods of dose calculation are based on the Pencil Beam Convolution (PBC). The PBC algorithm continues to support all photon beam treatment

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 30 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN
ISBN: 978-85-99141-02-1

A COMPUTATIONAL PHANTOM OF HEAD AND NECK - SISCODES

Larissa Thompson, Bruno Machado Trindade and Tarcísio Passos Ribeiro Campos

Departamento de Engenharia Nuclear – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627
31.270-901 Belo Horizonte, MG
larissa.thompson@ig.com.br
bmtrindade@yahoo.com
campos@nuclear.ufmg.br

ABSTRACT

A computational voxel model of a head and neck adult male was built through the SISCODES code, in order to complement and to optimize the radiotherapeutic treatment in head and neck cancer, in terms of dosimetric evaluation and prediction. This computational simulator object, namely computational phantom, is a useful tool for the elaboration and simulation of the three-dimensional radiation planning. The present phantom was assembled based on information generated by photographic images of the visible human project. The images were digitalized and converted one by one to a matrix of voxel, in which tissues and its respective chemical composition were identified, with the helping of a biomedical and nuclear data bank including in SISCODES. A computational simulation of an external beam mimicking a Co-60 irradiator was prepared, reproducing a radiation window equivalent to one found in a lateral irradiation of a nasopharyngeal tumour in situ. Absorbed dose evaluation in the internal regions of the phantom are presented and demonstrated through spatial dose distribution, superimposed with the 2D phantom sections. The present article illustrates the possibility of generating information of the spatial dose distribution including all adjacent tissues, far from tumour, improving the radiodosimetry and creating the possibility of investigating neurological deficits, dysphagia, and speaking and hearing alterations, non evaluated in the present stage of radiation therapy of head and neck.

1. INTRODUCTION

According to the National Institute of Cancer – INCA, the cancer is among of the main reasons of illness death in the world. Its occurrence is the second among the illness that produces death in Brazil (close to 10.86%) [1]. The majority of the head and neck tumors occurs in superior aerodigestive region, mainly in the mouth, pharynx and larynx, and rare in the nasal pits and in the sinus paranasal. The aerodigestive's tumours in non developed countries are outmoded by uterus lap tumours in terms of incidence. The cancers of mouth and pharynx occupy the third position in non developed countries and the eighth position in developed ones in terms of incidence [2]. The radiotherapy is a modality used in the treatment of the cancer in which ionizing radiation is applied to the destruction of the tumor, or acts simply as obstacle to the growth of the tumor [3-7]. However, much has been questioned about the deleterious effect (sequels) caused by the radiotherapeutic treatment in adjacent tissues. For generating an optimization of the treatments in radiotherapy for head and neck cancer, a computational phantom was developed, using the SISCODES tools. The main goals are the evaluations of the absorbed dose and the probability of the deleterious

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 30 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN
I SBN: 978-85-99141-02-1

ABSORBED DOSE EVALUATION BASED ON A COMPUTATIONAL VOXEL MODEL INCORPORING DISTINCT CEREBRAL STRUCTURES

Sâmia de Freitas Brandão, Bruno Trindade and Tarcísio P. R. Campos

Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG / DEN - MG)
Av. Antônio Carlos, 6627 PCA Sala 2299
31270-010 Belo Horizonte, MG
samiabrandao@gmail.com, bmtrindade@yahoo.com, campos@nuclear.ufmg.br

ABSTRACT

Brain tumors are quite difficult to treat due to the collateral radiation damages produced on the patients. Despite of the improvements in the therapeutics protocols for this kind of tumor, involving surgery and radiotherapy, the failure rate is still extremely high. This fact occurs because tumors can't often be totally removed by surgery since it may produce some type of deficit in the cerebral functions. Radiotherapy is applied after the surgery, and both are palliative treatments. During radiotherapy the brain doesn't absorb the radiation dose in homogeneous way, because the various density and chemical composition of tissues involved. With the intention of evaluating better the harmful effects caused by radiotherapy it was developed an elaborated cerebral voxel model to be used in computational simulation of the irradiation protocols of brain tumors. This paper presents some structures function of the central nervous system and a detailed cerebral voxel model, created in the SISCODES program, considering meninges, cortex, gray matter, white matter, corpus callosum, limbic system, ventricles, hypophysis, cerebellum, brain stem and spinal cord. The irradiation protocol simulation was running in the MCNP5 code. The model was irradiated with photons beam whose spectrum simulates a linear accelerator of 6MV. The dosimetric results were exported to SISCODES, which generated the isodose curves for the protocol. The percentage isodose curves in the brain are present in this paper.

1. INTRODUCTION

Approximately 17,000 cases of primary brain tumors are diagnosed, each year, in the United States, being classified in malignant or benign. The benign tumors grow slowly and usually can be removed surgically, depending on his location in the brain. In a contrary way, the malignant tumors grow quickly, dispersing for the adjacent tissues in the brain, and they usually can't be completely removed by surgery. Thus, the treatment type and the radiotherapy technique to be used will depend on the histological type, location and volume of the tumor, beyond the tolerance of the adjacent healthy tissue. [1]

Analyzing the incidence of primary brain tumors, 60% are gliomas. This kind of tumor grows starting from the tissues that surround and support the cells of the central nervous system (CNS). The most common and malignant glioma is Glioblastoma Multiforme (GBM), with incidence of approximately 2-3 new cases per 100,000 people per year, in most European and North American countries [2]. That cancer type is located usually in the cerebral hemispheres, preferentially in the temporary lobe of adults, and in children, affecting the brain stem and spinal cord. [1]

There are also the secondary brain tumors, as it is the case of CNS Melanoma, that coming from the metastasis of some type of primary tumor. This happens because the tumoral cells reach the central nervous system through the sanguine current, establishing growth in this

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 30 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN
ISBN: 978-85-99141-02-1

THREE-DIMENSIONAL VISUALIZATION OF VOXEL MODELS FOR RADIODOSIMETRY PROPOSALS

Telma C. F. Fonseca, Bruno M. Trindade, Tarcisio P. R. de Campos
Universidade Federal de Minas Gerais / Departamento de Engenharia Nuclear (DEN / UFMG - MG)
Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha -
Belo Horizonte – MG CEP 31270-901
tcff01@gmail.com
bmtrindade@yahoo.com
campos@nuclear.ufmg.br

ABSTRACT

The application of a computational radiation planning system has a main goal of helping the choice of the best radiotherapeutic treatment to be applied on a tumor, simulating nuclear particle transport on the tumor and adjacent health tissues for each treatment. The SISCODES system allows produces the absorbed dose simulating the radiotherapeutic treatment through a three-dimensional voxel model of the patient, made of the CT or MRI digitalized images. The visibility of the model is made through 2D projections on the three views (XY, YZ, XZ), including the patient model. The present paper addresses the development of a graphic extension of the visualization model of the SISCODES code, including an interface that provides a three-dimensional view of the voxel model, which will improve the comprehension of the radioactive source positioning on the patient, as well as the better understanding of the results generated by the MCNP5 code. The SISCODES prepares a voxel model of the patient inserting it on an anthropometrical and anthropomorphic phantom, adjusting it to the biometric data of the patient. The voxel is a volumetric element, which concept is similar to the pixel (image element), but with a domain in a three-dimensional space. In order to reproduce the voxel model in a three-dimensional space, tools of the OpenGL graphic package is used, implementing a graphic interface, which receives the voxel model data. This interface produces the three-dimensional view of the model, showing in color tissues and organs. It allows the rotation and translation of the model, and also allows adjustments on resolution through interpolation methods. It is necessary to improve the image quality, due to the low resolution used during particle simulation on MCNP5. The voxel model can be visualized on a three-dimensional space together with the anthropomorphic and anthropometrical human phantom. On this on going research, it is expected near future that radioactive sealed source can be depicted into the model, also directive vectors can show the orientation of the teletherapy beam.

1. INTRODUCTION

Considering as an incentive to the oncology research, it is relevant to face the evaluation made by the International Union Against Cancer (UICC) that predicted to 2020 year an increasing of 50% up in the number of new cases of cancer and the double of the number of deaths. In Brazil, this challenge is higher since the average of survive due to the cancer is around 2 to 4 years, while in the full developed countries this index goes up for 12 to 16 years [1].

The radiotherapy planning is a set of procedures that must be setup in order to reach the following goals: localization of the tumor-volume (real or visible volume by means of the diagnostic procedures based on image); localization of the white volume (i.e., volume of

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 30 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN
ISBN: 978-85-99141-02-1

DELETERIOUS EFFECTS INDUCED FOR INDIRECT EXPOSITION OF THE EAR DURING RADIOTHERAPY OF HEAD AND NECK – DOSIMETRIC ISSUES

Daniela de F. Maia Trindade, Tarcísio P. R. de Campos, and Bruno M. Trindade

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – UFMG
Av. Antonio Carlos, 6624 – Campus Pampulha, PCA 131270-901
Pampulha, 31.271-970 Belo Horizonte, MG

danymaia@yahoo.com.br, campos@nuclear.ufmg.br, bmtrindade@yahoo.com

ABSTRACT

Radiotherapy, a common treatment of head and neck tumours, requires the administration of high-absorbed doses of ionising radiation. The auditory organ presents great proximity to the regions on the neck and head, if target region is in this region, the exposition due to radiotherapy can affect the ear's structures. The consequences can be acute or chronicle. The present work describes the tolerance doses for the deleterious effects in the ear and the percentages of the prescribed radiation dose to the tumour received for the auditory structures. The development of an ear voxel model is presented. This model reproduces the morphology and the composition of its structures, being able to simulate radiotherapeutic protocols found in clinical practices. The model was simulated in to the MCNP5 code and protocols of the 6MV teletherapy were simulated. The computational dosimetry for the ear and neighbouring structures was investigated. In head and neck teletherapy portals, the absorbed doses for the ear structures may be superior to those prescribed for the head and neck tumours, when radiation is directly oriented to the structure. Herein, ear's doses when its structure is outside the irradiation portals are also investigated. As conclusion, the following up of clinical cases at long period must be realized to quantify the acute and chronic effects in the auditory system of patients submitted to the radiotherapy for treating of head and neck tumours. Some effort must be made effectively to prevent, to diagnosis and to treat these effects.

1. INTRODUCTION

Radiotherapy is a common treatment of tumors in the region of head and neck and requires the administration of high absorbed doses of radiation. Due to complex anatomy of this region, exposure of not-target organs during irradiation is unavoidable. Due to the some damages caused for the radiotherapy, sequels in the hearing and its structures are of particular importance. The auditory system is located in the temporal region of the head, so it can be irradiated through radiotherapy techniques even not being in the target primary target. The irradiation of the auditory system cause damages to one or more than its structures, bringing damage to the patient. The consequences can be acute or late and may affect all structures of the auditory system.

The present work describes the tolerance doses for damages in the ear and the percentages of the prescribed radiation dose for tumor received for the auditory structures. The development of an ear voxel model based on computer tomography images for computational dosimetry for the ear and neighboring structures and the comparison of the kerma coefficients of auditory organ structures regarding to the kerma coefficients of the water also are part of the work.

IMAGE CONVERSION FROM CT OR MRI TO A TISSUE'S VOXEL MODEL APPLIED TO ONCOLOGY

Bruno Machado Trindade* – bmtrindade@yahoo.com

Tarcísio Passos Ribeiro de Campos* – campos@nuclear.ufmg.br

*Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – Escola de Engenharia - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6624 - Campus Pampulha, PCA 131270-901 Pampulha, Belo Horizonte,
MG, Brasil

***Abstract.** The simulation of nuclear particle transport based on MCNP nuclear code becomes a major tool in the application of radiation oncology. Recent studies have demonstrated that the anthropomorphic and anthropometrics models must be personalized oriented to the patient. A practical and efficient way to provide this representation is the assembling of voxel models for the organs, tissues, and tumoral regions, starting from tomographic images (MRI or CT). The present paper presents the methodology applied to digital image of the organs and tissues translating it to tissue models equivalent to a voxel's three-dimensional matrix. The transport of particle phenomena is simulated onto those matrices by MCNP code. A computational system was prepared following the present methodology and has been used in NRI- Ionized Radiation Center from CCTN/UFMG for modeling brachytherapy and teletherapy applied to pelvis, head and neck, chest, breast and others type of regions infiltrated by tumors, improving the process of generating models for simulating the radiation therapy.*

***Keywords:** MCNP, Voxels, Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging.*

1. PROBLEM DESCRIPTION

A three-dimensional transport simulation of nuclear particles is a tool for improving the radiation oncology procedures [Purdy, 1997]. Studies [Kijewski, 1994] have demonstrated that the models used on those simulations should be personal in order to the radiation protocol producing a effective treatment with adequate absorbed doses on the tumor achieving its control.

The practical and efficient way to personalize the treatment is to construct and adjust a three-dimensional voxel model, representing organs and tissues in a equivalent way, matching the tomographic image information from the patient. The present paper presents a methodology in development, which convert CT and MR images to a three-dimensional voxel model of tissues and organs. Such model is essential to the study of the phenomena of nuclear particle transport on human body.

ERROR ESTIMATION ON THE ABSORBED DOSE DUE TO HETEROGENEITY OF HUMAN BODY TISSUE IN RELATION TO THE WATER PHANTOM

Trindade, Bruno Machado, bmrindade@yahoo.com

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – Escola de Engenharia - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6624 - Campus Pampulha, PCA 131270-901 Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brasil

Trindade, Daniela de Fátima Maia, danymaia@yahoo.com.br

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – Escola de Engenharia - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6624 - Campus Pampulha, PCA 131270-901 Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brasil

Campos, Tarcísio Passos Ribeiro de, campos@nuclear.ufmg.br

Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – Escola de Engenharia - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6624 - Campus Pampulha, PCA 131270-901 Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brasil

Abstract. *During radiotherapy the patient is submitted to a radiation source in a controlled environment. Although the absorbed doses can reduce the proliferation of cancer cells, it can also damage normal cells. The incidence of the deleterious effects obeys a sigmoidal shape curve which means a very small increment of dose produces a large effect. So, a precise dose calculation and ministration are required to treat cancer without produce serious injuries. In spite of this very small margin of error the treatment doses are evaluating overlapping doses obtained and calibrated experimentally in a water phantom, mimicking the human body. However the heterogeneity of human structures can influence the value of doses due to the differences found in particle fluency related to the nuclear particle transport in human and in the water, also in the kerma dose evaluation, which convert fluency to kerma due to the heterogeneity found in the chemical composition from human tissue and water. This paper evaluates the error of the method using water based calculation, only considering the differences of tissues kerma coefficients. The errors were estimated by using kerma coefficients to calculate a dose absorbed in a various human tissue comparing it to the same in the water, when exposed to a radiation source of same spectrum. The results are presented as a ration of the tissue dose by water dose, submitted to the same spectrum. The dose of each tissue and of water was calculated using a discrete photon spectrum of two electron accelerators: 6MV and 15MV. To 6MV accelerator only the original spectrum was taken. To 15MV accelerator the original spectrum and one in-deep degraded spectrum were applied. As results the table of errors, and tomography overlapped isocurves of these errors in human body are shown.*

Keywords: *cancer, radiotherapy, kerma, absorbed dose, nuclear particle transport.*

1. INTRODUCTION

Cancer is an ordinary name given to a set of diseases which have in common an abnormal grow of cells. A common cancer treatment modality is radiotherapy. For example, the patient is submitted to an external radiation nuclear particle beam in a controlled environment. The radiotherapy is based in fact that cancerous cells are more sensible to ionising radiation than normal cells. So, the radiotherapist can determine the orientation of the radiation external beam, its energetic spectrum, and the irradiation field. If the time is defined enough to produce an internal absorbed dose suitable to kill cancerous cells without damage normal cells, this protocol can control the tumor and may cure the patient.

The main problem is the small interval between dose to control tumor and maximum allowing dose on normal tissue although the doses that can kill cancer cells are different of those that can damage normal cells. So, in radiotherapy, a precise dose calculation in treatment planning and a precise ministration of this treatment are required to treat cancer without produce serious injuries to patient.

In spite of this very small margin of error in treatment planning is allowed. Since there aren't fast algorithms to calculate doses, the absorbed doses are evaluated by overlapping of doses obtained experimentally in water phantom. However, the human body aren't made of water and it's very heterogeneous. And, this heterogeneity can influence doses in two main ways:

- (i) the radiation can be spread by tissues and can be reflected in tissues interfaces, and
- (ii) the interaction of the radiation with tissues are dependent of the chemical composition and density of each tissue.

The present paper addresses the first issue, calculating the error of the method using a water-based dose calculation comparing it one method that considered variations on the tissue chemical composition, but without taken in consideration the radiation spread or reflection (secondary radiation).

To calculate how chemical composition of the tissue influences in absorbed doses, it was used two human voxel models, one representative of the ear region and other representative of the thorax region. The comparison was made by