



COPPE/UFRJ

METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA GERAÇÃO DE MODELOS
ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS PARA SIMULAÇÃO POR MONTE CARLO
DE TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS

Leonardo da Silva Boia

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

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Setembro de 2010

METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA GERAÇÃO DE MODELOS
ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS PARA SIMULAÇÃO POR MONTE CARLO
DE TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS

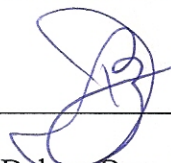
Leonardo da Silva Boia

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

Examinada por:



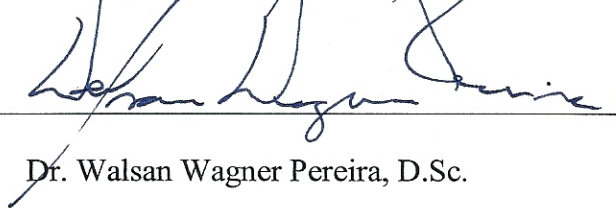
Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.



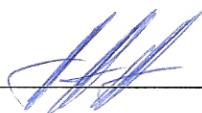
Prof. Delson Braz, D.Sc.



Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc.



Dr. Walsan Wagner Pereira, D.Sc.



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

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2010

Boia, Leonardo da Silva

Metodologia Computacional para Geração de Modelos Antropomórficos de Voxels para Simulação por Monte Carlo de Tratamentos Radioterápicos/ Leonardo da Silva Boia. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XIX, 105 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 80-85.

1. Imagem DICOM. 2. Scan2MCNP. 3. MCNPX. I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo e todos, agradeço a Deus, cuja misericórdia e graça permite o fôlego da vida e cuja mão forte tem me sustentado durante minha caminhada. A ele toda a honra, glória e poder !

A minha família, pela compreensão e pelo carinho constantes nos momentos de alegria e de dificuldade. Sem dúvida, os meus pais, Erineuto (*in memoriam*) e Aidê, e a minha irmã Mônica, desempenharam um papel fundamental na feitura deste trabalho, na qual tivemos a oportunidade de crescer juntos e trilhar o caminho da criação, do conhecimento e da cumplicidade. Na lembrança dos meus avós e os meus tios pelo amor incondicional e pela preocupação com o meu bem-estar e com a minha felicidade.

A minha noiva Aline Maria da Costa Lobo a quem eu adoro e amo, pelo incentivo e pela força em todos os momentos da minha vida.

Ao Prof^o Ademir Xavier da Silva, pela sua dedicação, competência e paciência na orientação deste trabalho, minha sincera gratidão.

A CAPES pelo suporte financeiro fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, por contribuírem para o meu crescimento profissional.

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

A todos os alunos do curso de Doutorado e Mestrado em Engenharia Nuclear, pela amizade e troca de conhecimento durante todo o curso de pós-graduação.

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

A todos os amigos próximos ou distantes sempre presentes em minha trajetória, que, de alguma forma, colaboraram para o término deste trabalho.

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

METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA GERAÇÃO DE MODELOS
ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS PARA SIMULAÇÃO POR MONTE CARLO
DE TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS

Leonardo da Silva Boia

Setembro/2010

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma metodologia computacional de conversão de imagens médicas tomográficas em modelos antropomórficos de *voxels* para simulações de tratamentos radioterápicos usando o código Monte Carlo MCNP. Para isso foram utilizadas imagens tomográficas do fantoma físico *Alderson Rando*, um sistema computacional automatizado de processamento digital de imagens (SAPDI), desenvolvido especificamente para viabilizar este trabalho, o programa *Scan2MCNP* de interface para o código MCNP e o código MCNPX. Desenvolveram-se também técnicas de inserção de figuras geométricas irregulares nas imagens tomográficas, visando à simulação de coágulos ou tumores para estudos específicos. Para a validação da metodologia proposta foram utilizados trabalhos experimentais encontrados na literatura e realizados estudos de casos. Os resultados obtidos computacionalmente quando comparados com as medidas experimentais, apresentaram discrepâncias máximas de 10%, o que demonstra a eficácia da metodologia se considerados os erros intrínsecos das medidas experimentais.

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

COMPUTATIONAL METHODS FOR GENERATION OF VOXEL
ANTHROPOMORPHIC MODELS FOR MONTE CARLO SIMULATION OF
RADIOTHERAPY TREATMENTS

Leonardo da Silva Boia

September/2010

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work shows the development of a computational methodology on tomographical medical images into anthropomorphical voxel models for simulation of radiotherapy treatments by using MCNP code. In order to achieve such goal, Alderson Rando physical phantom's tomographical images were used and an automatic computer system for image's digital processing (SAPDI) were developed intending to make such task possible, beside Scan2MCNP software with MCNP code interface and MCNPX code. Insertion techniques of non-regular geometrical figures were developed as well, intending to emulate either coagula or tumors for specific studies. Experimental data found in literature were used for the proposed methodology's validation and studies of cases were performed. The results that were obtained computationally show maximum discrepancies of 10%, when compared to the experimental measurements. These results demonstrate the effectiveness of the proposed methodology, taking in to account the intrinsic errors from experimental measurements.

Sumário

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	01
I.1 - Generalidades	01
I.1.1 - Radioterapia	01
I.2 - Motivação	03
I.3 - Relevância	03
I.4 - Objetivo	04
I.5 - Revisão da literatura	04
CAPÍTULO II - CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	11
II.1 - Simuladores antropomórficos	11
II.1.1 - Fantoma Matemático	11
II.1.2 - Fantoma Físico	14
II.1.3 - Fantoma <i>Voxel</i>	15
II.1.3.1 - Fantoma <i>MAX</i>	17
II.2 - Imagens Médicas	18
II.2.1 - O padrão <i>DICOM</i>	19
II.3 - Tomografia Computadorizada (<i>TC</i>)	21
II.4 - O Método de <i>Monte Carlo</i>	22
II.4.1 - O código de Transporte de Radiação MCNP	22
II.4.2 - Estrutura dos dados de entrada do MCNP	23

II.4.3 - Especificação dos materiais	25
II.4.4 - Dados de saída, resultados do MCNP	25
II.4.5 - Cálculo de dose absorvida pelo MCNP	26
II.4.6 - Estimativa do erro relativo do MCNP	26
II.5 - Processamento digital de imagem	27
CAPÍTULO III – METODOLOGIA	29
III.1 - Sistema de segmentação e conversão de dados de imagens de <i>TC</i>	30
e de <i>RM</i> para arquivo de entrada do <i>MCNP</i> (<i>Software Scan2MCNP</i>)	
III.2 - Estudo da operação computacional para geração do arquivo de entrada ...	32
III.2.1 - A construção da caixa grande	32
III.2.2 - A construção do <i>voxel</i>	34
III.3 - Dimensão do arquivo de entrada	36
III.4 - Arquivo de entrada (INP)	38
III.5 - Correção e ajuste da segmentação	41
III.6 - Sistema computacional <i>SAPDI</i>	43
III.6.1 - A interface do sistema computacional <i>SAPDI</i>	44
CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
IV.1 - Conversão e PDI em imagens *.BMP, *.JPG e *.TIFF	47
para o padrão *.DCM usando o sistema computacional <i>SAPDI</i>	
IV.1.1 - PDI em imagens *.DCM	51

Índice de Figuras

Figura II.1. Representação do modelo matemático.	11
Figura II.2. Vista interna dos modelos masculino (ADAM) e feminino (EVA).	13
Figura II.3. Fantoma antropomórfico <i>Alderson Rando</i> .	14
Figura II.4. Etapas envolvidas na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro [33].	16
Figura II.5. (a) Antes da segmentação. (b) Depois da segmentação.	17
Figura II.6. Fantoma <i>MAX</i> . Visão Frontal ilustrando o esqueleto.	18
Figura II.7. O ACR e o NEMA iniciam em 1985 a implementação e orientam os proprietários para a unificação dos dados em único protocolo.	19
Figura II.8. Desenvolvimento histórico do formato <i>DICOM</i> . O documento que regulamenta o padrão DICOM já ultrapassa mais de 1700 páginas [36].	20
Figura II.9. Na tomografia computadorizada, os <i>fótons</i> são coletados por um cristal cintilador ou uma fotomultiplicadora, que convertem a energia incidente em corrente elétrica, proporcional à energia dos fótons de raios X incidentes.	21
Figura II.10. Representação do cálculo da energia depositada pelo comando *F8 do MCNPX.	26
Figura III.1: Metodologia computacional para conversão de imagens médicas DICOM para o arquivo de entrada do código MCNP.	29

Figura III.2. Software Scan2MCNP em operação.	31
Figura III.3. O tecido e o órgão construído computacionalmente através de vários elementos denominados <i>voxel</i> .	32
Figura III.4. Imagem médica da cabeça do fantoma do <i>Alderson Rando</i> (Formato <i>DICOM</i>).	33
Figura III.5. Espaço de alocação da imagem médica criado pelo <i>Scan2MCNP</i> a partir das informações contidas na imagem <i>DICOM</i> .	33
Figura III.6. Formação da caixa grande onde serão inseridas as 2 fatias da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i>	34
Figura III.7. No arquivo de entrada tem-se as informações dos planos do <i>voxel</i> . Através destas, é possível determinar a dimensão do <i>voxel</i> e o seu formato.	35
Figura III.8. Imagem <i>voxelizada</i> da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	36
Figura III.9(a). Imagem clínica de uma fatia da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	37
Figura III.9(b). A mesma imagem reamostrada com <i>voxel</i> de 2 cm^3 .	37
Figura III.10(a). A mesma imagem reamostrada com <i>voxel</i> de $0,00677 \text{ cm}^3$.	38
Figura III.10(b). A mesma imagem reamostrada com <i>voxel</i> de $0,00143 \text{ cm}^3$.	38
Figura III.11. Arquivo de entrada sem informações dos volumes das células (órgãos).	38
Figura III.12. Exemplo da definição da geometria (no arquivo de entrada) das fatias da cabeça e pescoço do <i>Alderson Rando</i> .	39
Figura III.13. Tabela com a contagem do número de <i>voxels</i> de cada célula e o seu respectivo volume.	39
Figura III.14. Arquivo de entrada com a informação do volume de cada célula.	40

Figura III.15. (a) Arquivo de entrada gerado sem as informações das superfícies dos planos (px, py e pz). (b) Arquivo de entrada modificado com as informações das dimensões das superfícies obtidas a partir do arquivo de entrada original.	41
Figura III.16. Exemplo de um estudo do efeito de borda na imagem representativa do tumor corrigido com a análise do campo de efeito de borda, e com o campo efetivo do tumor.	42
Figura III.17. (a) Regiões de níveis de cinza de uma imagem <i>DICOM</i> . (b) Máscara de cor “ <i>X-RAIN</i> ” aplicada nas regiões de níveis de cinza da Figura (a).	43
Figura III.18. Interface do sistema computacional do <i>SAPDI</i> .	45
Figura IV.1. Opção “ <i>PDI IMG > DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados onde é informada o formato de imagem BMP, JPG ou TIFF.	47
Figura IV.2. Opção “ <i>PDI IMG > DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados onde é informado o número da primeira fatia BMP, JPG ou TIFF.	48
Figura IV.3. Opção “ <i>PDI IMG > DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados onde é informado o número da última fatia BMP, JPG ou TIFF.	48
Figura IV.4. Opção “ <i>PDI IMG > DICOM</i> ” ativada, e o processamento das informações fornecidas.	49
Figura IV.5. 1 – Imagem originais no formato “.JPG”. Resultado final do processo: 2 - Imagens criadas e processadas, na versão final “.DCM”.	49
Figura IV.6. Tela de sugestões para as imagens com segmentações indefinidas ou confusas.	50
Figura IV.7. Tela de análise dos níveis de cinza de uma imagem.	51
Figura IV.8. Opção “ <i>PDI DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados da primeira fatia <i>DICOM</i> .	51

Figura IV.9. Opção “ <i>PDI DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados da última fatia <i>DICOM</i> .	52
Figura IV.10. As imagens processadas pelo <i>SAPDI</i> sendo trabalhadas no <i>software Scan2MCNP</i> .	53
Figura IV.11. Opção “ <i>MIX DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados da fatia <i>DICOM CT</i> .	54
Figura IV.12. Opção “ <i>MIX DICOM</i> ” ativada, e a entrada de dados da fatia <i>DICOM MRI</i> .	54
Figura IV.13. Opção “ <i>MIX DICOM</i> ” ativada, e a mixagem da imagem CT e MRI.	55
Figura IV.14. Opção “ <i>128 >>> 512</i> ” ativada, e os recálculos dos planos do big box e do voxel para que o tamanho da geometria (imagem) passe de 128 pixels x 128 pixels para 512 pixels x 512 pixels.	56
Figura IV.15. Opção “ <i>VOXEL >>> MAT</i> ” ativada, e o sistema pede para informar qual o voxel a ser contado.	57
Figura IV.16. Opção “ <i>VOXEL >>> MAT</i> ” ativada, e a inserção da geometria na janela dados de entrada.	57
Figura IV.17. Opção “ <i>VOXEL >>> MAT</i> ” ativada, e a inserção do valor da matriz na janela dados de entrada.	58
Figura IV.18. Opção “ <i>VOXEL >>> MAT</i> ” ativada, e o terminal de dados exibe o valor total de voxels do material 5.	58
Figura IV.19. Estrutura geométrica irregular criada no <i>software Paint</i> do <i>Windows</i> , que simula um coágulo no cérebro.	59
Figura IV.20. Imagem do coágulo apresentada pelo <i>software CS3 Adobe Photoshop</i> .	60

Figura IV.21. Selecionando a grade de recuperação de dados dos <i>pixels</i> da imagem do coágulo, através da ferramenta “ <i>LASSO TOOL</i> ”.	61
Figura IV.22. Imagem <i>DICOM</i> no <i>software CS3</i> , com todas as informações intrínsecas da imagem médica.	61
Figura IV.23. Recurso de grade do <i>software CS3</i> para inserção da imagem do coágulo.	62
Figura IV.24. Imagem <i>DICOM</i> com o coágulo inserido através do <i>software CS3</i> .	63
Figura IV.25. Área de trabalho do <i>Scan2MCNP</i> e a presença do coágulo em uma fatia da cabeça do <i>Alderson Rando</i> .	63
Figura IV.26. <i>Software DICOMWorks</i> utilizado para manuseio das imagens <i>DICOM</i> .	64
Figura IV.27. Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i> , gerada pelo programa <i>codificador gráfico Sabrina</i> [44].	65
Figura IV.28. Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i> , gerada pelo programa <i>Visual Editor 2 (VisEd 2)</i> [45].	65
Figura IV.29. Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma <i>Alderson Rando</i> , gerada pelo programa <i>Moritz Geometry Tool</i> [46].	66
Figura IV.30. Simulador <i>Alderson Rando</i> e as localizações dos cubos de água inseridos. 1 - cérebro lado esquerdo, 2 – cristalino, 3 – tireóide, 4 – pulmão esquerdo, 5 – Hp(10) e 6 – medula (costela esquerda).	67
Figura IV.31. Localização dos cubos de água inseridos nas regiões estudadas do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	68

Figura IV.32. a) Fatia de água sólida construída com encaixe do mesmo material contendo um objeto simulador de tumor (círculo) e outro do tronco cerebral (semicírculo), ambos em PVC; b) Fatia de água sólida inserida no fantoma de cabeça Alderson na posição da fatia do fantoma que contém os olhos; c) Corte da imagem tomográfica do fantoma de cabeça Alderson mostrando as imagens dos objetos simuladores do tumor e do tronco cerebral [50].	71
Figura IV.33. Comparação entre os resultados do PDP obtidos pela simulação usando o código MCNP e os resultados experimentais (PDP) obtidos pela câmara de ionização (C.I.) [48].	73
Figura IV.34. Simulação computacional de radiocirurgia da cabeça do fantoma Alderson Rando contendo o material equivalente ao tumor. Projeções: 1 – Feixe com direção látero-lateral, 2 – Feixe com direção antero-posterior e 3 – Feixe com direção Apical.	75
Figura A.1. Imagem do <i>software Scan2MCNP</i> no acionamento do comando de limpeza do <i>buffer</i> de imagens armazenado.	87
Figura A.2. Imagem do <i>software</i> com as duas janelas de monitoração e trabalho: <i>Partition</i> e <i>Transcript</i> .	87
Figura A.3. Imagem do <i>software</i> com a opção <i>File</i> aberta.	88
Figura A.4. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> e a execução do comando “ <i>Image Properties</i> ”, localizado no <i>menu</i> na opção “ <i>Image</i> ”.	89
Figura A.5. Opção “ <i>Reset Boundaries</i> ”, reseta os limites das regiões (bordas) entre duas regiões diferentes (tecidos e órgãos).	90
Figura A.6. Opção “ <i>Contrast</i> ” padroniza os contrastes das imagens seqüenciais.	90

Figura A.7. O arquivo da biblioteca de dados de materiais “*.lib” aberto com o <i>software</i> “bloco de notas”. Formato estrutural da programação do arquivo.	91
Figura A.8. Opção “ <i>Boundaries...</i> ”, inicia o processo de identificação e indexação das regiões da imagem 3D de acordo com a biblioteca de dados de materiais.	92
Figura A.9. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> com a janela aberta “ <i>Partition Boundaries</i> ”.	93
Figura A.10. Janela “ <i>Partition Boundaries</i> ” e sua opção “ <i>Select</i> ”.	95
Figura A.11. Janela “ <i>Material Library Browser</i> ”, com a lista de materiais pré-definida e editada através do arquivo “ <i>ADD_Materials.lib</i> ”.	95
Figura A.12. Janela “ <i>Partition Boundaries</i> ” e sua opção “ <i>Select</i> ”.	96
Figura A.13. Opção “ <i>Color Scheme</i> ”. Há disponível 16 espectros RGB no <i>software</i> . Tornando as imagens médicas coloridas para visualização.	97
Figura A.14. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> com a lista de opções acionadas pelo botão direito do <i>mouse</i> . Opção “ <i>Crop Settings...</i> ”, processo de configuração do comando “ <i>Crop</i> ”.	98
Figura A.15. Janela “ <i>Crop Settings</i> ” para configuração do comando “ <i>Crop</i> ”.	98
Figura A.16. Opção “ <i>Crop Settings</i> ” em operação.	99
Figura A.17. O marcador retângulo vermelho interno (<i>Crop</i>) selecionando a região de interesse.	99
Figura A.18. Recurso “ <i>Set Edge Material</i> ”, que tem como função distinguir a região interna do composto material do corpo da região externa.	100

Figura A.19. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> . Comando “ <i>IMG Parameters</i> ” sendo acionado.	101
Figura A.20. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> . A janela “ <i>IMG Parameters</i> ” aberta.	101
Figura A.21. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> . A janela “ <i>Append File</i> ” está ativa para anexar uma sub-rotina de acordo com o planejamento proposto.	102
Figura A.22. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> . A janela “ <i>MCNP Options</i> ” está ativa para configurações do formato do arquivo de entrada a ser gerado.	103
Figura A.23. Imagem do <i>Scan2MCNP</i> . A opção <i>File</i> do <i>menu</i> ativa e as sub-opções <i>Preview MCNP</i> e <i>Write MCNP</i> .	104
Figura A.24. <i>Scan2MCNP</i> - A prévia do arquivo de entrada gerado.	104
Figura A.25. <i>Scan2MCNP</i> - O arquivo de entrada gerado salvo.	105

Índice de Tabelas

Tabela II.1. Composição dos tecidos do fantoma Alderson Rando [30].	15
Tabela II.2. Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX.	24
Tabela II.3. Recomendação para interpretação do erro relativo R.	27
Tabela III.1. Tabela de segmentação.	42
Tabela IV.1. Valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho (fantoma <i>Alderson Rando</i> e <i>MAX</i>) e determinados experimentalmente por SILVA [47] (Alderson –TLD).	69
Tabela IV.2. Discrepâncias entre os valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho (fantoma <i>Alderson Rando</i> e <i>MAX</i>) e determinados por SILVA [47] (Alderson –TLD).	70
Tabela IV.3. Parâmetros usados no tratamento do simulador de cabeça.	74
Tabela IV.4. Valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho e determinados por MENEZES [48].	76

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

I.1 – Generalidades

Em tempos recentes, a tecnologia da informação inclui todas as tecnologias relacionadas à documentação, processamento de dados, ciência da informação, tecnologias de computação, robótica, inteligência artificial, comunicação, tecnologias espaciais, bem como todas as tecnologias relacionadas ao processamento de sinais gráficos e audiovisuais.

Na informática médica, o objetivo fundamental é colocar à disposição do médico toda forma de informação computacional, seja ela por sinais gráficos ou por imagens. Da mesma forma que as agências bancárias e as companhias aéreas não podem funcionar sem o apoio da informática, torna-se progressivamente mais difícil a prática da Medicina sem o auxílio da tecnologia da informação [1].

Grande parte da atividade dos médicos consiste em processar informações podendo-se destacar: a obtenção e registro de informações sobre o paciente, as consultas aos seus colegas de profissão, a pesquisa de literatura científica específica, o planejamento de procedimentos diagnósticos, as estratégias de tratamento, a interpretação de resultados de laboratório e os estudos radiológicos ou a condução de estudos epidemiológicos [2].

É, no entanto, a contínua preocupação com o bem-estar do paciente e a conseqüente necessidade de um processo de decisão ideal, que coloca a Medicina e a Física Médica em uma posição diferenciada em relação aos outros campos dependentes do manuseio da informação.

I.1.1 – Radioterapia

O câncer é uma enfermidade de alta incidência em todo mundo e responsável por um número grande de atendimentos na área da saúde e de mortes, além de gastos importantes para a sociedade e o Governo. Segundo estatísticas brasileiras, o câncer já é a terceira causa de mortes, onde é responsável por 13,20% dos óbitos [3]. Somente entre 1979 e 2003, a taxa de mortalidade pela doença cresceu 30% e os gastos do governo federal na assistência oncológica de alta complexidade aumentaram em 103%, de 2000 a 2005 [4]. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), o número estimado de

novos casos de câncer em todo o mundo chegará a 15 milhões em 2020. A doença já é a segunda causa de mortes no mundo, e segundo estatísticas até 2010 pode assumir o primeiro lugar [5]. Atualmente 20 milhões de indivíduos vivem com câncer, sendo que cerca de 10 milhões morrem anualmente. A incidência tende a aumentar tanto nos países desenvolvidos como nos em desenvolvimento, como resultado da crescente exposição a fatores de risco e do aumento da expectativa de vida. Diante de tal cenário, fica clara a necessidade de continuidade em investimentos no desenvolvimento e aprimoramento de ações abrangentes nas áreas de tratamento e controle do câncer.

A radioterapia, definida como o uso terapêutico das radiações ionizantes, ocupa um lugar de destaque na oncologia moderna, uma vez que cerca de 60% de todos os pacientes portadores do câncer irão utilizá-la em uma das suas diferentes modalidades durante o tratamento da doença [6]. O objetivo da radioterapia é aplicar a maior dose possível de radiação no tecido tumoral, enquanto minimizam-se os danos aos tecidos normais circunvizinhos. A radioterapia divide-se em dois grandes grupos: a *Braquiterapia* e a *Teleterapia* [6]. Na *Braquiterapia*, as fontes de radiação ionizantes são inseridas dentro do paciente e posicionadas em contato direto com o tumor. Na *Teleterapia*, a fonte de radiação ionizante é posicionada afastada do paciente (tipicamente 1 metro), e a radiação emitida pela fonte é colimada na direção do tumor.

Através do *Planejamento Radioterápico*, a equipe de radioterapia limita cuidadosamente a área que deve receber a radiação, calcula a dose diária a ser recebida e o período de administração. A imprecisão no cálculo das doses no planejamento radioterápico pode resultar em uma superexposição ou subexposição do paciente. A superexposição causa maior dano aos tecidos saudáveis, provocando muitas vezes lesões a órgãos vitais do paciente, enquanto a subexposição aumenta as chances de reincidência do câncer. Em ambos os casos o paciente retorna aos hospitais gerando mais despesas para sistema de saúde brasileiro.

Atualmente, sistemas computacionais de planejamento tridimensionais, como *CadPlan*, *SomaVision* e *Eclipse*, programas dedicados ao tratamento em radioterapia, realizam planejamentos em três dimensões que possibilitam a realização da radioterapia conformacional, de modo sofisticado e aprimorado, direcionando assim com maior precisão as radiações ionizantes nos tumores. Com isso, é possível preservar ao máximo os tecidos vizinhos (saudáveis), diminuindo os efeitos colaterais. Neste contexto, pesquisas na área de simulação computacional vêm tendo uma grande projeção na área médica devido à busca de resultados que auxiliem a precisão dos tratamentos. No

campo da Física das Radiações e Médica, códigos computacionais, baseados no método de Monte Carlo [7], podem ser utilizados para a manipulação de dados de pacientes reais (Imagens Médicas), podendo gerar resultados personalizados, contribuindo assim, com os sistemas de planejamento de tratamentos em radioterapia utilizados em hospitais e clínicas médicas.

I.2 – Motivação

O rápido desenvolvimento de sistemas computacionais cada vez mais velozes e acessíveis permitiu que as técnicas de Monte Carlo se tornassem uma importante ferramenta a ser aplicada na Física Médica. Contudo, o desenvolvimento de um sistema de manipulação e simulação computacional de imagens médicas, diretamente adquiridas pelo tomógrafo, e que gerasse resultados que contribuíssem com os planejamentos radioterápicos, ainda não está disponível, o que torna uma linha de pesquisa a ser trabalhada. Devido a esta carência de *softwares* e de metodologias computacionais para este fim, surge uma necessidade de criação e desenvolvimento computacional com o propósito de se trabalhar com informações personalizadas de pacientes reais, obtendo assim, resultados com maior precisão a partir dos cálculos probabilísticos gerados pelos códigos baseados no método de Monte Carlo.

Desta forma, a possibilidade de ajustes de parâmetros na parte experimental e a consequente diminuição de erro no processo e/ou conferência de valores de doses a serem administradas, podem ser auxiliadas pela simulação computacional.

I.3 – Relevância

O Método de Monte Carlo aliado a fantasmas antropomórficos em *voxels* pode ser utilizado para estudos dosimétricos e para simulação tridimensional de problemas que envolvem tratamentos radioterápicos, tais como, em teleterapia e braquiterapia de cânceres de mamas, pulmões, pelve, colo uterino, coluna, próstata, cabeça e pescoço entre outros.

A possibilidade de utilizar modelos em *voxels* personalizados para a avaliação de dose em órgãos circunvizinhos ao volume alvo no paciente é atrativa. Isto não pode ser tomado como uma forma de substituir o planejamento de tratamento atualmente utilizado, mas fornecer uma fonte de dados auxiliar para que tanto os médicos quanto os físicos médicos possam aperfeiçoar o planejamento de tratamento dos pacientes [8].

I.4 – Objetivo

O objetivo do presente trabalho é o desenvolvimento de uma metodologia computacional que ordenará todo o processo de edição, manipulação, parametrização, conversão, simulação e análise de resultados a partir das imagens médicas *DICOM* adquiridas de equipamentos tomográficos para estudos personalizados das doses de radiação absorvidos pelos tecidos e órgãos do paciente.

Para o êxito desta pesquisa serão utilizados o *software Scan2MCNP* [9], o código de transporte de radiação MCNP e programas associados, onde o primeiro tem como função a conversão das imagens médicas em arquivo de entrada para análise computacional, e o segundo para a simulação das trajetórias das partículas durante suas vidas, desde uma fonte, até serem eliminadas por absorção nos tecidos e nos órgãos humanos, ou por fuga do sistema.

Para alcançar tal meta, foram utilizadas imagens *DICOM* do fantoma antropomórfico *Alderson Rando* obtidos por equipamentos tomográficos no Instituto Nacional do Câncer (INCA) no Rio de Janeiro, que é referência nacional para tratamentos radioterápicos, e do Hospital das Clínicas da USP (HC) em São Paulo.

I.5 – Revisão da Literatura

A realização desta pesquisa científica teve como referência a utilização das publicações listadas neste tópico. Nesta revisão de literatura descreve-se cada trabalho de forma sucinta referindo-se ao seu tema e os seus principais resultados.

Em 1996, ZUBAL *et al.* [10], desenvolveram um simulador de cabeça a partir de uma seqüência de 124 imagens transversas da cabeça de um homem de 35 anos obtidas por ressonância magnética. As 124 fatias retratadas abrangem apenas a região que começa à altura do palato duro e termina no topo da cabeça. O contorno de cada órgão ou região foi desenhado manualmente em cada uma das 124 imagens, resultando na segmentação de 62 estruturas anatômicas diferentes. As posições (X, Y) de todos os pontos que compõem os contornos dos órgãos e tecidos foram armazenadas em arquivos. Um algoritmo foi desenvolvido para preencher o interior de cada contorno com um único valor índice associado a uma estrutura anatômica, produzindo o banco de

dados que representa as imagens segmentadas. Dois outros modelos parciais (cabeça e tronco) foram também desenvolvidos adotando a mesma técnica.

Em 2000, XU *et al.* [11], descreveram o desenvolvimento de um modelo tomográfico de corpo inteiro, denominado *VIP-Man*, utilizando as imagens fotográficas geradas pelo *Visible Human Project* para cálculo de doses provenientes de fontes de *fótons, elétrons, nêutrons e prótons*. Neste artigo são fornecidas informações para a construção de um simulador baseado em elementos de volume: 1) obtenção das imagens; 2) identificação e segmentação dos órgãos e tecidos e 3) utilização dos dados anatômicos em conjunto com programas que simulam o transporte de radiação baseados no método de *Monte Carlo*.

Em 2001, JEFFREY *et al.* [12], demonstraram a viabilidade de se utilizar o arquivo de entrada do fantoma ZUBAL em alta resolução 3D no código MCNP, para estudos em terapia de captura de nêutron por boro *BNCT* de estrutura dosimétrica. Este trabalho descreve um modelo baseado em *voxel* de alta resolução da cabeça humana e foi utilizado para calcular as doses absorvidas nas estruturas do cérebro. O fantoma Zubal é um modelo em 3D da cabeça humana que pode ser exibido e manipulado em um computador. Várias mudanças foram feitas no fantoma da cabeça original no qual contém mais de 29 estruturas críticas do cérebro e cabeça. O fantoma modificado tem (85 x 109 x 120) *voxels* de *lattice*, onde cada *voxel* mede 2,2 mm x 2,2 mm x 1,4 mm.

Em 2002, LOUREIRO *et al.* [13], apresentaram uma nova metodologia aplicada na construção de simuladores baseados em elementos de volume. O processo de segmentação dos modelos resume-se à tarefa de colorir as imagens tomográficas atribuindo uma cor diferente para cada órgão segmentado. Um modelo de cabeça e pescoço foi construído utilizando esta nova técnica. Além de simplificar o procedimento permitindo a construção dos modelos em um menor período de tempo, as informações são armazenadas de forma otimizada aumentando a performance do programa que calcula o transporte de radiação. A execução de programas gráficos pelo mesmo programa que calcula o transporte de radiação permite também que imagens sejam reconstruídas a partir dos dados do modelo mostrando regiões de isodose, sob diversos pontos de vista, aumentando o nível de informação passada ao usuário. Radiografias virtuais do modelo construído também foram obtidas. Esta capacidade permite que

estudos sejam realizados visando à otimização das técnicas radiográficas avaliando ao mesmo tempo as doses nos órgãos e tecidos. O programa apresentado, denominado *MCvoxEL*, que implementa esta metodologia, foi validado comparando-se os seus resultados com os de programas já consolidados no meio científico. Coeficientes de conversão para doses provenientes de exposições a feixes paralelos de fótons também foram obtidos.

Em 2002, IOPPOLO *et al* [14], realizaram estudos utilizando o *software Electron Gamma Shower Versão 4 (EGS4)*, sobre as doses absorvidas em órgãos de pacientes durante os diagnósticos rotineiros de procedimentos radiológicos. Foram realizadas também medidas experimentais de dose absorvida utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD's), sendo os dados obtidos diretamente comparados com as simulações realizadas com o código *EGS4* em fantomas homogêneos, heterogêneos e antropomórficos. Os valores medidos com os TLD's nos fantomas homogêneo e heterogêneo tiveram uma discrepância em média de 7% com relação aos valores calculados pelo código *EGS4*.

Em 2003, RIPER *et al.* [9], desenvolveram um *software* denominado *Scan2MCNP* capaz de manipular as imagens de equipamentos tomográficos ou de ressonância magnética, e convertê-los para um arquivo de entrada do código MCNP.

Em 2003, BRIAN *et al.* [15], obtiveram um modelo tomográfico do fantoma físico *Alderson Rando* de alta resolução para cálculos dosimétricos utilizando o código MCNP. O modelo desenvolvido pode ser usado para estudar a relação das doses em órgãos com a medição de doses em locais pontuais, e avaliar planejamentos de tratamentos em radioterapia. Nas simulações foram geradas mais de um bilhão de partículas, e o tempo de computação foi de 419 minutos, mantendo o erro estatístico menor que 5%. Os valores de doses simulados para 12 órgãos foram comparados com as medidas experimentais, sendo a maior discrepância de 8 %. Estas diferenças foram causadas pelas incertezas dos locais de dosímetro no modelo de *Monte Carlo* e no fantoma físico. A dose efetiva determinada experimentalmente difere da calculado pelo MCNP em 1.9%.

Em 2003, a ICRP publicou o relatório número 89 [16] sob o título: *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para Usos em Proteção Radiológica: Valores de Referência*. Este novo conjunto de dados estimularam KRAMER *et al.* [19] a desenvolverem, em 2003, um novo fantoma de voxel: o MAX (Male Aadult voXel). O MAX foi desenvolvido baseado em dados publicados por Zubal disponível na website da Universidade de Yale. O fantoma proposto por KRAMER *et al.* [19] corresponde às especificações anatômicas do homem adulto de referência publicado pela ICRP 89 de 2003.

Em 2003, KRAMER *et al.* [17] introduziram o fantoma masculino de voxel MAX (Male Aadult voXel) desenvolvido a partir de imagens TC de pacientes masculinos. Os órgãos e tecidos foram ajustados para corresponder às especificações anatômicas do homem adulto de referência da ICRP 89.

Em 2004, VIEIRA [18], apresentou uma metodologia para a obtenção do novo modelo computacional de exposição *MAX/EGS4*, desde a construção geométrica do fantoma, passando pelo desenvolvimento algorítmico de fonte radioativas unidirecionais, divergentes e isotrópicas, e de novos métodos para cálculo da dose equivalente na medula óssea vermelha e na pele, até o acoplamento do *MAX* ao código de transporte de *Monte Carlo EGS4*. Também foram apresentados e discutidos alguns resultados de proteção radiológica, postos sob a forma de coeficientes de conversão entre dose equivalente (ou dose efetiva) e kerma no ar livre, para radiação externa de fótons. Comparando os resultados apresentados com similares de outros modelos é possível concluir que o acoplamento *MAX/EGS4* é satisfatório para cálculo da dose equivalente na área de proteção radiológica.

Em 2004, HUNT *et al* [19] utilizaram o programa "Visual Monte Carlo - dose calculation" (VMC-dc), para simular o corpo, os órgãos e os tecidos de um fantoma em voxel, para transportar fótons por meio deste simulador e descreveram a dose absorvida de cada órgão e tecido relevante para o cálculo da dose efetiva, tal como definido na publicação do ICRP 60. Este trabalho mostra a validação do VMC-dc em comparação com EGSnrc e com um fantoma físico contendo TLD. A validação de VMC-dc em

comparação com EGSnrc foi realizado para um feixe de fótons colimado de 0,662 MeV irradiando um cubo de água. Para a validação em comparação com o fantoma físico, o caso considerado foi uma irradiação de corpo inteiro com uma fonte pontual de ^{137}Cs colocado a uma distância de 1 m do tórax do fantoma *Alderson Rando*. Os resultados da validação mostraram boa concordância com as doses obtidas utilizando o VMC-dc e os cálculos do EGSnrc, e de VMC-dc e das medidas do TLD. O programa VMC-dc foi então, aplicado para o cálculo de doses devido à imersão na água contendo emissores gama. Os coeficientes de conversão de dose para imersão na água são comparados com os seus equivalentes na literatura.

Em 2005, WYATT *et al* [20], desenvolveram um *software* de conversão de imagens de tomografia computadorizada (*TC*) em arquivos de entrada do MCNP denominado *MCNPTV* (Verificação de Tratamento pelo MCNP). Este programa computacional é provido de uma interface gráfica amigável baseada em *Windows* para a criação de geometrias em MCNP através de imagens *DICOM* de equipamentos *TC*. Tal *software* consiste em uma série de módulos de GUI desenvolvidos em *Visual Basic*.

Em 2005, TRINDADE *et al* [21], apresentaram uma metodologia de conversão de imagens de *TC* ou *RM* em modelos de *voxels*, no qual possibilita a sua utilização na simulação de fenômenos no código *MCNP*. O sistema computacional criado seguindo esta metodologia foi utilizado no NRI (Núcleo de Radiações Ionizantes) para modelagem de braquiterapia e teleterapia de cânceres de pulmão, pelve, coluna, cabeça e pescoço, entre outros, agilizando enormemente a criação dos modelos para simulação de tratamentos radioterápicos. O artigo descreve o sistema, apresentando o modelo antropomórfico gerado por um sistema de imagens, e de um banco de dados de tecidos previamente elaborado.

Em 2006, MAIA *et al.* [22], apresentaram um trabalho de dosimetria comparativa nas estruturas da orelha realizada por métodos computacionais, utilizando o sistema computacional *SISCODE* e o código *MCNP5*. Os resultados obtidos, apresentados em forma de curvas isodose, mostram a grande influência do espalhamento das radiações de altas energias de aparelhos de megavoltagem, perturbando o perfil da dose absorvida, devido à heterogeneidade nas estruturas da orelha, em especial o osso petroso. Esta heterogeneidade faz com que o método de cálculo de dose utilizado atualmente, baseado

em curvas de dose obtidas em fantasmas de água, forneça informações inexatas ao profissional que desenvolve o plano de tratamento podendo resultar em menos possibilidade de controle dos efeitos colaterais no sistema auditivo do paciente.

Em 2006, SCHETTINI e CAMPOS [23], desenvolveram um fantoma computacional através de imagens de tomografia computadorizada de tórax feminino digitalizado e carregadas no programa *SISCODES*, juntamente com informações da densidade e da composição química dos tecidos e órgãos humanos. Simulações computacionais foram realizadas a partir do fantoma computacional através do código MCNP5, reproduzindo o protocolo de tratamento de tumores por teleterapia de 6 MeV e de braquiterapia intracavitária através do posicionamento de fontes seladas de ^{252}Cf e ^{192}Ir . Nas curvas de isodose geradas para cada simulação, pode-se observar a distribuição espacial da dose de *fótons e nêutrons* no tronco e avaliar a deposição da radiação nos órgãos adjacentes ao tumor. Concluiu-se que existem diferenças substanciais do perfil de dose gerados por teleterapia megavoltagem 6 MV com os perfis de dose absorvida apresentados considerando um fantoma de água. Foi observado que mesmo com a braquiterapia intraluminal por ^{252}Cf e ^{192}Ir a radiação espalhada é consideravelmente elevada.

Em 2006, CHOONSIK e JAI-KI [24], documentaram e resumiram a história e a condição dos fantasmas tomográficos da atualidade, incluindo também, fantasmas computacionais coreanos. Vantagens, limitações, e prospectos futuros também são discutidos neste trabalho.

Em 2006, MANIQUIS [25], simulou o cabeçote de um acelerador *Varian 2100C** *linac* usando o código MCNP5, para caracterizar um espectro de 6 MeV em um tamanho de campo normal 10 x 10 cm² distante à 100 cm da fonte-superfície (*SSD*), a fim de determinar a distribuição de dose em um fantoma *Virtual WaterTM*. Os parâmetros foram selecionados com o propósito de combinar a calibração de dose absorvida com os parâmetros clínicos utilizados nas fontes de radiação com o intuito de assegurar a precisão e uma aceitável consistência dos dados dos dosímetros no meio de instituições que fornecem tratamento radioterápico e com as informações que estão na literatura. A fluência em energia, a percentagem de dose aplicada e o perfil da fonte, são calculados em um fantoma modelado e criado pelo *software Scan2MCNP* e calculados

dentro do código MCNP. Os resultados calculados foram comparados com dados de referência de medida e mostravam que estão de bom acordo para o espectro de fóton.

Em 2007, MILIAN *et al.* [26], desenvolveram um programa denominado *TOMO_MC*, para conversão de modelos anatômicos de voxels para arquivos de entrada (INP) do código MCNP. O programa, montado na plataforma *Windows*, facilita a criação do arquivo de entrada, e também, permite a análise e visualização dos resultados obtidos da simulação.

Em 2009, MOURÃO e CAMPOS [27], analisaram, por meio de um modelo computacional da região ocular, as características da distribuição da dose utilizando fontes de iodo-125 e rutênio/ródio-106. Concluíram que a dose no cristalino depende da espessura do tumor, da posição, do radionuclídeo, e do diâmetro da fonte utilizados. No estudo realizado, a fonte de rutênio/ródio-106 é recomendada para tumores de dimensões reduzidas. A irradiação com iodo-125 gera doses maiores no cristalino do que a irradiação com rutênio/ródio-106. O valor máximo de dose no cristalino corresponde a 12,75% do valor máximo de dose com iodo-125 e apenas 0,005% para rutênio/ródio-106.

Pode-se observar, na revisão da literatura realizada, que a evolução dos modelos antropomórficos até os dias atuais, busca representar com fidelidade o corpo humano. Com isso é possível realizar estudos mais específicos, e realizar simulações de tratamentos individualizados de pacientes reais, levando os cálculos dosimétricos a serem mais precisos.

CAPÍTULO II

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

II.1 – Simuladores Antropomórficos

Com o objetivo de reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação, são utilizados modelos denominados simuladores antropomórficos ou fantasmas. Os três principais são: o fantoma matemático, o fantoma físico e o fantoma *voxel*.

II.1.1 – Fantoma Matemático

A construção do primeiro fantoma antropomórfico heterogêneo utilizado em cálculos para avaliar os efeitos da radiação ionizante, foi de extrema importância para consolidar a utilização do método de *Monte Carlo* na estimativa de doses provenientes de fontes internas ou externas de radiação, em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano.

No fantoma matemático humano, os tecidos, os órgãos e o formato do corpo são descritos por expressões matemáticas que representavam combinações e intersecções de planos, elipsóides, cones, cilindros circulares e elípticos e toros (Figura II.1). Este modelo foi baseado nos dados anatômicos da ICRP, publicação nº. 23 [28], para representar o homem adulto médio e é conhecido como MIRD-5 (*Medical Internal Radiation Dose Committee*). Este fantoma foi base para várias representações de outros fantasmas de crianças e adolescentes de várias idades [29].

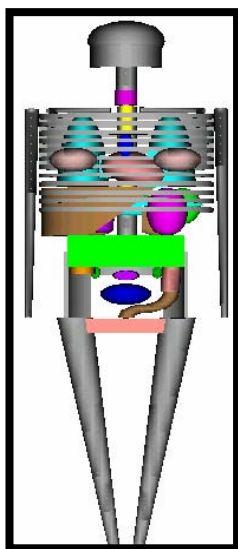


Figura II.1: Representação do modelo matemático [29].

Neste modelo são assumidas três densidades diferenciadas para os seguintes tecidos:

- Pulmões com densidade de $0,296 \text{ g/cm}^3$;
- Medula óssea e componentes do osso com densidade de $1,469 \text{ g/cm}^3$;
- Tecido mole com densidade de 1 g/cm^3 ;

O modelo MIRD-5 passou a representar um adulto hermafrodita, com as dimensões do homem de referência, com testículos, ovários e útero, entretanto sem as mamas. Em 1982, modelos matemáticos de sexos distintos foram construídos no GSF *Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit* [29], Alemanha, baseados nos modelos MIRD-5. Foram desenvolvidos dois modelos: o homem adulto (ADAM) e a mulher (EVA) como mostrada na Figura II.2. O modelo EVA foi proveniente da redução de todos os volumes relevantes do modelo MIRD-5 e outros ajustes nas características dos órgãos de modo a adaptar os dados da ICRP23 (ICRP 23, 1975) da mulher de referência. Estes modelos foram desenvolvidos para cálculo da dose em órgãos e tecidos.

Outro fato relevante para que houvesse separação dos dois sexos (além das mamas altamente sensíveis), foi a utilização destes modelos para o cálculo de dose devido a fontes externas, já que o corpo da mulher é menor em tamanho em relação ao homem e também as mamas são órgãos superficiais, o que as torna facilmente expostas a fontes de radiação externas. As mamas atenuam a dose no pulmão quando a irradiação é frontal, porém os ovários e o útero podem receber doses mais altas devido a menor espessura do tecido de cobertura. Estes modelos diferenciados para ambos os sexos tornou mais preciso o cálculo de doses em modelos matemáticos.

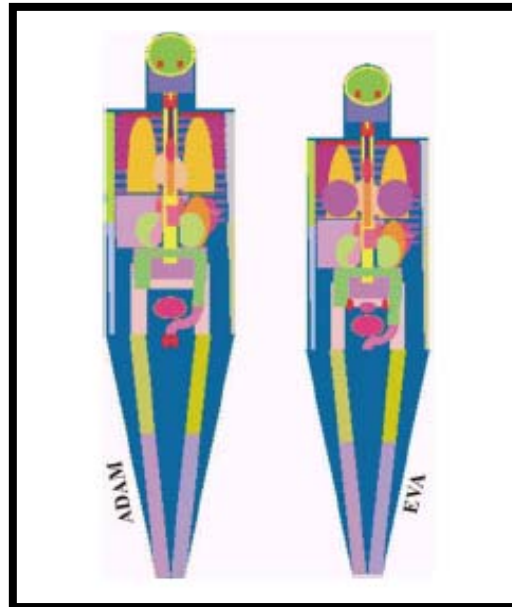


Figura II.2: Vista interna dos modelos masculino (ADAM) e feminino (EVA) [29].

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

II.1.2 – Fantoma Físico

Os fantomas físicos existentes atualmente são feitos de acrílico e acrílico preenchido com água, tendo este último, características semelhantes à água, sendo utilizado para o teste de imagem e para dosimetria.

Dentre os fantomas antropomórficos de corpo humano existentes, o “*Alderson Rando Phantom*” (Figura II.3), é o mais conhecido e universalmente aceito como boa opção para simular o corpo humano. É constituído de um esqueleto envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole, composto de 8,8 % de hidrogênio; 66,8 % de carbono; 3,1 % de nitrogênio e 21,1% de oxigênio, com densidade de $1,00 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. O tecido pulmonar é composto de 5,7 % de hidrogênio; 74,0 % de Carbono; 2,0 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,320 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. Na Tabela II.1 encontram-se discriminadas as composições dos tecidos do fantoma. O tronco e a cabeça estão estruturados em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, e com um total de 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros do tipo termoluminescentes [30].



Figura II.3: Fantoma antropomórfico *Alderson Rando* [30].

Tabela II.1: Composição dos tecidos do fantoma *Alderson Rando* [30].

Composição dos tecidos do fantoma <i>Alderson Rando</i> (%)			
Elemento	Pulmão	Músculo	Esqueleto
H	5,74	8,87	3,4
C	73,94	66,81	15,5
N	2,01	3,10	4,2
O	18,4	21,13	43,5
Na			0,1
Mg			0,2
P			10,3
S			0,3
Ca			22,5
Sb	0,16	0,08	
Densidade (g/cm ³)	0,32	1,00	1,92

II.1.3 – Fantoma em *Voxel*

Como alternativa à limitação imposta pela complexibilidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em *voxel* (*VOL*ume *piXEL*) provém de uma seqüência de imagens digitais de órgãos e tecidos do corpo humano que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Estes modelos constituem o último esforço para o aperfeiçoamento dos modelos computacionais de exposição. Os fantomas em *voxels* são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, permitindo assim, conhecer a dose a ser administrada através da equação de transporte em nível de órgão ou tecido. Contudo, para a utilização destes dados encontram-se algumas barreiras iniciais que não são fáceis de serem superadas.

Na construção de um modelo anatômico, através de imagens por tomografia, a qualidade original dos dados é crucial para a fiel representação das estruturas corporais internas. As imagens fornecem informações detalhadas da anatomia do corpo humano. Uma fatia de imagem, quando computadorizada, representa uma matriz de *pixels* em uma geometria de duas dimensões. Por multiplicação do tamanho do *pixel* pela fatia da espessura de uma imagem, obtém-se o elemento tridimensional, o *voxel* [31]; [32]. A

Figura II.4 mostra os passos envolvidos no desenvolvimento de um modelo anatômico de corpo humano através de imagens para cálculos de dosimetria.

A dimensão de *pixels* de cada imagem bidimensional depende da resolução escolhida durante a opção de varredura para a obtenção do conjunto original de imagens *TC*.



Figura II.4: Etapas envolvidas na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro [33].

Em geral as imagens são quadradas, contendo $512 \text{ pixels} \times 512 \text{ pixels}$. Para que se chegue a um conjunto consecutivo de imagens transversais ideais para uso em dosimetria numérica, o conjunto original sofre alguns processos de transformação como segmentação, classificação e reamostragem. O procedimento chamado segmentação, aplica-se ao processamento de rotinas para interpretar os dados das cores de uma varredura dentro de um tipo de tecido existente dentro do corpo [34]. A partir das imagens tomográficas originais, novas imagens de todos os cortes podem ser construídas, onde vários contornos de órgãos podem ser reconhecidos, através das diferenças nos níveis de cinza. A Figura II.5 mostra a diferença entre as imagens antes e depois da segmentação. Os novos valores de níveis de cinza, usados na construção de imagens segmentadas, não fornecem mais informação a respeito das densidades de cada *voxel*; ou seja, o órgão passa a ser visto de forma homogênea. A maioria dos órgãos não possui uma grande variação de densidade de um *voxel* para o outro, não ocasionando perda significativa de informação. Com base nisto, são utilizados sete diferentes tecidos para a construção dos modelos, que são:

- Tecido pulmonar;
- Tecido mole;
- Pele;
- Músculo;
- Ossos compactos (ossos);

- Medula óssea, e;
- Ar.

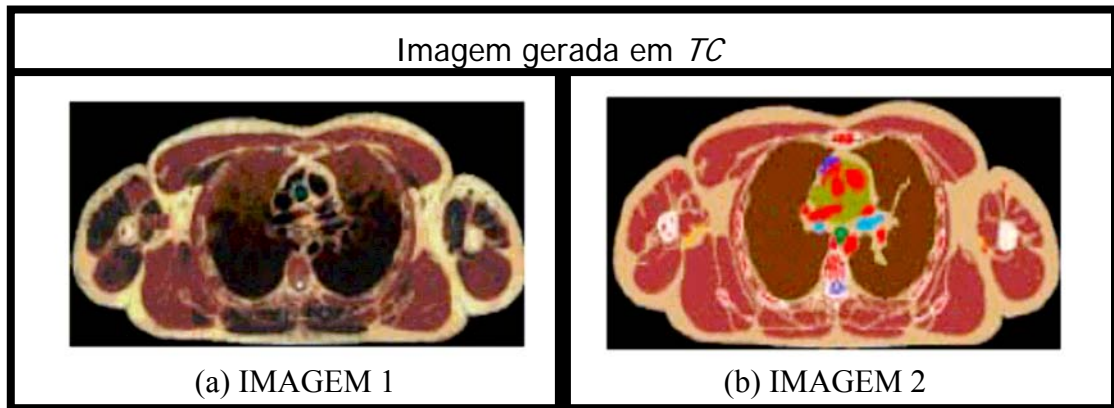


Figura II.5: (a) Antes da segmentação. (b) Depois da segmentação.

II.1.3.1 – Fantoma *MAX*

O fantoma *MAX* foi desenvolvido na Universidade Federal de Pernambuco por KRAMER [17] respeitando as especificações anatômicas dos órgãos e massas dos tecidos do homem de referência definidos na ICRP 89 [16], onde são especificadas características humanas reconhecidas ou importantes para cálculos prospectivos das doses advindas de fontes radioativas internas ou externas do corpo.

O fantoma *MAX* foi construído a partir do fantoma *VOXTISS8* [17], um modelo adulto masculino disponível em um arquivo binário, que contém especificações de órgãos e tecidos segmentados masculinos. Esses dados primários foram reamostrados, reclassificados e ajustados, originando um fantoma final formado por *voxel* de 3,6 mm x 3,6 mm x 3,6 mm com 1,75 metros de altura.

As massas dos órgãos e tecidos do fantoma *MAX* foram definidas utilizando a ICRP 89, enquanto o volume (dos órgãos) foi obtido aplicando as densidades dos tecidos ICRU 44 [35]. A composição do tecido mole foi obtida através da média dos dados do cérebro, mama, cólon, coração, rins, fígado, pâncreas, timo, ovários e tireóide.

A Figura II.6 apresenta o fantoma *MAX* em uma visão frontal, ilustrando o esqueleto.

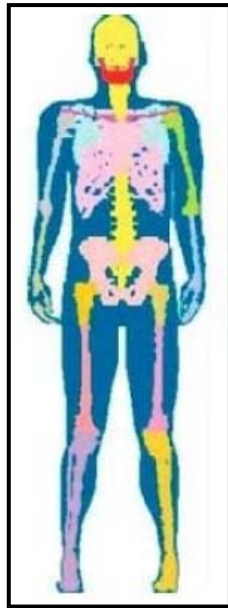


Figura II.6: Fantoma *MAX*. Visão Frontal ilustrando o esqueleto.

II.2 – Imagens Médicas

O uso dos computadores na medicina tem se desenvolvido bastante nesta última década, e vem progredindo muito com o avanço da nanotecnologia e da unificação de plataformas de desenvolvimento de *software*. Um desses avanços é o imageamento médico que tem como objetivo a avaliação médica de tecidos e funções orgânicas do corpo humano, para detecção e orientação para tratamentos de doenças e de lesões ocasionadas por acidentes, por meio de imagens. No país, mais de 75% de todas as imagens médicas trabalhadas e analisadas pela classe médica são através de filmes de raios X (radiografia) os quais fornecem uma imagem qualitativa clássica. Quando estes filmes de raios X não são suficientemente capazes ou não são apropriados para certos tipos de análise clínica, recorrem-se aos equipamentos de tomografia computadorizada (*TC*) e/ou de ressonância magnética (*RM*). Estes equipamentos produzem imagens em formato tridimensional, com um grau de informações técnicas na imagem muito mais elevada, permitindo um melhor diagnóstico de doenças de difícil detecção [34].

II.2.1 – O padrão *DICOM*

O formato *DICOM*, abreviação de *Digital Imaging COmmunications in Medicine* (ou Comunicação de Imagens Digitais em Medicina) [36], é o conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica (imagens médicas) num formato eletrônico, estruturando um protocolo.

Foi criado com a finalidade de padronizar a formatação das imagens diagnósticas como tomografias, ressonâncias magnéticas, radiografias, ultrassonografias etc. O padrão *DICOM* é uma série de regras que permite que imagens médicas e informações associadas sejam trocadas entre equipamentos de diagnóstico geradores de imagens, computadores e hospitais.

O padrão estabelece uma linguagem comum entre os equipamentos de marcas diferentes, que geralmente não são compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores, estejam esses em hospitais, clínicas ou laboratórios.

O *DICOM* é resultado de uma aliança iniciada em 1985 entre o *American College of Cardiology (ACC)*, e o *American College of Radiology (ACR)*, com as companhias de desenvolvimento de equipamento médico da *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)*.

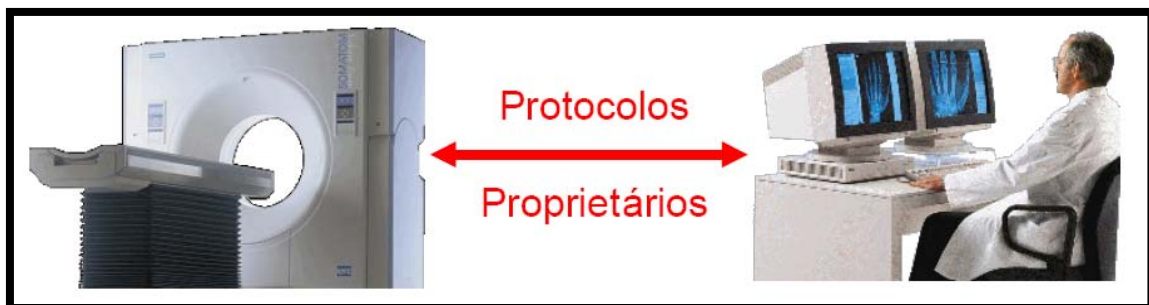


Figura II.7: O ACR e o NEMA iniciam em 1985 a implementação e orientam os proprietários para a unificação dos dados em único protocolo.

A rápida adoção do *DICOM* pela indústria de imagens médicas está abrindo novas oportunidades para as organizações de assistência à saúde poderem aumentar a qualidade e reduzirem a relação custo benefício referentes aos cuidados com o paciente. O *DICOM* consiste em 20 partes, sendo listados alguns itens abaixo [36]:

- ▶ Introdução: descreve a estrutura geral;
- ▶ Informações sobre o objeto: especifica a estrutura e os atributos do objeto (imagens, dados do paciente);
- ▶ Especificação do serviço: especifica o armazenamento e a recuperação da imagem;
- ▶ Estruturas dos dados e semântica;
- ▶ Transmissão dos dados;
- ▶ Impressão de imagens.

O *DICOM* é sem dúvida, o projeto de padronização de imagem mais ambicioso na área médica e foi desenvolvido buscando extensão e expansão (Figura II.7), o que já vem acontecendo, apesar dos problemas encontrados. Alguns fabricantes de equipamentos de imagem, por exemplo, criaram *hardwares* e *softwares* diferentes, dificultando a unificação dos sistemas e o livre acesso e transmissão de dados. [36]. A Figura II.8 mostra a evolução do padrão *DICOM* ao longo dos anos.

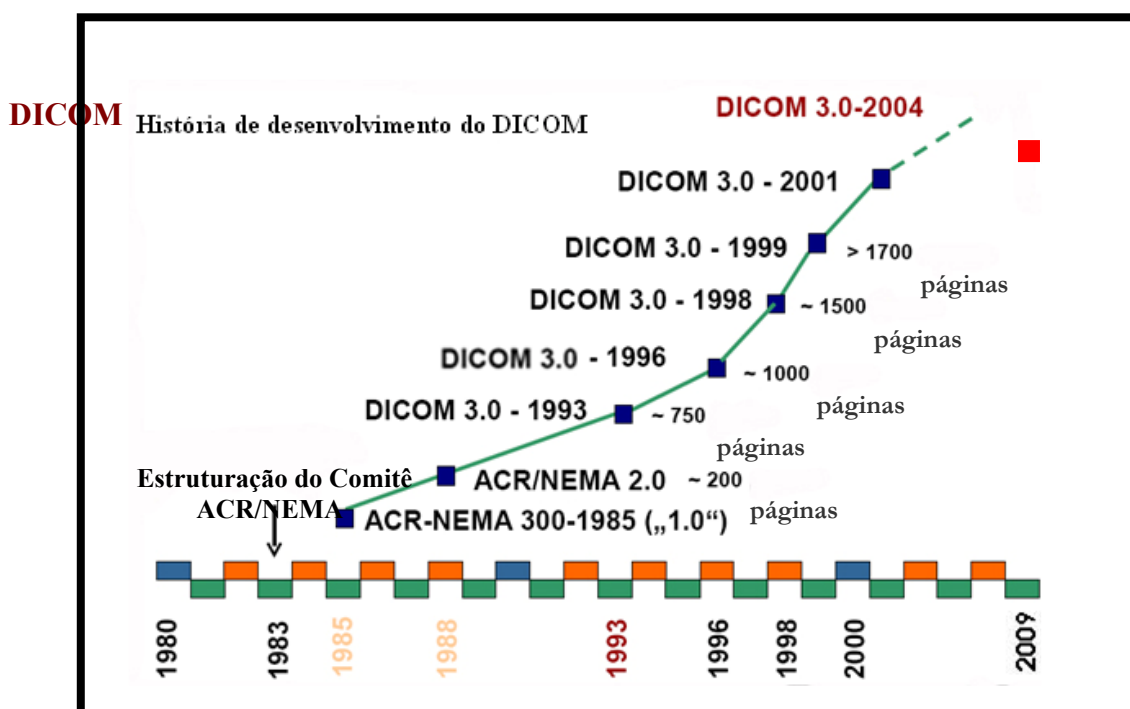


Figura II.8: Desenvolvimento histórico do formato *DICOM*. O documento que regulamenta o padrão *DICOM* já ultrapassa mais de 1700 páginas [36].

II.3 – Tomografia Computadorizada (TC)

Os equipamentos de tomografia computadorizada conhecidos pela sigla (TC) baseiam-se nos mesmos princípios que a radiografia convencional, segundo os quais tecidos com diferentes composições absorvem a radiação de forma diferente [37]. Ao serem atravessados pelos raios X, tecidos mais densos como o fígado, por exemplo, ou como elementos mais pesados como o cálcio presente nos ossos, absorvem mais radiação que tecidos menos densos como o pulmão, no qual é preenchido de ar. Assim, uma tomografia computadorizada indica a quantidade de radiação absorvida por cada parte do corpo analisada (radiodensidade), e traduz essas variações em uma escala de cinza, produzindo uma imagem gráfica e distinta.

Para obter uma imagem TC, o paciente é colocado numa mesa que se desloca para o interior de um anel de cerca de 70 cm de diâmetro (Figura II.9). À volta deste encontra-se uma ampola de raios X, num suporte circular designado *gantry*. Do lado oposto à ampola encontra-se o detector responsável por captar a radiação e transmitir essa informação ao computador ao qual está conectado.

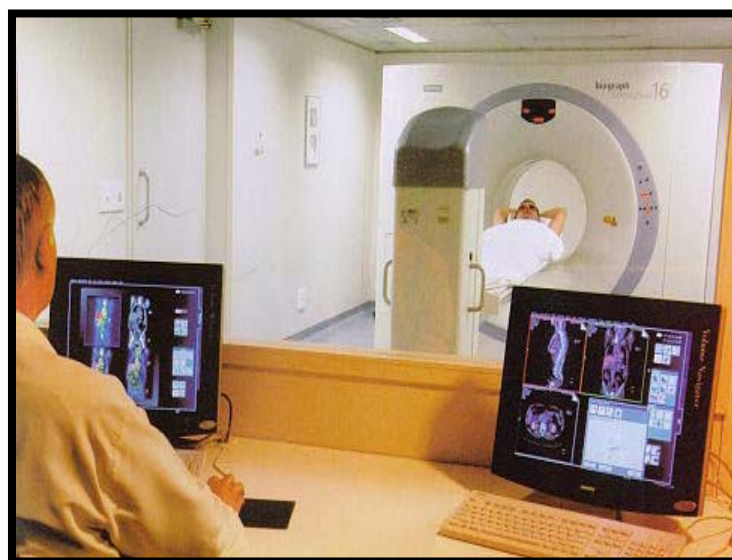


Figura II.9: Na tomografia computadorizada, os *fótons* são coletados por um cristal cintilador ou uma fotomultiplicadora, que convertem a energia incidente em corrente elétrica, proporcional à energia dos *fótons* de raios X incidentes.

II.4 – O Método de Monte Carlo

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências Físicas e Engenharia Nuclear utilizando as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. Esse fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas últimas décadas, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Nesse método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados seqüencialmente.

O processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula, desde a fonte (onde ela surge), ao longo de sua vida, até o seu desaparecimento (escape, absorção etc.).

II.4.1 - O Código de Transporte de Radiação MCNPX

O código de transporte de radiação MCNPX [7], baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, e partículas carregadas tais como elétrons, prótons, deutérios e partículas alfa, dentre outros. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada fazem desse código uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem das radiações.

O código simula o transporte de fótons e partículas, individualmente ou em conjunto, através da matéria. Ele executa o transporte por meio de ensaios aleatórios repetitivos através de técnicas estatísticas, em modelos previamente determinados, permitindo a obtenção de soluções de vários problemas que requerem uma grande quantidade de eventos probabilísticos. Esse código permite modelar qualquer sistema

geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seções de choque na forma pontual contínua ou discreta.

O arquivo de entrada do MCNP (INP) permite ao usuário especificar: tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma, espectro de energia, composição da fonte de radiação bem como do meio que a radiação irá interagir e a definição da geometria do detector desejado.

II.4.2. Estrutura dos dados de entrada do MCNP

A estrutura geral de um arquivo de entrada com os dados é dividido em:

a) Título do Problema:

Primeira linha dos dados de entrada, limitada a 80 colunas;

b) Bloco de células - “CELL Cards”

Dados de entrada onde é definida a geometria do problema. Utilizam-se combinações de formas geométricas pré-determinadas, como esferas, elipsóides, planos, cubos e outras formas selecionadas e descritas no item subsequente (*Surface Cards*). A combinação das regiões é realizada, através de operadores booleanos (intercessões, uniões etc.). Os materiais que compõe a geometria do problema, também são definidos nestas células. Uso de uma linha em Branco (finalização da seção);

c) Bloco de Superfície – “SURFACE Cards”

Para a definição das superfícies geométricas do problema são utilizados caracteres “mnemônicos” indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada. Linha em Branco (finalização da seção);

d) Blocos de Dados - “DATA Cards”

Dados de entrada onde se define os parâmetros da física do problema. Esta seção é dividida em vários subitens, a saber:

i) “MODE Cards” – tipo de radiação

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema:

- (N)- Transporte de nêutrons
- (N P)- Transporte de nêutrons e fôtons
- (P)- Transporte de fôtons
- (E)- Transporte de elétrons
- (P E)- Transporte de fôtons e elétrons
- (N P E)- Transporte de nêutrons, fôtons e elétrons

ii) “*IMP Cards*” – Célula de importância

IMP: N ou P ou E é o “mnemônico” que determina a importância da célula, tanto para finalizar a história da partícula quanto para separar as regiões de maior importância. Regiões de menor importância são representadas por (0) e de maior importância por (1).

iii) “*SOURCE Cards*”

Célula que define parâmetros da fonte de radiação. Local onde são definidos: posição da fonte, tipo de partícula, energia e outros dados que possam caracterizar uma fonte de radiação.

iv) “*TALLY Cards*”

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados. Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu “mnemônico” correspondente têm-se uma variação de possibilidades apresentada na Tabela II.2. Linha em branco para finalização.

Tabela II.2 - Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX.

Mnemônico	Descrição
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N, F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de carga

II.4.3 Especificação dos materiais

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

ZAID₁ fração₁ ZAID₂ fração₂...

Onde:

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

Temos como exemplo:

${}_{74}^{182}\text{W} \Rightarrow \text{ZAID} = 74182$, sendo 74 o número atômico e 182 número de massa.

II.4.4. Dados de saída, resultados do MCNP

Os resultados da simulação de um problema no código MCNP correspondem à média de um grande número de variáveis, ordem de 10^6 “histórias” ou mais, dependendo somente da precisão que se deseja obter na resposta do problema. O número de “histórias” que será utilizado no problema deve ser definido nos dados de entrada.

Todas as grandezas, resultados calculados no MCNP, são representadas nos arquivos dos dados de saída seguidos pelo valor do “erro relativo” (R), que representa a razão entre o desvio padrão de valores médios ($S_{\bar{x}}$) e a média verdadeira (\bar{X}) de todas as “histórias” (equação II.1).

$$R \cong \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{X}} \quad (\text{II.1})$$

II.4.5 – Cálculo de Dose Absorvida com o MCNP

O MCNP normalmente calcula a dose absorvida assumindo a aproximação do kerma, ou seja, assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas é depositada localmente. Esta condição é satisfeita quando o equilíbrio de partículas carregadas é assegurado [38]. Nesta condição o MCNPX pode calcular a dose absorvida através do comando F6, ou dos comandos F4 e F5 utilizando funções de conversão de fluência para dose (comandos DE/DF). As funções de conversão de fluência para dose são fornecidas pela literatura [38].

Quando o equilíbrio de partículas carregadas não pode ser garantido, a dose absorvida deve ser determinada utilizando o comando *F8 do MCNPX [38]. Este comando contabiliza a energia depositada em um volume dV subtraindo a energia que sai da energia que entra no volume dV , conforme mostrado na Figura II.10.

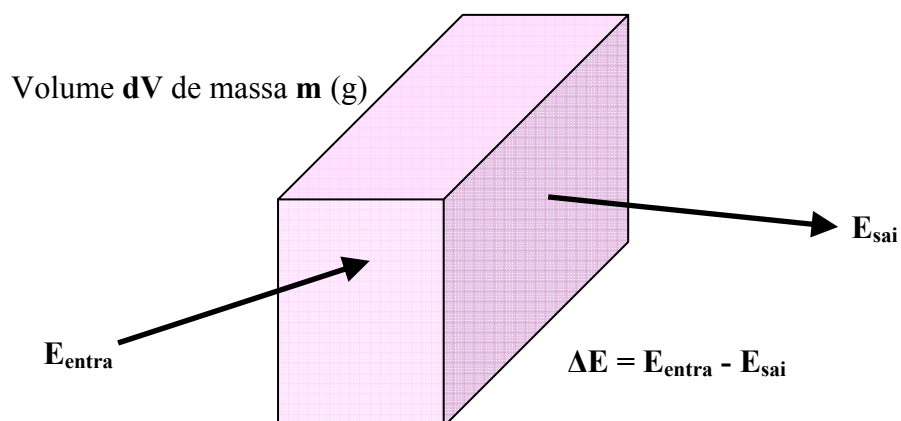


Figura II.10: Representação do cálculo da energia depositada pelo comando *F8 do MCNPX.

Para obter o valor da dose absorvida o resultado fornecido pelo comando *F8 (energia depositada – MeV) deve ser dividido pela massa m do volume dV [38].

II.4.6 Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, denotado R , é definido pelo desvio padrão estimado da média $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história

completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a 1σ de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa $\bar{x}(1 \pm R)$. Para um tally bem comportado, o erro relativo R será proporcional a $\frac{1}{N^{\frac{1}{2}}}$, onde N é o número de histórias.

Desta forma, para reduzir R à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela II.3.

Tabela II.3 - Recomendação para interpretação do erro relativo R.

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

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

II.5 – Processamento Digital de Imagem

O Processamento Digital de Imagens (PDI) é uma área em contínua evolução. Inúmeros projetos científicos caminham lado a lado com sistemas PDI e muitas das vezes é inevitável a ocorrência de conexões diretas com outras áreas. A sua

potencialidade é descrita na compreensão de imagens, na análise em multi-resolução e em multi-frequência, em análise estatística, na codificação e na transmissão de imagens. Em resumo, pode-se dizer que o processamento digital de imagens surge basicamente do processamento de sinais [39]. Em geral, os sinais, como as imagens, são na realidade um suporte físico que carrega no seu interior uma determinada informação. Esta informação pode estar associada a uma medida (fenômeno físico), ou pode estar associada a um nível cognitivo (conhecimento). Processar uma imagem consiste na transformação dos *pixels* desta, visando facilitar a análise e a extração de dados.

No ponto de vista da óptica, o termo imagem estava inicialmente associado ao domínio da luz visível, porém, este conceito, no campo do processamento digital, é visto como uma grande quantidade de dados representados sob a forma bidimensional [40].

Não existe o melhor parâmetro ou condição inicial para se processar uma imagem. A construção lógica do processamento depende das condições em que a imagem é adquirida. Ela pode ser processada com diretrizes bastante simples, ou com diretrizes complexas, que necessitam de recursos avançados de mapeamento. O conjunto das diversas técnicas de PDI existentes atualmente permite o aprimoramento de cenários digitais, proporcionando ao usuário inúmeros graus de liberdade em todo campo da imagem, possibilitando assim, o total domínio da informação. Esta gama de recursos de processamento digital de imagem, associado ao código de simulação Monte Carlo, resulta em simulações mais realísticas, tem-se um controle maior do processo, e obtém-se maior precisão dos resultados.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

A metodologia computacional utilizada para a edição, manipulação, parametrização, conversão e simulação das imagens médicas DICOM pode ser observado no fluxograma apresentado na Figura III.1.

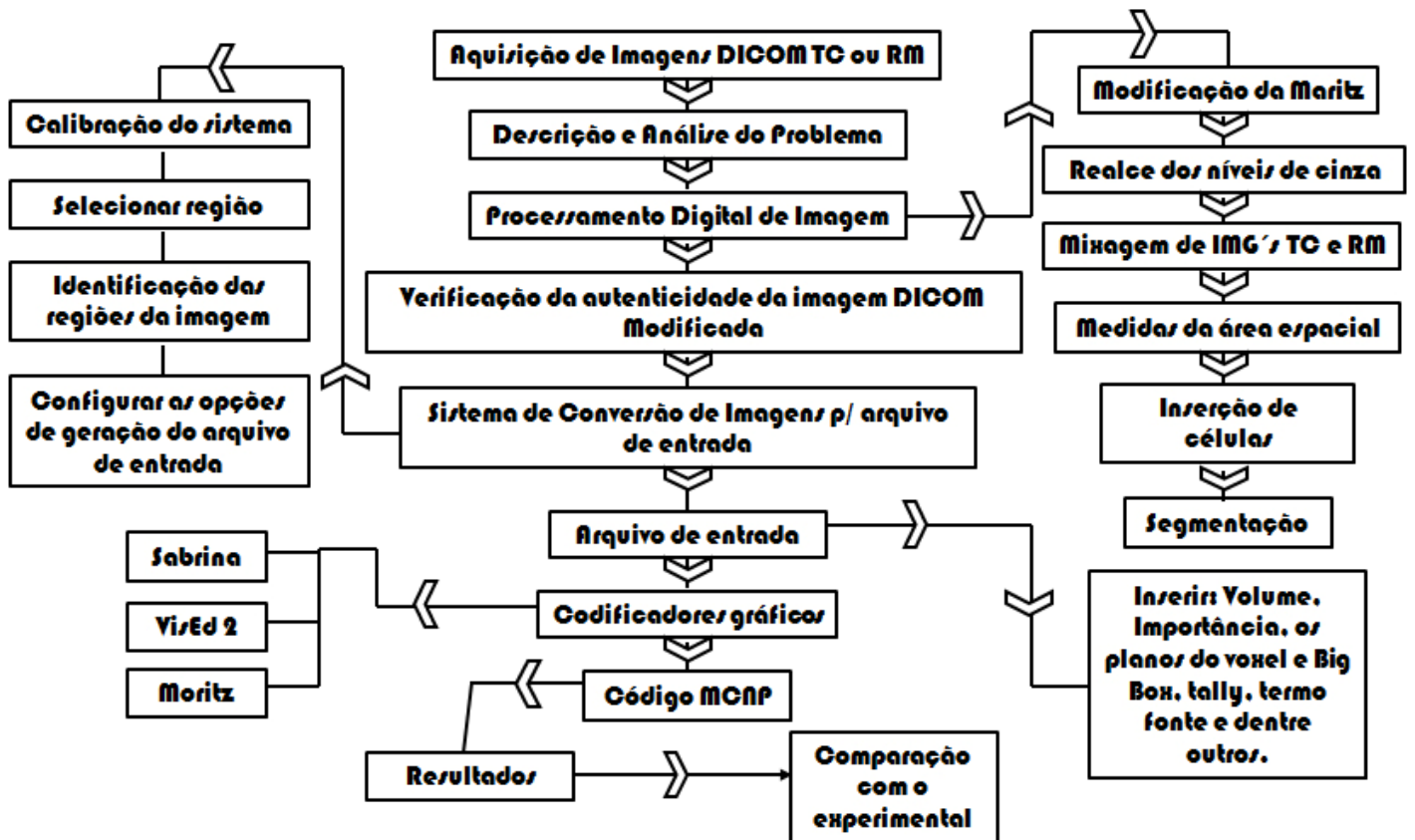


Figura III.1: Metodologia computacional para conversão de imagens médicas DICOM para o arquivo de entrada do código MCNP.

O processo de geração do arquivo de entrada do código MCNP inicia-se na aquisição de imagens DICOM de tomografia computadorizada ou de ressonância magnética, dependendo do caso de análise a ser investigado. Realizado a opção de qual formato de aquisição de imagem quer se adquirir, é feita a descrição e análise do problema do paciente em questão, e inicia-se o planejamento radioterápico em cima das imagens médicas DICOM com o objetivo de isolar o tumor e proteger as regiões sadias em torno deste. Para aprimorar as informações dispostas na imagem e para que o código MCNP saiba interpretá-los corretamente, utilizam-se técnicas de processamento digital de

imagem para amplificar os sinais e discriminar corretamente regiões críticas e de interesse para simulação computacional. Com as imagens médicas editadas e parametrizadas, verifica-se a autenticidade destas através de programas de visualização de imagens DICOM, como por exemplo, o programa DICOMWorks. Tendo todas as imagens médicas com as suas regiões discriminadas e processadas faz-se a conversão destas para o arquivo de entrada do MCNP através do software *Scan2MCNP*, mas antes de realizar a conversão, é necessário reiniciar e calibrar o programa de acordo com as características da imagem a ser convertida, selecionar a região no qual se quer converter, identificar as regiões da imagem pelo processo de segmentação para que o MCNP consiga localizar os materiais dispostos na imagem, e por fim configurar o formato de arquivo de entrada no qual se quer gerar. O arquivo de entrada gerado pelo software *Scan2MCNP* contém a geometria do sistema e os materiais, sendo que outras informações inerentes à simulação são adicionadas neste arquivo de entrada de acordo com o objetivo a ser estudado. Após isto, utiliza-se um codificador gráfico para visualizar e verificar a geometria contida no arquivo de entrada. Com o arquivo de entrada configurado, o próximo passo é a utilização do código Monte Carlo para executar a simulação a partir dos parâmetros determinados no arquivo de entrada, e com isso, gerar resultados com o propósito de auxiliar os métodos e planejamentos radioterápicos utilizados recentemente em hospitais e clínicas.

III.1 – Sistema de segmentação e conversão de dados de imagens de TC e de RM para arquivo de entrada do MCNP (*Software Scan2MCNP*).

Projetado e desenvolvido por *Kenneth A. Van Riper*, o *software Scan2MCNP* [9], é uma marca registrada da companhia *White Rock Science*, sendo liberado comercialmente para centros de pesquisa, após o seu registro nos anos 2003-2004. Recentemente, o *software Scan2MCNP* sofreu alteração em seu código, o que gerou em uma nova versão (Versão 1.08 / 2009). A interface gráfica do *software* pode ser vista na Figura III.2.

Tendo como a principal característica trabalhar com informações computacionais de pacientes reais, aliado ao código MCNP, o *Scan2MCNP* é uma poderosa ferramenta que pode contribuir com os sistemas de planejamento utilizados na atualidade.

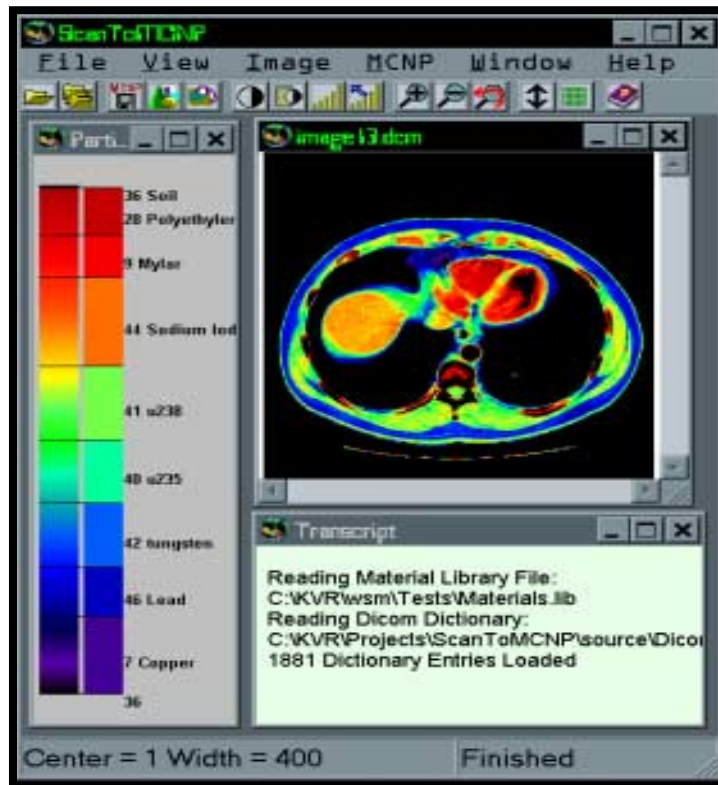


Figura III.2: *Software Scan2MCNP* em operação.

Este *software* manipula e processa as imagens de pacientes gerados por equipamentos de tomografia computadorizada (*TC*) e de ressonância magnética (*RM*), realizando a seleção e a parametrização da área de estudo em questão (tecidos e órgãos). Estas informações, portanto, são convertidas por processo de equivalência para a linguagem de análise de transporte de radiação como exigida pelo código *MCNP*, através da geração de um arquivo de entrada.

Este arquivo de entrada, gerado pelo *Scan2MCNP*, fornece a geometria e os materiais da estrutura da região previamente selecionados e identificados. Dados de primeira importância como fonte, tally, cartões *SDEF* e *F#*, dentre outros comandos, (seção II.4) são adicionados, posteriormente, pelo usuário ao arquivo de entrada do *MCNP* através do *prompt* de comando do sistema *DOS*, ou da criação de arquivos anexos, também produzidos no *prompt* de comando do sistema *DOS*, que podem ser adicionados no momento da conversão.

As imagens *TC* e *RM* convertidas são redimensionadas para a linguagem de comandos do código *MCNP* e são designadas como geometria. A formação desta geometria é composta por elementos chamados *voxels* (Figura III.3). Portanto, todo o

processo de conversão e parametrização de imagem até o arquivo de entrada, é realizado pelo *Scan2MCNP*.

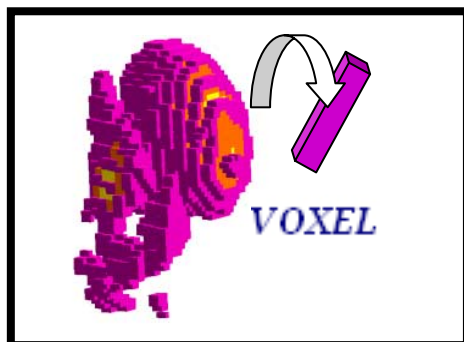


Figura III.3: O tecido e o órgão construído computacionalmente através de vários elementos denominados *voxel*.

A aplicação do *software Scan2MCNP* juntamente com o código MCNP e programas associados, somente terá êxito, quando bem planejado dentro do contexto da situação e cenário que ele for requisitado. O funcionamento e a operação da interface gráfica do *software Scan2MCNP* encontra-se no ANEXO A.

III.2 – Estudo da operação computacional para geração do arquivo de entrada

Nesta seção, será mostrada a lógica da operação computacional do *Scan2MCNP* utilizando, como o exemplo um arquivo de entrada com 2 imagens (fatias) da cabeça do fantoma *Alderson Rando* (Figura III.4), geradas por tomografia e convertida para código MCNP pelo *software Scan2MCNP*.

III.2.1 – A construção da caixa grande

A primeira etapa que o *Scan2MCNP* realiza internamente para a conversão da imagem médica para um arquivo de entrada do MCNP, é a criação de um espaço de alocação desta imagem para a manipulação e suspensão de dados na memória do código MCNP (Figura III.5). Este espaço é denominado “caixa grande” e se baseia nas informações dimensionais da imagem, que vai conter as fatias das imagens médicas selecionadas anteriormente pelo operador. Serão utilizadas, como exemplo, 2 fatias da

cabeça do fantoma do *Alderson Rando* para demonstrar de forma simplificada o processo de conversão. Na Figura III.4 é mostrada uma das fatias utilizadas no processo.

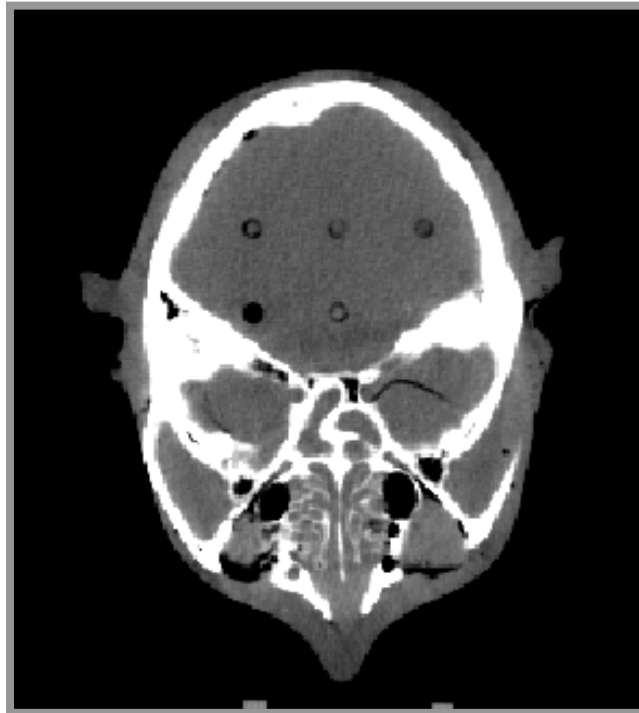


Figura III.4: Imagem médica da cabeça do fantoma do *Alderson Rando* (Formato *DICOM*).

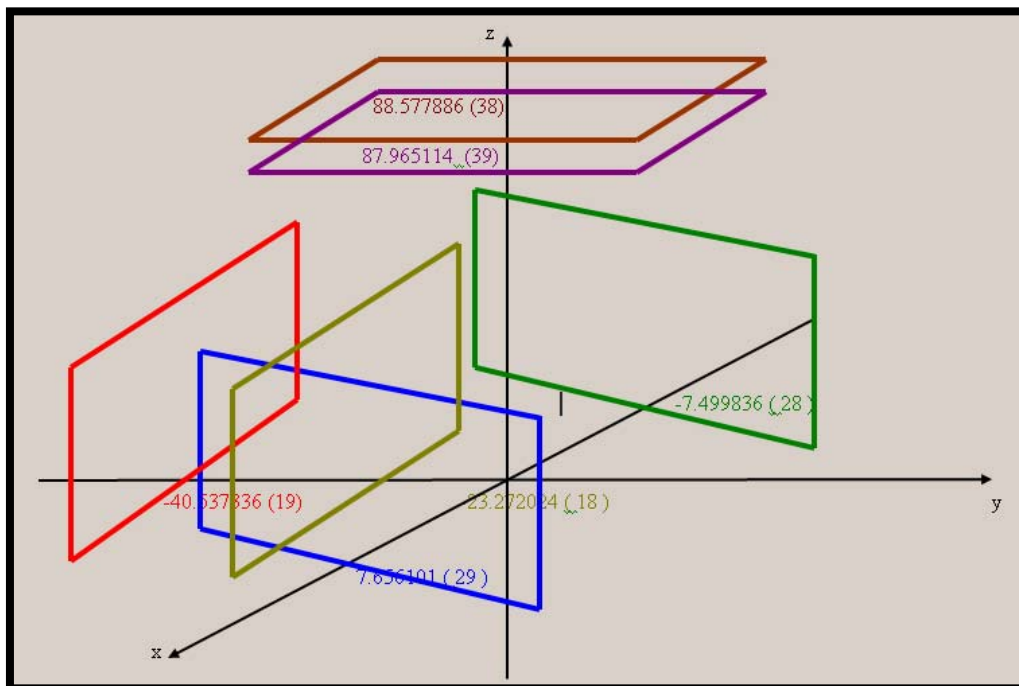


Figura III.5: Espaço de alocação da imagem médica criado pelo *Scan2MCNP* a partir das informações contidas na imagem *DICOM*.

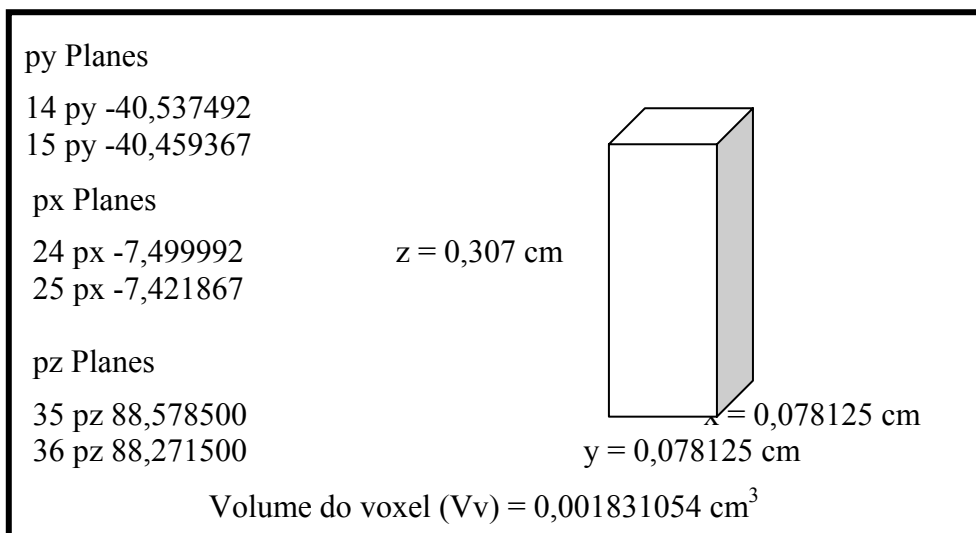


Figura III.7: No arquivo de entrada tem-se as informações dos planos do *voxel*. Através destas, é possível determinar a dimensão do *voxel* e o seu formato.

Para determinar qual o número de *voxels* que cada imagem contém, e de quantas fatias é composta a caixa grande, calculam-se as dimensões dos lados da caixa grande em relação às dimensões dos *voxels* (Figuras III.6 e III.7).

Analizando em relação a x:

L_x – Lado x da caixa grande e l_x – Lado x do *voxel*.

$L_x / l_x = 15,155937 \text{ cm} / 0,078125 \text{ cm} = 193,9959936$ (Preenchimento aproximado com 194 *voxels* no eixo x da caixa grande)

Analizando em relação a y:

L_y – Lado y da caixa grande e l_y – Lado y do *voxel*.

$L_y / l_y = 17,265312 \text{ cm} / 0,078125 \text{ cm} = 220,9959936$ (Preenchimento aproximado com 221 *voxels* no eixo y da caixa grande)

Analizando em relação a z:

L_z – Lado z da caixa grande e l_z – Lado z do *voxel*.

$L_z / l_z = 0,612772 \text{ cm} / 0,307 \text{ cm} = 1,996$ (número de fatias aproximado de 2)

Portanto, têm-se os seguintes dados que irão compor o comando “*FILL*” do cartão de dados na célula 6 do arquivo de entrada do código MCNP.

$$\text{fill} = \frac{0:193}{x} \quad \frac{0:220}{y} \quad \frac{0:1}{z}$$

A Figura III.8 ilustra e exemplifica a distribuição dos *voxels* na imagem para a formação da geometria.

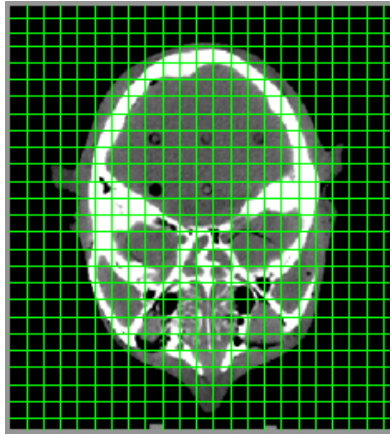


Figura III.8: Imagem *voxelizada* da cabeça do fantoma *Alderson Rando*.

III.3 – Dimensão do arquivo de entrada

As imagens geradas pelos equipamentos de tomografia computadorizada e de ressonância magnética são, na sua totalidade, configuradas para que as dimensões dos elementos de volume sejam extremamente pequenas, com o objetivo de fornecer imagens em alta definição. Essa configuração para finalidades clínicas (visualização) é satisfatória, pois aumentam os níveis de qualidade do planejamento dos tratamentos de tumores, retratando singularidades que ajudam no rastreamento de qualquer anomalia na estrutura de tecidos e órgãos no corpo humano em estudo.

Essas imagens em alta definição (Matrizes de 512 *pixels* x 512 *pixels*), em um número elevado de fatias, convertidas para arquivo de entrada do MCNP, provocam uma série de problemas ligados à suspensão de dados destas informações para a administração na memória no próprio MCNP. Este problema independe do *hardware* do microcomputador, e está associado com a programação do código fonte do MCNP que estabelece um limite de carregamento de dados à memória física da máquina. Essa limitação impede o carregamento do arquivo de entrada que possui um número elevado de fatias em alta definição, sendo necessária a alteração do código fonte do programa MCNP, para que seja possível a execução do mesmo.

A solução encontrada para este problema no MCNP foi a conversão destas imagens médicas para a área espacial de 128 *pixels* x 128 *pixels*, e a alteração do tamanho do

voxel para assegurar o equilíbrio eletrônico (aproximação do Kerma) na região de interesse. Também foi realizado o desenvolvimento de métodos computacionais de processamento digital de imagem, utilizando o *software MATLAB* [41], para segmentação das regiões da imagem com o objetivo de discriminar as informações para que sejam interpretadas corretamente no código MCNP. Todo esse processo é realizado antes do processo de conversão e simulação realizadas pelo *Scan2MCNP* e MCNPX.

As imagens médicas oriundas do Instituto Nacional do Câncer (INCA), do Rio de Janeiro, e do Hospital das Clínicas (HC), em São Paulo, possuem *voxels* com um volume de $0,00143 \text{ cm}^3$, enquanto, por exemplo, aquelas usadas por ZUBAL [10] e pelo fantoma utilizado no sistema *MCNPTV* [20] possuem um volume de $0,00677 \text{ cm}^3$ e 2 cm^3 , respectivamente.

Nas Figuras III.9 e III.10 são mostradas as áreas de estudo que alocam uma imagem da cabeça do *Alderson Rando*. Na Figura III.9(a) é apresentada a imagem médica para a análise clínica, e na Figura III.9(b) tem-se a mesma imagem reamostrada com *voxel* de grande dimensão (2 cm^3), aceitável para simulações Monte Carlo utilizadas nas pesquisas referentes ao uso do *software MCNPTV* [20]. Na Figura III.10(a) é mostrada a imagem médica com a representação de um *voxel* de definição média utilizado por “ZUBAL” [10]. Na Figura III.10(b) tem-se a imagem médica obtida no Hospital das Clínicas (SP) representada por *voxels* de alta definição, a qual apresentará problemas de execução pelo MCNP, uma vez que o arquivo de entrada possui centenas dessas fatias.

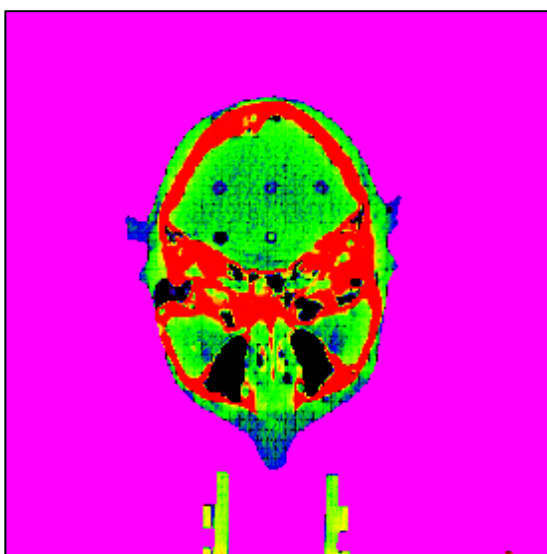


Figura III.9(a): Imagem clínica de uma fatia da cabeça do fantoma *Alderson Rando*.

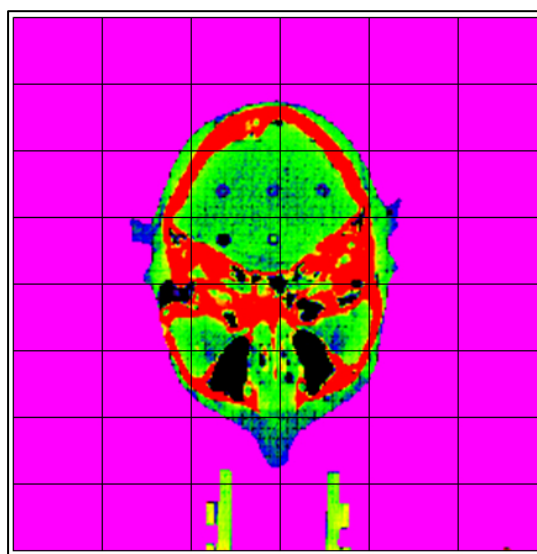


Figura III.9(b): A mesma imagem reamostrada com *voxel* de 2 cm^3 .

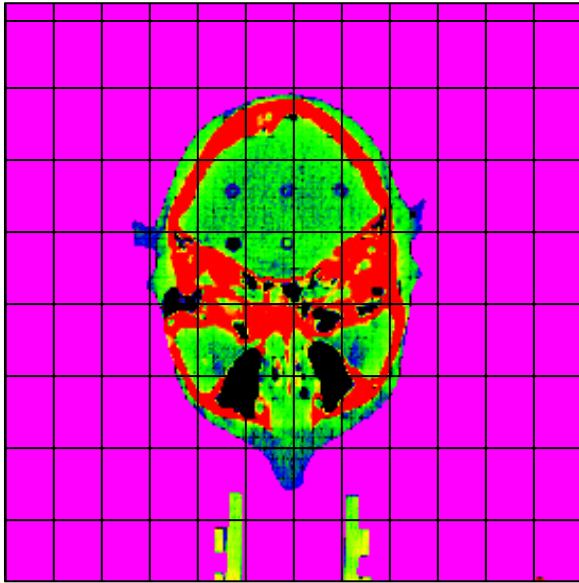


Figura III.10(a): A mesma imagem reamostrada com *voxel* de $0,00677 \text{ cm}^3$.

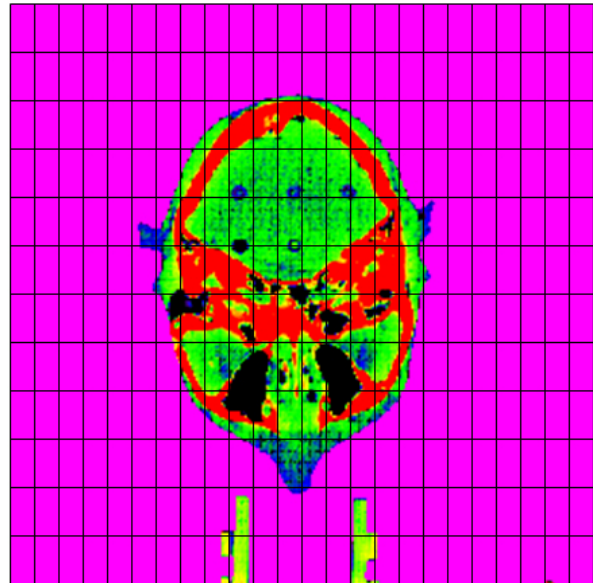


Figura III.10(b): A mesma imagem reamostrada com *voxel* de $0,00143 \text{ cm}^3$.

III.4 – Arquivo de entrada (INP)

Após realizar a conversão das imagens médicas *DICOM* para o arquivo de entrada do MCNP, observa-se que é fornecida a densidade, a composição química dos materiais constituintes dos tecidos e dos órgãos, mas o volume de cada célula não é informado. Na Figura III.11, verifica-se que o arquivo de entrada gerado contém cinco materiais com as suas respectivas densidades.

Para a solução deste problema foi desenvolvido um processo computacional de contagem de *voxels* (Figura III.12). Os *softwares* utilizados para efetuarem esta contagem foram: o contador do *Microsoft Office 2003* e a calculadora eletrônica científica do *Windows Vista*. A contagem realizada e o cálculo do volume de cada célula são colocados em uma tabela padrão como pode ser visto na Figura III.13.

```

c ++++++
c
c      Cells
c ++++++
c
c Filling Universes
c
1      1 -1.920000 -1 u = 1
2      2 -0.999752 -1 u = 2
3      3 -1.000000 -1 u = 3
4      4 -1.000000 -1 u = 4
5      5 -0.000987 -1 u = 5
c
c Lattice Unit Cell
c
6 0   -27  26  -17  16  -38  37 u = 7 lat = 1
fill = 0:91 0:59 0:181
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5

```

Figura III.11: Arquivo de entrada sem informações dos volumes das células (órgãos).

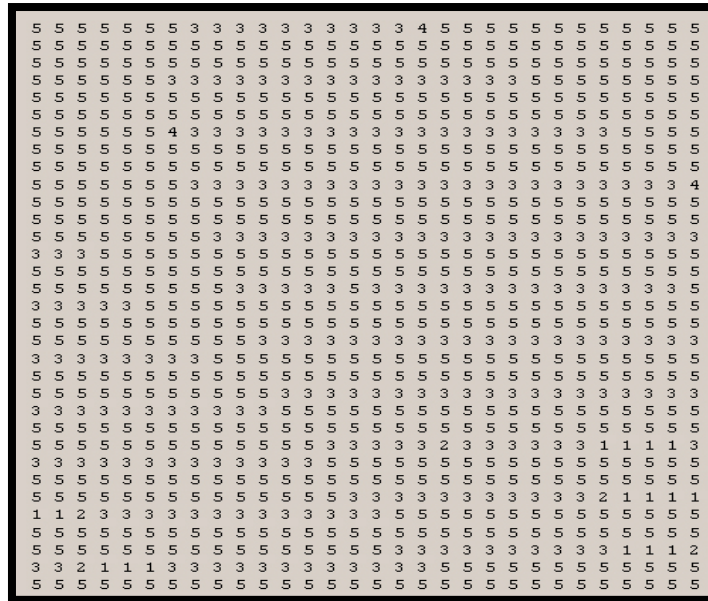


Figura III.12: Exemplo da definição da geometria (no arquivo de entrada) das fatias da cabeça e pescoço do *Alderson Rando*.

INPUT 128PHM (MCNP) 182 FATIAS	CÉLULA 1	CÉLULA 2	CÉLULA 3	CÉLULA 4	CÉLULA 5
MATERIAL E COR	CORTICAL B ORNE	CUBO H ₂ O	MUSCLE B RANDO	MUSCLE B RANDO	AR
PARTE 1	10242,2	4714	46089	488	210461
PARTE 2	10242,2	3640	56479	576	193936
PARTE 3	10242,2	0	40045	502	221379
PARTE 4	10242,2	0	40008	364	135673
No. TOTAL DE VOXELS EM CADA CÉLULA	40969	11994	182621	1930	761449
VOLUME DE CADA CÉLULA (cm ³) 1 VOXEL = 0,136cm ³	5571,78	1136,1	24836,4	262,4	103557

Figura III.13: Tabela com a contagem do número de *voxels* de cada célula e o seu respectivo volume.

Com o valor do volume de cada célula à disposição, adiciona-se esta informação ao arquivo de entrada (Figura III.14).

```

128CRBF - Bloco de notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
DICOM's CABECA E PESCOCO Scan Converted by Scan2MCNP
C
C ESTUDO DO CÉREBRO LADO ESQUERDO
C
C DICOM's COM DIMENSOES 128 X 128 PIXELS
C
C VOXEL CRIADO ( 0,497656 cm x 0,497656 cm x 0,55 cm )
C
C VOLUME DO VOXEL = 0,1362138218848 cm^3
C
C Adaptado e Convertido por Leonardo da Silva Boia
C
C DICOM/Image Files from Directory:
C D:\PHILIP 128 APRIMORADO
C IM00190.dcm..IM02000.dcm
C
C ++++++
C
C      cells
C
C ++++++
C
C Filling Universes
C
C 1      1 -1.920000 -1 u = 1 IMP:P=1 vol=5571.784
C 2      2 -0.999752 -1 u = 2 IMP:P=1 vol=1631.184
C 3      3 -1.000000 -1 u = 3 IMP:P=1 vol=24836.456
C 4      4 -1.000000 -1 u = 4 IMP:P=1 vol=262.48
C 5      5 -0.000987 -1 u = 5 IMP:P=1 vol=103557.064
C 20     6 -0.000987 -2 imp:p=1 vol=1
C
C Lattice Unit Cell
C
C 6 0 -27 26 -17 16 -38 37 u = 7 lat = 1 IMP:P=1
C fill = 0:91 0:59 0:181
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
C 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5

```

Figura III.14: Arquivo de entrada com a informação do volume de cada célula.

Outras grandezas não informadas no arquivo de entrada, devido à edição das imagens de 512 *pixels* x 512 *pixels* para 128 *pixels* x 128 *pixels*, são as dimensões dos planos (px, py e pz), da caixa grande (*Big Box*) e do *voxel*. Estas informações são obtidas a partir do arquivo de entrada original dos *DICOM* não modificados e são transferidas para o arquivo de entrada modificado (*DICOM* alterado) para simulação no MCNP. A Figura III.15(a) mostra o arquivo de entrada modificado sem as dimensões da caixa grande e do *voxel*, e a Figura III.15(b) mostra o arquivo de entrada modificado com as informações das dimensões das superfícies obtidas com base no arquivo de entrada original (*DICOM* não modificado).

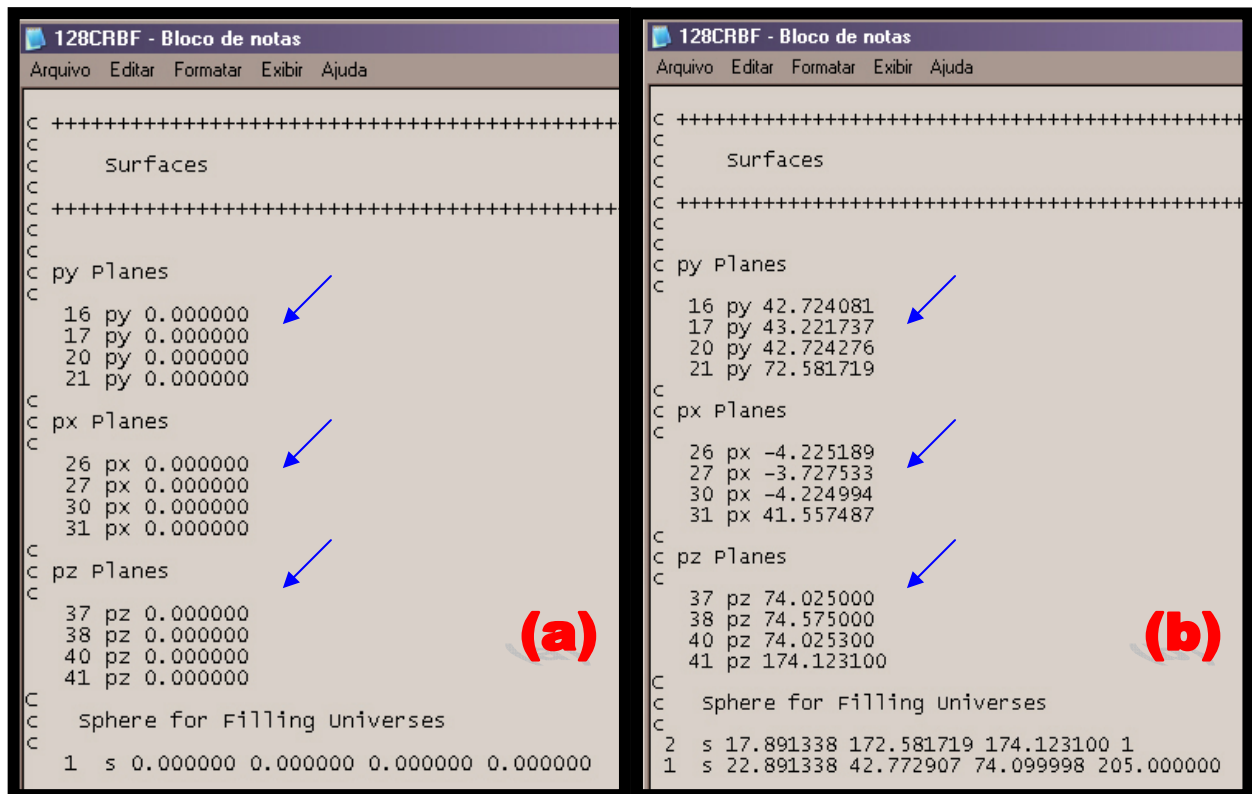


Figura III.15: (a) Arquivo de entrada gerado sem as informações das superfícies dos planos (px, py e pz). (b) Arquivo de entrada modificado com as informações das dimensões das superfícies obtidas a partir do arquivo de entrada original.

III.5 - Correção e ajuste da segmentação

Dependendo do número de materiais contidos em um grupo de imagens médicas *DICOM* ou do tipo de contraste que estas imagens apresentam, pode ocorrer uma dificuldade na limitação de borda e de regiões de tecidos e órgãos, acarretando uma segmentação confusa e problemática para a simulação computacional com o MCNP.

Uma das principais técnicas de processamento de imagem e visão computacional para determinar pontos de uma imagem digital em que a intensidade luminosa muda repentinamente é a detecção de borda. Mudanças repentinas em imagens geralmente refletem eventos importantes no cenário, como a descontinuidade da profundidade (transição entre o objeto e o fundo), descontinuidade da orientação da superfície, mudança das propriedades do material ou variações na iluminação da cena.

A detecção de borda é bastante usada na área de extração de características. Sua utilização reduz significativamente a quantidade de dados a serem processados, e descarta a informação que são consideradas menos relevantes, ainda que preservando importantes propriedades estruturais de uma imagem. A detecção pode ser prejudicada

por bordas falsas criadas por ruídos na imagem (provenientes da digitalização, compressão ou através do próprio processo de captura da imagem). Isso pode ser amenizado ao utilizar alguma técnica de redução de ruído ou estudos no cenário experimental original antes da detecção de borda. A Figura III.16 mostra o estudo dos dados de uma região de uma imagem devido ao aparecimento do efeito de borda.

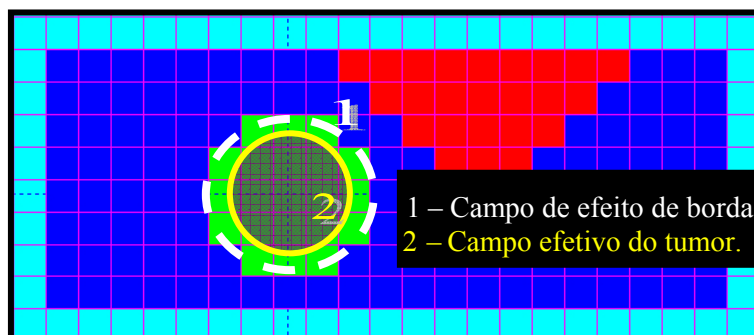


Figura III.16: Exemplo de um estudo do efeito de borda na imagem representativa do tumor corrigido com a análise do campo de efeito de borda, e com o campo efetivo do tumor.

Outra forma de solução destes problemas é utilizar a aplicação de pequenas correções ou destacar regiões de interesse, diferenciando-as com faixas de níveis de cinza mais dispersas. Para esse propósito é utilizado um editor de imagem de alta precisão compatível com o formato *DICOM*. O *software* da atualidade que trabalha com este formato é o sistema *CS3 Adobe Photoshop*. Os recursos disponíveis neste *software* servem de suporte para qualquer tipo de alteração e/ou correção que se queira fazer na área espacial da imagem.

Na Tabela III.1, é apresentada a segmentação utilizada para diferenciar regiões de uma imagem *DICOM*. Os valores RGB apresentados na Tabela III.1 são relacionados com os níveis de cinza da Figura III.17(a).

Tabela III.1: Tabela de Segmentação.

Níveis de Cinza															
	B(255)	B(238)	B(222)	L(209)	L(188)	L(167)	V(141)	V(124)	V(106)	A(90)	A(72)	A(54)	P(34)	P(18)	P(0)
R	255	238	222	209	188	167	141	124	106	90	72	54	34	18	0
G	255	238	221	209	188	165	141	124	106	90	72	54	34	18	0
B	255	238	221	209	188	166	141	124	106	90	72	54	34	18	0

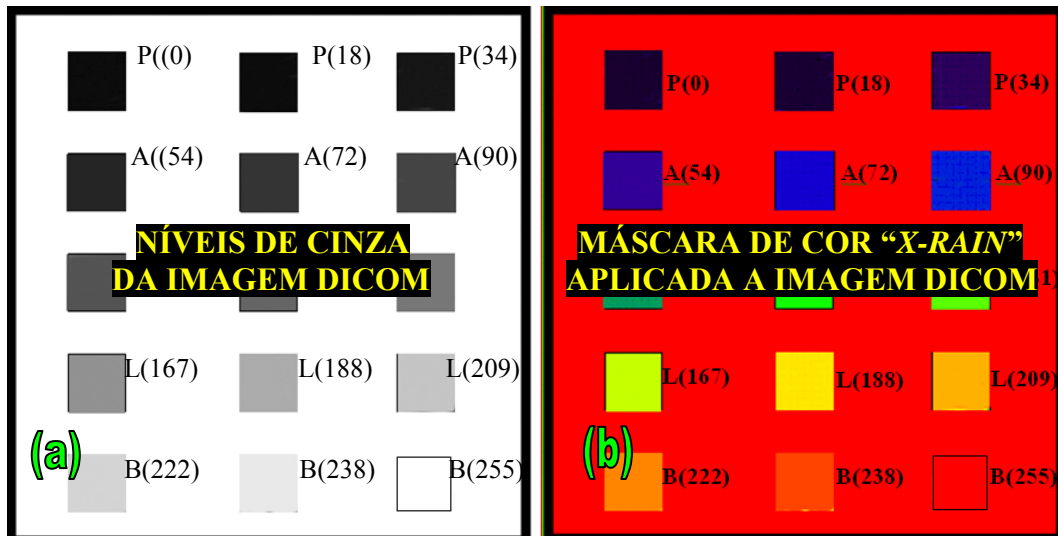


Figura III.17: (a) Regiões de níveis de cinza de uma imagem *DICOM*. (b) Máscara de cor “X-RAIN” aplicada nas regiões de níveis de cinza da Figura (a).

III.6 - Sistema computacional *SAPDI*

Em auxílio ao código *MCNP*, desenvolveu-se também no presente trabalho, um sistema computacional denominado *SAPDI* - Sistema Automatizado de Processamento Digital de Imagem - com o objetivo de simplificar os procedimentos iniciais de preparação das imagens *DICOM*, ou na conversão e preparação das imagens *JPG*, *BMP* ou *TIFF* para o padrão *DICOM*, antes de serem trabalhadas no *Scan2MCNP*.

Este processo compacta as informações contidas nas imagens, para que estas sejam manipuladas satisfatoriamente no *Scan2MCNP*, e posteriormente no código *MCNP*. Por exemplo, se o operador possui 200 fatias *DICOM* para serem utilizadas no *Scan2MCNP*, o *SAPDI* realiza de uma só vez a varredura destas 200 fatias e as parametriza seqüencialmente para um padrão *DICOM* com as informações compactadas e processadas digitalmente, compatíveis e de fácil simulação nos *softwares* *Scan2MCNP* e o *MCNP*. No sistema ainda se desenvolveu uma opção de conversão de imagens com extensões *BMP*, *JPG* e *TIFF* para o arquivo *DCM* (*DICOM*), utilizando o mesmo conceito de compactação de dados e de processos digitais, possibilitando assim, o uso de qualquer imagem no *software* *Scan2MCNP*. Ou seja, caso tenha-se 400 fatias em *BMP*, *JPG* ou *TIFF*, o sistema converte automaticamente de uma só vez essas 400

fatias para *DICOM* e as padroniza no formato para que seja de fácil manipulação no *Scan2MCNP*.

É importante ressaltar, que ainda se torna necessário o uso de sistemas avançados em Processamento Digital de Imagem (PDI) para segmentações apuradas e/ou na inserção de materiais quando necessário, dependendo da situação/problema em estudo.

O desenvolvimento deste *software* foi realizado no ambiente *MATLAB*, utilizando as suas ferramentas de editoração, da (GUI) criação de interface em janelas, das funções estabelecidas de PDI em seu *toolbox* e, por fim, de seu compilador na geração do arquivo .EXE [41] do *SAPDI*.

III.6.1 – A interface do sistema computacional SAPDI

O planejamento do sistema computacional visou como ponto principal, à automação do processamento digital das imagens *DICOM* a serem utilizadas no *Scan2MCNP*, de forma que o processo seja rápido e totalmente prático. Com isso, todo o trabalho de PDI já é pré-fixado no código do programa, sendo que a única tarefa do usuário é inserir as informações das fatias (imagens) iniciais e finais, e do formato do arquivo a ser processado. O processo PDI do *software* compacta as informações das imagens, reestruturando as matrizes e utilizando parâmetros de filtragem, com o objetivo de melhorar a tarefa de segmentação no *Scan2MCNP* e de contribuir na manipulação dos dados pelo MCNP na suspensão destes na memória do código. O *SAPDI* foi projetado para auxiliar o código MCNP. Na Figura III.18 é apresentada a imagem da tela principal do *SAPDI*.



Figura III.18: Interface do sistema computacional do *SAPDI*.

A tela principal do *software SAPDI* possui 8 opções disponíveis:

PDI IMG > DICOM : Processa um número ilimitado de fatias dos formatos BMP, JPG ou TIFF para o formato *DICOM* padrão, e padroniza-o para que seja compatível com os *softwares Scan2MCNP* e *MCNPX*.

Informações básicas sobre o processo são descritas, juntamente com sugestões de filtros específicos.

PDI DICOM : Processa um número ilimitado de fatias do formato *DICOM* padronizando-o para que seja compatível com os *softwares Scan2MCNP* e *MCNPX*.

MIX DICOM : Realiza a mixagem de imagens CT e MRI.

128 >>> 512 : Recalcula uma imagem com matriz de 128 pixels x 128 pixels para 512 pixels e 512 pixels.

VOXEL >>> MAT : Realiza a contagem dos voxels para obter o volume da célula.

INSTRUÇÕES : Informações sobre as funções do *SAPDI*.

AUTOR : Programador do Sistema.

SAIR : Desistir do uso do sistema.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com o propósito de validar a metodologia computacional apresentada no presente trabalho foram realizados estudos de casos utilizando dados de tomografias (imagens *DICOM*) do fantoma antropomórfico *Alderson Rando*. As doses absorvidas obtidas para diferentes regiões do fantoma foram comparados com os resultados encontrados na literatura.

IV.1 – Conversão e PDI em imagens *.BMP, *.JPG e *.TIFF para o padrão *.DCM usando o sistema computacional *SAPDI*

O sistema computacional *SAPDI* é executado a partir do seu arquivo executável .EXE gerado pelo compilador do *MATLAB*. Após a sua execução, o usuário tem três opções específicas para o processamento de imagens. Se as imagens de interesse são do formato *.BMP, *.JPG ou *.TIFF, deve-se utilizar a opção “*PDI IMG > DICOM*”. Com isso o sistema fornece as telas de operações apresentadas nas Figuras IV.1, IV.2, IV.3, IV.4 e IV.5.



Figura IV.1: Opção “*PDI IMG > DICOM*” ativada, e a entrada de dados onde é informada o formato de imagem BMP, JPG ou TIFF.

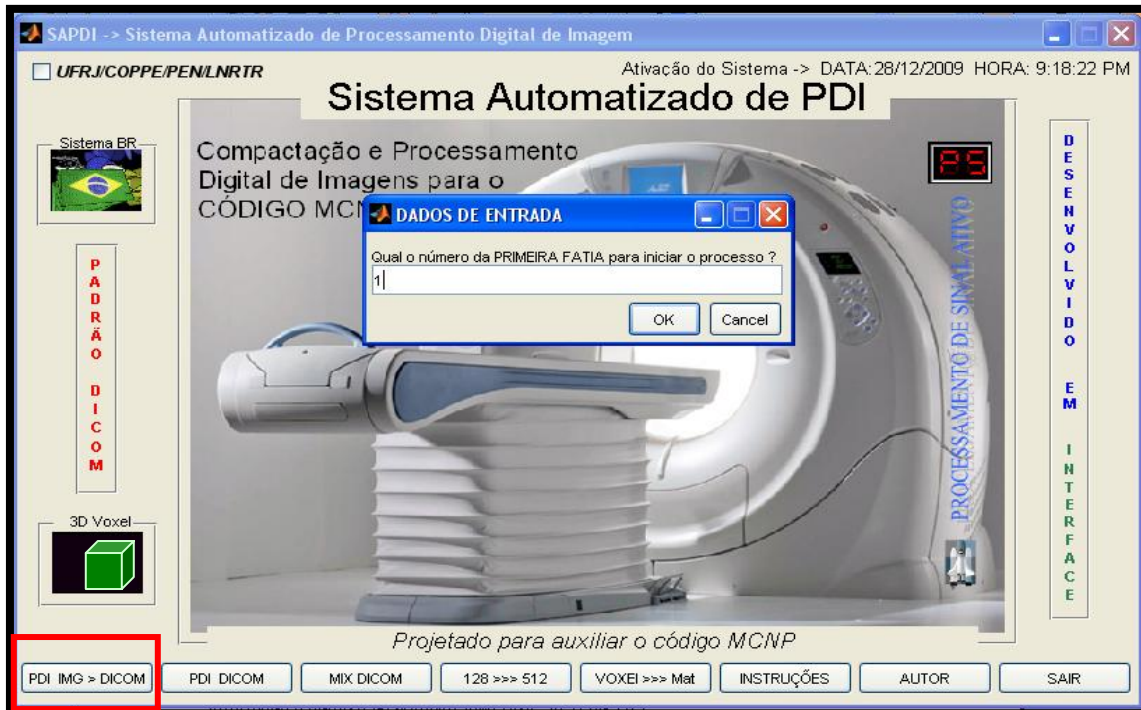


Figura IV.2: Opção “PDI IMG > DICOM” ativada, e a entrada de dados onde é informado o número da primeira fatia BMP, JPG ou TIFF.

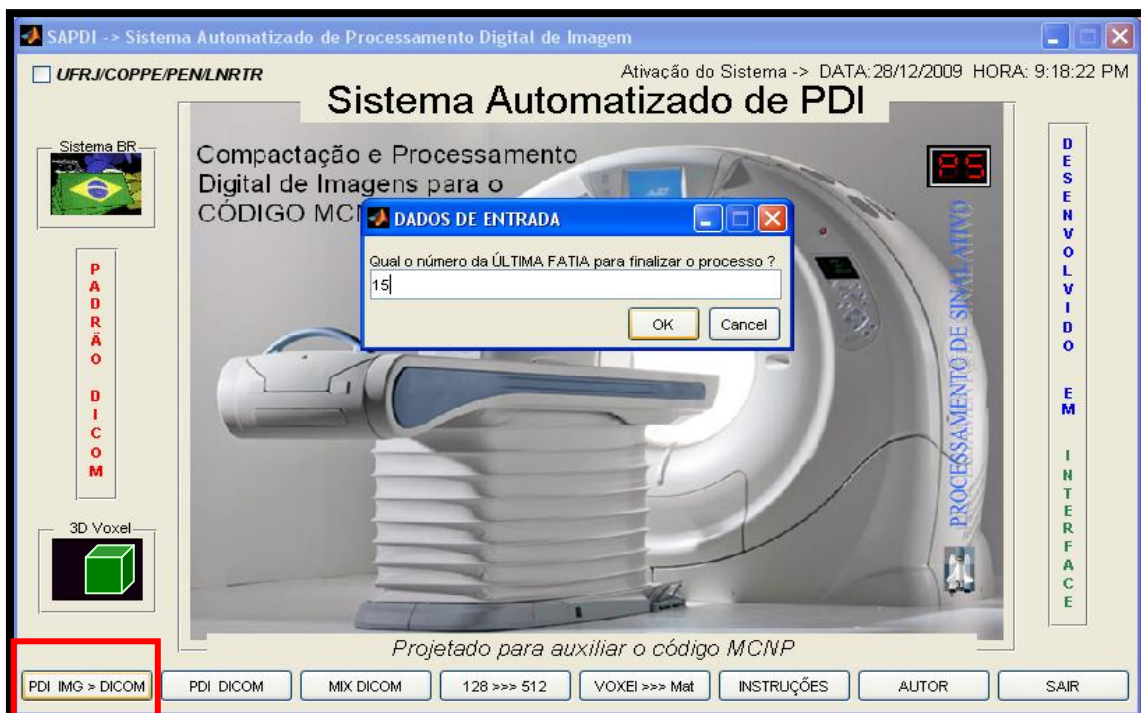


Figura IV.3: Opção “PDI IMG > DICOM” ativada, e a entrada de dados onde é informado o número da última fatia BMP, JPG ou TIFF.



Figura IV.4: Opção “PDI IMG > DICOM” ativada, e o processamento das informações fornecidas.

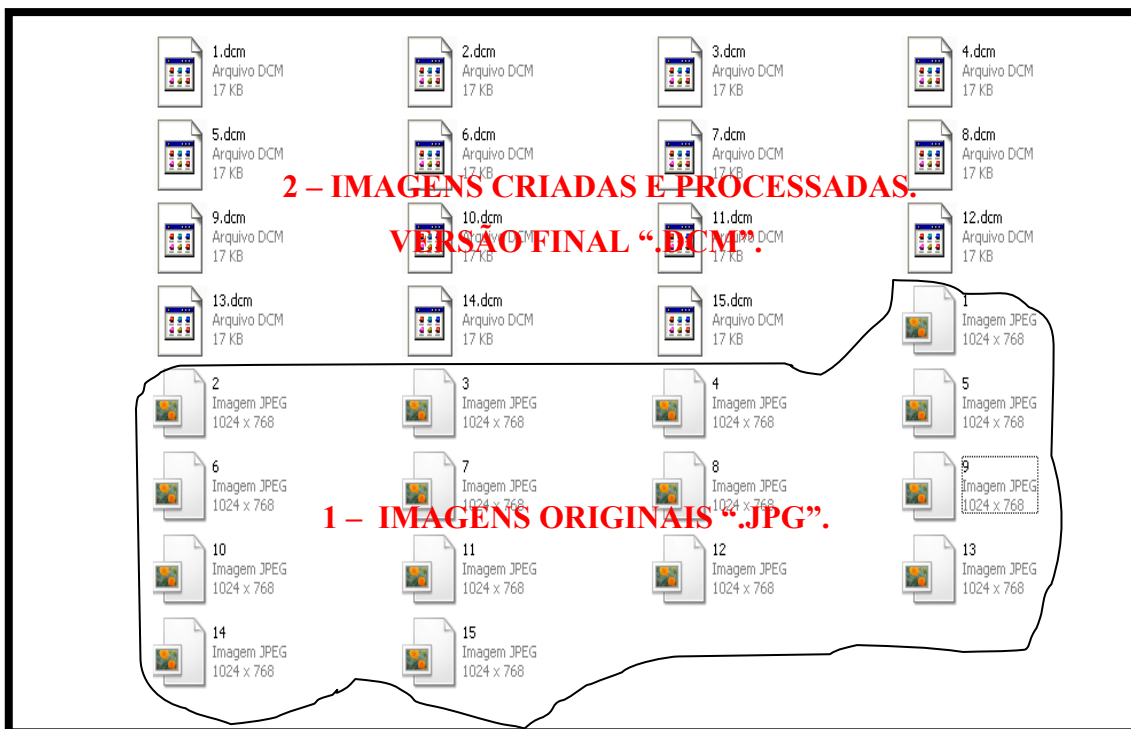


Figura IV.5: 1 – Imagem originais no formato “.JPG”. Resultado final do processo: 2 - Imagens criadas e processadas, na versão final “.DCM”.

Após processamento, o sistema disponibiliza uma tela final com sugestões de processamento digital de imagens (Figura IV.6) para as fatias que apresentarem segmentações confusas no *Scan2MCNP*. O sistema sugere ao usuário um ajuste de contraste, um processamento por operação aritmética ou uma filtragem *sharpen*.

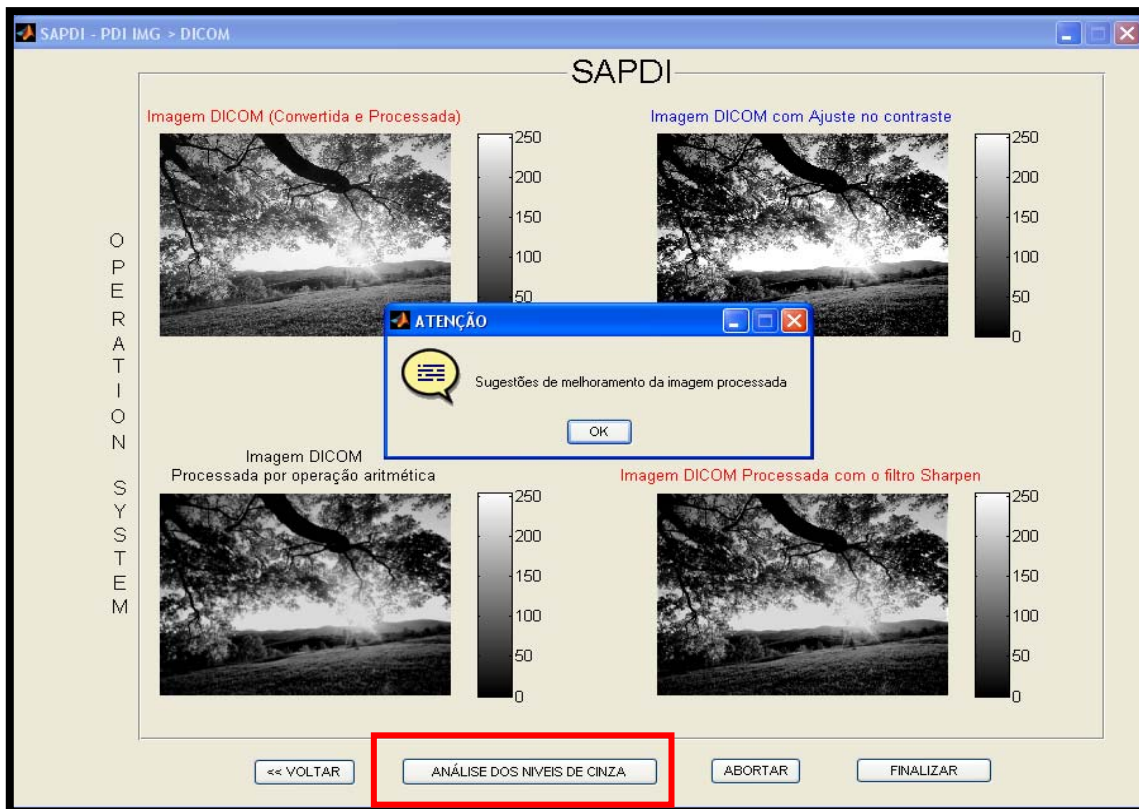


Figura IV.6: Tela de sugestões para as imagens com segmentações indefinidas ou confusas.

Na tela, o usuário tem a opção de analisar a variação dos níveis de cinza da imagem em estudo. Para se utilizar deste recurso, o usuário deve clicar na opção “ANÁLISE DOS NÍVEIS DE CINZA”. Logo após, uma segunda tela irá se abrir como mostrado na Figura IV.7. Ao passar o “*mouse*” sobre a imagem, o sistema informa, em tempo real, o valor correspondente à variação do contraste no ponto onde o *mouse* se encontra na imagem e suas respectivas coordenadas. Essas informações automáticas encontram-se no canto esquerdo inferior.

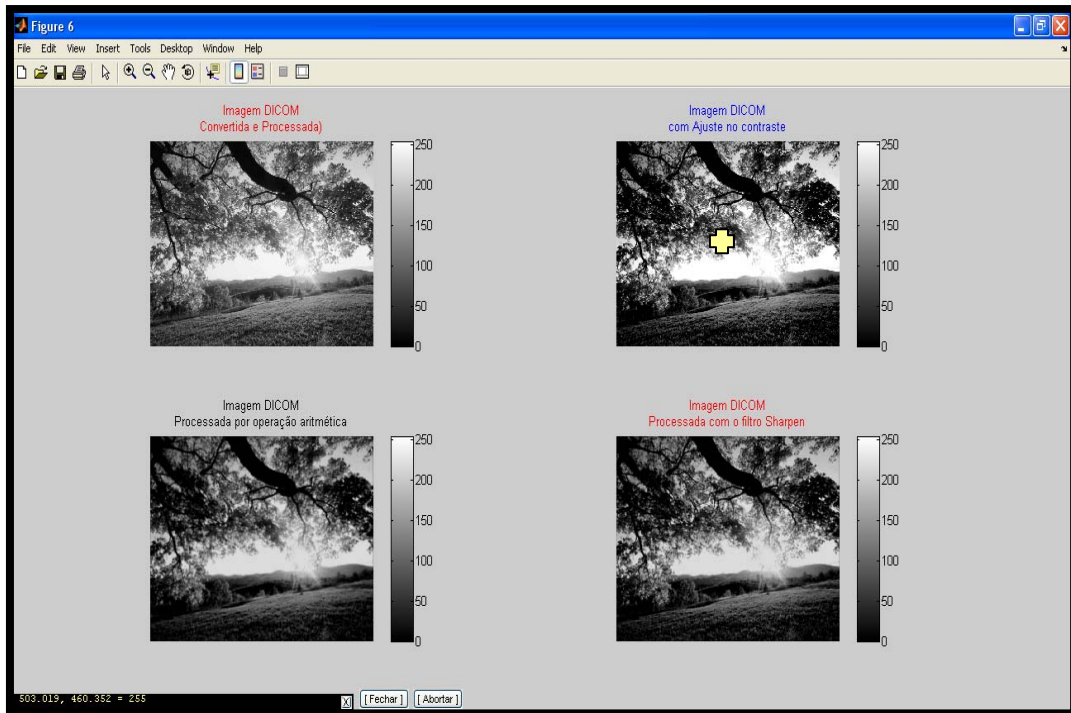


Figura IV.7: Tela de análise dos níveis de cinza de uma imagem.

IV.1.1 – PDI em imagens *.DCM

Para imagens no formato *.DCM , utiliza-se a opção “*PDI DICOM*”, resultando nas telas de operação mostradas nas Figuras IV.8 e IV.9.

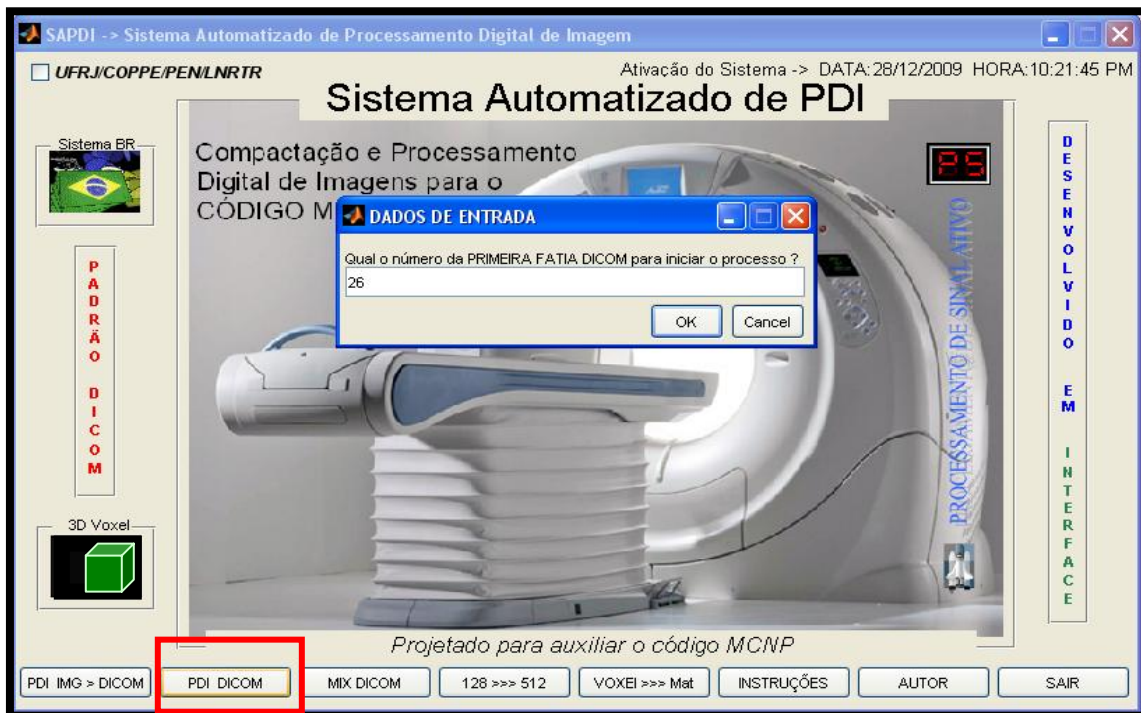


Figura IV.8: Opção “*PDI DICOM*” ativada, e a entrada de dados da primeira fatia *DICOM*.

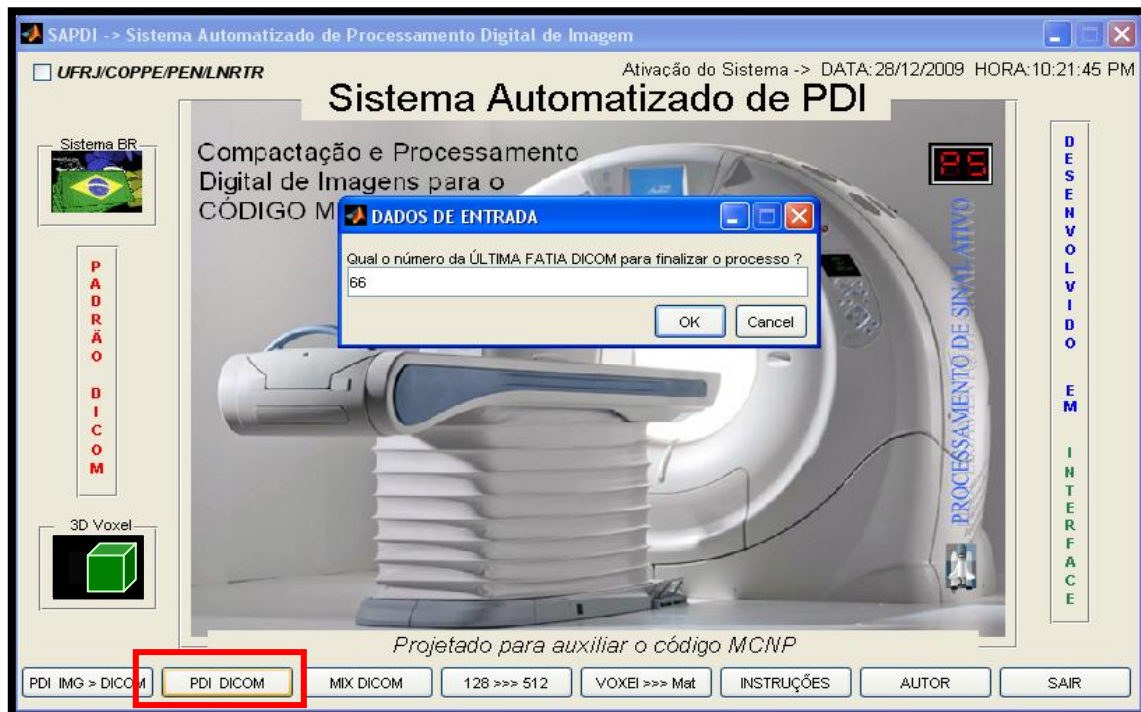


Figura IV.9: Opção “PDI DICOM” ativada, e a entrada de dados da última fatia DICOM.

Após o processamento digital dos arquivos DICOM pelo sistema computacional SAPDI verifica-se que os arquivos DICOM Originais que possuíam um tamanho de 514 Kb, retornam no final do processamento com um tamanho de 33 Kb, que é o resultado da compactação dos dados da imagem, facilitando deste modo, a sua manipulação no software de conversão *Scan2MCNP*.

Com todas as imagens compactadas e processadas, carregam-se estas imagens no *Scan2MCNP* para serem preparadas para conversão em um arquivo de entrada para simulação no código MCNP. A Figura IV.10 mostra a interface gráfica do *Scan2MCNP* com a imagem *DICOM* sendo manipulada para, posteriormente, ser convertida para o arquivo de entrada.

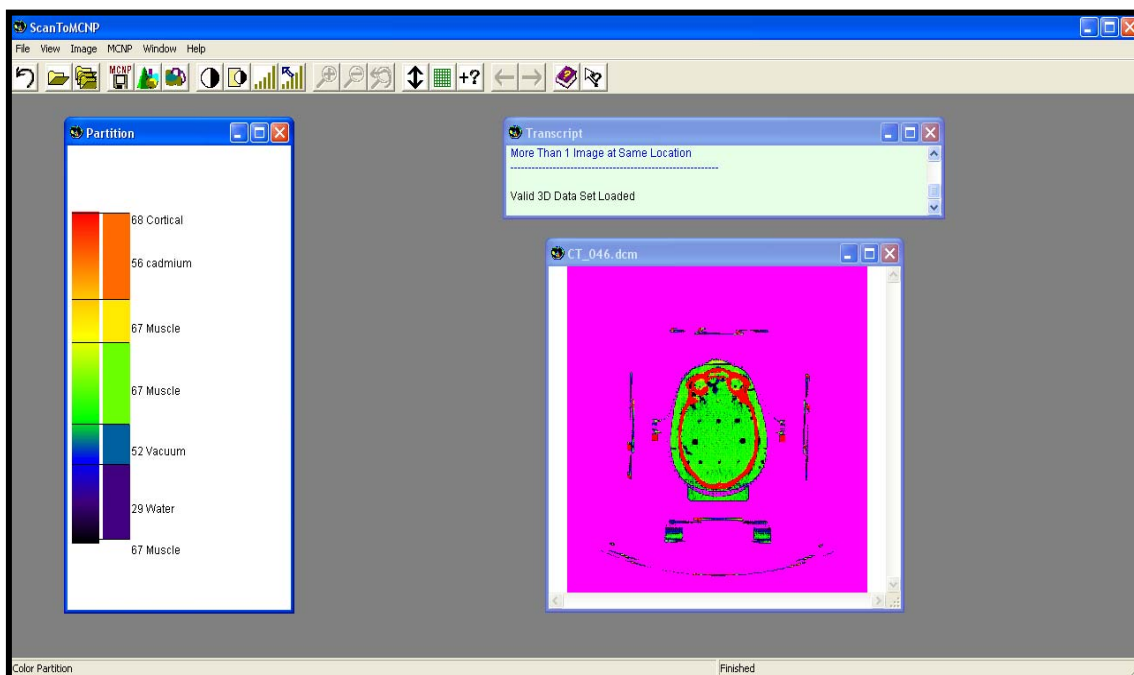


Figura IV.10: As imagens processadas pelo *SAPDI* sendo trabalhadas no *software Scan2MCNP*.

O *SAPDI* pode auxiliar bastante no processo de segmentação em diferentes níveis dentro no *Scan2MCNP*, devido à conversão e compactação dos dados da imagem, propiciando ao operador uma total liberdade na manipulação das imagens *DICOM*. Portanto, a geração de um arquivo de entrada conciso e bem moldado permite uma simulação computacional otimizada pelo MCNP com tempos de execução menores.

IV.1.2 – Mixagem de imagens DICOM de tomografia computadorizada e de ressonância magnética

Realiza a mixagem de imagens DICOM obtidas de equipamentos tomográficos e de ressonância magnética, com contribuição de fator 0.5 (50%) de cada imagem fornecendo uma imagem final com um grau de informações maiores. As Figuras IV.11, IV.12 e IV.13 demonstram, passo a passo, o processo.

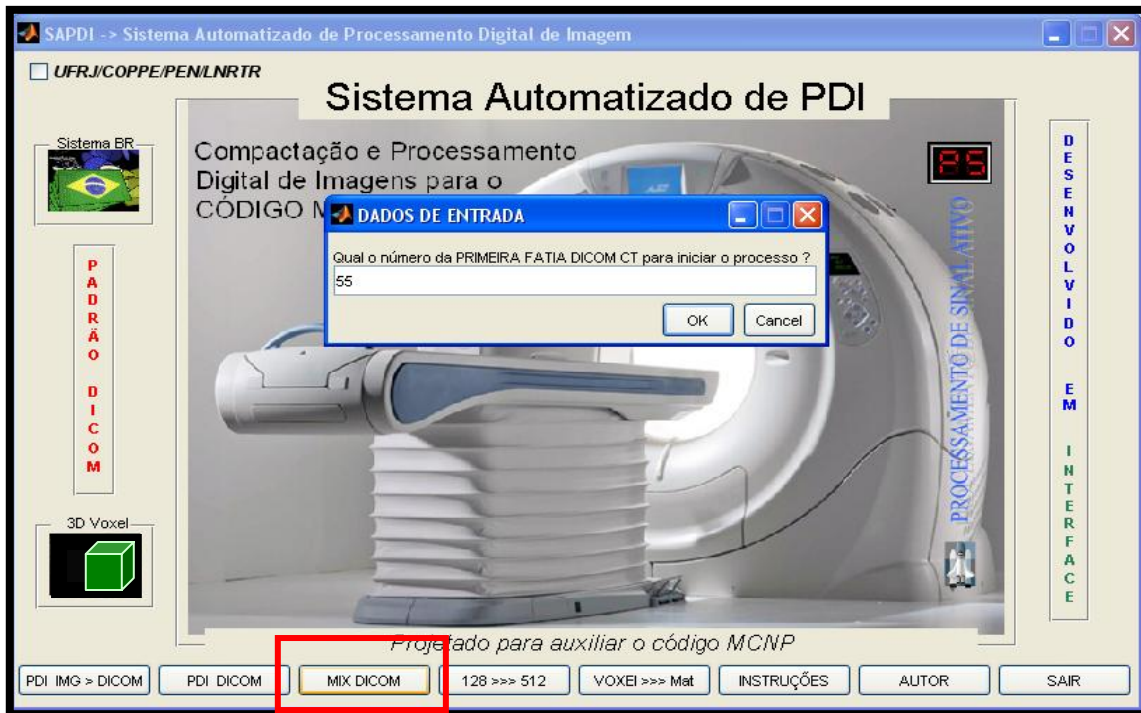


Figura IV.11: Opção “MIX DICOM” ativada, e a entrada de dados da fatia DICOM CT.

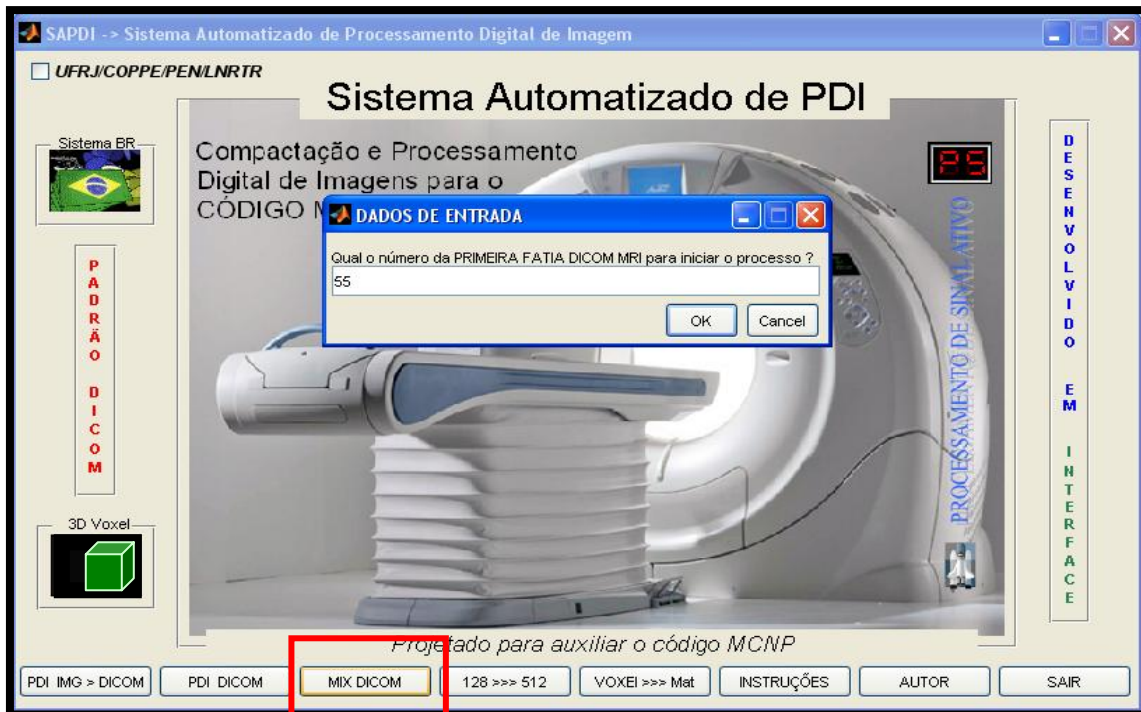


Figura IV.12: Opção “MIX DICOM” ativada, e a entrada de dados da fatia DICOM MRI.

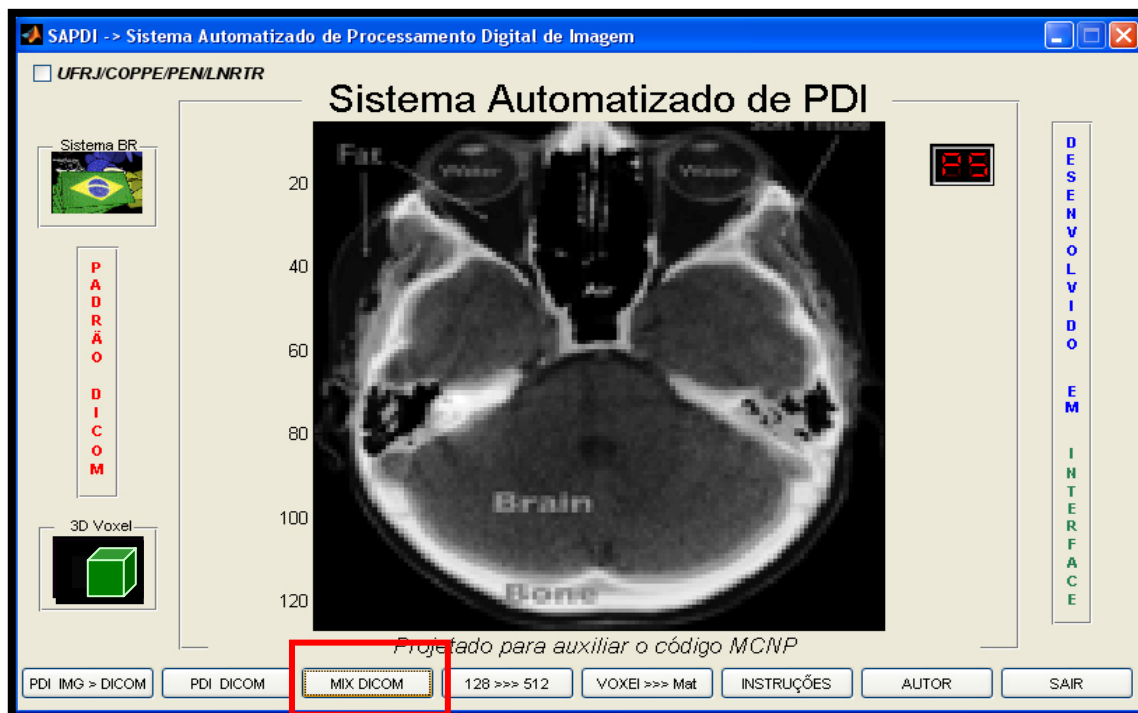


Figura IV.13: Opção “MIX DICOM” ativada, e a mixagem da imagem CT e MRI.

A mixagem das imagens DICOM contribui para o processo de segmentação que será realizado no software *Scan2MCNP* para a identificação dos materiais (ID's) e, assim, gerar um arquivo de entrada com informações mais completas.

IV.1.3 – Redimensionamento dos planos (128 >>> 512)

A opção 128 >>> 512 recalcula os valores dos planos do voxel e do “big box” do input para ajustar a imagem no formato padrão com matriz de 512 pixels x 512 pixels. Esse processo é necessário devido ao fato de que no início do processo de manipulação das imagens DICOM no PDI as mesmas são convertidas de 512 pixels x 512 pixels para 128 pixels x 128 pixels com o objetivo de diminuir a população de voxels tornando um input mais “leve” e compacto para simulação. Para realizar o recálculo dos valores do plano o usuário tem que digitar os valores dos planos PX, PY e PZ dos planos do voxel e do “big box”. Realizado isto, o sistema retorna os valores reajustados para serem substituídos no input. A tela de reajuste automático pode ser visto na Figura IV.14.

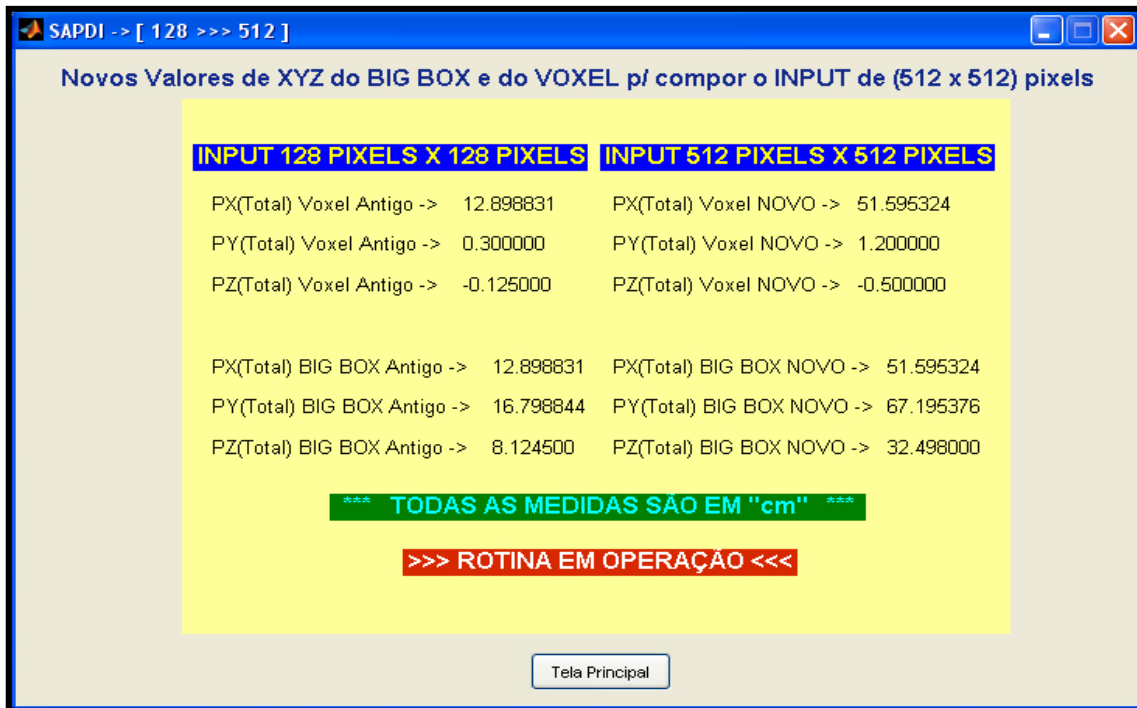


Figura IV.14: Opção “128 >>> 512” ativada, e os recálculos dos planos do big box e do voxel para que o tamanho da geometria (imagem) passe de 128 pixels x 128 pixels para 512 pixels x 512 pixels.

IV.1.4 – Cálculo do volume do material (VOXEL >>> MAT)

A opção VOXEL >>> MAT faz a contagem dos voxels auxiliando, assim, o cálculo do volume relativo de cada material. As telas de operação podem ser vistas nas Figuras IV.15, IV.16, IV.17 e IV.18.

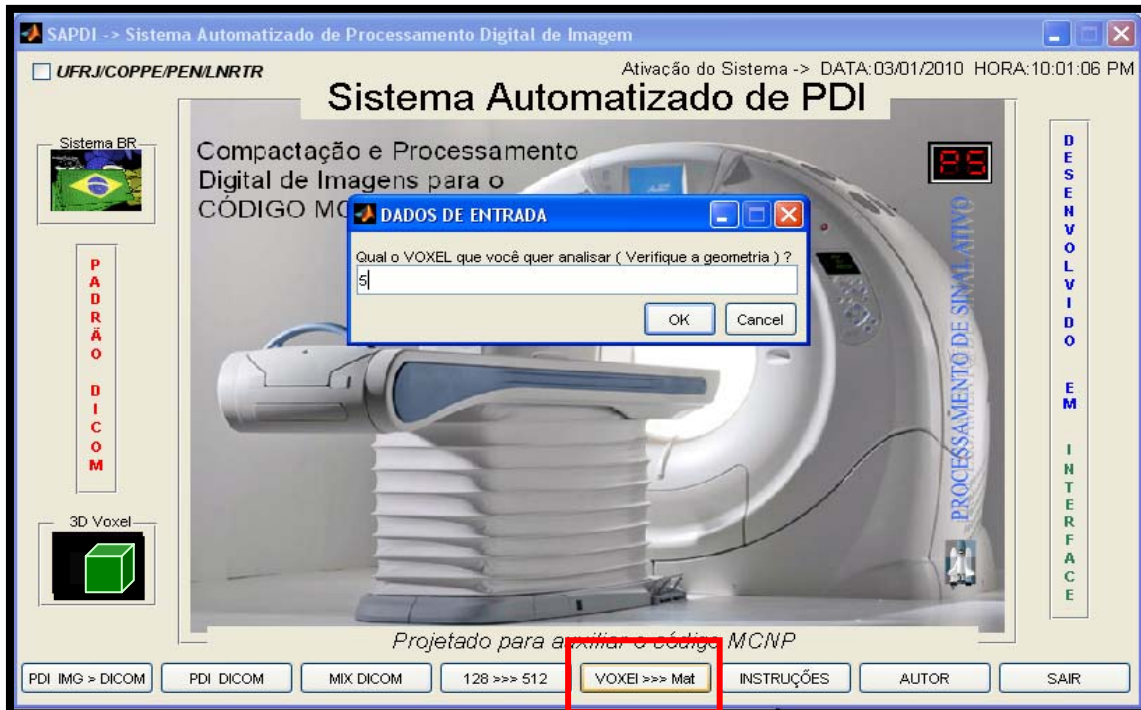


Figura IV.15: Opção “VOXEL >>> MAT” ativada, e o sistema pede para informar qual o voxel a ser contado.

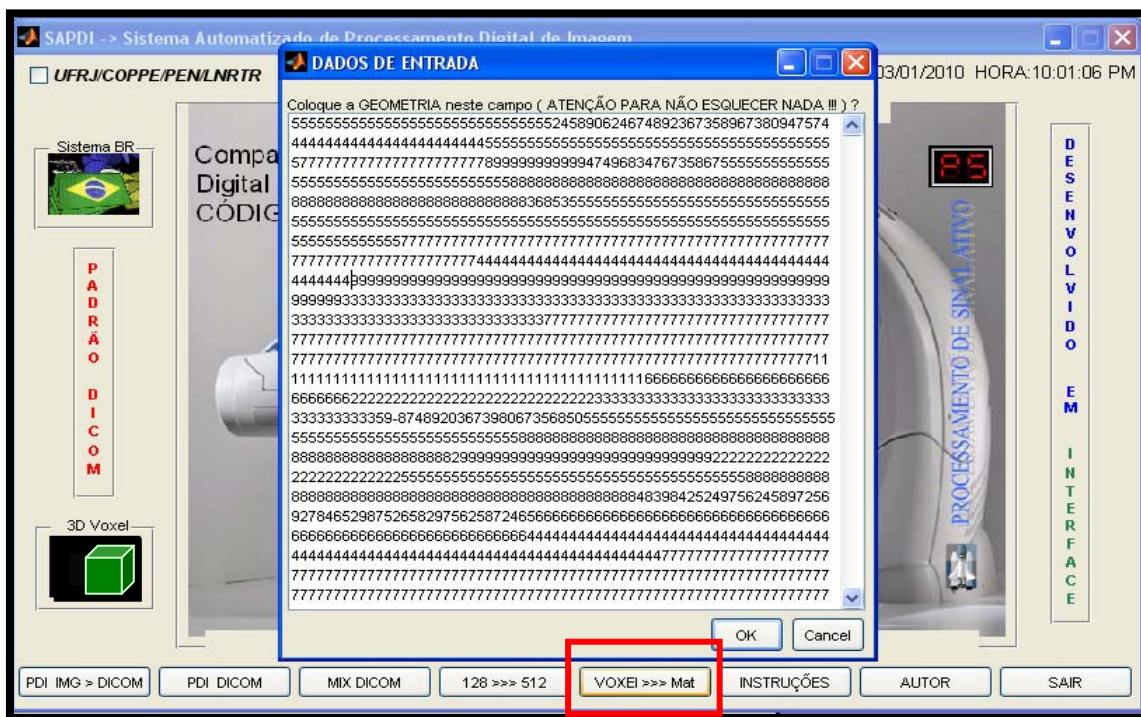


Figura IV.16: Opção “VOXEL >>> MAT” ativada, e a inserção da geometria na janela dados de entrada.

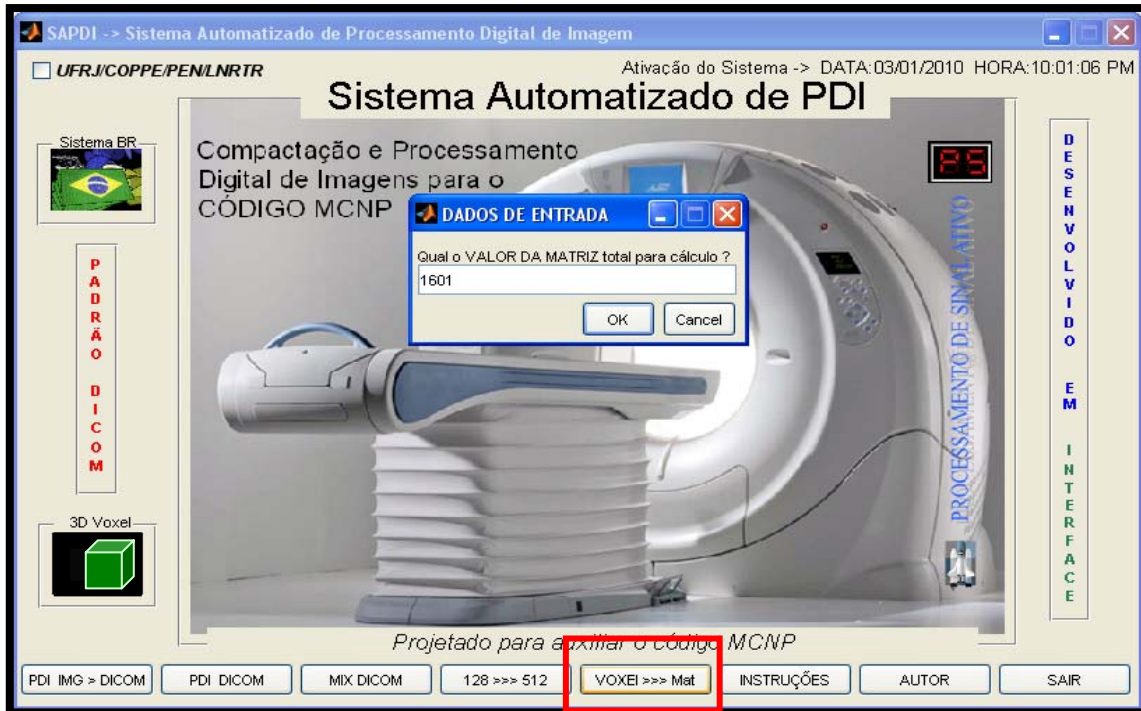


Figura IV.17: Opção “VOXEL >>> MAT” ativada, e a inserção do valor da matriz na janela dados de entrada.

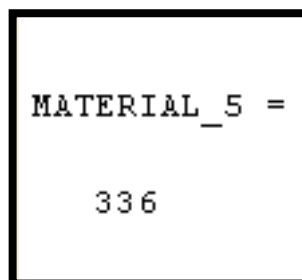


Figura IV.18: Opção “VOXEL >>> MAT” ativada, e o terminal de dados exibe o valor total de voxels do material 5.

IV.2 - Estudos de casos

Nesta seção é apresentada a aplicação da metodologia computacional de processamento digital das imagens médicas DICOM, convertidas posteriormente para arquivo de entrada e, por fim, simulado no código MCNP para geração de resultados. Também é apresentado um método de inserção de células na estrutura da imagem DICOM.

IV.2 .1 - Inserção de figuras geométricas irregulares na estrutura da imagem *DICOM*

Com o desenvolvimento dos sistemas de edição de imagens, atualmente é possível modificar qualquer formato de imagem digital por PDI. Isto permite o aumento dos graus de liberdade no campo da simulação computacional, auxiliando a área experimental na resolução de determinados problemas e obtendo resultados cada vez mais precisos. Neste trabalho foi desenvolvido, também, um processo computacional para a inserção de células nas imagens *DICOM*, sem a necessidade da utilização da TC para geração de novas imagens para inclusão desta nova célula.

O processo inicial é a criação de uma estrutura desejada podendo ser regular ou irregular. O refinamento desta figura é realizado posteriormente no *software CS3 Adobe Photoshop*. A proposta desta etapa do trabalho é a criação de um coágulo no cérebro, como estudo de caso.

Para criação de uma estrutura semelhante à de um coágulo no cérebro com suas ramificações diversas, optou-se pela utilização do *software Paint do Windows*, conhecido pelo seu ambiente de criação e editoração (Figura IV.19). Lembrando que a criação desta figura pode ser realizada em qualquer *software* de editoração gráfica.

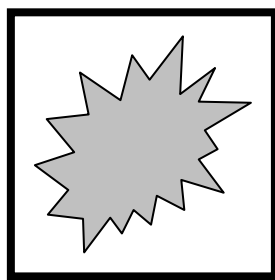


Figura IV.19: Estrutura geométrica irregular criada no *software Paint do Windows*, que simula um coágulo no cérebro.

Criada a figura geométrica, carrega-se a imagem do coágulo para dentro do *software CS3 Adobe Photoshop* [42] para editoração e inserção do mesmo para dentro da imagem médica *DICOM*, tornando-a uma célula a ser compreendida no ambiente de simulação computacional MCNP. Na Figura IV.20, observa-se que a imagem do coágulo criada é extremamente grande sendo necessário reduzi-lo. É importante criá-lo assim, pois tem-se mobilidade gráfica para aumentar e diminuir a figura sem perder a resolução.

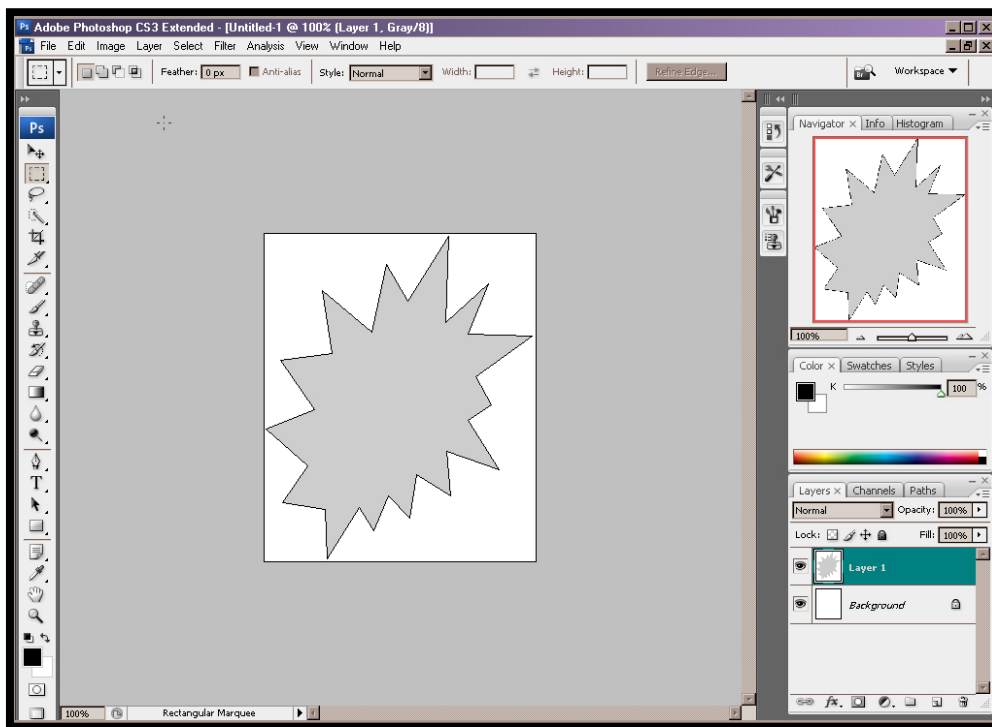


Figura IV.20: Imagem do coágulo apresentada pelo *software CS3 Adobe Photoshop*.

Com o objetivo de obter uma estrutura pequena de um coágulo, a imagem é redimensionada para as dimensões de 20 *pixels* x 20 *pixels*. Para a realização desta etapa utiliza-se o seguinte comando: “*IMAGE >> IMAGE SIZE*” do *software CS3*. Em seguida, com um recurso especial chamado “*LASSO TOOL*”, seleciona-se a grade de recuperação de dados dos *pixels*, e então, tem-se uma estrutura com ramificação como se pode observar na Figura IV.21.

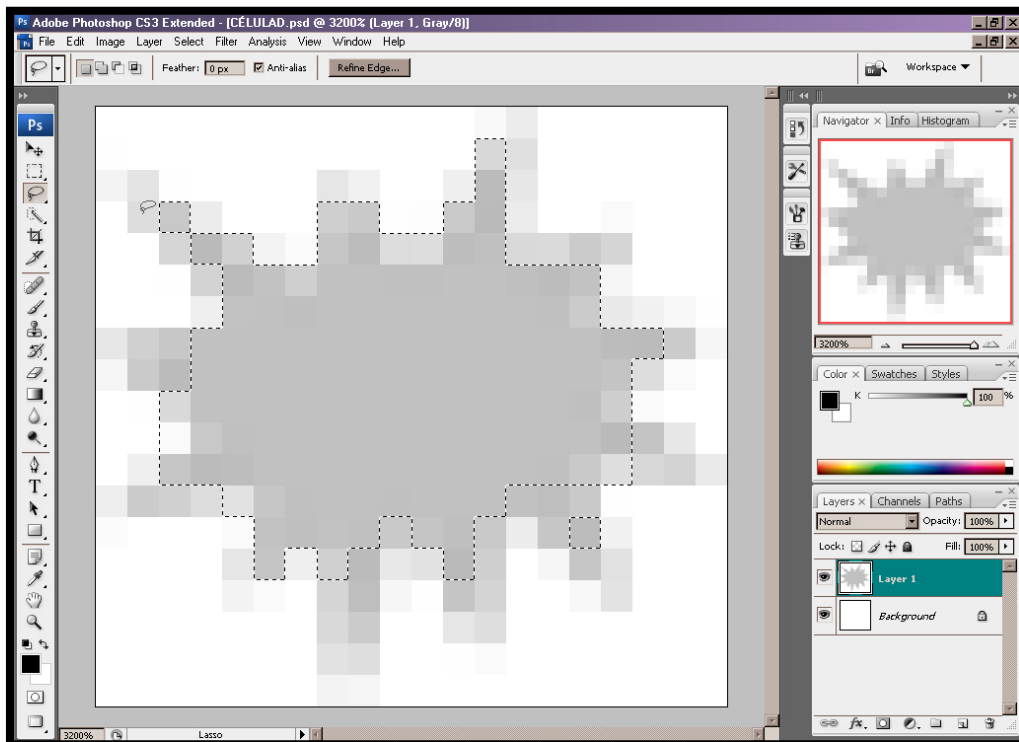


Figura IV.21: Selecionando a grade de recuperação de dados dos *pixels* da imagem do coágulo, através da ferramenta “*LASSO TOOL*”.

Posteriormente, minimiza-se a tela da imagem do coágulo editado e carrega-se a imagem *DICOM* a ser trabalhada pelo *software CS3 Adobe Photoshop* (Figura IV.22).

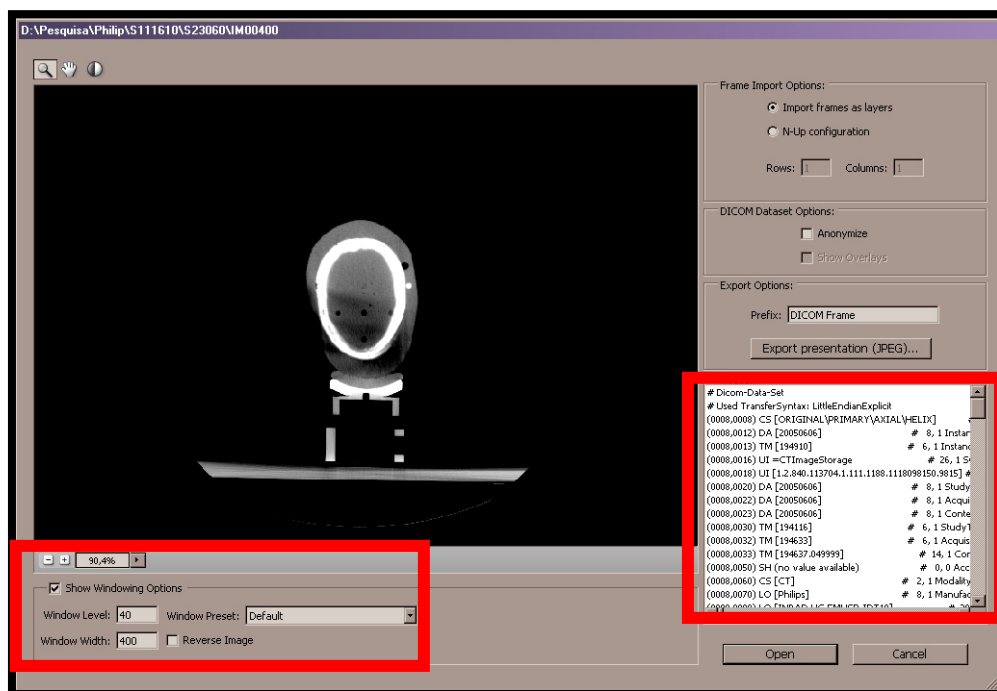


Figura IV.22: Imagem *DICOM* no *software CS3*, com todas as informações intrínsecas da imagem médica.

Carregadas as informações *DICOM* no *software CS3 Adobe Photoshop* é necessário, em seguida, inserir a imagem do coágulo para dentro da imagem médica *DICOM* (Figura IV.23), utilizando o recurso de grade (*View >> Show >> Grid*) para determinar a localização desejada para a inserção do mesmo (*layer*).

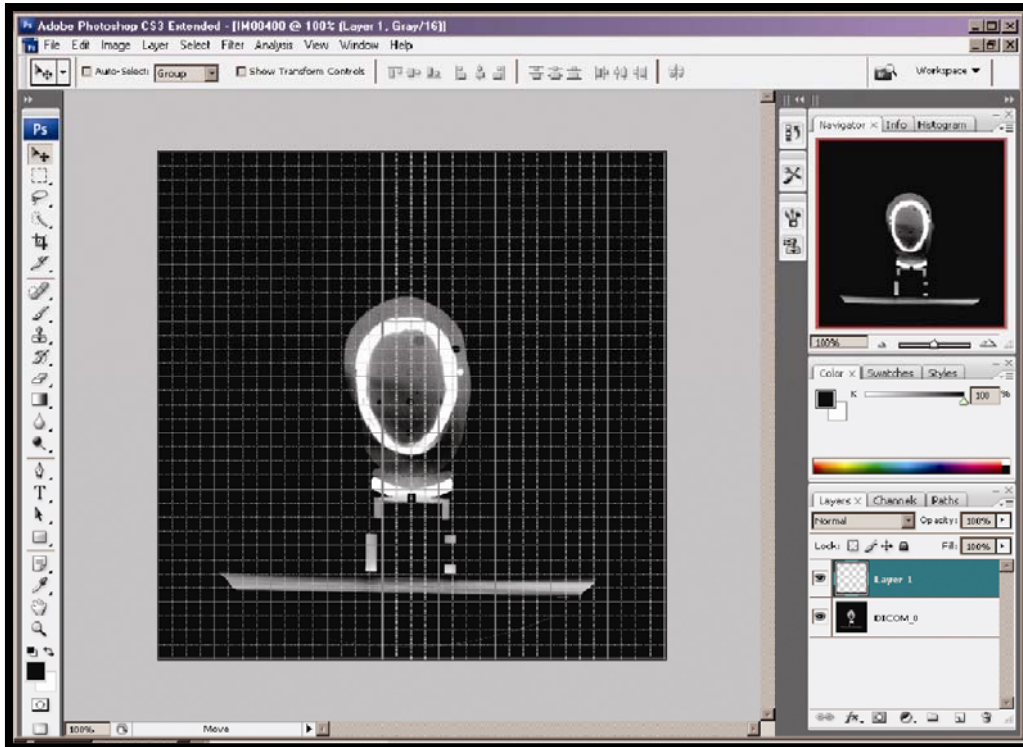


Figura IV.23: Recurso de grade do *software CS3* para inserção da imagem do coágulo.

Para posicionar a imagem do coágulo em qualquer região na imagem *DICOM* que se deseje, utiliza-se a ferramenta “*MOVE TOOL*” para tal propósito. Realizado o posicionamento, é necessário tornar a imagem *DICOM* e a imagem do coágulo em uma imagem única. Para isto é acionada a opção “*MERGE DOWN*”. Depois de utilizada essa seqüência de comandos, tem-se uma imagem única, onde esta é gravada com extensão *DICOM* (Figura IV.24) através do seguinte procedimento: “*FILE >>> SAVE AS >>> DICOM (*.DCM, *.DC3, *.DIC)*” .

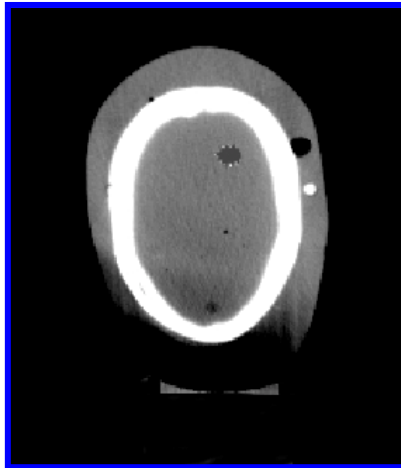


Figura IV.24: Imagem *DICOM* com o coágulo inserido através do *software CS3*.

É importante ressaltar que quando a imagem do coágulo bidimensional é inserida na imagem *DICOM*, que é uma imagem tridimensional, o mesmo se tornará também uma imagem tridimensional (Figura IV.25). O valor da coordenada *Z* da imagem do coágulo terá o mesmo valor *Z* da imagem *DICOM*. O volume do coágulo pode ser determinado através das variáveis *X* e *Y*, uma vez que o valor da componente *Z* é inalterável e se refere à altura *Z* (espessura) da fatia (Imagem *DICOM*).

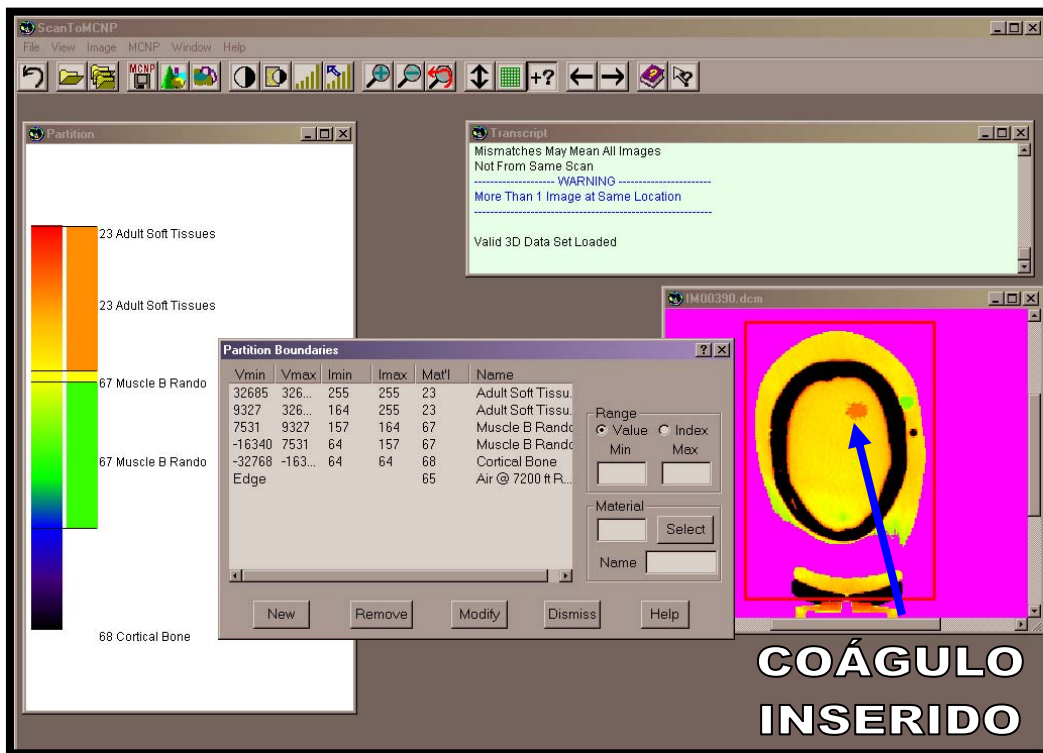


Figura IV.25: Área de trabalho do *Scan2MCNP* e a presença do coágulo em uma fatia da cabeça do *Alderson Rando*.

Com todas as questões relativas ao processamento digital de imagem resolvida, inicia-se o processo de conversão do conjunto de imagens *DICOM*, contendo a imagem *DICOM* modificada com a inserção do coágulo, para o arquivo de entrada MCNP. No entanto, nota-se que o arquivo de entrada gerado possui uma deficiência de informações descrita e discutida na seção III.4, a qual o impede de ser executado pelo código MCNP. Realizadas tais correções no arquivo de entrada é possível visualizar a geometria, mas antes é preciso verificar se a imagem *DICOM* está sendo carregada normalmente, através do *software DICOMWorks* [43] (Figura IV.26).

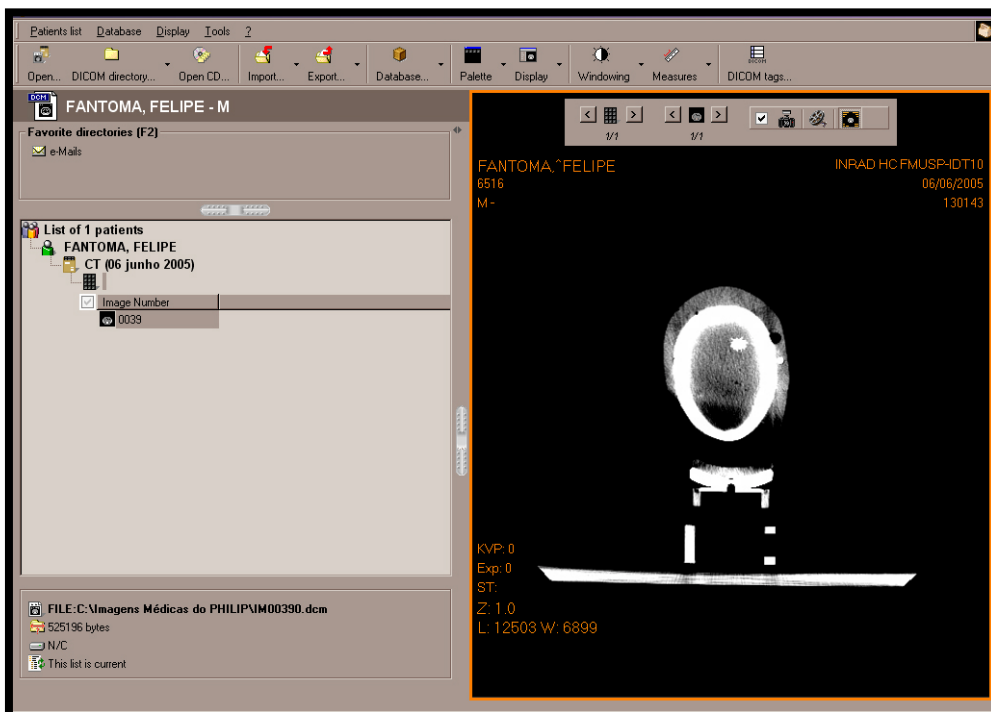


Figura IV.26: *Software DICOMWorks* utilizado para manuseio das imagens *DICOM*.

Com a imagem *DICOM* dentro dos padrões ACR/NEMA, é possível visualizar a geometria descrita no arquivo de entrada MCNP, através dos programas: *codificador gráfico Sabrina* (Figura IV.27), *Visual Editor 2 - Vised 2* (Figura IV.28) e *Moritz Geometry Tool* (Figura IV.29).

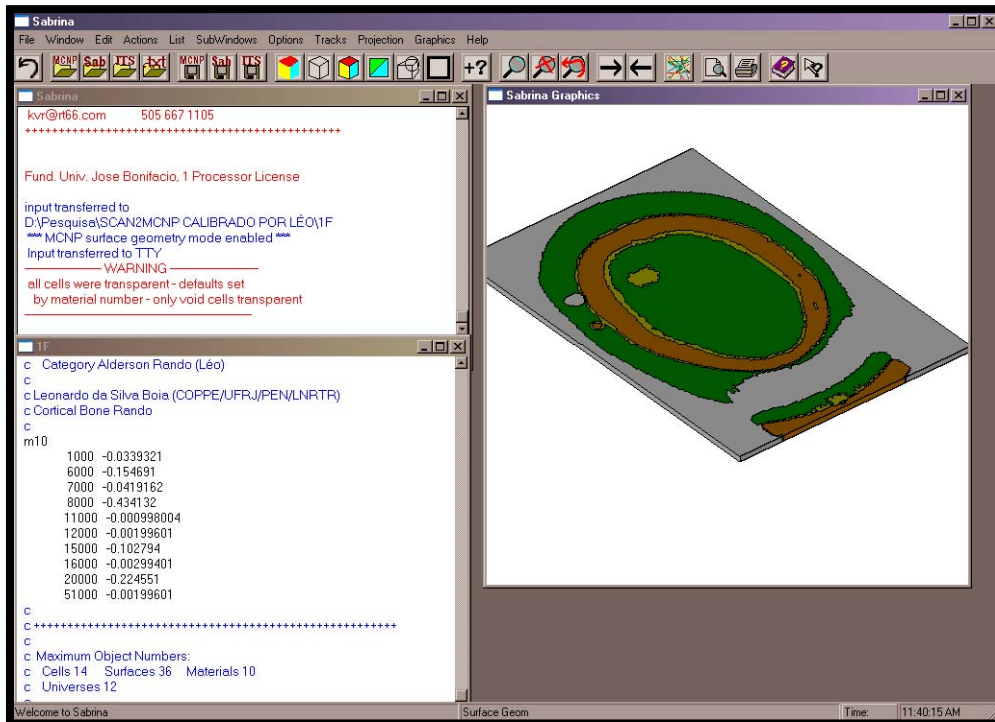


Figura IV.27: Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma *Alderson Rando*, gerada pelo programa *codificador gráfico Sabrina* [44].

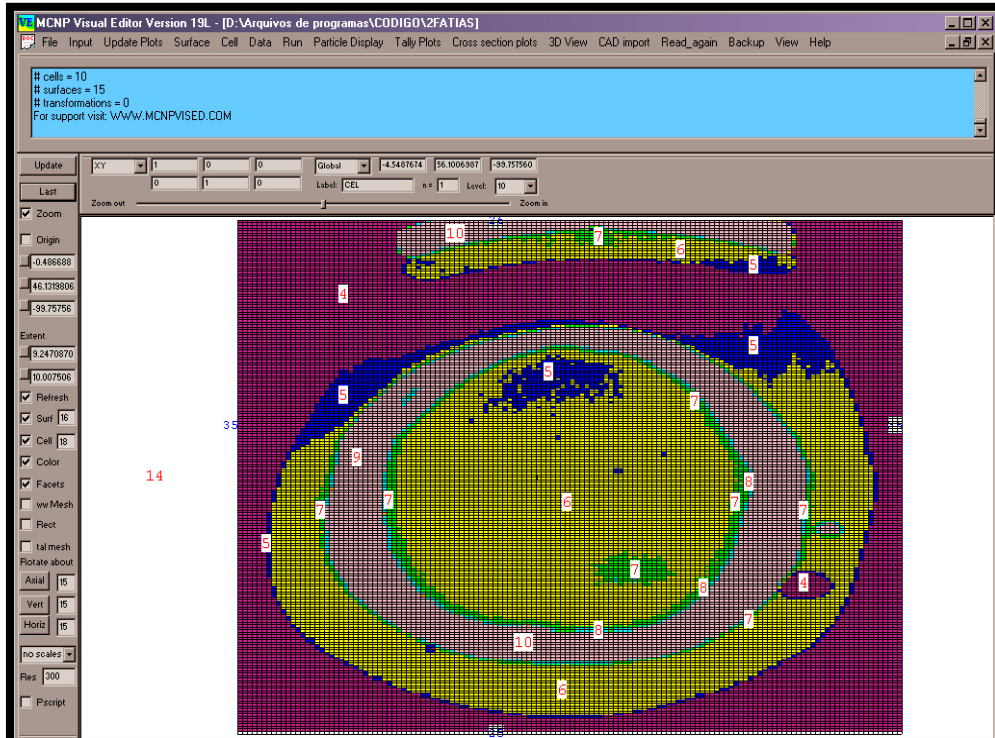


Figura IV.28: Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma *Alderson Rando*, gerada pelo programa *Visual Editor 2 (VisEd 2)* [45].

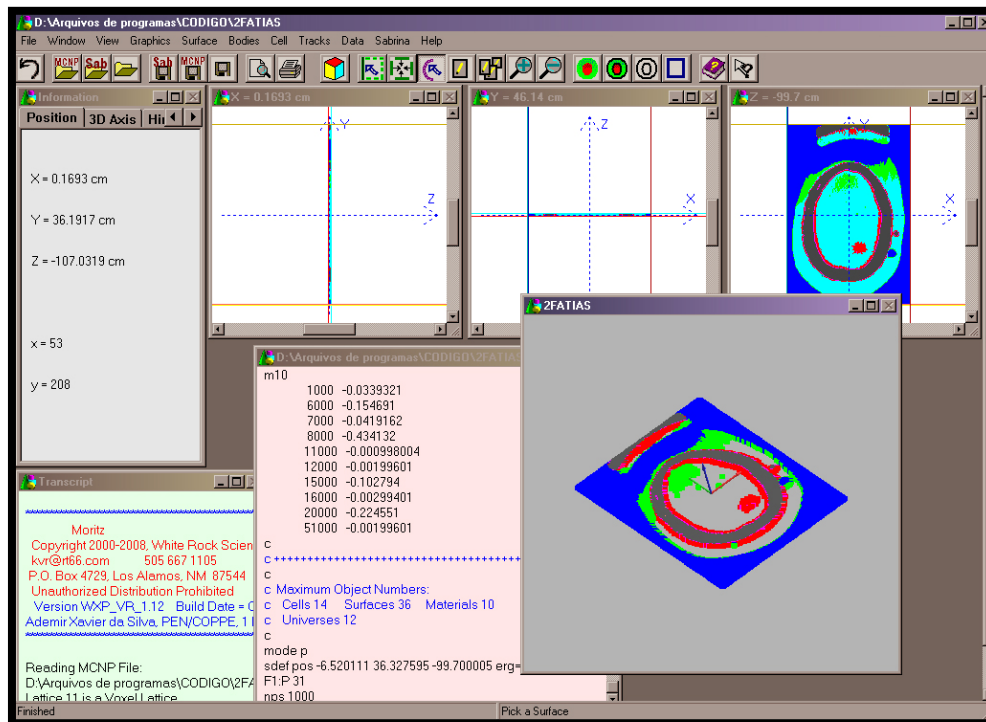


Figura IV.29: Visualização do coágulo na fatia da cabeça do fantoma *Alderson Rando*, gerada pelo programa *Moritz Geometry Tool* [46].

IV.2.2 - Conversão das imagens *DICOM* do Fantoma *Alderson Rando* com inserção de cubos de água em sua estrutura

O processo computacional orientado utilizado para a edição, manipulação, parametrização, conversão e simulação das imagens médicas *DICOM* do fantoma físico *Alderson Rando*, foi baseado nos trabalhos experimentais de HUNT *et al*, 2004 [19] e na tese de doutorado de SILVA [47]. Nestes trabalhos foram realizadas medidas de dose utilizando detectores termoluminescentes (TLD) posicionados no interior do simulador *Alderson Rando*. As regiões de interesse estudadas foram: a do cérebro, cristalino, tireóide, pulmão esquerdo superior e medula (costela esquerda). O equivalente de dose pessoal Hp(10) também foi determinado. Os parâmetros das condições experimentais utilizadas pelos autores, e que foram reproduzidas nas simulações computacionais são: fonte de ^{137}Cs de 58,83 GBq de atividade, localizada a 1 metro de distância do fantoma e 1,34 metros de distância do solo (fonte centralizada em frente a parte peitoral do fantoma onde está localizado o grupo de cubos número 5 - Hp(10)), e tempo de irradiação de 16 horas.

A partir dos dados de tomografias do fantoma *Alderson Rando*, foram gerados arquivos de entrada do MCNP contendo a cabeça, o pescoço e parte do tronco, e inseridos pequenos grupos de cubos de água, distribuídos em seis regiões conforme ilustradas nas Figuras IV.30 e IV.31.

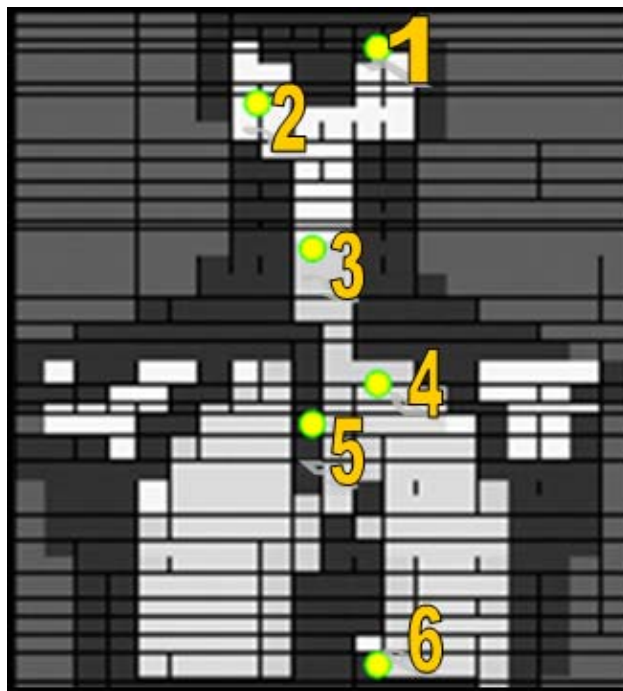


Figura IV.30: Simulador *Alderson Rando* e as localizações dos cubos de água inseridos. 1 - cérebro lado esquerdo, 2 – cristalino, 3 – tireóide, 4 – pulmão esquerdo, 5 – Hp(10) e 6 – medula (costela esquerda).

Realizada a distribuição dos cubos de água no fantoma *Alderson Rando* pelo software *CS3 Adobe Photoshop*, e posteriormente processado pelo *Scan2MCNP* para a geração do arquivo de entrada, foram incluídos no mesmo os valores das coordenadas dos planos da caixa grande e dos planos do *voxel*, a partir das imagens *DICOM* originais. Também foi inserida uma esfera de exclusão do sistema a ser simulado, as importâncias das partículas simuladas, o termo fonte e a sua posição, os cartões *tally* F6 ou *F8 para o cálculo de dose, o volume de cada célula, e o número de histórias para execução. As fatias com os cubos de água inseridos podem ser vistas na Figura IV.31.

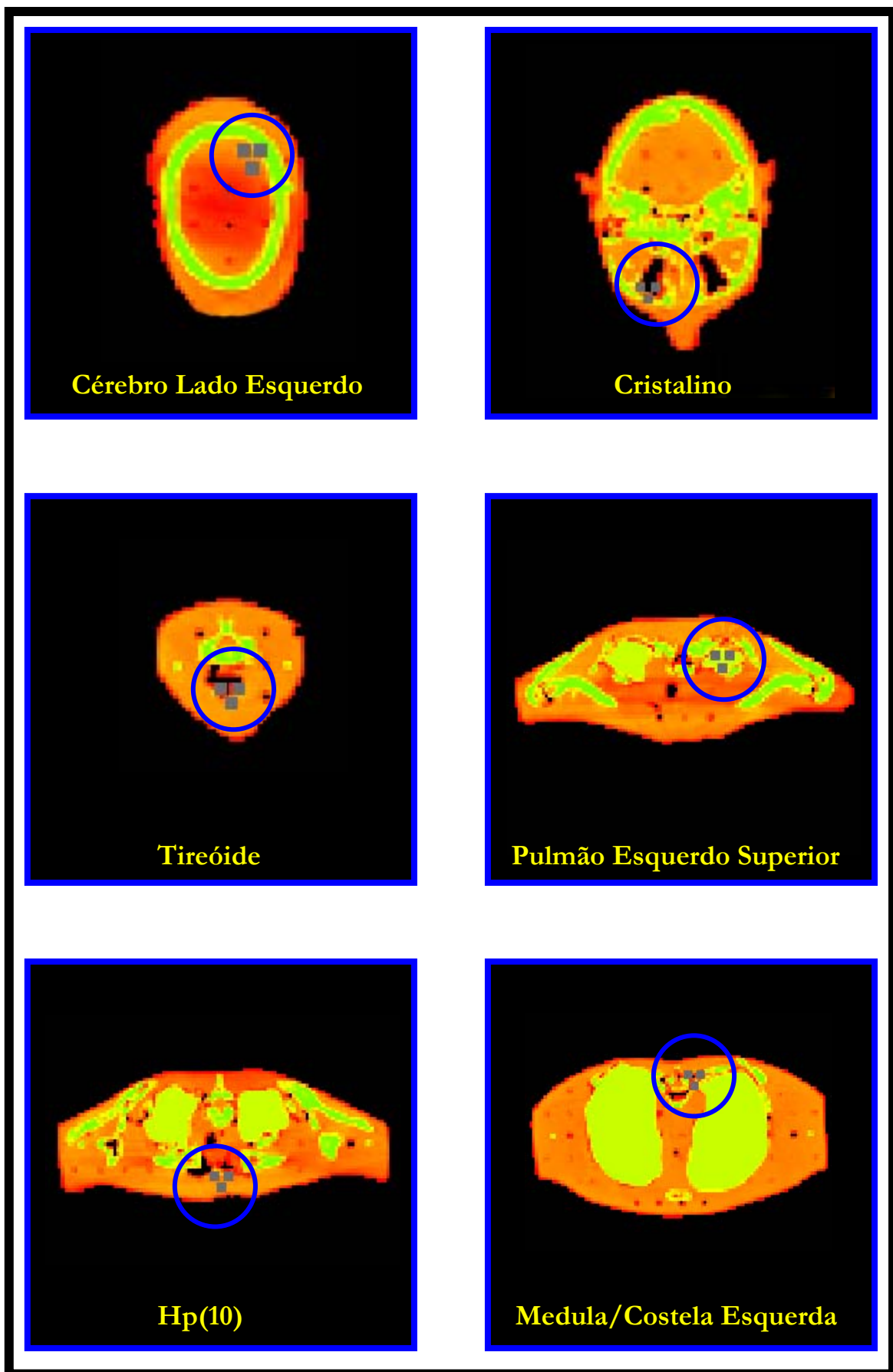


Figura IV.31: Localização dos cubos de água inseridos nas regiões estudadas do fantoma *Alderson Rando*.

Foram gerados seis arquivos de entrada com o objetivo de isolar e estudar cada região separadamente. Para isto, foi utilizado em cada arquivo de entrada o cartão F6 para calcular a energia média depositada nas regiões de interesse.

Simulações semelhantes foram realizadas utilizando o simulador fantoma MAX [19] onde foram inseridos e distribuídos os grupos de cubos de água nas seis regiões estudadas da Figura IV.30.

Na Tabela IV.1, são apresentados os valores das doses absorvidas nos cubos de água obtidos com a metodologia proposta, os valores experimentais (Alderson – (TLD)) determinados por HUNT *et al* [19] e SILVA [47] e as simulações com o fantoma de *voxels* MAX [17].

Tabela IV.1: Valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho (fantoma *Alderson Rando* e MAX) e determinados experimentalmente por SILVA [47] (Alderson - TLD).

Órgãos	Dose Absorvida (mGy)	
	Alderson ^(a) (TLD)	Este Trabalho Alderson MAX
Cérebro (lado esquerdo)	44±26	40 35
Cristalino	77±15	85 83
Tireóide	69±41	67 54
Pulmão Esquerdo	67±20	61 60
Hp(10)	98±59	92 75
Medula (Costela Esquerda)	52±31	49 39

^(a) SILVA [47]

Na Tabela IV.2 são ilustradas as diferenças percentuais entre os valores de doses apresentados na Tabela IV.1.

Tabela IV.2: Discrepâncias entre os valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho (fantoma *Alderson Rando* e *MAX*) e determinados por SILVA [47] (Alderson – TLD).

Órgãos	Diferença Percentual (%)	
	Alderson (TLD)	MAX (Voxel)
Cérebro (lado esquerdo)	9,1	1,7
Cristalino	10,3	2,4
Tireóide	2,9	20,3
Pulmão esquerdo	8,9	1,6
Hp(10)	6,1	22,6
Medula (Costela Esquerda)	5,7	20,4

Analisando a Tabela IV.2 observa-se uma discrepância máxima de 10,4% entre os dados obtidos neste trabalho e aqueles encontrados experimentalmente por HUNT *et al* [19] e SILVA [47]. Diferenças de até 23% são verificadas quando comparados os resultados do presente trabalho com as simulações usando o fantoma de *voxels* MAX. Estas diferenças são atribuídas à falta de precisão nas coordenadas (valores de x, y e z) da localização espacial do grupo de cubos de água distribuídos no fantoma.

IV.2.3 - Simulação de tratamento de radiocirurgia utilizando uma unidade de Cobalto-60 e o fantoma antropomórfico de cabeça Alderson

MENEZES [48], em sua dissertação de mestrado, defendida em maio de 2009, no Instituto de Radioproteção e Dosimetria, realizou estudos para adaptação de uma unidade de cobalto-60 para a realização de radiocirurgia estereotáxica [49]. Isto foi feito para uma unidade de Cobalto-60 utilizando como objeto de tratamento um fantoma antropomórfico de cabeça Alderson Rando modificado por CARDOSO [50]. Nesse fantoma uma das fatias componentes (aquela que contém os olhos) foi substituída por

uma fatia de água sólida. Essa cabeça contém um encaixe em água sólida, com dois objetos simuladores em PVC (Poly Vinyl Chloride), sendo um para simular o tumor e o outro o tronco cerebral, conforme observado na Figura IV.32.

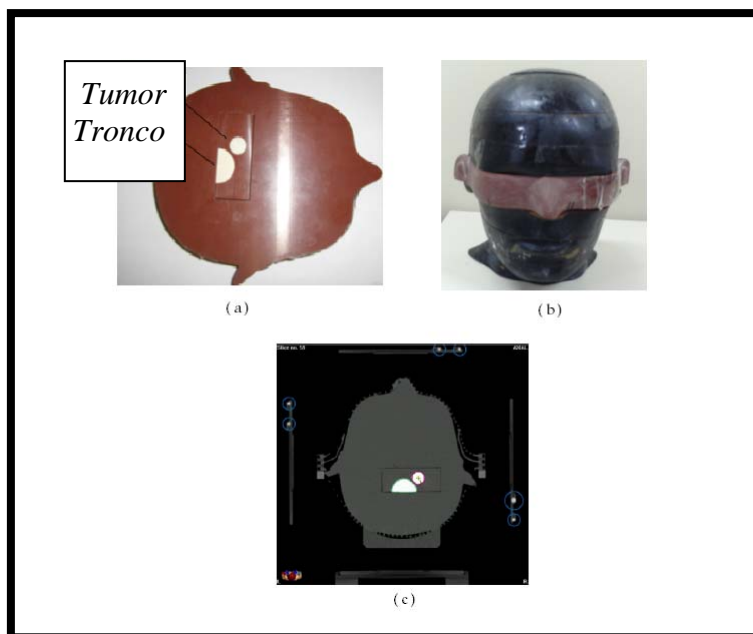


Figura IV.32) a) Fatia de água sólida construída com encaixe do mesmo material contendo um objeto simulador de tumor (círculo) e outro do tronco cerebral (semicírculo), ambos em PVC; b) Fatia de água sólida inserida no fantoma de cabeça Alderson na posição da fatia do fantoma que contém os olhos; c) Corte da imagem tomográfica do fantoma de cabeça Alderson mostrando as imagens dos objetos simuladores do tumor e do tronco cerebral [50].

MENEZES [48] simulou experimentalmente um planejamento de tratamento, constituído de três arcos ortogonais, para o simulador de tumor localizado no interior da cabeça do fantoma Alderson. O pesquisador realizou a aquisição de imagens tomográficas, por meio de um tomógrafo PICKER-2000 pertencente ao Serviço de Radioterapia do INCA (Instituto Nacional de Câncer), da cabeça do fantoma físico Alderson Rando modificado de modo a possibilitar o planejamento do tratamento de um tumor de 15 mm de diâmetro localizado próximo ao tronco cerebral [48].

IV.2.3.1 - Arquivo de entrada

As imagens tomográficas da cabeça do fantoma modificado do Alderson Rando (Figura IV.33.c) foram convertidas para um input do MCNP. Foram configuradas as dimensões do voxel que são de 0,390624 cm x 0,390624 cm x 0,1 cm, os ajustes nas densidades dos materiais, a posição da fonte (distância de 80 cm do isocentro do tumor), os parâmetros da fonte de ^{60}Co colimada para o ângulo de 1,08 graus com o objetivo de atingir todo o volume tumoral. Foi utilizado o comando *F8 para se obter a energia absorvida no volume do tumor, e a partir destes parâmetros foi calculada a dose no tumor.

O procedimento de validação do arquivo de entrada consistiu em duas etapas. Na primeira etapa foi comparado o Percentual de Dose Profunda (PDP) obtido usando o código MCNP com os dados obtidos experimentalmente por MENEZES [48] para um colimador cônico de diâmetro nominal de 15 mm. Na segunda, as doses calculadas no tumor simulado foram comparadas com aquelas obtidas pelo sistema de planejamento do BrainLab.

IV.2.3.2 - Validação da simulação do feixe proveniente do irradiador Cobalto-60

Para a medida do Percentual de Dose Profunda (PDP) MENEZES [48] utilizou uma câmara de ionização, um eletrômetro, e um fantoma de água de dimensões 30 cm x 30 cm x 30 cm. Para a irradiação foi utilizada uma unidade de cobalto-60 adaptada para radiocirurgia estereotáxica, a uma distância fonte superfície de 79,5 cm, utilizando um colimador cônico de diâmetro nominal de 15 mm.

A modelagem do cenário de simulação do PDP consistiu de um fantoma de água com as mesmas dimensões usadas durante as medidas experimentais (30 cm x 30 cm x 30 cm). Para a simulação do PDP, usando o código MCNP, foi considerado como região de coleção de cargas (*F8 Tally) volumes cilíndricos de raio da base de 0,225 cm e altura de 0,1 cm, o que equivale ao que foi utilizado pela câmara de ionização durante a aquisição dos dados experimentais. As medidas foram realizadas com o Gantry a 0° ao longo de uma profundidade de 29 cm no fantoma de água.

Na Figura IV.33 é mostrada a curva de dados para o PDP obtido da simulação computacional usando o código MCNP e os resultados obtidos experimentalmente por MENEZES [48]. Pode-se observar que houve uma concordância satisfatória entre os resultados simulados computacionalmente usando o código MCNP e os valores obtidos das medidas experimentais. Os erros relativos entre os valores simulados e os obtidos experimentalmente foram menores que 5% na região de altas doses (buildup) e para as regiões de doses menores, nas maiores profundidades, os erros encontrados foram em torno de 5%. Tal diferença foi atribuída a uma baixa estatística nos pontos de maiores profundidades.

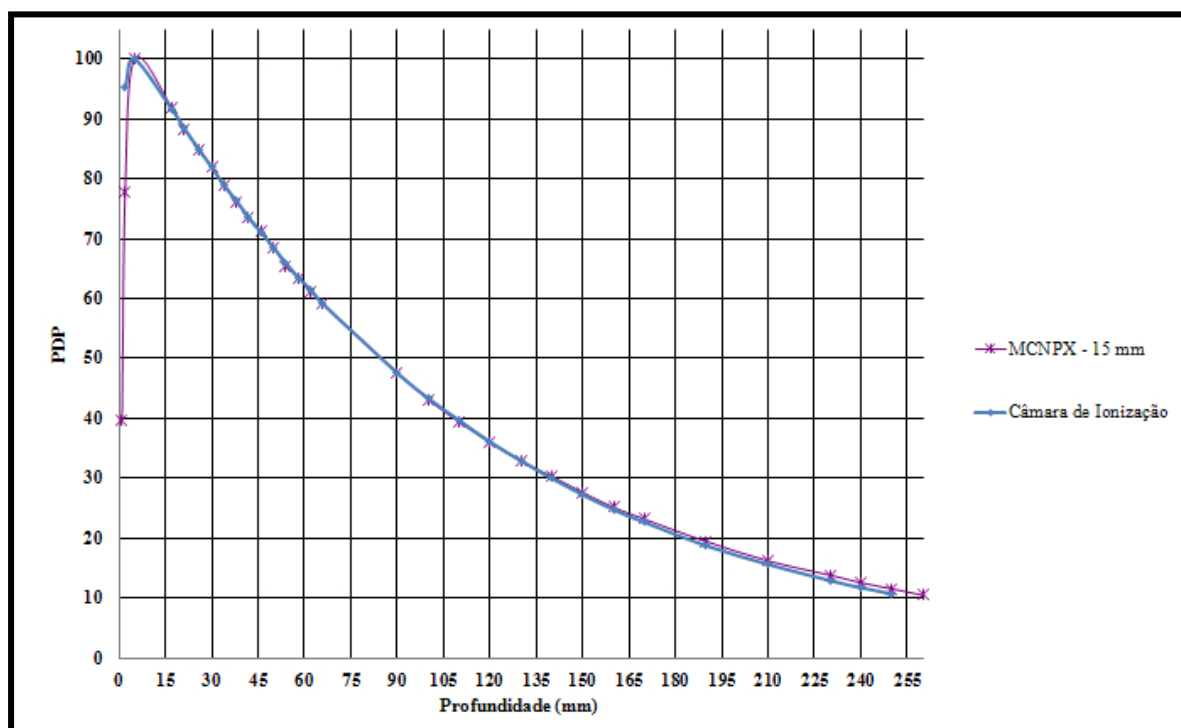


Figura IV.33: Comparação entre os resultados do PDP obtidos pela simulação usando o código MCNP e os resultados experimentais (PDP) obtidos pela câmara de ionização (C.I.) [48].

IV.2.3.3 – Dose no tumor

Nesta etapa foi realizada uma comparação da distribuição de dose (no plano do tumor) obtida pelo Sistema de Planejamento da BrainLab e através da metodologia computacional proposta neste trabalho. O parâmetros utilizados pelo Sistema de Planejamento BrainLab [51], e que foi reproduzido para o código MCNP é apresentado na Tabela IV.3.

Tabela IV.3: Parâmetros usados no tratamento do simulador de cabeça.

Campo	1	2	3
Ângulo do Gantry	90°	0°	90°
Ângulo da mesa	90°	0°	0°
Unidade Monitora	324	312	307
Tempo de irradiação (minutos)	3,35	3,23	3,18

A simulação computacional foi realizada para os três feixes de radiação ortogonais e convergentes para o tumor simulado conforme pode ser visto no codificador gráfico Moritz [46] apresentado na Figura IV.34.

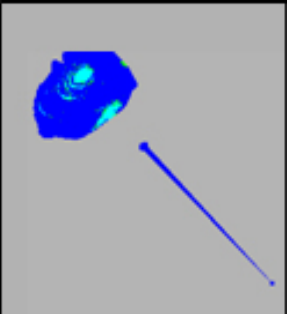
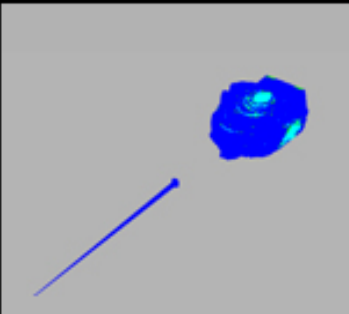
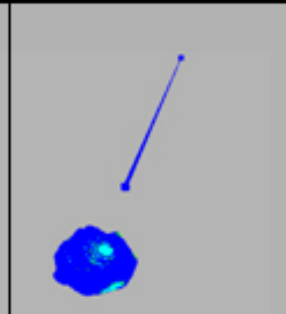
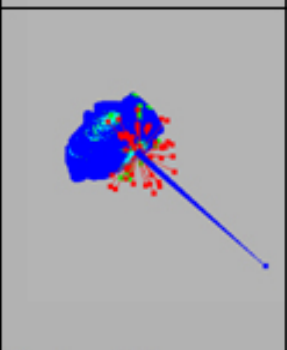
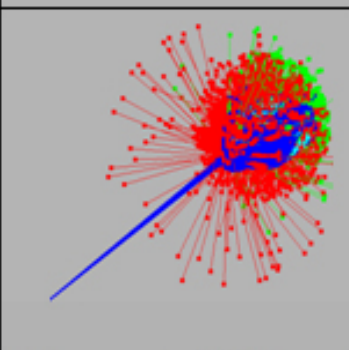
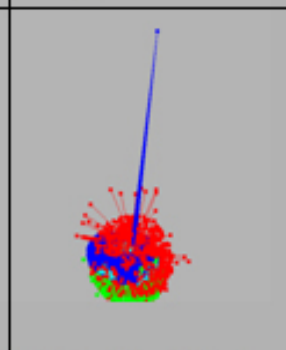
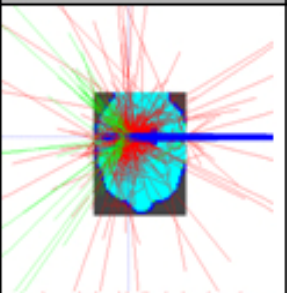
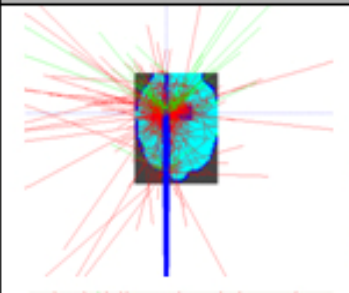
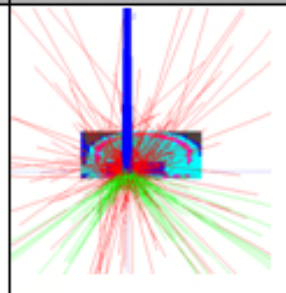
1	2	3
Simulação MCNP EIXO X	Simulação MCNP EIXO Y	Simulação MCNP EIXO Z
		
		
		

Figura IV.34: Simulação computacional de radiocirurgia da cabeça do fantoma Alderson Rando contendo o material equivalente ao tumor. Projeções: 1 – Feixe com direção látero-lateral, 2 – Feixe com direção antero-posterior e 3 – Feixe com direção Apical.

Na Tabela IV.4 são apresentados os valores das doses absorvidas obtidos pelo sistema de planejamento e os valores obtidos através da simulação do tratamento usando o código MCNP. Pode-se observar que as diferenças percentuais entre a maioria dos valores obtidos através da simulação e o planejamento se encontram em torno de 3%, o que é considerado aceitável para o procedimento de radiocirurgia estereotáxica. Houve um erro relativo ligeiramente maior para a posição da mesa a 90° com o Gantry

também a 90°, porém, próximo ao limite de tolerância de 5% pré-estabelecido para radiocirurgia estereotáxica [49].

Tabela IV.4: Valores de dose absorvida obtidos no presente trabalho e determinados por MENEZES [48].

Posição (X, Y e Z)	Experimental ^(a) (Dose Absorvida) Gy	MCNP (Dose Absorvida) Gy	Dif (%)
Lateral Direito (0° e 90°)	1,3	1,26	3,07
Frontal (0° e 0°)	1,3	1,29	0,77
Em cima (90° e 90°)	1,3	1,22	6,15
Dose total estimada	3,9	3,77	3,33

^(a) MENEZES [48].

Ao que foi exposto, verifica-se que os resultados obtidos da comparação entre os PDPs, simulado e medido experimentalmente, apresentaram uma concordância satisfatória, com uma margem de erro máxima de 5%. Os resultados obtidos para o planejamento, usando o sistema de planejamento BrainLab da BrainScan, também apresentaram uma concordância satisfatória com aqueles obtidos pela simulação nas três projeções de irradiação. As diferenças percentuais máximas foram de 3,07 %; 0,77 % e 6,15% respectivamente para as projeções axial, sargital e coronal, considerando os feixes incidentes independentes, e uma diferença de 3,33% quando considerada a soma dos três feixes no plano de tratamento.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho, que era desenvolver uma metodologia computacional para a geração de modelos antropomórficos de *voxels* a partir de imagens TC ou RM, para a simulação MCNP de tratamentos radioterápicos de pacientes reais, personalizando os processos de simulação e cálculos dosimétricos, foi atingido.

Para isso, foi desenvolvido um sistema computacional de automação de processamento digital de imagens *DICOM* (SAPDI) a serem utilizadas em conjunto com o programa *Scan2MCNP*, de forma que o processo de conversão de modelos de *voxels* seja dinâmico e prático. Foi também desenvolvido um processo computacional para a inserção de células nas imagens *DICOM*, sem a necessidade da utilização da CT para a geração de novas imagens para a inclusão desta nova célula. Isso fornece um ambiente de total liberdade e manipulação computacional do cenário a ser trabalhado.

Para a validação desta metodologia foram utilizados trabalhos experimentais encontrados na literatura, os quais foram reproduzidos computacionalmente para o âmbito de simulação do código MCNP.

A primeira validação foi baseada nos trabalhos de HUNT *et al* [19] e SILVA [47] e obtiveram-se resultados com uma discrepância máxima de 10% entre os dados obtidos neste trabalho e aqueles encontrados experimentalmente. Diferenças de até 23% foram verificadas quando comparados os resultados do presente trabalho com as simulações usando o fantoma de *voxels* MAX. A falta da informação das coordenadas (valores de x, y e z) da localização espacial do grupo de cubos de água distribuídos no fantoma nos trabalhos de HUNT *et al* [19] e SILVA [47] provocaram essas diferenças.

A segunda validação foi baseada no trabalho de MENEZES [48] e os resultados obtidos apresentaram diferenças percentuais abaixo de 5 % demonstrando a eficácia da metodologia apresentada e que esta se encontra em conformidade com o esperado para um planejamento de radiocirurgia estereotáxica. A flutuação dos valores é justificável, levando-se em conta que houve alguns erros inerentes à unidade de cobalto-60 adaptada como, por exemplo, os colimadores cônicos, que foram projetados para acompanhar a

divergência do feixe de um acelerador linear 2300C e não da unidade de cobalto-60, o que representa um erro intrínseco nas medidas experimentais.

Baseado nos estudos realizados e resultados encontrados, a metodologia computacional desenvolvida neste trabalho demonstrou-se eficiente e completamente funcional. Todos os estágios, desde aquisição da imagem até a manipulação do arquivo de entrada, são amplamente monitorados e se tem o total controle do cenário da simulação. Com todos esses parâmetros avaliados, isto permite concluir a validade da metodologia proposta.

A principal perspectiva que dará continuidade a este trabalho é a realização de simulações de tratamento radioterápico real. A fim de alcançar tal objetivo são necessárias as realizações das seguintes etapas:

- 1) Criação de um banco de dados para o *Scan2MCNP* com o propósito de tornar o sistema dinâmico e eficiente para a conversão e geração dos arquivos de entrada. Nesse banco de dados constariam todas as informações da barra de segmentação para diferentes partes do corpo humano com as delimitações de borda definidas e pequenas sub-rotinas com informações do termo fonte, número de histórias, respostas desejadas (*tally* F6, *F8, F5) e dentre outras informações relevantes ao arquivo de entrada. O profissional ao trabalhar com as imagens médicas de um paciente com um problema conhecido e rotineiro, simplesmente aciona a barra de segmentação que seja mais adequada para a situação e a sub-rotina que se enquadra no protocolo do tratamento radioterápico.
- 2) Melhorias na utilização e nas técnicas do processo PDI são contínuas e desejáveis, para facilitar e simplificar a operação de segmentação e correção de imagens quando necessário. Recursos novos sempre surgem, pois é um campo que está em contínua evolução e em aperfeiçoamento, e sendo esses os recursos que tornam o trabalho de simulação computacional na área de Física Médica mais confiáveis e dinâmicos.

- 3) Criação de um *software* no *MATLAB*, ou no *Visual Basic*, para controles independentes dos níveis de cinza na faixa de (0 – 128 tons e 129 – 255 tons), com o intuito de realçar traços específicos na imagem. Os programas atuais variam as tonalidades da imagem por inteiro, sendo necessária a utilização de diversos tipos de filtros no sistema de PDI, tornando o processo complexo e demorado.

Referências Bibliográficas

1. SIGULEM, D., ANÇÃO, M., RAMOS, M., LEÃO, B., Atualização Terapêutica - Manual Prático de Diagnóstico e Tratamento, Extraído da versão eletrônica do livro (CD), 1998.
2. SILVA, G. B., SILVA, J. V., BÁRBARA, A. S., Interface gráfica para tratamento de imagens médicas, IV Jornada de Iniciação Científica do CenPRA – JICC'2002 PIBIC/CNPq/CenPRA, Campinas – São Paulo, 2002.
3. PIVETTA, M., Câncer, esperanças divididas. Disponível em: <<http://revistapesquisa.fapesp.br>>. Acessado em 20/07/2009.
4. 2^o Congresso Internacional de Controle de Câncer. Divulgação do Congresso. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acesso em: 15/06/2009.
5. Câncer será a principal causa de morte no mundo em 2010. Publicação do Globo em 9/10/2008. Disponível em:http://oglobo.globo.com/vivermelhor/mat/2008/12/09/cancer_sera_principal_causa_de_morte_no_mundo_em_2010-586917530.asp. Acessado em 01/07/2009.
6. Programa de Qualidade em Radioterapia. Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer, www.inca.gov.br/pqrt/, 2001.
7. BRIESMEISTER, J.F., MCNP – a general Monte Carlo code for neutron and photon transport, Version 3A.LA-12625, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, USA, 1997.
8. CASTRO, R.C. Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos. Tese de Mestrado em Ciências. Rio de Janeiro: COPPE- UFRJ, 2005.
9. VAN RIPER, K. A., Scan2MCNP User Manual (CT & MRI Scan Data to MCNP Input Format Conversion Software), White Rock Science, Copyright 2003-2004.

10. ZUBAL, I. G., HARREL, C. R., SMITH, E. O., SMITH, A. L., KRISCHLUNAS, P., High Resolution, MRI-Based, Segmented, Computadorized Head Phantom, Image Processing Group, Dept. of Diagnostic Radiology, Yale University, New Haven, CT, 06510 USA, 1996.
11. XU, X. G., CHAO, T. C., BOZKURT. A., VIP-MAN: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys.* 78:476-485, 2000.
12. EVANS, J. F., BLUE, T. E., GUPTA, N., Absorbed dose estimates to structures of the brain and head using a high-resolution voxel-based head phantom, *Medical Physics*, Vol. 28, No. 5, 2001.
13. LOUREIRO, E. C., Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas, Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, da Universidade Federal de Pernambuco, para a obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear, 2002.
14. IOPPOLO, J. L., PRICE, R. I., TUCHYNA, T., BUCKLEY, C. E., Diagnostic X-ray Dosimetry using Monte Carlo Simulation, Institute of Physics Publishing, *Phys. Med. Biol.* 47, pp. 1707-1720, 2002.
15. WANG, B., XU, X. G., KIM, C.-H., A Monte Carlo CT Model of the RANDO Phantom, *Computational Methods: General*, pp. 473-474, 2003.
16. International Commission on Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon Press), 2003.
17. KRAMER, R. VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, F. R. A., FUELLE, D., All about MAX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, v.48, pp. 1239-1262, 2003.

18. VIEIRA, J. W., Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels., Tese submetida ao programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências na área de concentração Dosimetria e Instrumentação Nuclear, 2004.
19. HUNT, J. G., SILVA, F. C. A., MAURICIO, C. L. P., SANTOS, D. S., The validation of organ dose calculations using voxel phantoms and monte Carlo methods applied to point and water immersion sources, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 108, No.1, pp. 85-89, 2004.
20. WYATT, M. S., MILLER, L. F., MCNP TV: Implementation of a Methodology for Converting CT Images to MCNP Input, Nuclear Analytical Techniques, pp. 819-820, 2005.
21. TRINDADE, B. M., CAMPOS, T. P., Simulação de Construção de Modelo de Voxels a partir de Imagens de CT ou MRI para Simulação de Tratamentos Oncológicos via MCNP, International Nuclear Atlantic Conference – INAC, 2005.
22. MAIA, D. F. e TRINDADE, B. M. e CAMPOS, T. P., Dosimetria Comparativa nas Estruturas da Orelha por Simulação Computacional da Doses Oriundas da Radiação Espalhada de Radioterapia Megavoltagem de Tumores Naso-Faringe, Encontro de Modelagem Computacional (EMC): IX Encontro de Modelagem Computacional (EMC), IX, ÚNICO, ISBN: Português, Meio digital, 2006.
23. SCHETTINI, M. P., CAMPOS, T. P., Avaliações da Radiação espalhada no pulmão em tratamento radioterápico de tumores do terço médio do esôfago através de simulação computacional em modelo de voxel 3D, IX Encontro de Modelagem Computacional, 2006.
24. LEE, CHOONSIK, LEE, JAI-KI, Computational Anthropomorphic Phantoms for Radiation Protection Dosimetry: Evolution and Prospects, Nuclear Engineering and Technology, Vol.38 No.3, 2006.

25. MANIQUIS, V. L., Monte Carlo Dose Verification of an X-RAY Beam in a Virtual WaterTM Phantom, George W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 2006.
26. MILIAN, F. M., GARCIA, F., YORIVAZ, H., SIQUEIRA, P., SENA, I., TOMO_MC – Programa para criação de input files para o mcnp a partir de modelos anatômicos 3D. XIII Seminário de Iniciação Científica e 9a Semana de Pesquisa e Pós-Graduação da UESC Ciências Exatas, da Terra e Engenharias, 2007.
27. MOURÃO, A. P., CAMPOS, T. P. R., Considerações radiodosimétricas da braquiterapia ocular com iodo-125 e rutênio/ródio-106* , Radiologia brasileira, Radiol Bras vol.42 no.1 São Paulo Jan./Feb. 2009.
28. ICRP 23, Report of Task Group on Reference Man, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.
29. KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G. and DREXLER, G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.
30. ALDERSON RANDO PHANTOM, http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm. RSD Radiology Support Devices, 2009.
31. CHAO, T., The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation, Ph.D., Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2001.
32. BALTHAR, M. C. V., Cálculo de Dose em Órgãos, Fora do Volume Alvo, em Crianças Submetidas a Terapia Gama Externa, para Avaliação do Risco de Surgimento de Tumores Secundários, Tese de Doutorado, Centro Biomédico, Universidade dos Estado do Rio de Janeiro, 2002.

33. BOZKURT, A., Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.
34. FILHO, K. S. O. Fundamentos de Radiodiagnóstico por Imagem. <http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/index.htm>. Meio Digital, Instituto de Física da UFRGS, 1999.
35. International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. ICRU Publication 44. Bethesda, MD, 1989.
36. MARTINS, A. C., Protocolo DICOM, PowerPoint Presentation, Universidade do Minho - Engenharia Biomédica, 2006.
37. MOURÃO, A. P., Tomografia Computadorizada: Tecnologias e aplicações. Editora Difusão, 2007.
38. GOORLEY, T., Using MCNP5 for Medical Physics Applications. LA-UR-05-2755, Los Alamos National Laboratory, American Nuclear Society Topical Meeting – Monte Carlo, Chattanooga, TN, USA, 2005.
39. SAVARY, G., Introdução à análise de imagens em ciências dos materiais. 3^a. Edição (Revisada e Traduzida). 1995.
40. YOUNG, I. T., GERBRANDS, J. J. V., VAN, L. J., Fundamentals of Image Processing. Printed in The Netherlands at the Delft University of Technology. 1998.
41. MCANDREW, A. An Introduction to Digital Image Processing with MATLAB, Book, Course Technology Press Boston, MA, United States, 2004.
42. ADOBE CS3, Adobe Help Viewer 1.1, 2007.
43. PUECH, P., BOUSSEL, L., DICOMWorks - Programa Visualizador e Analítico de Imagens DICOM, Version 1.3.5b, 2000 e 2001.

44. VAN RIPER, K. A., Sabrina User's Guide - Windows Version (Manual). White Rock Science, 1997.
45. CARTER, L.L., SCHWARZ, R.A., MCNP Visual Editor Computer Code Manual, For Vised Version 19K. Released November, 2005.
46. VAN RIPER, K. A., MORITZ Geometry Tool User's Guide - Windows Version (Manual). White Rock Science, 2004.
47. SILVA, F. C. A. Dosimetria Reconstitutiva de Acidente Radiológico Usando o Método de Monte Carlo. Tese de Doutorado, UFRJ/COPPE, Brasil, 2003.
48. MENEZES, A. F., Viabilidade do uso de uma unidade terapêutica de Cobalto-60 para radiocirurgia estereotáxica. Dissertação de Mestrado, IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro – RJ, Brasil, 2009.
49. SHELL, M. C., BOVA, F. J., LARSON, D. A., LEAVITT, D. D., LUTZ, W. R. PODGORSK, E. B., Stereotactic Radiosurgery (Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee). Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, 1995.
50. CARDOSO, M. A. C. Dosimetria Relativa com Filme Radiocrômico em Tratamento de Radiocirurgia. UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2009.
51. STARK, S., GROSS, A., MOLLS, M., Maskentechnik-invasive der firma brainlab-nicht-invasive fixierung bei stereotaktisch strahlentheapie von lasiönen im gehirn. Biomed Tech, v. 42, p. 352-353, 1997.

Anexo A

Interface gráfica do *Scan2MCNP*

A interface gráfica do *Scan2MCNP* fornece um acesso direto às funções de manipulação das matrizes das imagens *TC* ou *RM* selecionados, de acordo com as sub-rotinas pré-estabelecidas pelo *software*. Estas funções são acionadas pelas opções dispostas em seu *menu*. A utilização do *Scan2MCNP*, do *MCNPX* e dos programas associados nesta pesquisa estão baseados na versão mais nova e atualizada do sistema operacional da *Microsoft* que é o *Windows Vista versão 6.0.6000*. Antes de iniciar qualquer tipo de manipulação, processamento e conversão das imagens *TC* ou *RM*, é necessário verificar a definição das imagens a serem trabalhadas. Para que o código *MCNP* consiga manipular um grande número de informações em seu contexto computacional, é necessário que as imagens *DICOM* tenham as suas informações compactadas (diminuição do número de *voxel*) e que seja realizado um pré-processamento digital de imagem em cada fatia, para uma melhor segmentação e direcionamento de *ID's* a serem aplicados pelo *Scan2MCNP*, para que as informações a serem administradas pelo *MCNPX* sejam satisfatórias. Realizada esta tarefa, carrega-se o *Scan2MCNP* e verifica-se, no sistema, se existe qualquer tipo de processamento de imagens realizado anteriormente, e se este foi eliminado na lista de trabalho do mesmo. Existindo essas informações, estas podem prejudicar as imagens médicas futuras a serem trabalhadas, havendo uma mixagem de informações de imagens médicas antigas e novas. Para o aniquilamento de todas as informações é necessário acessar no *menu* do *software* a opção *File*, e por fim a sub-opção “*Delete All Images*” (Figura A.1). A partir disso, podem-se iniciar os trabalhos no *Scan2MCNP* [9].

A utilização do *Scan2MCNP* está baseada em duas janelas de monitoração (Figura A.2):

- 1 – *Transcript* : A cada operação executada no programa, o *Transcript* faz o registro e informa a situação de cada de uma delas.
- 2 – *Partition* : Informa, através de escala de níveis de cinza, os limites detectáveis entre órgãos e tecidos, possibilitando, assim, o acesso a todas as informações contidas na imagem.

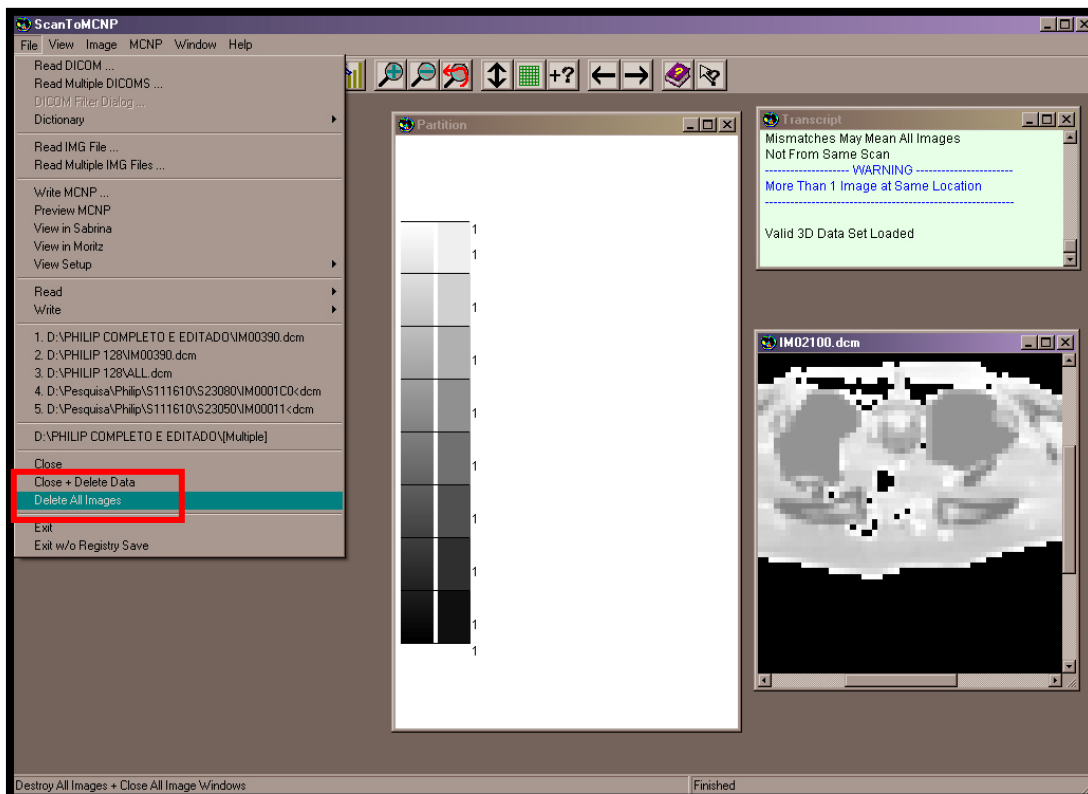


Figura A.1: Imagem do *software Scan2MCNP* no acionamento do comando de limpeza do *buffer* de imagens armazenado.



Figura A.2: Imagem do *software* com as duas janelas de monitoração e trabalho: *Partition* e *Transcript*.

O *software* permite a manipulação de arquivos de imagem de várias extensões incluindo arquivos de extensões RAW, que são abertas através do seguinte comando “*Read IMG File...*” – para uma imagem e “*Read Multiple IMG Files*” – para várias imagens e também o acesso de arquivos de imagem médica de padrão internacional *DICOM*, que são abertos através do seguinte comando “*Read DICOM...*” – para uma imagem e “*Read Multiple DICOMS*” – para várias imagens (Figura A.3).

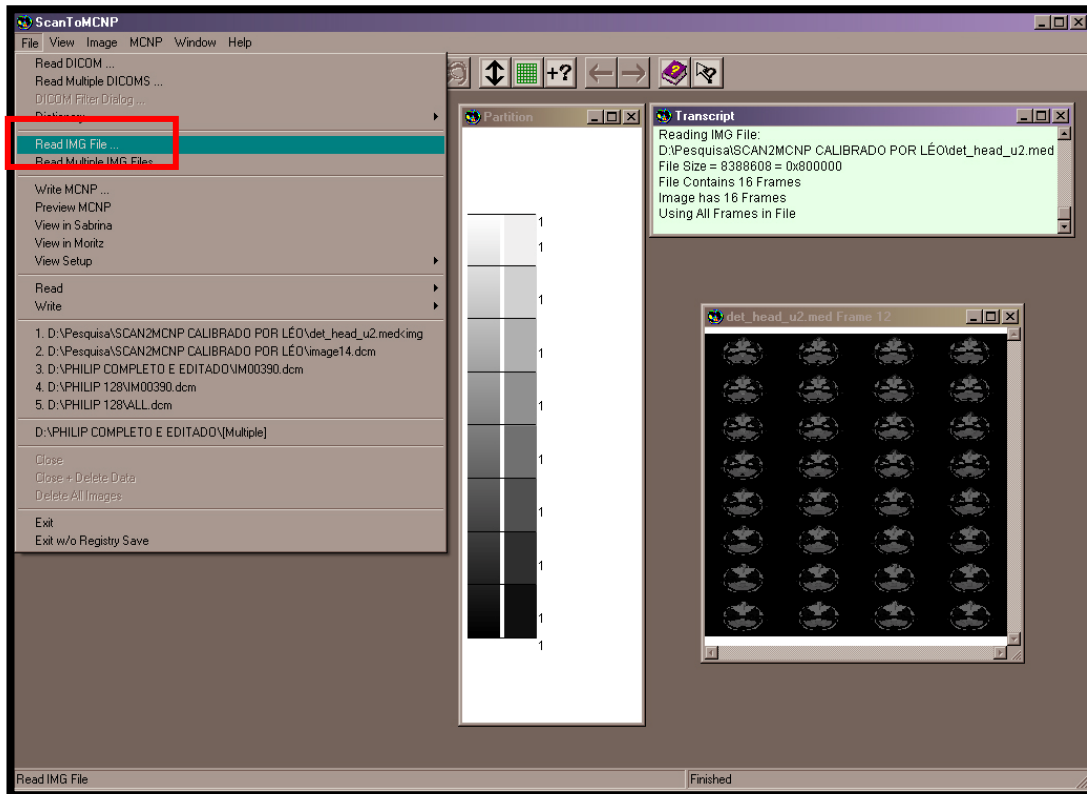


Figura A.3: Imagem do *software* com a opção *File* aberta.

Ao carregar uma imagem ou imagens no *Scan2MCNP*, a janela de monitoramento “*Transcript*” relata o processo de carregamento. As propriedades intrínsecas da imagem podem ser vistas com detalhe na opção “*Image Properties*”, localizado no *menu* do *software* na opção “*Image*” (Figura A.4).

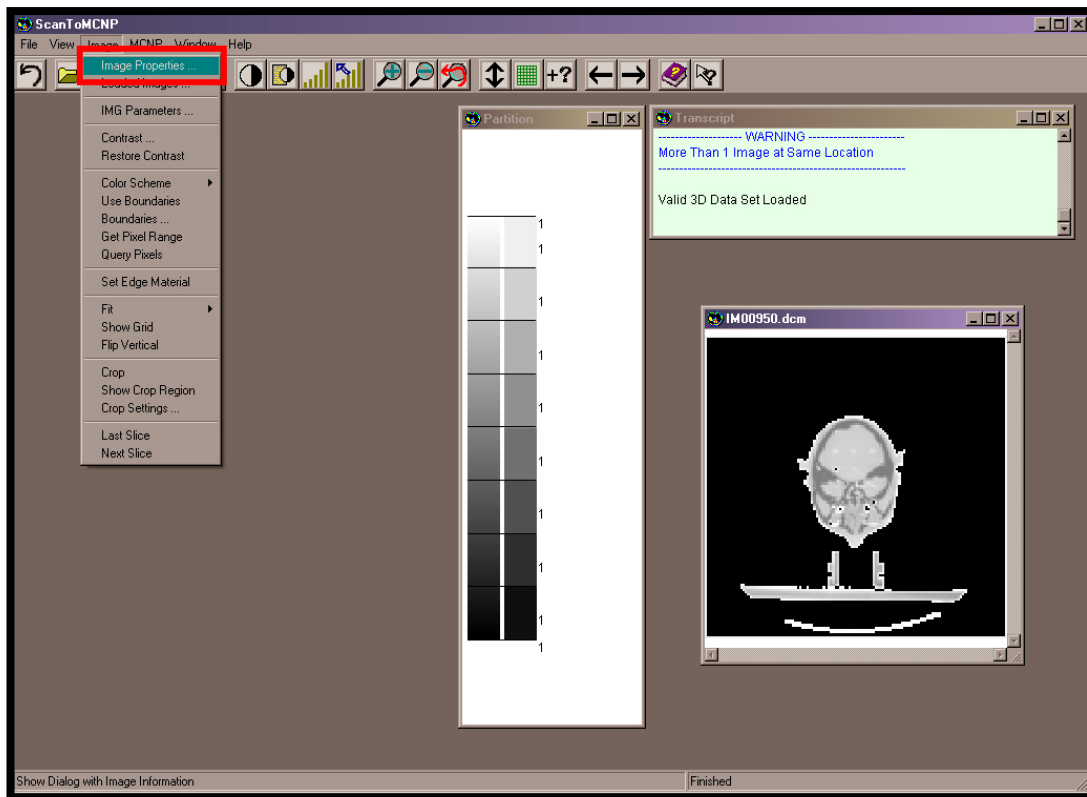


Figura A.4: Imagem do *Scan2MCNP* e a execução do comando “*Image Properties*”, localizado no *menu* na opção “*Image*”.

Verificado as informações dos parâmetros da imagem, será necessária a calibração do *software* para a imagem ou para o conjunto de imagens a serem trabalhadas. Com isso reinicia-se a janela “*Partition*” e a equaciona com o grau de níveis de cinza dispostas na imagem 3D. Esta calibração é executada acionando-se uma lista de opções com o botão direito do *mouse*. Utiliza-se a opção “*Reset Boundaries*”, no qual calibra-se a régua *Partition*, com os limites (bordas) das regiões dispostas na imagem 3D (tecidos e órgãos), conforme mostra a Figura A.5.

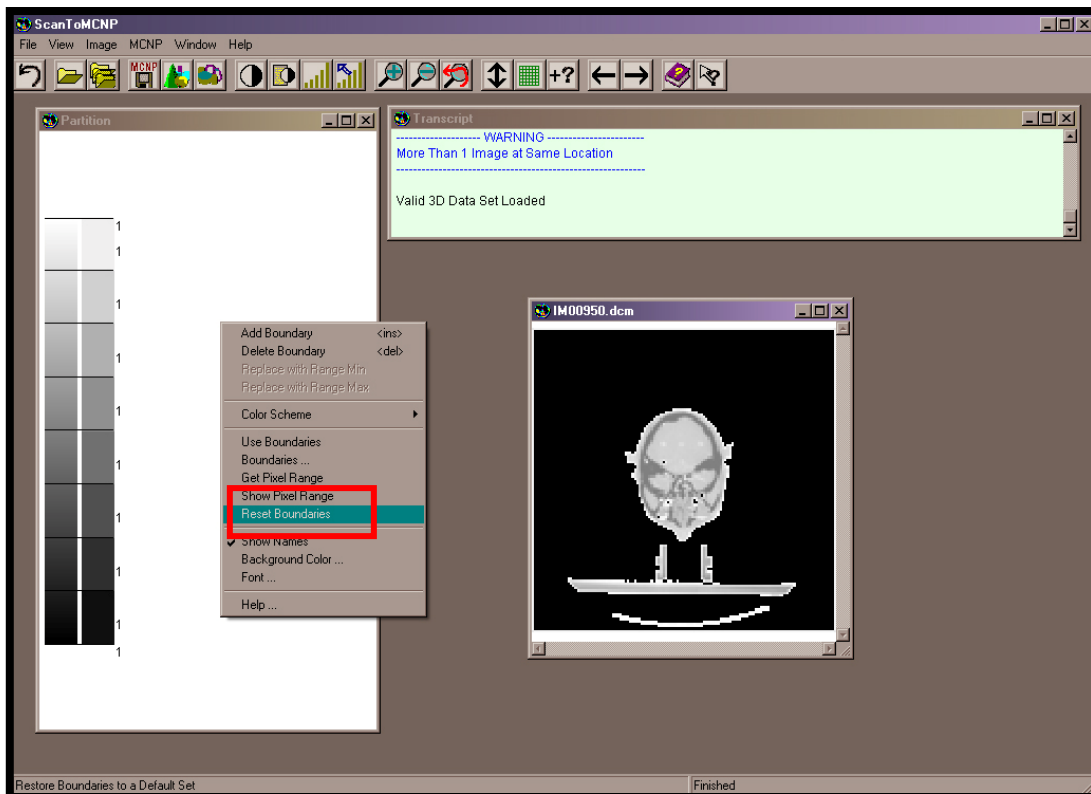


Figura A.5: Opção “*Reset Boundaries*”, reseta os limites das regiões (bordas) entre duas regiões diferentes (tecidos e órgãos).

Realizado este processo, informa-se ao *Scan2MCNP* que o conjunto de imagens são seqüências, e que o contraste delas estão delineadas numa faixa de níveis de cinzas e com uma população específica de *voxel*. Para isso aciona-se no *Menu* a opção “*Image > Contrast*” (Figura A.6).

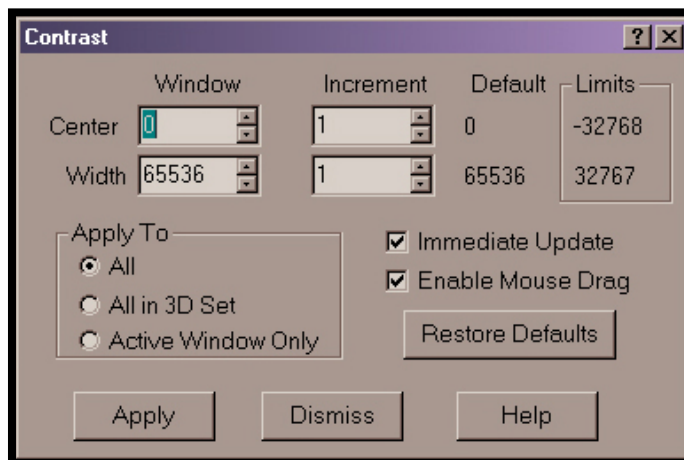


Figura A.6: Opção “*Contrast*” padroniza os contrastes das imagens seqüenciais.

Com a calibração realizada, carrega-se a biblioteca de dados materiais e verifica-se a mesma possui as informações básicas para a indexação das imagens 3D. Caso a biblioteca de dados de materiais não possua algum tipo de informação necessária para a indexação na imagem 3D, então é necessário acrescentar esta informação na biblioteca de dados manualmente.

Na pasta de arquivo no disco rígido onde encontra-se o *software Scan2MCNP*, dentre vários arquivos, existe um arquivo com extensão “*.lib” (*Library*), que é a biblioteca de dados de materiais (Figura A.7). A inserção e ou a exclusão de qualquer informação neste arquivo, terá que seguir de modo fiel a estrutura de programação do mesmo.

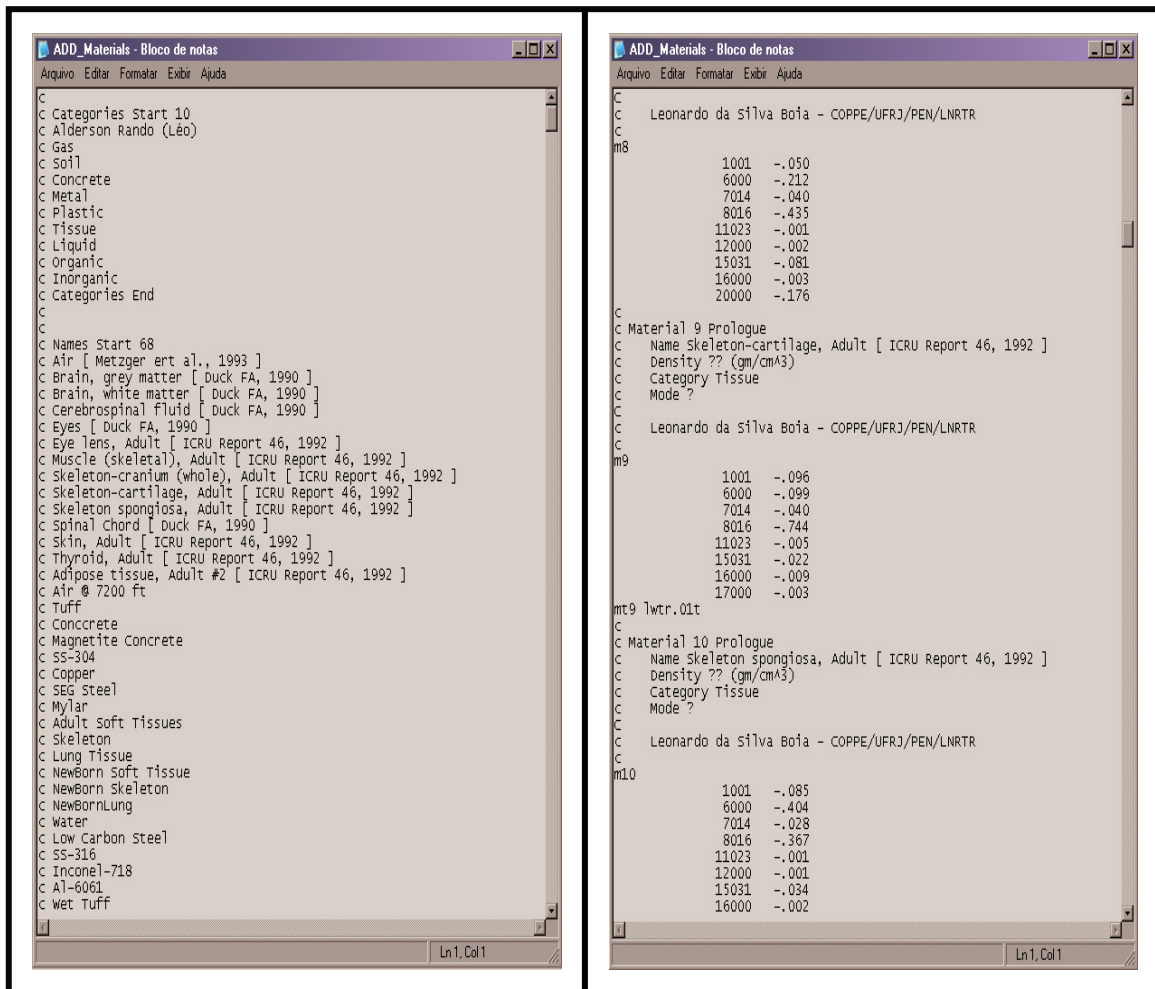


Figura A.7: O arquivo da biblioteca de dados de materiais “*.lib” aberto com o *software* “bloco de notas”. Formato estrutural da programação do arquivo.

Dando continuidade à utilização do *Scan2MCNP*, é preciso agora identificar as regiões existentes na imagem 3D e, em seguida, indexar as regiões com a biblioteca de dados com os materiais correspondentes. Para isso utiliza-se a opção “*Boundaries...*”, acionando uma lista de opções com o botão direito do *mouse* (Figura A.8). Posteriormente é aberta uma janela com todas as informações dos graus de níveis de cinza dispostos na imagem 3D conforme ilustra a Figura 9.

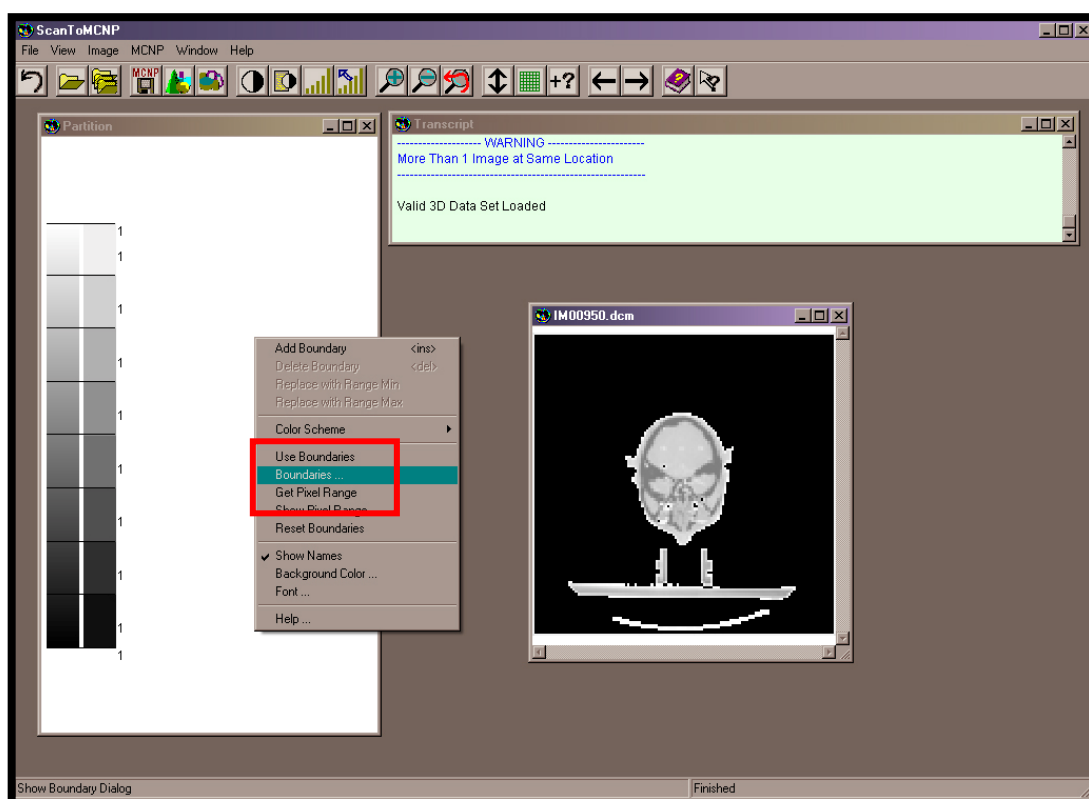


Figura A.8: Opção “*Boundaries...*”, inicia o processo de identificação e indexação das regiões da imagem 3D de acordo com a biblioteca de dados de materiais.

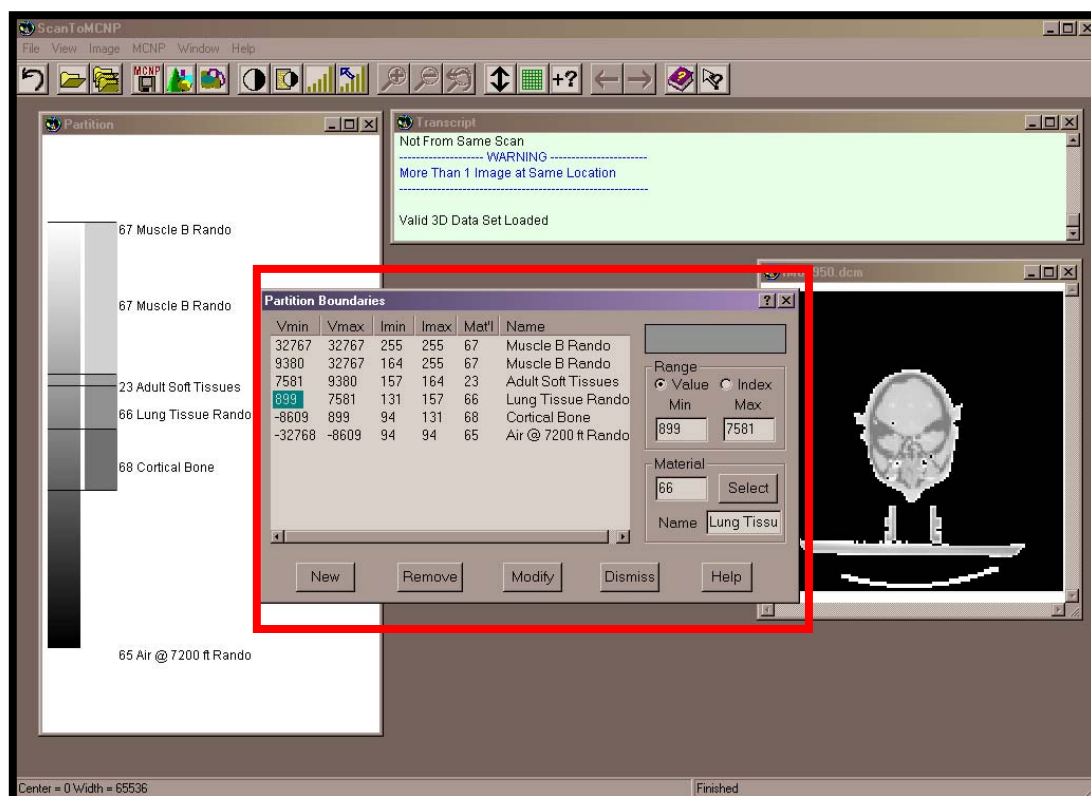


Figura A.9: Imagem do *Scan2MCNP* com a janela aberta “*Partition Boundaries*”.

A janela denominada de “*Partition Boundaries*” mostra e permite modificações dos limites das bordas/regiões da imagem 3D em questão (Figura A.9). Nesta janela as informações de $Vmin$, $Vmax$, $Imin$, $Imax$ e $Mat'l$ são interligadas entre si. Os valores do *pixel* em $Vmin$ e $Vmax$ são diretamente ligados e mapeados aos valores de índice de $Imin$ e $Imax$ de acordo com as configurações de contraste na janela que contém a imagem ativa. Os valores de $Imin$ e $Imax$ são relativos à escala de níveis de cinza que variam de zero até 255. Em linhas gerais, uma imagem digital em nível de cinza é uma imagem na qual o valor de cada *pixel* em uma única amostra está presente em um espaço de cores. Imagens desse tipo são tipicamente compostas com tons de cinza, variando entre o preto como a menor intensidade e o branco como maior intensidade. Imagens em nível de cinza são diferentes de imagens binárias em preto e branco, que contém apenas duas cores; imagens em nível de cinza podem conter diversos tons de cinza em sua composição.

Se a janela de uma imagem não estiver ativa, prevalecem as configurações da última imagem trabalhada no *software*, e esta fica armazenada na memória. No caso de manipulação de imagens múltiplas, o *Scan2MCNP* abre uma janela de advertência e

informa que as configurações utilizadas na primeira imagem serão aplicadas em todas as imagens em seqüência.

As outras opções desta janela seguem na listagem abaixo:

Material » mostra o número e o nome material atribuído e indexado a faixa de *pixels* em questão.

Range » Os valores dos limites das regiões podem ser expressos em Níveis de Intensidade (*Value*) ou por Índice de Mapeamento (*Colormap*).

Remove » Deleta um limite que separa duas regiões diferentes (tecidos, órgãos e parte exterior ao objeto/corpo).

Modify » Modifica os campos de valores de um dado limite de região.

Dismiss » Oculta a janela em questão.

Tendo agora o conhecimento satisfatório das informações de controle da janela “*Partition Boundaries*”, inicia-se o processo de indexação desses níveis de cinza com a biblioteca de materiais “*.lib”. Para indexar a faixa de níveis de cinza com o material, seleciona-se a faixa de níveis de cinza desejada mostrado na Figura A.10, e em seguida, aciona-se a opção “*Select*”. Depois desta operação é aberta a janela “*Material Library Browser*” onde é selecionado o material, e após é selecionado o material, clica-se na opção “*Use*”, para que o processo de indexação seja fixado na faixa de níveis de cinza escolhido como mostra a Figura A.11. Por fim, a Figura A.12 mostra a janela “*Partition Boundaries*” com a faixa de níveis de cinza selecionada e indexada com o material.

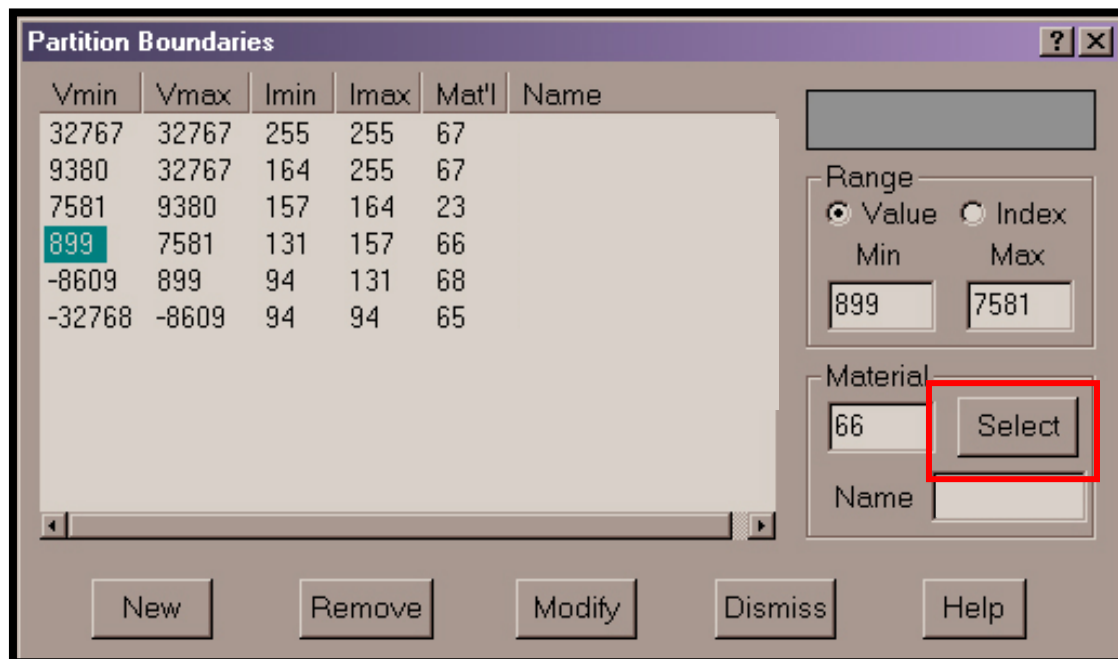


Figura A.10: Janela “*Partition Boundaries*” e sua opção “*Select*”.

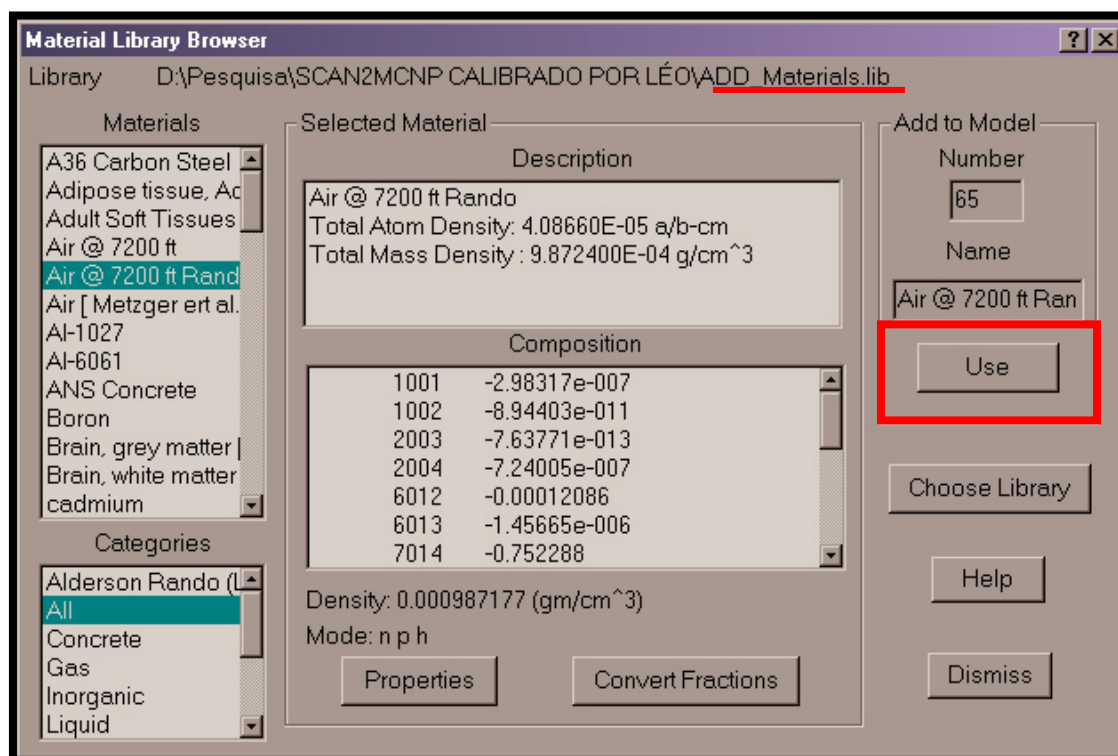


Figura A.11: Janela “*Material Library Browser*”, com a lista de materiais pré-definida e editada através do arquivo “*ADD_Materials.lib*”.

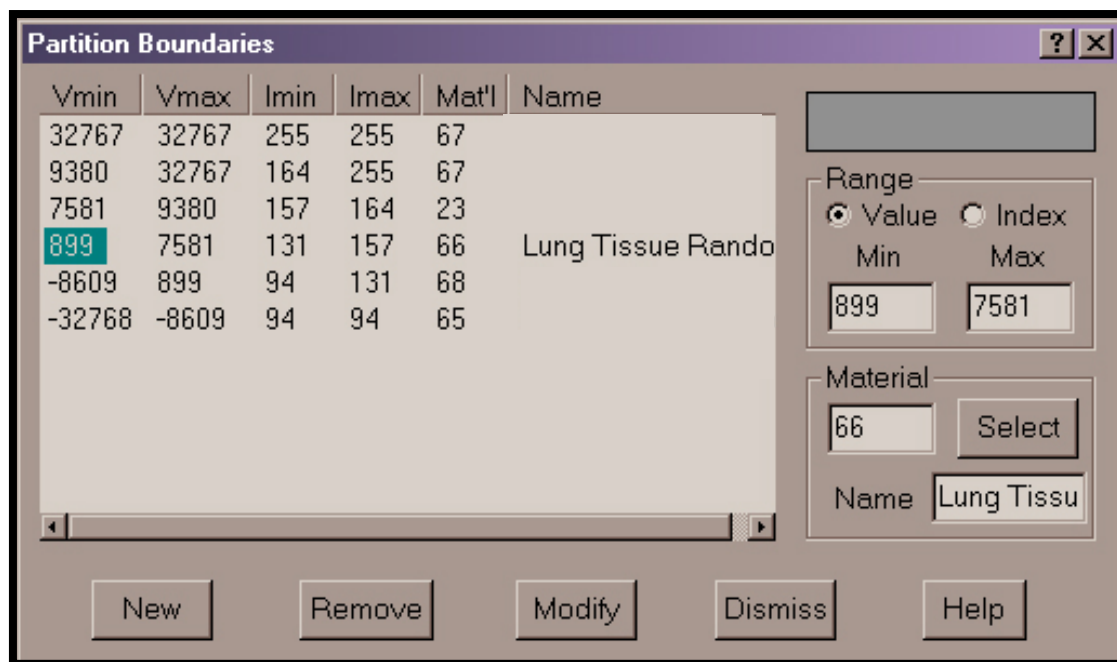


Figura A.12: Janela “*Partition Boundaries*” e sua opção “*Select*”.

Na janela “*Material Library Browser*” da Figura A.11, são listados todos os materiais disponíveis, incluindo a sua descrição e a sua composição que podem ser selecionados e relacionados com qualquer região (faixa de níveis de cinza) dispostas na imagem. A atribuição destes materiais à imagem é de total responsabilidade do operador do sistema. É aconselhável que esta operação de identificação de materiais na imagem seja acompanhada por um especialista.

Dependendo do tipo de imagem médica a ser trabalhada, algumas regiões não conseguem ser identificadas e nomeadas visualmente, devido à pouca variação e transição dos níveis de cinza da imagem ser bastante limitada. Por esta razão, existe um recurso no *Scan2MCNP* designado como esquema de cores (Figura A.13). Esse sistema de esquema de cores consegue amplificar o sinal da imagem utilizando-se diferentes formatos de espectros de intensidade de cor (RBG). Estes espectros ficam como uma “máscara” na imagem fornecendo-lhe uma imagem médica colorida. É importante ressaltar que se trata de uma máscara, pois a nível computacional, as imagens *TC* e *RM* continuam no seu padrão original, que é em níveis de cinza.

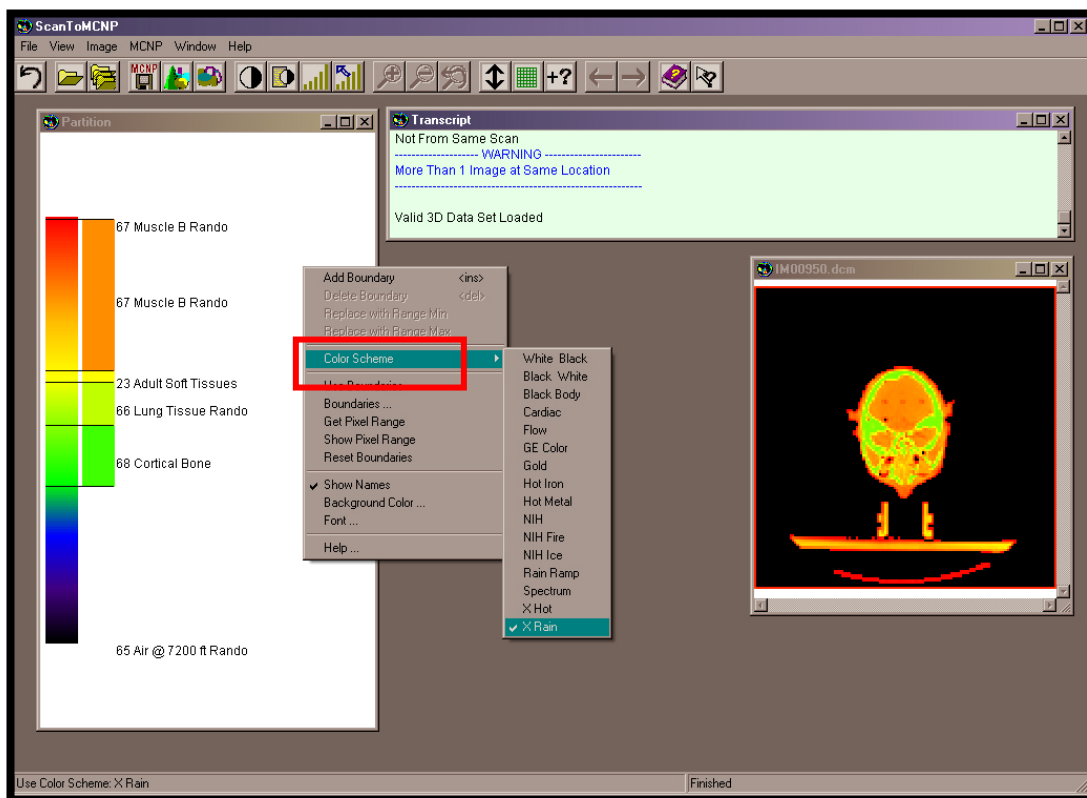


Figura A.13: Opção “Color Scheme”. Há disponível 16 espectros RGB no *software*. Tornando as imagens médicas coloridas para visualização.

O recurso de esquema de cores é acionado no *menu* com a opção “Image > Color scheme”. Também pode ser acionado através do botão direito do *mouse*, chamando a lista de opções. A utilização vai depender da região de interesse em estudo. Não existe uma regra de utilização do sistema de esquema de cores, mas é aconselhado criar um planejamento para facilitar o método de trabalho.

Se todas as regiões da imagem foram identificadas e revisadas posteriormente, agora se pode refinar a região de interesse e estudo de acordo com os objetivos pré-estabelecidos. A seleção de uma região específica é realizada através da opção “Crop”, recurso que é acionado chamando-se a lista de opções com o botão direito do *mouse*. Antes de utilizar esse recurso, é necessário verificar as suas configurações, acessando a opção “Crop Settings...”, encontrado, também, na lista de opções, acionando o botão direito do *mouse* (Figuras A.14 e A.15).

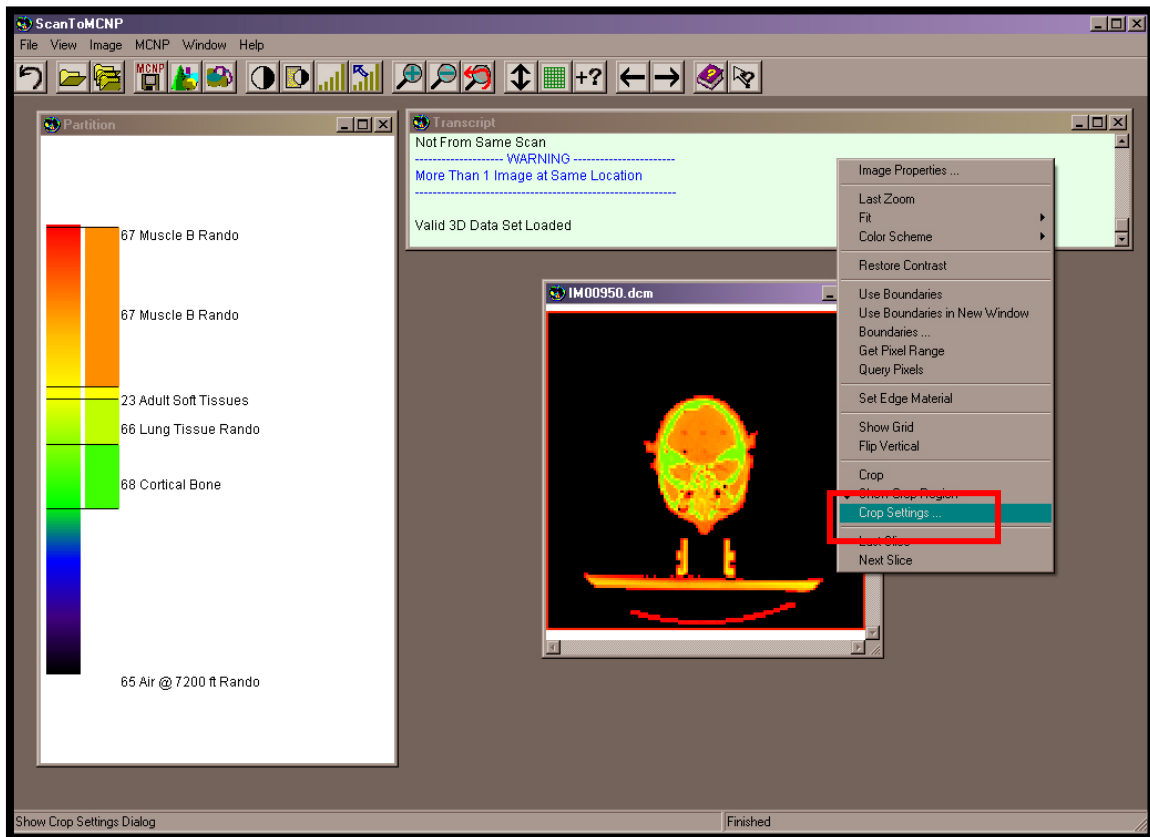


Figura A.14: Imagem do *Scan2MCNP* com a lista de opções acionadas pelo botão direito do *mouse*. Opção “*Crop Settings...*”, processo de configuração do comando “*Crop*”.

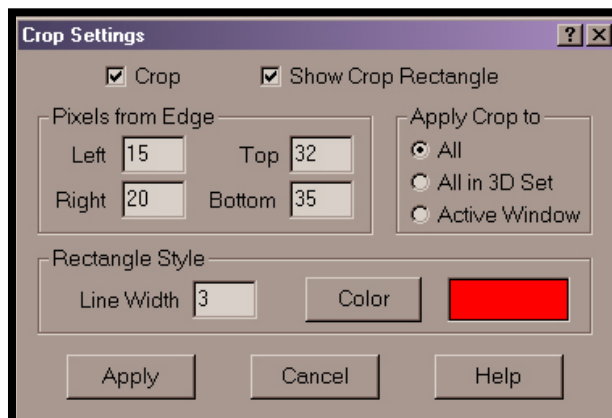


Figura A.15: Janela “*Crop Settings*” para configuração do comando “*Crop*”.

A configuração do comando “*Crop*” vai depender se o trabalho está sendo realizado com uma imagem médica ou com várias imagens médicas. Independente dessas duas condições, as opções “*Crop*” e “*Show Crop Rectangle*” da janela “*Crop Settings*”, têm que estar ativas para que se possa visualizar o marcador de seleção. Se o trabalho for relativo a uma imagem médica, a opção “*Apply Crop to*” será configurada com a sub-opção “*Active Window*”. No entanto, se o trabalho

está sendo realizado com várias imagens médicas, a opção “*Apply Crop to*” tem que ser configurada com a sub-opção “*All*” ou “*All in 3D Set*”. A escolha de uma dessas sub-opções irá depender do método de trabalho proposto (Figura A.16).

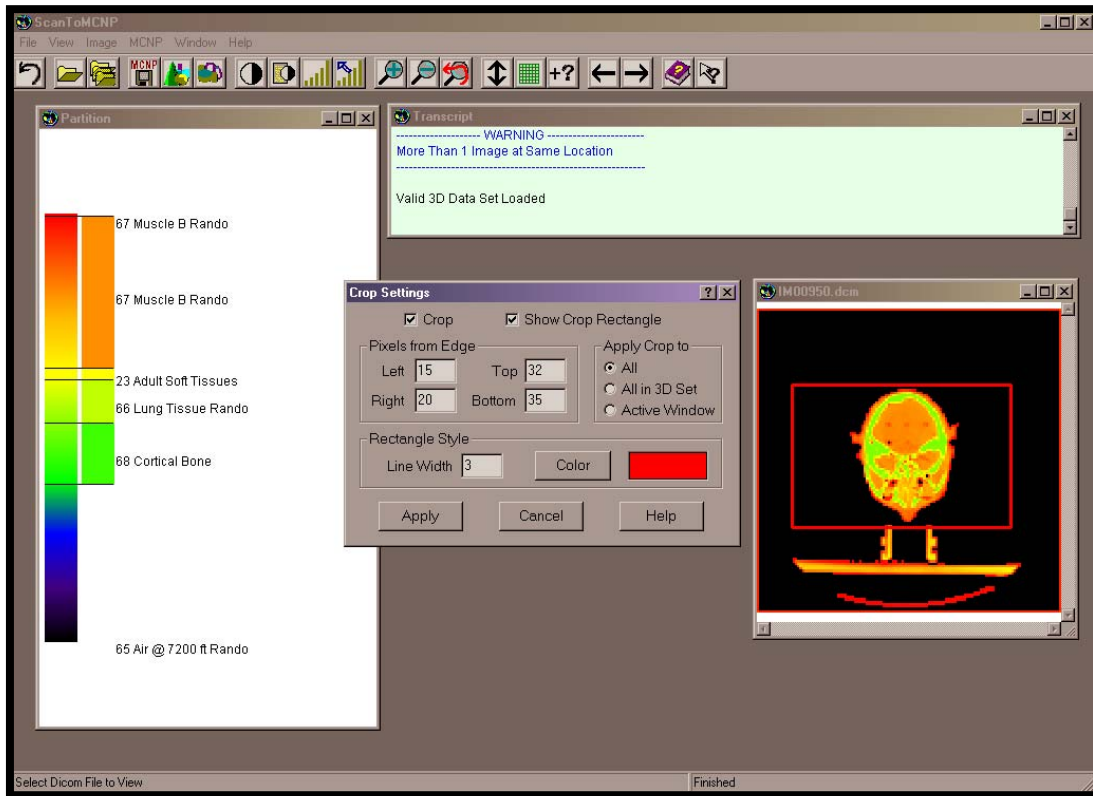


Figura A.16: Opção “*Crop Settings*” em operação.

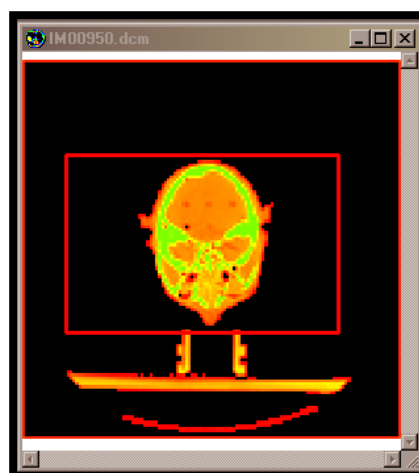


Figura A.17: O marcador retângulo vermelho interno (*Crop*) selecionando a região de interesse.

Conforme mostra a Figura A.17, os lados do retângulo vermelho (opção *Crop*) podem ser arrastados, ou seja, redimensionados de acordo com o propósito da região em estudo.

Uma vez determinada a seleção de região para estudo, pode se utilizar quando necessário, o recurso “*Set Edge Material*”, com o propósito de discriminar a região interna do composto material do corpo da região externa (Figura A.18). Esse recurso é aplicado porque, na maioria das vezes, os níveis de cinza de tecidos e órgãos se igualam aos níveis de cinza externos da imagem em estudo, podendo gerar um arquivo de entrada confuso e sem precisão.

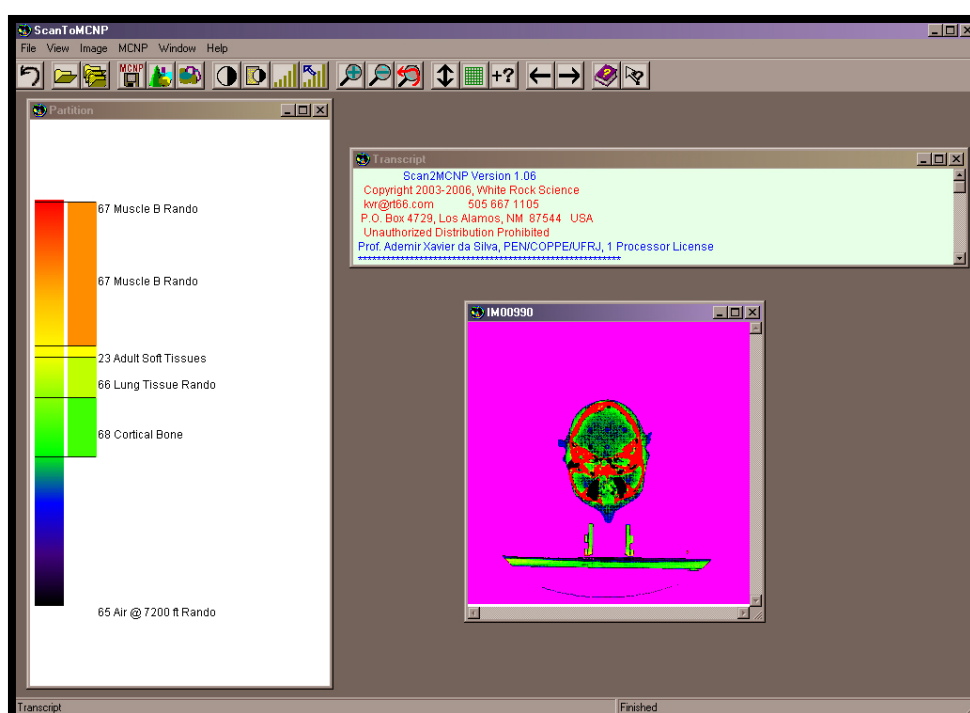


Figura A.18: Recurso “*Set Edge Material*”, que tem como função distinguir a região interna do composto material do corpo da região externa.

Realizada esta etapa, podem-se iniciar as configurações de conversão da imagem médica ou das imagens médicas para o arquivo de entrada do código MCNP. As principais opções a serem verificadas são: “*Image Parameters*”, “*Append File*” e “*MCNP options*”.

A opção “*IMG Parameters*” encontrada no “*Menu Image*” (Figura A.19), é aplicada àquelas imagens que não são do padrão *DICOM*, e sim de outros formatos. Para estas imagens é necessário configurar o tamanho do *voxel*, a largura da fatia e outros parâmetros, para que ela esteja padronizada e pronta para manipulação de seus dados e, por fim, para a conversão destas para o arquivo de entrada do MCNP (Figura A.20).

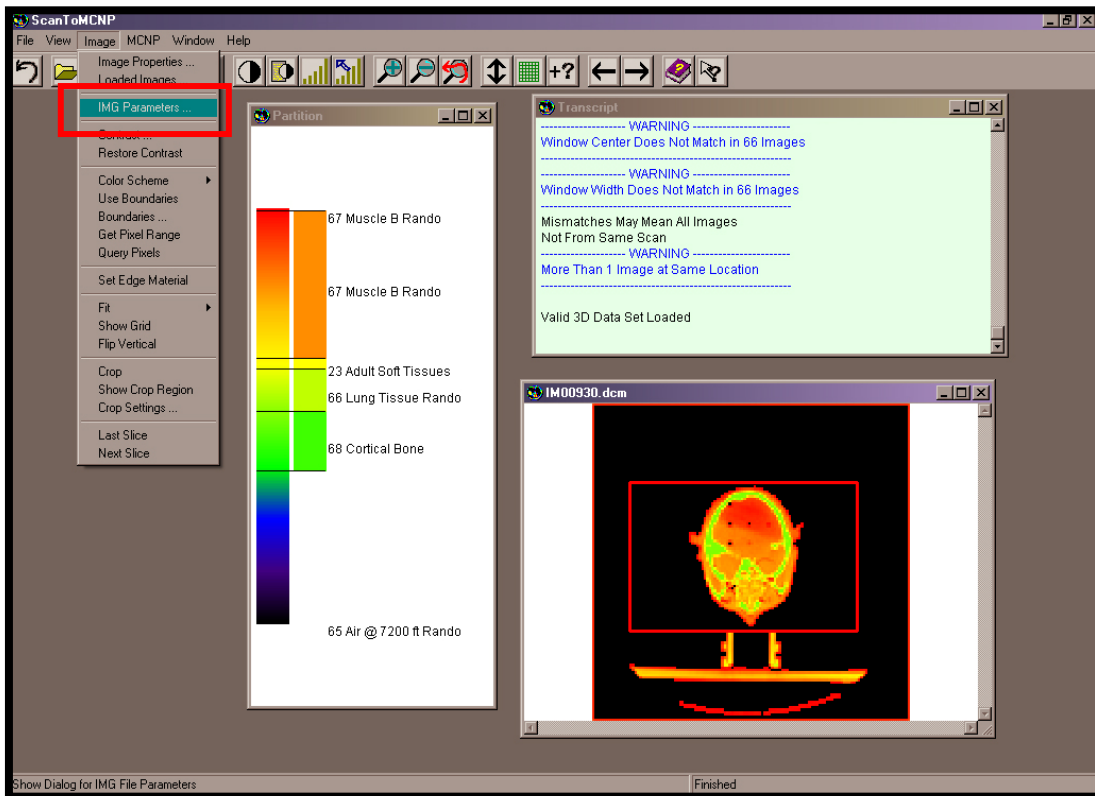


Figura A.19: Imagem do *Scan2MCNP*. Comando “*IMG Parameters*” sendo acionado.

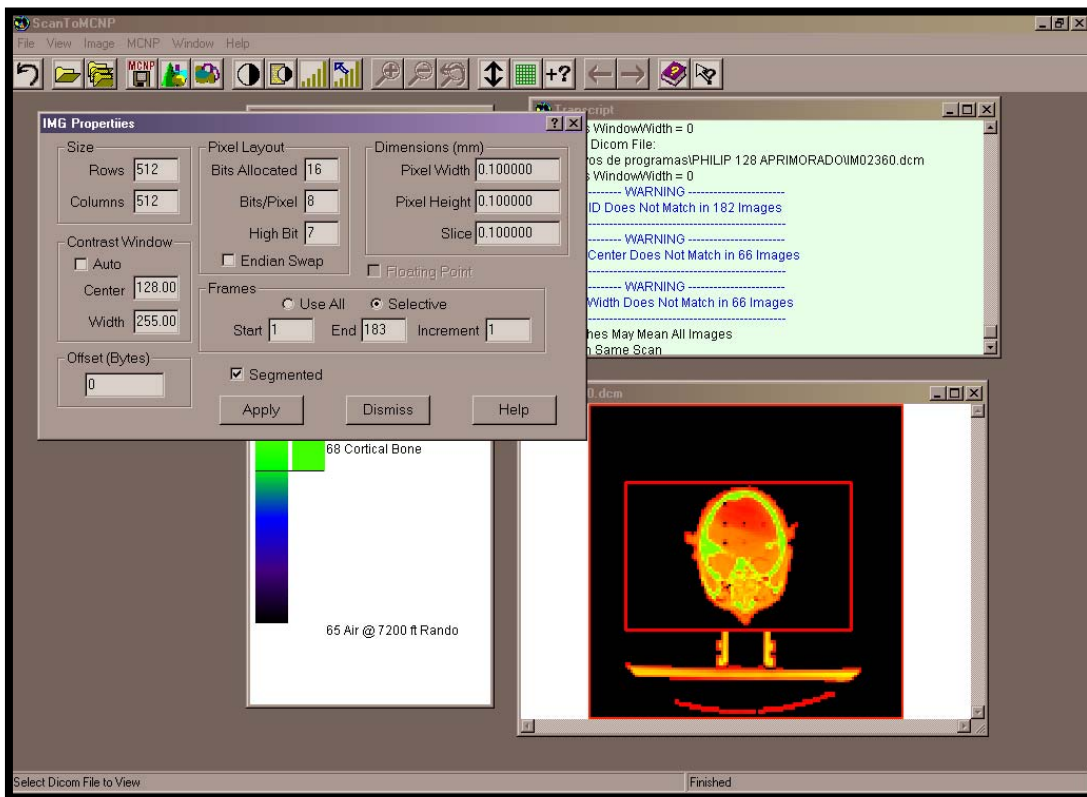


Figura A.20: Imagem do *Scan2MCNP*. A janela “*IMG Parameters*” aberta.

A opção “Append File” encontrada na opção “MCNP”, permite anexar informações de um arquivo qualquer ao arquivo de entrada do MCNP a ser gerado pelo *Scan2MCNP* (Figura A.21). Esta opção “Append File” facilita o trabalho com o *Scan2MCNP*, por permitir ao usuário criar sistemas de sub-rotinas que podem ser anexadas posteriormente ao arquivo de entrada do MCNP, gerado pelo *Scan2MCNP*. Este recurso pode ajudar no planejamento e aplicação deste *software* no dia a dia por acelerar o processo computacional de análise da área de trabalho e atuação. Um exemplo da aplicação deste tipo de recurso na utilização do *Scan2MCNP* é a construção de um banco de dados de sub-rotinas. Assim, quando um paciente for submetido ao processo de imageamento tomográfico ou de ressonância, o operador que realizar a simulação computacional terá, no microcomputador, um banco de dados de casos específicos à sua disposição, de informações relativas à localização de fonte, posicionamento, tipo de câncer e outros. Deste modo, o operador de forma prática e simples, carregará as imagens médicas do paciente no *Scan2MCNP*, buscando no banco de dados, a sub-rotina que se assemelha ao caso do paciente em estudo, e parametrizando às configurações do *software* e, por fim, convertendo as imagens em arquivo de entrada para o código MCNP.

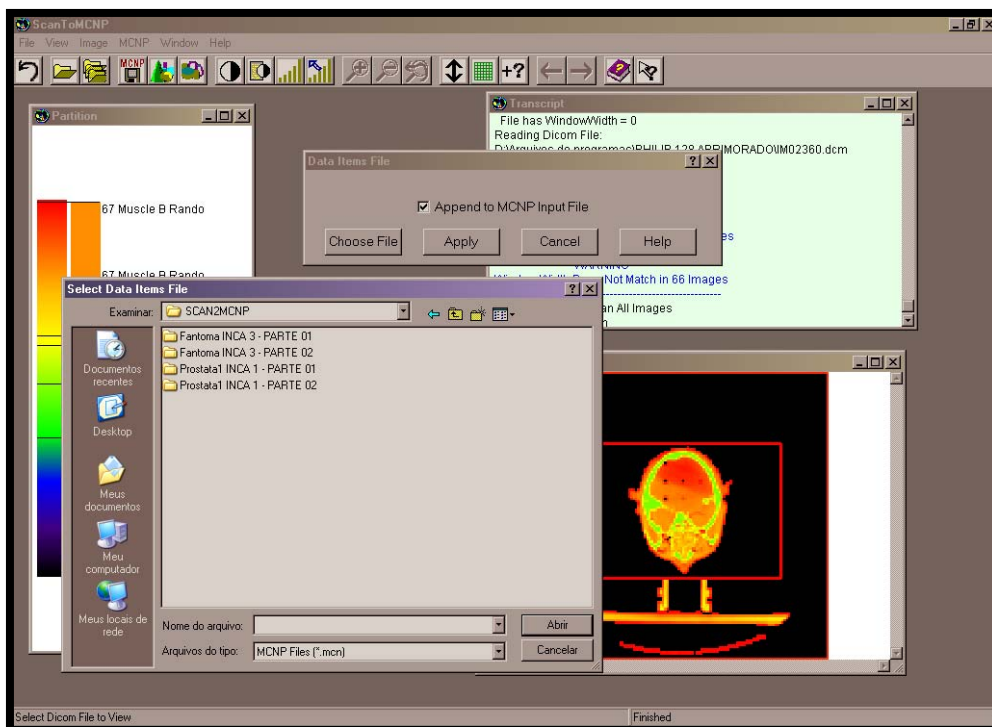


Figura A.21: Imagem do *Scan2MCNP*. A janela “Append File” está ativa para anexar uma sub-rotina de acordo com o planejamento proposto.

Posteriormente, calibra-se a opção “MCNP *options*” para obter o arquivo de entrada com características específicas que se deseja como, por exemplo, geração de geometrias no formato de células, ou geometrias no formato “*lattice*” comprimido (R) ou não comprimido, seleção das fatias a serem convertidas e dentre outros (Figura A.22).

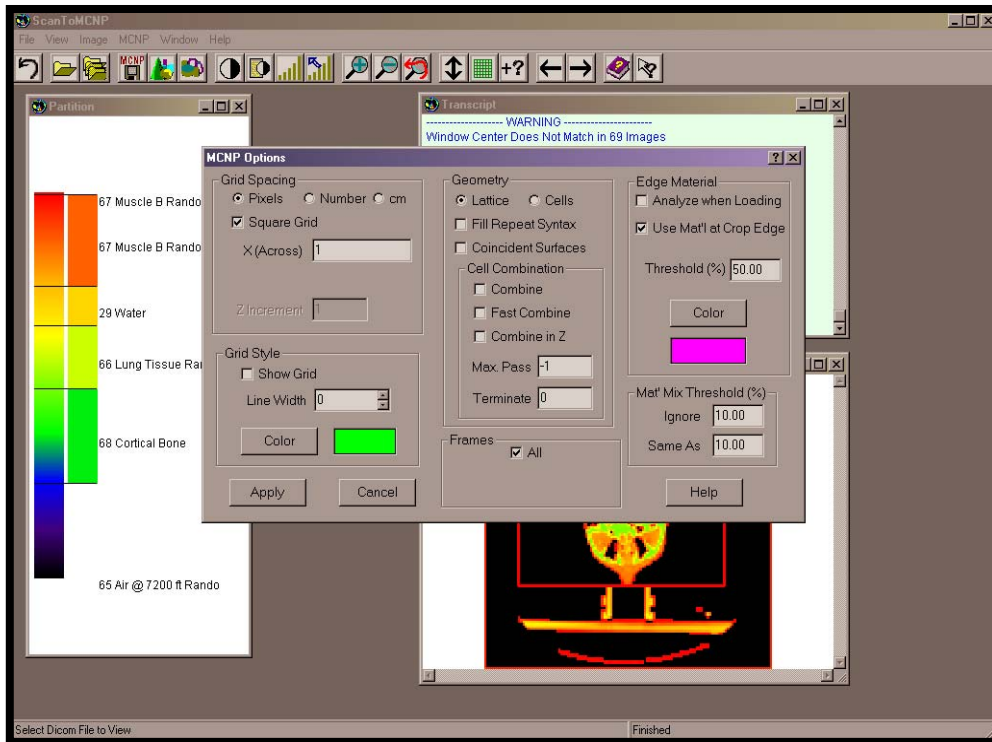


Figura A.22: Imagem do *Scan2MCNP*. A janela “MCNP *Options*” está ativa para configurações do formato do arquivo de entrada a ser gerado.

Na opção “*File*”, existe uma sub-opção chamada “*Preview MCNP*” que fornecerá uma prévia (visualização) do arquivo de entrada do MCNP (Figura A.23). Nesta prévia pode-se verificar se o arquivo gerado satisfaz aos objetivos estabelecidos anteriormente (Figura A.24). Aceita, então, a prévia do arquivo, executa-se a gravação desta prévia através do comando “*Write MCNP...*” (Figura A.25). Para que a gravação seja executada com sucesso é necessário que as janelas das imagens *DICOM* estejam ativas. Outro recurso que o *Scan2MCNP* oferece, são duas opções de chamada/direcionamento de *softwares* de visualização de imagem e simulação da geometria do arquivo de entrada gerado (*Softwares Sabrina e Moritz*), caso o operador deseje verificar o arquivo.

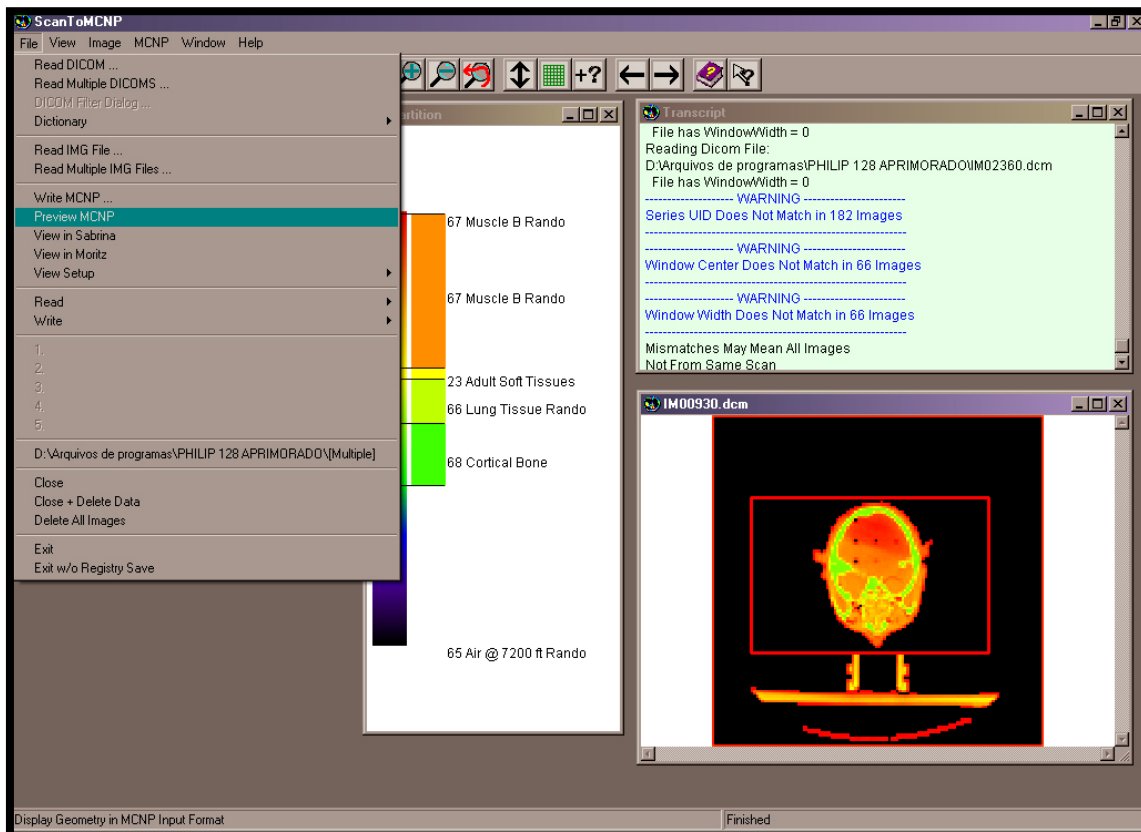


Figura A.23: Imagem do *Scan2MCNP*. A opção *File* do *menu* ativa e as sub-opções *Preview MCNP* e *Write MCNP*.

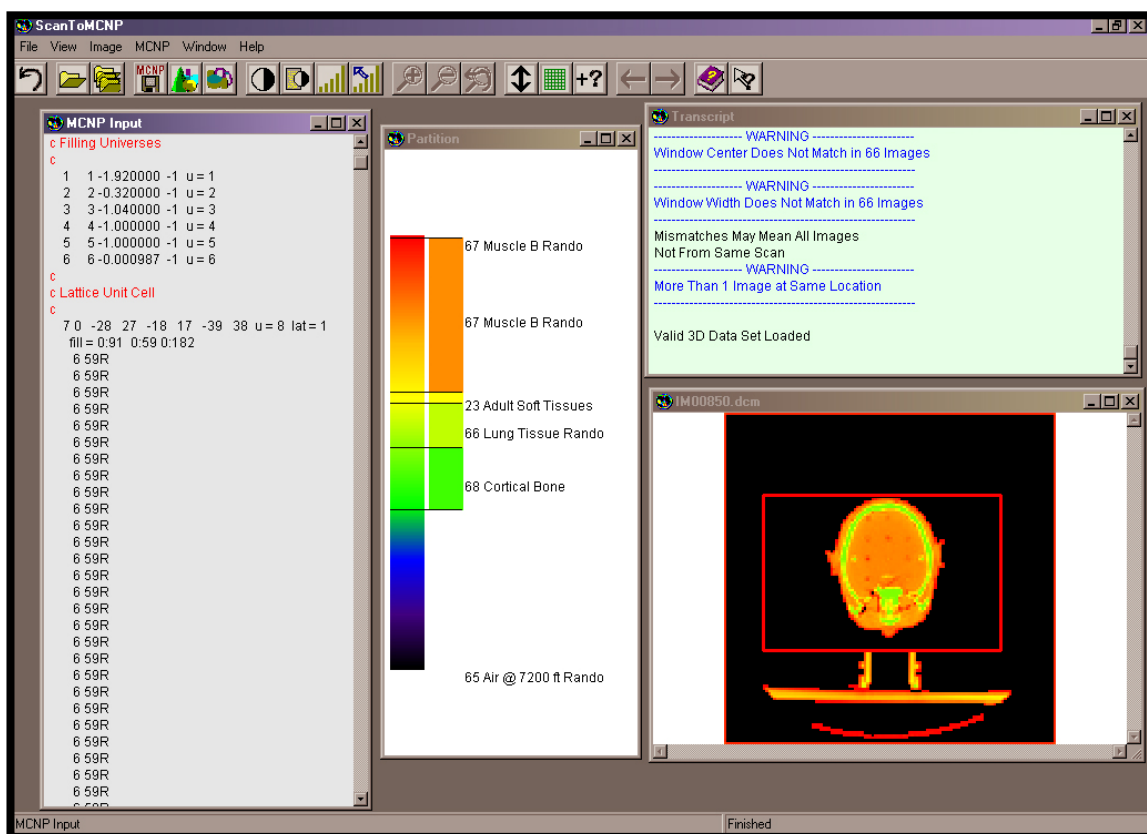


Figura A.24: *Scan2MCNP* - A prévia do arquivo de entrada gerado.

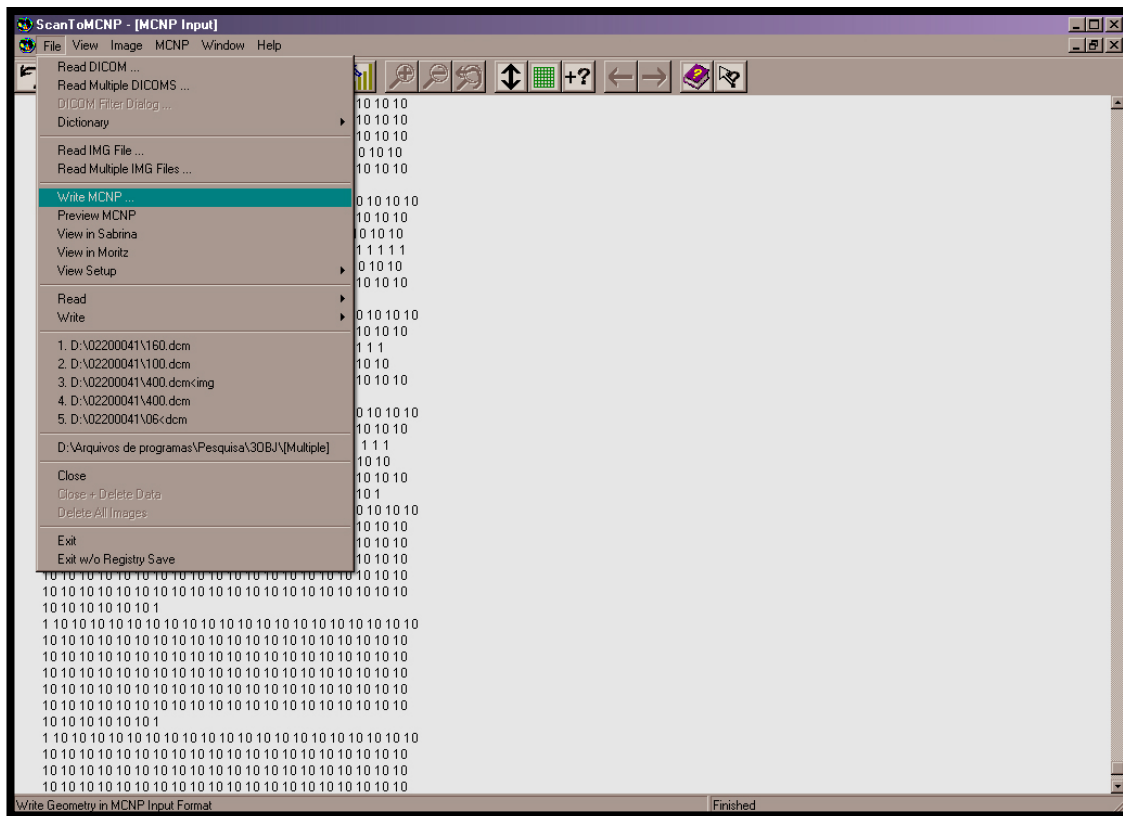


Figura A.25: Scan2MCNP - O arquivo de entrada gerado salvo.