

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS  
ENERGÉTICAS E NUCLEARES (PROTEN)**

VIRIATO LEAL NETO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE GRÁFICA  
DE USUÁRIO PARA MODELOS COMPUTACIONAIS DE  
EXPOSIÇÃO EXTERNA**

RECIFE  
2007

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE GRÁFICA  
DE USUÁRIO PARA MODELOS COMPUTACIONAIS DE  
EXPOSIÇÃO EXTERNA**

**VIRIATO LEAL NETO**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE GRÁFICA  
DE USUÁRIO PARA MODELOS COMPUTACIONAIS DE  
EXPOSIÇÃO EXTERNA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador:  
Prof. Dr. Borko Stosic

Co-orientador:  
Prof. Dr. José Wilson Vieira

RECIFE  
2007

**L435d Leal Neto, Viriato**

Desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário para modelos computacionais de exposição externa / Viriato Leal Neto. - Recife: O Autor, 2007.

81 f.: il. color., gráfs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Dpto. de Energia Nuclear, 2007.

Inclui referências, apêndices e anexos.

**1. Energia Nuclear. 2. Dosimetria. 3. Raios-X - Diagnósticos. 4. Fantomas de voxels. 5. Monte Carlo.**  
I. Título.

**612.01448 CDD (22. ed.)**

**BCTG/2007-116**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE GRÁFICA DE USUÁRIO  
PARA MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO EXTERNA**

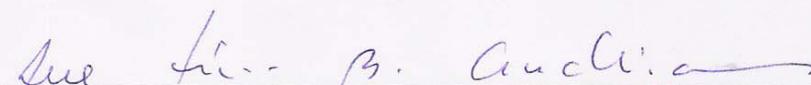
**Viriato Leal Neto**

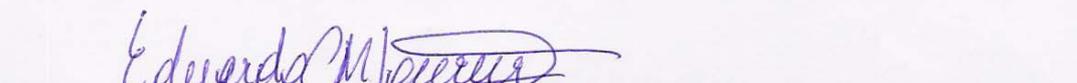
**APROVADO EM: 16.08.2007**

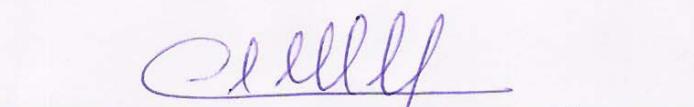
**ORIENTADOR: Prof. Dr. Borko Stosic**

**CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. José Wilson Vieira**

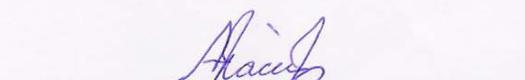
**COMISSÃO EXAMINADORA:**

  
\_\_\_\_\_  
**Profa. Dra. Ana Lúcia Bezerra Candeias – DECART/UFPE**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Eduardo César de Miranda Loureiro – ESCOLA POLITÉCNICA/UPE**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Clovis Abrahao Hazin – CRCN/CNEN-PE**

**Visto e permitida a impressão**

  
\_\_\_\_\_  
**Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE**

Aos eus pais **Vanda Leal e Viriato Leal Filho**,  
pelos exemplos de vida dados, dedicação, carinho e incentivo,  
em todos os momentos da minha vida.

À minha dedicada esposa **Izis** pela paciência  
e incentivo durante nossa vida em comum.

Aos meus filhos **Vanessa e Ivens**,  
que me tornaram um ser melhor.

Dedico.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor José Wilson Vieira, pela valiosa e fundamental orientação durante a realização do trabalho e pela convivência agradável, amigável, e, principalmente pela compreensão e dedicação.

Ao professor Borko Stosic, pela orientação, confiança e apoio irrestrito durante a realização do trabalho.

Ao professor Fernando R. A. Lima, pelo acompanhamento, incentivo e confiança depositados em todos os momentos do desenvolvimento do trabalho.

Aos professores que fizeram parte das bancas de acompanhamento: Adriano Márcio e Eduardo Miranda.

A todos os professores do DEN-UFPE que contribuíram para nossa formação.

Aos amigos e colegas do ensino de Física no CEFET-PE que contribuíram para amenizar a aridez da caminhada: Edílson de Araújo, Gilberto Holanda, Gilvan Farias, Gilvan Lindolfo, Guilherme Pereira, José Geraldo, Lenival Silva, Luiz Abelardo, Marcos Macêdo e Osanan Lira.

Aos colegas de caminhada nas disciplinas cursadas pela amizade e companheirismo, em especial a Antônio Jorge, Cristina Nascimento, Edílson Accioly, Jair Bezerra, José de Melo, Vanildo Lima, Roberto Kenned e Wagner Eustáquio.

**“A Ciência é construída de fatos, como uma casa é de pedras. Mas uma coleção de fatos não é mais uma ciência do que um monte de pedras é uma casa.”**

**Jules Henri Poincaré**

# DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE GRÁFICA DE USUÁRIO PARA MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO EXTERNA

Autor: Viriato Leal Neto

Orientador: Prof. Dr. Borko Stosic

Co-orientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

## RESUMO

Para estimar a dose absorvida pelo paciente em uma série de exames de raios-X diagnóstico, é necessário realizar simulações utilizando um modelo computacional de exposição. Tais modelos são compostos, fundamentalmente, por um simulador antropomórfico (fantoma) e um código Monte Carlo. O acoplamento de um fantoma de voxels a um código Monte Carlo é um processo complexo e quase sempre resulta na solução de um problema particular. Isto significa que é inviável a utilização destas ferramentas computacionais na rotina de clínicas e hospitais que realizam exames de raios-X, porque as simulações com modelo computacional de exposição demandam tempo, conhecimento do código utilizado e diversos ajustes a serem implementados de uma simulação para outra. Neste contexto, foi desenvolvido em C++ a GUI (Graphics User Interface) VoxelDose que cria arquivos de dados com o resultado da simulação de diversos exames e utiliza estes arquivos de dados para fornecer as informações dosimétricas. O arquivo de dados foi construído usando os fantasmas de voxels MAX (Male Adult voXel) e FAX (Female Adult voXel), e o código Monte Carlo EGS4 (Electron Gamma Shower, versão 4). O *software* permite ao usuário criar os arquivos de dados, inserir novos exames, visualizar a região do exame e a posição da fonte, obter coeficientes de conversão e calcular dose. Os resultados dosimétricos e as imagens podem ser salvos ou impressos.

**Palavras-chave:** Dosimetria, Raios-X diagnósticos, Fantasmas de voxels, Monte Carlo, Graphics User Interface.

# **DEVELOPMENT OF A GRAPHIC USER INTERFACE FOR EXTERNAL EXPOSURE COMPUTATIONAL MODELS**

Author: Viriato Leal Neto

Advisers: Prof. Dr. Borko Stosic

Codviser: Prof. Dr. José Wilson Vieira

## **ABSTRACT**

To evaluate the absorbed dose by the patient, in a series of exams, it is necessary to accomplish simulations using an exposure computational model. Such models are fundamentally composed of a virtual representation of the human body (phantom) and a Monte Carlo code. There are several Monte Carlo codes available and also specific voxel phantoms for the two genders have been developed. However, the coupling of a voxel phantom to a Monte Carlo code is a complex process and it almost always results in the solution of a particular problem. This means that the use of these computational tools is nonviable in the routine of clinics and hospitals that carry out X-ray exams, because the simulations with exposure computational models demand time, knowledge about the used code and several adjustments have to be implemented from one simulation to another. In this context, a GUI (Graphics User Interface) called VoxelDose, which contains a archive of data with the result of the simulation of several X-ray exams in C++ was developed. The database was built using the voxel phantoms MAX (Male Adult voXel) and FAX (Female Adult voXel), and the Monte Carlo code EGS4 (Electron Gamma Shower, version 4). The software allows the user to create the archives of data, to insert new examinations, to visualize the region of the examination and the position of the source, to get conversion coefficients and to calculate dose. The software also allows the user to save or to print the dosimetric results.

**Keywords:** Dosimetry, X-ray diagnoses, Voxel phantom, Monte Carlo, Graphics User Interface.

## LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Fantoma de água (Física Aplicada à Medicina, 2006).....	18
Figura 2: Fantoma Físico de Alderson-Rando em uso no DEN-UFPE.....	18
Figura 3: Fantoma matemático MIRD-5 (SNYDER et al., 1978).....	19
Figura 4: Fantasmas antropomórficos matemáticos (KRAMER et al., 1982).....	20
Figura 5: Fantoma antropomórfico matemático de uma mulher grávida (STABIN et al., 1995). .....	21
Figura 6: Imagem bidimensional TC correspondendo a uma fatia tridimensional do paciente (BUSHBERG et al., 2002). ....	21
Figura 7: Representação da imagem 3D como uma matriz 3D (NIKOLAIDIS; PITAS, 2001). .....	22
Figura 8: Passos que vão da varredura, através de TC ou IRM para obtenção das imagens, até a obtenção da pilha de imagens para a construção de um fantoma de voxel (VIEIRA, 2004). ....	23
Figura 9: (a), (b) e (c) FANTOMAS DE YALE (ZUBAL, 2006); (d) Adulto masculino NORMAN (DIMBYLOW, 1995). ....	23
Figura 10: (a) Fantoma VIPMAN (XU et al., 2000); (b) Voxel do VIPMAN.....	24
Figura 11: Paciente com 38 anos, 176 cm e 68,9 kg. GOLEM (ZANKL; WITTMANN, 2001). .....	25
Figura 12: O fantoma MAX (KRAMER et al., 2003).....	26
Figura 13: O fantoma FAX (KRAMER et al., 2004). ....	26
Figura 14: Variáveis aleatórias ( $Y, \theta$ ) para estimativa de $\pi$ usando a agulha de Buffon.....	28
Figura 15: Gráfico comparativo entre os valores de pi conhecido e os estimados.....	29
Figura 16: Espalhamento de um único elétron no interior de um tubo de tungstênio (EGS4 Source Code Availability and Distribution, 2006).....	31
Figura 17: Janela padrão do Windows (PETZOLD, 1999). ....	33
Figura 18: Janela simples contendo alguns controles do .NET.....	34
Figura 19: Janela de entrada do software CT DOSE com destaque para o scanner definido (LE HERON, 1993).....	35
Figura 20: Janela de entrada do <i>software</i> CT DOSE com destaque para o exame definido (LE HERON, 1993).....	35
Figura 21: Janela de entrada do <i>software</i> CT DOSE com destaque para os parâmetros de varreduras definidos (LE HERON, 1993).....	36
Figura 22: Janela de entrada do MIRDOSE 3 (STABIN, 1994). ....	37
Figura 23: Janela de saída do MIRDOSE 3 (STABIN, 1994). ....	37
Figura 24: Janela principal do XrayDose (COLLINS et al., 2000).....	38
Figura 25: Janela de saída do XrayDose para mostrar as doses nos órgãos e a dose efetiva (COLLINS et al., 2000). ....	38
Figura 26: Janela principal do software FANTOMAS (VIEIRA, 2005). ....	39
Figura 27: Espectro de número 14 do mspectra.dat. ....	41
Figura 28: Imagem coronal 3D projetada num plano 2D do maxsb e faxsb. ....	43
Figura 29: Janela principal do <i>software</i> SCION apresentando a fatia transversal 122 do Max. .....	43
Figura 30: Janela principal e janelas secundárias com os dados preenchidos referentes à remoção dos braços do fantoma Max.....	44
Figura 31: Trecho do arquivo max.code.mor referente à projeção e distância foco-filme (DFF).....	45

Figura 32: Parte de arquivo pegs4.dat relativo à gordura.....	46
Figura 33: Arquivo ASCII (Expo.input), para simular um dos exames de tórax AP feitos neste trabalho.....	47
Figura 34: Janelas principal e secundária do <i>software</i> FANTOMAS para criação do arquivo expo.input mostrado na Figura 33.....	48
Figura 35: Pasta C:\EGS4\egs\max apresentando as pastas criadas para as simulações e os arquivos preparados e inseridos, assim como os arquivos da compilação no FORTRAN e o arquivo de saída.....	49
Figura 36: Pasta C:\EGS4\egs\usercode\max contendo o max.code.mor. ....	49
Figura 37: Uso do Prompt de comando para compilar o Max.....	50
Figura 38: Janela principal do software FORTRAN Power Station 4.0. ....	50
Figura 39: Início da execução da simulação planejada para $10^8$ fótons. ....	51
Figura 40: Arquivo de saída com o sumário de dose. ....	51
Figura 41: Janela Principal do Microsoft Visual Studio .NET 2003.....	53
Figura 42: Caixa de diálogo New Project.....	53
Figura 43: Janela principal do VoxelDose antes das personalizações e inserção das funcionalidades. ....	54
Figura 44: Ícone representativo do VoxelDose. ....	54
Figura 45: Janela principal com destaque para os itens do menu <i>Arquivo: Criar Novo Arquivo de Dados TXT...</i> , <i>Inserir Novo Exame...</i> e <i>Sair</i> . ....	55
Figura 46: Item do menu Ajuda para acessar a janela <i>Desenvolvedores</i> .....	55
Figura 47: Janela principal da <i>Interface Gráfica de Usuário VoxelDose</i> .....	56
Figura 48: Janela do Windows apresentando a criação do MaxDadosDeEntrada.txt.....	56
Figura 49: Construção da janela secundária <i>Inserir Exame</i> . ....	57
Figura 50: Caixa de mensagem orientando o usuário sobre a próxima ação. ....	57
Figura 51: Janela do Windows dando opções para Abrir um Arquivo de Dados TXT.....	58
Figura 52: Caixa de mensagem encaminhado o usuário para abrir um exame. ....	58
Figura 53: Janela do Windows para abrir um exame. ....	59
Figura 54: Janela do Windows para salvar o MaxDadosDeEntrada.txt com um novo exame. ....	59
Figura 55: Janela principal do VoxelDose apresentando os passos durante a seleção de um exame. ....	60
Figura 56: Janela principal do VoxelDose com o exame definido e os botões Visualizar a Região do Exame, <i>Exibir o Exame Selecionado</i> e <i>Calcular Dose</i> habilitados. ....	61
Figura 57: Visualização da região do exame e da posição da fonte em relação ao fantoma para o exame Max_Torax_PA_Exame_34: Espectro 125 kV.....	61
Figura 58: Janela secundária Campo com a opção imprimir em destaque.....	62
Figura 59: Janela Formulário com o sumário das doses.....	62
Figura 60: Imagem do Formulário impresso. ....	63
Figura 61: Janela Cálculo de Dose com as opções <i>Fluência no Ar</i> ou <i>KERMA no Ar</i> . ....	63
Figura 62: Janela de entrada com o valor do KERMA no ar fornecido pelo usuário. ....	64
Figura 63: Janela de saída com os resultados da dose equivalente referentes ao valor do KERMA no ar fornecido pelo usuário. ....	65

## LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Parâmetros dos rins dos modelos ADAM e EVA. ....	20
Tabela 2: Estimativas de $\pi$ usando a agulha de Buffon.....	29
Tabela 3: IDs e respectivas tensões de pico mais usuais.....	41
Tabela 4: Posição e percentuais da altura referente à localização do centro do campo nos exames de tórax e abdome.....	45

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<b>API</b>	Application Programming Interface
<b>ASCII</b>	American Standard Code for Information Interchange
<b>CC</b>	Coeficiente de Conversão
<b>CNEN</b>	Comissão Nacional de Energia Nuclear
<b>DEN</b>	Departamento de Energia Nuclear
<b>EGS4</b>	Electron-Gamma Shower, versão 4
<b>FAX</b>	Female Adult Voxel
<b>FDP</b>	Função de Distribuição de Probabilidade
<b>FORTTRAN</b>	Formula Translation
<b>GDI</b>	Graphics Device Interface
<b>GNA</b>	Gerador de Números Aleatórios
<b>GUI</b>	Graphics User Interface
<b>ICRP</b>	International Commission on Radiological Protection
<b>IDs</b>	Números Identificadores
<b>IRM</b>	Imagem por Ressonância Magnética
<b>KERMA</b>	Kinetic Energy Released per unit MAss
<b>MAX</b>	Male Adult Voxel
<b>MC</b>	Monte Carlo
<b>MCNP</b>	Monte Carlo N-Particle
<b>MIRD</b>	Medical Internal Radiation Dose Committee
<b>MVSN</b>	Microsoft Visual Studio .NET
<b>PARC</b>	Palo Alto Research Center
<b>PIXEL</b>	Picture Elements
<b>TC</b>	Tomografia Computadorizada
<b>VOXEL</b>	Volume Pixel
<b>SGI</b>	Simulações Gráficas Interativas

# SUMÁRIO

Página

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
<b>2.1 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS .....</b>	<b>17</b>
<b>2.1.1 MODELOS FÍSICOS.....</b>	<b>17</b>
<b>2.1.2 MODELOS COMPUTACIONAIS .....</b>	<b>18</b>
<b>2.1.2.1 Fantomas Matemáticos .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1.2.2 Fantomas de Voxels .....</b>	<b>21</b>
<b>2.2 MÉTODOS MONTE CARLO.....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.1 DEFINIÇÃO E IMPORTÂNCIA .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.2 HISTÓRICO .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.3 METODOLOGIA E USO.....</b>	<b>29</b>
<b>2.2.4 PRINCIPAIS CÓDIGOS MONTE CARLO PARA O TRANSPORTE DA RADIÇÃO .....</b>	<b>30</b>
<b>2.3 INTERFACES GRÁFICAS DE USUÁRIO PARA DOSIMETRIA .....</b>	<b>31</b>
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>40</b>
<b>3.1 DEFINIÇÃO DOS EXAMES DE RAIOS-X DIAGNÓSTICOS E DOS SEUS PARÂMETROS.....</b>	<b>40</b>
<b>3.2 OS ESPECTROS DE RAIOS-X UTILIZADOS.....</b>	<b>40</b>
<b>3.3 OS PROCEDIMENTOS NECESSÁRIOS À SIMULAÇÃO DO MODELO FANTOMA DE VOXELS/EGS4 .....</b>	<b>42</b>
<b>3.3.1 DESENVOLVIMENTO E ACOPLAMENTO DA GEOMETRIA.....</b>	<b>42</b>
<b>3.3.2 CONSTRUÇÃO DO ARQUIVO COM AS SEÇÕES DE CHOQUE .....</b>	<b>45</b>
<b>3.3.3 OS DADOS DE ENTRADA OPERACIONAIS .....</b>	<b>46</b>
<b>3.3.4 INSTALAÇÃO E ALOCAÇÃO DOS ARQUIVOS DO USUÁRIO .....</b>	<b>48</b>
<b>3.3.5 COMPILAÇÃO E EXECUÇÃO DO MODELO .....</b>	<b>50</b>
<b>3.4 ARQUIVO DE DADOS.....</b>	<b>52</b>
<b>3.5 CONSTRUÇÃO DO SOFTWARE VOXELDOSE.....</b>	<b>52</b>
<b>4. RESULTADOS E CONCLUSÕES .....</b>	<b>61</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>66</b>
<b>APÊNDICES .....</b>	<b>72</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>79</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A Proteção Radiológica tem por finalidade proteger o indivíduo e seu ambiente dos efeitos das radiações que ionizam o meio que atravessam, isto é, as radiações ionizantes<sup>1</sup>. De acordo com as normas de radioproteção (CNEN-NN-3.01, 2005), a exposição normal ou potencial de um indivíduo em decorrência de seu trabalho ou treinamento em práticas autorizadas ou intervenções, excluindo-se a radiação natural do local, é chamada exposição ocupacional.

Os serviços de proteção radiológica utilizam a metodologia de cálculos dosimétricos para estimar a dose em trabalhadores e no público que eventualmente possam ser expostos à radiação. Com esses dados orientam a direção da instituição a fim de cumprir as normas legais de uso de materiais radioativos mantendo os riscos operacionais tão baixos quanto possivelmente exequíveis.

O objetivo da Dosimetria Numérica é estimar a taxa de dose da radiação considerada num ponto específico de um meio e assim, calcular grandezas dosimétricas de interesse como exposição e dose absorvida, bem como avaliar o efeito produzido no meio. A estimativa é feita usando modelos computacionais de exposição.

Um modelo computacional de exposição deve incorporar fontes radioativas, campos visados na irradiação, um simulador antropomórfico, um método para a determinação da dose absorvida dentro do simulador e outro método para determinar as quantidades operacionais de interesse. Usualmente os resultados são expressos em termos de coeficientes de conversão (CCs), razões entre as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis e quantidades mensuráveis. Assim, as medidas rotineiras em dosimetria podem ser interpretadas em termos da dose absorvida, multiplicando-se a leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão (CC), desde que as condições simuladas com o modelo de exposição correspondam à situação de exposição real (VIEIRA, 2004, p. 1).

Para utilizar eficientemente um modelo computacional de exposição é fundamental dispor de um Código Monte Carlo para simular o transporte e a deposição da energia da radiação no meio.

Os métodos estatísticos Monte Carlo se tornaram um confiável e eficaz meio para avaliar a distribuição de dose nos órgãos radiosensíveis (ICRP 60, 1991), bem como para estimar a dose efetiva devida a exposições interna ou externa à radiação ionizante (COLLINS et al., 2000). Códigos Monte Carlo como o MCNP (BRIESMEISTER, 1993) e o EGS4 (NELSON et al., 1985) são ferramentas sofisticadas e poderosas para a simulação do

---

<sup>1</sup> Neste trabalho, os termos *radiação* e *radiação ionizante* são sinônimos.

transporte e deposição da radiação. Entretanto, esses códigos foram projetados para uso geral e, portanto, não é uma tarefa simples adaptá-los para avaliações dosimétricas específicas como as desenvolvidas rotineiramente em clínicas e hospitais.

Uma das principais dificuldades consiste em acoplar o Código a um modelo antropomórfico. Entende-se que nos dias atuais, para se fazer estudos de absorção de radiação em humanos, os fantomas (neologismo da palavra inglesa *phantoms*, neste trabalho significa *modelos*) antropomórficos de voxels (volume pixels) representam o que há de mais moderno nessa área e está em pleno desenvolvimento no mundo (KRAMER et al., 2003, 2004, 2006). O Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN / UFPE) é um dos centros mais avançados de estudos desses modelos, que representam geometrias cada vez mais próximas do ser humano real. Através das técnicas de Tomografia Computadorizada (TC) ou Imagem por Ressonância Magnética (IRM), o corpo humano é varrido e as imagens das seções transversais resultantes são empilhadas, constituindo o conjunto primário de dados a serem tratados para a construção do fantoma. Um dado chave nesta etapa é a resolução destas imagens primárias, pois ela está diretamente ligada às dimensões dos voxels no modelo final. Um voxel cúbico típico de fantomas já utilizados tem aresta ~ 3 mm (KRAMER et al., 2003, 2004). Para construir um arquivo binário (1 byte/pixel) do adulto de referência (ICRP 89, 2003) dentro de um paralelepípedo de 160 linhas x 100 colunas x 600 fatias, com esse voxel típico, seria preciso ~10 MB. Portanto, não é necessário um supercomputador para lidar com arquivos desta ordem e a melhoria na estimativa de dose em relação aos modelos anteriores (modelos matemáticos) é evidente.

Nessa perspectiva, o presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de uma GUI (Graphics User Interface), denominada VoxelDose, para facilitar o uso de modelos computacionais de exposição baseados nos fantomas de voxel e no Código Monte Carlo EGS4 (Electron Gamma Shower, versão4) para avaliações dosimétricas com raios-X diagnósticos.

O *software* possui menus especiais para:

- criar arquivos de dados;
- inserir novos exames;
- visualizar a região do exame (isto é, a área retangular do campo sobre a projeção do fantoma no plano frontal ao feixe) e a posição da fonte em relação ao fantoma;

- obter o sumário do exame com os coeficientes de conversão *dose/fluência no ar* e *dose/KERMA* (Kinetic Energy Released per unit MAAss) *no ar* nos órgãos e tecidos;
- obter a dose usando um valor medido de *fluência no ar* ou *KERMA no ar*. Caso deseje, o usuário poderá salvar ou imprimir as imagens e os resultados dosimétricos.

Em todas estas atividades, o usuário irá interagir com controles comuns a programas Windows como botões, menus, caixas de texto, etc., utilizando o *mouse* e o teclado do computador.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo, serão apresentadas as referências relevantes para estabelecer o estado de arte das técnicas apresentadas neste trabalho. Inicialmente será apresentado um breve histórico sobre o desenvolvimento dos fantasmas, concluindo-se com um estudo mais detalhado dos fantasmas antropomórficos de voxel, particularmente o MAX (Male Adult voXel) e a FAX (Female Adult voXel). As técnicas Monte Carlo também serão apresentadas, em primeiro momento com sua importância e definição, seguida de uma abordagem histórica, concluindo-se com a apresentação do código EGS4. Na sequência, será feito um breve histórico sobre as GUIs usadas em dosimetria e, em particular, o *software* FANTOMAS (VIEIRA et al., 2005) - utilizado neste trabalho como auxiliar na criação do Arquivo de Dados; o XrayDose (COLLINS et al., 2000) e o MIRDOSE (STABIN, 1994). O *software* MIRDOSE, desenvolvido para uso em dosimetria interna, utiliza um Arquivo de Dados contendo simulações realizadas com fantasmas matemáticos (ECKERMAN et al., 1996) acoplados ao Código Monte Carlo ALGAM (WARNER e CRAIG, 1968). O VoxelDose terá como entrada um Arquivo de Dados similar ao do MIRDOSE, porém direcionado à dosimetria externa.

Mesmo não sendo desenvolvidos exclusivamente para uso em Dosimetria Numérica, alguns softwares, como SCION (SCION, 2002), IMAGEJ (versão 1.37, 2006) e o Interactive Data Language (IDL, 2002) possuem ferramentas úteis em algum passo do processo de criação dos fantasmas de voxels.

### 2.1 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS

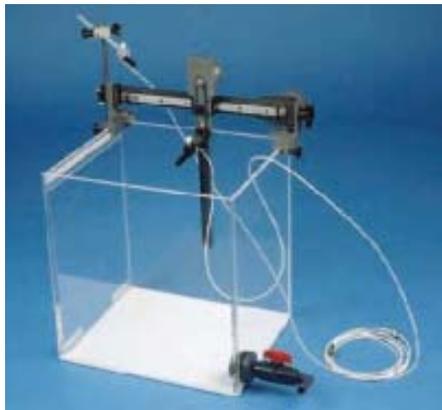
Aqui será apresentado um histórico, desde os primeiros fantasmas utilizados em proteção radiológica, os modelos físicos, até os atuais modelos computacionais.

#### 2.1.1 MODELOS FÍSICOS

Em 1956, Spiers mediu exposições gama de feixes unidirecionais em alguns tecidos do corpo, usando um fantoma homogêneo de água. Este tipo de fantoma é usado ainda hoje (Figura 1).

Os dados básicos característicos da distribuição de dose originada por determinado feixe de radiação são usualmente obtidos num fantoma de água, através de câmaras de ionização. Quando um feixe de radiação incide num meio material, a dose absorvida vai variando à medida que o feixe penetra no meio material. Esta variação depende de vários fatores, tais como o tipo de radiação, a energia do feixe, a profundidade, etc. Assim, o cálculo da dose num determinado ponto do interior de

um paciente envolve considerações sobre estes diferentes aspectos, bem como de diferentes tipos de heterogeneidades (Física Aplicada à Medicina, 2006).



**Figura 1:** Fantoma de água (Física Aplicada à Medicina, 2006).

Um modelo físico heterogêneo bastante utilizado nos laboratórios de dosimetria é o fantoma Alderson-Rando (ALDERSON et al., 1962). A Figura 2 mostra uma versão feminina do Alderson-Rando existente no DEN-UFPE. Jones (1966) realizou as primeiras medidas de vários CCs usando este tipo de fantoma.



**Figura 2:** Fantoma Físico de Alderson-Rando em uso no DEN-UFPE.

## 2.1.2 MODELOS COMPUTACIONAIS

Para desenvolver um fantoma computacional é preciso:

- Representar, da melhor maneira possível, o corpo humano com seus órgãos e tecidos radiosensíveis.

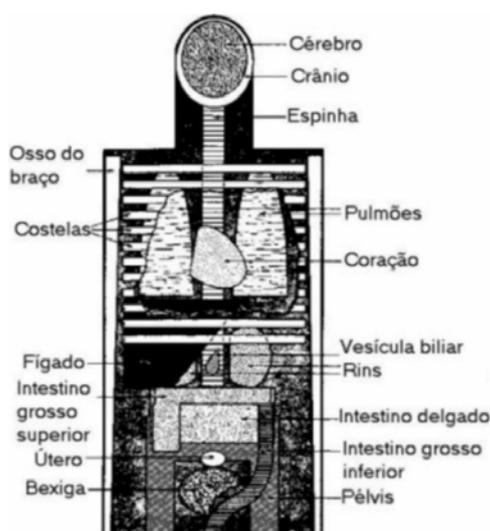
- Catalogar as diversas informações complementares à geometria do fantoma, como, por exemplo, massa e densidade dos órgãos e tecidos, dimensões do fantoma e dos órgãos, bem como as composições elementares dos tecidos e dos órgãos para realizar estimativas de dose.

Entre os anos 1950 e 1970, foram feitos os primeiros cálculos de CCs com fatias homogêneas semi-infinitas, principalmente com 30 cm de largura, para nêutrons (SNYDER, 1950; ALSMILLER et al., 1970), e para elétrons e fótons (SNYDER, 1965; ALSMILLER e MORAN, 1968; BERGER e SELTZER, 1969; BECK, 1970). Logo a fatia semi-infinita foi trocada por um cilindro elíptico (AUXIER et al., 1969; SIDEWELL et al., 1969; SNYDER, 1971), no qual foram introduzidas heterogeneidades, como os pulmões (SIDEWELL e BURLIN, 1973). Muitas destas medidas e destes cálculos de CCs foram publicados na ICRP 21 (1973).

Com relação ao cálculo dos CCs para os órgãos e tecidos especificados pela ICRP, o desenvolvimento matemático de fantasmas humanos heterogêneos foi uma grande inovação. Nos fantasmas humanos matemáticos, o tamanho e a forma do corpo e seus órgãos e tecidos são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e toros (VIEIRA, 2004, p. 5).

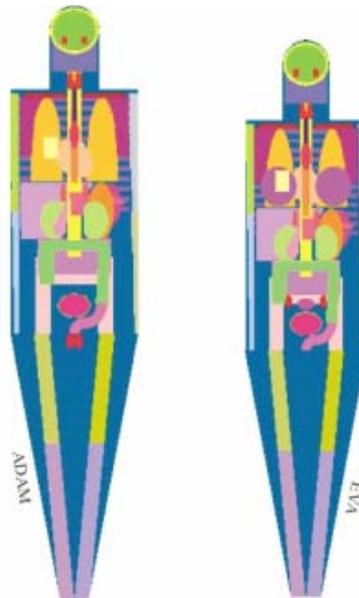
### 2.1.2.1 *Fantomas Matemáticos*

Estes fantasmas foram utilizados nas primeiras estimativas de dose. A Figura 3 mostra uma imagem estilizada do primeiro fantoma deste tipo que foi desenvolvido para um adulto masculino, mas continha ovário e útero. Durante a elaboração da ICRP 23 (1975), o mesmo foi aprimorado e, desde então, é conhecido como o fantoma MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dose Committee, pamphlet n. 5) (SNYDER et al., 1978).



**Figura 3:** Fantoma matemático MIRD-5 (SNYDER et al., 1978).

A Figura 4 mostra os fantasmas matemáticos ADAM E EVA (KRAMER, et al., 1982), que representaram um grande avanço para os modelos antropomórficos da época.



**Figura 4:** Fantasmas antropomórficos matemáticos (KRAMER et al., 1982).

Tomando como exemplo o ADAM, Figura 4, os rins são duas elipsóides, cada uma cortada por um plano:

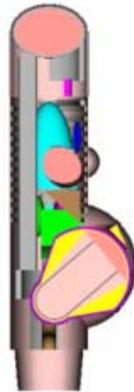
$$\left\{ \begin{array}{l} x \geq 0 : \left( \frac{x-x_0}{a} \right)^2 + \left( \frac{y-y_0}{b} \right)^2 + \left( \frac{z-z_0}{c} \right)^2 \leq 1 \\ x < 0 : \left( \frac{x+x_0}{a} \right)^2 + \left( \frac{y-y_0}{b} \right)^2 + \left( \frac{z-z_0}{c} \right)^2 \leq 1 \\ |x| \geq x_1 \end{array} \right.$$

A Tabela 1 mostra os parâmetros que são utilizados nas equações para os rins nos modelos ADAM e EVA .

**Tabela 1:** Parâmetros dos rins dos modelos ADAM e EVA.

	a(cm)	b(cm)	c(cm)	x <sub>0</sub> (cm)	y <sub>0</sub> (cm)	z <sub>0</sub> (cm)	x <sub>1</sub> (cm)	V(cm <sup>3</sup> )
ADAM	4,50	1,50	5,50	6,00	6,00	32,50	3,00	288
EVA	4,23	1,41	5,17	5,64	5,64	30,55	2,82	239

O avanço do desenvolvimento dos fantasmas matemáticos produziu modelos específicos. Podem-se citar como exemplos, a mulher grávida mostrada na Figura 5 (STABIN et al., 1995) e a “família” de fantasmas (Eckerman et al., 1996) que inclui um recém-nascido, indivíduos com idades de 1, 5, 10, 15 anos e um adulto.

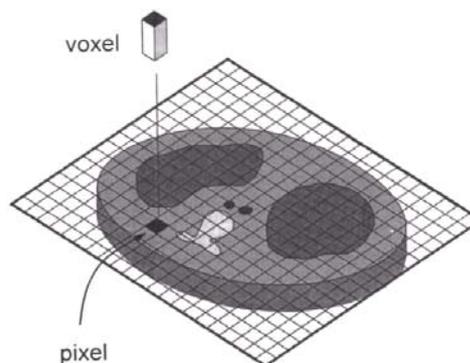


**Figura 5:** Fantoma antropomórfico matemático de uma mulher grávida (STABIN et al., 1995).

### 2.1.2.2 *Fantomas de Voxels*

Os fantomas antropomórficos de voxels representam, atualmente, a fase mais avançada na melhoria dos modelos de exposição. Comparados aos matemáticos, os fantomas de voxels são representações muito mais reais do corpo humano. São baseados nas imagens digitais gravadas por varredura de pessoas reais por TC ou por IRM.

Uma imagem tomográfica é uma grade de tons de cinza correspondente a uma fatia transversal do paciente. Portanto, uma imagem TC bidimensional (2D) está representando um volume. Assim, a matriz 2D de pixels (picture elements) na imagem TC corresponde a um número igual de voxels no paciente. Os voxels têm as mesmas dimensões dos pixels, mas também incluem a dimensão da espessura da fatia como se vê na Figura 6. Cada pixel na imagem TC mostra as propriedades de atenuação média dos raios-X pelo voxel correspondente no paciente (BUSHBERG et al., 2002).

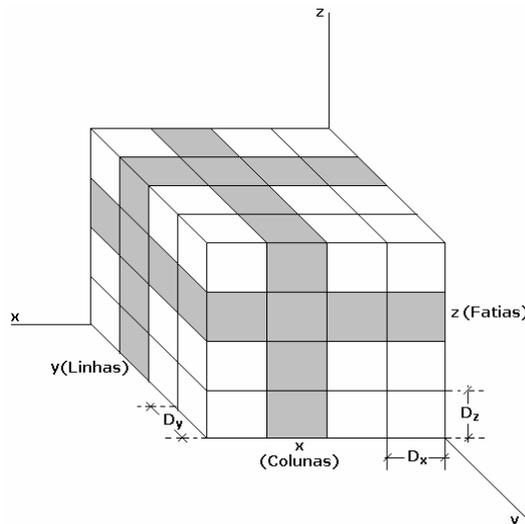


**Figura 6:** Imagem bidimensional TC correspondendo a uma fatia tridimensional do paciente (BUSHBERG et al., 2002).

Um fantoma de voxels é uma imagem 3D. Este termo é usado para significar a representação de uma matriz 3D,  $m(z, y, x)$ , de dimensões  $N_z \times N_y \times N_x$ , onde as coordenadas

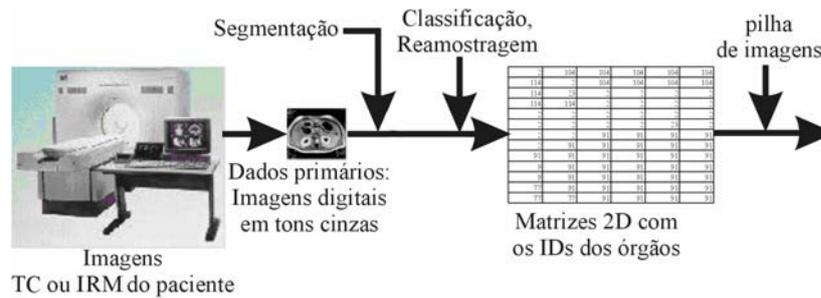
$z$ ,  $y$ ,  $x$  denotam, respectivamente, a fatia, a linha e a coluna, e o valor de  $m$  é a intensidade do tom de cinza no ponto  $(z, y, x)$ . Cada voxel mede  $D_z \times D_y \times D_x$  unidades físicas (ex.: milímetros cúbicos) como ilustrado na Figura 7 (NIKOLAIDIS; PITAS, 2001).

A dimensão em pixels de cada imagem 2D depende da resolução escolhida e do campo visado durante a operação de varredura para obtenção do conjunto original de imagens TC. Tipicamente estas imagens são quadradas, contendo  $512 \times 512$  pixels. Até chegar ao conjunto ideal de imagens transversais consecutivas para uso em dosimetria numérica, o conjunto original sofre alguns processos de transformação como segmentação, reamostragem e classificação. De acordo com Nikolaidis e Pitas (2001), segmentar uma imagem TC é, em termos práticos, atribuir uma única cor a cada uma determinada região homogênea desta imagem.



**Figura 7:** Representação da imagem 3D como uma matriz 3D (NIKOLAIDIS; PITAS, 2001).

Classificar uma imagem segmentada é atribuir números identificadores (IDs) para as regiões da imagem e relacionar estes IDs com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. No caso dos fantasmas, as regiões segmentadas são os órgãos e tecidos. Reamostrar uma imagem 2D é reduzi-la ou ampliá-la de acordo com fatores que envolvem as dimensões antigas e as novas. A Figura 8 mostra o caminho desde a obtenção das imagens por TC ou IRM do paciente até a obtenção da pilha destas imagens.

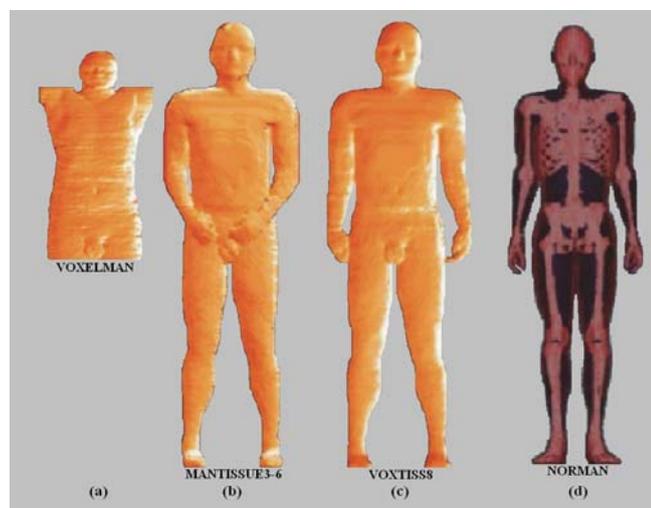


**Figura 8:** Passos que vão da varredura, através de TC ou IRM para obtenção das imagens, até a obtenção da pilha de imagens para a construção de um fantoma de voxel (VIEIRA, 2004).

Vê-se então que o fantoma de voxels representa um corpo humano real e sua estrutura permite determinar distribuições de dose até mesmo ao nível de órgão ou tecido, o que se torna importante no caso de acidentes radioativos, quando é de interesse saber a localização da dose máxima (SANTOS, 2006).

Os fantasmas de voxels foram introduzidos por Gibbs e colaboradores (1984) e, independentemente, também por Williams e colaboradores (1986). Na seqüência foram desenvolvidos vários fantasmas para crianças como o BABY e o CHILD (VEIT et al., 1989).

Veit e colaboradores (1992) produziram uma versão voxelizada do fantoma físico Alderson Rando. Zubal e colaboradores (1994a, 1994b, 1995), segmentaram imagens TC e IRM de um paciente, obtidas pela varredura da cabeça ao meio das coxas e, na seqüência do trabalho, fizeram a complementação do corpo, adicionando os membros superiores e inferiores do Visible Man (SPITZER; WHITLOCK, 1998). As Figuras 9a, 9b e 9c mostram vistas 3D destes conjuntos (ZUBAL, 2006). Em 1995, Dimbylow introduziu o fantoma NORMAN mostrado na Figura 9d, baseado em dados de IRM de um voluntário saudável.

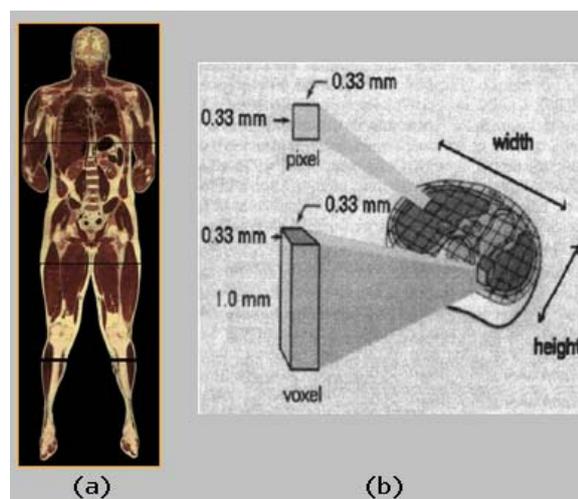


**Figura 9:** (a), (b) e (c) FANTOMAS DE YALE (ZUBAL, 2006); (d) Adulto masculino NORMAN (DIMBYLOW, 1995).

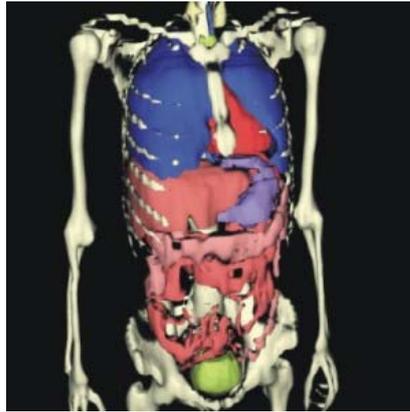
As dimensões do voxel foram ajustadas para combinar com a altura do homem de referência que é 170 cm e cuja massa do corpo é de 70 kg (ICRP 23, 1975). Para os cálculos executados por Jones (1997) para exposições externas por fótons, o fantoma NORMAN foi modificado para combinar a altura de referência mais atual do corpo de 176 cm e a massa de 73 kg. Caon e colaboradores (1997) desenvolveram um fantoma de voxel de uma menina de 14 anos. Saito e colaboradores (2001) segmentaram, através de TC, um paciente com características similares ao Homem Japonês de referência, (TANAKA et al., 1989). Xu e colaboradores (2000) segmentaram fotografias coloridas do Visible Man (SPITZER e WHITLOCK, 1998) para a construção do fantoma de voxel VIPMAN mostrado na Figura 10a. A Figura 10b apresenta as dimensões do voxel padrão utilizado para a construção do VIPMAN. Vale salientar que este é o fantoma de voxels com a resolução mais fina dos aqui citados.

O fantoma Golem (Figura 11) foi desenvolvido por Zankl e Wittmann (2001), a partir de imagens TC do corpo inteiro de um paciente de 38 anos, 176 cm de altura e massa de 68,9 kg, que sofria de leucemia.

No início deste século, o grupo da GSF sintetizou seus fantasmas de voxels, produzindo uma família inteira (PETOUSSI-HENSS et al., 2002).



**Figura 10:** (a) Fantoma VIPMAN (XU et al., 2000); (b) Voxel do VIPMAN.



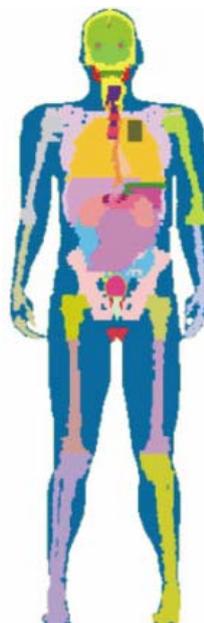
**Figura 11:** Paciente com 38 anos, 176 cm e 68,9 kg. GOLEM (ZANKL; WITTMANN, 2001).

O MAX (KRAMER et al., 2003; VIEIRA, 2004) foi desenvolvido a partir do fantoma de voxels VOXTISS8 (ZUBAL, 2006), Figura 9 (c), um modelo adulto masculino disponível em um arquivo binário chamado vox\_tiss8.dat, que contém os IDs dos órgãos e tecidos segmentados. Estes dados primários foram reamostrados, reclassificados e ajustados com base no homem de referência da ICRP 89 (2003).

O VOXTISS8 consiste de 498 imagens segmentadas e classificadas, em que as cinco primeiras e as seis últimas contêm todos os IDs iguais a 0, que representam o ar. Portanto o corpo do fantoma ocupa, de fato, 487 imagens transversais, cada uma equivalente a uma matriz de 96 linhas e 192 colunas. Esta foi a base de dados para a construção do MAX. Uma vista coronal exibindo projeções de diversos órgãos é mostrada na Figura 12.

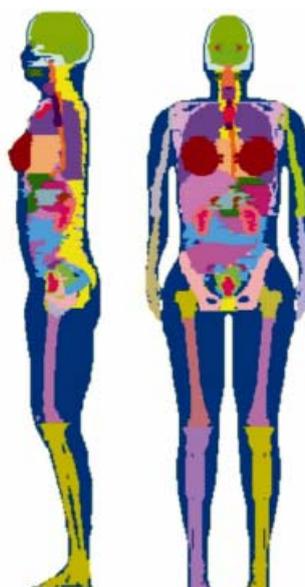
Ao final da construção e ajustes, a matriz 3D do MAX ficou com as seguintes características:

- Dimensões de um voxel (cm):  $(XL, YL, ZL) = (0,36; 0,36; 0,36)$ ;
- Dimensões do paralelepípedo (pixel):  $(COLUNAS, LINHAS, FATIAS) = (158, 74, 487)$ ;
- Dimensões do paralelepípedo (cm):  $(XMAX, YMAX, ZMAX) = (XL \times COLUNAS, YL \times LINHAS, ZL \times FATIAS) = (56,88; 26,64; 175,32)$ .



**Figura 12:** O fantoma MAX (KRAMER et al., 2003).

O fantoma FAX, Figura 13, é baseado em imagens de TC de pacientes femininas e seu desenvolvimento foi similar ao do MAX, acrescido o fato de que foi preciso segmentar o tronco e membros inferiores deste fantoma (KRAMER et al., 2004).



**Figura 13:** O fantoma FAX (KRAMER et al., 2004).

## 2.2 MÉTODOS MONTE CARLO

### 2.2.1 DEFINIÇÃO E IMPORTÂNCIA

As técnicas conhecidas como Monte Carlo são métodos estatísticos utilizados em simulações estocásticas e/ou determinísticas com inúmeras aplicações em áreas como a Física, Matemática e Biologia. Tem sido utilizado há bastante tempo como forma de obter aproximações numéricas de problemas de altas complexidades.

Pode-se definir um método Monte Carlo como:

aquele que envolve o uso deliberado de números aleatórios em cálculos que tenham uma estrutura de um processo estocástico. Por processo estocástico entende-se uma seqüência de estados cuja evolução é determinada por eventos aleatórios. Em um computador, estes processos são gerados por números aleatórios (KALOS; WHITLOCK, 1986).

As técnicas de simulação Monte Carlo são reconhecidas como uma importante ferramenta na estimativa de doses absorvidas no corpo humano devido à radiação ionizante (TURNER et al., 1985). Os códigos Monte Carlo podem ser usados na Física aplicada à radioterapia externa para simular a dose de radiação absorvida pelos pacientes, o que pode ajudar numa determinação mais rigorosa das doses efetivamente fornecidas ao volume-alvo (órgão ou tumor), contribuindo desta forma para um acréscimo de qualidade nestes tratamentos e na proteção radiológica de profissionais expostos.

### 2.2.2 HISTÓRICO

De acordo com Kalos e Whitlock (1986), talvez o mais antigo documento sobre amostragem aleatória para encontrar a solução de uma integral seja o experimento de Buffon, realizado em 1777. O experimento ali descrito é o seguinte: uma agulha de comprimento  $L$  é lançada aleatoriamente sobre um plano horizontal cortado por linhas paralelas separadas por uma distância  $D$ ,  $D > L$ . Qual a probabilidade  $P$  da agulha interceptar uma destas linhas? Comte de Buffon após vários lançamentos da agulha para determinar  $P$  e fazendo também a análise matemática, mostrou que

$$P = \frac{2L}{\pi D} \quad (2.1)$$

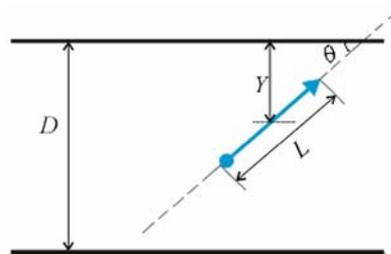
Em 1886, Laplace sugeriu que esta idéia poderia ser usada para estimar o valor de  $\pi$  através do lançamento da agulha. Isto é uma determinação Monte Carlo de  $\pi$ .

A partir de então, diversos trabalhos relevantes foram desenvolvidos tendo como base alguma técnica Monte Carlo. Kalos e Whitlock (1986) fazem uma interessante abordagem cronológica do tema.

Na aplicação do método Monte Carlo é importante estabelecer um número apropriado de histórias com base em algum teste estatístico, por exemplo, o cálculo da variância. Antes de executar as simulações para um dado modelo computacional de exposição, é preciso encontrar valores aceitáveis para o número de história em função do resultado do teste estatístico, pois isto irá determinar o tempo computacional das simulações.

O problema da agulha de Buffon e a sugestão de Laplace para estimar o valor de  $\pi$  foram utilizados para mostrar a eficiência de um método Monte Carlo simulado no computador e avaliar a convergência para o resultado desejado do fenômeno em função do número de histórias.

Para implementar a sugestão de Laplace, pode-se utilizar um par de variáveis aleatórias  $(Y, \theta)$ , onde  $Y$  é a distância do centro da agulha à linha paralela mais próxima e  $\theta$  é o ângulo entre a agulha e a linha paralela mais próxima (Figura 14).



**Figura 14:** Variáveis aleatórias  $(Y, \theta)$  para estimativa de  $\pi$  usando a agulha de Buffon.

Assim,  $Y$  deve estar uniformemente distribuído em  $[0, D/2]$  e  $\theta \in [0, \pi/2]$ . A agulha cruza uma linha paralela se e somente se

$$Y \leq \frac{L}{2} \text{sen}\theta \quad (2.2)$$

Se  $n$  é o número de vezes que a agulha cruzou uma linha paralela e  $NSTEPS$  é o número de experimentos, a probabilidade (2.1) é estimada por:

$$P = \frac{n}{NSTEPS} \quad (2.3)$$

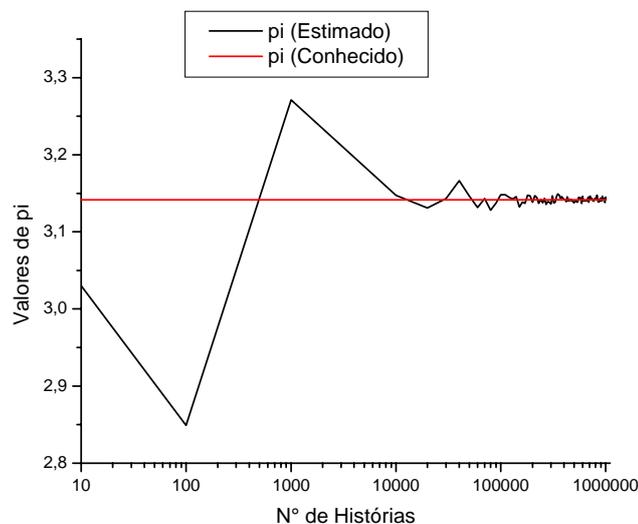
e

$$\pi = \frac{2L}{PD} = \frac{2L * NSTEPS}{nD} \quad (2.4)$$

Implementando na linguagem C (SCHILDT, 1996) esta forma de determinar  $\pi$ , foram obtidos os valores médios apresentados na Tabela 2 e construído o gráfico da Figura 15.

**Tabela 2:** Estimativas de  $\pi$  usando a agulha de Buffon.

N(Histórias)	$\pi$ (Média Estimada)	$\pi$	Viés
10	3,0303	3,14159	0,111290
100	2,849	3,14159	0,292590
1000	3,27118	3,14159	0,129590
10000	3,14733	3,14159	0,005730
100000	3,14831	3,14159	0,006710
200000	3,13826	3,14159	0,003330
300000	3,13618	3,14159	0,005410
400000	3,14215	3,14159	0,000557
500000	3,13772	3,14159	0,003870
600000	3,14593	3,14159	0,004330
700000	3,14538	3,14159	0,003790
800000	3,14393	3,14159	0,002330
900000	3,14096	3,14159	0,000633
1000000	3,14217	3,14159	0,000577



**Figura 15:** Gráfico comparativo entre os valores de pi conhecido e os estimados.

### 2.2.3 METODOLOGIA E USO

Para implementar um método Monte Carlo deve-se:

- Descrever o sistema por meio de uma função densidade de probabilidade (FDP).
- Utilizar um gerador de números aleatórios (GNA) uniforme e uma transformação apropriada para a FDP conhecida.

- Gerar múltiplas “jogadas” ou “histórias” e tomar o resultado desejado como uma média dos resultados observados.

A aceitação ou não da simulação depende do valor de uma função associada ao erro estatístico entre valores obtidos e valores observados. Usualmente esta função é o Desvio-Padrão (ou a Variância) ou algum coeficiente relacionado com ele.

#### **2.2.4 PRINCIPAIS CÓDIGOS MONTE CARLO PARA O TRANSPORTE DA RADIAÇÃO**

Na seqüência são descritas algumas características dos códigos Monte Carlo mais utilizados em dosimetria numérica:

O ALGAM (WARNER; CRAIG, 1968) foi criado para simulações em dosimetria interna, elaboração de fontes e simulação do transporte de fótons. Realiza cálculos de fração absorvida.

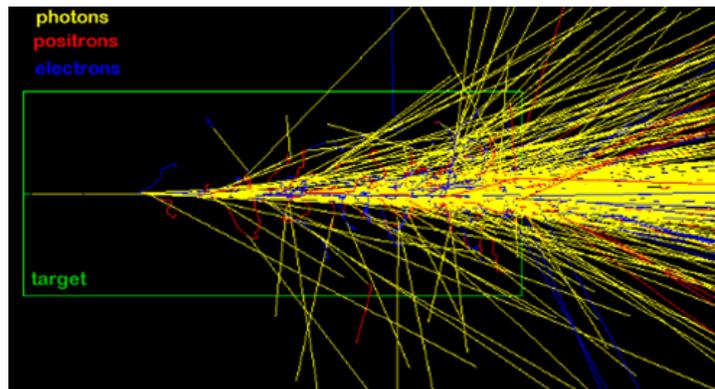
O GEANT (GEANT 4, 1993) simula o transporte de nêutrons, fótons e elétrons em qualquer meio para geometrias especificadas pelo usuário. Este código foi desenvolvido em C++.

O Dose Planning Method (DPM) (SEMPAU et al., 2000) simula o transporte de fótons e elétrons em problemas de radioterapia que empregam feixe de elétrons primários. O DPM pretende ser uma alternativa de alta precisão dos Métodos MC para planejamento de tratamento, que confiam nos algoritmos analíticos baseados em uma solução aproximada da equação do transporte do fóton/elétron de Boltzmann.

O código Monte Carlo N-Particle (MCNP) (BRIESMEISTER, 1993) é de propósito geral e pode ser usado para simular o transporte de nêutrons, fótons e elétrons, em qualquer meio e para geometrias generalizadas. A simulação para cálculos de dosimetria interna não é especificamente incluída e requer um esforço significativo para produzir códigos para leitura de dados de entrada e para a construção computacional da fonte e do modelo geométrico a ser irradiado.

Em 2003, Salvat e colaboradores desenvolveram o PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons in matter (PENELOPE) que, inicialmente, só simulava o transporte de elétrons e pósitrons e, em versões mais recentes, passou a simular o transporte de fótons. As energias usadas variam de 1 keV (100 eV para elétrons e pósitrons) a 1 GeV.

O Electron-Gamma Shower, versão 4 (EGS4) (NELSON et al., 1985) e EGSnrc (KAWRAKOW; ROGERS, 2000), simulam o transporte de fótons, pósitrons e elétrons em qualquer meio para geometrias especificadas pelo usuário. A Figura 16 mostra uma ilustração do espalhamento maciço em um cilindro de tungstênio (esboçado em verde) produzido por um único elétron incidente de 10 GeV.



**Figura 16:** Espalhamento de um único elétron no interior de um tubo de tungstênio (EGS4 Source Code Availability and Distribution, 2006).

Os códigos de usuário para o EGS4 são desenvolvidos em uma linguagem intermediária entre C e FORTRAN chamada MORTRAN e compilados em FORTRAN para gerar o arquivo executável e um arquivo-fonte contendo toda a programação necessária para uma dada simulação.

Há uma necessidade neste trabalho de se optar por um código Monte Carlo para simular as diversas modalidades de exposições externas relevantes para a proteção radiológica. Optou-se pelo EGS4 porque é um código que possui credibilidade junto à comunidade científica especializada e está disponível para uso não comercial na página eletrônica EGS4 Source Code Availability and Distribution (2006). Além disso, já existem no Departamento de Energia Nuclear (DEN) da UFPE diversos modelos computacionais FANTOMA DE VOXELS/EGS4. Entre estes, os modelos MAX-FAX/EGS4 para simulações ocupacionais, médicas e acidentais (KRAMER et al., 2003, 2004; VIEIRA, 2004; SANTOS, 2006).

### **2.3 INTERFACES GRÁFICAS DE USUÁRIO PARA DOSIMETRIA**

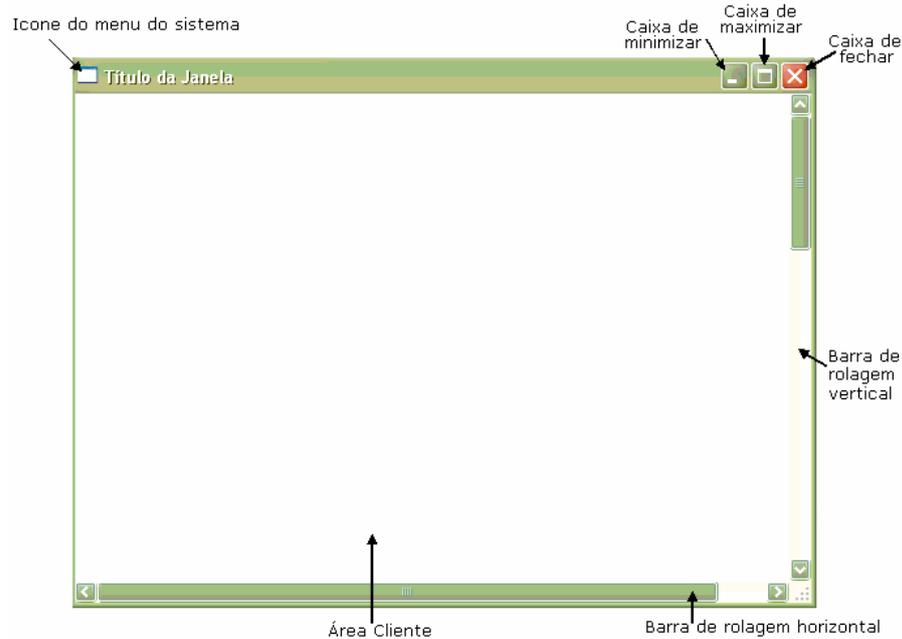
No final dos anos 1970, a Xerox PARC (Palo Alto Research Center) desenvolveu a primeira interface gráfica digital que foi copiada pela Apple, implementada pela Macintosh em 1984, e, posteriormente, pela Intel, Microsoft e outras. A GUI revolucionou a maneira do

homem lidar com o computador. Assim, a interface (textual, gráfica bidimensional ou gráfica tridimensional) tornou-se a mediadora de uma relação homem / máquina. A interface parecia um ambiente de trabalho e daí surgiu a metáfora do *desktop*, onde, através do *mouse*, o usuário poderia clicar em ícones e interagir com aquele mundo digital que a tela mostrava. Surgiu aí a informação como espaço.

A interface gráfica apresentada pelo sistema operacional Windows facilitou a vida do usuário e ampliou as possibilidades de programação orientada a objetos e eventos. A sintaxe ficou cada vez mais inteligível, distanciando-se da linguagem de máquina, de baixo nível (Assembly, por exemplo). Hoje é possível, inclusive, elaborar aplicativos praticamente sem escrever linhas de código (Access, Excel). Neste nível, o trabalho do programador fica restrito ao desenvolvimento do seu código específico e do acoplamento deste código à biblioteca de interfaces que melhor lhe convier.

A partir do Windows 3.0, foi possível contar com uma verdadeira revolução na interface gráfica. Em geral, o ambiente Windows (SCHILDT, 1997) é acessado por meio de uma API (Application Programming Interface). A API consiste em alguns milhares de funções que o programa chama à medida que for necessário, possibilitando alto grau de similaridade em aparência e comportamento de programas diferentes escritos por diferentes programadores. As funções API fornecem todos os recursos de sistema executados pelo Windows. Existe um subconjunto da API denominado GDI (Graphics Device Interface), que é a parte do Windows que fornece suporte a gráficos independentemente dos dispositivos físicos. São as funções GDI que tornam possível que um programa Windows seja executado em uma variedade de hardwares gráficos.

Uma janela padrão do Windows (PETZOLD, 1999) é mostrada na Figura 17. Todas as janelas têm uma borda que define seus limites. As bordas também são usadas quando uma janela muda de tamanho. No topo da janela encontram-se diversos itens. No canto esquerdo encontra-se o ícone do menu de sistema (também chamado ícone da barra de título). Dando um clique sobre esta caixa, é exibido o menu de sistema. À direita do ícone do menu do sistema encontra-se o título da janela. No canto direito, encontram-se as caixas de minimizar, maximizar e fechar. A área-cliente é a parte da janela na qual ocorre a atividade específica do programa. A maioria das janelas também possui barras de deslocamento vertical e horizontal, usadas para mover a informação através da janela.

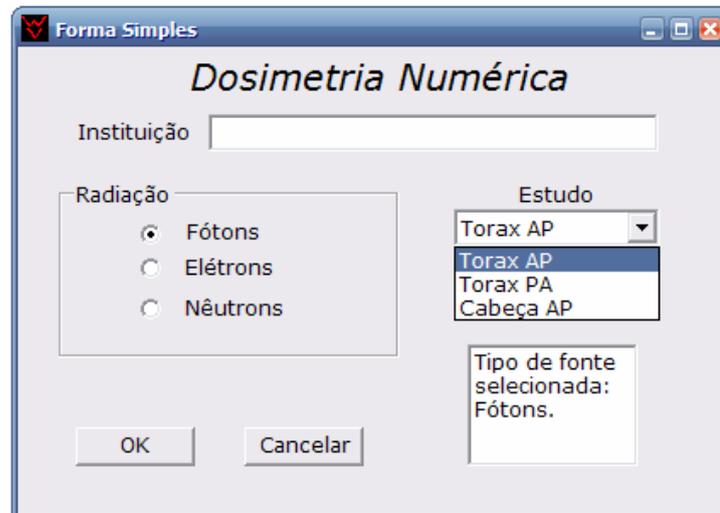


**Figura 17:** Janela padrão do Windows (PETZOLD, 1999).

A partir de 2002, os programadores em Visual Studio C++ .NET passaram a dispor das extensões gerenciadas para C++ reunidas no .NET Framework 1.1, que é uma plataforma de computação projetada pela Microsoft para simplificar o desenvolvimento de aplicativos modernos, entre eles sofisticadas GUIs de entrada e saída (TEMPLEMAN; OLSEN, 2002). A GDI fornece um conjunto de primitivas gráficas para desenhar linhas, círculos, retângulos e outras formas simples, bem como texto alfanumérico. O .NET Framework tem esta funcionalidade embutida e sua biblioteca gráfica é chamada GDI+.

O tipo de projeto para desenvolvimento de aplicativos referenciado como *Windows Forms* é uma forte característica do Microsoft Visual Studio .NET, que fornece um conjunto de classes (variáveis estruturais características das linguagens orientadas a objetos) para construção de aplicativos GUI. Este tipo de projeto tem dois ambientes de desenvolvimento distintos: o do código, comum a todas as linguagens de programação, e o do ambiente gráfico. Assim, um aplicativo *Windows Forms* contém uma ou mais formas<sup>2</sup>, que podem ser janelas-mães ou janelas-filhas de diversos níveis e hierarquias. Uma janela simples é mostrada na Figura 18.

<sup>2</sup> Embora *forma* seja a maneira usual de se referir a uma *janela* no Microsoft .NET, neste trabalho é usado o termo *janela*.



**Figura 18:** Janela simples contendo alguns controles do .NET.

Uma janela como a mostrada na Figura 18 pode ser redimensionada e tem uma barra de título. Ela também possui controles padrões como os botões para maximizá-la, minimizá-la e fechá-la no canto superior direito e, no canto superior esquerdo, um botão de menu do sistema. Estes controles podem ser personalizados pelo programador. Outros controles comuns a programas Windows podem ser adicionados, como, por exemplo, botões de diversas naturezas, caixas de grupo, de texto, de rolagem, *combo*, etc..

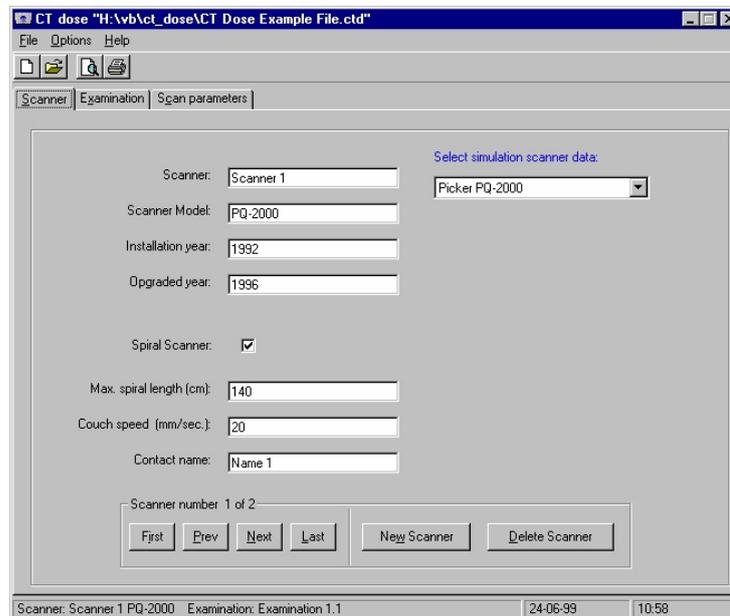
O programador organiza na janela os controles do seu aplicativo e, ao compilar o projeto, é gerado, automaticamente, o código subjacente. Então, ele adiciona seus códigos personalizados, compila e vincula o projeto geral. A janela é criada em tempo de execução, exatamente como foi projetada.

Quando se projeta uma interface gráfica digital procura-se a melhor adaptação da informação a ser transmitida. Assim, a primeira pergunta a ser respondida é: qual o tipo de informação a ser visualizada? A partir de então parte-se para a construção da GUI.

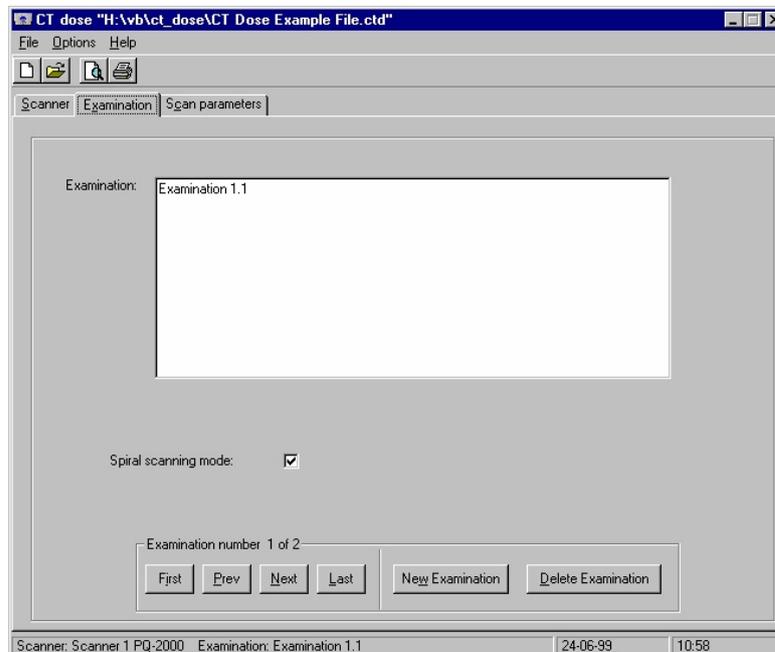
Existem algumas interfaces gráficas de usuário muito úteis nas pesquisas em dosimetria, entre elas destacam-se:

- O CTDOSE (LE HERON, 1993) é baseado em dados medidos a partir do perfil do feixe de diferentes tipos de scanners de TC. Os dados do perfil do feixe foram armazenados em um arquivo externo para a simulação Monte Carlo. A geometria do CTDOSE é o fantoma matemático ADAM com a introdução de órgãos femininos. O fantoma foi fatiado de 5 em 5 *mm* e a partir das informações dosimétricas nestas fatias, ordenadas da cabeça para os pés, são avaliadas as doses nos órgãos e tecidos. Estes dados armazenados em uma tabela *lookup* (estrutura de dados que permite o acesso indexado). O programa CTDOSE usa a

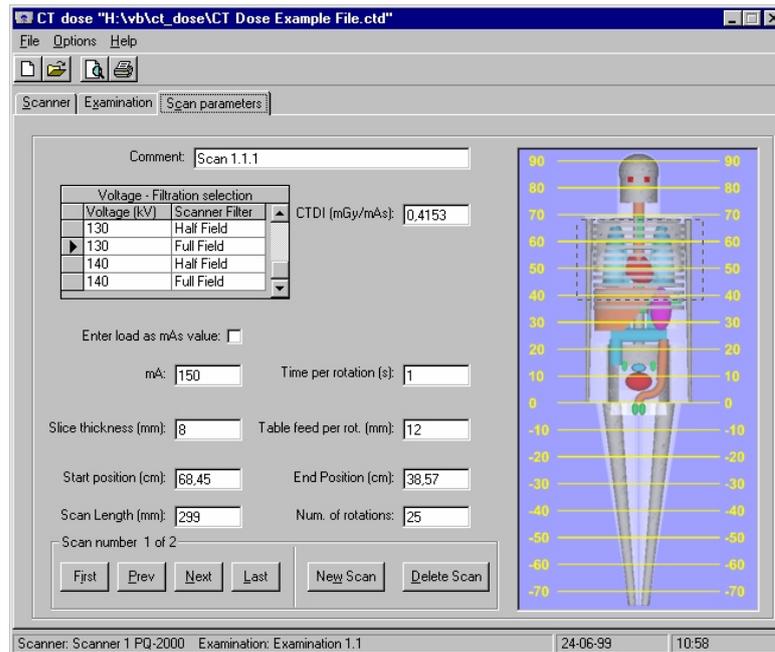
tabela *lookup* para cálculos de dose. A Figura 19 mostra a janela de entrada do programa onde está em destaque o *scanner* e características deste, já definidas pelo usuário. Também pode ser definido o exame com a janela apresentada na Figura 20 e os parâmetros de varredura apresentados na janela da Figura 21.



**Figura 19:** Janela de entrada do software CT DOSE com destaque para o scanner definido (LE HERON, 1993).



**Figura 20:** Janela de entrada do *software* CT DOSE com destaque para o exame definido (LE HERON, 1993).



**Figura 21:** Janela de entrada do *software* CT DOSE com destaque para os parâmetros de varreduras definidos (LE HERON, 1993).

Boa parte da metodologia utilizada pelo CTDOSE, como, por exemplo, a utilização de abas para separar informações, será aproveitada no desenvolvimento do VoxelDose.

- O MIRDOSE (STABIN, 1994) é um *software* destinado à dosimetria interna que utiliza a técnica MIRD para o cálculo da dose em um órgão-alvo, supondo que o radionuclídeo se distribui uniformemente no órgão-fonte (LOEVINGER et al., 1991; CEMBER, 1997). Este *software*, em sua versão 3, envolve 200 radionuclídeos, a série de fantasmas matemáticos de Cristy e Eckerman (1987), fantasmas de mulheres em três estágios de gravidez e uma adulta não grávida, para calcular os CCs entre dose nos órgãos-alvos e atividade administrada. Usa as frações absorvidas específicas (FAEs), pré-calculadas pelo código ALGAM. A Figura 22 mostra a janela de entrada da versão MIRDOSE 3 (STABIN, 1994), para uso no ambiente operacional Windows. O programa foi desenvolvido no Microsoft Visual Basic e utiliza alguns dos recursos disponíveis no ambiente Windows como caixas de diálogo com menus e sub-menus, caixas de lista com barras de rolagem, impressão, entre outros.

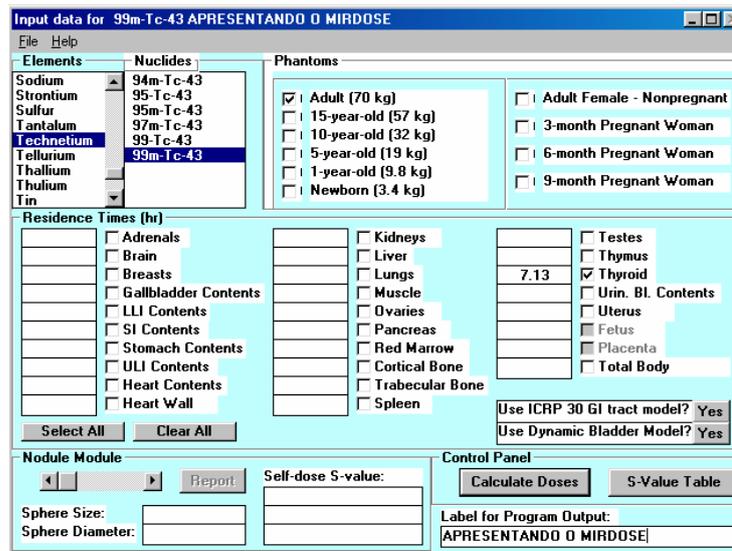


Figura 22: Janela de entrada do MIRDOSE 3 (STABIN, 1994).

Se o botão *Calculate Doses* for pressionado, aparecerá o diálogo de saída mostrado na Figura 23, contendo os resultados dos cálculos dos coeficientes de conversão. Os tempos de residência são mostrados, juntos com qualquer suposição adicional usada (uso do modelo da bexiga dinâmica ou do trato gastrointestinal, presença de radionuclídeos filhos, atividade do osso atribuída à superfície ou ao volume). Estes dados podem ser enviados para a impressora ou salvos em um arquivo externo.

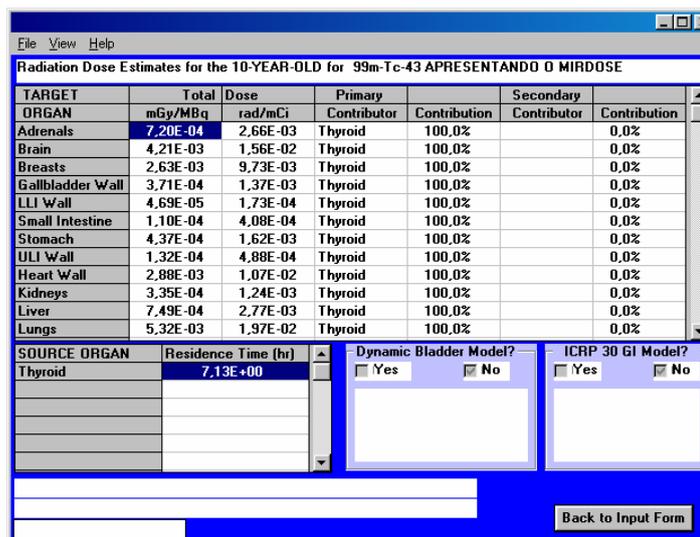


Figura 23: Janela de saída do MIRDOSE 3 (STABIN, 1994).

A janela de saída deste *software* é bastante informativa e poderá servir de modelo para a organização de dados de saída do Voxeldose.

- O *software* XrayDose (COLLINS et al., 2000) foi desenvolvido com o objetivo de facilitar o uso do código Monte Carlo MCNP para o diagnóstico de doses de radiação externa. A Figura 24 mostra a entrada para o diagnóstico radiológico do abdômen, na incidência anterior-posterior (AP), e a Figura 25, um sumário dos resultados. Este programa foi construído com o Microsoft Visual Basic 6, requer o Microsoft Windows 95 (ou mais atualizado) e utilizou os fantasmas matemáticos de Kramer e colaboradores (1982).

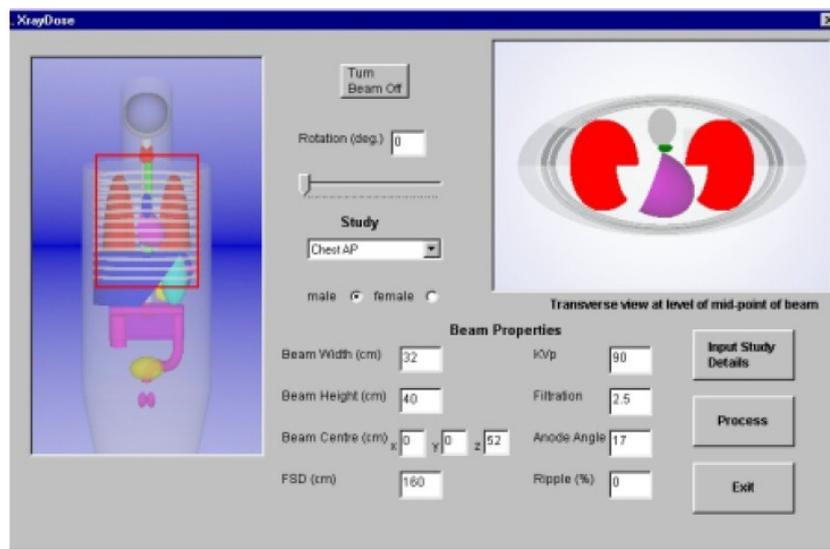


Figura 24: Janela principal do XrayDose (COLLINS et al., 2000).

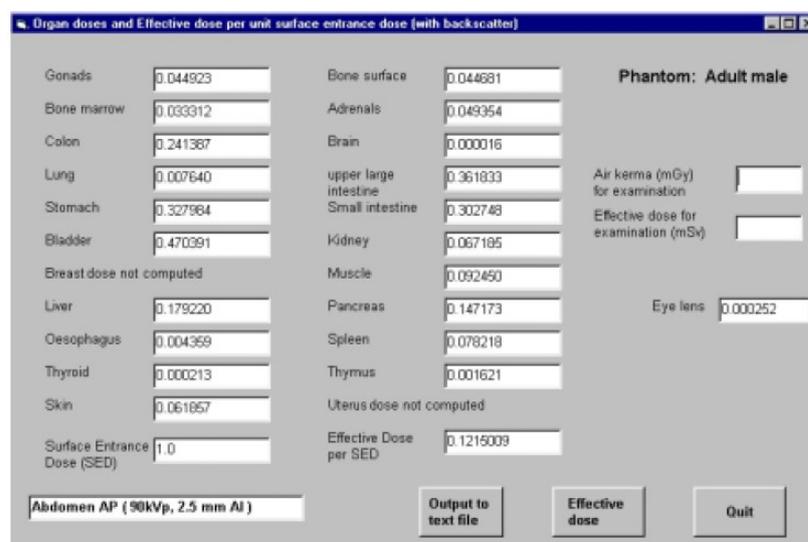


Figura 25: Janela de saída do XrayDose para mostrar as doses nos órgãos e a dose efetiva (COLLINS et al., 2000).

Esta é a GUI que mais se aproxima do VoxelDose a ser desenvolvido porque lida, diretamente, com diagnósticos de raios-X.

- O FANTOMAS (VIEIRA et al, 2005), que será utilizado como auxiliar na criação do Arquivo de Dados, foi desenvolvido para construir, editar e visualizar fantasmas de voxels, mas também pode utilizar modelos computacionais de exposição do tipo FANTOMAS DE VOXELS/EGS4 para estimar doses equivalentes, bem como desenhar gráficos dos CCs em função da energia do fóton incidente. Este programa foi desenvolvido no Microsoft Visual Studio 6.0 e usa as APIs WINDOWS C. A Figura 26 mostra a janela principal exibindo algumas funções disponíveis. No exemplo, a seta do *mouse* indica que se deseja inverter os tons de cinza de um fantoma a ser selecionado.

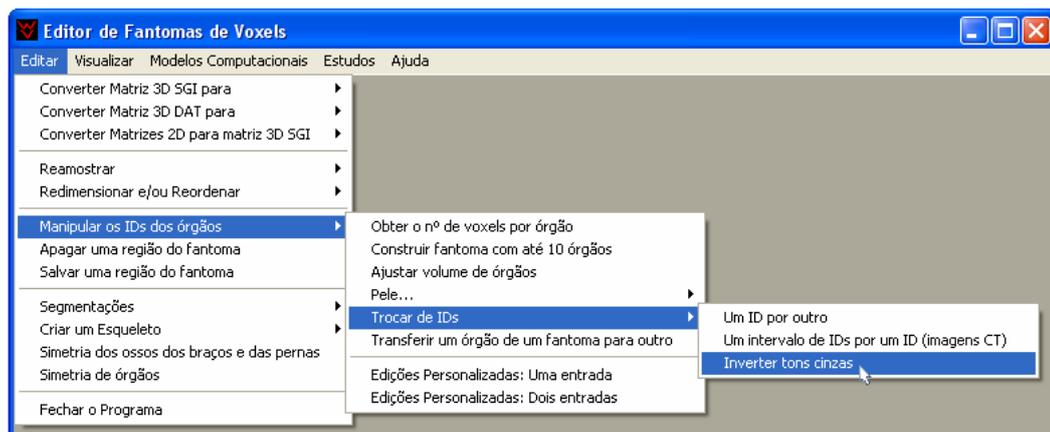


Figura 26: Janela principal do software FANTOMAS (VIEIRA, 2005).

Para as tarefas que serão realizadas na construção do Arquivo de Dados do VoxelDose, os arquivos usados pelo FANTOMAS são binários do tipo *nome\_do\_fantoma.sgi* (SGI = Simulações Gráficas Interativas) e contêm dois compartimentos: O primeiro com as dimensões e o nome base do fantoma, agrupados em uma estrutura de dados; o segundo com os dados do fantoma em si. Os dados de entrada para o FANTOMAS que serão utilizados neste trabalho serão os arquivos SGI dos fantasmas de voxels MAX e FAX, e seus respectivos arquivos contendo os tons de cinza dos seus esqueletos.

A idéia é aproveitar algumas ferramentas dos *softwares* acima citados no desenvolvimento do VoxelDose de modo que o resultado seja um *software* com GUIs de entrada e saída com as quais o usuário do Windows esteja familiarizado.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 *DEFINIÇÃO DOS EXAMES DE RAIOS-X DIAGNÓSTICOS E DOS SEUS PARÂMETROS*

Em visitas feitas a Clínicas e Hospitais do Recife constatou-se que os exames mais realizados são os de tórax e abdome – AP (Anterior-Posterior), PA (Posterior-Anterior), LD/LE (Perfil). Assim, estes exames foram escolhidos para serem implementados na atual versão do *software* VoxelDose. Para definir os parâmetros utilizados nas simulações para a construção do Arquivo de Dados, solicitou-se ao técnico responsável pelos exames nas visitas o preenchimento da tabela mostrada no Apêndice 1. Também foram obtidos parâmetros no documento (Anexos A e B) elaborado pelo projeto DIMOND III da European Commission (2004).

Percebeu-se que as técnicas e procedimentos para a obtenção das imagens, convencionais ou digitais, de raios-X diagnósticos não seguem um padrão.

A partir da análise dos dados obtidos nas pesquisas supracitadas, foi construída a tabela mostrada no Apêndice 2, com a definição dos parâmetros mais utilizados em raios-X diagnósticos.

A maior parte dos locais visitados e o texto do projeto DIMOND III utilizam os mesmos parâmetros para os dois sexos. Portanto, o VoxelDose também não diferencia, quanto aos parâmetros, os sexos. Quanto ao campo, existe praticamente um padrão de uso que se aproxima das dimensões do filme utilizado em cada caso. Os Apêndices 3, 4, 5 e 6 apresentam os dados relativos a cada exame simulado neste trabalho.

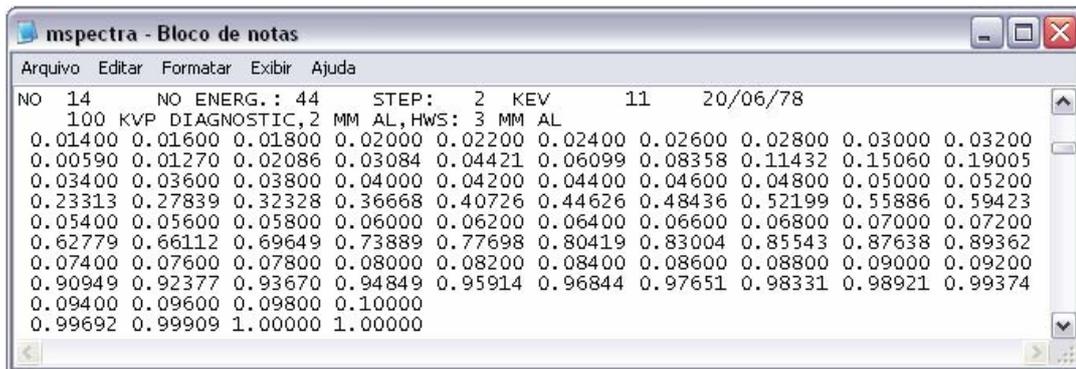
#### 3.2 *OS ESPECTROS DE RAIOS-X UTILIZADOS*

Os modelos computacionais MAX-FAX / EGS4 utilizam um catálogo com os espectros de energia das fontes de radiação X mais freqüentes. Este catálogo está disponível em um arquivo de texto chamado mspectra.dat e é constituído por 61 espectros de energia para aplicações em física médica e radioproteção. Cada espectro é organizado da seguinte maneira:

- Primeira linha do cabeçalho: o número de ordem do espectro de energia, o número de energias computadas, o incremento de energia (step), o número de linhas abaixo da linha atual e a data.
- Segunda linha do cabeçalho: a tensão de pico ou máxima, filtros, camada semi-redutora e o tipo da simulação (em alguns espectros).

- Da terceira linha em diante: o espectro completo da radiação, trazendo numa linha as energias e na linha abaixo as probabilidades de ocorrência. Estas linhas contêm 10 números e pode haver duas linhas incompletas.

A Figura 27 apresenta um dos espectros constituintes do mspectra.dat.



**Figura 27:** Espectro de número 14 do mspectra.dat.

Os espectros dos exames simulados neste trabalho e apresentados nos Apêndices 3, 4, 5 e 6 foram referenciados por um número identificador (no exemplo da Figura 26, ID = 14) e escolhidos com base nas tensões de pico mais usuais. A Tabela 3 mostra os IDs e as tensões de pico selecionadas.

**Tabela 3:** IDs e respectivas tensões de pico mais usuais.

IDs	2	3	7	9	24
Tensão (kV)	70	110	80	90	125

O mspectra.dat é lido no contexto do usuário do sistema EGS4. Nos modelos computacionais usados neste trabalho, este contexto é concentrado num arquivo usualmente chamado *fantoma.code.mor* (neste trabalho *fantoma* pode ser *max* ou *fax*), que é dividido em diversos passos para facilitar a edição do código.

O algoritmo de leitura do mspectra.dat, resumido abaixo, foi inserido no passo 6a do *fantoma.code.mor*:

- Verificar se a simulação envolve um espectro de energia e se a radiação é constituída por fótons.
- Abrir o arquivo mspectra.dat, se o passo acima for verdadeiro.

- Identificar o ID do espectro a ser lido e armazenar em variáveis internas as informações contidas neste espectro. Entre as diversas variáveis armazenadas, estão um vetor com as energias e outro com suas respectivas probabilidades acumuladas.
- Fechar o arquivo mspectra.dat.

Os vetores contendo as energias e as probabilidades acumuladas são usados nos passos seguintes do fantoma.code.mor para obtenção da energia em cada história da simulação.

### **3.3 OS PROCEDIMENTOS NECESSÁRIOS À SIMULAÇÃO DO MODELO FANTOMA DE VOXELS/EGS4**

Na execução do modelo computacional FANTOMA DE VOXELS / EGS4, foi preciso desenvolver e acoplar a geometria a ser irradiada ao EGS4, construir um arquivo de texto com as seções de choque para a radiação e os meios usados, preparar os dados de entradas operacionais, instalar o EGS4 e alocar os arquivos de usuário, compilar e executar o modelo.

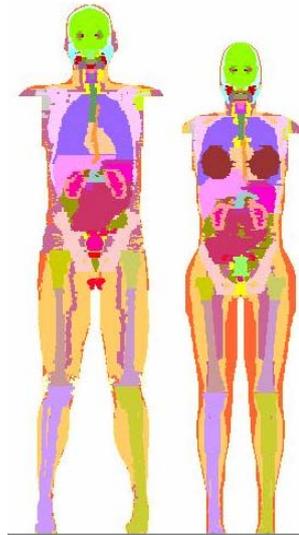
Na seqüência são detalhados cada um destes passos.

#### **3.3.1 DESENVOLVIMENTO E ACOPLAMENTO DA GEOMETRIA**

De acordo com Vieira (2004), a geometria a ser irradiada deve ser construída em arquivos de texto para serem decodificados dentro do EGS4. Neste trabalho, a tarefa de criação dos arquivos foi realizada utilizando o *software* FANTOMAS. Os arquivos utilizados foram os seguintes:

- O max.data (ou fax.data) é um arquivo ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*) contendo a geometria do fantoma em uma matriz 3D, num formato especial para ser lido no acoplamento MAX/EGS4 (FAX/EGS4).
- O max.bone.data (ou fax.bone.data) é um arquivo ASCII contendo as imagens em tons de cinza do esqueleto do fantoma para ser usado na dosimetria óssea.

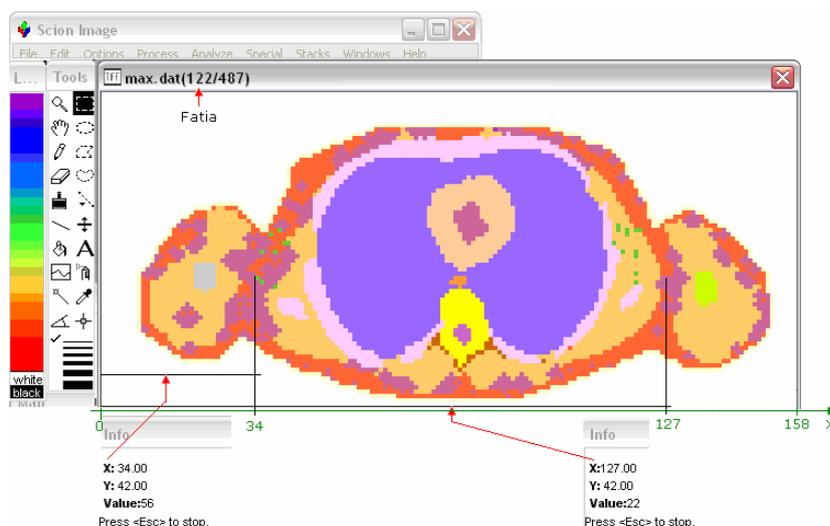
Como algumas simulações realizadas neste trabalho envolveram exames de Tórax perfil em pacientes com os braços erguidos, foram desenvolvidas versões dos modelos MAX e FAX originais sem os braços (maxsb e faxsb) como uma boa aproximação para o caso. A Figura 28 mostra as imagens coronais 3D projetadas num plano 2D dos fantasmas maxsb e faxsb.



**Figura 28:** Imagem coronal 3D projetada num plano 2D do maxsb e faxsb.

Portanto, os arquivos contendo as geometrias usadas neste trabalho foram o max/fax.data, o max/fax.bone.data, o maxsb/faxsb.data e o maxsb/ faxsb.bone.data.

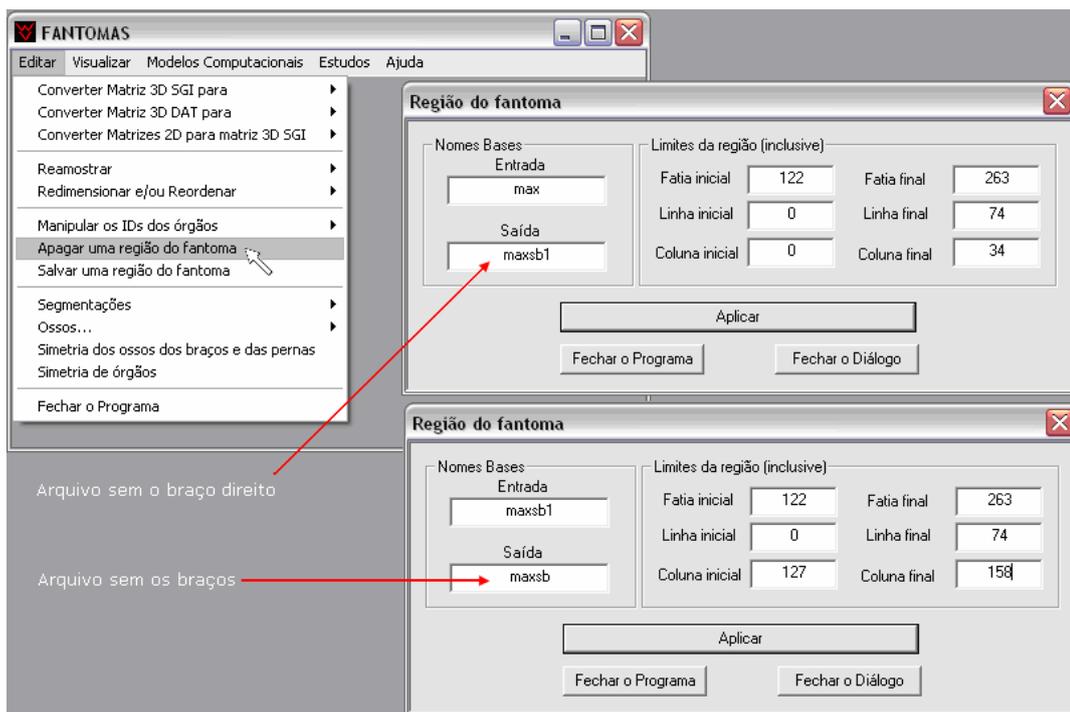
Para a construção dos arquivos maxsb.dat e faxsb.dat partiu-se dos já existentes max.dat e fax.dat. Estes arquivos foram importados para o *software* SCION para determinar as posições inicial e final da região a ser apagada. A Figura 29 apresenta como exemplo a janela principal do programa constando a fatia transversal 122/487 do Max que fica na altura das axilas. O eixo x mostra as regiões 0 a 34 para apagar parte do braço direito e 127 a 158 para apagar parte do braço esquerdo.



**Figura 29:** Janela principal do *software* SCION apresentando a fatia transversal 122 do Max.

Assim, com estes valores definidos utilizou-se o *software* FANTOMAS para concluir a remoção dos braços, seguindo-se os passos:

- Abrir o FATOMAS e clicar no item de menu *Editar* → *Apagar uma região do fantoma*.
- Na janela *Região do fantoma*, digitar os dados de entrada como os mostrados na Figura 30. Esta figura mostra que os braços foram cortados em duas etapas.



**Figura 30:** Janela principal e janelas secundárias com os dados preenchidos referentes à remoção dos braços do fantoma Max.

Com as geometrias definidas partiu-se para adaptar o max.code.mor às simulações de tórax e abdome. Para isso, foi determinada a posição da fonte para o centro do campo em cada caso. Nos casos do tórax e abdome os pontos referência são no apêndice xifóide (osso externo) e no umbigo, respectivamente.

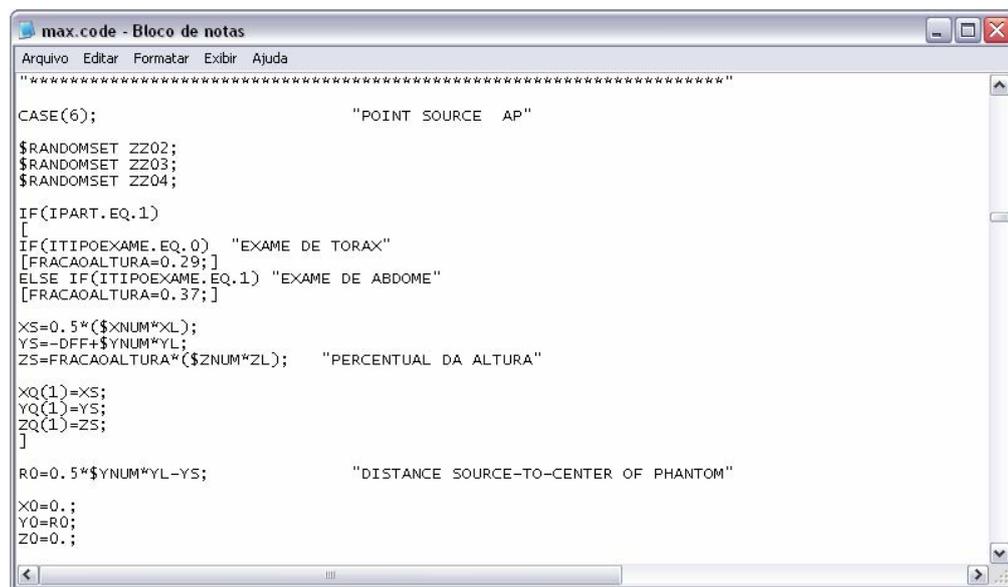
Cada um desses pontos foi determinado com boa aproximação considerando-se a fatia imediatamente superior ao fígado (tórax) e imediatamente inferior (abdome), obtendo-se: Max: fatias 140 e 180; Fax: fatias 119 e 165.

Para determinar a posição z em centímetros basta multiplicar o número da fatia pela sua espessura, como mostrado na Tabela 4.

**Tabela 4:** Posição e percentuais da altura referente à localização do centro do campo nos exames de tórax e abdome.

	Fatia	Espessura (cm)	Posição eixo z (cm)	Percentual da altura (%)
MAX/TÓRAX	140	0,36	50,4	28,8
MAX/ABDOME	180	0,36	64,8	37,0
FAX/TÓRAX	119	0,36	42,8	26,3
FAX/ABDOME	165	0,36	59,4	36,4

Como exemplo, a Figura 31 mostra os dados inseridos no max.code.mor para o caso dos exames de tórax ou abdome com a fonte pontual AP, bem como o cálculo das coordenadas (XS, YS, ZS) da fonte e o da distância foco-filme (DFF).



```

*****
CASE(6);                "POINT SOURCE AP"

$RANDOMSET ZZ02;
$RANDOMSET ZZ03;
$RANDOMSET ZZ04;

IF(IPART.EQ.1)
[
IF(ITIPOEXAME.EQ.0) "EXAME DE TORAX"
[FRACAOALTURA=0.29;]
ELSE IF(ITIPOEXAME.EQ.1) "EXAME DE ABDOME"
[FRACAOALTURA=0.37;]

XS=0.5*($XNUM*L);
YS=-DFF+$YNUM*YL;
ZS=FRACAOALTURA*($ZNUM*ZL); "PERCENTUAL DA ALTURA"

XQ(1)=XS;
YQ(1)=YS;
ZQ(1)=ZS;
]

R0=0.5*$YNUM*YL-YS; "DISTANCE SOURCE-TO-CENTER OF PHANTOM"

X0=0.;
Y0=R0;
Z0=0.;

```

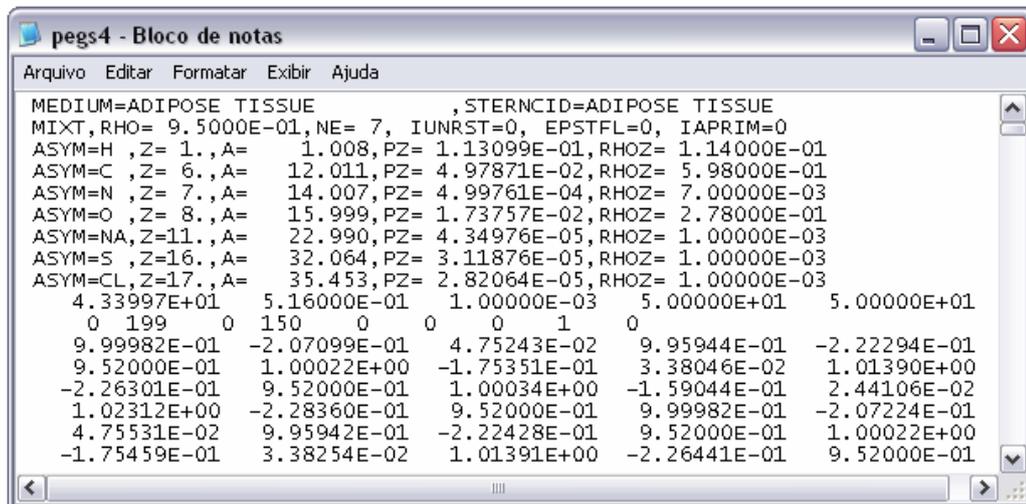
**Figura 31:** Trecho do arquivo max.code.mor referente à projeção e distância foco-filme (DFF).

### 3.3.2 CONSTRUÇÃO DO ARQUIVO COM AS SEÇÕES DE CHOQUE

As seções de choque para fótons e elétrons foram obtidas no próprio EGS4, onde foram fornecidos dados como o intervalo de energia e as composições elementares dos meios constituintes dos fantasmas. O EGS4 salvou estas informações em um arquivo de texto, aqui chamado pegs4.dat. Este arquivo foi lido dentro da função nativa do EGS4, HATCH, no PASSO 3 do arquivo max.code. mor.

A Figura 32 apresenta parte do arquivo pegs4.dat usado no modelo MAX/EGS4. Vê-se, na figura, que o meio é gordura, sua densidade é de  $0,95 \text{ g/cm}^3$ , sua composição contém os elementos H, C, N, O, Na, S e Cl, com as respectivas frações de massa: 0,1140; 0,5980; 0,0070; 0,2780; 0,0001; 0,0001 e 0,0001. Também se podem ver, antes dos dados efetivos

sobre as seções de choque, os intervalos de energia para fótons (0,001 a 50 MeV) e elétrons (0,516 a 50 MeV).



```

pegs4 - Bloco de notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
MEDIUM=ADIPOSE TISSUE , STERNCID=ADIPOSE TISSUE
MIXT,RHO= 9.5000E-01,NE= 7, IUNRST=0, EPSTFL=0, IAPRIM=0
ASYM=H ,Z= 1.,A= 1.008,PZ= 1.13099E-01,RHOZ= 1.14000E-01
ASYM=C ,Z= 6.,A= 12.011,PZ= 4.97871E-02,RHOZ= 5.98000E-01
ASYM=N ,Z= 7.,A= 14.007,PZ= 4.99761E-04,RHOZ= 7.00000E-03
ASYM=O ,Z= 8.,A= 15.999,PZ= 1.73757E-02,RHOZ= 2.78000E-01
ASYM=NA,Z=11.,A= 22.990,PZ= 4.34976E-05,RHOZ= 1.00000E-03
ASYM=S ,Z=16.,A= 32.064,PZ= 3.11876E-05,RHOZ= 1.00000E-03
ASYM=CL,Z=17.,A= 35.453,PZ= 2.82064E-05,RHOZ= 1.00000E-03
4.33997E+01 5.16000E-01 1.00000E-03 5.00000E+01 5.00000E+01
0 199 0 150 0 0 0 1 0
9.99982E-01 -2.07099E-01 4.75243E-02 9.95944E-01 -2.22294E-01
9.52000E-01 1.00022E+00 -1.75351E-01 3.38046E-02 1.01390E+00
-2.26301E-01 9.52000E-01 1.00034E+00 -1.59044E-01 2.44106E-02
1.02312E+00 -2.28360E-01 9.52000E-01 9.99982E-01 -2.07224E-01
4.75531E-02 9.95942E-01 -2.22428E-01 9.52000E-01 1.00022E+00
-1.75459E-01 3.38254E-02 1.01391E+00 -2.26441E-01 9.52000E-01

```

Figura 32: Parte de arquivo pegs4.dat relativo à gordura.

### 3.3.3 OS DADOS DE ENTRADA OPERACIONAIS

O *software* FANTOMAS foi utilizado para criar os arquivos de textos com dados de entrada operacionais (um para cada modelo), chamados Expo.input. Estes arquivos foram lidos, dentro do max/fax.code.mor e maxsb/faxsb.code.mor no PASSO 2a.

Foram definidos no Expo.input os seguintes dados operacionais para a simulação Monte Carlo realizada:

- A ID do exame: (0) para o de tórax e (1) para o de abdome.
- Resolução dos voxels do fantoma em centímetros: 0,36 cm x 0,36 cm x 0,36 cm.
- A ID do espectro utilizado dentre os definidos no item 1.2: 2 (70 kVp), 3 (110 kVp), 7 (80 kVp), 9 (90 kVp), 24 (125 kVp).

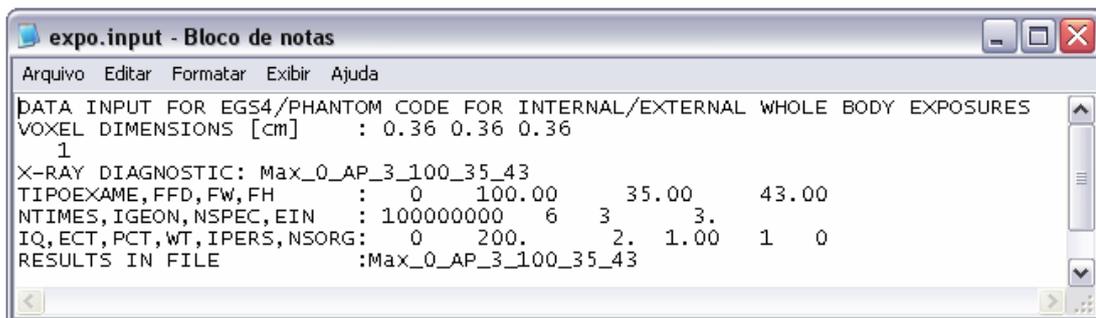
Para cada espectro informou-se, ainda no Expo.input:

- A distância foco-filme;
- O tamanho do campo visado (altura e largura);
- Número identificador da fonte. Para os diagnósticos pretendidos, as fontes são externas e pontuais divergentes. Usou-se os seguintes números identificadores:

1. Fonte anterior-posterior (AP)
2. Posterior-anterior (PA)
3. Lateral direita (RLAT = Right LATeral), abreviada neste trabalho para LD.

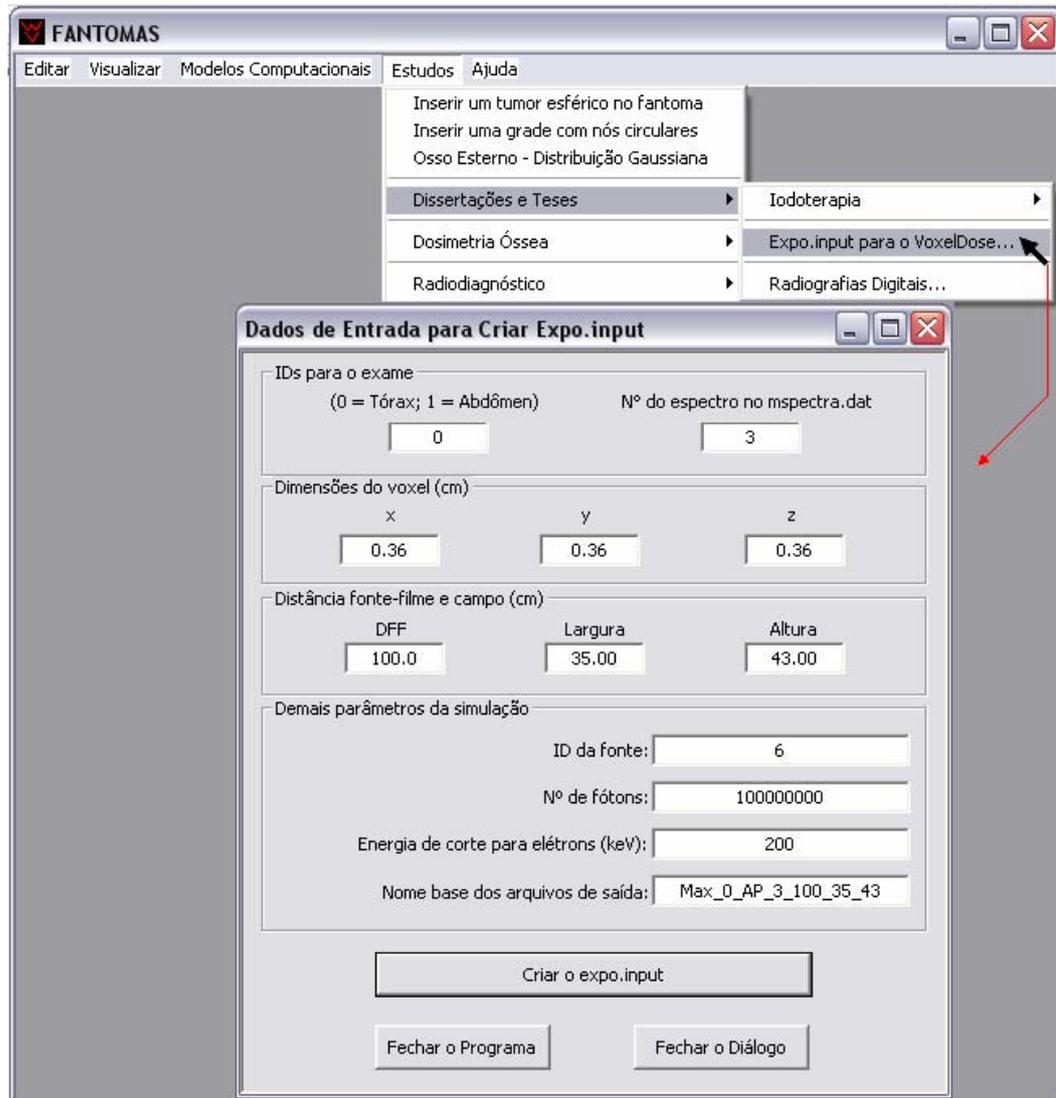
4. Lateral esquerda (LLAT = Left LATeral), abreviada neste trabalho para LE.
- O número de histórias: no presente trabalho fixou-se em  $10^8$  para se obter um coeficiente de variância menor que 1% para órgãos e tecidos dentro do campo visado;
  - Energia de corte para elétrons e fótons em keV;
  - Nome do arquivo de saída: Como todas as simulações foram organizadas num Arquivo de Dados, o nome dos arquivos de saída foram montados de forma a facilitar a implementação dos algoritmos de procura. Optou-se por uma montagem do tipo *Fantoma\_Tipo do Exame\_Projeção\_Espectro\_Distância Foco-Filme\_Largura\_Altura*. Por exemplo, para um exame de tórax usando o fantoma MAX, numa projeção AP, com o espectro de ID = 3, com DFF = 100 cm e campo com largura de 35 cm e altura de 43 cm, o nome do arquivo de saída é *Max\_0\_AP\_3\_100\_35\_43*.

A Figura 33 mostra um exemplo do arquivo de entrada Expo.input e a Figura 34 mostra como ele foi construído no FANTOMAS.



```
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
DATA INPUT FOR EGS4/PHANTOM CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES
VOXEL DIMENSIONS [cm] : 0.36 0.36 0.36
1
X-RAY DIAGNOSTIC: Max_0_AP_3_100_35_43
TIPOEXAME, FFD, FW, FH : 0 100.00 35.00 43.00
NTIMES, IGEON, NSPEC, EIN : 100000000 6 3 3.
IQ, ECT, PCT, WT, IPERS, NSORG: 0 200. 2. 1.00 1 0
RESULTS IN FILE :Max_0_AP_3_100_35_43
```

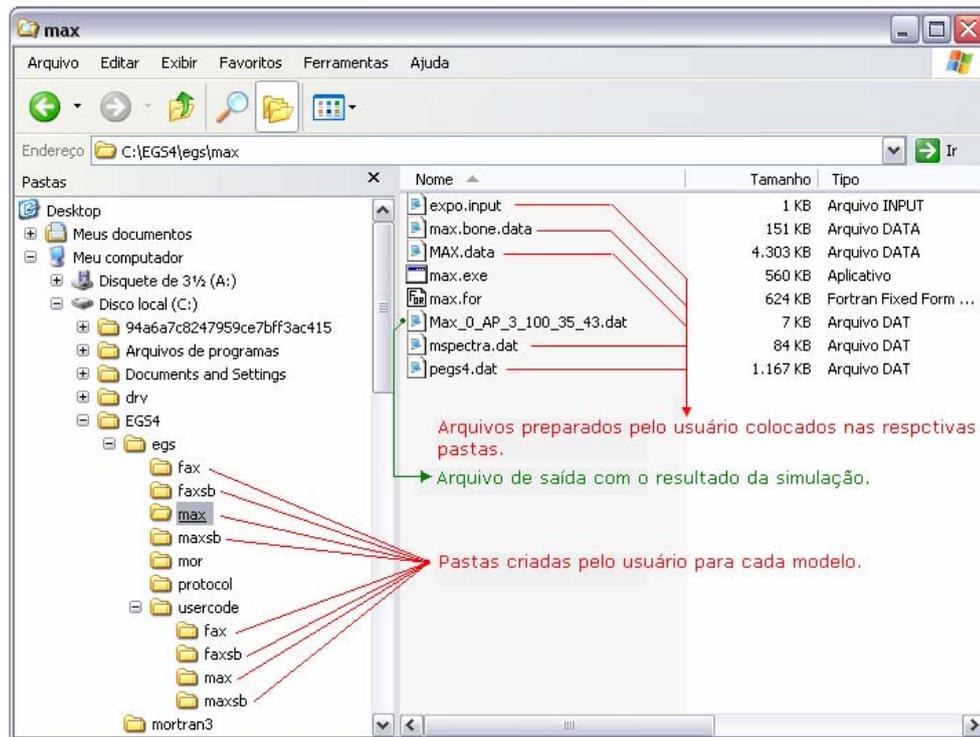
**Figura 33:** Arquivo ASCII (Expo.input), para simular um dos exames de tórax AP feitos neste trabalho.



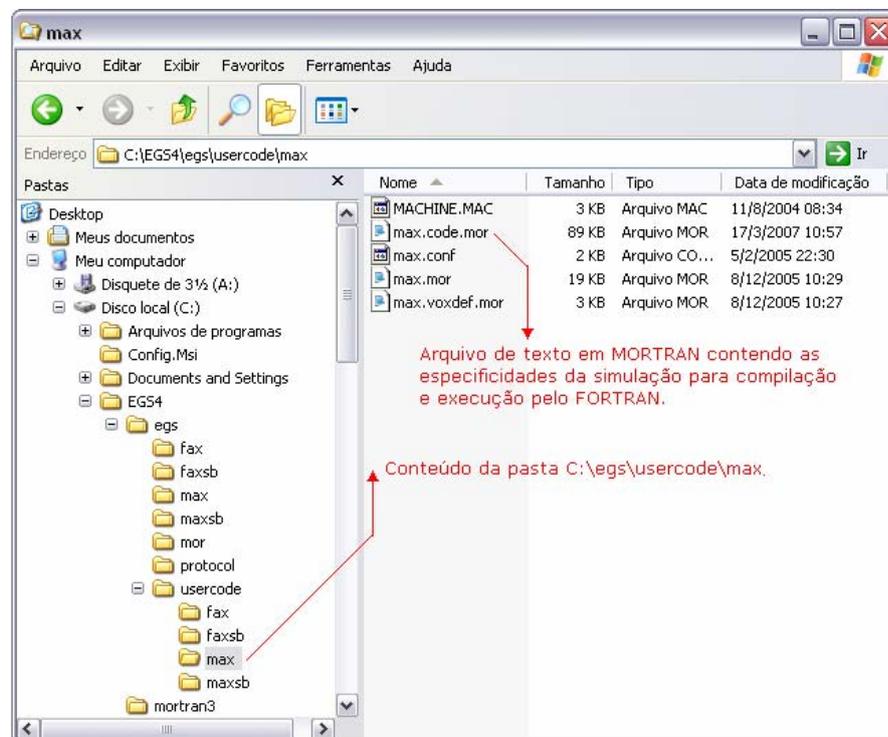
**Figura 34:** Janelas principal e secundária do *software* FANTOMAS para criação do arquivo expo.input mostrado na Figura 33.

### 3.3.4 INSTALAÇÃO E ALOCAÇÃO DOS ARQUIVOS DO USUÁRIO

O pacote de arquivos que constitui o EGS4 está disponível na página eletrônica EGS4 Source Code Availability and Distribution (2006). Inicialmente, foi feita uma cópia do EGS4 para a pasta C:\EGS4 no computador. A Figura 35 mostra esta pasta principal e diversas ramificações do pacote. Por exemplo, o modelo computacional MAX/EGS4 está parcialmente localizado em C:\EGS4\Egs\Max e contém os arquivos max.data, max.bone.data, Expo.input, mspectra.dat e o pegs4.dat. A Figura 36 mostra a outra ramificação do modelo MAX/EGS4 localizada em C:\Esg4\Egs\Usercode\Max. Esta pasta contém, entre outros, o principal arquivo de responsabilidade do usuário: o max.code.mor.



**Figura 35:** Pasta C:\EGS4\egs\max apresentando as pastas criadas para as simulações e os arquivos preparados e inseridos, assim como os arquivos da compilação no FORTRAN e o arquivo de saída.



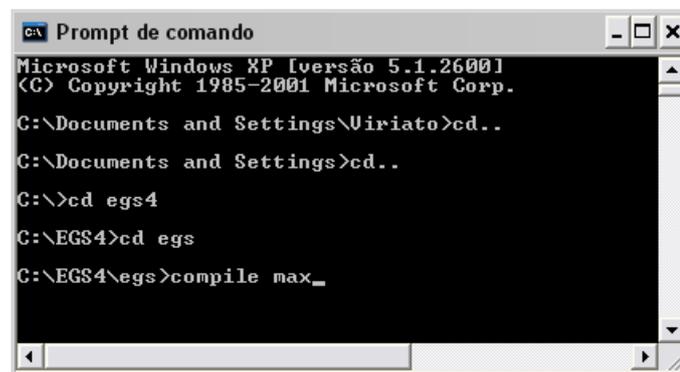
**Figura 36:** Pasta C:\EGS4\egs\usercode\max contendo o max.code.mor.

### 3.3.5 COMPILAÇÃO E EXECUÇÃO DO MODELO

Com o EGS4 instalado e os arquivos de usuário devidamente alocados, utilizou-se o compilador FORTRAN PowerStation 4.0 do pacote Microsoft Developer Studio, para vincular a massa de dados gerais e dados específicos produzidos pelo usuário em MORTRAN3 (NELSON et al., 1985).

Na seqüência são listados os passos para obter o arquivo-fonte, max.for, e o respectivo executável, max.exe, mostrados na Figura 35:

- Utilizando o Prompt de comando mostrado na Figura 37, foram compilados a massa de dados preparada para o modelo computacional MAX/EGS4 e gerado o arquivo max.for na pasta C:\EGS4\egs\max.



```
Microsoft Windows XP [versão 5.1.2600]
(C) Copyright 1985-2001 Microsoft Corp.

C:\Documents and Settings\Uiriato>cd..
C:\Documents and Settings>cd..
C:\>cd egs4
C:\EGS4>cd egs
C:\EGS4\egs>compile max_
```

Figura 37: Uso do Prompt de comando para compilar o Max.

- O arquivo-fonte max.for foi aberto no ambiente do FORTRAN Power Station 4.0 (Figura 38) para a construção do max.exe e,

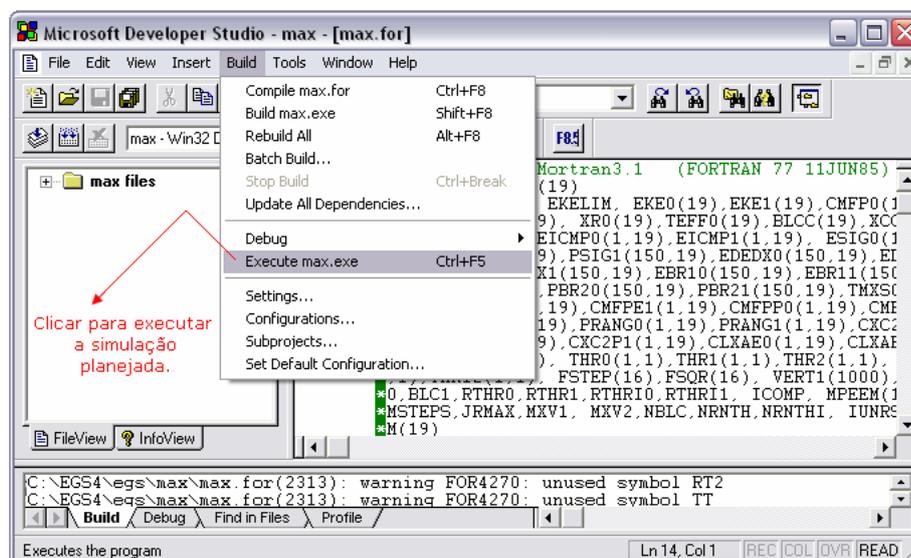
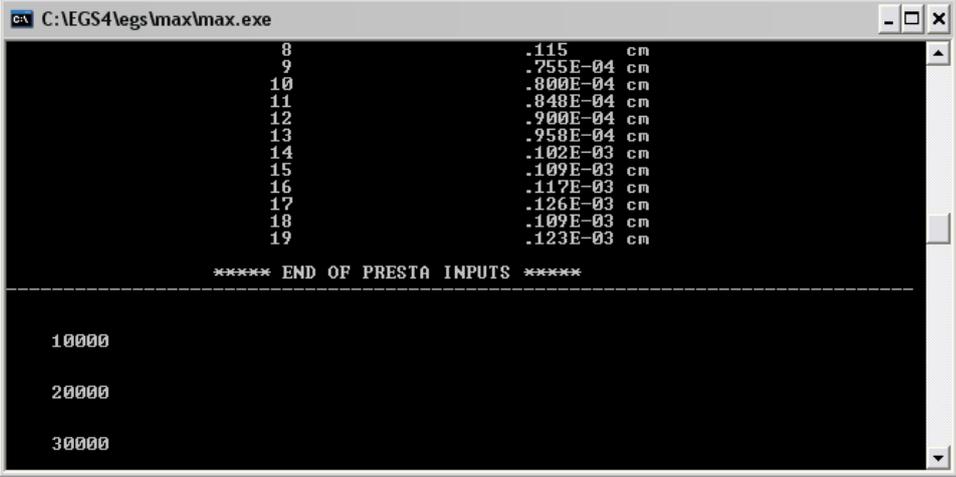


Figura 38: Janela principal do software FORTRAN Power Station 4.0.

- finalmente executou-se o max.exe. A Figura 39 foi capturada durante a execução.



```

C:\EGS4\legs\max\max.exe
 8          .115      cm
 9          .755E-04  cm
10          .000E-04  cm
11          .048E-04  cm
12          .900E-04  cm
13          .958E-04  cm
14          .102E-03  cm
15          .109E-03  cm
16          .117E-03  cm
17          .126E-03  cm
18          .109E-03  cm
19          .123E-03  cm

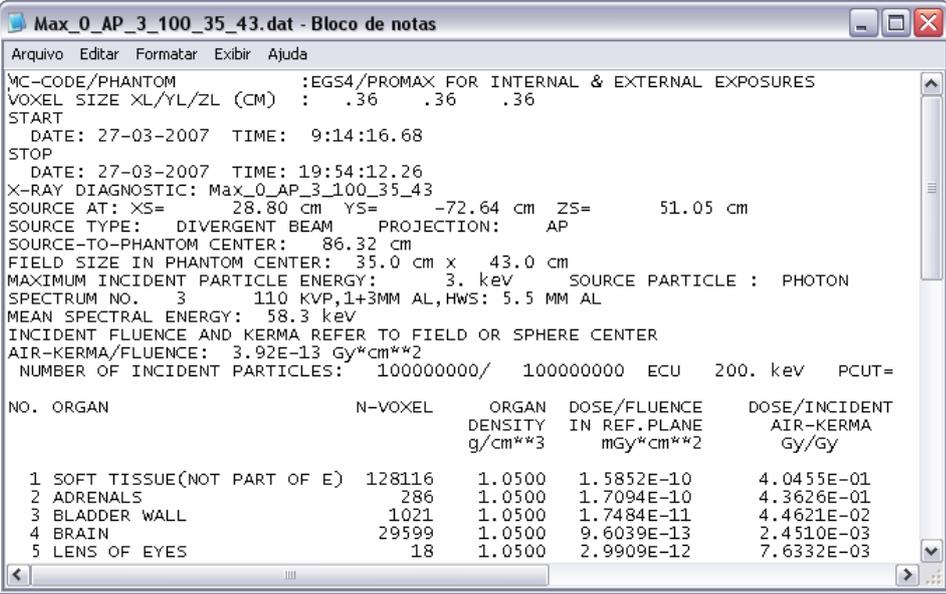
***** END OF PRESTA INPUTS *****

-----
10000
20000
30000

```

**Figura 39:** Início da execução da simulação planejada para  $10^8$  fótons.

A simulação de cada exame planejado levou em média 2,5 h para  $10^8$  histórias, num pentium 4 de 3.0 GHz com 512 MB de memória. A saída de cada simulação é impressa num arquivo de texto como o exibido, parcialmente, na Figura 40.



```

Max_0_AP_3_100_35_43.dat - Bloco de notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
MC-CODE/PHANTOM      :EGS4/PROMAX FOR INTERNAL & EXTERNAL EXPOSURES
VOXEL SIZE XL/YL/ZL (CM) : .36 .36 .36
START
  DATE: 27-03-2007  TIME:  9:14:16.68
STOP
  DATE: 27-03-2007  TIME: 19:54:12.26
X-RAY DIAGNOSTIC: Max_0_AP_3_100_35_43
SOURCE AT: XS=      28.80 cm  YS=     -72.64 cm  ZS=      51.05 cm
SOURCE TYPE:  DIVERGENT BEAM  PROJECTION:  AP
SOURCE-TO-PHANTOM CENTER:  86.32 cm
FIELD SIZE IN PHANTOM CENTER:  35.0 cm x  43.0 cm
MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY:  3. keV  SOURCE PARTICLE :  PHOTON
SPECTRUM NO.  3      110 KVP,1+3MM AL,HWS: 5.5 MM AL
MEAN SPECTRAL ENERGY:  58.3 keV
INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER
AIR-KERMA/FLUENCE:  3.92E-13 Gy*cm**2
NUMBER OF INCIDENT PARTICLES:  100000000/  100000000  ECU  200. keV  PCUT=

NO.  ORGAN              N-VOXEL      ORGAN  DOSE/FLUENCE  DOSE/INCIDENT
      DENSITY      IN REF. PLANE  AIR-KERMA
      g/cm**3      mgy*cm**2     Gy/Gy

1  SOFT TISSUE(NOT PART OF E)  128116      1.0500  1.5852E-10    4.0455E-01
2  ADRENALS                    286         1.0500  1.7094E-10    4.3626E-01
3  BLADDER WALL                 1021        1.0500  1.7484E-11    4.4621E-02
4  BRAIN                       29599       1.0500  9.6039E-13    2.4510E-03
5  LENS OF EYES                 18          1.0500  2.9909E-12    7.6332E-03

```

**Figura 40:** Arquivo de saída com o sumário de dose.

O mesmo procedimento foi adotado para o maxsb.exe, fax.exe e faxsb.exe.

Ao executar uma simulação planejada no Expo.input, obtém-se o arquivo de saída com diversas informações sobre o modelo computacional de exposição e os resultados dosimétricos para todos os órgãos e tecidos radiosensíveis.

A partir deste ponto, foram utilizados os arquivos \*.exe e o Expo.input para a construção do Arquivo de Dados para os exames planejados.

### 3.4 ARQUIVO DE DADOS

De acordo com as pesquisas feitas no item 3.1 deste trabalho, foram organizadas as tabelas do Apêndice C para realizar simulações com os modelos max-EGS4, maxsb/EGS4, fax/EGS4 e faxsb/EGS4. Os resultados destas simulações foram impressos em dois arquivos de texto denominados MaxDadosDeEntrada.data e FaxDadosDeEntrada.data. Estes são os arquivos de dados de entrada da atual versão da interface gráfica de usuário VoxelDose.

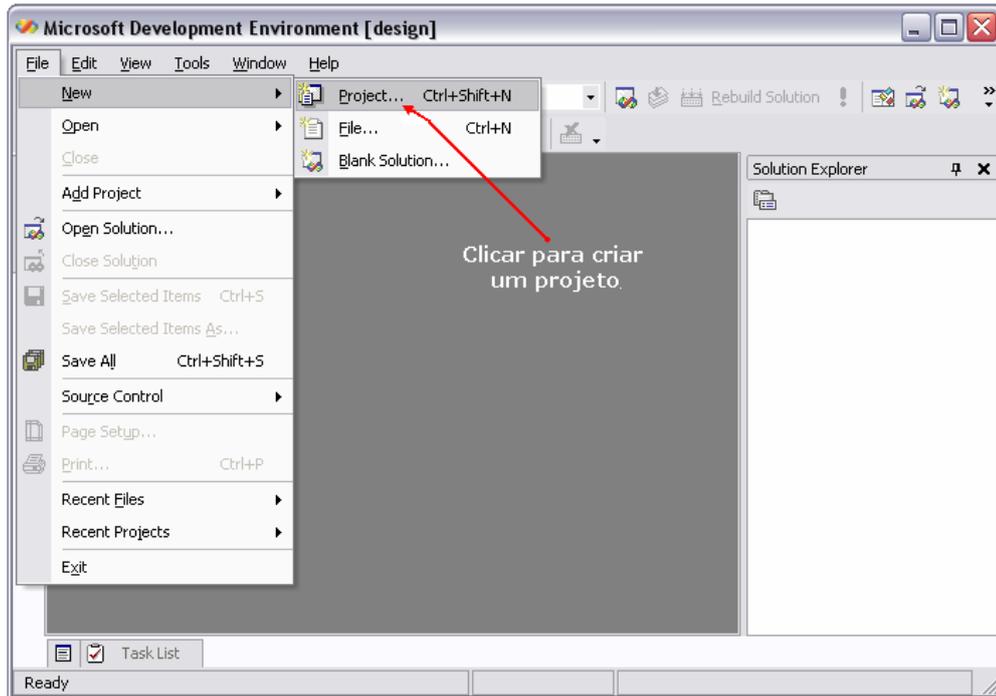
### 3.5 CONSTRUÇÃO DO SOFTWARE VOXELDOSE

A Interface de usuário VoxelDose tomou como modelo a apresentação e funcionalidade de algumas interfaces para dosimetria pesquisadas e citadas neste trabalho. Para sua construção utilizou-se o Windows Forms, um potente modelo de projeto do compilador Microsoft Visual Studio .NET 2003 (MVSN 2003). O Windows Forms possui dois ambientes de trabalho: o de código, comum a todas as linguagens de programação; e o ambiente de desenho. A seguir, apresenta-se passo a passo a construção da interface.

Em primeiro lugar, definiram-se todos os dados de entrada, pela ordem: o fantoma (Max ou Fax), o tipo do exame, a projeção, a tensão de pico, filtros, camada semi-redutora, distância foco-filme e o campo. Em seguida definiram-se os dados de saída: Imagens do campo, imagens do campo-fonte, um formulário contendo o sumário de dose relativo ao exame.

O *software* deveria permitir a criação de um arquivo de dados, a inserção ou exclusão de um exame em determinada posição do arquivo, além de conter caixas de grupo, botões de rádio e caixa combo para selecionar dados necessários à apresentação das simulações. Deveria também possuir janelas secundárias para exibir a região do exame, a posição da fonte em relação ao fantoma e um formulário com os resultados dosimétricos do exame no formato de coeficientes de conversão dose/fluência no ar e dose/KERMA no ar. Para obter estimativas de dose equivalente nos órgãos e tecidos, o *software* deveria permitir que o usuário entrasse com valores medidos de fluência ou KERMA, calcular a dose equivalente e exibir um formulário com os resultados. Todas as janelas secundárias deveriam apresentar as opções de salvar e imprimir as saídas.

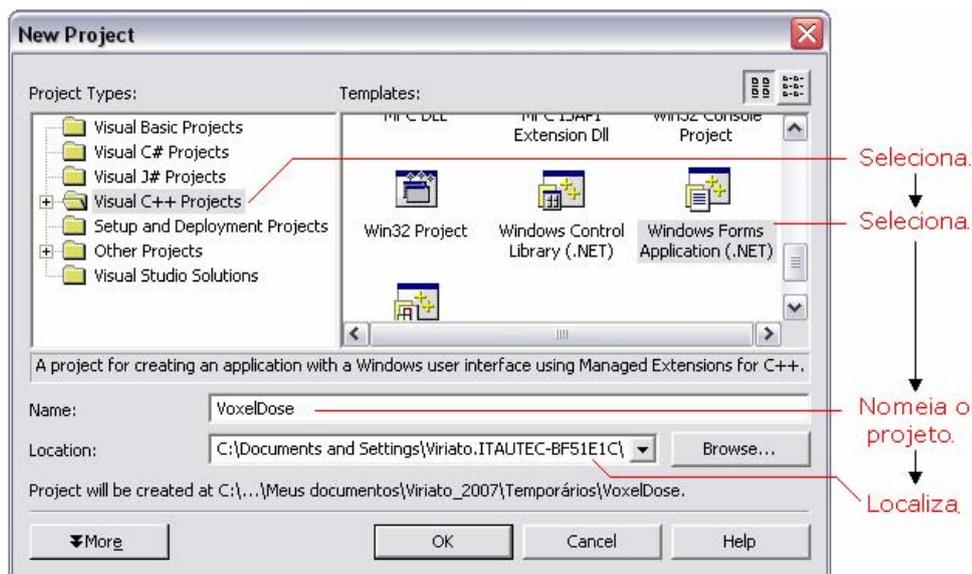
Com a conclusão do planejamento, chegou o momento de inicializar o MVSN 2003. A Figura 41 mostra a janela principal deste compilador.



**Figura 41:** Janela Principal do Microsoft Visual Studio .NET 2003.

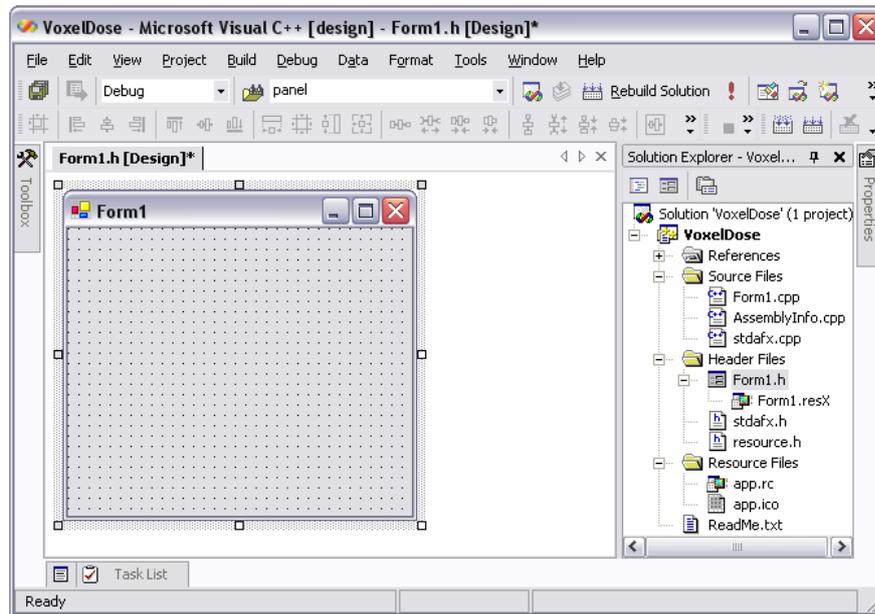
Para criar o projeto VoxelDose foram realizados os seguintes passos:

- Clicar em *File* → *New* → *Project...*, para abrir a janela denominada *New Project* (Figura 41).
- Selecionar o tipo de projeto *Visual C++ Projects* → *Windows Forms Application (.NET)*. Então, digitar o nome *VoxelDose* na caixa de texto *Name*, localizar o projeto dentro do computador e clicar no botão *OK* para criar o projeto (Figura 42).



**Figura 42:** Caixa de diálogo New Project.

A Figura 43 mostra a janela principal do VoxelDose antes da personalização e introdução das funcionalidades propostas.



**Figura 43:** Janela principal do VoxelDose antes das personalizações e inserção das funcionalidades.

A Figura 44 mostra o ícone desenvolvido para simbolizar o *software*.



**Figura 44:** Ícone representativo do VoxelDose.

Adicionou-se o menu *Arquivo* com seus itens: *Criar Novo Arquivo de Dados TXT...*, *Inserir Novo Exame...* e *Sair* (Figura 45) e o menu *Ajuda* com uma janela trazendo informações sobre os desenvolvedores do *software* (Figura 46).

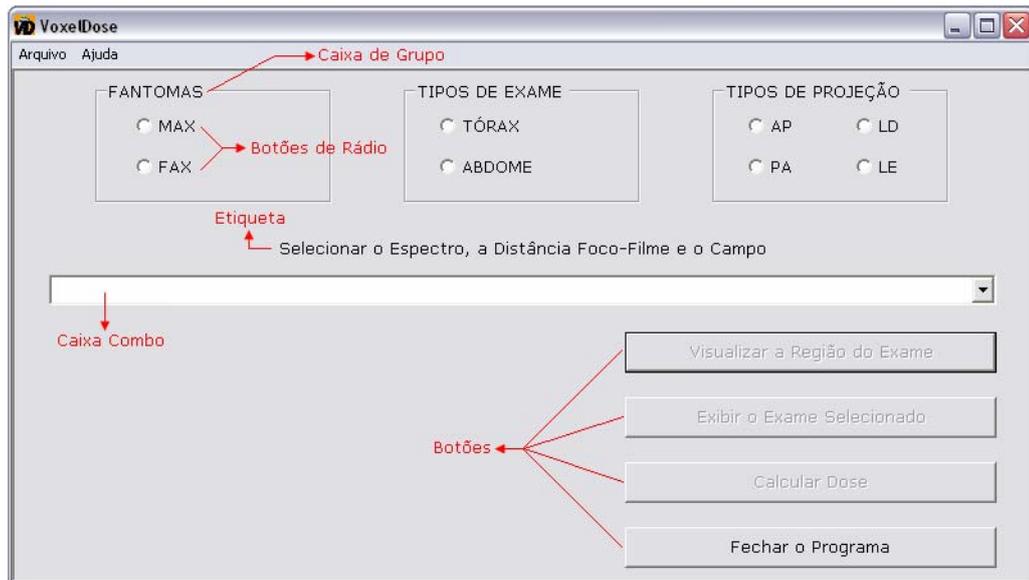


**Figura 45:** Janela principal com destaque para os itens do menu *Arquivo*: *Criar Novo Arquivo de Dados TXT...*, *Inserir Novo Exame...* e *Sair*.



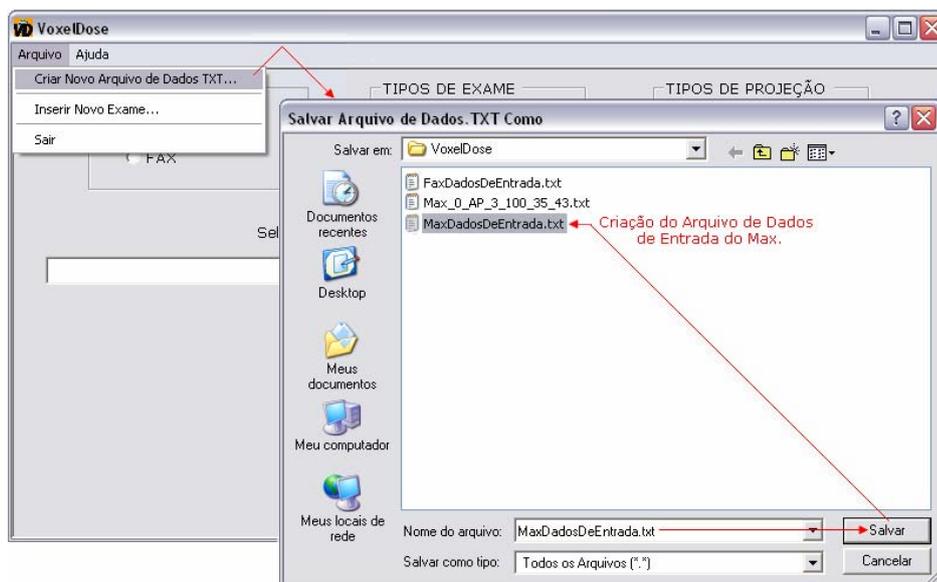
**Figura 46:** Item do menu *Ajuda* para acessar a janela *Desenvolvedores...*

Concluindo o *design* da janela principal, foram colocadas três Caixas de grupo, oito botões de rádio, uma caixa *combo* com uma etiqueta e quatro botões. A Figura 47 apresenta mais informações sobre estes controles.



**Figura 47:** Janela principal da *Interface Gráfica de Usuário VoxelDose*.

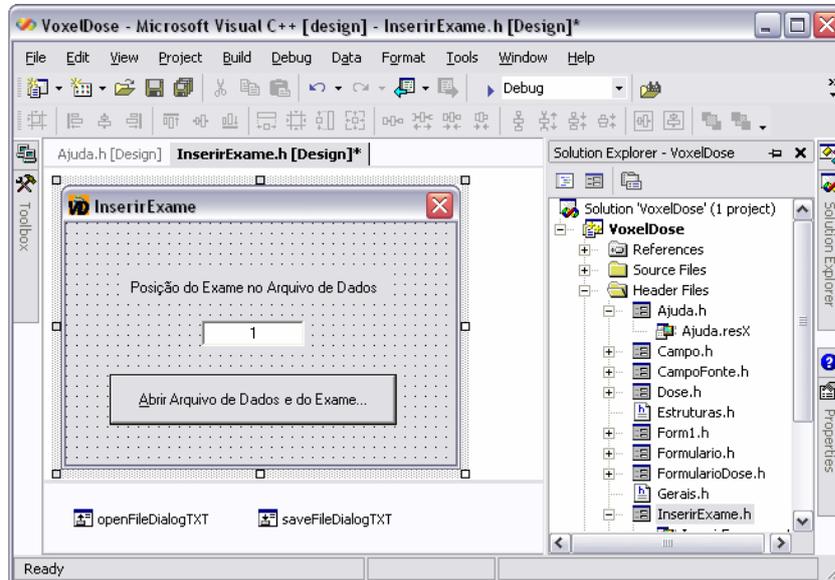
O procedimento seguinte foi dar funcionalidade a todos os controles inseridos na janela principal. O item de menu *Criar Novo Arquivo de Dados TXT...* foi o primeiro a ser implementado com propriedades e códigos específicos para criar um novo arquivo de dados. Ao clicar neste item, surge a janela mostrada na Figura 48. Então, o nome do novo arquivo a ser salvo é escrito ou selecionado, e clica-se *Salvar*. O exemplo mostrado na Figura 48 ilustra a criação do arquivo com os dados de entrada do Max.



**Figura 48:** Janela do Windows apresentando a criação do MaxDadosDeEntrada.txt.

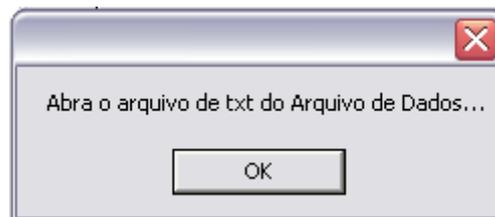
Para dar funcionalidade ao item de menu *Inserir Novo Exame...*, foi adicionado um novo item ao projeto VoxelDose do tipo *Windows Form (.NET)*. No ambiente de desenho,

foram feitas as personalizações mostradas na Figura 49. Note que foram adicionados à janela dois controles, `openFileDialogTXT` e `saveFileDialogTXT`, para, respectivamente, abrir e salvar arquivos txt.

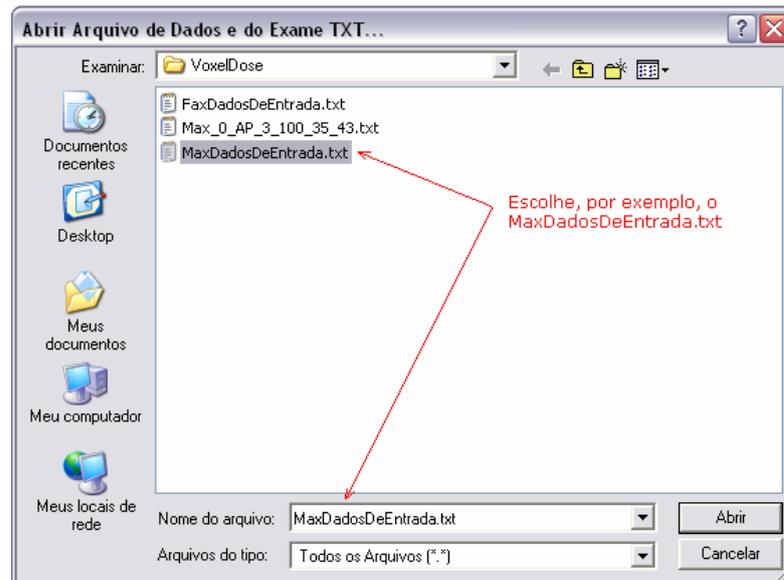


**Figura 49:** Construção da janela secundária *Inserir Exame*.

Ao clicar no botão *Abrir Arquivos de Dados e do Exame...*, surge a caixa de mensagens da Figura 50. Clicando OK, aparece a caixa de diálogo comum do Windows, aqui personalizada com a legenda *Abrir Arquivo de Dados e do Exame TXT...* (Figura 51).

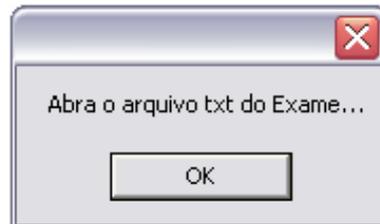


**Figura 50:** Caixa de mensagem orientando o usuário sobre a próxima ação.



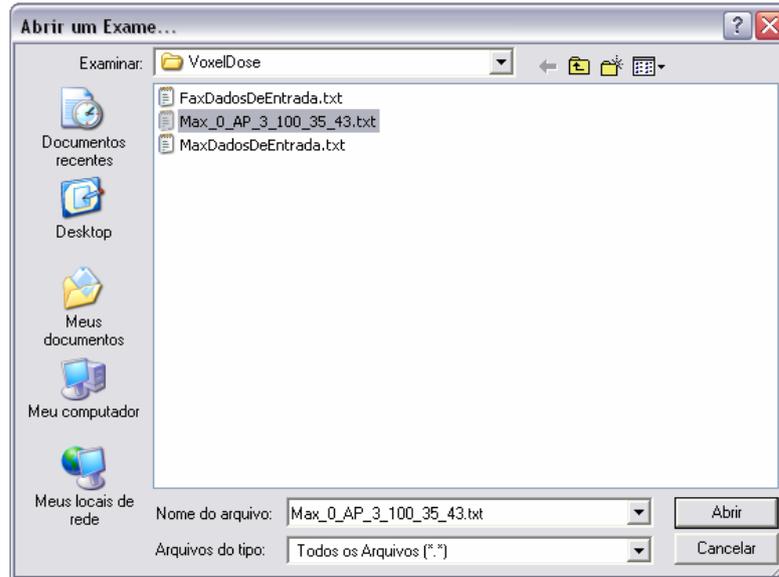
**Figura 51:** Janela do Windows dando opções para Abrir um Arquivo de Dados TXT.

Após selecionar o arquivo de dados para inserir o novo exame, clica-se no botão *Abrir*. A caixa de mensagens mostrada na Figura 52 alerta o usuário que ele deve abrir o arquivo de texto contendo o exame a ser adicionado ao arquivo de dados.



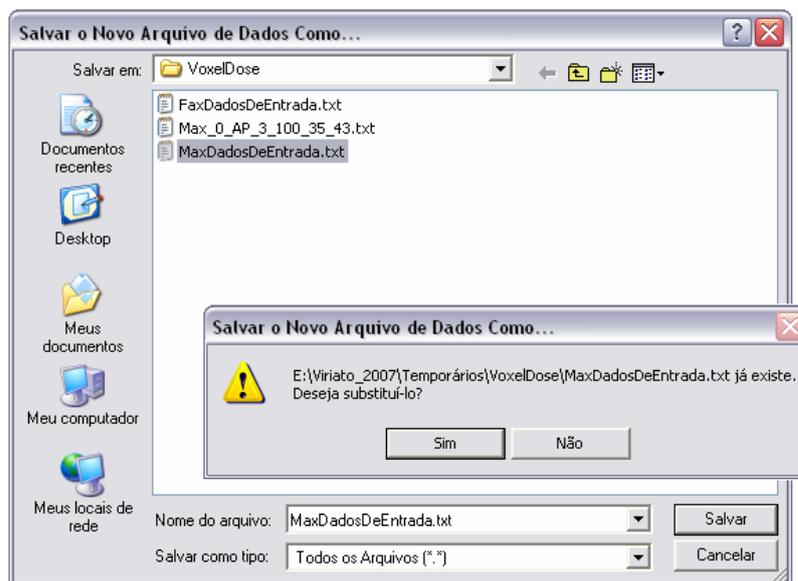
**Figura 52:** Caixa de mensagem encaminhado o usuário para abrir um exame.

O clique no botão *OK* leva à caixa de diálogo comum do Windows mostrada na Figura 53, onde deve existir um exame a ser inserido, por exemplo, *Max\_0\_AP\_3\_100\_35\_43.txt*.



**Figura 53:** Janela do Windows para abrir um exame.

Selecionando o exame e clicando em *Abrir*, surge a janela da Figura 54, onde, agora, deve-se selecionar o arquivo de dados que vai receber o novo exame. A Figura 54 mostra a seleção do *MaxDadosDeEntrada.txt*, nome dado neste trabalho ao arquivo de dados do Max.



**Figura 54:** Janela do Windows para salvar o MaxDadosDeEntrada.txt com um novo exame.

Com a programação até aqui descrita já é possível construir arquivos de dados completos. Neste trabalho, foram construídos os arquivos de dados MaxDadosDeEntrada.txt e FaxDadosDeEntrada.txt, contendo todos os exames de tórax e abdome previstos nos Apêndices 3, 4, 5 e 6.

Para completar a funcionalidade do *software*, foram implementados os códigos para, a partir da seleção dos botões de radio mostrados na Figura 55, preencher e ativar a caixa combo mostrada na figura.

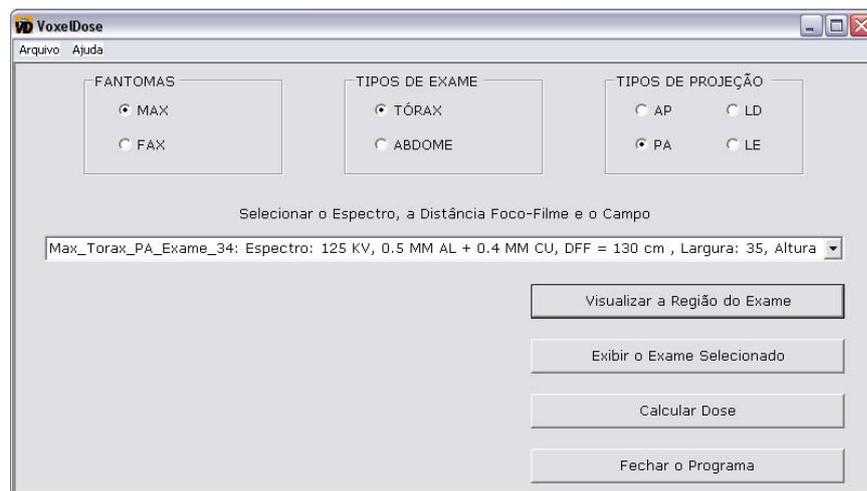


**Figura 55:** Janela principal do VoxeIDose apresentando os passos durante a seleção de um exame.

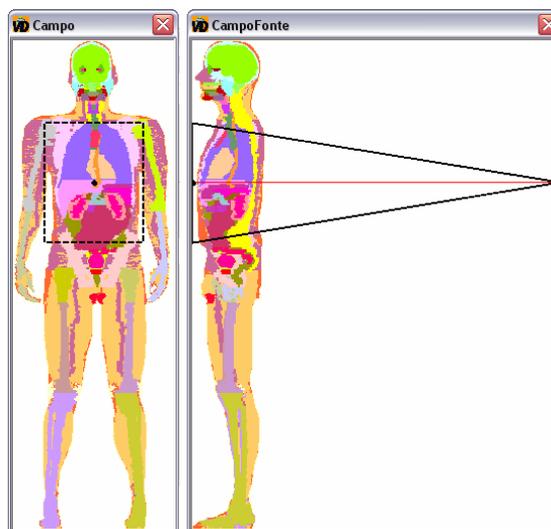
#### 4. RESULTADOS E CONCLUSÕES

Podem-se apresentar alguns resultados obtidos após o usuário escolher uma das várias opções de seleção na caixa combo do *software* VoxelDose (Figura 55). Ao selecionar uma delas, o programa habilita todas as opções de saída de dados baseadas nesta seleção. Estas opções foram concentradas nos botões *Visualizar a Região do Exame*, *Exibir o Exame Selecionado* e *Calcular Dose*, mostrados na Figura 56.

Ao clicar no botão *Visualizar a Região do Exame*, o usuário obtém, em duas janelas secundárias, saídas visuais baseadas no exame selecionado (Figura 57). Estas saídas podem ser salvas ou impressas, usando um menu de contexto implementado em cada janela (Figura 58).



**Figura 56:** Janela principal do VoxelDose com o exame definido e os botões *Visualizar a Região do Exame*, *Exibir o Exame Selecionado* e *Calcular Dose* habilitados.



**Figura 57:** Visualização da região do exame e da posição da fonte em relação ao fantoma para o exame Max\_Torax\_PA\_Exame\_34: Espectro 125 kV.....

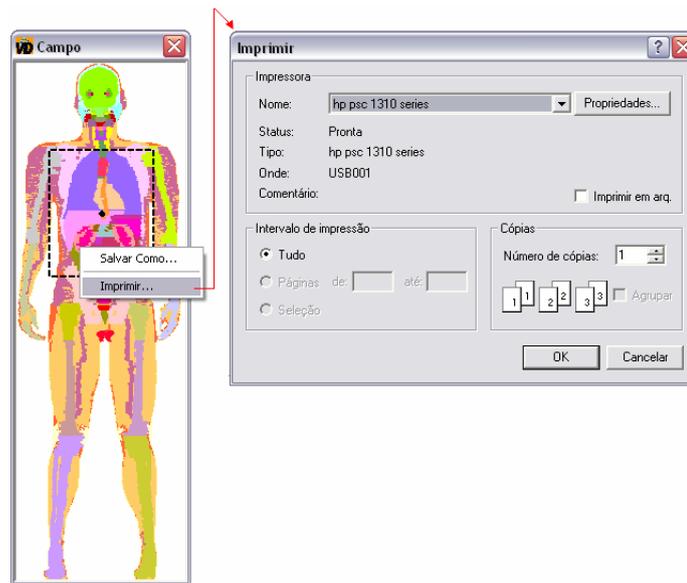


Figura 58: Janela secundária Campo com a opção imprimir em destaque.

Ao clicar no botão *Exibir o Exame Selecionado*, surge a janela *Formulário* mostrada na Figura 59. O formulário com o resultado dosimétrico do exame selecionado é mostrado nesta janela, que também tem um menu de contexto a ela associado. Assim, com o botão direito do *mouse*, pode-se salvar o formulário em um arquivo de texto ou imprimi-lo. A Figura 60 mostra o formulário impresso.

Formulário

Exame 34 Atualização: 18/4/2007

MC-CODE/PHANTOM : EG54/PROMAX FOR INTERNAL & EXTERNAL EXPOSURES  
 VOXEL SIZE XL/YL/ZL (CM) : .36 .36 .36  
 START  
 DATE: 28-03-2007 TIME: 17:24:20.54  
 STOP  
 DATE: 29-03-2007 TIME: 1:34:53.03  
 X-RAY DIAGNOSTIC: Max\_0\_PA\_24\_130\_35\_43  
 SOURCE AT: XS= 28.80 cm YS= 130.00 cm ZS= 51.05 cm  
 SOURCE TYPE: DIVERGENT BEAM PROJECTION: PA  
 SOURCE-TO-PHANTOM CENTER: 116.32 cm  
 FIELD SIZE IN PHANTOM CENTER: 35.0 cm x 43.0 cm  
 MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY: 24. keV SOURCE PARTICLE : PHOTON  
 SPECTRUM NO. 24 125 KV, 0.5 MM AL + 0.4 MM CU  
 MEAN SPECTRAL ENERGY: 69.6 keV  
 INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER  
 AIR-KERMA/FLUENCE: 3.24E-13 Gy\*cm\*\*2  
 NUMBER OF INCIDENT PARTICLES: 100000000/ 100000000 ECU 200. keV PCUT= 2. keV

NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/FLUENCE	DOSE/INCIDENT	ENER/ETOT	COEFF. OF DOSE/PERSONAL	COEFF. OF			
			IN REF. PLANE mGy*cm**2	AIR-KERMA Gy/Gy	ABS. FRACT. MEV/MEV	VARIANCE DOSE AT CHEST %	VARIANCE %			
1	SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	128116	1.0500	1.2141E-10	3.7466E-01	0.0000E+00	.00	0.0000E+00	.00	1
2	ADRENALS	286	1.0500	1.9712E-10	6.0833E-01	0.0000E+00	.54	0.0000E+00	.00	2
3	BLADDER WALL	1021	1.0500	1.1910E-11	3.6755E-02	0.0000E+00	1.16	0.0000E+00	.00	3
4	BRAIN	29599	1.0500	1.1497E-12	3.5479E-03	0.0000E+00	.78	0.0000E+00	.00	4
5	LENS OF EYES	18	1.0500	1.1756E-12	3.6280E-03	0.0000E+00	26.36	0.0000E+00	.00	5
6	COLON WALL	7553	1.0500	9.1004E-11	2.8084E-01	0.0000E+00	.16	0.0000E+00	.00	6
7	SALIVARY GLANDS	1735	1.0500	5.9024E-12	1.8215E-02	0.0000E+00	1.29	0.0000E+00	.00	7
8	KIDNEYS	6328	1.0500	3.6855E-10	1.1374E+00	0.0000E+00	.09	0.0000E+00	.00	8
9	LIVER	36743	1.0500	1.7257E-10	5.3257E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00	.00	9
10	LUNGS	99775	.2600	2.1319E-10	6.5792E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00	.00	10
11	MUSCLE	591972	1.0500	6.9466E-11	2.1437E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00	.00	11

Figura 59: Janela Formulário com o sumário das doses.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
 DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
 Aluno: Viriato Leal Neto

Exame 34 Atualização: 18/4/2007

MC-CODE/PHANTOM :EGS4/PROMAX FOR INTERNAL & EXTERNAL EXPOSURES  
 VOXEL SIZE XL/YL/ZL (CM) : .36 .36 .36  
 START  
 DATE: 28-03-2007 TIME: 17:24:20.54  
 STOP  
 DATE: 29-03-2007 TIME: 13:45:53.03  
 X-RAY DIAGNOSTIC: Max10\_PA\_24\_130\_35\_48  
 SOURCE AT: XS= 28.80 cm YS= 0.00 cm ZS= 51.05 cm  
 SOURCE TYPE: DIVERGENT BEAM PROJECTION: PA  
 SOURCE-TO-PHANTOM CENTER: 116.32 cm  
 FIELD SIZE IN PHANTOM CENTER: 35.0 cm x 43.0 cm  
 MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY: 24. keV SOURCE PARTICLE : PHOTON  
 SPECTRUM NO. 24 125 kV, 0.5 MM AL + 0.4 MM CU  
 MEAN SPECTRAL ENERGY: 69.6 keV  
 INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER  
 AIR-KERMA/FLUENCE: 3.24E-13 Gy\*cm\*\*2  
 NUMBER OF INCIDENT PARTICLES: 10000000/ 100000000 ECU 200. keV PCUT= 2. keV

NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/FLUENCE IN REF.PLANE mGy*cm**2	DOSE/INCIDENT AIR-KERMA Gy/Gy	ENER/ETOT ABS. FRACT. MEV/MEV	COEFF. OF VARIANCE %	DOSE/PERSONAL DOSE AT CHEST Gy/Gy	COEFF. OF VARIANCE %
1 SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	128116	1.0500	1.2141E-10	3.7466E-01	0.0000E+00	.00	0.0000E+00	.00
2 ADRENALS	286	1.0500	1.9712E-10	6.0833E-01	0.0000E+00	.54	0.0000E+00	.00
3 BLADDER WALL	1021	1.0500	1.1910E-11	3.6755E-02	0.0000E+00	1.16	0.0000E+00	.00
4 BRAIN	29599	1.0500	1.1497E-12	3.5479E-03	0.0000E+00	.78	0.0000E+00	.00
5 LENS OF EYES	18	1.0500	1.1756E-12	3.6280E-03	0.0000E+00	26.36	0.0000E+00	.00
6 COLON WALL	753	1.0500	9.1004E-11	2.8064E-01	0.0000E+00	.16	0.0000E+00	.00
7 SALIVARY GLANDS	1735	1.0500	5.9024E-12	1.8215E-02	0.0000E+00	1.29	0.0000E+00	.00
8 KIDNEYS	6328	1.0500	3.6855E-10	1.1374E+00	0.0000E+00	.09	0.0000E+00	.00
9 LIVER	36743	1.0500	1.7257E-10	5.3257E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00	.00
10 LUNGS	99775	.2600	2.1319E-10	6.5792E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00	.00
11 MUSCLE	591972	1.0500	6.9466E-11	2.1437E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00	.00
12 OESOPHAGUS	817	1.0500	1.2667E-10	3.9090E-01	0.0000E+00	.40	0.0000E+00	.00
13 CONNECTIVE TISSUE	53073	1.0500	3.6983E-11	1.1413E-01	0.0000E+00	.09	0.0000E+00	.00
14 PANCREAS	2858	1.0500	1.5402E-10	4.7532E-01	0.0000E+00	.20	0.0000E+00	.00
15 RED BONE MARROW TOTAL	3365	1.0300	1.1744E-10	3.6242E-01	0.0000E+00	.07	0.0000E+00	.00
16 SMALL INTESTINE WALL	13268	1.0500	1.1862E-10	3.6605E-01	0.0000E+00	.11	0.0000E+00	.00
17 SKIN	66724	1.0900	6.4847E-11	2.0012E-01	0.0000E+00	.06	0.0000E+00	.00
18 SPLEEN	3062	1.0500	3.0195E-10	9.3183E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00	.00
19 STOMACH WALL	3062	1.0500	1.8901E-10	5.8325E-01	0.0000E+00	.17	0.0000E+00	.00
20 TESTES	715	1.0500	5.3327E-13	1.6457E-03	0.0000E+00	6.85	0.0000E+00	.00
21 THYMUS	510	1.0500	1.0783E-10	3.3278E-01	0.0000E+00	.55	0.0000E+00	.00
22 THYROID	409	1.0500	1.8234E-11	5.6271E-02	0.0000E+00	1.50	0.0000E+00	.00
23 EXTRATHORACIC AIRWAYS	904	1.0500	7.6740E-12	2.3682E-02	0.0000E+00	1.58	0.0000E+00	.00
24 GALL BLADDER WALL	204	1.0500	1.0847E-10	3.3475E-01	0.0000E+00	.85	0.0000E+00	.00
25 ADIPOSE TISSUE	329402	.9500	1.0202E-10	3.1485E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00	.00
26 HEART WALL	6737	1.0500	1.4644E-10	4.5393E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00	.00
27 LYMPHATIC NODES	7451	1.0500	1.0806E-10	3.2730E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00	.00
28 PROSTATE	347	1.0500	4.8537E-12	1.4979E-02	0.0000E+00	3.14	0.0000E+00	.00
29 SKELETON	169872	1.6515	3.0035E-10	9.2668E-01	0.0000E+00	.02	0.0000E+00	.00
30 LOWER ARM BONES	6602	1.2880	1.8597E-11	5.7391E-02	0.0000E+00	.37	0.0000E+00	.00
31 UPPER ARM BONES	12864	1.8619	1.7073E-10	5.2689E-01	0.0000E+00	.08	0.0000E+00	.00
32 RIBS/STERN/SCAP/CLAV	32948	1.8473	7.8171E-10	2.4124E+00	0.0000E+00	.02	0.0000E+00	.00
33 SPINE	24243	1.8049	5.9493E-10	1.8360E+00	0.0000E+00	.03	0.0000E+00	.00
34 SKULL	10652	1.8458	5.7147E-12	1.7638E-02	0.0000E+00	.48	0.0000E+00	.00
35 MANDIBLE	2195	1.8581	1.7514E-11	5.4048E-02	0.0000E+00	.62	0.0000E+00	.00
36 PELVIS	21861	1.8472	1.5165E-10	4.6799E-01	0.0000E+00	.07	0.0000E+00	.00
37 UPP LEG BONES (upp part)	10642	1.6393	5.5063E-12	1.6993E-02	0.0000E+00	.53	0.0000E+00	.00
38 UPP LEG BONES (low part)	13621	1.2880	8.3843E-14	2.5874E-04	0.0000E+00	3.91	0.0000E+00	.00
39 LOWER LEG BONES	34244	1.2880	7.6729E-15	2.3679E-05	0.0000E+00	7.86	0.0000E+00	.00
40 WHOLE BODY AVERAGE	1562561	1.0456	1.7469E-10	3.8480E-01	0.0000E+00	.00	0.0000E+00	.00
"REMAINDER MAX DOSE"			0.0000E+00	3.4695E-02	0.0000E+00	.16	0.0000E+00	.00
"EFFECTIVE MAX DOSE"			0.0000E+00	3.3460E-01	0.0000E+00	.14	0.0000E+00	.00

Figura 60: Imagem do Formulário impresso.

Ao clicar no botão *Calcular Dose*, surge a janela *Cálculo de Dose* da Figura 61 com as opções de duas grandezas medidas para calcular dose: a *fluência no ar* e o *KERMA no ar*.

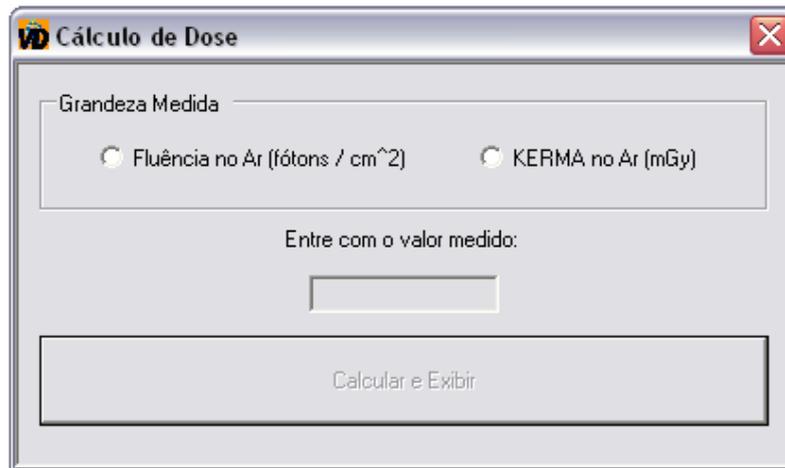


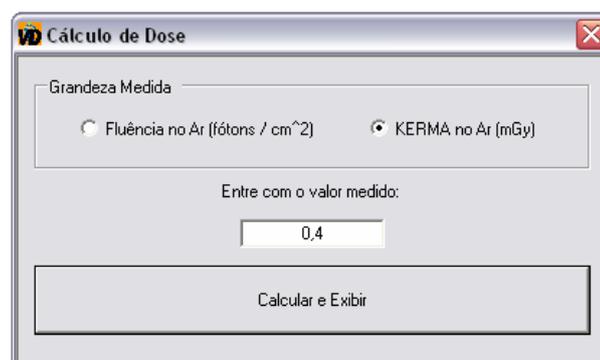
Figura 61: Janela Cálculo de Dose com as opções *Fluência no Ar* ou *KERMA no Ar*.

O produto final deste trabalho é a GUI VoxelDose. A versão atual desta GUI permite a obtenção de resultados dosimétricos para um exame pré-definido em apenas alguns segundos. Esta ferramenta computacional será de grande utilidade em clínicas, hospitais e institutos de pesquisa para o monitoramento da distribuição dosimétrica em pacientes que são submetidos a sucessivos diagnósticos envolvendo os raios-X. Esta distribuição de dose poderá servir para otimizar o exame a ser realizado. Também poderá ajudar no planejamento de instalações onde serão realizados procedimentos radiológicos, servindo como base para estimativa da dose ocupacional.

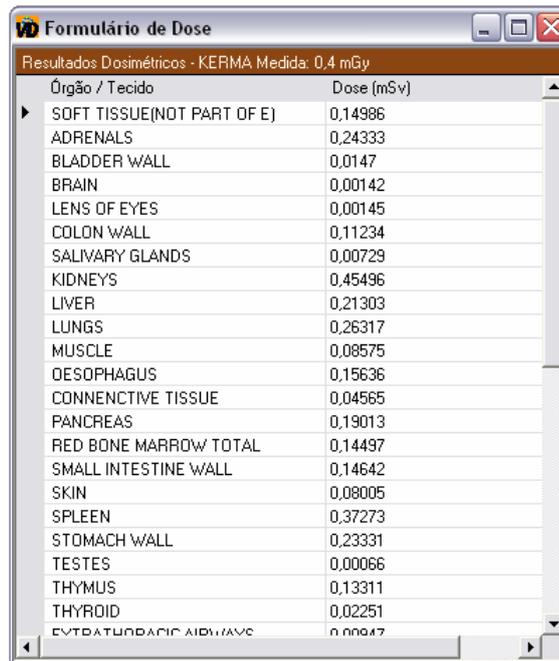
Os resultados dosimétricos atuais são impressos no formato geral de coeficientes de conversão entre *dose/fluência no ar* e *dose/KERMA no ar*. Além destes coeficientes de conversão, é comum em radiodiagnóstico utilizar *dose/dose no dosímetro pessoal* e *dose/dose na entrada da pele*. A ênfase dada neste trabalho foi para o desenvolvimento do *software* em si. O seu ajuste à necessidade da área de atuação pode ser feita sem grandes modificações de programação.

Como os coeficientes de conversão dependem de uma grandeza mensurável para avaliação dosimétrica, a versão atual do VoxelDose permite que o usuário entre com valores de fluência ou KERMA no ar, medidos na posição do campo visado em cada exame. Estas medidas não são objeto deste trabalho. Entretanto, é apresentado na seqüência um exemplo para obter uma estimativa de dose equivalente.

Os níveis de referência de radio-diagnóstico por radiografia para paciente adulto típico (Brasil, 1998), indicam 0,4 mGy para a dose na entrada da pele em um exame de tórax PA. O valor do KERMA no campo do exame aqui estudado (segunda imagem da Figura 57) pode diferir numericamente de 0,4 mGy, mas, se este fosse o valor do KERMA medido, o usuário deveria marcar o botão *KERMA no Ar (mGy)* da Figura 61 e digitar 0,4 na caixa de texto *Entrar com o valor medido*. A Figura 62 mostra o resultado desta ação.



**Figura 62:** Janela de entrada com o valor do KERMA no ar fornecido pelo usuário.



Órgão / Tecido	Dose (mSv)
SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	0,14986
ADRENALS	0,24333
BLADDER WALL	0,0147
BRAIN	0,00142
LENS OF EYES	0,00145
COLON WALL	0,11234
SALIVARY GLANDS	0,00729
KIDNEYS	0,45496
LIVER	0,21303
LUNGS	0,26317
MUSCLE	0,08575
ESOPHAGUS	0,15636
CONNECTIVE TISSUE	0,04565
PANCREAS	0,19013
RED BONE MARROW TOTAL	0,14497
SMALL INTESTINE WALL	0,14642
SKIN	0,08005
SPLEEN	0,37273
STOMACH WALL	0,23331
TESTES	0,00066
THYMUS	0,13311
THYROID	0,02251
EXTREMIDADES ALIVIAS	0,00047

**Figura 63:** Janela de saída com os resultados da dose equivalente referentes ao valor do KERMA no ar fornecido pelo usuário.

A ampliação do número de exames e a substituição do arquivo de dados por um banco de dados automatizado, utilizando ferramentas existentes no próprio MVSN 2003, são perspectivas a serem implementadas no futuro. Além disso, os resultados poderão ser disponibilizados em outros formatos, por exemplo, em HTML.

## REFERÊNCIAS

- ALDERSON, S. W.; LANZL, L. H.; ROLLINS, M.; SPIRA, J. **An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans**, Am. J. Roentg., v. 87, 185, 1962.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria nº. 453, de 01 de junho de 1998. Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, 02 jun., 1998.
- BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4A**. Report n. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 1993.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. JR.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**, 2. ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2002.
- CAON, M.; BIBBO, G.; PATTISON, J. **A comparison of radiation dose measured in CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based Computational Models**, Phys. Med. Biol., v. 42, 219-229, 1997.
- CEMBER, H. **Introduction to Health Physics**, 3<sup>rd</sup> edition, McGraw-Hill, 1997.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, Diretrizes básicas de proteção radiológica NN-3.01. Disponível em < <http://www.cnen.gov.br> >. Acesso em: out. 2006.
- COLLINS, P.J.; GORBATKOV, D.; SHULTZ, F.W. **A graphical user interface diagnostic radiology dosimetry using Monte Carlo (MCNP) simulation**, 10<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, IRPA, Hiroshima, Japan, 14-19 May 2000.
- CRISTY, M; ECKERMAN, K. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons sources**, ORNL/TM-8381 V1-V7, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, 1987.
- DIMBYLOW, P. J. **The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry**, In: Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, 1995.
- ECKERMAN, K. F.; CRISTY, M.; RYMAN, J. C. **The ORNL mathematical phantoms series**, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1996.
- EGS4 Source Code Availability and Distribution  
<[http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs4\\_source.html](http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs4_source.html)>. Acesso em: nov. 2006.

- 
- FÍSICA APLICADA À MEDICINA, <<http://www.lip.pt/~luis/medicina/outreach/fismed.htm>>. Acesso em: out. de 2006.
- GEANT 4, <<http://geant4.web.cern.ch/geant4/>> . Acesso em: nov. 2006.
- GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T-S.; MALCOLM, A. W.; JAMES, A. E. **Patient risk from interproximal radiography**, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., v. 58, 347-354, 1984.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Report of the task group on reference man**, ICRP 23, Pergamon Press, Oxford, 1975.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological**, ICRP 60. Pergamon Press, Oxford, 1990-1991.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**, ICRP 89. Pergamon Press, Oxford, 2003.
- IMAGEJ – IMAGE PROCESSING AND ANALYSIS IN JAVA, Disponível em <<http://rsb.info.nih.gov/ij/>>. Acesso em: nov. 2006.
- INTERACTIVE DATA LANGUAGE (IDL), Disponível em <<http://www.rsinc.com>> Acesso em: nov. 2006.
- JONES A. R., **Proposed calibration factors for various dosimeters at different energies**, Health Physics, v.12, 663, 1966.
- KALOS, M. H.; WHITLOCK, P. A., **Monte Carlo methods**, v. 1, Basics: Wiley & Sons, New York, USA, 1986.
- KAWRAKOW I; ROGERS D. W. O. **The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport**, Technical Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada , 2000.
- KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; 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.
- 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 calculations in radiation protection dosimetry.**, Phys. Med. Biol., v. 48, p. 1239-1262, 2003.

- KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; HOFF, G. **All about FAX: a Female Adult voXel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, Phys. Med. Biol., v. 49, 5203-5216, 2004.
- KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J.W.; LIMA, V. J. M. **MAX06 and FAX06: Update of Two Adult Human Phantoms for Radiation Protection Dosimetry**, Phys. Med. Biol., v. 51, 3331-3346, 2006.
- LE HERON, J. C. **CTDOSE**. Christchurch, New Zealand: National Radiation Laboratory, 1993.
- LOEVINGER, R.; BUDINGER, T. F.; WATSON, E. E. **MIRD PRIMER for absorbed dose calculations**, Revised edition in Collaboration with MIRD Committee, Society of Nuclear Medicine, New York, NY, USA, 1991.
- MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; KAWRAKOW, I. **Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water**, Med. Phys., v. 32, 685-699, 2004.
- MARSHALL, D.; GEHLEN K. **Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the non pregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy**, Report n. ORNL/TM-12907, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1995.
- NELSON, W. R.; HIRAYAMA H.; ROGERS D. W. O. **The EGS4 code system**, Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1985.
- NIKOLAIDIS N. and PITAS I., **3-D Image Processing Algorithms**, Ed. John Wiley & Sons, USA, 2001.
- PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL M.; FILL, U.; REGULLA, D. **The GSF family of voxel phantoms**, Phys. Med. Biol., v. 47, 89-106, 2002.
- PETZOLD, C. **Programming windows**, 5. ed., Microsoft Press, 1999.
- PROJETO DIMOND III DA EUROPEAN COMMISSION (2004). Disponível em <[http://suomenrontgenhoitajaliitto.fi/doc/diamond\\_III.pdf](http://suomenrontgenhoitajaliitto.fi/doc/diamond_III.pdf)>. Acesso em: fev. 2007.

- SAITO, K.; WITTMANN, A.; KOGA, S.; IDA, Y.; KAMEI, T.; FUNABIKI, J.; ZANKL, M. **Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system radiat.** Environ. Biophys. v. 40, 69–76, 2001.
- SANTOS, A. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais,** Tese de Doutorado, DEN-UFPE, Recife-PE, Brasil, 2006.
- SCHILD, H. **C completo e total**, 3. ed., Makron Books, São Paulo-SP, 1997.
- SCION CORPORATION, disponível em <<http://www.scioncorp.com>>. Última atualização em 16/10/2006. Acesso em: nov. 2006.
- SEMPAU, J.; WILDERMAN, S. J.; BIELAJEW, A. F. **DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations.** Phys. Med. Biol., v. 45, 2263-2291, 2000.
- SHORT DESCRIPTION OF CT DOSE PROGRAM, disponível em <[http://www.mta.au.dk/ctdose/CT\\_Dose\\_Help.htm](http://www.mta.au.dk/ctdose/CT_Dose_Help.htm)>. Acesso em: nov. 2006.
- SILVA, A. S. **Habitar 00o digital**, <<http://cumincades.scix.net/data/works/att/5e65.content.pdf>>. Acesso em: out. 2006.
- SPIERS, F. W. **Appendix J in: hazards to man of nuclear and allied radiations**, Cmd9780, H. M. S. O. Londres, 1956.
- SPITZER, V. M.; WHITLOCK, D. G. **Atlas of the visible human male**, Jones and Bartlett, Boston, Mass., USA, 1998.
- STABIN, M.; WATSON, E.; CRISTY, M.; RYMAN, J.; ECKERMAN, K.; DAVIS, J.; NIKOLAIDIS, N.; PITAS, I. **3-D Image processing algorithms**, Ed. John Wiley & Sons, USA, 2001.
- STABIN, M. **M I R D O S E 3 – Documentation package**, Radiation Internal Dose Information Center, Oak Ridge Institute for Science and Education, P.O. Box 117, Oak Ridge, TN 37831, USA, dez. 21, 1994.
- TANAKA, G.; NAKAHARA, Y.; NAKAJIMA, Y. **Japanese reference man 1988-IV: studies on the weight and size of internal organs of normal Japanese** Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, v. 49, 344, 1989.

- 
- TEMPLEMAN, J.; OLSEN, A. **Microsoft visual c++ .net, step by step.** Version 2003, Microsoft Press, USA, 2002.
- TURNER, J. E.; WHIGHT, A. H.; HAMM, R. N. **A Monte Carlo primer for Health Physicists,** (Review Article), *Health Physics*, v. 48, 717-733, 1985.
- VEIT, R.; PANZER, W.; ZANKL, M.; SCHEURER, C. **Vergleich berechneter und gemessener dosen an einem anthropomorphen phantom,** *Z. Med. Phys.*, v. 2, 123-126, 1992.
- VEIT R.; ZANKL, M.; PETOUSSI, N.; MANNWEILER, E.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. **Tomographic anthropomorphic models, part I: construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child,** GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.
- VIEIRA, J. W. **Uso de técnicas Monte Carlo para determinação de curvas de isodose em braquiterapia,** Dissertação de Mestrado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2001.
- VIEIRA, J. W. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código monte carlo egs4 e fantomas de voxels,** Tese de Doutorado, DEN-UFPE, Recife-PE, Brasil, 2004.
- VIEIRA, J. W.; STOSIC, B.; LIMA, F. R. A.; KRAMER, R.; SANTOS, A. M.; LIMA, V. J. M. **Um software para editar fantomas de voxels e calcular coeficientes de conversão para a proteção radiológica,** 1º Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, 02 a 05 de Novembro de 2005.
- WARNER, G. G.; CRAIG, A. M. **ALGAM, A computer program for estimating internal dose for gamma-ray sources in a man phantom,** Report ORNL-TM-2250, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1968.
- WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; ABMAYR, W.; VEIT, R.; DREXLER G. **The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and monte carlo methods,** *Phys. Med. Biol.*, v. 31, 347-354, 1986.
- XU, X. G.; CHAO, T. C.; BOZKURT, A. **VIPMAN: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle monte carlo calculations,** *Health Physics*, v. 78, 5, 476-486, 2000.
- ZANKL, M.; WITTMANN, A. **The adult male voxel model “golem” segmented from whole-body CT patient data,** *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 40, 153-162, 2001.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, P. B. **Computerized three-dimensional segmented human anatomy**, Med. Phys., v. 21 (2), 299-302, 1994a.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; SMITH, A. L.; KRISCHLUNAS, P. **High resolution, MRI-Based, segmented, computerized head phantom**, Disponível em <<http://noodle.med.yale.edu/phantom>>, 1994b. Acesso em: out. 2006.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; SMITH, A. L. **Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms**, In: Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, 1995.

ZUBAL, I. G. **The Yale voxel phantoms**, < <http://noodle.med.yale.edu/zubal>>. Acesso em: dez. 2006.

## APÊNDICES

### APÊNDICE 1

Tabela utilizada nas pesquisas feitas em Clínicas e Hospitais do Recife.

HOSPITAL / CLÍNICA: \_\_\_\_\_  
 ENDEREÇO: \_\_\_\_\_

HOMEM						
	VOLTAGEM (KV)	FILTRO (MMAL)	DIST. FOCO (CM)	FILME	TEMPO (MS)	ALTURA (CM)
TORAX AP						
TORAX PA						
TORAX LAT.						
ABDOME AP						
ABDOME PA						
ABDOME LAT.						

MULHER						
	VOLTAGEM (KV)	FILTRO (MMAL)	DIST. FOCO (CM)	FILME	TEMPO (MS)	ALTURA (CM)
TORAX AP						
TORAX PA						
TORAX LAT.						
ABDOME AP						
ABDOME PA						
ABDOME LAT.						

## APÊNDICE 2

Tabela construída a partir dos resultados das pesquisas em Clínicas e Hospitais do Recife e projeto DIMOND III da European Commission (2004).

LOCAL	SÍNTESE DAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS CONVENCIONAIS E DIGITAIS PARA TÓRAX E ABDOME									
	PARÂMETRO	TÓRAX (AP)	TÓRAX (PA)	TÓRAX (LD)	TÓRAX (LE)	ABDOME (AP)	ABDOME (PA)	ABDOME (LD)	ABDOME (LE)	
DIMOND III-EU DIGITAIS	Tensão (KV)	110	125	125	125	75-90	75-90	75-90	75-90	
	DIFF (CM)	130	180	180	180	115	115	115	115	
	FILME / CAMPO (CM)	35 x 43	35 x 43	35 x 43	35 x 43	43 x 43	43 x 43	43 x 43	43 x 43	
	FILTRO (MMAL)	>2,5	>2,5	>2,5	>2,5	>=3,0	>=3,0	>=3,0	>=3,0	
HOSPITAL CONVENCIONAIS	Tensão (KV)	80 A 100	110 A 125	125	125	90 A 100	80	80 A 100	80 A 100	
	DIFF (CM)	100	180	180	180	100	100	100	100	
	FILME / CAMPO (CM)	35 x 43	35 x 43	35 x 43	35 x 43	43 x 43	43 x 43	43 x 43	43 x 43	
	FILTRO (MMAL)	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	
CLÍNICA CONVENCIONAIS	Tensão (CM)	*H_80 *M_77	*H_80 *M_77	*H_87 *M_86	*H_87 *M_86	*H_70 *M_64	*H_90 *M_82	*H_90 *M_82	*H_90 *M_82	
	DIFF (CM)	130	130	130	130	180	180	180	180	
	FILME / CAMPO (CM)	35 x 43	35 x 43	30 x 40	30 x 40	43 x 35	43 x 35	43 x 35	43 x 35	
	FILTRO (MMAL)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	

\* H = HOMEM E M = MULHER.

## APÊNDICE 3

Tabela preparada para as simulações

Tabela Confeccionada para as Simulações com os Modelos MAX e FAX nos Exames de Tórax AP e PA.

TIPO DO EXAME	PROJEÇÃO	MAX / FAX					ALTURA (CM)
		ID DO ESPECTRO	TENSÃO (KVP)	*DFF (CM)	LARGURA (CM)	ALTURA (CM)	
Tórax ID (0)	AP	7	80	100	35	43	
		7	80	110	35	43	
		7	80	130	35	43	
		14	100	100	35	43	
		14	100	110	35	43	
		14	100	130	35	43	
		3	110	100	35	43	
	PA	3	110	110	35	43	
		3	110	130	35	43	
		7	80	130	35	43	
		7	80	150	35	43	
		7	80	180	35	43	
		3	110	130	35	43	
		3	110	150	35	43	
	3	110	180	35	43		
	24	125	130	35	43		
	24	125	150	35	43		
	24	125	180	35	43		

\* DFF = DISTÂNCIA FOCO-FILME.

**APÊNDICE 4**

**Tabela preparada para as simulações**

**Tabela Confeccionada para as Simulações com os Modelos MAX e FAX nos Exames de Abdome AP e PA.**

TIPO DO EXAME	PROJEÇÃO	MAX / FAX		*DFF (CM)	LARGURA (CM)	ALTURA (CM)
		ID DO ESPECTRO	TENSÃO (kVp)			
ABDOMEN ID (1)	AP	2	70	100	43	43
		2	70	115	43	43
		2	70	180	43	43
		9	90	100	43	43
		9	90	115	43	43
		9	90	180	43	43
		14	100	100	43	43
	14	100	115	43	43	
	14	100	180	43	43	
	2	70	100	43	43	
	2	70	115	43	43	
	2	70	180	43	43	
	7	80	100	43	43	
	7	80	115	43	43	
7	80	180	43	43		
9	90	100	43	43		
9	90	115	43	43		
9	90	180	43	43		
	PA					

\* DFF = DISTÂNCIA FOCO-FILME.

## APÊNDICE 5

Tabela preparada para as simulações

Tabela Confeccionada para as Simulações com os Modelos MAX e FAX nos Exames de Tórax LD e LE.

TIPO DO EXAME	PROJEÇÃO	MAXSB / FAXSB			LARGURA (CM)	ALTURA (CM)
		ID DO ESPECTRO	TENSÃO (KVP)	*DFF (CM)		
TÓRAX ID (0)	LD	9	90	130	35	43
		9	90	150	35	43
		9	90	180	35	43
		3	110	130	35	43
		3	110	150	35	43
		3	110	180	35	43
		24	125	130	35	43
	24	125	150	35	43	
	24	125	180	35	43	
	9	90	130	35	43	
	9	90	150	35	43	
	9	90	180	35	43	
	3	110	130	35	43	
	3	110	150	35	43	
3	110	180	35	43		
24	125	130	35	43		
24	125	150	35	43		
24	125	180	35	43		
	LE					

\* DFF = DISTÂNCIA FOCO-FILME.

**APÊNDICE 6**

**Tabela preparada para as simulações**

**Tabela Confeccionada para as Simulações com os Modelos MAX e FAX nos Exames de Abdome LD e LE.**

TIPO DO EXAME	PROJEÇÃO	ID DO ESPECTRO	MAXSB / FAXSB		*DFF (CM)	LARGURA (CM)	ALTURA (CM)
			TENSÃO (KVP)				
ABDOME ID (0)	LD	7	80	100	35	43	
		7	80	115	35	43	
		7	80	180	35	43	
		9	90	100	35	43	
		9	90	115	35	43	
		9	90	180	35	43	
		14	100	100	35	43	
	14	100	115	35	43		
	14	100	180	35	43		
	LE	7	80	100	35	43	
		7	80	115	35	43	
		7	80	180	35	43	
		9	90	100	35	43	
		9	90	115	35	43	
9		90	180	35	43		
14		100	100	35	43		
14	100	115	35	43			
14	100	180	35	43			

\* DFF = DISTÂNCIA FOCO-FILME.

## ANEXOS

**ANEXO A**

Diretrizes e Recomendações para definição do usuário da seleção dos parâmetros da imagem. Documento elaborado pelo projeto DIMOND III da European Commission (2004).

	RILJÁK	EU	BKT / Trier	Innsbruck	Athen Thorax, pa	San Carlos / Madrid	Limerick	Newcastle
<b>Object</b>								
<b>Device</b>			vertical stand with moving grid					
<b>Voltage</b>	110-150	125	125	125	125	125-150	125	no
<b>Focus</b>	≤1,3	≤1,3 mm	1,0 mm, 0,6 mm	1,3	0,6	0,6-1,3mm	broad	75-85 kV
<b>Total Filtration</b>			3,5 mm AL		3 mm Al	*	0,3 mmAl	≤1,3 mm
<b>FFD (cm)</b>	180	180	180	200	160	180	180	>2,5 mmAl
<b>FFD range (cm)</b>	150-200	140-200			150-180		180	180
<b>Automatic exposure control</b>	lateral	both lateral	both lateral	both lateral	both lateral	both lateral	both lateral	no, manual
<b>Exposure time</b>	< 20 ms	< 20 ms	< 20 ms		< 20 ms	< 20 ms	6,28 ms	<20 ms, 300-400mA
<b>Anti-scatter grid</b>	r 12 (B)	≅10; 40/cm	r 12; 36/cm	r 12; 36/cm	r 12; 40/cm	r 12-1; 36/cm	r 12-1; 36/cm	no
<b>Object</b>								
<b>Device</b>			vertical stand with moving grid				moving grid	
<b>Voltage</b>	110-150	125	125	125	125	57-150	125	no
<b>Focus</b>	≤1,3	≤1,3 mm	10,6 mm	1,3	1 mm	0,6-1,3mm	broad	85-95 kV
<b>Total Filtration</b>		≥ 2,5 mm Al	3,5 mm AL		3 mm Al	*	0,3 mmAl	≤1,3 mm
<b>FFD (cm)</b>	180	180	180	200	180	180	180	>2,5 mm Al
<b>FFD range (cm)</b>	150-200	140-200			150-180		-	180
<b>Automatic exposure control</b>	central chamber	central chamber	central chamber	central chamber	central	central chamber	central chamber	no, manual
<b>Exposure time</b>	< 40 ms	< 40 ms	< 40 ms		<40 ms	< 40 ms	< 40 ms	<20 ms, 300-400 mA
<b>Anti-scatter grid</b>	r 12 (B)	≅10; 40/cm	r 12; 36/cm	r 12; 36/cm	r 12; 40/cm	r 12-1; 36/cm	r 12-1; 36/cm	no
<b>Object</b>								
<b>Device</b>								
<b>Voltage</b>		bedside with grid		without grid		bedside with grid	grid	no grid
<b>Voltage</b>		> 100	117	90	110	40-117	125	75-85 kV
<b>Focus</b>		≤1,3 mm	1,0 mm	1,3	1 mm	0,6-1,3mm	broad	≤1,3 mm
<b>Total Filtration</b>		≥ 2,5 mm Al	3,5 mm AL		3 mm Al	*	0,3 mmAl	>2,5 mm Al
<b>FFD (cm)</b>		100	130	110	130	115	100	120
<b>FFD range (cm)</b>				100-130				100-150
<b>Automatic exposure control</b>			---		-	lateral chamber	central chamber	no, manual
<b>Exposure time</b>		< 40 ms	< 40 ms		40 ms	< 40 ms	20 B ms	<20 ms, 300-400 mA
<b>Anti-scatter grid</b>		≅10; 60/cm	r 12; 36/cm		r 12-1; 36/cm	r 12-1; 36/cm	r 12-1; 36/cm	no
* These results are obtained from exposures in three different rooms which have the same model of X-ray system (Philips Optimus 50) but slightly different filtration (3,05 mm Al, 3,78 mm Al and 3,1 mm Al)								

**ANEXO B**

Diretrizes e Recomendações para definição do usuário da seleção dos parâmetros da imagem. Documento elaborado pelo projeto DIMOND III da European Commission (2004).

	RETRAK	EU	BNT / Trier	Hessbruck	Aihson	San Carlos / Madrid	Linsieck	Newcastle
Object	grid table	grid table or vertical stand with moving grid	grid table with mov. grid	grid table with mov. grid	grid table with mov. grid	grid table with mov. grid	grid table with mov. grid	grid table or vertical stand with moving grid
Derdre	80-90	75-90	85	70-102	70-80	42-96	77	75-90
Voltage	51,3 mm	51,3 mm	1,0 mm	1,3	1	0,61,3mm	0,3 mm Al	51,3 mm
Focuss	2,3,0 mm Al	2,3,0 mm Al	3,5 mm Al		3		0,3 mm Al	>2,5 mm Al
Total Filtration	115	115	115	120	110	80-130	100	100
FFD (cm)	100-150	100-150	115-150	100-120	3 chamber	central or lateral chambers	central + lateral chamber	100-115
Automatic exposure control	central or both lateral chambers	central or lateral chamber	central + lateral chambers	all three	<200	central or lateral chambers	central + lateral chamber	both lateral chambers
Exposure time	≤ 200 ms	≤ 200 ms	≤ 200 ms	r 12: 35/cm	r 12: 40/cm	< 200 ms	60,8 ms	< 200 ms
Antiscatter grid	r 12: 8l	r 10: 40/cm	r 12: 36/cm	r 12: 35/cm	r 12: 40/cm	r 12: 17,35/cm	r 12: 17,36/cm	r 12: 36/cm
* These results are obtained from exposures in three different rooms which have the same model of X-ray system (Philips Optimax 50) but slightly different filtration (0,95 mm Al, 3,78 mm Al and 3,1 mm Al)								