

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
ESCOLA DE ENGENHARIA DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES**

**CONSTRUÇÃO DE SIMULADORES BASEADOS EM
ELEMENTOS DE VOLUME A PARTIR DE IMAGENS
TOMOGRÁFICAS COLORIDAS**

EDUARDO CÉSAR DE MIRANDA LOUREIRO

RECIFE - PERNAMBUCO - BRASIL

JULHO -2002

EDUARDO CÉSAR DE MIRANDA LOUREIRO

**CONSTRUÇÃO DE SIMULADORES BASEADOS EM
ELEMENTOS DE VOLUME A PARTIR DE IMAGENS
TOMOGRÁFICAS COLORIDAS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

ORIENTADORES: Prof. FERNANDO ROBERTO ANDRADE LIMA, D.Sc.

Prof. MICHAEL GREGORY STABIN, PhD.

RECIFE - PERNAMBUCO - BRASIL

JULHO - 2002

Aos meus pais Antenor e Célia.
Vocês estão aqui.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Fernando Roberto de Andrade Lima, pelas sugestões, incentivos e pela correta orientação ao longo da execução deste trabalho.

Ao professor Michael Gregory Stabin, que mesmo à distância por boa parte do período em que este trabalho foi desenvolvido, não deixou de contribuir para a sua execução.

Aos professores que fizeram parte do Comitê de Acompanhamento: Fernando Campelo, Alejandro Frery e Richard Kramer, que colaboraram com suas valiosas sugestões para o aprimoramento deste trabalho. Especial gratidão ao Prof. Kramer por sua colaboração no cálculo dos fatores de conversão para doses na medula ativa, sugerindo o método e apresentando resultados para comparação.

A todos os professores do Departamento de Energia Nuclear, pela contribuição na nossa formação.

A todos os colegas estudantes deste Departamento pela amizade e companheirismo.

Os laços que nos uniram pelo trabalho proporcionaram um bem ainda mais valioso: a amizade.

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Capes pela bolsa concedida.

A minha avó Maria do Carmo pelo exemplo de vida.

A Patrícia, Marina e Mateus por serem o motivo e fonte de forças suficientes para enfrentar desafios.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	ii
LISTA DE TABELAS	iii
RESUMO	iv
ABSTRACT	v
1. INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1 - O Método de Monte Carlo	3
2.2. - Simuladores Antropomórficos	10
3. MATERIAIS E MÉTODOS	16
3.1. Gerador de Números Aleatórios.....	16
3.2. O Cálculo do transporte da radiação	17
3.3. Coeficientes de atenuação	29
3.4. Construção do simulador.....	31
4. RESULTADOS	37
4.1. Validação do programa	37
4.2. O simulador de cabeça e pescoço.....	46
4.3. Coeficientes de conversão para dose.....	55
5. DISCUSSÃO	61
6. CONCLUSÕES	63
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
APÊNDICE 1 - Listagens de programas.....	73
APÊNDICE 2 - Fluxograma	75

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1. Possível resultado de um lançamento da agulha.</i>	<i>4</i>
<i>Figura 2. Área sob a curva $f(\theta)$</i>	<i>7</i>
<i>Figura 3. Espectro diferencial.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 4. Espectro integral</i>	<i>18</i>
<i>Figura 5. Distribuição dos ângulos de espalhamento</i>	<i>25</i>
<i>Figura 6. Predominância do efeito fotoelétrico.</i>	<i>26</i>
<i>Figura 7. Esquema de construção do simulador</i>	<i>32</i>
<i>Figura 8. Escala usada na obtenção das imagens</i>	<i>33</i>
<i>Figura 9. Frações de energia absorvida em esferas ($E=0,08\text{MeV}$).</i>	<i>38</i>
<i>Figura 10. Frações de energia absorvida em esferas ($E = 0,1 \text{ MeV}$)</i>	<i>39</i>
<i>Figura 11. Frações de energia absorvida em esferas ($E = 0,364 \text{ MeV}$).....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 12. Esquema de geometria utilizada para validação.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 13. Dimensões (em cm) do modelo de teste</i>	<i>43</i>
<i>Figura 14. Processo de segmentação</i>	<i>46</i>
<i>Figura 15. Regiões de isodose (cortes horizontais)</i>	<i>50</i>
<i>Figura 16. Regiões de isodose (cortes verticais)</i>	<i>50</i>
<i>Figura 17. Espectro do equipamento de Raios-X simulado.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 18. Radiografia do modelo (Filme 1).....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 19. Radiografia do modelo (Filme 2).....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 20. Radiografia do modelo (Filme 3).....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 21. Curvas características.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 22. Vista frontal do esqueleto do modelo.</i>	<i>54</i>
<i>Figura 23. Vista lateral do esqueleto do modelo.</i>	<i>54</i>
<i>Figura 24. Listagem dos resultados de uma simulação.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 25. Fatores de conversão para a dose na medula ativa localizada na mandíbula.</i>	<i>58</i>
<i>Figura 26. Fatores de conversão para a dose na medula ativa (crânio + esqueleto facial).</i>	<i>58</i>
<i>Figura 27. Fatores de conversão para dose no crânio + esqueleto facial (osso).</i>	<i>59</i>
<i>Figura 28. Fatores de conversão para dose na mandíbula (osso).</i>	<i>59</i>
<i>Figura 29. Fatores de conversão para dose no cérebro.....</i>	<i>60</i>

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Composição elemental e densidade dos tecidos	30
Tabela 2. Composição elemental do tecido mole	37
Tabela 3. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,08 MeV)	38
Tabela 4. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,1 MeV)	39
Tabela 5. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,364 MeV)	40
Tabela 6. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 1 cm)	42
Tabela 7. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 2 cm)	42
Tabela 8. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 3 cm)	42
Tabela 9. Frações de energia absorvida (Energia = 0,08 MeV)	44
Tabela 10. Frações de energia absorvida (Energia = 0,1 MeV)	44
Tabela 11. Frações de energia absorvida (Energia = 0,12 MeV)	44
Tabela 12. Frações de energia absorvida (Energia dos fótons = 0,08 MeV)	45
Tabela 13. Frações de energia absorvida (Energia = 0,1 MeV)	45
Tabela 14. Frações de energia absorvida (Energia dos fótons = 0,12 MeV)	45
Tabela 15. Volume das estruturas segmentadas.	47
Tabela 16. Massa de alguns órgãos/tecidos.	48
Tabela 17. Massa de órgãos segmentados nos dois modelos.	60

CONSTRUÇÃO DE SIMULADORES BASEADOS EM ELEMENTOS DE VOLUME A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS COLORIDAS

Autor: Eduardo César de Miranda loureiro

Orientadores: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

Prof. Dr. Michael Gregory Stabin

RESUMO

Este trabalho apresenta uma nova metodologia aplicada na construção de simuladores baseados em elementos de volume. O processo de segmentação dos modelos resume-se à tarefa de colorir as imagens tomográficas atribuindo uma cor diferente para cada órgão segmentado. Um modelo de cabeça e pescoço foi construído utilizando esta nova técnica. Além de simplificar o procedimento permitindo a construção dos modelos em um menor período de tempo, as informações são armazenadas de forma otimizada aumentando a performance do programa que calcula o transporte de radiação. A execução de comandos gráficos pelo mesmo programa que calcula o transporte de radiação permite também que imagens sejam reconstruídas a partir dos dados do modelo mostrando regiões de isodose, sob diversos pontos de vista, aumentando o nível da informação passada ao usuário. Radiografias virtuais do modelo construído também podem ser obtidas. Esta capacidade permite que estudos sejam realizados visando a otimização das técnicas radiográficas avaliando ao mesmo tempo as doses nos órgãos e tecidos. O programa aqui apresentado, denominado MCvoxEL, que implementa esta nova metodologia, foi validado comparando-se os seus resultados com os de programas já consolidados no meio científico. Coeficientes de conversão para doses provenientes de exposições a feixes de fótons paralelos também foram obtidos.

VOXEL-BASED MODEL CONSTRUCTION FROM COLORED TOMOGRAPHIC IMAGES

Author: Eduardo César de Miranda Loureiro

Advisers: Prof. Fernando Roberto de Andrade Lima, D.Sc.

Prof. Michael Gregory Stabin, PhD.

ABSTRACT

This work presents a new approach in the construction of voxel-based phantoms that was implemented to simplify the segmentation process of organs and tissues reducing the time used in this procedure. The segmentation process is performed by painting tomographic images and attributing a different color for each organ or tissue. A voxel-based head and neck phantom was built using this new approach. The way as the data are stored allows an increasing in the performance of the radiation transport code. The program that calculates the radiation transport also works with image files. This capability allows image reconstruction showing isodose areas, under several points of view, increasing the information to the user. Virtual X-ray photographs can also be obtained allowing that studies could be accomplished looking for the radiographic techniques optimization assessing, at the same time, the doses in organs and tissues. The accuracy of the program here presented, called MCvoxEL, that implements this new approach, was tested by comparison to results from two modern and well-supported Monte Carlo codes. Dose conversion factors for parallel X-ray exposure were also calculated.

1. INTRODUÇÃO

O cálculo de doses provenientes de aplicações de radiação ionizante no corpo humano evoluiu, no decorrer das últimas três décadas, em função do aprimoramento das técnicas de Monte Carlo empregadas e dos refinamentos introduzidos nos simuladores antropomórficos utilizados.

Os primeiros modelos antropomórficos heterogêneos, denominados simuladores matemáticos, correspondiam a um conjunto de expressões matemáticas que delimitavam o volume ocupado por cada órgão ou tecido. Como as equações matemáticas utilizadas limitavam-se à representação de estruturas geométricas mais simples, a descrição dos órgãos e tecidos era feita de forma bastante aproximada. Os recursos computacionais da época em que estes modelos foram construídos impunham a sua simplicidade.

Felizmente, o avanço da tecnologia de obtenção de imagens internas do corpo humano, proporcionando uma melhor qualidade e capacidade de armazenamento destas em formato digital, aliado ao notável progresso na velocidade e capacidade de processamento dos computadores, tornaram possível uma nova forma de construção de modelos antropomórficos, os simuladores baseados em elementos de volume, também denominados simuladores tomográficos. Estes novos simuladores são construídos a partir de uma superposição de imagens obtidas por Tomografia Computadorizada ou por Ressonância Magnética, que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Os diversos órgãos e tecidos são segmentados de acordo com os diferentes níveis de densidade retratados nos diferentes tons de cinza apresentados. Sobreposição-se a cada imagem linhas entrecruzadas formando um reticulado cujo espaçamento irá determinar as dimensões horizontais de cada um dos elementos de volume que compõem o simulador. A dimensão vertical dos elementos de volume é determinada pela distância entre as seções retratadas nas imagens. Os dados referentes à localização (x,y,z), densidade e órgão a que pertence o elemento de volume são armazenados em um banco de dados que se constituirá no modelo do corpo analisado.

Para que o procedimento descrito acima seja eficiente, principalmente em se tratando de planejamento de aplicações terapêuticas, deve ser realizado em um curto período de tempo. A segmentação¹ dos órgãos e tecidos e o armazenamento das informações para a construção do simulador, muitas vezes feitos através de um processo manual ou por meio de algoritmos complicados, para atender à necessidade de adequação aos programas que simulam o transporte de radiação, constituem o principal empecilho para que o método seja utilizado com eficácia nestes casos. Desta forma, procedimentos alternativos que contribuam para que estas atividades sejam desenvolvidas em períodos de tempo menores devem ser propostos.

Este trabalho apresenta um programa de computador, denominado MCvoxEL, que calcula o transporte de radiação em modelos baseados em elementos de volume. Os simuladores são construídos utilizando uma nova técnica que foi implementada visando simplificar o processo de segmentação de órgãos e tecidos, diminuindo o tempo empregado neste procedimento.

¹ Em termos mais específicos, a segmentação diz respeito ao processo de subdivisão da imagem em várias regiões semelhantes sem rotular cada uma destas regiões. Um outro processo, a classificação, associa rótulos às regiões segmentadas. Neste trabalho, em função da metodologia utilizada, estes dois processos são executados simultaneamente. Portanto, o termo segmentação é utilizado no texto para denominar o procedimento que envolve a execução destes dois processos.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A dosimetria numérica, que utiliza simulações em computador para estimar os efeitos das interações que ocorrem quando pessoas são submetidas a fontes de radiação ionizante, combina técnicas de Monte Carlo e simuladores do corpo humano. Este capítulo fornece um breve histórico do seu desenvolvimento.

2.1 - O Método de Monte Carlo

Um exemplo freqüentemente utilizado para apresentar o método de Monte Carlo é conhecido como o problema da agulha de Buffon. Trata-se de um dos mais antigos problemas, talvez o primeiro documentado, cuja solução envolve a utilização de amostragem aleatória. O naturalista francês Georges-Louis Leclerc, Comte de Buffon, estava interessado na probabilidade de que, ao soltar uma agulha fina de comprimento d sobre uma superfície plana cortada por linhas retas paralelas, separadas por uma distância D , a agulha interceptasse alguma das linhas (Buffon, 1777). Se a agulha é lançada um grande número N de vezes, e são observadas n interseções, então a probabilidade pode ser estimada por n/N . Há registro de experimentos realizados, um século após a proposição do naturalista francês, buscando obter uma estimativa da probabilidade desejada (Hall, 1873). Atualmente, esta estimativa pode ser facilmente obtida, de modo bem menos tedioso, utilizando técnicas de Monte Carlo implementadas em um programa de computador. O caso mais simples ocorre quando o comprimento da agulha é igual à distância entre as linhas paralelas ($d = D = 1$). Um dos possíveis resultados para esta situação está mostrado na Figura 1. Para simular cada lançamento da agulha é necessária a determinação de duas variáveis: a distância d_{LC} do centro da agulha à linha mais próxima e o ângulo θ entre o eixo longitudinal da agulha e as linhas paralelas. Dois números aleatórios sorteados no intervalo (0,1) são utilizados: um para definir a posição do ponto central da agulha e mais um para o ângulo θ .

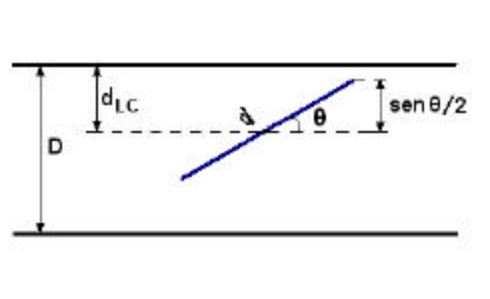


Figura 1. Possível resultado de um lançamento da agulha.

A cada lançamento o programa deve então testar se houve ou não uma interseção.

$$d_{LC} \leq \frac{\text{sen} \theta}{2} \quad (1)$$

Caso a desigualdade acima seja satisfeita, deve ser computada uma interseção. O programa deve acumular o número de lançamentos e de interseções ocorridas. Ao final de um grande número de simulações a probabilidade buscada por Buffon pode ser estimada (o Apêndice 1 apresenta a listagem de um programa, desenvolvido em linguagem Pascal, implementando os procedimentos acima e os resultados obtidos para diferentes números de lançamentos simulados).

Alguns dos principais componentes de um algoritmo Monte Carlo estão presentes no exemplo descrito acima:

- *Distribuição de probabilidades:* O sistema físico (ou matemático), que se quer estudar, deve ser descrito por uma ou mais distribuições de probabilidades. Neste caso, foi utilizada diretamente a distribuição uniforme para simular os eventos desejados. Quando necessário, outras distribuições podem ser obtidas utilizando

métodos de transformação (Bustos e Frery, 1992, Lewis e Orav, 1989).

- *Gerador de números aleatórios*: Deve-se ter disponível uma fonte rápida e confiável de números aleatórios independentes e uniformemente distribuídos no intervalo $(0, 1)$.
- *Marcação ou contagem*: Os resultados de cada simulação devem ser acumulados. Contadores foram utilizados para acumular o número de tentativas e sucessos.

Pode-se afirmar que a aplicação do código de Monte Carlo buscando a solução do problema da agulha de Buffon, conforme descrito acima, corresponde à execução de "experimentos virtuais". O neologismo justifica-se, pois são simulados todos os procedimentos seguidos por alguém que, eventualmente, quisesse executar fisicamente todos os passos envolvidos no processo. Quando isto acontece, o procedimento é denominado de método de Monte Carlo análogo.

Quando são feitas algumas simplificações e os eventos não são integralmente simulados utiliza-se o método de Monte Carlo não-análogo. Esta versão do método caracteriza-se pela utilização de procedimentos, denominados técnicas de redução de variância, que visam a obtenção de melhores resultados com a diminuição da quantidade de simulações ou do tempo empregado em cada simulação. Alguns conceitos importantes são aplicados por especialistas em Monte Carlo para aumentar a eficiência computacional, melhorar as técnicas de amostragem e obter resultados mais confiáveis a um custo menor. Turner et al. (1985), Briesmeister (1993) e também Kawrakow e Fippel (2000) exemplificam alguns métodos de redução de variância: amostragem estratificada; transformações exponenciais; multiplicação com roleta russa; técnicas de rejeição, dentre outras. Alguns destes procedimentos são adotados no programa de computador objeto deste trabalho e serão descritas oportunamente no capítulo Materiais e Métodos.

O método de Monte Carlo é geralmente atribuído ao grupo de cientistas do Projeto Manhattan, que trabalhou nos anos 40, no desenvolvimento de armas nucleares. A denominação do método é atribuída a Nicholas Metropolis que, ao escolher o nome do famoso cassino, destacou a vinculação entre as técnicas de amostragem estatística e os jogos de azar. Neste mesmo período, foi construído o primeiro computador (ENIAC - Eletronic Numerical Integrator and Computer), cujo objetivo inicial era contribuir na realização de cálculos em balística (Briesmeister, 1993). Esta nova ferramenta viabilizou a aplicação de técnicas de amostragem estatística na solução de problemas matemáticos, o que até então era impraticável, fornecendo o suporte necessário à aplicação do método então emergente.

A primeira formulação de um algoritmo aplicando técnicas de Monte Carlo para cálculo em um computador eletrônico foi objeto de uma carta enviada por John von Neumann a Robert Richtmyer, em março de 1947, propondo o uso de um método estatístico para resolver problemas de difusão e multiplicação de nêutrons em processos de fissão (Briesmeister, 1993).

Os primeiros algoritmos utilizavam linguagem de máquina e cada programa resolvia um problema específico. Os comandos eram "escritos" diretamente em gigantescas parafernalias de válvulas e circuitos que caracterizavam os primeiros computadores. Apesar destas enormes dificuldades iniciais, acompanhando o progresso rápido alcançado pelos computadores, muitas aplicações puderam ser implementadas, tornando o método de Monte Carlo uma ferramenta utilizada nos mais diversos campos: física, matemática, finanças, tratamento de imagens, dentre outros.

No estudo do transporte de radiação, uma grande contribuição foi proporcionada por Kahn (1956), ao apresentar a técnica de amostragem sobre a fórmula de Klein-Nishina, que permitiu a completa simulação do espalhamento Compton (Raeside, 1976). Esta técnica é utilizada atualmente por muitos programas que calculam o transporte de radiação em meios materiais, inclusive pelo programa apresentado neste trabalho.

Técnicas de Monte Carlo são também utilizadas na solução de integrais definidas. No exemplo a seguir, deseja-se estimar a área sombreada apresentada na Figura 2.

A área sob a curva $f(\theta)$, entre $\theta = 0$ e $\theta = \pi$, pode ser obtida analiticamente:

$$A = \int_0^{\pi} f(\theta) d\theta = \frac{1}{2} \int_0^{\pi} \sin \theta d\theta = 1 \quad (2)$$

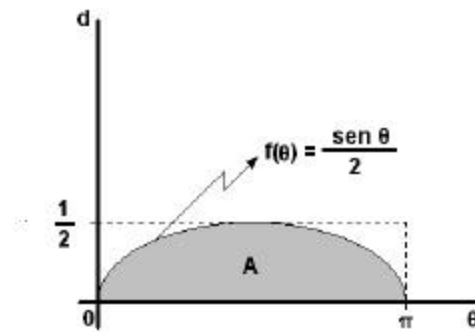


Figura 2. Área sob a curva $f(\theta)$

O valor de A pode ser estimado por uma técnica alternativa adotando-se o seguinte procedimento denominado de método do Valor Médio:

- Sorteia-se um grande número de valores θ_i , no intervalo $(0, \pi)$;
- Calcula-se o d médio, da seguinte forma:

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(\theta_i) \quad (3)$$

- A área pode então ser estimada por:

$$A \approx p\bar{d} \quad (4)$$

Geometricamente, define-se um retângulo, com base igual a $\bar{d}$ e altura igual a $\bar{d}$, cuja área aproxima-se da área A desejada. Uma segunda relação entre áreas permite que o problema seja resolvido de outra forma:

- Sorteia-se um grande número de pontos no interior do retângulo tracejado da Fig. 2.
- Verifica-se cada ponto sorteado quanto à sua localização. Se estiver abaixo da curva $f(\bar{e})$, um sucesso deve ser computado.
- Se os pontos forem uniformemente distribuídos, o número de tentativas será proporcional à área do retângulo e o número de sucessos será proporcional à área abaixo da curva $f(\bar{e})$ e, por consequência:

$$A = \frac{np}{2N} \quad (5)$$

O Apêndice 1 também apresenta a listagem de um programa, desenvolvido em linguagem Pascal, implementando o algoritmo do método do Valor Médio e também os resultados obtidos para diferentes números de simulações. Note-se que o segundo método apresentado para o cálculo da integral definida corresponde ao algoritmo utilizado na resolução do problema da agulha de Buffon.

Quando o sorteio de números aleatórios é utilizado na resolução de integrais definidas, caracteriza-se o procedimento denominado Integração Monte Carlo. Esta técnica torna-se particularmente atrativa no caso de integrais complicadas, multidimensionais, com difícil solução analítica (o exemplo acima foi incluído apenas para fins didáticos).

Os Geradores de Números Aleatórios (GNA) são os fabricantes do ingrediente essencial de todas as simulações Monte Carlo. O resultado destas simulações

depende fortemente das propriedades estatísticas do conjunto de números gerados. Portanto, a criação, implementação e verificação da qualidade destes geradores têm se configurado em um vasto campo de estudo, atraindo a atenção e esforços de diversos pesquisadores em todo o mundo. Marsaglia (1990), Knuth (1997) e L'Ecuyer (1997), dentre outros, merecem especial deferência em função de suas valorosas contribuições. O rápido desenvolvimento dos computadores e o aprimoramento dos programas de simulação que se tornam mais abrangentes e precisos indicam que estes esforços tendem a aumentar consideravelmente, visando suprir a demanda por GNAs de melhor qualidade.

Números verdadeiramente aleatórios podem ser produzidos por aparelhos que registrem eventos cuja ocorrência é imprevisível, emissões radioativas e ruído eletrônico, por exemplo. Porém, este tipo de gerador apresenta uma deficiência crucial que é a impossibilidade de repetir uma determinada seqüência de números gerados. Repetição esta, necessária no caso de eventuais correções no programa que implementa as simulações.

Atualmente, embora pareça contraditório, a forma mais conveniente e mais confiável de se obter números aleatórios é pelo uso de um algoritmo determinístico. Os métodos aritméticos adotados pelos geradores de números aleatórios, utilizados em simulações computacionais, fornecem os números em uma seqüência onde cada novo componente pode ser determinado a partir do conhecimento de um (ou vários) de seus predecessores e da expressão matemática utilizada. Desta forma, a expressão “números aleatórios” não é adequada para descrever os números gerados, se considerarmos a previsibilidade com que estes são produzidos. Por este motivo, os geradores são denominados de pseudo-aleatórios, pois atuam, na realidade, de forma determinística. Por outro lado, se os geradores forem bem projetados, podem produzir números aparentemente independentes, supostamente oriundos da ocorrência de variáveis aleatórias com distribuição uniforme, para um observador que desconheça o algoritmo utilizado. Para avaliar a qualidade de um gerador, e a sua adequação para determinada simulação, existem vários conjuntos de testes (DIEHARD, 1996; Knuth, 1997 e Gammel, 1998) que podem ser efetuados. Todo GNA candidato a ser usado em simulações Monte Carlo, que pretendam ser confiáveis, deve passar por esta grande bateria de testes com a função de

detectar qualquer provável correlação entre os números de uma sequência gerada. Também é importante que o gerador utilizado tenha um período (tamanho da sequência gerada sem repetição dos números fornecidos) maior que a quantidade de números necessária para uma dada aplicação. Objetivando simplificar e dar mais fluência ao texto, deste ponto em diante será utilizada a expressão "*número aleatório*" significando um número fornecido pelo GNA utilizado (apresentado no item 3.1), ficando os critérios de independência, uniformidade e qualidade da sequência gerada atrelados às considerações acima.

No universo dos programas de computador, que empregam técnicas de Monte Carlo para simular o transporte de radiação, dois códigos firmaram-se como referência: o primeiro denominado Monte Carlo N-Particle - MCNP (Briesmeister, 1993) e o Electron Gamma Shower - EGS4 (Bielajew e Rogers, 1987). Em virtude da grande abrangência de suas simulações a interface destes programas com o usuário é bastante complicada exigindo um certo grau de especialização. Como alternativa, programas mais simples são desenvolvidos, com objetivos mais específicos, normalmente já acoplados aos modelos antropomórficos desenvolvidos (Kramer et al, 1982; Jones, 1997).

2.2. - Simuladores Antropomórficos

A construção do primeiro modelo antropomórfico heterogêneo utilizado em cálculos para avaliar os efeitos da radiação (Snyder et al. 1969) representou o primeiro grande passo para consolidar a utilização do método de Monte Carlo na estimativa de doses, provenientes de fontes internas ou externas de radiação, em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Este modelo, revisado anos depois (Snyder et al. 1978), representava um homem caucasiano de 20 a 30 anos de idade, pesando 70 kg, medindo 1,74 m de altura, baseado no conceito de "Homem de Referência" para aplicações em proteção radiológica (ICRP-23, 1975). Os órgãos e tecidos eram descritos por expressões matemáticas que definiam suas formas e volumes por meio de figuras geométricas simples (cilindros, esferas, elipsóides e planos). Três meios diferenciados quanto à densidade foram utilizados para distinguir os diferentes tecidos: osso, tecido mole² e pulmão. Com estas

² Tecidos que têm densidade próxima de 1,0 g/cm³.

características, este simulador proporcionou um grande avanço na qualidade dos resultados em relação aos obtidos com os simuladores utilizados até então: conjunto de esferas separadas com densidade homogênea representando os órgãos do corpo humano. Por ter sido publicado no Pamphlet No. 5 do Medical Internal Radiation Dose Committee da Society of Nuclear Medicine, tornou-se conhecido na literatura como o simulador MIRD-5 (também citado como simulador "Snyder-Fisher"). Neste trabalho pioneiro, Snyder e seus auxiliares publicaram as frações parciais de energia absorvida, $\phi(A \leftarrow F)$, em 25 regiões alvo do corpo, proveniente de 16 regiões que foram consideradas fontes homogêneas de fótons monoenergéticos.

Versões posteriores proporcionaram melhoramentos e novos modelos representando sexos e idades diferentes produziram uma grande "família" de simuladores derivados do modelo Snyder-Fisher.

Kramer et al., (1982), construíram dois simuladores matemáticos adultos, denominados ADAM e EVA, baseados nas características de construção do simulador MIRD-5, e nas massas médias dos órgãos fornecidas pela ICRP 23 (1975), para os sexos masculino e feminino. O procedimento para a construção do simulador feminino constou de uma diminuição proporcional dos órgãos e regiões do simulador MIRD-5, tomando como referência a razão entre as massas do corpo inteiro da mulher e do homem, em uma primeira aproximação. Em seguida, as massas dos órgãos femininos foram modificadas, com base nas razões entre as raízes cúbicas das massas dos dados fornecidos pela ICRP 23. Então, ovários, útero e seios foram introduzidos no modelo. Estes dois simuladores foram utilizados para o cálculo de doses provenientes de fontes externas de radiação em diferentes situações: exposições ocupacionais (Williams et al., 1984a); aplicações em radioterapia (Williams et al., 1984b) e raios-X diagnóstico (Drexler et al., 1984).

Uma grande contribuição para estender a aplicação deste tipo de simulador a uma faixa maior de pessoas de diferentes idades e sexos foi proporcionada por Cristy (1980) quando apresentou os conjuntos de equações que descreviam a forma e volume dos órgãos de pessoas de várias idades (recém-nascido, 1, 5, 10, 15 anos e adulto) baseados em descrições anatômicas. Em um trabalho posterior, Cristy e Eckerman (1987) publicaram

frações específicas de energia absorvida em vários órgãos do corpo proveniente de fontes de fótons monoenergéticos em vários outros órgãos. Neste trabalho foram utilizados os simuladores descritos por Cristy (1980), porém, com várias modificações. As densidades e composições elementares dos tecidos sofreram alterações em todos os simuladores. O simulador de 15 anos foi reprojetoado para que representasse um adolescente masculino de 15 anos de idade e uma mulher adulta. Neste mesmo artigo foi apresentado um resumo dos métodos utilizados para computar as frações de energia depositadas.

Para estudar os efeitos de aplicações de radiação em mulheres gestantes, Stabin et al., (1995) apresentaram a descrição de uma série de simuladores que representavam uma mulher adulta não gestante e em diferentes períodos de gestação (3, 6 e 9 meses). Devido ao movimento do feto no interior do útero não foi possível determinar a localização dos seus órgãos em relação aos órgãos da mãe, por este motivo, os modelos fetais apresentados não continham descrição individual dos seus órgãos, e apenas uma dose média para o feto pôde ser calculada. Frações específicas de energia absorvida foram calculadas para cada região alvo (incluindo feto, placenta e parede uterina) em função da energia dos fótons emitidos a partir de diversas regiões fonte.

Por mais de duas décadas, os simuladores matemáticos derivados do modelo MIRD-5, permitiram importantes avanços no campo de estudo da distribuição de doses em diferentes órgãos do corpo humano que dificilmente seriam possíveis com a utilização de simuladores físicos. Recentes contribuições no melhoramento destes modelos foram feitas por Bouchet et al. (1996) que apresentaram as estruturas da cabeça e pescoço de um simulador adulto de forma mais refinada. Estes refinamentos foram estendidos a cinco modelos pediátricos de cabeça e pescoço por Bouchet e Bolch (1999). Porém, apesar dos esforços dos pesquisadores em buscar descrições matemáticas cada vez mais precisas das estruturas presentes no corpo humano, a complexidade dos detalhes anatômicos (por exemplo: a distribuição da medula ativa no interior do tecido ósseo), constitui-se em grande obstáculo para que os resultados sejam mais precisos e, com todos os refinamentos introduzidos, os simuladores matemáticos permanecem ainda distantes da realidade.

Como alternativa à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu recentemente uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Ao contrário dos simuladores matemáticos, estes novos modelos baseados em imagens (obtidas por Tomografia Computadorizada ou por Ressonância Magnética), também conhecidos como simuladores tomográficos ou baseados em elementos de volume, apresentam uma estrutura composta de pequenos blocos retangulares denominados *voxels* (volume elements). Estes simuladores, são construídos a partir da superposição de uma seqüência de imagens que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do indivíduo a ser modelado. Os diversos órgãos são segmentados de acordo com os diferentes níveis de densidade dos tecidos retratados nos diferentes tons de cinza apresentados. Sobre põe-se então a cada imagem linhas entrecruzadas formando um reticulado cujo espaçamento irá determinar as dimensões horizontais de cada elemento de volume. Por sua vez, a dimensão vertical será determinada pela distância entre as seções retratadas nas imagens da seqüência. Os dados referentes às dimensões de cada voxel, sua localização, densidade e o órgão a que pertencem são então armazenadas em um banco de dados que se constituirá no simulador do indivíduo a ser analisado.

Imagens tomográficas de duas crianças, uma com 8 semanas e outra com 7 anos de idade, foram utilizadas na construção de dois modelos baseados em elementos de volume apresentados por Veit et al. (1989), desenvolvidos no Instituto de Proteção Radiológica do GSF³-Alemanha. Uma interessante técnica utilizada para melhorar a resolução da distribuição da medula óssea no esqueleto foi introduzida. Uma imagem obtida por tomografia computadorizada é composta por uma matriz de pontos com diferentes tonalidades de cinza que retratam as diferentes densidades dos tecidos. A cada ponto foi atribuído um *valor cinza* que, neste caso, variou de 0 a 255. Os elementos de volume pertencentes ao esqueleto apresentam uma grande variedade de densidades, representando misturas de osso compacto ($1,8 \text{ g/cm}^3$) e medula óssea ($1,0 \text{ g/cm}^3$). A proporção de medula óssea em cada voxel foi determinada usando o *valor cinza* do voxel na interpolação linear entre os valores associados ao osso compacto e à medula óssea,

³ Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung

respectivamente. Posteriormente, cinco outros simuladores tomográficos adultos foram construídos no mesmo centro de pesquisa constituindo a família GSF de simuladores baseados em elementos de volume (Petoussi-Henss et al., 2002).

Zubal et al. (1996a) desenvolveram um modelo a partir de uma seqüência de 124 imagens transversas da cabeça de um homem de 35 anos obtidas por ressonância magnética. As 124 fatias retratadas abrangem apenas a região que começa à altura do palato duro e termina no topo da cabeça. O contorno de cada órgão ou região foi desenhado manualmente em cada uma das 124 imagens, resultando na segmentação de 62 estruturas anatômicas diferentes. As posições (X,Y) de todos os pontos que compõem os contornos dos órgãos e regiões foram armazenadas em arquivos. Um algoritmo foi desenvolvido para preencher o interior de cada contorno com um único valor índice associado a uma estrutura anatômica, produzindo o banco de dados que representa as imagens segmentadas. Dois outros modelos parciais (cabeça e tronco) foram também desenvolvidos por Zubal et. al (1996b) adotando esta mesma técnica.

Jones (1997) utilizou um simulador tomográfico para determinar doses efetivas sob variadas condições de irradiação externa por fótons com energias entre 10 keV e 10 MeV. No simulador NORMAN, então apresentado, constituído por cubos com arestas de 2mm de comprimento, cada elemento de volume é homogêneo mas sua composição e densidade dependem da localização no interior do corpo. A capacidade de representar as estruturas com maior definição aumenta quando o tamanho dos elementos de volume diminui, porém, a resolução dos equipamentos de obtenção de imagens e o grande aumento das informações a serem processadas limitaram este procedimento. Para estimar as doses nos órgãos foram efetuadas alterações em uma versão anterior de um programa de computador que utilizava o método de Monte Carlo para cálculo de doses em um simulador matemático. Poucas alterações foram feitas no programa e as maiores dificuldades foram as associadas ao grande número de informações armazenadas e à localização do ponto de incidência de cada fóton na superfície (pele) do simulador. Nos cálculos efetuados, quatro milhões de fótons emitidos pelas fontes simuladas foram acompanhados através do modelo tomográfico em cada simulação.

Um ambicioso projeto concebido em 1988 e iniciado em 1991, denominado Visible Human Project, almejando construir a biblioteca de imagens digitais mais detalhada sobre a anatomia do corpo humano, foi desenvolvido pela National Library of Medicine. Como resultado, um grande número de imagens tomográficas obtidas por ressonância magnética, tomografia computadorizada e fotografias coloridas dos corpos de um homem e de uma mulher adultos foi gerado. Para que se tenha idéia da magnitude deste banco de imagens, alguns exemplos podem ser citados: foram obtidas 1871 imagens fotográficas de seções do corpo masculino. Estas imagens foram obtidas fotografando a superfície de topo do corpo congelado após a remoção de sucessivas fatias de 1mm de espessura. No caso do corpo feminino as fatias removidas após cada fotografia tinham a espessura de 0,33mm! As imagens geradas por ressonância magnética foram obtidas em intervalos de 4mm e as de tomografia computadorizada em intervalos de 1mm. Todo este banco de dados está disponível na Internet (NLM, 2001) ao acesso de pesquisadores em ciências biomédicas e outras aplicações. Atlas anatômicos foram desenvolvidos (Spitzer e Whitlock, 1998), cursos interativos de anatomia (Bouvier et al., 1998), passeios virtuais através do Homem Visível podem ser efetuados e aplicações no estudo do transporte de radiação podem ser desenvolvidas.

Xu et al. (2000) descreveram o desenvolvimento de um modelo tomográfico de corpo inteiro, denominado VIP-Man, utilizando as imagens fotográficas geradas pelo Visible Human Project para cálculo de doses provenientes de fontes de fótons, elétrons, nêutrons e prótons. Neste artigo são fornecidas informações para a construção de um simulador baseado em elementos de volume: 1) obtenção das imagens; 2) identificação e segmentação dos órgãos e tecidos e 3) utilização dos dados anatômicos junto ao programa de Monte Carlo que simula o transporte de radiação.

Analisando-se a evolução dos simuladores antropomórficos no decorrer destas últimas três décadas, constata-se que estes modelos estão evoluindo para representar cada vez mais fielmente o corpo humano, não se restringindo apenas aos modelos de referência, mas permitindo também o estudo de indivíduos específicos. Como resultado, os cálculos dosimétricos estão sendo aprimorados.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Gerador de Números Aleatórios

O gerador de números aleatórios utilizado no presente trabalho é uma versão comercial, desenvolvida em linguagem Delphi⁴, do gerador proposto por Marsaglia e Zaman (1994) denominado MZРАН13. Este GNA, com um período de 2^{125} , adquirido via Internet (EOI, 2000), combina dois outros geradores de estruturas diferentes: o primeiro do tipo linear congruente (Linear Congruential Generator, LCG); e o segundo do tipo subtração com empréstimo (Subtract With Borrow, SWB).

O uso de GNA's combinados é encorajado por alguns especialistas no assunto:

- De forma geral, a combinação de diferentes seqüências de números aleatórios produz seqüências com um melhor comportamento estatístico (Knuth, 1997);
- Estudos sugerem que a combinação de dois ou mais GNA's simples produz um GNA composto com melhor qualidade que cada um dos componentes. Outra característica atraente dos GNA's compostos: tendem não apenas a produzir seqüências mais uniformes, eles as produzem de forma mais independente (DIEHARD, 1996);
- Atualmente os GNA's baseados em métodos de combinação fornecem as melhores seqüências (Gammel, 1998).

Uma matriz com as sementes utilizadas pelo gerador SWB foi incluída junto ao código do gerador. O fornecedor (Engineering Objects International, Fairfax VA, USA) informa que o GNA foi submetido a um rigoroso escrutínio científico e apresentou excelente comportamento. Todavia, o gerador foi submetido, e aprovado, a quatro testes

⁴ (Borland Co., Scotts Valley, Calif., USA)

freqüentemente utilizados na avaliação de GNA's: chi-quadrado; Kolmogorov-Smimov; teste das permutações e o teste das corridas (runs test) (Bustos e Frery, 1992; Law e Kelton, 1982).

3.2. O Cálculo do transporte da radiação

O cálculo da energia depositada em cada região de interesse é feito utilizando métodos computacionais que aplicam técnicas de Monte Carlo. A "história" de cada fóton começa quando ele é emitido na fonte. Sua posição (x,y,z), energia inicial e direção são definidas. Quando se trata de fontes monoenergéticas atribui-se um único valor para a energia de cada fóton emitido. No caso de fontes em que a energia dos fótons assume valores dentro de um amplo espectro (aparelho de raios-X, por exemplo), a escolha da energia inicial do fóton se processa da seguinte forma:

- O espectro diferencial do equipamento (figura 3) é integrado e normalizado (Figura 4).

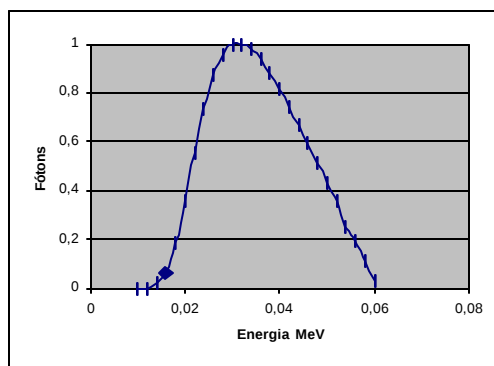


Figura 3. Espectro diferencial

- A partir dos dados mostrados na Figura 4 os valores de energia (abscissa) e de probabilidade de ocorrência (ordenada) são armazenados em uma seqüência crescente, de zero à energia máxima.

- Sorteia-se então um número aleatório q no intervalo $(0,1)$ e a probabilidade de ocorrência de cada energia é comparada a este número num processo de repetição ascendente.

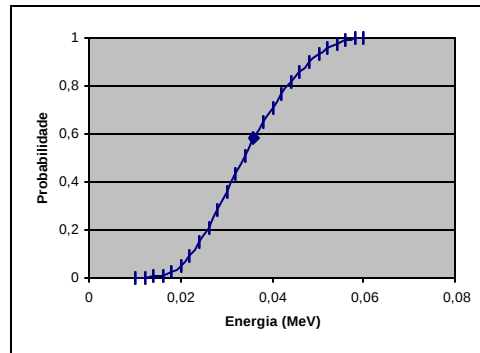


Figura 4. Espectro integral

- Quando a probabilidade de ocorrência torna-se maior que q , então a energia inicial do fóton será a correspondente a esta probabilidade.

Números aleatórios são também utilizados para definir a geometria da fonte simulada. As fontes internas, pontuais e isotrópicas presentes nos testes realizados visando a validação do programa ora apresentado (item 4.1) foram simuladas segundo o algoritmo a seguir (neste caso, para uma fonte localizada no centro de coordenadas):

Início

Repita

$$x \leftarrow 2 * q - 1$$

$$y \leftarrow 2 * q - 1$$

$$z \leftarrow 2 * q - 1$$

Até que $(x^2 + y^2 + z^2 \leq 1)$

$$D \leftarrow \text{RAIZ}(x^2 + y^2 + z^2)$$

$$\cos\alpha \leftarrow x/D$$

$$\cos\beta \leftarrow y/D$$

$$\cos\gamma \leftarrow z/D$$

Fim

onde q é um número aleatório no intervalo (0,1) e o símbolo $\leftarrow$ denota o comando de atribuição. O algoritmo começa com uma estrutura de repetição que fornece como resultado um ponto (x, y, z) no interior de uma esfera de raio unitário com centro na posição $(0, 0, 0)$. Em seguida calcula-se a distância D entre o ponto e a origem de coordenadas (a função $RAIZ()$ fornece o valor da raiz quadrada da expressão entre parêntesis). Finalmente, os co-senos diretores são calculados dividindo-se o valor de cada coordenada pela distância do ponto à origem.

Quando fontes externas ao modelo são simuladas o processo torna-se um pouco mais complicado. Neste caso, a definição da geometria da fonte abrange também a determinação do ponto de incidência da trajetória inicial do fóton na superfície (pele) do modelo, pois é a partir deste ponto que o fóton começa a ser "acompanhado" pelo programa. Um procedimento para a simulação de uma fonte pontual externa, com campo circular, incidindo sobre um simulador matemático foi apresentado por Loureiro (1998). Na definição das fontes externas de radiação incidindo sobre o modelo baseado em elementos de volume, simuladas no presente trabalho, foi adotado o seguinte procedimento:

- Foram definidos, primeiramente, os elementos de volume que compõem a região de incidência dos fótons na superfície do modelo.
- Pontos (x, y, z) são sorteados na superfície externa destes elementos de volume.
- A direção inicial de cada fóton simulado será a mesma da reta que une cada ponto sorteado ao ponto de localização da fonte.

O transporte de fótons através da matéria apresenta um comportamento peculiar que pode ser descrito pelas seguintes características:

- A probabilidade de ocorrência de uma colisão em um intervalo de comprimento Δx é proporcional a este comprimento.
- A probabilidade de que haja mais de uma colisão ao longo do intervalo Δx tende a zero com Δx . Havendo uma interação no intervalo, ou o fóton é totalmente absorvido ou tem sua trajetória desviada.
- As ocorrências de colisões em intervalos não sobrepostos⁵ são independentes, isto é, o fóton não armazena um histórico de suas interações anteriores.

Sob o ponto de vista da teoria das distribuições de probabilidades, as propriedades acima definem um processo de Poisson.

O que interessa ao acompanhamento da trajetória do fóton no interior do modelo é a distância percorrida até que aconteça uma interação. A distribuição dos intervalos Δx entre dois sucessos consecutivos para um processo de Poisson é fornecida pela distribuição exponencial (Meyer, 1983), cuja função densidade de probabilidade é dada por:

$$\begin{cases} f(x) = 0 & (x < 0) \\ f(x) = \mu e^{-\mu x} & (x \geq 0) \end{cases} \quad (6)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação do meio material.

Portanto, a função de distribuição acumulada $F(x)$ é dada por:

⁵Não apresentam subintervalos em comum, o início do próximo se dá imediatamente depois do final do anterior.

$$F(x) = P(X \leq x) = \int_0^x m e^{-mt} dt \quad (7)$$

que denota a probabilidade de que uma variável aleatória X possa assumir valor igual a x ou menor, sendo $F(x)$ definida em todo intervalo $(0,1)$. Então:

$$P(X \leq x) = 1 - e^{-mx} \quad (8)$$

O que se faz na prática é utilizar um número aleatório q no intervalo $(0, 1)$ para representar a probabilidade descrita pelo primeiro membro da equação acima,

$$q = 1 - e^{-mx} \quad (9)$$

e resolver esta equação, por inversão, buscando o valor de x :

$$x = \frac{-\ln(1-q)}{m} \quad (10)$$

Como $(1 - q)$ também é uniformemente distribuído no intervalo $(0, 1)$, o valor de x que é a distância percorrida pelo fóton até um local de interação, cuja média é o livre caminho médio entre interações, é obtido da seguinte equação:

$$x = \frac{-\ln q}{m} \quad (11)$$

O valor do coeficiente de atenuação μ varia em função da energia do fóton, da composição e densidade do meio em que este se desloca. A obtenção dos coeficientes de atenuação referentes aos meios utilizados neste trabalho é descrita no item 3.3.

Formalmente, o processo descrito acima se constitui na aplicação de uma técnica de transformação, usando o método de inversão, para obter variáveis aleatórias com distribuição exponencial a partir da distribuição uniforme (Bustos e Frery, 1992, Lewis e Orav, 1989).

Seria um procedimento muito caro, em termos computacionais, avaliar cada mudança de densidade ao longo da trajetória do fóton entre dois pontos de interação. Objetivando um maior rendimento, ou seja, melhores resultados com um tempo computacional menor (técnica de redução de variância), o coeficiente de atenuação μ utilizado na equação (11) será sempre o do meio mais denso presente no simulador para a energia do fóton considerado (μ_{MAX}), acarretando assim menores caminhos percorridos entre duas possíveis interações.

A seqüência de comandos que executam a simulação dos possíveis locais de interação dos fótons ao atravessar o modelo heterogêneo está representada no fluxograma (Apêndice 2) e no Diagrama de Blocos (Apêndice 3).

Somando-se o valor de x calculado na equação (11) na direção do deslocamento anterior, obtém-se um ponto de uma provável interação. O programa então verifica se este ponto encontra-se no interior do simulador e, caso positivo, determina o órgão ou tecido correspondente. Neste momento é realizado o teste de colisão. Este teste é feito para compensar o erro introduzido ao se considerar sempre o coeficiente do meio mais denso na equação (11). Espera-se que o fóton ao transitar por meios menos densos percorra deslocamentos maiores sem ocorrência de interação. Por outro lado, ao atravessar meios mais densos a probabilidade de que haja colisão em intervalos menores deve ser maior. Este comportamento pode ser testado matematicamente através da avaliação da inequação (12) que compara a razão entre o coeficiente de atenuação μ_i do meio em que se

localiza o ponto e o coeficiente de atenuação do meio mais denso presente no simulador μ_{MAX} com um número aleatório q no intervalo (0, 1). Esta técnica de redução de variância é conhecida como *Woodcock tracing* (Woodcock et al, 1965; Kawrakow e Fippel, 2000).

$$\frac{m_i}{m_{MAX}} \geq q \quad (12)$$

O resultado "verdadeiro" da avaliação da inequação (12) implicará na ocorrência de colisão. Em meios mais densos, a razão entre os coeficientes aproxima-se de 1, aumentando a probabilidade de que esta razão seja maior que o número aleatório q sorteado e, conseqüentemente, a probabilidade de colisão é maior. Por outro lado, em meios de menor densidade a razão entre os coeficientes diminui, aproximando-se de zero, reduzindo assim a probabilidade de satisfação da desigualdade e, por conseguinte, o resultado mais provável da avaliação é o "falso", que corresponde à não ocorrência de interação.

Os três fenômenos que contribuem de forma mais substancial na deposição de energia por fótons ao atravessarem a matéria são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. O processo de produção de pares ainda não foi contemplado na atual versão do programa MCvoxEL. Portanto, o seu uso deve ser limitado a simulações que envolvam energias inferiores a 1,02 MeV. A probabilidade de ocorrência deste tipo de evento é nula para fótons com energia abaixo deste patamar por que na produção de pares toda a energia do fóton incidente é transformada em duas partículas (elétron e pósitron) cujas massas correspondem a aproximadamente 0,51 MeV. O excedente de energia irá compor a energia cinética destas duas partículas.

No espalhamento Compton o fóton transfere apenas parte de sua energia para o elétron (que é ejetado de sua órbita) e sofre um desvio na sua trajetória inicial. Na simulação deste processo, a energia do fóton remanescente e o ângulo de espalhamento são obtidos da seguinte forma:

1. A variação no comprimento de onda do fóton é dada pela fórmula de Compton (equação (13)), onde h é a constante de Planck, c é a velocidade da luz e m_0 é a massa de repouso do elétron. Esta equação é utilizada pelo programa para calcular o ângulo θ de espalhamento.

$$l' - l = \left(\frac{h}{m_0 c} \right) (1 - \cos q) \quad (13)$$

2. O valor de λ' é obtido aplicando-se uma técnica de amostragem, proposta por Kahn (1956), sobre a fórmula de Klein-Nishina para a seção de choque diferencial de espalhamento $d\sigma$ (equação (14)). Esta expressão fornece uma medida da probabilidade de que um fóton incidente, com comprimento de onda λ , ao interagir com um elétron livre seja espalhado no interior do ângulo sólido $d\Omega$ com um comprimento de onda λ' (r_0 é o clássico raio do elétron). A amostragem realizada fornece a distribuição dos ângulos de espalhamento em função da energia do fóton incidente conforme mostrado na Figura 5. Nesta figura, os fótons incidem da esquerda para a direita e superfícies denotando regiões de probabilidade são demarcadas para diversas energias. Fótons com energias mais altas apresentam ângulos de espalhamento menores. Por outro lado, na medida em que a energia do fóton incidente diminui aumenta a probabilidade de ângulos de espalhamento maiores.

$$ds = \left(\frac{r_0^2}{2} \right) \left(\frac{l}{l'} \right)^2 \left(\frac{l'}{l} + \frac{l}{l'} - 1 + \cos^2 q \right) d\Omega \quad (14)$$

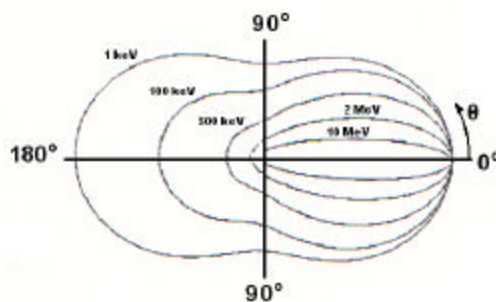


Figura 5. Distribuição dos ângulos de espalhamento
(Knoll, 1989)

3. Para completar a simulação do espalhamento Compton é necessária a seleção do ângulo azimutal ϕ , que é obtido utilizando-se um número aleatório no intervalo (0,1):

$$f = 2pq \quad (15)$$

Desta forma, seguindo os três passos descritos acima, o espalhamento Compton é completamente simulado pois a energia e direção do fóton espalhado são estimadas pelo programa.

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente extingue-se transferindo toda sua energia para o elétron que é ejetado de sua órbita.

O programa MCvoxEL considera o efeito fotoelétrico apenas estatisticamente e toda interação que ocorre em cada ponto onde o teste de colisão é positivo é tratada como espalhamento Compton. Este procedimento se justifica devido à grande predominância do efeito fotoelétrico a baixas energias, o que acarreta a absorção dos fótons em suas primeiras interações e, conseqüentemente, a necessidade de geração de um novo fóton partindo da fonte. Em corpos mais robustos, conforme mostrado na Figura 6, se o efeito fotoelétrico fosse efetivamente simulado, seria necessário um grande número

de fótons gerados para a obtenção de bons resultados nas regiões mais profundas. Visando reduzir o número de fótons gerados, em vez de considerar a absorção com a ocorrência do efeito fotoelétrico, atribui-se a cada fóton um peso estatístico ($W_0 = 1$) quando ele é emitido na fonte, que representa a sua "probabilidade de sobrevivência" e que é reduzido a cada interação simulada utilizando a expressão a seguir:

$$W_n = W_{n-1} \left(\frac{m_i^{Co}(E_{n-1})}{m_i^T(E_{n-1})} \right) \quad (16)$$

onde, m_i^{Co} é o coeficiente de atenuação para o efeito Compton e m_i^T o coeficiente de atenuação total. Note-se que esta razão entre coeficientes corresponde à probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton.

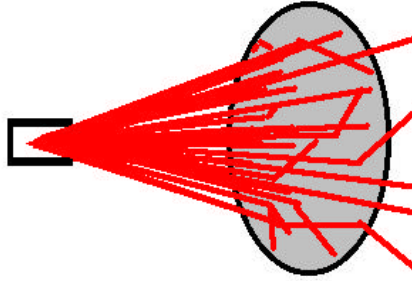


Figura 6. Predominância do efeito fotoelétrico.

A energia depositada na n -ésima interação é calculada por:

$$E_{DEP} = W_{n-1} \left[\frac{m_i^{FE}}{m_i^T} E_{n-1} + \frac{m_i^{Co}}{m_i^T} (E_{n-1} - E_n) \right] \quad (17)$$

onde m_i^{FE} é o coeficiente de atenuação para o efeito fotoelétrico. Observe-se que no cálculo da energia depositada também são consideradas as probabilidades de ocorrência dos dois tipos de eventos considerados (as duas razões entre coeficientes de atenuação).

Cada fóton é acompanhado pelo programa até o momento em que atinja um local fora dos limites do modelo ou quando seu peso estatístico diminua para valores inferiores a 0,01. No segundo caso, evita-se acompanhar fótons que já não vão influenciar substancialmente nos resultados desejados, caracterizando a aplicação de mais uma técnica de redução de variância.

A posição do local de interação é avaliada a cada deposição de energia, e o órgão ou tecido correspondente é determinado por meio de uma consulta ao banco de dados que compõe o modelo baseado em elementos de volume. Após o acompanhamento de todos os fótons de uma simulação, a soma da energia depositada em cada órgão é efetuada e a dose absorvida⁶ é calculada dividindo este valor pela massa total do órgão. Em seguida, no caso de fontes externas, são calculados os coeficientes de conversão para dose por meio de um procedimento de interpolação que envolve parâmetros que relacionam a energia depositada à fluência do feixe de fótons simulados. No caso de fontes internas, calcula-se a fração da energia emitida por uma determinada região fonte que foi depositada em uma certa região alvo, $\phi(A \leftarrow F)$.

Um desvio padrão $S_{\bar{E}}$ da energia depositada em cada região é calculado. Para este fim, o programa calcula um estimador para a variância da energia média $\bar{E}$ depositada por fóton em cada região de interesse:

$$S_{\bar{E}}^2 = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (E_i - \bar{E})^2 \quad (18)$$

⁶ Razão entre a energia absorvida em um determinado órgão e a massa deste órgão, cuja unidade no S.I. é (J/kg) que tem o nome especial: gray (Gy).

onde N é o número total de fótons simulados e E_i é a energia depositada pelo i -ésimo fóton. Como a energia média depositada em cada região é proporcional à dose absorvida, o coeficiente de variação para os fatores de conversão calculados é dado (em percentual) por:

$$C.V. = \frac{S_{\bar{E}}}{\bar{E}} \times 100 [\%] \quad (19)$$

Uma análise qualitativa da utilização do coeficiente de variação na avaliação da precisão dos resultados para a energia depositada em órgãos e tecidos é apresentada por Briesmeister (1993). Com base nesta análise e em anos de experiência de especialistas no cálculo do transporte de radiação usando técnicas Monte Carlo recomenda-se a obtenção de coeficientes de variação inferiores a 5%.

O programa MCvoxEL não computa o transporte de energia pelos elétrons secundários, ou seja, supõe-se que a energia transferida aos elétrons ejetados pelas interações com os fótons é absorvida no local da interação (aproximação do kerma). Quando a quantidade de energia depositada pelos elétrons que saem da região de interesse é balanceada pelos elétrons que entram (equilíbrio eletrônico), o resultado é satisfatório. Porém, em regiões próximas a descontinuidades de densidade não acontece este equilíbrio, o que pode levar a erros na estimativa da dose, principalmente quando se trata de fótons com energias inferiores a 200 keV onde predomina a ocorrência do efeito fotoelétrico (Cristy e Eckerman, 1987; Eckerman e Stabin, 2000). Este problema é significativo no caso do cálculo da dose na medula ativa que é um tecido importante em termos de Proteção Radiológica. Este tecido distribui-se no interior de minúsculas cavidades (os fenômenos de fronteira são relevantes) no interior do tecido ósseo esponjoso, cuja densidade é maior que a da medula. Portanto, para estimar corretamente a energia depositada na medula, deve-se considerar o transporte pelos elétrons secundários.

Nos programas mais antigos, que utilizavam simuladores descritos por expressões matemáticas simples, devido à grande dificuldade de implementar um modelo

que descrevesse os detalhes da mistura osso-medula, considerava-se que todo o esqueleto era constituído por uma mistura homogênea destes dois tecidos. Para corrigir o erro cometido com esta aproximação, a energia depositada deve ser multiplicada pelos seguintes fatores de correção:

- ✓ razões entre os coeficientes de absorção de massa da medula ativa e da mistura óssea em função da energia;
- ✓ a fração de massa da medula ativa nas diferentes regiões do esqueleto e
- ✓ fatores de correção que fornecem o percentual de aumento da dose na medula óssea proporcionado pelos fotoelétrons liberados no tecido ósseo adjacente.

Com a implementação dos simuladores baseados em elementos de volume, de melhor resolução, um grande passo pôde ser dado no sentido de definir com maior precisão as regiões de osso compacto, de osso esponjoso (mistura medula-osso) e de medula. Assim, o transporte da radiação pode ser calculado considerando estas três regiões distintas onde realmente elas existem. Porém, a resolução obtida ainda não é suficiente para definir, no osso esponjoso, a intrincada geometria das cavidades microscópicas preenchidas pela medula ativa, e fatores de correção ainda são utilizados.

3.3. Coeficientes de atenuação

O conhecimento do coeficiente de atenuação, para cada meio e em função da energia do fóton, é necessário para a realização da amostragem das distâncias entre locais de interação e para o cálculo da energia depositada em cada interação.

O simulador de cabeça e pescoço, apresentado no item 4.2, foi segmentado considerando quatro meios diferenciados quanto à densidade: osso compacto, mistura osso-medula, tecido mole e pulmão, com composição elementar detalhada na Tabela 1.

Tabela 1. Composição elementar e densidade dos tecidos

Elemento	Percentual da massa total			
	Osso compacto^a	Tecido mole^b	Mistura óssea^c	Pulmão^b
H	3,400	10,454	7,038	10,134
C	15,500	22,663	22,791	10,238
N	4,200	2,490	3,865	2,866
O	43,500	63,525	48,564	75,752
Na	0,100	0,112	0,317	0,184
Mg	0,200	0,013	0,109	0,007
Si		0,030	-	0,006
P	10,300	0,134	6,937	0,080
S	0,300	0,204	0,168	0,225
Cl		0,133	0,137	0,266
K		0,208	0,147	0,194
Ca	22,500	0,024	9,911	0,009
Fe		0,005	0,008	0,037
Zn		0,003	0,004	0,001
Rb		0,001	-	0,001
Sr		-	0,003	-
Zr		0,001	-	-
Pb		-	0,001	-
Densidade (g/cm3)	1,92	1,040	1,486	0,296

^a ICRU 44 (1989)^b Cristy e Eckerman (1987)^c Kramer et al (1982)

As seções de choque microscópicas para o espalhamento Compton e para o efeito fotoelétrico, em função da energia dos fótons, fornecidas por Hubbell et al. (1975) e a composição elementar de cada meio presente no simulador (Tabela 1) constituem a base de informações necessárias à construção do banco de dados dos coeficientes de atenuação desejados. Estas informações foram combinadas por meio de um programa auxiliar que gerou para cada meio simulado um arquivo contendo uma seqüência de valores de energia (1keV - 10⁵Mev) e os respectivos coeficientes de atenuação. Caso seja necessário considerar de forma mais refinada a diferenciação dos meios presentes no simulador, este programa pode ser utilizado para gerar mais arquivos com os coeficientes de atenuação dos

tecidos a serem simulados, necessitando apenas do conhecimento da composição elementar de cada tecido adicionado.

Os coeficientes de atenuação para cada meio, e para uma dada energia do fóton, foram obtidos utilizando-se a seguinte expressão:

$$m = \sum_{j=1}^N s_j \frac{N_A}{W_j} d_j \quad (20)$$

onde,

N é o número de elementos que compõem o tecido,

s_j é a seção de choque microscópica do elemento j [cm^2],

N_A é o número de Avogadro = $6,02 \times 10^{23}$ [átomos/mol],

W_j é a massa molar [g/mol],

d_j é a parcela de contribuição de cada elemento na densidade total do tecido [g/cm^3].

3.4. Construção do simulador

As informações básicas para a construção de simuladores baseados em elementos de volume estão contidas nas imagens tomográficas do corpo que se deseja modelar. Geralmente, estas imagens, obtidas por tomografia computadorizada (TC) ou por ressonância magnética (RM), são armazenadas no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Este formato, desenvolvido visando suprir as necessidades de padronização na interconexão dos equipamentos médicos de imagem, tem sido adotado pela maioria dos fabricantes destes equipamentos.

O programa que calcula o transporte de radiação foi desenvolvido em linguagem de programação Delphi, que tem capacidade de trabalhar com arquivos de imagem no formato BitMap de 256 cores. Desta forma, se faz necessária a conversão dos arquivos de imagens tomográficas, do seu formato original para o reconhecido pelo programa.

Para mostrar as imagens originais na tela do computador e melhorar a visualização dos órgãos e tecidos retratados, com a aplicação de filtros de imagem, foi utilizado o programa Osiris (Ligier et al., 1994). Este programa (versão 3.6), pode ser obtido gratuitamente via Internet (OSIRIS Informations, 2001). Em seguida, utilizando o utilitário Paint, acessório do Microsoft Windows (Microsoft Corp., Redmond WA, USA), as imagens foram editadas e gravadas no formato BitMap. Uma análise preliminar sobre distorções ou possíveis modificações de dimensões durante esta conversão não constatou mudanças relevantes entre as imagens originais e convertidas.

A capacidade de utilização de comandos gráficos pelo programa que simula o transporte de radiação viabiliza uma nova alternativa de execução do processo de segmentação de órgãos e tecidos de forma mais rápida. Neste novo procedimento, cada imagem correspondente a uma fatia do corpo modelado deverá ser colorida, permitindo a segmentação de até 255 estruturas anatômicas diferentes em todo o simulador (uma cor é reservada para o espaço exterior ao modelo). Cada cor representará um órgão ou tecido diferenciado. Então, a imagem será varrida pelo programa e as informações referentes à localização, órgão e densidade de cada voxel serão armazenadas. Este procedimento é exemplificado na Figura 7. Desta forma, segmentar órgãos e tecidos resume-se à tarefa de colorir as imagens originais.

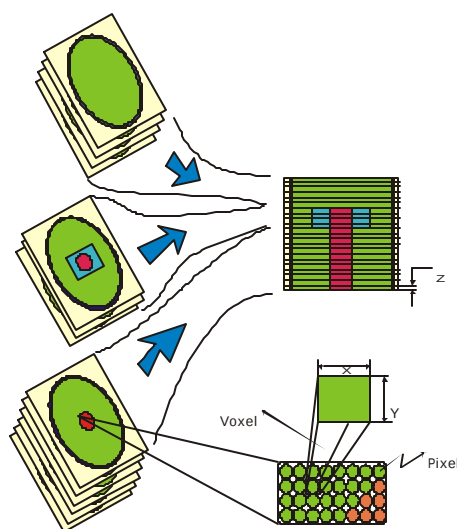


Figura 7. Esquema de construção do simulador

No programa ora apresentado, cada ponto colorido ou pixel (picture element) que compõe cada uma das imagens lidas, corresponde a um elemento de volume (1 pixel=1 voxel). Para que o simulador represente as mesmas dimensões da pessoa retratada na tomografia, informações a respeito da escala utilizada na obtenção da imagem original são fornecidas ao programa. Na Figura 8, o comprimento das linhas brancas é informado pelo usuário. O programa conta quantos pixels compõem cada linha e calcula as dimensões horizontais (dimensão em X e dimensão em Y) dos elementos de volume. O espaçamento entre as imagens (dimensão Z do voxel) também é informado pelo usuário.

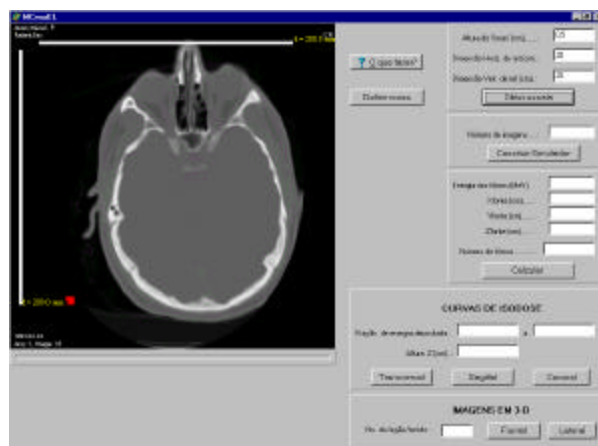


Figura 8. Escala usada na obtenção das imagens .

O processo de construção de um simulador resume-se em armazenar as informações de cada elemento de volume (posição (x, y, z), densidade e órgão a que pertence) em um banco de dados para pesquisa posterior. Estas informações servirão para a localização dos pontos de interação no interior do modelo e para efetuar a deposição de energia em cada órgão ou tecido diferenciado. Normalmente, se armazenadas desta forma, exigirão grande espaço de memória, aumentando o tempo gasto em obter estas informações (acesso a disco) trazendo prejuízo ao desempenho do programa que calcula o transporte de radiação.

Novamente, a construção de simuladores a partir da leitura de imagens coloridas permite efetuar o armazenamento destas informações de forma bastante otimizada.

Um arquivo BitMap é uma matriz de pixels referenciados por um par de números inteiros. Tomando-se como exemplo uma matriz composta por 512 x 512 pixels, o pixel localizado no vértice superior esquerdo da imagem é associado ao par (0,0) e o pixel localizado no vértice inferior direito ao par (511,511). O algoritmo utilizado para a "leitura" das imagens efetua a aquisição da informação (cor do ponto, associada ao órgão e à densidade) começando na posição (0,0) e em seguida identifica a cor dos demais pontos da primeira linha horizontal ((1,0),(2,0),(3,0)...(511,0)), repete o procedimento para as demais linhas horizontais, concluindo a leitura da primeira imagem no ponto (511,511). Este processo é repetido na leitura das imagens seguintes. Cada cor identificada é armazenada sequencialmente em um vetor (VETORCOR[]) na memória de acesso aleatório (Random Access Memory - RAM). Desde que já são conhecidas as dimensões horizontais de cada voxel (correspondente às dimensões de um pixel), o espaçamento entre as imagens lidas (altura do voxel) e as regras de formação da sequência de cores armazenadas, a posição em que cada cor encontra-se no vetor pode ser diretamente relacionada com as dimensões X, Y, Z no interior do modelo. Esta relação permite uma rápida localização de qualquer ponto de interação. Para isto, são necessárias poucas operações aritméticas e uma busca direta por determinada posição na sequência de cores armazenadas. O exemplo seguinte ilustra este procedimento:

Está sendo simulado o transporte de fótons no interior de um modelo construído a partir de dez imagens coloridas formadas por matrizes de 512 x 512 pixels. O espaçamento entre as imagens é de 0,5 cm. As informações a respeito da escala utilizada na obtenção das imagens levam às seguintes dimensões horizontais dos elementos de volume: 0,05 cm na direção X e 0,05 cm na direção Y. O modelo foi construído seguindo o procedimento descrito no parágrafo anterior. No sistema de referência em que o modelo está inserido as coordenadas $x=0$ e $y=0$ localizam-se no vértice superior esquerdo de cada imagem. Pergunta-se: qual a cor do voxel que contém o ponto de interação com coordenadas $x = 3,56\text{cm}$, $y = 3,0\text{ cm}$ e $z = 2,2\text{ cm}$?

Informações necessárias:

Número de pixels por linha na direção X = 512

Número de pixels por linha na direção Y = 512

Dimensão X de um voxel = 0,05 cm

Dimensão Y de um voxel = 0,05 cm

Dimensão Z de um voxel = 0,5 cm

Cálculo:

Obs.: A função INT() fornece apenas a parte inteira do argumento.

Número de imagens lidas até a altura $z = 2,2\text{cm} = \text{INT}(2,2/0,5) + 1 = 5$

Número de linhas lidas até a distância $y = 3,0\text{cm} = \text{INT}(3,0/0,05) = 60$

Número de pixels lidos numa linha até $x = 3,56\text{cm} = \text{INT}(3,56/0,05) = 71$

Posição = $(5 \times 512 \times 512) + (60 \times 512) + 71 = 1.341.511$

Resposta:

A cor do voxel que contém o ponto em questão está armazenada na variável VETORCOR[1341511]

Este procedimento proporciona a localização do ponto de interação no interior do modelo de forma direta. Esta possibilidade implica em um ganho considerável, no que diz respeito à performance do programa que calcula o transporte de radiação. Não é necessário varrer uma grande lista de equações (simuladores matemáticos) nem enormes bancos de dados (simuladores tomográficos). Bastam algumas operações aritméticas e o acesso direto à informação.

Novas possibilidades podem ser exploradas:

- Definindo-se um segundo vetor, paralelo ao VETORCOR[], para que a cada interação seja computado o valor da energia depositada no voxel correspondente, estes valores podem ser avaliados após um grande número de fótons simulados e pode-se desenhar imagens destacando regiões de isodose (voxels onde a energia depositada esteja dentro de uma faixa especificada pelo usuário do programa).
- Radiografias virtuais podem ser obtidas. Ao simular a exposição por uma fonte externa de Raios-X paralelos ao eixo de referência Y, por exemplo, pode-se verificar se o fóton mantém a sua direção original no momento em que ele ultrapassa os limites do modelo. Uma matriz de pontos [X, Z] pode ser construída para armazenar, em cada ponto, a quantidade de fótons que ultrapassaram o modelo sem desviar sua trajetória. Estes dados podem se transformar em uma matriz de pixels [X, Z] que mostre em diferentes tons de cinza as diferentes quantidades de fótons que atingiriam um filme virtual posicionado atrás do modelo.

4. RESULTADOS

4.1. Validação do programa

Os programas MCNP e EGS4, amplamente utilizados em simulações do transporte de radiação através da matéria, cujo formalismo e validação de seus resultados são muito bem documentados (Bielajew e Rogers, 1987; Briesmeister, 1993), foram utilizados na validação do programa ora apresentado. Simulações idênticas foram efetuadas e os resultados apresentados pelos três programas foram comparados.

Em um primeiro teste, frações de energia auto-absorvida, $f(F \rightarrow F)$, foram calculadas em esferas de vários tamanhos utilizando o programa MCvoxEL e os resultados foram comparados com os divulgados por Stabin e Konijnenberg (2000), que utilizaram os dois programas acima citados. A geometria simulada nos três procedimentos constou de esferas homogêneas inseridas em um meio infinito de igual composição (semelhante ao tecido mole, mostrada na Tabela 2). Simulou-se então uma atividade uniformemente distribuída por todo o volume da esfera e as frações de energia absorvida por auto-irradiação foram calculadas para fótons de energia discreta. Os resultados são mostrados nas Tabelas 3, 4 e 5, cujas últimas colunas à direita trazem os erros percentuais entre os resultados dos diferentes programas, conforme exemplificado na equação (21). Os resultados também são mostrados nas Figuras 9, 10 e 11.

**Tabela 2. Composição elementar do tecido mole
(BROWNELL et al. (1968))**

Elemento	% da massa total
O	71,39
C	14,89
H	10,00
N	3,47
Cl	0,10
Na	0,15

$$Erro_i = \frac{(f_3 - f_i)}{f_i} \times 100 [\%] \quad (21)$$

Tabela 3. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,08 MeV)

Massa da esfera (g)	EGS4 f_1	MCNP f_2	MCvoxEL f_3	Erro 1 f_3, f_1 (%)	Erro 2 f_3, f_2 (%)
1	0,012	0,012	0,012	0,0	0,0
2	0,016	0,015	0,016	0,0	6,7
4	0,021	0,020	0,020	-4,8	0,0
6	0,024	0,023	0,023	-4,2	0,0
8	0,027	0,025	0,026	-3,7	4,0
10	0,029	0,028	0,028	-3,4	0,0
20	0,038	0,035	0,037	-2,6	5,7
40	0,049	0,046	0,048	-2,0	4,3
60	0,057	0,053	0,056	-1,8	5,7
80	0,064	0,058	0,062	-3,1	6,9
100	0,070	0,063	0,068	-2,9	7,9

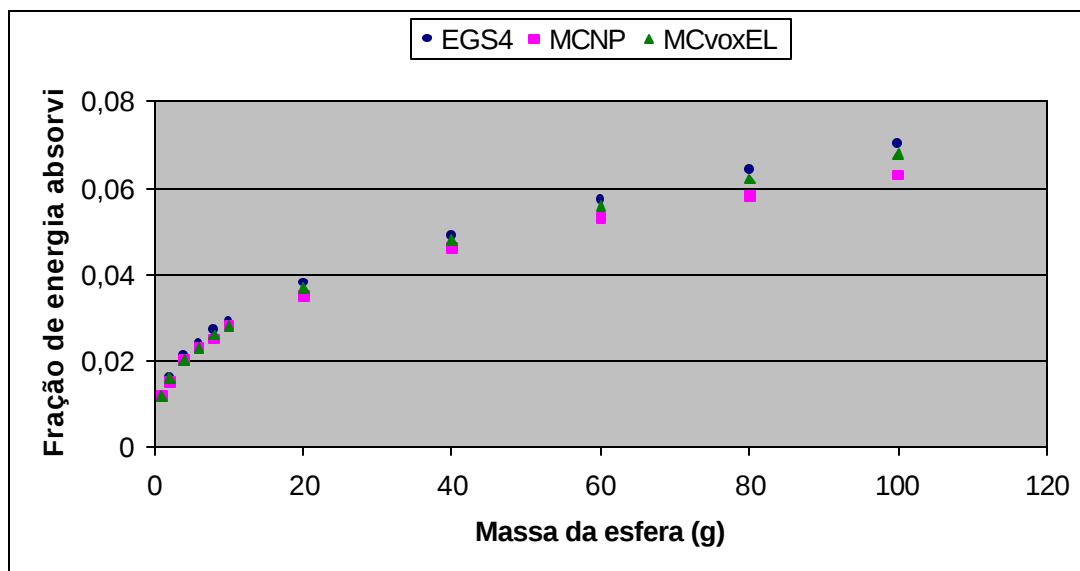


Figura 9. Frações de energia absorvida em esferas ($E=0,08\text{MeV}$).

Tabela 4. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,1 MeV)

Massa da Esfera (g)	EGS4 f_1	MCNP f_2	MCvoxEL f_3	Erro 1 f_3, f_1 (%)	Erro 2 f_3, f_2 (%)
1	0,012	0,012	0,012	0,0	0,0
2	0,015	0,015	0,016	6,7	6,7
4	0,020	0,019	0,020	0,0	5,3
6	0,023	0,022	0,023	0,0	4,5
8	0,026	0,025	0,026	0,0	4,0
10	0,028	0,027	0,028	0,0	3,7
20	0,036	0,034	0,036	0,0	5,9
40	0,046	0,043	0,046	0,0	7,0
60	0,054	0,050	0,054	0,0	8,0
80	0,060	0,056	0,060	0,0	7,1
100	0,065	0,060	0,065	0,0	8,3

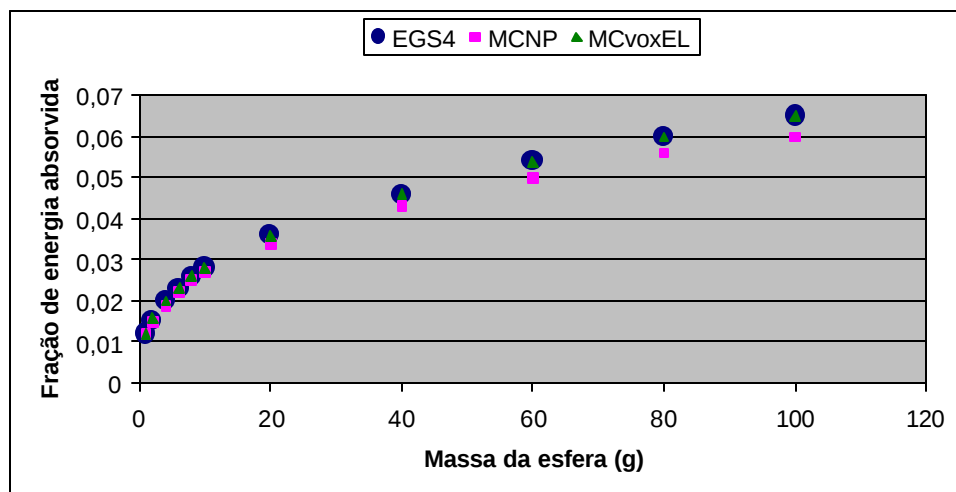


Figura 10. Frações de energia absorvida em esferas (E = 0,1 MeV)

Tabela 5. Frações de energia absorvida em esferas (Energia = 0,364 MeV)

Massa da esfera (g)	EGS4 f_1	MCNP f_2	MCvoxEL f_3	Erro f_3, f_1 (%)	Erro f_3, f_2 (%)
1	0,015	0,015	0,016	6,7	6,7
2	0,019	0,018	0,020	5,3	11,1
4	0,024	0,023	0,026	8,3	13,0
6	0,027	0,026	0,029	7,4	11,5
8	0,030	0,029	0,032	6,7	10,3
10	0,032	0,032	0,035	9,4	9,4
20	0,041	0,040	0,044	7,3	10,0
40	0,052	0,050	0,056	7,7	12,0
60	0,059	0,058	0,064	8,5	10,3
80	0,064	0,063	0,070	9,4	11,1
100	0,070	0,068	0,075	7,1	10,3

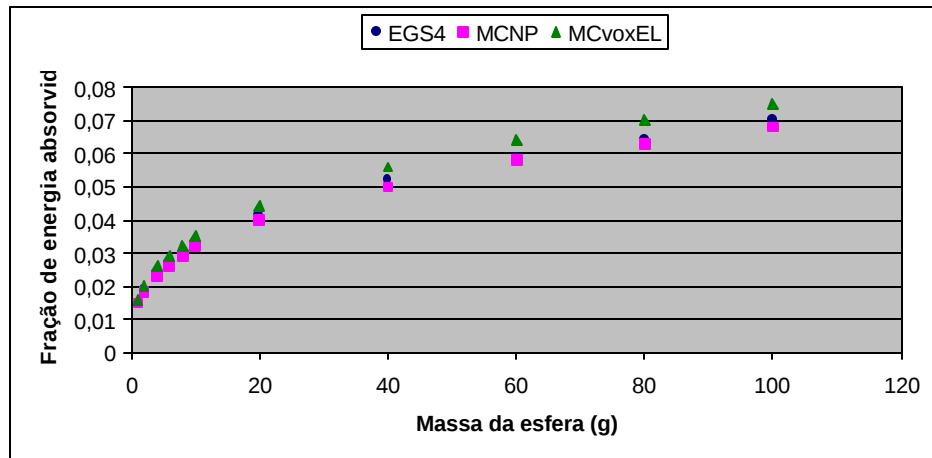


Figura 11. Frações de energia absorvida em esferas (E = 0,364 MeV)

Nestas simulações, os três programas utilizaram equações matemáticas para definir a geometria. Todos os resultados, apresentaram coeficientes de variação inferiores a 1% nas simulações feitas pelo programa MCvoxEL.

Em outro conjunto de testes efetuados objetivando a validação do programa MCvoxEL uma estrutura geométrica um pouco mais complexa foi utilizada. Quatro esferas menores, de mesmo diâmetro, com composições diferentes foram inseridas dentro de uma esfera maior (três meios de diferentes densidades foram empregados), conforme mostrado na Figura 12. As esferas menores têm os seus centros no plano horizontal, equidistantes 3 cm dos eixos X e Y. Uma fonte pontual monoenergética (energia = 0,07 MeV) foi simulada na origem dos eixos XYZ, pelos programas MCNP e MCvoxEL, e os resultados podem ser observados nas Tabelas 6, 7 e 8 (a esfera 50 corresponde à esfera maior). Novamente, em todas as simulações os coeficientes de variação foram inferiores a 1%.

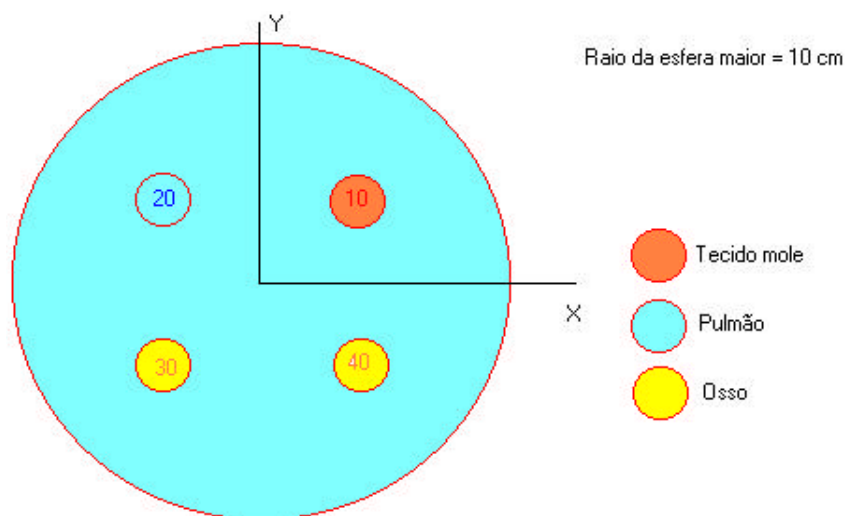


Figura 12. Esquema de geometria utilizada para validação.

Tabela 6. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 1 cm)

Esfera	MCNP f_1	MCvoxEL f_2	Erro f_2, f_1 (%)
10	0,00061	0,00064	4,9
20	0,00019	0,00020	5,3
30	0,00190	0,00200	5,3
40	0,00190	0,00201	5,8
50	0,09390	0,09837	4,7

Tabela 7. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 2 cm)

Esfera	MCNP f_1	MCvoxEL f_2	Erro f_2, f_1 (%)
10	0,00510	0,00527	3,3
20	0,00154	0,00162	5,2
30	0,01510	0,01578	4,5
40	0,01510	0,01587	5,1
50	0,08860	0,09272	4,6

Tabela 8. Frações de energia absorvida (Raio das esferas menores = 3 cm)

Esfera	MCNP f_1	MCvoxEL f_2	Erro f_2, f_1 (%)
10	0,01880	0,01949	3,7
20	0,00585	0,00610	4,3
30	0,05280	0,05511	4,4
40	0,05380	0,05611	4,3
50	0,07130	0,07483	4,9

Ainda no intuito de analisar os resultados do programa MCvoxEL, o modelo mostrado na Figura 7, cujas dimensões são mostradas na Figura 13, foi construído por meio de equações. Simulações utilizando os dois programas (MCNP e MCvoxEL) foram efetuadas. As Tabelas 9, 10 e 11 mostram as frações de energia absorvida pelas diferentes estruturas de uma fonte pontual monoenergética com coordenadas (3, 3, 3). Os três meios (mistura óssea, tecido mole e pulmão) foram inseridos no modelo. A célula 10 corresponde ao cilindro central constituído por mistura óssea (linha tracejada em vermelho na Figura 9), a célula 20 corresponde ao paralelogramo que envolve a parte superior do cilindro central, cujo tecido simulado é o equivalente ao pulmão (linha tracejada azul), a célula 30 constituída por tecido mole corresponde ao interior do cilindro elíptico menor, por sua vez envolvido pela célula 40 (também de tecido mole) que simula pele. A origem dos eixos XYZ encontra-se no centro da elipse que define a base do modelo. O número de fótons emitidos da fonte ($n=3.000.000$) proporcionou coeficientes de variação inferiores a 1%.

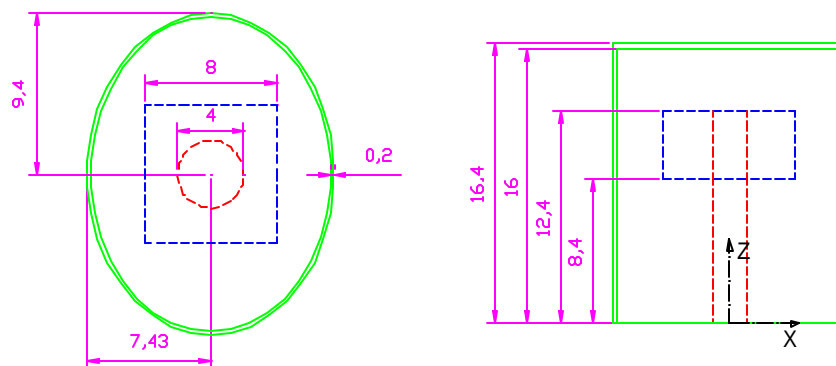


Figura 13. Dimensões (em cm) do modelo de teste

Tabela 9. Frações de energia absorvida (Energia = 0,08 MeV)

Células	MCNP ϕ	MCvoxEL ϕ	Erro
10	0,04370	0,04380	0,2%
20	0,00202	0,00216	6,9%
30	0,21800	0,22600	3,6%
40	0,00439	0,00453	3,1%

Tabela 10. Frações de energia absorvida (Energia = 0,1 MeV)

Células	MCNP ϕ	MCvoxEL ϕ	Erro
10	0,03380	0,03320	-1,7%
20	0,00189	0,00197	4,2%
30	0,20400	0,21300	4,4%
40	0,00418	0,00437	4,5%

Tabela 11. Frações de energia absorvida (Energia = 0,12 MeV)

Células	MCNP ϕ	MCvoxEL ϕ	Erro
10	0,02820	0,02800	-0,7%
20	0,00181	0,00191	5,5%
30	0,20000	0,21200	6,0%
40	0,00416	0,00432	3,8%

Para avaliar a influência do novo procedimento utilizado na construção dos simuladores antropomórficos, o mesmo modelo do teste anterior foi construído, desta vez

aplicando o procedimento descrito no item 3.4. Neste caso, as dimensões horizontais dos elementos de volume corresponderam às de um pixel e o espaçamento entre imagens adotado foi de 0,4 cm, resultando em elementos de volume com as seguintes dimensões nos eixos X, Y e Z : 0,081cm x 0,082cm x 0,4cm. Simulações de uma fonte pontual isotrópica, localizada nas coordenadas (3, 3, 3), foram efetuadas e os resultados foram então comparados com os de simulações efetuadas pelo código MCNP, utilizando a mesma geometria definida por meio de equações (Tabelas 12, 13 e 14).

Tabela 12. Frações de energia absorvida (Energia dos fótons = 0,08 MeV)

	MCNP	MCvoxEL	Erro
Células	ϕ	ϕ	(%)
10	0,0437	0,0456	4,3
20	0,0020	0,0020	0,0
30	0,2180	0,2213	1,5
40	0,0044	0,0042	-4,5

Tabela 13. Frações de energia absorvida (Energia = 0,1 MeV)

	MCNP	MCvoxEL	Erro
Células	ϕ	ϕ	(%)
10	0,0338	0,0354	4,7
20	0,0019	0,0019	0,0
30	0,2040	0,2080	1,9
40	0,0042	0,0040	-4,7

Tabela 14. Frações de energia absorvida (Energia dos fótons = 0,12 MeV)

	MCNP	MCvoxEL	Erro
Células	ϕ	ϕ	(%)
10	0,0282	0,0298	5,7
20	0,0018	0,0018	0,0
30	0,2000	0,2105	5,2
40	0,0042	0,0040	-4,7

4.2. O simulador de cabeça e pescoço

Um modelo de cabeça e pescoço foi construído aplicando-se a técnica descrita no item 3.4. As informações básicas para a construção do modelo foram obtidas de um conjunto de 55 imagens de um homem adulto adquiridas por tomografia computadorizada. Matrizes de 512 x 512 pixels retrataram campos de 24 x 24 cm, proporcionando elementos de volume com dimensões horizontais de 0,05 cm. O espaçamento entre imagens adotado na aquisição das mesmas foi de 0,5 cm. Este conjunto de imagens foi utilizado na construção de um modelo antropomórfico baseado em voxels (Zubal et al., 1994) e encontra-se disponível, para fins de pesquisa, na Internet (YALE-IPAG, 2002).

O programa Osiris foi utilizado para mostrar cada uma das imagens na tela do computador. Este programa proporciona a aplicação de filtros de imagem que foram usados no intuito de realçar as tênues diferenças de densidade apresentadas nas regiões de interface entre os diferentes órgãos e tecidos com densidade próxima do tecido mole. Após este melhoramento, um processo de recortar e colar permitiu que estas imagens fossem editadas utilizando o acessório Paint do Microsoft Windows. O processo de segmentação de órgãos e tecidos foi então concluído com a pintura das imagens (Figura 14). As fotografias contidas no Atlas of the Visible Human Male (Spitzer e Whitlock, 1998) serviram de referência para a identificação e localização dos órgãos e tecidos segmentados.

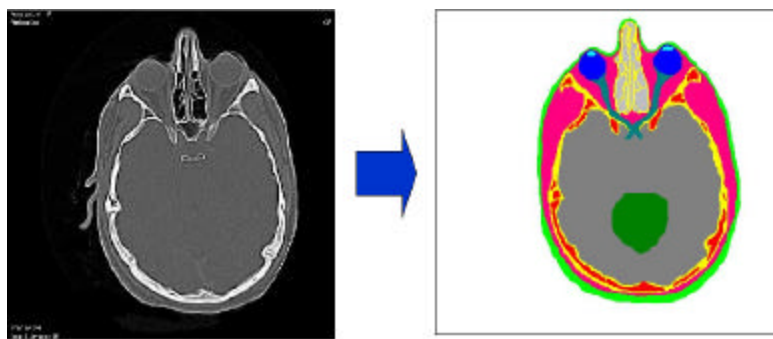


Figura 14. Processo de segmentação

Neste trabalho, a meta principal foi diferenciar os órgãos e tecidos mais importantes em termos de proteção radiológica em vez de tentar segmentar um grande número de estruturas anatômicas. Vinte e quatro estruturas diferentes foram segmentadas. A traquéia, o esôfago e a tireóide foram apenas parcialmente representados por que o conjunto de imagens disponíveis não foi suficiente para mostrar todo o volume destes órgãos. O volume de todos os órgãos e regiões foi calculado pela multiplicação do número de pixels de uma mesma cor pelas dimensões do voxel (Tabela 15).

Tabela 15. Volume das estruturas segmentadas.

ÓRGÃO/TECIDO	Volume (cm ³)	ÓRGÃO/TECIDO	Volume (cm ³)
Cérebro	1440,82	Pele	682,53
Cerebelo	163,91	Cristalinos	0,46
Nervo ótico (2)	2,94	Olhos	16,09
Traquéia	3,99	Tireóide	12,08
G. Sublingual (2)	3,63	Dentes	25,41
G. Parótida (2)	60,91	Nervo (coluna)	76,67
G. Submandibular (2)	16,34	Hipófise	1,92
Esôfago	1,56	Cartilagem da Tireóide	9,55
Crânio+esq.facial (osso compacto)	421,17	Mandíbula (osso compacto)	56,81
Crânio+esq.facial (mistura óssea)	221,82	Mandíbula (mistura óssea)	13,89
Vértebras (osso compacto)	67,04	Tecido mole restante	2237,07
Vértebras (mistura óssea)	68,03	Ar (interior do modelo)	164,31

A Tabela 16 lista as massas de alguns tecidos segmentados no presente trabalho em comparação com outros modelos, estas massas foram obtidas multiplicando-se os volumes apresentados na Tabela 15 pelas densidades da Tabela 1. A densidade do pulmão foi usada para simular os espaços interiores preenchidos por ar.

Tabela 16. Massa de alguns órgãos/tecidos.

ÓRGÃOS/TECIDOS	MCvoxEL (g)	VIP-Man ^a (g)	MIRD ^b (g)
Cérebro	1498,45	1574,00	1420,00
Cerebelo	170,46	122,69	-
Cristalinos	0,48	0,54	-
Olhos	16,73	14,91	-
Crânio+Esq.Facial	1138,27	-	1292,00
Vértebras	229,80	-	232,00

^a (Xu et al, 2000)^b (Cristy e Eckerman, 1987)

Certos radiofármacos administrados em procedimentos de medicina nuclear concentram-se em determinados tecidos do corpo humano. A radiação emitida neste tecido fonte serve para fins de diagnóstico ou terapia. Para avaliar as doses de radiação provenientes destas aplicações é necessário o cálculo das frações da energia emitida que foram absorvidas pelos órgãos (ou regiões alvo) do corpo $f(A \rightarrow F)$, inclusive no órgão fonte $f(F \rightarrow F)$. Visando cobrir aplicações deste tipo o programa MCvoxEL está apto a simular fontes distribuídas por todo o volume de qualquer órgão ou região pertencente ao modelo, além de simular também as fontes pontuais e isotrópicas usadas no processo de validação.

Em se tratando de fontes externas, o programa, em sua versão atual, simula aplicações de feixes de fótons paralelos nas seguintes geometrias: Ântero-posterior (AP), Pósterio-Anterior (PA) e laterais esquerda e direita (LLAT e RLAT). Nestes casos, os fótons incidem sempre na direção do eixo Y. O que muda para cada aplicação é a orientação das imagens lidas. A definição destas fontes começa desde quando o simulador está sendo construído. No processo de leitura das imagens para armazenamento dos dados do modelo na memória RAM, o programa questiona se cada ponto lido pertence à pele e verifica se o pixel imediatamente anterior (posição Y-1) localiza-se no espaço exterior ao simulador. Caso positivo, o programa verifica todos os demais pixels anteriores até a posição Y=0. Se todos os pixels verificados estiverem fora dos limites do modelo a posição

do voxel de pele é armazenada em um outro vetor. Após lidas todas as imagens e construído o simulador, o programa dispõe de todos os voxels da pele do modelo que podem ser primeiramente atingidos por um feixe de fótons paralelos ao eixo Y. Então, a simulação destas fontes resume-se em sortear posições (x, y, z) na superfície exterior destes voxels e atribuir os co-senos diretores ($\cos a=0$, $\cos b=1$ e $\cos g=0$). A partir destes pontos o programa começa a acompanhar o fóton no interior do modelo.

A manipulação da seqüência de cores armazenada na construção do modelo e a avaliação dos dados de energia depositada em cada voxel permitem que as imagens tomográficas sejam reconstruídas destacando regiões de isodose. Após efetuado o cálculo da deposição de energia, o programa exibe estas imagens tomográficas correspondentes a qualquer altura Z informada pelo usuário, efetuando um processo inverso ao da construção do simulador. A figura 15 exemplifica esta capacidade do programa. Neste exemplo foram simulados 5.000.000 de fótons com energia de 0,12 MeV, emitidos de uma fonte pontual localizada nas coordenadas x=12, y=16 e z=16 (A origem de coordenadas situa-se sempre no vértice superior esquerdo da primeira imagem lida). A imagem 15(a) mostra a fatia que contém o ponto de localização da fonte e a imagem 15(b) exibe uma fatia localizada 2 cm mais abaixo. As regiões de cor preta contêm os voxels que apresentaram frações de energia depositadas superiores a $1,0 \times 10^{-6}$, ou seja, pelo menos um milionésimo da energia total liberada pela fonte foi absorvida em cada voxel pintado de preto. Observe-se que as regiões em preto mais distantes da região circular próxima da fonte correspondem ao osso compacto que, por ser mais denso, mesmo estando em regiões mais afastadas da fonte apresentou voxels com frações de energia absorvida dentro da faixa especificada.

Adotando-se o mesmo procedimento, novas imagens (apresentando informações sobre a mesma simulação) podem ser construídas apresentando seções verticais do modelo sob mais dois pontos de vista diferentes (Figura 16).

Estas informações representam um importante avanço em relação às curvas de isodose utilizadas em tratamentos de braquiterapia. Alguns programas comerciais utilizados consideram apenas as diferentes geometrias da(s) fonte(s) usada(s) no tratamento sem levar em conta possíveis diferenças de densidade dos tecidos circunvizinhos (Vieira,

2001). Além de considerar estas heterogeneidades o programa ora apresentado permite a avaliação das regiões de isodose sob diferentes pontos de vista, após uma única simulação.

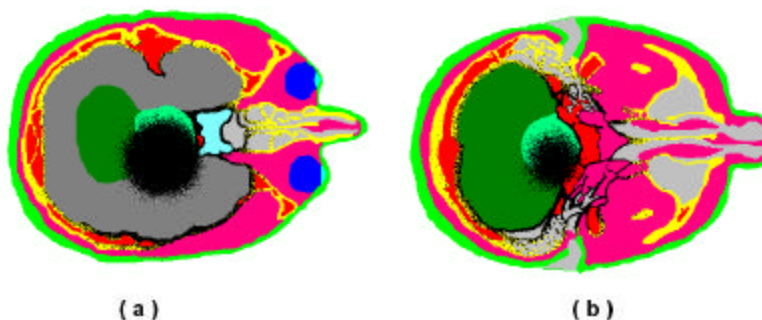


Figura 15. Regiões de isodose (cortes horizontais)

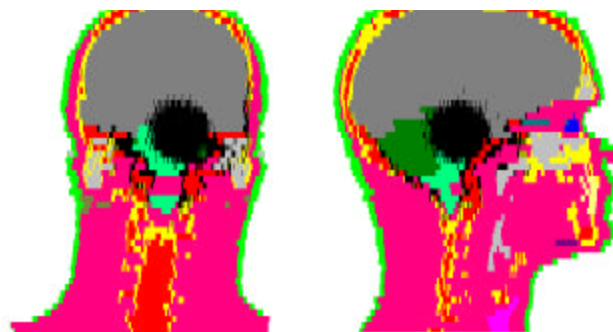


Figura 16. Regiões de isodose (cortes verticais)

Explorando a segunda possibilidade sugerida no item 3.4, foi realizada a simulação de uma exposição por um feixe paralelo de Raios-X, com um espectro de energia máxima igual a 120 keV (Figura 17), incidindo pela lateral esquerda do modelo (LLAT). Quando o programa constata que o fóton saiu do interior do simulador, avaliando sua posição (x,y,z), ele também verifica se foi mantida a mesma direção inicial ($\cos \beta = 1$, paralelo ao eixo Y). Caso positivo, será contado mais um fóton que atingiria um filme

virtual colocado por trás do modelo (plano XZ). Ao final da simulação, pontos com diferentes contagens de fótons irão produzir diferentes tons de cinza em uma matriz de 512 x 512 pixels. As Figuras 18, 19 e 20 exibem radiografias obtidas utilizando-se este procedimento. Estas três figuras mostram o resultado da mesma aplicação (30 milhões de fótons paralelos incidindo pela lateral esquerda do modelo). A obtenção de imagens diferentes deve-se a procedimentos distintos adotados para relacionar a contagem de fótons que atingiram cada pixel no filme virtual com a tonalidade apresentada na imagem. A linguagem de programação Delphi, em que o programa MCvoxEL foi desenvolvido, proporciona apenas 64 tons de cinza para representar os diferentes níveis de densidade ótica mostrados nos filmes radiográficos reais. Para a obtenção das imagens mostradas, estes 64 tons de cinza e as diferentes contagens de fótons foram escalonados de forma diferenciada. A Figura 21 mostra os três procedimentos adotados na forma de *curvas características*.

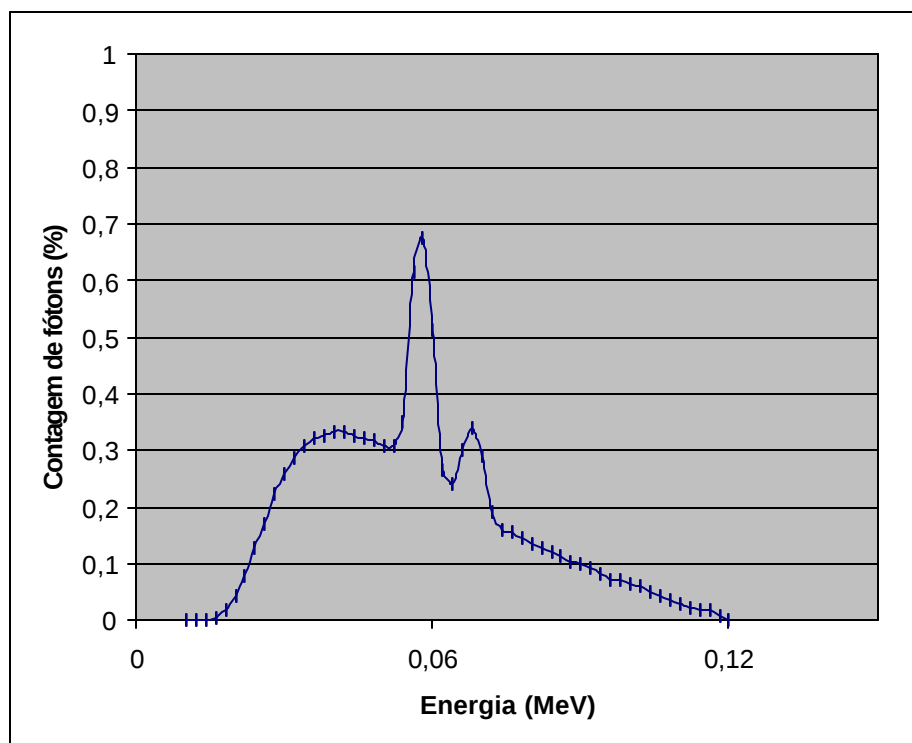


Figura 17. Espectro do equipamento de Raios-X simulado



Figura 18. Radiografia do modelo (Filme 1).

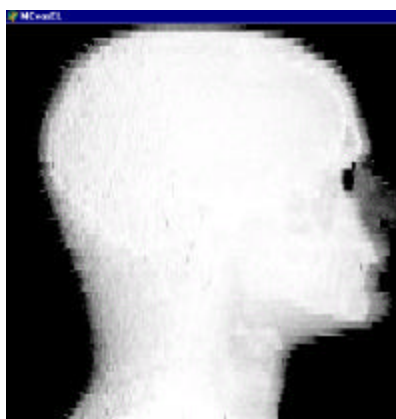


Figura 19. Radiografia do modelo (Filme 2).

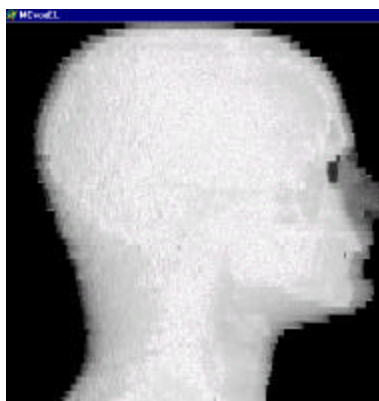


Figura 20. Radiografia do modelo (Filme 3).

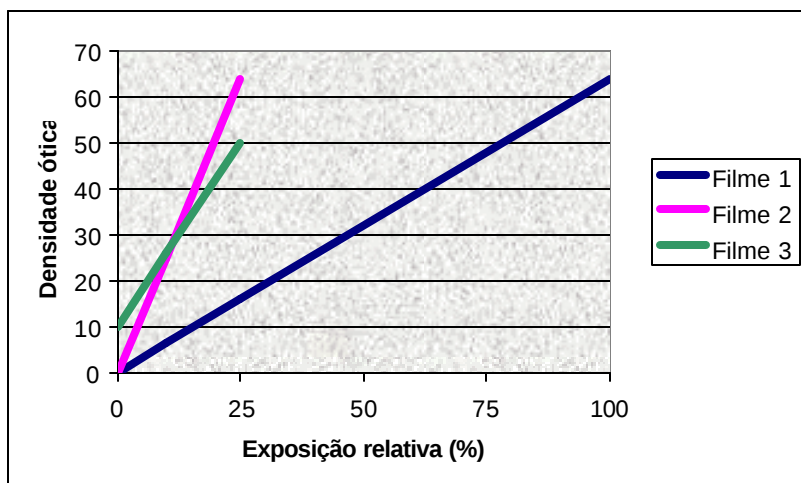


Figura 21. Curvas características

Note-se que a imagem, obtida desta forma, não sofre a indesejável influência da radiação espalhada. Por outro lado, as imagens mostradas foram obtidas com um modelo cuja resolução é bastante prejudicada pela altura demasiada do voxel e que incorpora apenas 4 densidades diferentes. Outros parâmetros importantes (energia e quantidade de fótons) não foram avaliados. A partir das três tentativas aqui apresentadas (Figuras 18, 19 e 20), pode-se vislumbrar um vasto campo para a aplicação deste procedimento, na busca da obtenção de melhores técnicas, criando a perspectiva de que novos conhecimentos possam ser obtidos e incorporados na prática radiográfica real. Deve-se notar que as possíveis melhorias obtidas na imagem radiográfica estarão imediatamente associadas à repercussão nas doses nos órgãos e tecidos.

O programa MCvoxEL é ainda capaz de construir, a partir dos dados armazenados na memória, imagens tridimensionais em tons de cinza de qualquer estrutura selecionada pelo usuário. As Figuras 22 e 23 mostram duas imagens do esqueleto do modelo construído.

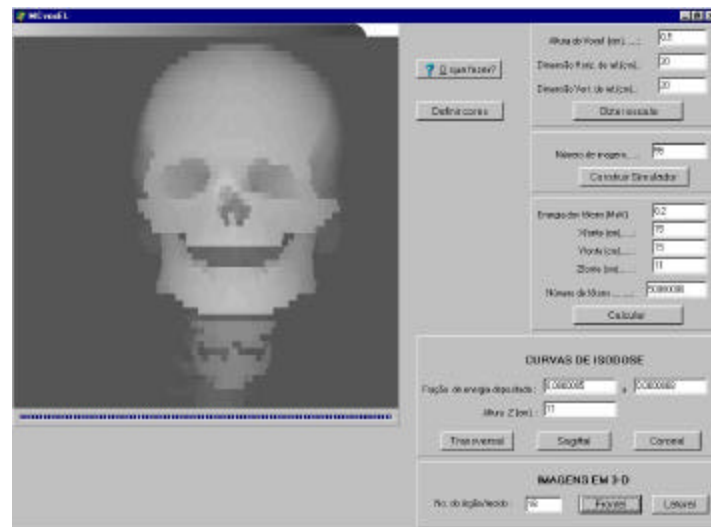


Figura 22. Vista frontal do esqueleto do modelo.

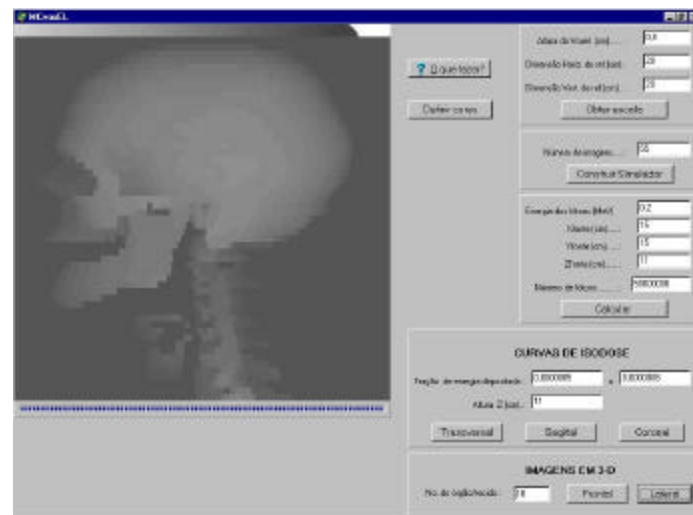


Figura 23. Vista lateral do esqueleto do modelo.

4.3. Coeficientes de conversão para dose

A Figura 24 exibe o conteúdo de um arquivo de saída do programa MCvoxEL apresentando os resultados de uma simulação de um feixe de fótons paralelos incidindo pela lateral esquerda do modelo.

MCvoxEL						
FATORES DE CONVERSÃO PARA DOSES						
Feixe de fótons paralelos LLAT						
Energia Emitida.....(MeV): 0.10						
(Fótons na direção do eixo Y positivo)						
Numero de fotons simulados.....: 5000000						
Absorvidos.....: 178266.0						
Escaparam.....: 4821734.0						
Peso de Corte.....: 0.005						
ORGÃO	Densidade (g/cm3)	Volume (cm3)	Massa (g)	Dose/kerma (Sv/Gy)	C.Variacao (%)	
1 Medula Ativa (Cabeca)	1.040	149.52	155.50	1.00461	0.08	1
3 Cérebro	1.040	1440.82	1498.46	1.02236	0.10	3
4 Col.Vertebral(M.Ativa)	1.040	47.40	49.30	0.93169	0.21	4
5 Mandibula(osso)	1.486	70.70	105.06	1.94107	0.25	5
6 Cerebelo	1.040	163.91	170.46	1.03020	0.25	6
7 Nervo ótico	1.040	2.94	3.06	1.07855	1.46	7
8 Traquéia	1.040	3.99	4.14	0.80074	1.54	8
9 G.Sublingual	1.040	3.63	3.77	1.16664	1.34	9
10 G.Parótida	1.040	60.91	63.35	1.08831	0.37	10
11 G. Submandibular	1.040	16.34	17.00	1.16430	0.66	11
12 Esofago	1.040	1.56	1.62	0.55423	2.92	12
15 Mandibula (M.Ativa)	1.040	9.71	10.10	1.09057	0.25	15
16 Ar interno	1.040	164.31	170.88	0.31911	0.37	16
17 Cranio (M.Ativa)	1.040	92.40	96.10	1.03301	0.09	17
18 Cranio (osso)	1.486	642.99	955.48	1.77833	0.09	18
19 Pele	1.040	682.53	709.83	0.97939	0.11	19
20 Cristalino	1.040	0.46	0.48	1.83468	3.07	20
21 Olhos	1.040	16.09	16.74	1.22794	0.65	21
22 G.Tireóide	1.040	12.08	12.56	0.80837	0.92	22
23 Dentes	1.040	25.41	37.76	1.98375	0.41	23
24 Nervo spinal	1.040	76.67	79.74	1.01383	0.33	24
25 Hipófise	1.040	1.92	1.99	1.10071	1.77	25
26 Cartil.Tireóide	1.040	9.55	9.93	1.10909	0.85	26
27 Tecido mole	1.040	2237.07	2326.55	1.00538	0.07	27
28 Col.Vert.(osso)	1.486	135.07	200.71	1.71006	0.21	28

Figura 24. Listagem dos resultados de uma simulação.

Embora as regiões de osso compacto e de osso esponjoso (mistura osso-medula) tenham sido diferenciadas no modelo construído, estudos para a definição dos parâmetros necessários ao cálculo correto da energia depositada na região de osso esponjoso ainda estão sendo feitos. Portanto, os coeficientes de conversão para dose na medula ativa, calculados considerando estas duas regiões distintas, não são apresentados neste trabalho.

Pode-se observar na listagem da Figura 24 que para cada estrutura óssea segmentada (Crânio⁷, Mandíbula e Coluna vertebral) são calculados dois coeficientes de conversão: um para o osso e outro para a medula ativa. Nos cálculos cujos resultados são apresentados neste trabalho, considera-se todo o tecido ósseo constituído por uma mistura homogênea (osso + medula ativa + medula inativa) com densidade de 1,486g/cm³. A energia depositada no osso é computada da mesma forma que para os demais órgãos, ou seja, quando o ponto de interação encontra-se dentro de uma das três estruturas ósseas segmentadas computa-se (para o osso correspondente) diretamente a energia calculada usando a Equação (17) e em seguida calcula-se a energia depositada na medula ativa:

Com base em informações contidas na ICRP-70 (1995) são calculadas as contribuições de cada um dos tecidos (osso compacto, medula ativa e medula inativa) na composição da massa total da mistura de cada estrutura segmentada. Estas frações e os coeficientes de absorção de massa $(m_e/r)_i$ de cada um destes três tecidos são ponderados para a obtenção do coeficiente de absorção total. Por exemplo, o coeficiente de absorção total da mandíbula pode ser obtido pela equação (22):

$$(m_e/r)_{total} = \frac{m_{osso}}{m_{mistura}} (m_e/r)_{osso} + \frac{m_{m.ativa}}{m_{mistura}} (m_e/r)_{m.ativa} + \frac{m_{m.inativa}}{m_{mistura}} (m_e/r)_{m.inativa} \quad (22)$$

⁷ Crânio + Esqueleto Facial

onde, m_{osso} , $m_{m.ativa}$ e $m_{m.inativa}$ são as massas de osso, medula ativa e medula inativa presentes na mandíbula; $m_{mistura}$ é a massa total da mandíbula e $(m_e/r)_{osso}$, $(\mu_e/\rho)_{m.ativa}$ e $(\mu_e/\rho)_{m.inativa}$ são os coeficientes de absorção de massa de cada meio indexado.

A energia depositada na medula ativa em cada interação é então calculada da seguinte forma:

$$E_{m.ativa} = \frac{(m_e/r)_{m.ativa}}{(m_e/r)_{total}} \frac{m_{m.ativa}}{m_{total}} Spiers(energia) E_n \quad (23)$$

onde, E_n é a energia depositada (equação (17)) e $Spiers(energia)$ é o fator de correção obtido por Kramer (1982), baseado no trabalho desenvolvido por Spiers (1968), que fornece o percentual de aumento da dose na medula óssea proporcionado pelos elétrons liberados no tecido ósseo adjacente, em decorrência do desequilíbrio eletrônico entre estas duas regiões de densidades diferentes. Este fator de correção é função da energia do fóton incidente e assume valor igual a 1 para energias acima de 200 keV.

Quinze simulações de feixes de fótons paralelos (LLAT) foram executadas para energias variando de 0,01 a 1 MeV. Os resultados do programa MCvoxEL foram comparados com os obtidos pelo programa EGS4 que utilizou um outro modelo, denominado MAX (Kramer et al, 2002), de corpo inteiro segmentado a partir de imagens obtidas por Ressonância Magnética. Os fatores de conversão para doses de alguns órgãos segmentados em ambos os modelos são mostrados nas Figuras 25 a 29.

Os coeficientes de conversão para dose na medula ativa presente no crânio e na mandíbula obtidos pelos dois programas são mostrados nas Figuras 25 e 26. No modelo MAX, de corpo inteiro, a coluna vertebral foi segmentada como uma única estrutura e portanto não se pôde comparar os resultados apenas para as vértebras cervicais. A Tabela 18 apresenta as massas dos órgãos segmentados nos dois modelos cujos fatores de conversão puderam ser comparados.

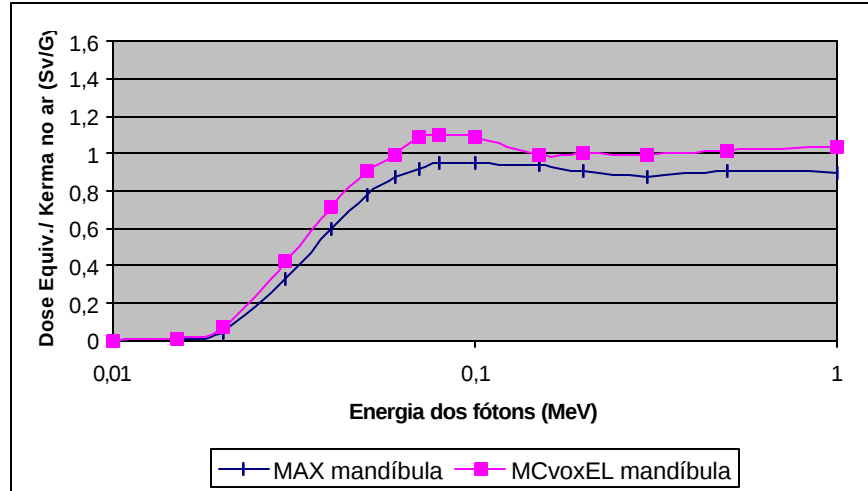


Figura 25. Fatores de conversão para a dose na medula ativa localizada na mandíbula.

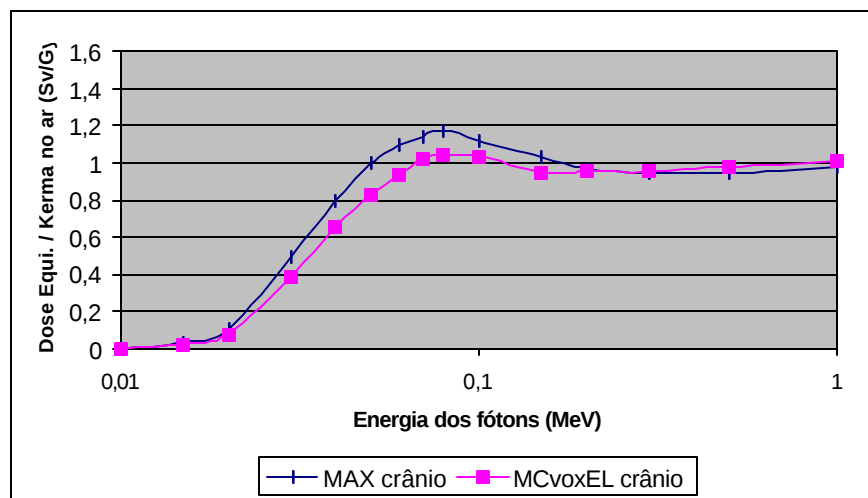


Figura 26. Fatores de conversão para a dose na medula ativa (crânio + esqueleto facial).

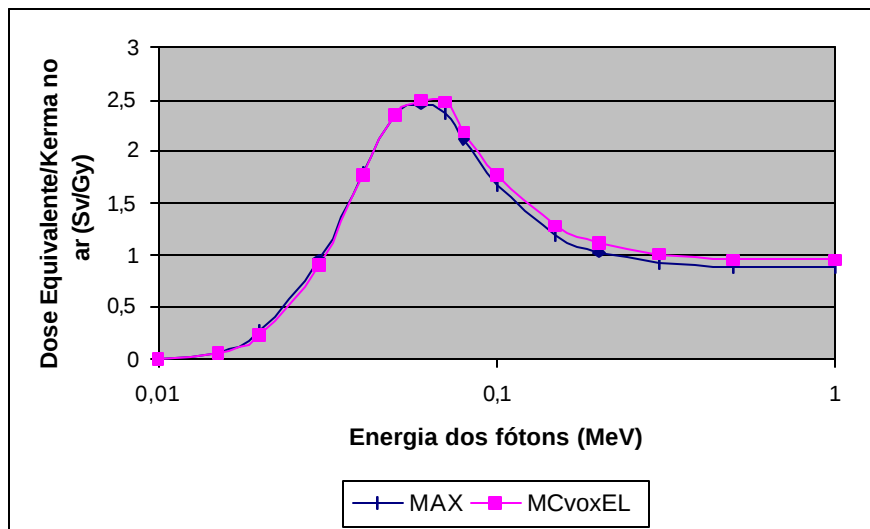


Figura 27. Fatores de conversão para dose no crânio + esqueleto facial (osso).

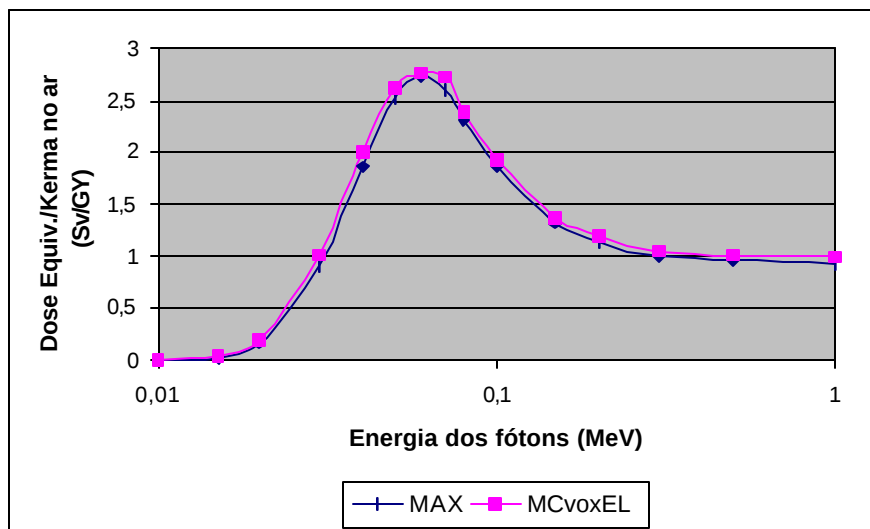


Figura 28. Fatores de conversão para dose na mandíbula (osso).

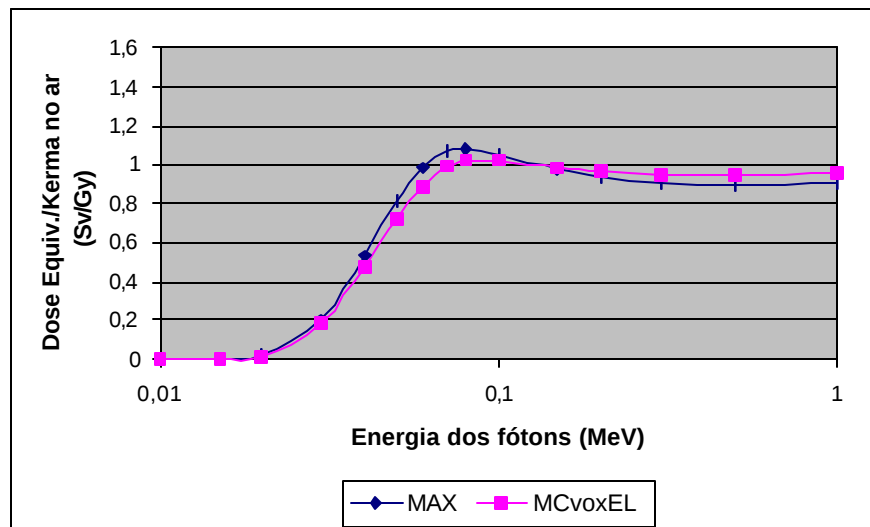


Figura 29. Fatores de conversão para dose no cérebro.

Tabela 17. Massa de órgãos segmentados nos dois modelos.

Órgão	MAX (g)	MCvoxEL (g)
Cérebro	1493,0	1498,0
Mandíbula (osso)	137,1	105,1
Mandíbula (medula ativa)	10,1	10,1
Crânio (osso)	738,5	955,5
Crânio (medula ativa)	96,2	96,1

5. DISCUSSÃO

As frações de energia absorvida estimadas pelo programa MCvoxEL para a auto-irradiação de esferas inseridas no meio homogêneo (Tabelas 3, 4 e 5), apresentam uma concordância muito boa com os dados publicados. Para energias até 0,1 MeV os valores obtidos pelo programa EGS4 são ligeiramente superiores aos do código MCNP, com uma diferença máxima de 10%. Nesta faixa de energia, as frações absorvidas estimadas pelo programa testado estão entre os valores obtidos pelos dois programas de referência. Para a energia de 0,364 MeV o programa MCvoxEL estima frações absorvidas ligeiramente maiores, sendo a maior diferença de 13% em relação ao resultado do programa MCNP.

No segundo conjunto de testes (resultados nas Tabelas 6, 7 e 8) a concordância entre os resultados do programa MCvoxEL e MCNP foi excelente. O programa testado apresentou resultados ligeiramente superiores e todas as diferenças foram menores que 6%.

Os dois últimos conjuntos de testes apresentaram resultados bastante interessantes. Novamente foi obtida uma excelente concordância entre as estimativas obtidas. O programa testado continuou apresentando resultados ligeiramente superiores aos do programa MCNP mantendo o comportamento apresentado nos testes anteriores. A maior diferença foi de 6,9% e ocorreu quando os dois programas utilizaram modelos baseados em expressões matemáticas. Quando o programa MCvoxEL utilizou o modelo baseado em voxels os resultados foram ainda melhores. Certamente, as diferenças de volume das regiões, introduzidas em função da resolução das imagens gráficas, contribuíram para esta melhoria. Note-se que, no modelo utilizado, a altura do voxel não provoca diferença na geometria do modelo (todas as alturas das regiões representadas são múltiplas da altura do voxel).

Infelizmente, não se pôde apresentar aqui as estimativas para os coeficientes de conversão para doses na medula ativa calculados considerando as regiões de osso compacto e de mistura óssea (osso esponjoso) como regiões distintas. Como o osso esponjoso encontra-se sempre nas regiões mais internas das estruturas ósseas, envolvidas por uma camada mais densa de osso compacto, espera-se que os resultados obtidos para a medula ativa sejam inferiores aos ora apresentados quando as estimativas forem feitas considerando a segmentação destas duas regiões, em virtude da blindagem proporcionada pela camada de osso compacto.

O fantoma MAX é um modelo de corpo inteiro e não apresenta muitas estruturas segmentadas na região de cabeça e pescoço. Alguns órgãos não foram completamente incorporados no modelo construído pelo programa MCvoxEL. Portanto, restaram poucos órgãos cujos resultados podem ser comparados. Os resultados obtidos pelos dois programas (MCvoxEL e EGS4) para estes órgãos apresentam muito boa concordância (Figuras 24 a 28). As maiores diferenças foram encontradas nos resultados para os coeficientes de conversão para a medula ativa. Dois fatores contribuem para o surgimento destas diferenças, que não são comprometedoras: as possíveis diferenças de tratamento do transporte de radiação efetuado por cada um dos programas e as diferenças de massa das estruturas comparadas. A Tabela 17 lista as massas dos órgãos e tecidos usados na comparação. As massas de medula ativa em cada estrutura são definidas seguindo as informações da ICRP-70 (1995), e portanto iguais para os dois modelos. Porém, o crânio e a mandíbula de cada modelo apresentam massas bem diferentes. As imagens obtidas por Ressonância Magnética proporcionam uma excelente diferenciação dos órgãos com densidades próximas de 1g/cm^3 mas não permitem uma boa visualização dos tecidos ósseos. Com as imagens obtidas por Tomografia Computadorizada ocorre exatamente o contrário: uma boa visualização das estruturas ósseas e pouca definição dos limites entre os demais órgãos. Estas características levaram à segmentação de estruturas ósseas com diferentes massas nos dois modelos. Estas diferenças apresentadas nas massas proporcionam diferentes frações de medula ativa em cada estrutura e, desta forma, os coeficientes de absorção são diferenciados para cada modelo, repercutindo nos fatores de conversão calculados.

6. CONCLUSÕES

Considerando o comportamento do programa submetido aos testes descritos no item 4.1, cujos resultados apresentaram muito boa concordância com os dos programas usados como referência, com Erros inferiores à margem de erro de qualquer determinação experimental destes resultados, pode-se concluir que o programa ora apresentado está apto a calcular os coeficientes de conversão para doses (e frações de energia depositada) provenientes de fontes de fótons na faixa de energia testada.

A construção dos simuladores a partir de imagens tomográficas coloridas utilizando a metodologia proposta, efetuada pelo mesmo programa que calcula o transporte de radiação, apresenta-se como alternativa bastante promissora:

- ✓ Proporciona uma maior facilidade para a execução do processo de segmentação dos diferentes órgãos e tecidos que resume-se à tarefa de colorir as imagens;
- ✓ Permite o armazenamento e manipulação das informações necessárias de forma mais eficiente, aumentando a performance na simulação do transporte de radiação;
- ✓ Possibilita a análise visual dos resultados sob diferentes pontos de vista, aumentando o nível da informação fornecida, não se restringindo apenas a fatores de conversão para dose em determinados órgãos.

A maior rapidez na construção do simulador e no cálculo do transporte de radiação, viabiliza a utilização do programa em atividades em que o fator tempo é fundamental, tal como a análise de aplicações de radiação em indivíduos específicos objetivando o planejamento de aplicações terapêuticas.

A possibilidade de obtenção de radiografias virtuais transforma o programa MCvoxEL em uma excelente ferramenta a ser aplicada em uma nova e promissora linha de pesquisa. Estudos podem ser realizados em busca da obtenção de melhores imagens radiográficas avaliando concomitantemente as doses envolvidas neste processo.

Neste trabalho, foi descrita a implementação de uma idéia simples, construir um modelo antropomórfico pintando imagens tomográficas, e alguns de seus desdobramentos. Algumas lacunas merecem ser preenchidas e novas perspectivas podem ser abertas:

- A simulação do processo de formação de pares deve ser implementada para ampliar a faixa de energia em que o programa poderá atuar;
- Processos de reconhecimento automático de regiões de densidades semelhantes podem ser introduzidos para diminuir ainda mais o tempo empregado no processo de segmentação;
- O acompanhamento dos elétrons secundários também deve ser implementado para otimizar a estimativa da deposição de energia nas regiões onde as mudanças bruscas de densidade influenciam na energia depositada em cada tecido.

O empecilho para a realização de simulações, utilizando técnicas de Monte Carlo, para estimativa da deposição de energia na medula ativa provém da dificuldade de se implementar um modelo que represente a intrincada geometria da mistura osso-medula nas regiões de osso esponjoso. Se esta geometria puder ser retratada em imagens coloridas, o programa aqui apresentado, após a implementação do acompanhamento das partículas secundárias, estará apto a realizar esta tarefa, minimizando as aproximações adotadas nos métodos atuais de cálculo de deposição de energia na medula ativa.

Por fim, a obtenção de imagens tomográficas de corpo inteiro é o passo que falta para que sejam construídos modelos baseados em elementos de volume genuinamente brasileiros. O primeiro já foi dado.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIELAJEW A. and ROGERS D., **PRESTA: the Parameter Reduced Electron-step Transport Algorithm for Electron Monte Carlo Transport**. Nuclear Instrum. Methods, pp 165-181, 1987.

BOUCHET L. G., BOLCH W.E., WEBER D.A., ATKINS H.L. and POSTON J.W., **A Revised Dosimetric Model of the Adult Head and Brain**, Journal Nuclear Medicine, 37, pp 1226-1236, 1996.

BOUCHET L. G. and BOLCH W.E., **Five Pediatric Head and Brain Mathematical Models for Use in Internal Dosimetry**, J. Nucl. Med., vol. 40, No. 8, 1327-1336, 1999.

BOUVIER, M., BUSHYHEAD, A.L., BENSON, A.N., **Cross-sectional Anatomy Tutor**, Exeter Multimedia Publishing, 1998.

BRIESMEISTER J., **MCNP: A General Monte Carlo n-Particle Transport Code - MCNP User's Manual**, Los Alamos National Laboratory, 1993.

BROWNELL G.L., ELLETT W.H. and REDDY A.R., **Absorbed Fractions for Photon Dosimetry**, MIRD Pamphlet No. 3, Journal of Nuclear Medicine 9 Supplement No. 1, 27-39, 1968.

BUFFON, G. COMPTE DE, **Essay d'arithmetique morale**, Supplement a la Naturelle, vol. 4, 1777.

BUSTOS, O.H., e FRERY, C.A., **Simulação Estocástica: Teoria e Algoritmos Versão Completa**, Instituto de Matemática Pura e Aplicada - IMPA, Rio de Janeiro RJ, 1992.

CRISTY M., **Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages or Use in Estimates of Internal Dose**, Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-367, 1980.

CRISTY M. and ECKERMAN K.F., **Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources**, Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381/VI, 1987.

DIEHARD, **A battery of testes for random numbers generators developed by George Marsaglia**. Disponível: Diehard site (Jan 30, 1996). URL: <http://stat.fsu.edu/~geo/> Consultado em Jan 2002.

DREXLER, G., PANZER, W., WIDENMANN, L., WILLIAMS, G. and ZANKL, M., **Organ Doses in X-Ray Diagnosis**, GSF Bericht S-1026, 1984.

ECKERMAN, K.F. and STABIN, M.G., **Electron absorbed fractions and dose conversion factors for marrow and bone by skeletal regions**, Health Phys. Vol. 78, No. 2, 199-213, 2000.

EOI-Engineers Objects International, **Ultimate Random Number Suite**, Disponível: EOI site. URL:<http://www.enengineeringobjects.com/URNS.html> Consultado em Março 2002.

GAMMEL, B.M., **Hurst's rescaled range statistical analysis for pseudorandom number generators used in physical simulations**, Phys. Rev. E., vol. 58, No. 2, 2586-2597, 1998.

HALL, A., **On a Experimental Determination of Pi**, Messeng. Math., 2, 113-114, 1873.

HUBBELL, J. H., VEIGELE, W. J., BRIGGS, E. A., BROWN, R. T., CROMER, D. T. and HOWERTON, R. J., **Atomic Form Factors, Incoherent Scattering Functions, and Photon Scattering Cross Sections**, J. Phys. Chem. Ref. Data, 1975.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS
- ICRU, **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**, Report 44,
(Bethesda, MD), 1989

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics**. ICRP Publication 23,.
Oxford, Pergamon Press, 1975.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: The Skeleton**.
ICRP Publication 70,. Oxford, Pergamon Press, 1995.

JONES D. G., **A Realistic Anthropomorphic Phantom for Calculating Organ Doses Arising from External Photon Irradiation**, Radiation Protection Dosimetry, Vol 64, pp
283-288, 1997.

KAHN, H., **Applications of Monte Carlo**, AECU-3259 Report, RAND Corporation,
1956.

KAWRAKOW, I. and FIPPEL, M., **Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC**, Phys. Med. Biol., 45, pp 2163-
2183, 2000.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, John Wiley & Sons, pp 52-54,
1989.

KNUTH, D.E., **The Art of Computer Programming: Seminumerical Algorithms**, Vol.
2, 3a. ed., Wesley, 1997.

KRAMER, R., VIEIRA, J. W. AND LIMA, F. R. A., **MAX – A Male Addult voXel model for Monte Carlo calculations of internal and external exposures in radiation**

protection, 5th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications IRRMA, Bologna, Italy, June 2002

KRAMER R., ZANKL M., WILLIAMS G. and DREXLER G., **The Calculation of Dose from External Photons Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part I: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885, 1982.

LAW, A.M. and KELTON, W.D., **Simulation Modeling Analysis**, McGraw-Hill Series in Industrial Engineering and Management Science, McGraw-Hill, Inc., pp 231-235, 1982.

L'ECUYER, P., **Uniform Random Number Generators: A Review**, Proceedings of the 1997 Winter Simulation Conference, IEEE Press, 127-134, Dec. 1997.

LEWIS P.A.W. e ORAV E.J., **Simulation methodology for statisticians, operations analysts, and engineers**, Vol. 1, Wadsworth & Brooks, 39-41, 1989.

LIGIER, Y., RATIB, O., LOGEAN, M. and GIRARD, C., **Osiris: a medical image manipulation system**. M. D. Comput. J., 11(4): 212-218, 1994.

LOUREIRO, E.C.M., **Coeficientes de Conversão para Cálculo de Doses devido a Radiografias Odontológicas Utilizando o Método de Monte Carlo**, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco UFPE, 1998.

MARSAGLIA, G., **Toward a universal random number generator**, Stat. Prob. Lett. 8, 35, 1990.

MARSAGLIA, G. and ZAMAN, A., **Some portable very-long period Random Number Generators**, Comput. Phys. 8, 1994.

MEYER, P. L., **Probabilidade: Aplicações à Estatística**, 2^a Ed. LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro, 1983.

NLM - **National Library of Medicine, the Visible Human Project**. Disponível: NLM site (Jul 13, 2001). URL <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/> Consultada em Dez. 2001.

OSIRIS, **Imaging Software**, Disponível: Osiris Informations site. URL: <http://www.expasy.ch/www/UIN/html1/projects/osiris/osiris.html> Consultado em Jan 2002.

PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., FILL, U. and REGULLA, D., **The GSF family of voxel phantoms**, Phys. Med. Biol., 47, 89-106, 2002.

RAESIDE, D.E., **Monte Carlo Principles and Applications**, Phys. Med. Biol., vol. 21, No. 2, 181-197, 1976.

SNYDER W.S., FORD M.R., WARNER G.G. and FISHER H.L., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, Medical Internal Radiation Dose Commite - Pamphlet No. 5, Journal Nuclear Medicine. 10, 1969.

SNYDER, W.S., FORD M. R. and WARNER G.G., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, revision of MIRD pamphlet No. 5, Oak Ridge National Laboratory, Annual Progress Report 5, ORNL - 4979, 1978.

SPIERS, F. W., **Radioisotopes in the Human Body**, Academic Press, New York, N.Y. 189-190, 1968

SPITZER, V.M., WHITLOCK, D.G., **Atlas of the Visible Human Male**, National Library of Medicine, Jones and Bartlett Publishers, Inc., 1998.

STABIN M.G., KONIJNENBERG, M.W., **Re-Evaluation of Absorbed Fractions for Photons and Electrons in Spheres of Various Sizes**, The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 41, No. 1, 149-160, 2000.

STABIN M.G., WATSON E.E., CRISTY M., RYMAN J.C., ECKERMAN K.F., DAVIS J.L., MARSHALL D. and GEHLEN M.K., **Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at the End of Each Trimester of Pregnancy**, Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM - 12907, 1995.

TURNER, J.E., WRIGHT, H.A. and HAMM, R.N., **A Monte Carlo Primer for Health Physicists, Review Article**, Health Physics, vol 48 no. 6, pp 717-733, 1985.

VEIT, R., ZANKL, M., PETOUSSI, N., MANNWEILER, E., WILLIAMS G. and 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-Bericht 3/89, 1989.

VIEIRA, J.W., **Uso de Técnicas de Monte Carlo para Determinação de Curvas de Isodose em Braquiterapia**, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco UFPE, 2001.

WILLIAMS, G., ZANKL, M., ECKERL, H. and DREXLER, G., **Organ Doses from Occupational Exposures**, GSF-Bericht S-1079, 1984a.

WILLIAMS, G., ZANKL, M. and DREXLER, G., **Organ Doses in Radiotherapy**, GSF-Bericht S-1054, 1984b.

WOODCOCK, E., MURPHY, T., HEMMINGS P. and LONGWORTH, S., **Techniques used in the GEM code for Monte Carlo neutronics calculations in reactors and other systems of complex geometry**, Proceedings of the Conference on Applications of Computing Methods to Reactor Problems, pp. 557, 1965.

XU X.G., CHAO T.C. and BOZKURT A., **VIP-Man: An Image-based Whole-Body Adult Male Model Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-particle Monte Carlo Calculations**, Health Phys. 78(5): 476-486, 2000.

YALE-IPAG, **The Zubal Phantom**, Disponível: YALE-IPAG site URL: <http://noodle.med.yale.edu/zubal/>, consultada em Fev. 2002.

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

ZUBAL I.G., HARRELL C.R., SMITH E.O., SMITH A.L. and KRISCHLUNAS P., **High Resolution, MRI-based, Segmented, Computerized Head Phantom**, Sixth International Radiopharmaceutical Dosimetry Symposium, Volume 1, pp 319-324, Gatlinburg, Tennessee, 1996a.

ZUBAL, I.G., HARRELL, C.R., SMITH, E.O. and SMITH, A.L., **Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms**, Proc. Voxel Phantom Development, 105-111, Chilton, UK, 1996b.

APÊNDICE 1 - Listagens de programas

Listagem do programa para resolver o problema da agulha de Buffon:

```

program Buffon;
Uses crt;
var
  dlc,teta,N,
  tenta,sucesso  :real;           {declaracao das variaveis utilizadas}
begin
  randseed:=(1234567);           {inicializa o gerador de numeros
                                aleatorios com a semente entre
                                parenteses }

  N:=100;                        {numero de tentativas simuladas }

  tenta:=0;                      {inicializa os contadores }
  sucesso:=0;

  while tenta <= N do           { loop de repeticao }
  begin
    tenta:=tenta+1;             {incrementa o numero de tentativas }
    dlc:=random*0.5;             {posicao do centro da agulha }
    teta:=random*pi;             {valor do angulo teta }
    if (dlc <= sin(teta)/2) then {verifica se agulha toca alguma linha}
      sucesso:=sucesso +1;
    end;
    clrscr;
    writeln(sucesso/tenta:10:7); {imprime a probabilidade estimada }
    readln;
  end.

```

N	Probabilidade
100	0,594059
1.000	0,649351
10.000	0,643436
100.000	0,637274
1.000.000	0,636434
10.000.000	0,636589

Listagem do programa do método do valor médio

```

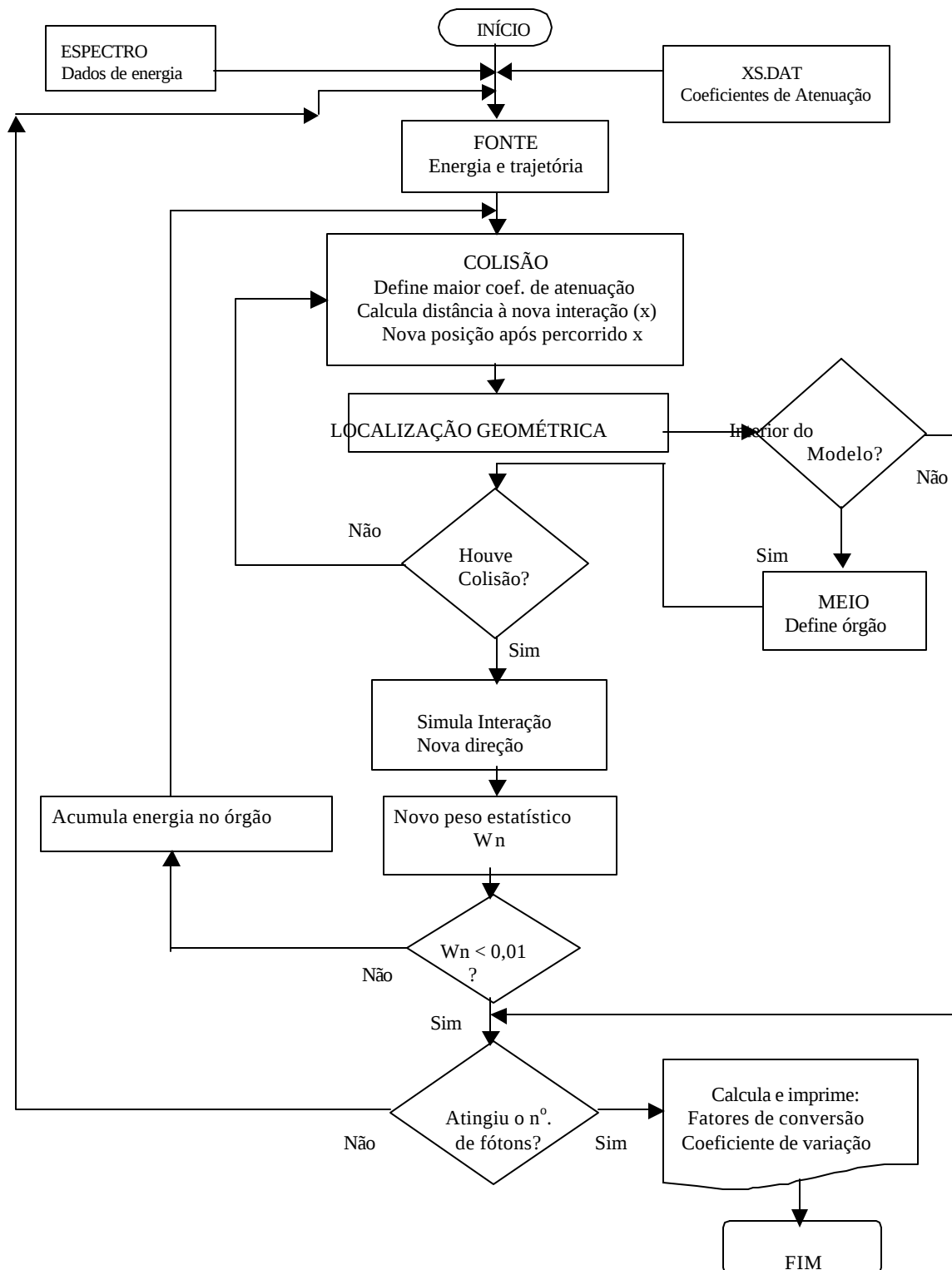
program valormed;
uses crt;
var
  teta,F,
  conta,N,
  SomaF,
  dmedio  :real;                                {declaracao das variaveis utilizadas}

begin
  randseed:=(1234567);
  N:=10000000;                                  {numero de tentativas simuladas   }
  conta:=0;                                     {inicializa os contadores       }
  somaF:=0;
  while conta <= N do                            { loop de repeticao              }
  begin
    conta:=conta+1;                             {incrementa o numero de tentativas }
    teta:=random*pi;
    F:=sin(teta)/2;
    SomaF:=SomaF+F;
  end;
  dmedio:=SomaF/N;
  clrscr;
  writeln(pi*dmedio);                            {mostra na tela a area estimada  }
  readln;
end.

```

N	Área
100	1,0025966
1.000	1,0034802
10.000	1,0024132
100.000	1,0009379
1.000.000	0,9990294

APÊNDICE 2 - Fluxograma



APÊNDICE 3. Diagrama de Blocos

