



**COPPE/UFRJ**

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA  
PRÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO MATEMÁTICO

Fabiano Almendra Lopes

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

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Dezembro/2008

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA  
PRÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO MATEMÁTICO

Fabiano Almendra Lopes

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

Aprovada por:

---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

---

Prof. Delson Braz, D.Sc.

---

Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

DEZEMBRO DE 2008

Lopes, Fabiano Almendra

Cálculo dos Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva para Prótons Utilizando Simulador Antropomórfico Matemático/ Fabiano Almendra Lopes. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2008.

X, 84 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2008.

Referencias Bibliográficas: p. 60-64.

1. Coeficientes de Conversão. 2. Monte Carlo. 3. Simulador Matemático. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

À minha esposa Alessandra,  
ao meu filho Cauã,  
aos meus pais  
e ao meu irmão.

## AGRADECIMENTOS

A meu orientador Ademir Xavier da Silva pela paciência, a todos os professores do Programa de Engenharia Nuclear, aos meus colegas de classe e principalmente aos meus familiares, em geral, que me incentivaram e compreenderam minha ausência enquanto eu concluía o curso.

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

## CÁLCULOS DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA PRÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO MATEMÁTICO

Fabiano Almendra lopes

Dezembro/2008

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho visa calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose absorvida em órgãos e para a dose efetiva, para prótons monoenergéticos de energias que variam de 20 MeV a 10 GeV, utilizando o código MCNPX e um simulador antropomórfico matemático. As doses absorvidas nos órgãos foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano, nas geometrias de irradiação antero-posterior e postero-anterior. Verificou-se que os valores de dose absorvida por unidade de fluência crescem com o aumento da energia, alcançando um máximo entre 100 MeV e 200 MeV, e, então diminuem lentamente com o acréscimo de energia do próton, seguido de um patamar na região de 500 MeV a 10 GeV. Os valores dos coeficientes de conversão para a dose efetiva, obtidos a partir dos dados das doses absorvidas nos órgãos e dos fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados na publicação da ICRP 103, se encontram no intervalo entre 168 e 1.380 pSv.cm<sup>2</sup>, para a geometria AP, e entre 17 e 1.350 pSv.cm<sup>2</sup>, para a geometria PA. Quando comparados os valores dos coeficientes de conversão para a dose efetiva, obtidos a partir dos fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados na publicação da ICRP 60 com os da ICRP 103, uma discrepância média 150 % é encontrada.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

## CALCULATION OF CONVERSION COEFFICIENTS FOR EFFECTIVE DOSE FOR PROTONS USING MATHEMATICAL ANTHROPOMORPHIC MODELS

Fabiano Almendra Lopes

December/2008

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work aims to calculate conversion coefficients from fluence to absorbed dose to organs and to effective dose for monoenergetic protons of energy that range from 20 MeV to 10 GeV, using the code MCNPX and a mathematical anthropomorphic model. The absorbed doses in the organs were calculated for a simulated whole body irradiation with a plane beam, for the geometries of irradiation antero-posterior and postero-anterior. It was found that the values of absorbed dose per unit of fluence grow with increasing energy, reaching a maximum between 100 MeV and 200 MeV, and then decrease slowly with the increase of energy of the proton, followed by a plateau in the region of 500 MeV to 10 GeV. The conversion coefficients for the effective dose, obtained from the data absorbed in the body and the factors  $w_R$  and  $w_T$  recommended in the ICRP Publication 103, are in the range between 168 and 1380 pSv.cm<sup>2</sup> for the AP geometry, and between 17 and 1350 pSv.cm<sup>2</sup> for the PA geometry. It was observed that the change in the values of the weighting factors  $w_R$  and  $w_T$ , recommended by ICRP 103, causes an average 150% discrepancy between the conversion coefficients for the effective dose using weighting factors  $w_R$  and  $w_T$  recommended in the publication ICRP 60.

## SUMÁRIO

### RESUMO

### ABSTRACT

<b>CAPÍTULO 1. Introdução</b> .....	1
1.1 - Coeficientes de conversão para feixes de prótons .....	2
1.2 - Objetivo .....	5
<b>CAPÍTULO 2. Fundamentos Teóricos</b> .....	7
2.1 - Física dos Prótons .....	7
2.1.1 - Dosimetria do feixe de prótons.....	11
2.2 - Grandezas Radiológicas .....	12
2.2.1 - Fluência .....	12
2.2.2 - Kerma .....	13
2.2.3 - Coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva .....	13
2.3 - Grandezas Limitantes .....	14
2.3.1 - Dose absorvida .....	14
2.3.2 - Dose Equivalente .....	15
2.3.3 - Dose Efetiva.....	15
2.3.4 - Fatores de Ponderação .....	16
2.3.4.1 - Fatores de Peso da Radiação .....	16



2.3.4.2 - Fatores de Peso do Tecido .....	19
2.4 - Grandezas Operacionais .....	21
2.5 - Fantomas Físicos .....	21
2.6 - Simuladores Matemáticos de Corpo Humano .....	22
2.7 - Modelo Matemático Antropomórfico Body Builder.....	23
2.8 - Método de Monte Carlo .....	24
2.8.1 - Código Computacional MCNP ( <i>Monte Carlo N-Particle</i> ) .....	25
2.8.1.1 - Estrutura dos dados de entrada do MCNP .....	26
2.8.1.2 - Dados de saída, resultados do MCNP .....	28
2.8.1.3 - Versões atualizadas .....	29
<b>CAPÍTULO 3 - Metodologia de Cálculo .....</b>	<b>24</b>
3.1 - O código de transporte de radiação MCNPX .....	31
3.2 - Modelo antropomórfico e geometria de irradiação .....	31
3.3 - Definição da grandeza a ser calculada .....	34
3.4 - Obtenção das energias depositadas nos órgãos .....	35
3.4.1 - Cálculo da energia depositada na medula óssea vermelha .....	35
3.5 - Transformação para obtenção da fluência em Gy.cm <sup>2</sup> .....	37
3.6 - Cálculo da dose efetiva para prótons .....	37
3.7 - Erro relativo .....	39
<b>CAPÍTULO 4 – Resultados e Discussões .....</b>	<b>41</b>

4.1 - Dose Absorvida nos órgãos por unidade de fluência, $D_T/\Phi$ .....	41
4.2. - Coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva ( $E/\Phi$ ) .....	51
4.2.1 - Contribuição dos órgãos para a dose efetiva .....	54
4.3 - Comparação dos valores de $E/\Phi$ obtidos pelo código MCNPX com os encontrados na literatura .....	57
<b>CAPÍTULO 5 – Conclusões</b> .....	<b>59</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -</b> .....	<b>61</b>
<b>ANEXO I</b> .....	<b>66</b>

# Capítulo 1

## Introdução

Em várias áreas da atividade humana os prótons estão presentes como uma radiação principal e necessária ou como um subproduto indesejável. Feixes de prótons são empregados em três áreas da atividade humana: científica, médica e industrial.

No campo científico, os prótons são utilizados em estudos de espectroscopia para avaliação bioquímica de órgãos humanos. A tomografia computadorizada com feixes de prótons com energia entre 100 MeV e 250 MeV, produzidos em aceleradores de pesquisas do tipo cíclotrons, é um dos métodos de ensaios não destrutivos para obtenção da estrutura interna de objetos (KLOCK, 2006), da mesma forma que a tomografia computadorizada de raios X. No acelerador de partículas Large Hadron Collider (LHC), situado entre a França e a Suíça, os pesquisadores colidem os prótons de modo a fragmentá-los em seus quarks, bósons e outras partículas subatômicas. Os objetivos desde projeto são diversos, dentre eles: reproduzir os choques na explosão do Big Bang, compreender a assimetria entre quantidade de matéria e antimatéria, e outras questões que põem em cheque conhecimentos físicos atuais.

Na área médica, o uso de feixes de prótons para a terapia do câncer, chamados de próton-terapia, está em prática há cerca de 50 anos nos mais importantes centros médicos em todo o mundo e aproximadamente mais de 50.000 pacientes já foram tratados segundo a técnica de próton-terapia. Em 1955, no laboratório Lawrence-Livermore em Berkeley (Estados Unidos), iniciou-se o tratamento dos primeiros pacientes utilizando feixes de prótons com energia de 340 MeV. Logo depois iniciou a aplicação da próton-terapia: no Instituto Gustaf Werner na Suécia (1957), em Harvard no Hospital Geral em Massachusetts e no Laboratório Cíclotron (1961), na Rússia em Dubna (1964), em Moscou (1969), em Gatchina (1975), no Japão, mais especificamente em Chiba (1979) e em Tsukuba (1983), na Suíça (1984), na Inglaterra, no Hospital de Clatterbridge (1989), nos Estados Unidos na

Universidade de Loma Linda, na França em Nice e Orsay e na Bélgica na Universidade Católica de Louvain (1991). (WEBB, 2001). Vários centros de terapia de câncer em operação no mundo, estão planejando a implementação da prótonterapia num futuro bem próximo. Até o final desta década existe um prognóstico de que, ao menos, 10 instalações deste tipo estejam em funcionamento na América Latina, sendo o Brasil um forte candidato para sediar algumas delas.

Os feixes de prótons também são aplicados para a produção de radiofármacos de interesse em diagnósticos médicos, como: o gálio-67, tálio-201, índio-111, iodo-123 e flúor-18. Esses radioisótopos produzidos num acelerador ciclotron (onde são gerados os feixes de prótons) possuem uma meia-vida em torno de algumas horas. Os benefícios de que pacientes usufruem são, principalmente, no diagnóstico precoce do câncer e de doenças cardíacas e neurológicas e no tratamento menos invasivo e mais eficaz de tumores.

Com o processo de modernização do parque radioterápico brasileiro, os aceleradores lineares de baixa energia e equipamentos de teleterapia de  $^{60}\text{Co}$  estão sendo progressivamente substituídos por equipamentos com feixes de fótons com energia superior a 10 MeV. Apesar de apresentarem diversas vantagens, essas novas máquinas produzem prótons e nêutrons como contaminantes, devido à energia dos fótons próxima ou superior à energia de ligação dos núcleos (entre 5 e 15 MeV) dos materiais constituintes do cabeçote dos aceleradores lineares (CHIBANI, CHARLIE, 2003).

A Terra recebe radiação cósmica de diferentes tipos e energias, vindas do espaço interplanetário e galáctico, porém um tipo de radiação cósmica – prótons – com energia igual ou menor a 1 GeV, chega do Sol pelas chamadas tempestades solares. A atmosfera terrestre bloqueia a maior parte dessa radiação, evitando a exposição dos habitantes do planeta. Mas, em uma missão espacial, essa proteção deixa de existir e os efeitos podem ser mais graves, onde as células podem sofrer danos irreparáveis e produzir células cancerosas. Este efeito é difícil de quantificar. Pode levar décadas entre a exposição à radiação e o aparecimento de um tumor. No caso extremo, o dano celular interrompe o funcionamento dos tecidos do corpo podendo levar à morte do indivíduo.

## 1.1 Coeficientes de conversão para feixes de prótons

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) e a Comissão Internacional de Medidas e Unidades da Radiação (ICRU - *International Commission on Radiological Units and Measurements*), visando estabelecer um critério para salvaguardar a população, apresentaram nas publicações de número 60 (ICRP, 1991) e número 51 (ICRU, 1989), recomendações a serem utilizadas em proteção radiológica, que incluem grandezas que devem ser usadas tanto em dosimetria interna quanto externa. Essas grandezas são divididas em dois grupos: grandezas de proteção radiológicas e operacionais.

As grandezas de proteção radiológica da ICRP 60 (ICRP, 1991), são importantes para o cálculo de risco e incluem a dose efetiva ( $E$ ) e a dose equivalente em um órgão ou tecido ( $H_T$ ). Essas duas grandezas, que não são medidas, estão diretamente ligadas à dose absorvida. Já as grandezas operacionais são: o equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ ), equivalente de dose direcional ( $H'(d, \Omega)$ ) e o equivalente de dose pessoal ( $H_p(d)$ ). Estas grandezas são usadas na calibração de monitores de área e dosímetros pessoais.

As grandezas de calibração primária não são grandezas do tipo equivalente de dose. É necessário que sejam determinados os coeficientes de conversão das grandezas de calibração, Kerma no ar, para as grandezas de interesse em proteção radiológica, como, por exemplo, o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ .

Uma vez que experimentos com radiação em seres humanos para determinação da dose absorvida não são recomendáveis, torna-se necessária utilização de simulações computacionais e um modelo de exposição que represente o corpo humano exposto à radiação. Um modelo de exposição é um arranjo físico ou computacional capaz de determinar tanto a dose absorvida no corpo humano, quantas grandezas mensuráveis e relevantes para o problema abordado.

Um modelo computacional de exposição deve incorporar as fontes e os campos de radiação envolvidos, um simulador antropomórfico, um método para o cálculo da dose equivalente no interior do modelo e das grandezas operacionais de interesse. Geralmente

estes resultados são expressos na forma de coeficientes de conversão, razões entre as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis e grandezas mensuráveis. Assim, se as condições simuladas com o modelo de exposição corresponderem à situação real, medidas rotineiras de dosimetria podem ser interpretadas em termos de dose absorvida através do produto da leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão (ICRP 74, 1996).

Estes procedimentos de obtenção dos coeficientes de conversão são utilizados em diversas áreas do estudo de radiação, onde são apresentados na forma de gráficos, que representam a razão entre o kerma no órgão e o kerma no ar, para exposições de corpo inteiro em função da energia da radiação incidente.

Em 1996, a publicação de número 74 da ICRP apresentou os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva para elétrons de 1 keV a 10 MeV, fótons de 10 keV até 10 MeV e para nêutrons de 1 MeV até 180 MeV para várias geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral (LAT), rotacional (ROT) e isotrópica (ISO), para o homem adulto. Porém, nesta publicação, coeficientes de conversão para prótons não são apresentados.

Alguns trabalhos vêm aplicando o método de Monte Carlo para simulação de feixes de prótons, como o Geant4 (EVSEEVE *et al.*, 2007), MCNPX (BOZURT *et al.*, 2004), PTRAN (BERGER,1993a), SRNA-2KG, FLUKA-2002 (FASSO *et al.*, 2000) e o VMCPRO (FIPPEL *et al.*, 2004), em simuladores que procuram representar o corpo humano da melhor forma possível e, atualmente, são utilizados simuladores antropomórficos do tipo geométrico e do tipo voxel.

Dentre os trabalhos publicados na literatura, sobre aplicação do método Monte Carlo para simulação de feixes de prótons utilizando simuladores matemáticos, que serviram de referência para essa dissertação, ressaltam-se os artigos descritos a seguir.

PELLICIONI *et al.* (2000), obtiveram coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva para prótons monoenergéticos, calculados pelo código FLUKA para várias geometrias de irradiação (de corpo inteiro com um feixe plano expandido e alinhado) em

um fantoma matemático hermafrodita formado por sessenta e oito regiões que representam os vários órgãos e tecidos do corpo humano. Nas simulações foram executadas dezessete energias discretas que variam de 5 MeV a 10 TeV e os coeficientes de conversão foram calculados utilizando os fatores de peso de radiação,  $w_R$ , e os fatores de peso para o tecido T,  $w_T$ , recomendados pela publicação número 60 da ICRP.

SATO *et al.* (2003), em sua publicação, executaram simulações utilizando o método de Monte Carlo para calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva de prótons, usando o código desenvolvido para o transporte de íon, PHITS. Utilizando os fatores de peso  $w_R$  e  $w_T$  da publicação 60 (ICRP, 1990), os pesquisadores calcularam as doses absorvidas nos órgãos de um fantoma antropomórfico matemático para prótons de energia que variam de 5 MeV a 3 GeV, considerando as geometrias de irradiação antero-posterior (AP) e isotrópica (ISO).

Em 2007, a ICRP publicou o relatório número 103 com novas recomendações para os valores dos fatores de peso da radiação,  $w_R$ , e os fatores de peso para o tecido,  $w_T$ . Os dados atuais dos detrimientos relativos à radiação diferem dos dados da publicação 60 (ICRP 60). Foram propostas mudanças de  $w_T$  para as mamas (0,05 para 0,12), as gônadas (0,20 para 0,08), órgãos remanescentes (0,05 para 0,12) e recomendam-se valores específicos, de 0,01, para o cérebro e para glândulas salivares. Para o fator de peso da radiação ( $w_R$ ) para prótons, a nova recomendação propôs a mudança de 5 para 2 no valor de  $w_R$ . É oportuno salientar que não foram encontrados na literatura coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva que consideram os fatores de peso  $w_R$  e  $w_T$  recomendados pela ICRP 103 para sua determinação.

## 1.2 Objetivo

Este trabalho tem como objetivo calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva,  $(E/\Phi)$ , para prótons monoenergéticos de energias que variam de 20 MeV a 10 GeV, baseado nas novas recomendações da ICRP número 103, preenchendo, assim, a lacuna existente na literatura. Para tanto foram utilizados o código de transporte de radiação

MCNPX é um simulador antropomórfico matemático, e estabelecidos os seguintes procedimentos:

- Calcular a dose absorvida de prótons, por unidade de fluência, em cada órgão do simulador antropomórfico, para as geometrias de irradiação Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA).
- Determinar os coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ), para as geometrias de irradiação AP e PA, utilizando os fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados tanto pela publicação da ICRP 60 quanto pela ICRP 103.



## Capítulo 2

### Considerações Teóricas

#### 2.1. Física dos prótons

Em 1886, o físico alemão Eugene Goldstein observou que, quando ocorriam descargas elétricas através de um tubo contendo um gás rarefeito, surgiam raios que apresentavam massa e cargas elétricas positivas. Esses raios foram denominados de raios canais. Posteriormente, o inglês Ernest Rutherford verificou que os raios canais originários do hidrogênio possuíam a menor carga positiva conhecida até então. A essa unidade eletricamente carregada positivamente deu-se o nome de próton. Um próton é uma partícula sub-atômica que faz parte do núcleo de todos os elementos.

O próton (com massa igual a  $1,672 \times 10^{-27}$  kg) apresenta uma massa muito maior do que a do elétron (com massa igual a  $9,109 \times 10^{-31}$  kg) e por esta razão perde uma pequena parte de sua energia numa única interação, sendo defletidos por pequenos ângulos em cada interação, percorrendo assim, um caminho aproximadamente retilíneo pela matéria, ao contrário do que ocorre com feixes de fótons ou elétrons.

As principais causas para perda de energia do próton no transporte na matéria são as interações eletromagnéticas com os elétrons atômicos e o núcleo destes átomos, e as reações nucleares. Com isso, a distribuição de dose de um feixe monoenergético de prótons apresenta uma região onde a dose cresce lentamente com a profundidade, chamada platô ou patamar, seguida de uma região onde a dose aumenta rapidamente e atinge seu ponto máximo, denominada pico de Bragg, próximo ao término de seu alcance. Este comportamento é representado na Figura 2.2.

As características físicas dos prótons revelam a sua importância e utilidades na radioterapia (ARCHAMBEAU *et al.*, 1972). A distribuição de dose e o alcance do feixe de prótons são mais flexíveis e muito mais proveitosos no tratamento de tumores profundos, no qual, sabendo a energia de entrada na pele de paciente e a densidade do tecido ao longo

da trajetória é possível determinar a profundidade de penetração do feixe e a localização do pico de Bragg (Figura 2.1), diferente dos fótons e dos elétrons, que perdem a maior parte de suas energias muito próximo à superfície do corpo, depositando sua energia exponencialmente ao longo de suas trajetórias no tecido (Figura 2.2).

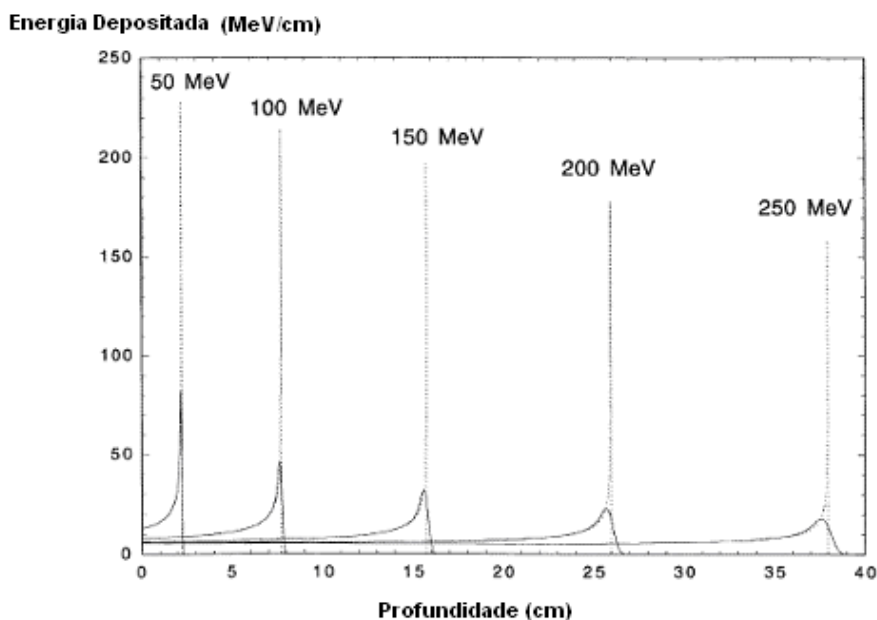


Figura 2.1. Deposição de energia ao longo do tecido equivalente (CARLSSON *et al*, 1997).

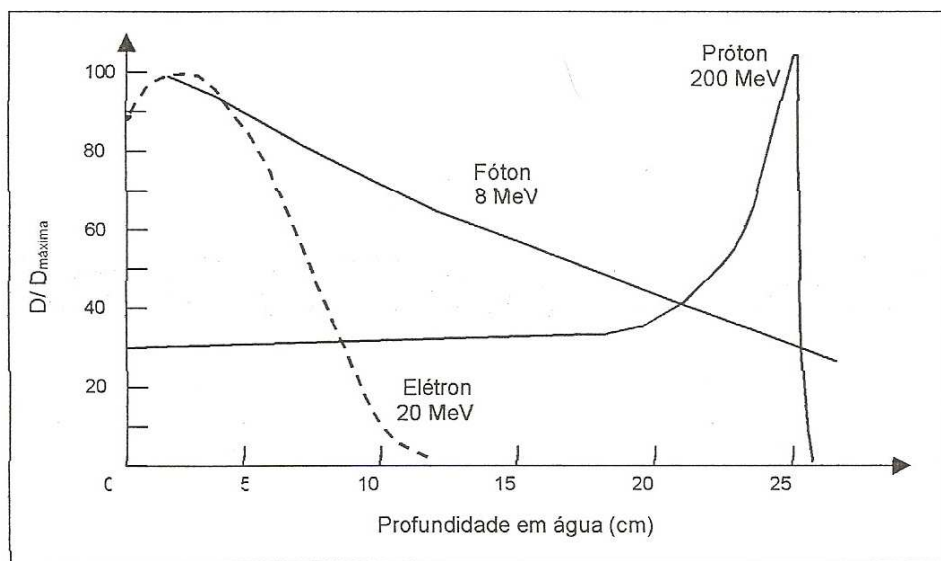


Figura 2.2. Diferença entre as distribuições de dose de algumas radiações (BLOHEM, 2005).

De acordo com ATTIX *et al.* (1968), as interações do próton com a matéria podem ser divididas em três categorias:

- i) Interações com os átomos como um todo (ocorre somente a baixas energias);
- ii) Interações com os elétrons dos átomos;
- iii) Interações com os núcleos.

Tais interações dependem da energia cinética do próton incidente, da característica do meio e do parâmetro de impacto que é definido como a distância mínima entre o alvo (átomo) e a partícula incidente (RAJU, 1980).

Quando o parâmetro de impacto é muito maior do que as dimensões do átomo, o próton vai interagir com o átomo como um todo, deslocando-o da sua posição normal. Quando o parâmetro de impacto for comparável com as dimensões atômicas, as interações irão ocorrer principalmente entre o próton e os elétrons atômicos. Se a energia adquirida pelos elétrons durante a interação com a partícula incidente for maior do que sua energia de ligação, eles serão ejetados dos átomos e produzirão novas ionizações. Nesta situação os elétrons são conhecidos como raios delta. Quando o parâmetro de impacto é menor do que o raio atômico, o próton será defletido pelo campo coulombiano do núcleo em adição à interação com os elétrons atômicos. Quando o parâmetro de impacto for muito menor do que o raio atômico, o próton penetrará no núcleo e sofrerá reações de espalhamento inelástico (RAJU, 1980).

A taxa de perda energética dos prótons (ou de outros íons) é proporcional ao quadrado de sua carga e inversamente proporcional ao quadrado de sua velocidade. Assim, quando o próton passa por um meio, ao transferir sua energia por meio de colisão e freamento, a sua velocidade vai diminuindo gradualmente e a sua taxa de perda energética vai aumentando. A sua velocidade desta forma vai diminuindo até um ponto em que capturará um elétron. O próton continuará a perder velocidade até a sua energia se igualar à energia térmica dos átomos do meio.

Segundo ATTIX *et al.* (1968), pelo fato de existir a contribuição de vários processos nesta transferência energética, o poder de freamento é dividido em três intervalos de energia:

- i) Baixa energia ( $E < 10^{-5} m_0c^2$ );
- ii) Média energia ou energia intermediária ( $10^{-5} m_0c^2 \leq E < m_0c^2$ );
- iii) Alta energia ( $E \geq m_0c^2$ ).

Onde  $m_0c^2=938$  MeV refere-se à energia de repouso do próton.

Em baixas energias os prótons podem capturar elétrons. Os prótons serão completamente neutralizados quando a sua energia atingir aproximadamente 0,5 MeV.

As principais interações nas regiões de energias intermediárias estão relacionadas tanto com as excitações eletrônicas quanto com as ionizações contínuas dos elétrons do meio. Os efeitos nucleares são raros, porém muito importantes.

Para as altas energias, ou seja, acima da energia de repouso do próton de  $m_0c^2$ , o efeito de “*Bremsstrahlung*” é de maior relevância.

A ionização é responsável por quase 94% da deposição de dose por feixe de prótons, outros 6% são devidos às interações nucleares (PRESTON *et al.*, 1965).

Basicamente, uma reação nuclear consiste num processo que ocorre quando uma partícula nuclear incidente, também chamada de projétil, interage com uma partícula nuclear alvo, tendo como resultado a produção de um núcleo residual e a ejeção de outras partículas nucleares em várias direções possíveis (BLATT *et al.*, 1979).

Partículas secundárias como: prótons, nêutrons, partículas pesadas e raios gamas podem ser produzidos através de interações nucleares. Os raios delta, gerados por processos de colisão e por prótons secundários, produzem um pequeno crescimento na dose dentro dos primeiros centímetros transversalmente ao feixe. O decréscimo no fluxo de prótons com o aumento da profundidade antes das partículas chegarem no final do alcance, se deve

às interações nucleares. Este decréscimo é aproximadamente 1,5% por centímetro do alcance.

As reações nucleares induzidas por prótons podem ser divididas em três condições:

i) Energias Altas

Quando a energia das partículas incidentes é suficientemente alta, os prótons podem ser espalhados elasticamente ou inelasticamente; eles podem sofrer captura radioativa ou causar a emissão de uma partícula carregada. (KAPLAN, 1978)

ii) Energias Muito Altas

Quando a energia das partículas incidentes é maior que 10 MeV, pode ser emitida mais que uma partícula. Frequentemente, o núcleo composto decai emitindo um nêutron, sendo que o núcleo residual pode ser deixado num estado suficientemente excitado para a emissão de um segundo nêutron. Em energias ainda maiores, podem ser emitidos três nêutrons (KAPLAN, 1978).

iii) Excitação Coulombiana

Quando uma partícula carregada (próton) com alguns MeV de energia passa através de um núcleo alvo, este é sujeito a um campo elétrico que varia rapidamente. Esse campo pode dar origem a transições do estado fundamental para estados excitados do núcleo alvo. Um estado excitado produzido desta maneira decai então por emissão de raios  $\gamma$  ou conversão interna de elétrons (KAPLAN, 1978).

### **2.1.1. Dosimetria do feixe de prótons**

Os principais instrumentos dosimétricos utilizados são as câmaras de ionização de placas paralelas, câmaras de ionização de tecido equivalente, dosímetros termoluminescentes, calorímetros de tecido equivalente, diodos de silício, gaiolas de Faraday, sistemas de ativação e filmes dosimétricos (RAJU, 1980). Pelo fato de que os

elétrons secundários, produzidos pelos prótons, possuem baixa energia, os efeitos nas paredes das câmaras de ionização são reduzidos.

Segundo a ICRU (1998) a dose absorvida devido ao feixe de prótons pode ser dosimetricamente determinada usando qualquer material diferente do material de interesse. Utilizando-se um gás para se fazer a dosimetria, a ionização produzida no mesmo pode ser convertida para a dose absorvida no material de interesse.

## 2.2. Grandezas Radiológicas

A manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema vastamente abordado pela comunidade científica mundial. A publicação número 60 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1990), recomenda que sejam implantados métodos que visam otimizar e garantir que o público exposto à radiação esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos.

Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes induzirem detrimientos à saúde humana, apareceram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem com realismo a sua interação com o tecido humano. Obviamente que o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de dano.

### 2.2.1. Fluência ( $\Phi$ )

A fluência,  $\Phi$ , é a grandeza física definida pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) ICRU, (ICRU, 1925), como:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad 2.1$$

onde  $dN$  é o número de partículas ou fótons incidentes sobre uma esfera de seção de área  $da$ .

### 2.2.2. Kerma (K)

É o quociente da soma das energias cinéticas iniciais, de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas incidentes em um material de massa  $dm$ , ou seja, energia transferida,  $dE_{tr}$ , em determinado elemento de volume  $dV$ , dividida pela massa  $dm$  do elemento.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 2.2$$

O kerma é expresso em J/kg no Sistema Internacional de Medidas, tendo o nome especial de gray (Gy).

### 2.2.3. Coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva

A distribuição da dose absorvida no corpo humano pode ser determinada, através da construção de simuladores do corpo humano, utilizando materiais equivalentes ao tecido humano, contudo, várias são as limitações deste procedimento. É impossível determinar doses numa seqüência de órgãos, ou em alguns casos, não podem ser determinadas com precisão, quando, por exemplo, a dose média num órgão é dada por um dosímetro que é colocado num ponto médio do órgão. Há necessidade da realização de uma grande quantidade de medidas, posicionando dosímetros nos vários compartimentos do simulador, também denominados de fantoma ou *phantom*, com subseqüente irradiação.

Aplicando-se fatores que correlacionam os valores dos espectros de energias da radiação calculados com a dose efetiva e a dose nos órgãos ou tecidos, é possível estimar a dose a que um indivíduo ou a população estaria exposto.

Para a determinação dos valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva é necessária a utilização de:

- Um simulador antropomórfico que represente a anatomia do corpo humano, e;
- Um código computacional para a simulação do transporte de radiações em vários órgãos e tecidos do corpo humano, em diversas condições de irradiações visando a determinação da dose.

Existem basicamente dois modelos que podem representar a anatomia do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização dos órgãos: o modelo matemático e o modelo baseado em imagens de tomografia computadorizada ou imagem de ressonância magnética. Estes modelos, chamado de modelos antropomórficos, são incorporados a códigos computacionais para simular o transporte de radiação e a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano como resultado da exposição deste à radiação ionizante.

### **2.3. Grandezas Limitantes**

Quando os efeitos das interações das radiações ionizantes acontecem no organismo humano suas conseqüências podem ser fatais. Assim, definem-se as grandezas limitantes, para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante. Como as radiações apresentam comportamento diferente na ionização, penetração e conseqüente dano biológico produzido, introduzem-se fatores de peso associados às grandezas dosimétricas básicas.

#### **2.3.1. Dose absorvida**

A dose absorvida,  $D$ , é definida pela relação:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3)$$



onde  $\bar{d\epsilon}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante no elemento de volume de massa  $dm$ . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional e o nome especial para essa unidade é gray (Gy).

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devidos às diferentes qualidades de radiação. A dose equivalente utiliza um fator para correlacionar os efeitos das diferentes qualidades de radiação comparativamente a uma radiação de referência.

### 2.3.2. Dose Equivalente ( $H_T$ )

A dose equivalente é o produto da dose média absorvida em um órgão ou tecido ( $D_{T,R}$ ), multiplicado pelo fator peso da radiação ( $w_R$ ), relativo à qualidade da radiação incidente R.

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad 2.4$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no sistema Internacional de Medidas e o nome especial para esta unidade é sievert (Sv).

### 2.3.3. Dose Efetiva (E)

O conceito de dose efetiva nasceu da necessidade de se quantificar a dose no corpo considerando a sensibilidade radiológica de cada órgão, de forma a relacioná-la ao risco, que é à base da proteção radiológica.

A dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad 2.5$$

onde  $w_T$  é o fator de peso para o tecido T e  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída.

Obviamente que,

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad 2.6$$

A dose efetiva é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Medidas e o nome especial para esta unidade é sievert (Sv).

Para a proposta de cálculo em Proteção Radiológica, o corpo humano é definido na publicação 60 da ICRP (ICRP, 1990) com 12 órgãos e tecidos, incluindo os órgãos remanescentes, o qual consiste de 9 órgãos adicionais, enquanto, na publicação 103 da ICRP (ICRP, 2007) foram adicionados mais dois órgãos, totalizando 15 órgãos e tecidos.

#### **2.3.4. Fatores de Ponderação**

A dose absorvida é insuficiente, por si só, para avaliar um detrimento causado pela exposição às radiações ionizantes. A fim de estabelecer uma correlação entre grandezas de doses aplicadas em proteção radiológica e os efeitos estocásticos, dois tipos de fatores de ponderação foram introduzidos, um fator de ponderação da radiação,  $w_R$ , e um fator de ponderação do tecido,  $w_T$ .

Os fatores de peso consideram diferentes tipos de radiação e os efeitos estocásticos em diferentes órgãos e tecidos de corpo humano. Eles são, portanto, baseados em uma vasta quantidade de dados experimentais e estudos epidemiológicos que independem de idade ou sexo.

##### **2.3.4.1. Fatores de Peso da Radiação, $w_R$**

O fator de peso da radiação,  $w_R$ , é baseado principalmente em uma avaliação da eficácia biológica relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação no que diz respeito aos

efeitos estocásticos. A RBE é utilizada em radiobiologia para determinar as características das diferentes eficiências biológicas de radiações ionizantes. Valores de RBE são dados pela razão entre as doses absorvidas de dois tipos de radiação, produzindo o mesmo efeito biológico especificado em idênticas condições de irradiação (valor de dose da radiação de referência dividido pelo correspondente valor de dose da radiação considerada, o que causa o mesmo nível de efeito).

Os fatores  $w_R$  têm sido especificados na definição das grandezas de proteção desde a Publicação 60 (ICRP, 1991b). Eles são fatores pelos quais a dose média absorvida em qualquer tecido ou órgão é multiplicada na equação 2.4 para o detrimento provocado pelos diferentes tipos de radiação em relação à radiação do fóton. Valores numéricos de  $w_R$  são especificados em termos de tipo de radiações e de energia, quer incidente sobre o corpo humano ou emitidos por radionuclídeos.

A Tabela 2.1 e Tabela 2.2 apresentam os valores  $w_R$  recomendados pela publicação número 60 da ICRP (ICRP, 1990) e número 103 da ICRP (ICRP, 2007), respectivamente.

Tabela 2.1. Fatores de peso da radiação  $w_R$  (ICRP 60).

Tipo ou intervalo de energia		Fator de peso da radiação, $w_R$
Fótons, todas as energias		1
Elétrons e muons, todas as energias		1
Nêutrons, energia	< 10 keV	5
	> 10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2 MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Prótons, (não de recuo), energia > 2 MeV		5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados		20

Tabela 2.2. Fatores de peso da radiação (ICRP 103).

Tipo ou intervalo de energia	Fator de peso da radiação, $w_R$
Fótons	1
Elétrons e muons	1
Prótons e pions	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20
Nêutron	$w_R$ em função da energia (mostrado na Figura 2.3).

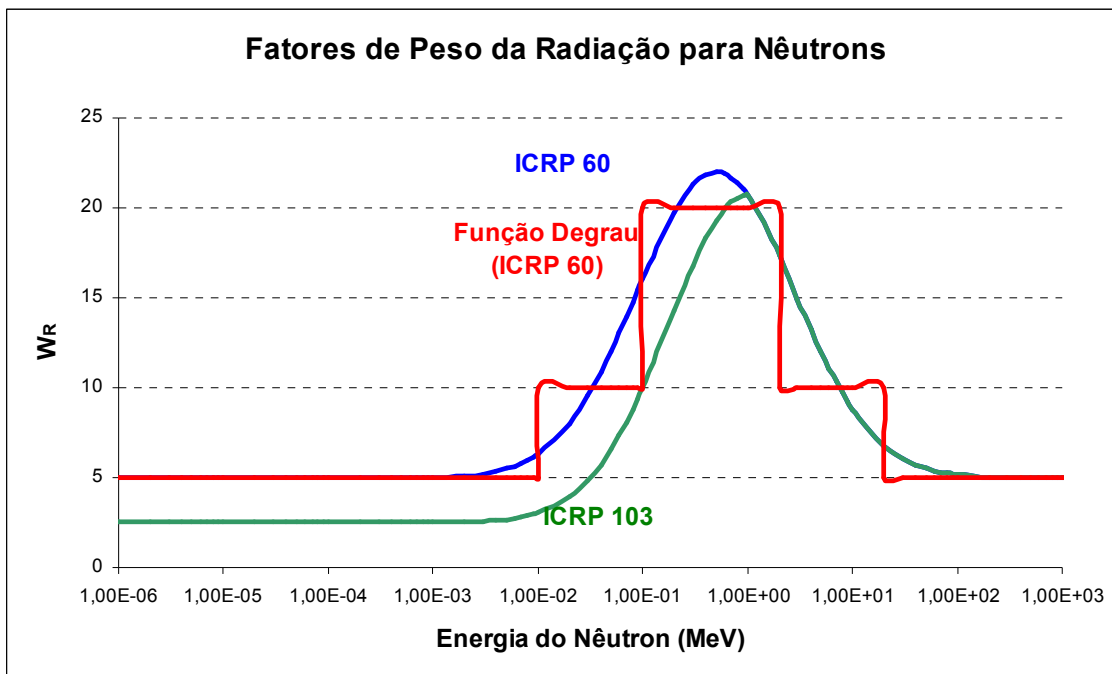


Figura 2.3: Fatores de peso de radiação,  $w_R$ , para nêutrons versus energia dos nêutrons.

### 2.3.4.2. Fatores de Peso do Tecido, $w_T$

Os fatores de ponderação determinados para a recomendação de 2007, ICRP 103, são baseados em coeficientes dos riscos nominais ajustados por detrimento de efeitos estocásticos. Os coeficientes de riscos nominais não ajustados são calculados através da média de estimativas da radiação associada de tempo de vida para a incidência de câncer de um composto populacional de números iguais de homens e mulheres. O detrimento é modelado como uma função de vida perdida, letalidade e redução da qualidade de vida. Com algumas exceções, os parâmetros nos modelos de riscos são estimados usando dados de incidência de câncer dos estudos nos sobreviventes Japoneses da bomba atômica.

Os detrimentos relativos da radiação diferenciam-se dos dados na Publicação 60, e isto resultou em modificações nos valores de  $w_T$ . Os fatores de peso ( $w_T$ ) para esses órgãos ou tecidos recomendados pelas publicações 60 e 103, são ilustrados, respectivamente, nas Tabelas 2.3 e 2.4.

Tabela 2.3. Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo da dose efetiva (ICRP 60, 1990).

Tecido ou órgão T	Fator de peso do tecido ou órgão $w_T$
Gônadas	0,20
Medula Óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície Óssea	0,01
Remanescentes*	0,05

\* Os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino delgado, rins, músculo, pâncreas, vesícula, baço, timo e útero.

Tabela 2.4. Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo da dose efetiva (ICRP 103, 2007).

Tecido ou órgão T	Fator de peso do tecido ou órgão w <sub>T</sub>
Pulmão, estomago, cólon, medula óssea (vermelha), peito, remanescentes*	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, fígado, esôfago, tireóide	0,04
Pele, superfície óssea, cérebro e glândulas salivares	0,01

\* Os órgãos restantes são compostos por: próstata (homem), mucosa oral, coração, pleura, nódulos linfáticos, intestino delgado, rins, músculo, pâncreas, vesícula, baço, timo e útero (mulher).

## 2.4. Grandezas Operacionais

Para rotina de Proteção Radiológica é desejável que a exposição de indivíduos seja caracterizada e medida por uma única grandeza, pois facilitaria as avaliações, as comparações e o registro. Dentre as grandezas definidas até então, a dose equivalente seria mais conveniente pois envolveria em seu valor, a dose absorvida, o tipo de radiação e permitiria estabelecer a correlação com o risco de dano biológico. Esta grandeza, do tipo limitante, criada pela ICRP para indicar o risco de exposição do homem à radiação ionizante, apresenta a desvantagem de não ser mensurável diretamente ou de fácil estimativa.

Por outro lado, em termos de metrologia, era preciso estabelecer uma referência para servir de padrão para definição das grandezas e contornar as diferenças de tamanho e forma dos indivíduos expostos à radiação.

## 2.5. Fantomas Físicos

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

Os fantomas cilíndricos são constituídos de acrílico preenchido com água com dimensões apropriadas para simular a cabeça e o tronco humano, de modo a reproduzir as condições de espalhamento do corpo do paciente. O fantoma adulto de dimensões de 160 mm de diâmetro para cabeça, e 300 mm de diâmetro para tronco (IAEA, 1994), é recomendado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA).

Dentre os fantomas antropomórficos de corpo humano existente o “Alderson Rando Phantom” é o mais conhecido e universalmente aceito como boa opção para simular o corpo humano. É constituído de um esqueleto humano envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole, composto de 8,8 % de hidrogênio; 66,8 % de carbono; 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de  $1,00 \text{ g.cm}^{-3}$ . O tecido pulmonar é composto de 5,7 % de hidrogênio; 74,0 % de carbono; 2,0 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de  $0,320 \text{ g cm}^{-3}$ . O tronco e a cabeça estão estruturados em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, e com um total de 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros do tipo termoluminescentes (ALDERSON *et al.*, 1962).

## 2.6 Simuladores Matemáticos de Corpo Humano

Em outubro de 1974, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica adotou o relatório preparado por um grupo de especialistas intitulado “O Homem Referência: Características Anatômicas, Fisiológicas e Metabólicas”. Esse relatório foi publicado como recomendação e com a classificação “Publicação ICRP N°. 23” (ICRP, 1974). Anteriormente, um grupo de pesquisadores do *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) dos Estados Unidos, desenvolveu um simulador matemático tridimensional de corpo humano que serviu como base para a compilação dos dados para o Homem Referência. Ele foi

inicialmente projetado para ser usado no campo da Dosimetria Interna na determinação das doses em órgãos e tecidos de interesse devido à incorporação de radionuclídeos. O trabalho dos pesquisadores foi publicado em 1969, no Panfleto N°. 5 do *Medical International Radiation Dose Committee – MIRD* (SNYDER *et al.*, 1969). Nele é apresentada a primeira descrição matemática, este simulador ficou conhecido como “Simulador MIRD – 5” (Tabela 2.5).

Tabela 2.5: Composição química dos vários tecidos apresentados no modelo MIRD, exceto recém-nascido, com o percentual de peso.

Elemento	Percentual de Peso ( %)		
	Tecido Mole	Esqueleto	Pulmão
H	10,454	7,337	10,134
C	2,663	25,475	10,238
N	2,490	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,326	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,030	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,080
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,190	0,009
Fé	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0
Densidade	1,04 g/cm <sup>3</sup>	1,4 g/cm <sup>3</sup>	0,296 g/cm <sup>3</sup>

## 2.7 Modelo Matemático Antropomórfico Body Builder

O fantoma antropomórfico adulto usado neste trabalho é aquele desenvolvido por EKERMANE, CRISTY e RYMAN (1996), utilizando os trabalhos de SNYDER (1969) no



*Oak Ridger National Laboratory* (ORNL), obtendo um catálogo denominado “*Body Builder*” que contém uma série de simuladores de corpo humano para diferentes idades, pesos e tamanhos (KENNET, 2002). Neste simulador, o corpo humano é dividido em três partes:

- (1) A cabeça e o pescoço, representado por cilindros elípticos cobertos por um semi-elipsóide que está acima de um cilindro circular.
- (2) O tronco e os braços, representado por cilindros elípticos cobertos.
- (3) As pernas e os pés, representados por cones truncados.

Junto entre as pernas do modelo masculino apresenta-se uma pequena região formada por superfícies planas que contém os testículos, e junto ao tronco são apresentadas às mamas da mulher por duas seções de elipsóide.

O corpo humano é simulado usando formas geométricas descritas por equações quadráticas e planos para representar os órgãos, apresentando três tipos de tecidos diferentes em composição e densidade: pulmão, esqueleto e tecido mole. Todos os órgãos desenhados que estão compostos por tecido mole apresentam a mesma resposta frente à radiação no transporte de prótons, nêutrons e fótons.

Os órgãos considerados neste catálogo são: pele, braços, pênis, osso das pernas, osso dos braços, pelve, vértebra, cérebro e face, costela, clavícula, escápula, glândulas supra-renais, crânio, mama, vesícula, estômago, esôfago, intestino delgado, cólon ascendente, cólon transversal, cólon descendente, sigmóide, coração, rins, fígado, pulmão, ovário, pâncreas, baço, testículos, timo, tireóide, bexiga, útero. Este modelo contém todos os órgãos e tecidos relevantes à avaliação da dose efetiva, com algumas exceções:

- (1) Para a simulação da dose efetiva, foram feitas as seguintes modificações sugeridas pela literatura (ICRP 67, 1994) para o cálculo dos órgãos remanescentes, que passaram de dez órgãos para oito órgãos, foram removidos, o cólon ascendente e cólon transversal.

- (2) Não existe nenhuma representação específica para medula óssea. O esqueleto é modelado como uma mistura homogênea de vários elementos que o constitui, isto é, osso duro, medula óssea e tecidos moles. Geralmente, a dose é representada no esqueleto inteiro.

## **2.8. O Método de Monte Carlo**

Define-se o método de Monte Carlo como sendo estudos de simulação para obtenção de aproximações de variáveis de interesse, visando reproduzir, em um ambiente controlado, o que se passa no mundo real. São amplamente utilizados na Engenharia de Avaliações, notadamente na geração de cenários probabilísticos, na simulação de sistemas físicos complexos, na validação de modelos probabilísticos, em projetos de reações nucleares, em radioterapia para tratamento de câncer, nos cálculos acoplados nêutrons-fótons para caracterizar a radiação ambiental em um reator nuclear, nos cálculos de criticalidade em sistemas multiplicativos, em cálculos de fluência em vasos de pressão, em cálculos de eficiência de detectores de radiação, na simulação de sistemas biológicos (incluindo corpo humano) para aplicações em medicina nuclear especificamente na dosimetria.

### **2.8.1 Código Computacional MCNP (Monte Carlo N-Particle)**

O código MCNP foi originalmente desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* (LANL) durante o Projeto Manhattan, nos anos 40, e pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons ou no transporte acoplado de nêutrons, fótons e elétrons, incluindo a capacidade de calcular constantes de multiplicação para sistemas críticos. Nêutrons são simulados com energias entre  $10^{-11}$  e 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV e 100 GeV e energias de elétrons entre 1 keV e 1 GeV. Este código permite modelar qualquer sistema geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seções de choque na forma pontual (energia contínua) sendo discreta ou em multigrupos.

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

As seções a seguir descrevem com mais detalhes o código MCNP e suas versões mais atuais.

### **2.8.1.1 Estrutura dos dados de entrada do MCNP**

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

Título do Problema:

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

Bloco de células - “*CELL Cards*”

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

Linha em Branco (finalização da seção)

Bloco de Superfície – “*SURFACE Cards*”

Para a definição das superfícies geométricas do problema são utilizados caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada.

Linha em Branco (finalização da seção)

### Blocos de Dados - “*DATA Cards*”

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

#### “*MODE Cards*”

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema:

- (N)- Transporte de nêutrons
- (N P)- Transporte de nêutrons e fótons
- (P)- Transporte de fótons
- (H)- Transporte de prótons
- (P H)- Transporte de fótons e prótons
- (N P H)- Transporte de nêutrons, fótons e prótons

#### “*IMP Cards*”

Célula de importância

IMP: N, P ou H são os mnemônicos que determinam a importância da célula, para finalizar a história da partícula ou separar as regiões de maior importância. Regiões de menor importância são representadas por (0) e maior importância por (1).

#### “*SOURCE Cards*”

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

#### “*TALLY Cards*”

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados.

Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu mnemônico correspondente tem-se uma variação de possibilidades apresentada na Tabela 2.3.

Tabela 2.6: “Tally Card” – Opção das grandezas para os resultados do MCNP.

Tipo	Descrição	Unidade
F1:N,P,E,	Corrente integrada sobre uma superfície	Número de partículas que atravessam uma superfície
F2:N,P,E,	Fluxo médio sobre uma superfície	partículas/cm <sup>2</sup>
F4:N,P,E,	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm <sup>2</sup>
F5:N,P,	Fluxo em um detector pontual	partículas/cm <sup>2</sup>
F6:N,P,E,	Energia média depositada em uma célula	MeV/g
F8:P,E,	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector	Pulsos

Linha em Branco (finalização dos dados de entrada)

Neste trabalho, não estão sendo apresentadas todas as opções, ferramentas, existentes para os dados de entrada de um problema que utilize o código MCNP. Procurou-se descrever as principais ferramentas, no intuito de fornecer informações, das possibilidades e necessidades existentes na construção de um arquivo de entrada do código MCNP.

### 2.8.1.2 Dados de saída, resultados do MCNP

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

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

$$R \cong S_{\bar{x}} / \bar{X} \quad (2.7)$$

### 2.8.1.3 Versões atualizadas

As três maiores versões do código MCNP em uso atualmente pela comunidade científica são: MCNP4C, MCNP5 e MCNPX. O código MCNP4C é a base dos códigos MCNP5 e MCNPX. MCNP4C é um programa inicialmente utilizado para simular nêutrons, fótons e elétrons no intervalo de energia entre  $10^{-11}$  MeV a 100 MeV para nêutrons, 1 keV a 100 GeV para fótons e 1 keV a 1 GeV para elétrons. O MCNP4C pode ser utilizado para diferentes modos de transporte: nêutrons somente, fótons somente, elétrons somente, transporte combinado de nêutrons e fótons, onde os fótons são produzidos pelas interações dos nêutrons, nêutron/fóton/elétron, fóton/elétron ou elétron/fóton. Para nêutrons, todas as reações dadas em uma seção de choque particular são quantificadas. Nêutrons térmicos são descritos por ambos os modelos do gás livre e modelo  $S(\alpha,\beta)$ . O modelo de tratamento de nêutrons térmicos  $S(\alpha,\beta)$  é uma representação completa do espalhamento de nêutrons térmicos por moléculas e sólidos cristalinos. Para fótons, o código considera espalhamento coerente e incoerente, a possibilidade de ocorrer fluorescência após absorção fotoelétrica, absorção em produção de pares com emissão local de radiação de aniquilação e bremsstrahlung (radiação de freamento). O transporte de elétrons inclui pósitrons, raios X de captura K e bremsstrahlung, mas não inclui campos externos ou auto induzidos. Outras características importantes que faz o MCNP4C muito versátil e fácil para uso incluem poderosos comandos para geração do termo fonte, fontes para cálculo de criticalidade, fontes superficiais e fontes inseridas em células volumétricas, recursos para visualização da geometria de irradiação e arquivos de saída, uma rica coleção de técnicas de redução de variância, uma extensa coleção de bibliotecas de seção de choque e uma estrutura flexível para cálculo das grandezas de interesse. Embora muito versátil, o MCNP4C é limitado para modelar problemas com geometrias que contenham um grande número de células.

O código MCNP5 é uma versão reescrita do MCNP4C. Este inclui aperfeiçoamentos na física de transporte de fótons, adição de novas técnicas de redução de variância, novas opções de termos fonte e aperfeiçoamento no suporte para utilização do código em paralelo, porém considera as principais características da versão MCNP4C.

O código MCNPX é uma combinação do código MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, pions, muons, íons leves e anti-nucleons em geometrias complexas LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*). O MCNPX contém todas as capacidades do MCNP4C e do MCNP5, adicionando-se a capacidade de transportar 34 novos tipos de partículas (prótons, íons leves, etc), expansão da faixa de energia das partículas simuladas e características que muitas comunidades científicas, especialmente as comunidades de física médica e de aceleradores, julgaram ser importantes em códigos de modelagem computacional. No MCNPX, novos modelos físicos de simulação, técnicas de redução de variância e novas técnicas de análise de dados foram implementadas, além de atualizações das bibliotecas de seção de choque, o que o torna superior a todas as distribuições de MCNP existente, inclusive no aspecto tempo de simulação.

Pelo fato do MCNPX simular o transporte dos prótons, enquanto outras versões não, todas as modelagens deste trabalho foram desenvolvidas utilizando esta versão do código MCNP.

## Capítulo 3

### Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados a metodologia de cálculo e os modelos de exposição que foram utilizados neste trabalho. O código MCNPX foi usado para simular o transporte de prótons, nêutrons e fótons através de um simulador antropomórfico matemático, com o objetivo de estimar as doses absorvidas médias nos órgãos do corpo humano.

#### 3.1. O código de transporte de radiação MCNPX

O código de transporte de partículas MCNPX utilizado no presente trabalho é uma combinação da versão MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, pions, múons, íons leves e anti-nucleos em geometrias complexas LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*). Esse código pode simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons e partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias (PELOWITZ, 2005). Neste trabalho, foi usado para simular o transporte de prótons através do tecido equivalente, com o objetivo de obter a estimativa de dose em órgãos do fantoma matemático antropomórfico. O número de “histórias” que serão utilizados na simulação do problema no código MCNPX corresponde a 100.000.000 “histórias”.

#### 3.2. Modelo antropomórfico e geometria de irradiação

O corpo humano foi simulado usando formas geométricas descritas por equações quadráticas, e planos para representar os órgãos, apresentando três tipos de tecidos diferentes em composição e densidade: pulmão, esqueleto e tecido mole. Todos os órgãos são definidos como sendo de tecido mole. A publicação da ICRP (1995) sugere a utilização do homem de referência proposto na publicação da ICRP (1989) e a família de modelos antropomórficos matemáticos elaborados por CRISTY *et al.* (1987). Para o presente trabalho, este modelo foi obtido pelo programa computacional *Body Builder*, representando



um simulador antropomórfico hermafrodita de 21 anos, 168,41cm de altura e 56,61kg de massa, que foi posicionado ao longo do eixo z com seu centro coincidindo com o centro do sistema de coordenadas. Neste simulador matemático, o corpo humano é dividido em três partes: i) A cabeça e o pescoço, representado por cilindros elípticos cobertos por um semi-elipsóide que está acima de um cilindro circular; ii) O tronco e os braços, representado por cilindros elípticos cobertos; iii) As pernas e os pés, representados por cones truncados. A Figura 3.1 mostra a interface do programa *Body Builder* estruturando o fantoma antropomórfico e no anexo I é apresentado o arquivo de entrada gerado para a execução no código MCNPX.

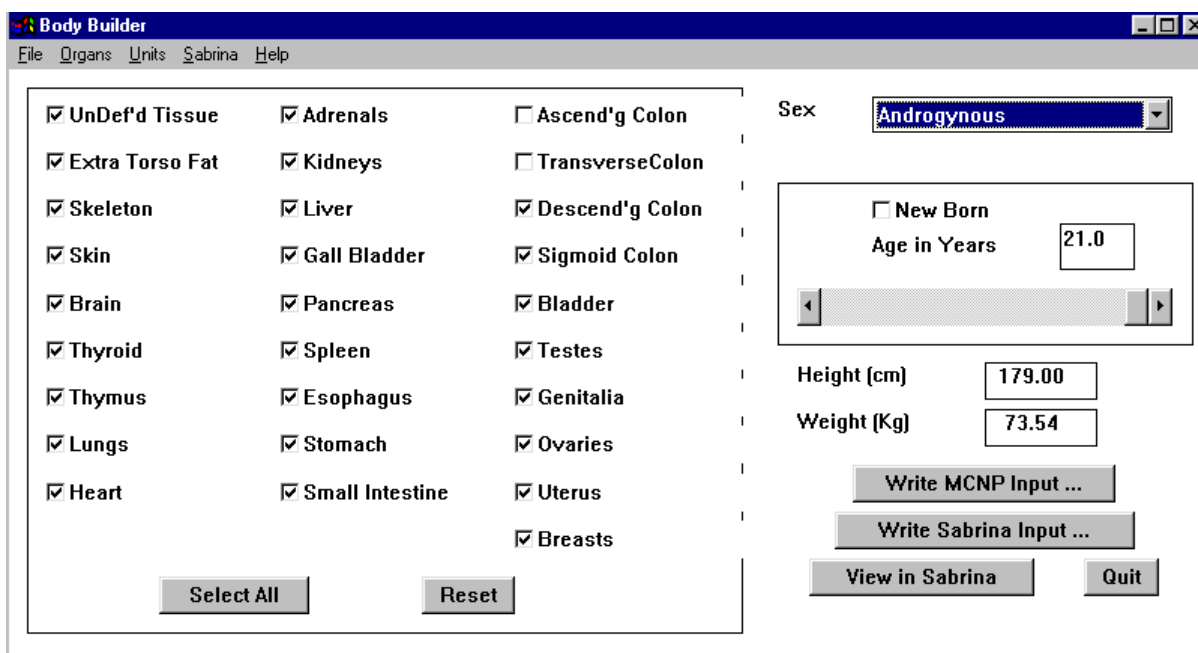


Figura 3.1 Interface do programa *Body Builder* (KENNETH, 2002).

A Figura 3.2 apresenta uma vista externa do modelo matemático e vista da seção transversal do meio do tronco do fantoma antropomórfico, visualizado pelo *software Sabrina* (ECHERMAN *et al.*, 1996), conforme descrito por CRISTY *et al.* (1987).

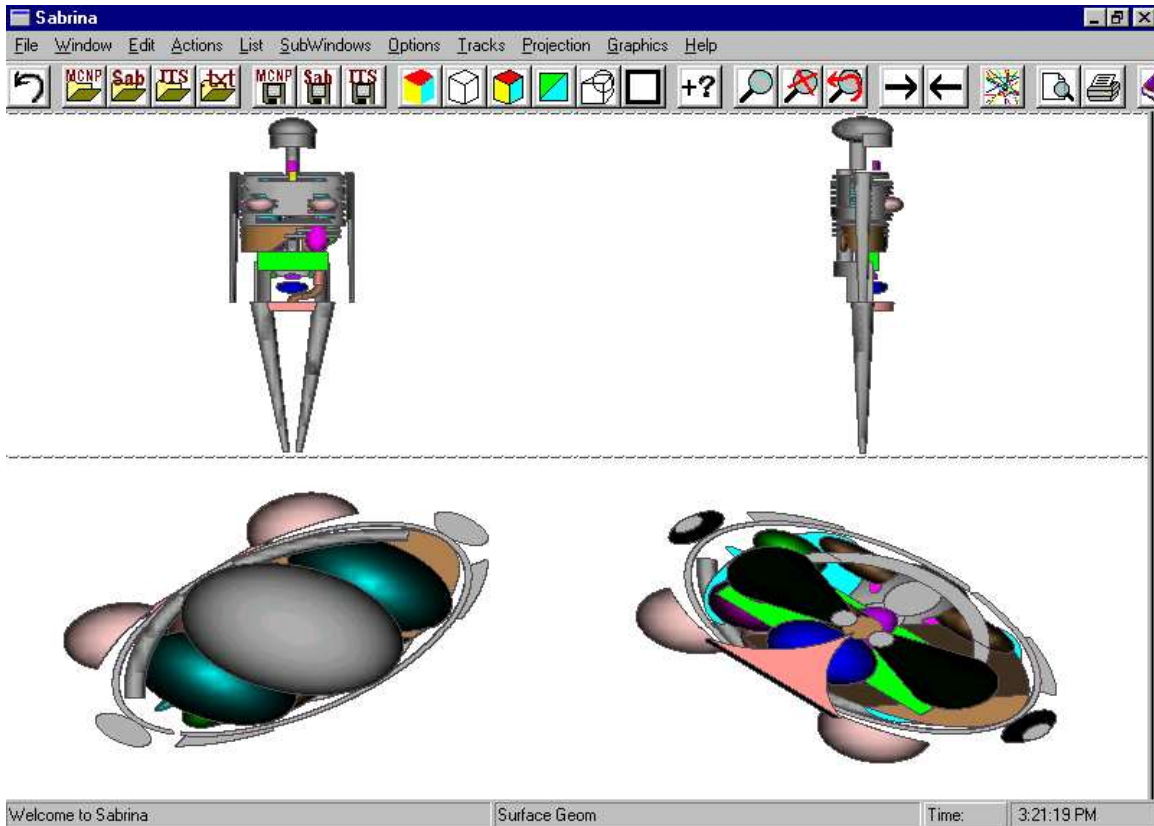
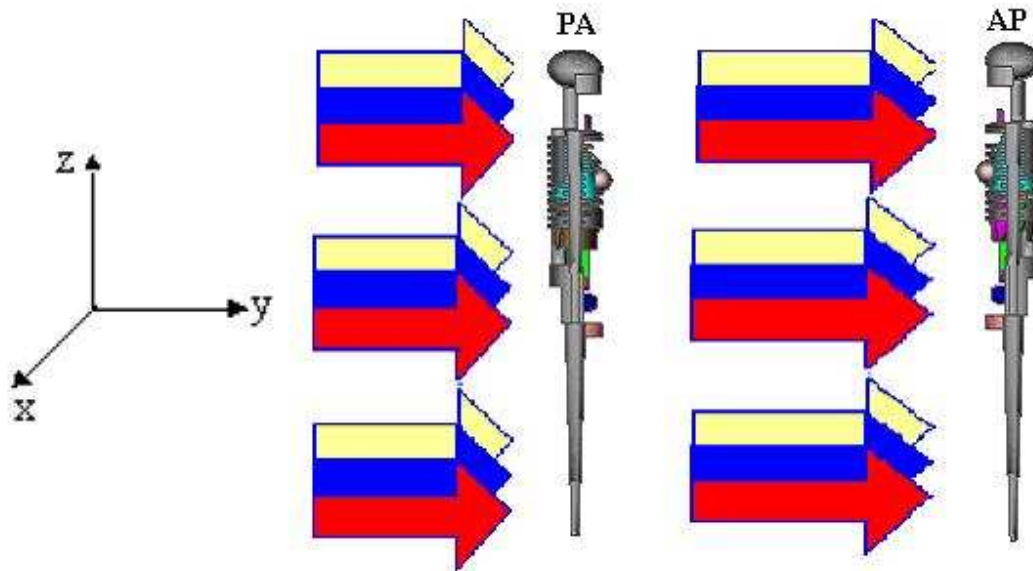


Figura 3.2. Interface do programa Sabrina (ECKERMAN, 1996).

As doses absorvidas médias em órgãos foram calculadas para irradiações simuladas de corpo inteiro, considerando dez feixes planos expandidos e alinhados (100 cm de largura por 200 cm de altura) de prótons monoenergéticos cujas energias variam de 20 MeV a 10 GeV. As direções dos feixes coincidem com o eixo Y do sistema de coordenadas e incidem nas direções postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP) do simulador do corpo humano, conforme ilustrado na Figura 3.3.



**Figura 3.3:** Vista externa do homem adulto para modelos matemáticos.

### 3.3. Definição da grandeza a ser calculada

As doses absorvidas em órgãos ou tecidos foram obtidas a partir do comando mnemônico F6, mostrada na Tabela 2.6. Por exemplo, na Figura 3.4 tem-se o registro do comando F6 sendo aplicado na célula 330 que representa o pulmão. Observa-se ainda que, o comando permite registrar a energia absorvida não só para os prótons, como também para os nêutrons e fótons gerados.

```

++++ PULMOES ++++
F12156:P 330
F13156:N 330
F14156:H 330

```

**Figura 3.4:** Representação da aplicação da comando F6 na célula 330 do arquivo de entrada do MCNPX.

### 3.4. Obtenção das energias depositadas nos órgãos

Os órgãos como pulmões, estômago, bexiga, mamas, fígado, esôfago e tiróide são representados por células “individuais” no simulador antropomórfico matemático, nas quais são obtidos valores de energias depositadas nos órgãos quando o comando F6 é utilizado.

As gônadas e colón são órgãos representados por duas células, devido o fantoma possuir o órgão feminino e masculino, cólon ascendente e cólon transversal, cujas energias depositadas, são calculadas pelas médias aritméticas dos valores obtidos. Já os órgãos como superfície óssea, pele e remanescentes são representados por várias células, onde os valores das doses são somas dos valores obtidos.

#### 3.4.1. Cálculo da energia depositada na medula óssea vermelha

O cálculo para energia depositada na medula óssea vermelha (RBM) é realizado levando em consideração a massa da medula óssea vermelha distribuída através de alguns ossos específicos do esqueleto (Figura 3.5). A porcentagem equivalente à RBM existente nesses ossos específicos são apresentados na Tabela 3.1. O valor da dose absorvida que é calculada pelo MCNPX para cada osso específico é multiplicado pela porcentagem dada na Tabela 3.1 e, posteriormente, são somada todos os valores obtidos. Assim, para o cálculo da dose absorvida na medula óssea vermelha, temos:

$$\text{Dose Absorvida}_{\text{RBM}} = \sum \text{Dose}_{\text{osso específico}} \times \text{Porcentagem} \quad (3.1)$$

**Tabela 3.1.** Porcentagem de fração em massa de medula óssea vermelha para o fantoma matemático (CRISTY *et al.*,1987).

Ossos do esqueleto	Distribuição da medula no esqueleto
Crânio	8,3%
Espinha	29,9%
Costelas	19,2%
Omoplatas	2,9%
Ossos do braço	2,3%
Clavícula	0,8%
Ossos do pé	3,4%
Pelve	33,4%

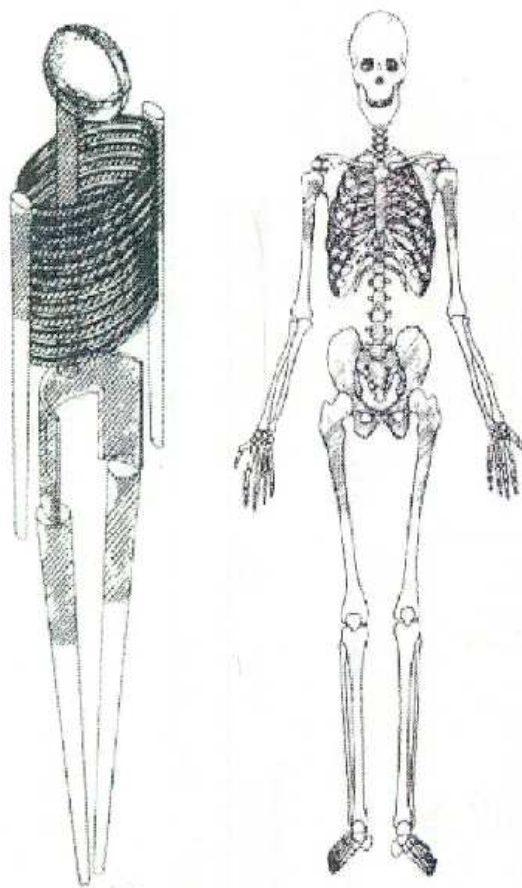


Figura 3.5: Distribuição da medula óssea vermelha no fantoma e no esqueleto.

### 3.5. Transformação para obtenção da fluência em Gy.cm<sup>2</sup>

No código MCNP, quando usado o comando “tally” F6, calculam-se as energias depositadas nos órgãos, em MeV/grama. Para a obtenção da dose absorvida por unidade de fluência ( $D/\Phi$ ), os valores das energias depositadas devem ser multiplicados pelo fator de  $3,204 \times 10^{-6}$  Gy.cm<sup>2</sup>, que leva em consideração as seguintes transformações:

- Transformação da energia depositada de (MeV) para (J);
- Transformação da massa de grama (g) para kilograma (kg); e
- Produto da dose absorvida pela área (em cm<sup>2</sup>) da fonte plana para obtenção de  $D/\Phi$  em (Gy.cm<sup>2</sup>).

### 3.6 Cálculo da dose efetiva para prótons

Após a obtenção das doses absorvidas nos órgãos e tecidos (em unidades de Gy.cm<sup>2</sup>), calcula-se a dose equivalente. Para obter a dose equivalente por unidade de fluência ( $H/\Phi$ ) devida aos prótons, em Sv.cm<sup>2</sup>, deve-se multiplicar o resultado calculado de  $D/\Phi$  [Gy.cm<sup>2</sup>] pelo fator de peso da radiação,  $w_R$  (equação 3.2).

$$H / \Phi [Sv.cm^2] = D / \Phi [Gy.cm^2] \times w_R \quad (3.2)$$

Os resultados de  $H/\Phi$  foram obtidos utilizando os fatores de ponderação  $w_R$  publicados tanto na ICRP 60 quanto na ICRP 103, apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2. Fatores de peso da radiação,  $w_R$ .

Tipo ou intervalo de energia	$w_R$ (ICRP 60)	$w_R$ (ICRP 103)
Fótons	1	1
Elétrons	1	1
Prótons	5	2

Finalmente, para o cálculo da dose efetiva por unidade de fluência ( $E/\Phi$ ), devem-se somar todos os valores de doses equivalentes por fluência ( $H/\Phi$ ) para prótons multiplicados pelo fator de peso do tecido,  $w_T$ .

$$E / \Phi [Sv.cm^2] = \sum H / \Phi [Sv.cm^2] \times w_T \quad (3.3)$$

Para fins de comparação, foram gerados resultados usando os fatores de ponderação  $w_T$  publicados na ICRP60 e na ICRP 103, apresentados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3. Fatores de peso para órgãos e tecidos,  $w_T$ .

Tecido ou órgão T	$w_T$ (ICRP 60)	$w_T$ (ICRP 103)
Gônadas	0,20	0,08
Medula Óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,05	0,04
Mamas	0,05	0,12
Fígado	0,05	0,04
Esôfago	0,05	0,04
Tireóide	0,05	0,04
Pele	0,01	0,01
Superfície Óssea	0,01	0,01

Remanescentes*	0,05	0,12
Cérebro	-	0,01
Glândulas salivares	-	0,01

Os valores de  $E/\Phi$  [Sv.cm<sup>2</sup>] calculados para as energias de prótons incidentes de 20 MeV a 10 GeV, para as geometrias de irradiação AP e PA, serão apresentados e discutidos no Capítulo 4.

### 3.7 Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, denotado  $R$ , é definido pelo desvio padrão estimado da média  $S_{\bar{x}}$ , dividido pela média estimada  $\bar{x}$ . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples,  $R$  pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a  $1\sigma$  de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa  $\bar{x}(1 \pm R)$ . Para um tally bem comportado, o erro relativo  $R$  será proporcional a  $\frac{1}{N^2}$ ,

onde  $N$  é o número de histórias. Desta forma, para reduzir  $R$  à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 3.4 (PELOWITZ, 2005).



Tabela 3.4 – Recomendação para interpretação do erro relativo R (PELOWITZ, 2005).

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

# Capítulo 4

## Resultados e discussões

Nas seções seguintes deste capítulo são apresentados os resultados das doses absorvidas de prótons, em cada órgão do simulador antropomórfico e os coeficientes de conversão para dose efetiva, para feixes monoenergéticos de prótons com energias entre 20 MeV e 10 GeV, para as geometrias de irradiações AP e PA. Os valores dos coeficientes de conversão são comparados com os valores existentes na literatura.

### 4.1. Dose Absorvida nos órgãos por unidade de fluência, $D/\Phi$

Nas Figuras 4.1 a 4.13 são apresentados os gráficos que comparam a  $D/\Phi$ , em  $\text{pGy.cm}^2$ , para diferentes geometrias de irradiação (AP e PA), obtida pelo código MCNPX e um simulador antropomórfico matemático.

O comportamento dos gráficos plotados da dose absorvida por unidade de fluência ( $\text{pGy.cm}^2$ ) em função da energia do próton incidente (MeV) é similar para a maioria dos órgãos. Um acréscimo na curva pode ser observado até 200 MeV, pois nesta região há formação dos picos de Bragg, conforme é mostrada na Figura 2.1, indicando a deposição da maior quantidade de energia no simulador (alto LET). Observa-se, na região de 500 MeV a 10 GeV, um patamar, devido aos feixes de prótons que atravessam o simulador. Nesta região, os prótons são considerados radiações de baixo LET, pelo fato de se moverem rapidamente no tecido humano.

No simulador matemático as gônadas são representadas por duas esferas com volume de  $8,38 \text{ cm}^3$  e massa de 8,71 g cada uma. Observa-se na Figura 4.1 que as maiores doses ocorrem para a geometria de irradiação AP, uma vez que estes órgãos estão localizados na parte frontal do simulador matemático. Os picos de máximos de dose estão localizados em 50 MeV para geometria AP, e em 200 MeV para a geometria PA, devido a formação do pico de Bragg, conforme mostrado na Figura 2.1.

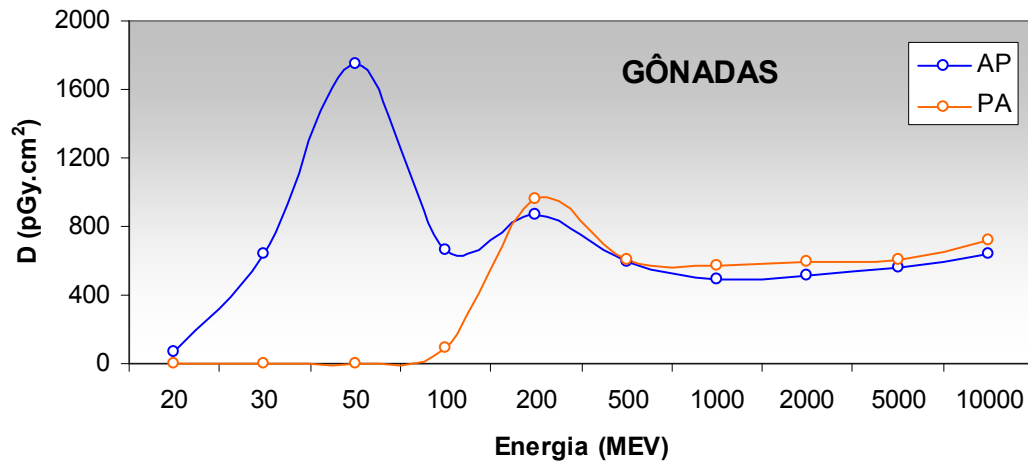


Figura 4.1. Dose absorvida nas gônadas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

O cólon é uma combinação dos intestinos superior e inferior. O intestino superior, no qual consiste no cólon transverso, foi modelado por cilindros elípticos, possuindo volume de 435,5 cm<sup>3</sup> e massa 452 g. O intestino inferior, consiste no cólon descendente e cólon sigmóide, é definido por dois cilindros elípticos e toro aplainado, e tem volume de 297,9 cm<sup>3</sup> e massa 310 g. Estes órgãos, praticamente absorvem as mesmas quantidades de energia, para prótons com energias acima de 200 MeV, tanto nas geometrias AP, como na geometria PA, sendo na faixa de energia entre 100 e 200 MeV, a maior deposição de energia (Figura 4.2).

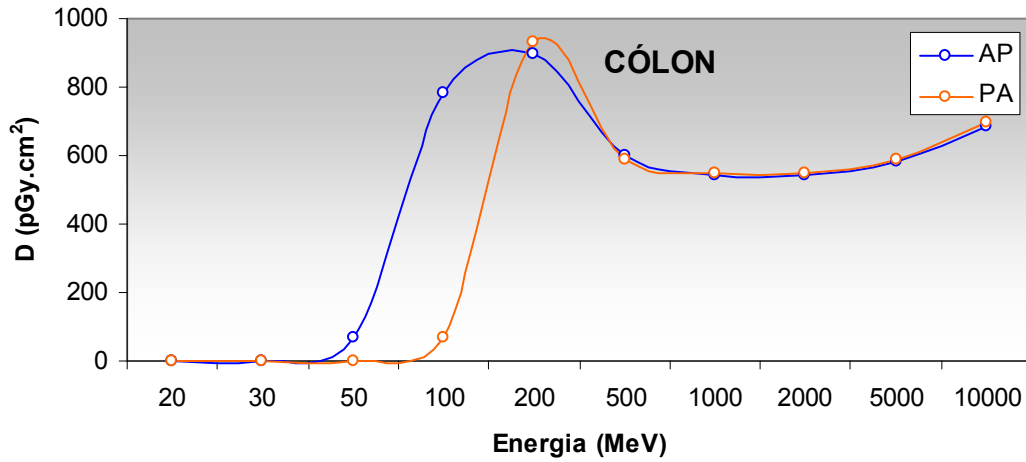


Figura 4.2. Dose absorvida no cólon por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

Os pulmões são definidos como metade de um elipsóide com volume de  $3380 \text{ cm}^3$  e massa de 1000 gramas. A dose absorvida por este órgão em função da energia segue comportamento similar para ambas as geometrias, ocorrendo a maior absorção de dose para o feixe de 100 MeV (Figura 4.3).

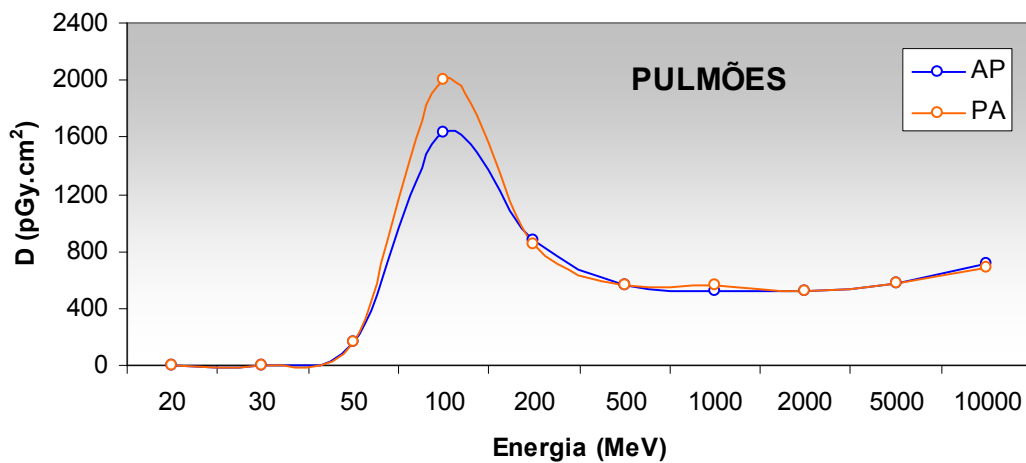


Figura 4.3. Dose absorvida nos pulmões por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A parede estomacal é desenhada como o volume entre dois elipsóides concêntricos, possuindo  $250 \text{ cm}^3$  e  $158 \text{ g}$ . Os picos de máximas doses estão localizados em  $100 \text{ MeV}$  (geometria AP) e  $200 \text{ MeV}$  (geometria PA), como pode ser observado na Figura 4.4. Verifica-se que as maiores doses absorvidas no órgão ocorrem para a projeção AP.

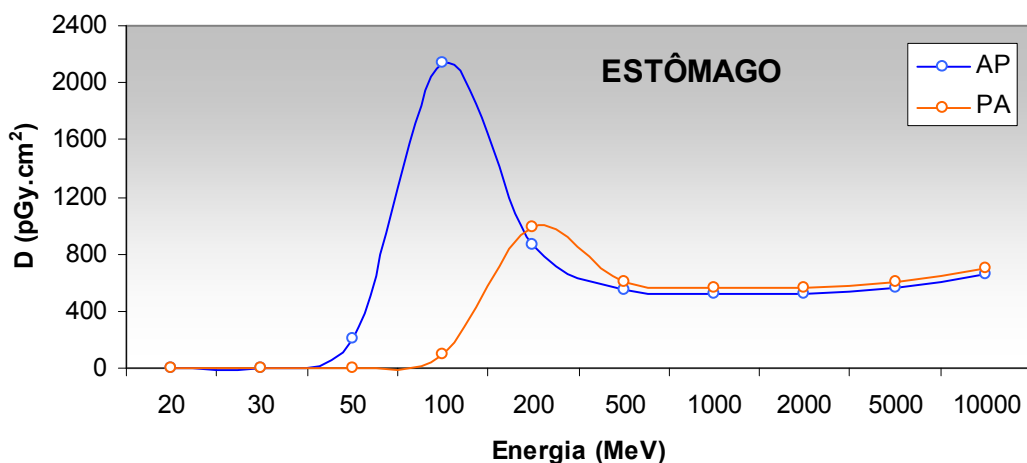


Figura 4.4. Dose absorvida no estômago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A bexiga também foi modelada como o volume entre dois elipsóides concêntricos, possuindo  $63,7 \text{ cm}^3$  e  $45,7 \text{ g}$ . Os picos de máximos de dose ocorrem em  $100 \text{ MeV}$  (geometria AP) e  $200 \text{ MeV}$  (geometria PA), como mostrado na Figura 4.5. As doses absorvidas nas geometrias AP e PA, para prótons acima de  $500 \text{ MeV}$ , como ocorreu para o estômago, se mostram muito similares.

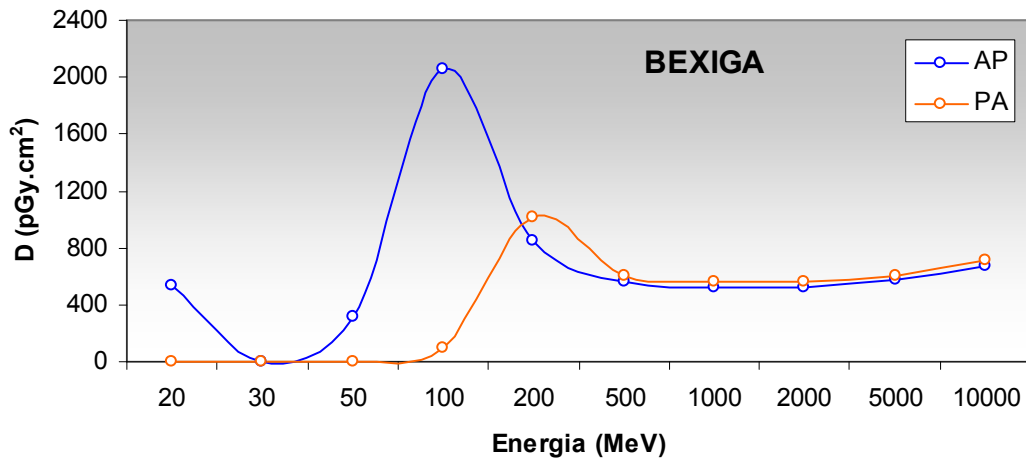


Figura 4.5. Dose absorvida na bexiga por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

As mamas são compostas por dois elipsóides atracados ao tronco com volume de  $337 \text{ cm}^3$  (excluindo a pele) e massa de 403 g (tecido mole). Sendo um órgão situado na parte anterior do corpo, absorveu uma dose maior para geometria AP em comparação com PA. Os picos de máximas doses estão localizados em 100 MeV (geometria AP), devido ao pico de Bragg referente a esta energia, e 200 MeV (geometria PA), como pode ser observado na Figura 4.6.

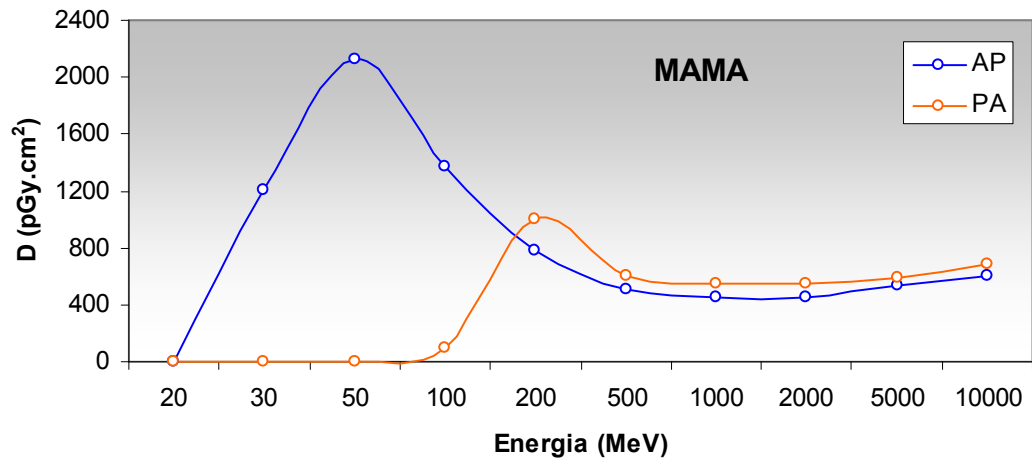


Figura 4.6. Dose absorvida na mama por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

O fígado é definido como um cilindro elíptico com volume de  $1830 \text{ cm}^3$  e massa  $1910 \text{ g}$ . Os picos de máximos de dose ocorrem para as energias de  $100 \text{ MeV}$  (geometria AP) e  $200 \text{ MeV}$  (geometria PA), como pode ser visto na Figura 4.7. Também como ocorreu para o estômago (Figura 4.4), as doses absorvidas nas geometrias AP e PA, se mostram similares para energias acima de  $500 \text{ MeV}$ .

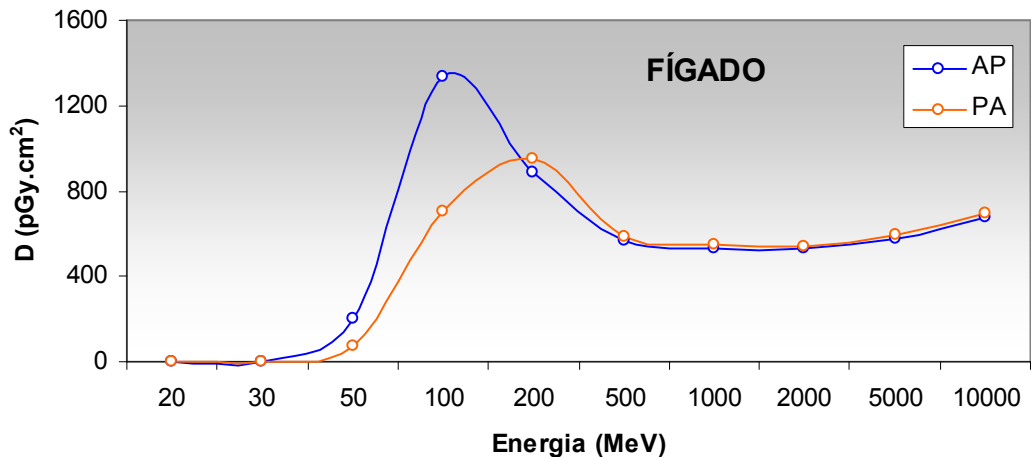


Figura 4.7. Dose absorvida no fígado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A parede do esôfago teve a geometria definida como um cilindro elíptico entre o pescoço e a parte superior do estômago, e possui 41 g de massa. Para ambas as geometrias, observam-se que os valores de dose absorvida pelo órgão, praticamente são os mesmos, com picos máximos em 200 MeV (Figura 4.8).

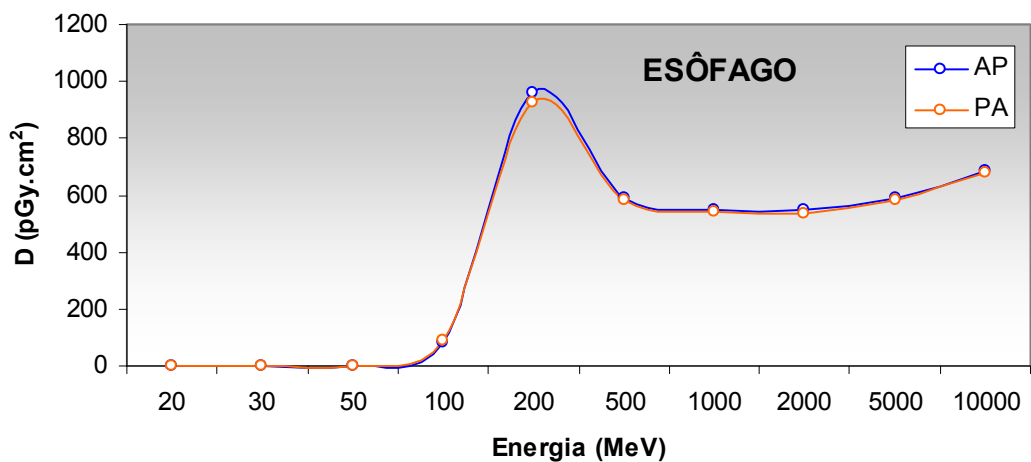


Figura 4.8. Dose absorvida no esôfago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.



A tireóide foi desenhada geometricamente como dois cilindros concêntricos (19,9 cm<sup>3</sup> e 20,7 g). Convém lembrar que a garganta não é simulada, sendo a tireóide coberta de tecido, fato que influenciou nas doses absorvidas nas geometrias AP e PA. A Figura 4.9 mostra uma maior absorção de dose para os feixes de 50 MeV (geometria AP) e 200 MeV (geometria PA).

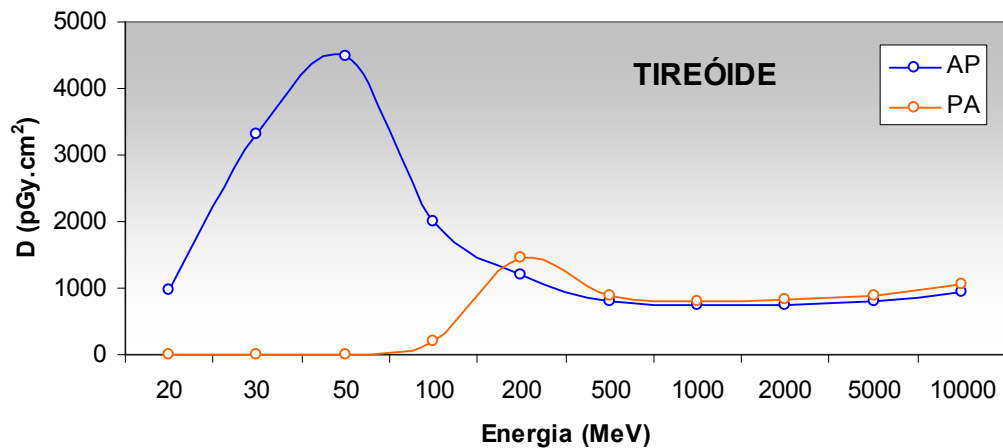


Figura 4.9. Dose absorvida na tireóide por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A superfície óssea é formada por alguns ossos do corpo humano como: ossos da perna (formado por dois cilindros circulares com 2800 cm<sup>3</sup> e 37,5 g), ossos do braço (descritos por dois cones elípticos com 956 cm<sup>3</sup> e 25,7 g), pélvis (representado por dois cilindros elíptico não concêntrico com 606cm<sup>3</sup> e 373g), espinha (formada por um cilindro elíptico de 920 cm<sup>3</sup> e 142,8 g), crânio e face (modelado por dois elipsóides concêntricos 923 cm<sup>3</sup> e 93,2 g), costela (representado por uma série de cilindros elípticos 694cm<sup>3</sup> e 91,9g), clavícula (descrito por um toroíde com 54,7 cm<sup>3</sup> e 76,5 g) e omoplatas (formado por dois cilindros elípticos concêntricos com 202 cm<sup>3</sup> e 51,6 g). A dose absorvida pela superfície óssea em função da energia do próton segue um comportamento similar para ambas às geometrias de irradiação estudadas, ocorrendo a maior absorção de dose para o feixe de 100 MeV (Figura 4.10).

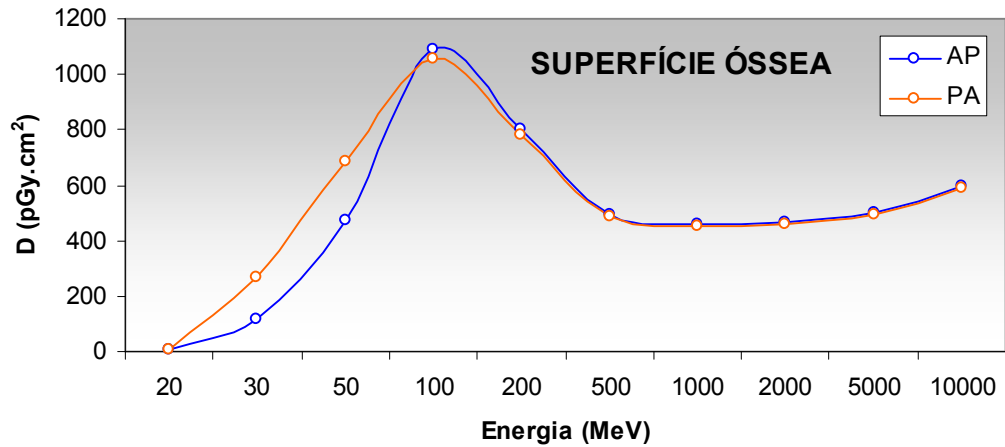


Figura 4.10. Dose absorvida na superfície óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A pele é representada pela camada exterior do simulador de espessura 0,20 cm, incluindo parte superior exposta do tronco e a parte inferior das pernas, mas excluindo parte exposta inferior do tronco, superior das pernas e a parte inferior da cabeça (2890 cm<sup>3</sup> e 3010 g). A Figura 4.11 mostra que os feixes de prótons de energias mais baixas depositam mais energia na pele.

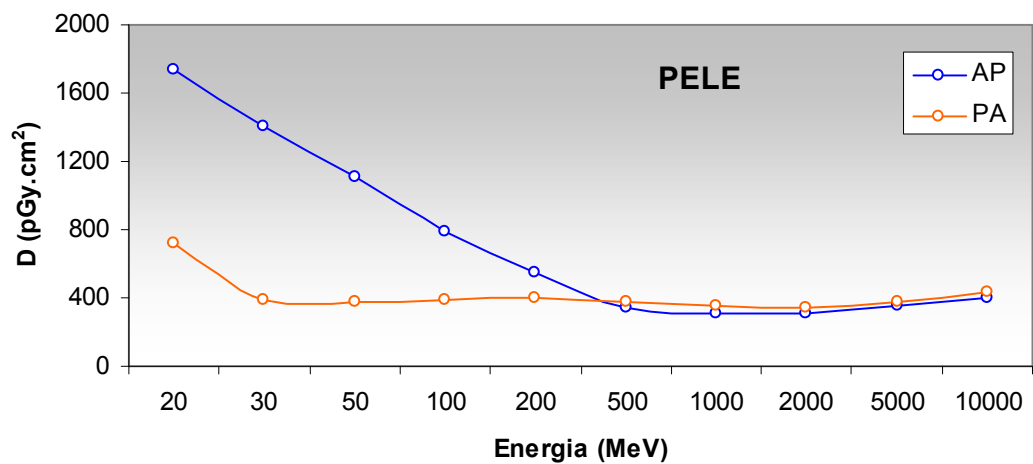


Figura 4.11 . Dose absorvida na pele por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

Os órgãos remanescentes são constituídos pelos: útero (formado por um elipsóide cortado, com  $76,0 \text{ cm}^3$  e  $79\text{g}$ ), timo (representado por um elipsóide, com  $20,1\text{cm}^3$  e  $20,9\text{g}$ ), baço (modelado por um elipsóide, com  $176\text{cm}^3$  e  $183\text{g}$ ), pâncreas (formado pela metade de um elipsóide, com  $90,7\text{cm}^3$  e  $94,3\text{g}$ ), rins (representado por dois elipsóides cortados, com  $288\text{cm}^3$  e  $299\text{g}$ ), intestino delgado (formado por uma seção de um cilindro elíptico, com  $1060\text{cm}^3$  e  $1100\text{g}$ ), cérebro (representado por um elipsóide, com  $1370\text{cm}^3$  e  $1420\text{g}$ ) e glândulas supra-renais (formado pela metade de um elipsóide, sobre um rim, com  $15,7\text{cm}^3$  e  $16,3\text{g}$ , cada). A dose absorvida pelos órgãos remanescentes em função da energia segue comportamento similar para ambas às geometrias, ocorrendo a maior absorção de dose para o feixe de  $200 \text{ MeV}$  (Figura 4.12).

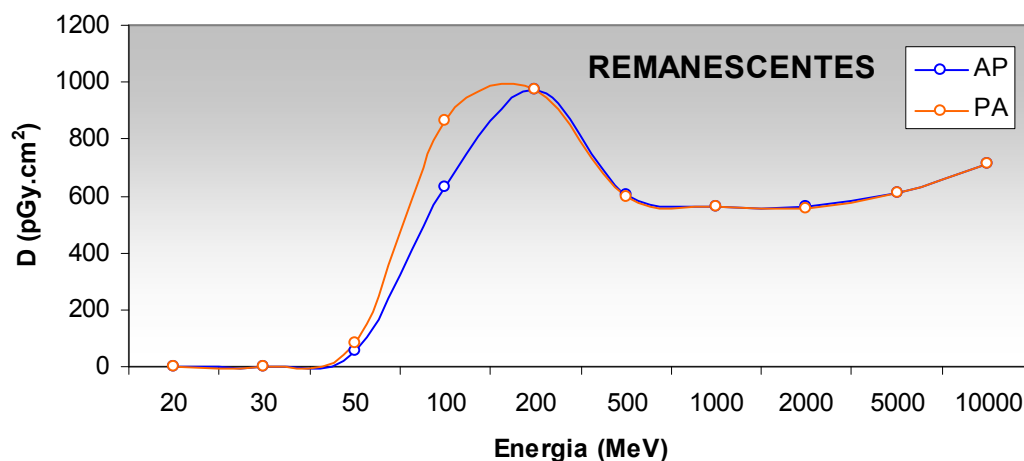


Figura 4.12. Dose absorvida nos órgãos remanescente por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

A medula óssea está distribuída por toda a estrutura óssea do simulador possuindo um volume de  $577,5 \text{ cm}^3$  e massa de  $1120 \text{ g}$ . A metodologia de cálculo da dose absorvida está descrita na seção 3.4.1. A maior parte da medula óssea está concentrada na coluna vertebral, que está situada na parte posterior ao tronco. Em função dessa localização, ocorre uma maior absorção de dose para geometria PA, como é mostrado na Figura 4.13.

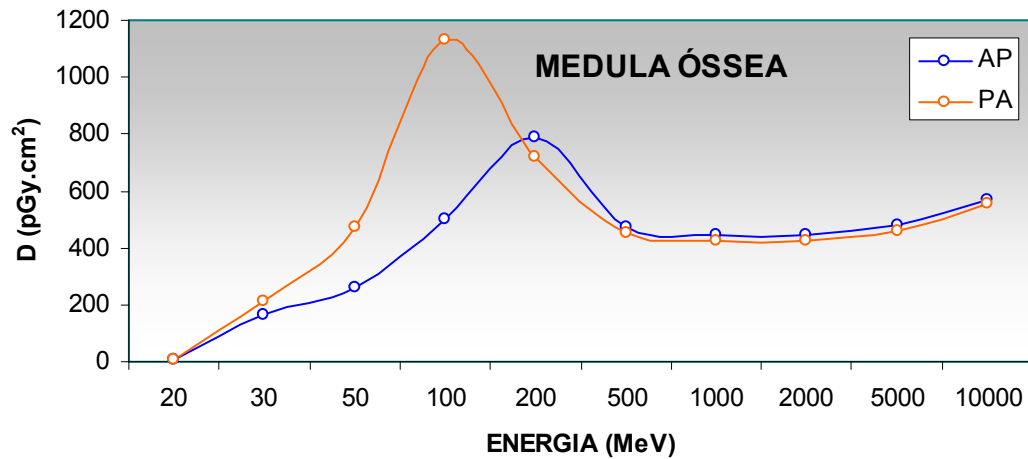


Figura 4.13. Dose absorvida na medula óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

#### 4.2 Coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva ( $E/\Phi$ )

Nas Figuras 4.14 e 4.15 são apresentados os resultados para os coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ) em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA, obtidos utilizando-se os fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados tanto na publicação da ICRP 60 quanto na ICRP 103.

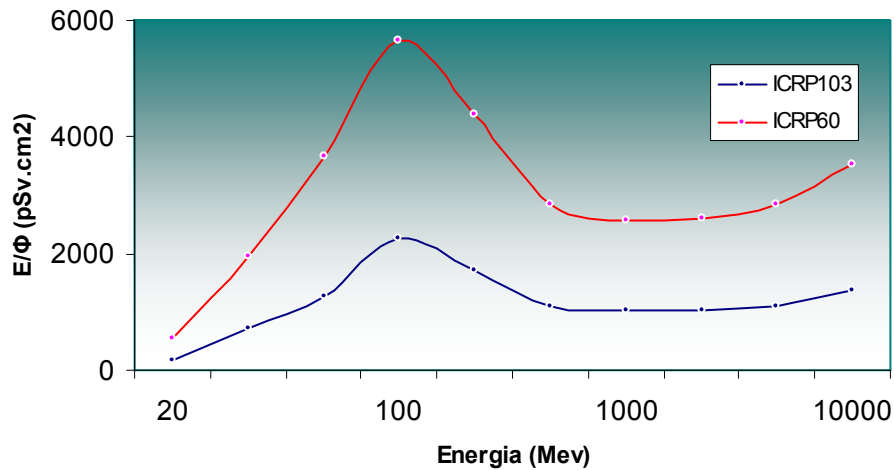


Figura 4.14. Coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva para prótons de energias de 20 MeV a 10 GeV, para a projeção AP.

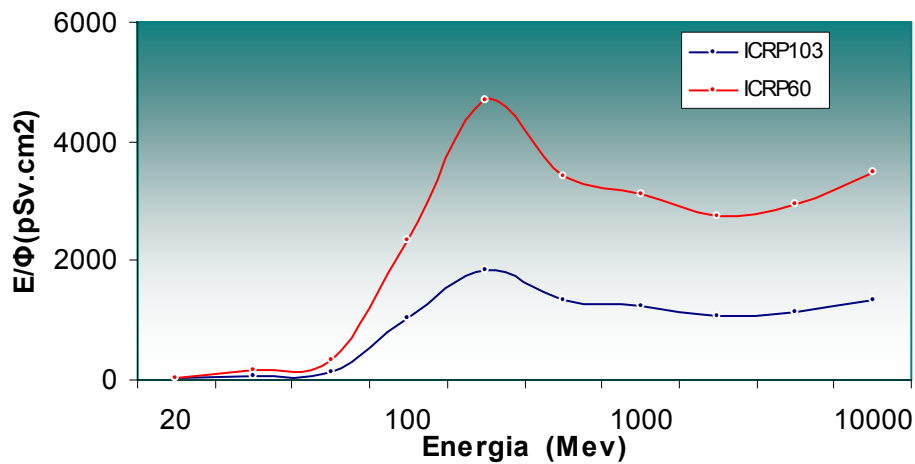


Figura 4.15. Coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva para prótons de energias de 20 MeV a 10 GeV, para a projeção PA.

Os gráficos têm o seguinte comportamento: de 20 MeV até 100 MeV (geometria AP) e 80 MeV até 200 MeV (geometria PA) a curva apresenta um comportamento ascendente, tendo os picos de máximos dos coeficientes de conversão localizados em 100 MeV (projeção AP) e 200 MeV (projeção PA), depois, declinam suavemente.

Os valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ), para prótons de 20 MeV a 10 GeV nas geometrias de irradiação AP e PA, são apresentados na Tabela 4.1. Na quarta e sétima coluna da tabela, são apresentadas as diferenças relativas percentuais entre os valores obtidos utilizando-se fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados tanto na publicação da ICRP 60 quanto na ICRP 103. Estas diferenças percentuais são obtidas pela seguinte relação:

$$(Diferença\_relativa\%) = \frac{[(resultadoICRP60 - resultadoICRP103)]}{(resultadoICRP103)} \quad (4.1)$$

Tabela 4.1: Valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ).

$E/\Phi$ (pSv.cm <sup>2</sup> )						
AP				PA		
Energia (MeV)	ICRP103	ICRP60	Diferença relativa (ICRP60/ICRP103)	ICRP103	ICRP60	Diferença relativa (ICRP60/ICRP103)
20	168,249	538,527	220%	16,837	42,090	149%
30	727,853	1945,872	167%	64,095	160,216	149%
50	1257,076	3652,726	190%	145,158	351,606	142%
100	2276,304	5659,911	148%	1047,534	2357,085	125%
200	1721,326	4401,815	155%	1840,305	4705,907	155%
500	1104,645	2858,152	158%	1141,970	2936,910	157%
1000	1011,908	2580,989	155%	1042,334	2662,820	155%
2000	1016,327	2606,918	156%	1064,039	2752,442	158%
5000	1111,388	2842,369	155%	1152,983	2961,310	156%
10000	1379,719	3518,377	155%	1353,865	3482,535	157%

Como se pode observar na Tabela 4.1 a maior diferença relativa, entre os valores dos coeficientes de conversão calculados utilizando-se fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados tanto na publicação da ICRP 60 quanto da ICRP 103, foi de 220 % (geometria AP), para prótons com energia igual a 20 MeV, e a menor discrepância encontrada foi de 125% (geometria PA), para prótons com energia de 100 MeV. Isto ocorre devido principalmente à mudança no fator de peso da radiação ( $w_R$ ) para prótons, onde a nova recomendação propôs a mudança de 5 para 2 no valor de  $w_R$ .

#### **4.2.1 Contribuição dos órgãos para a dose efetiva**

A exposição a prótons, provenientes da radiação solar e cósmica, de pilotos e passageiros de aviões e, principalmente de astronautas dentro de veículos espaciais, tem gerado preocupações. Nestes campos de radiação, dominam fortemente os prótons com altas energias, não sendo relevante os prótons com energia de alguns MeV, mesmo quando considerando a qualidade crescente da radiação em baixas energias.

A Figura 4.16 mostra as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva, de acordo com as recomendação da ICRP 103, para as geometrias: (a) AP; e (b) PA; para prótons de 10 GeV, predominantes em emissões solares.

A Figura 4.17 mostra as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva, de acordo com as recomendações da ICRP 103, para as geometrias: (a) AP e (b) PA, para prótons de 200 MeV, que são utilizados em radioterapia com feixes de prótons.

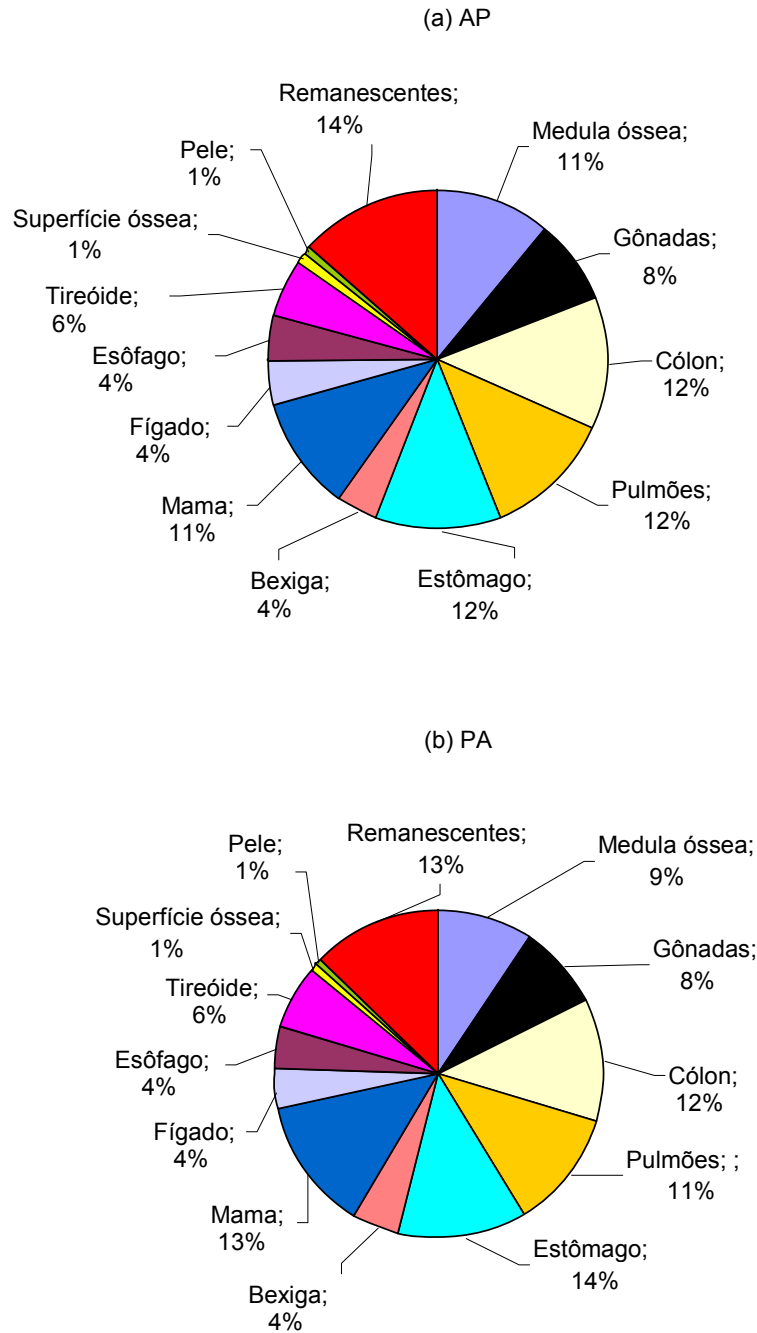


Figura 4.16: Contribuição (em porcentagem) dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) PA, para prótons de 10 GeV.



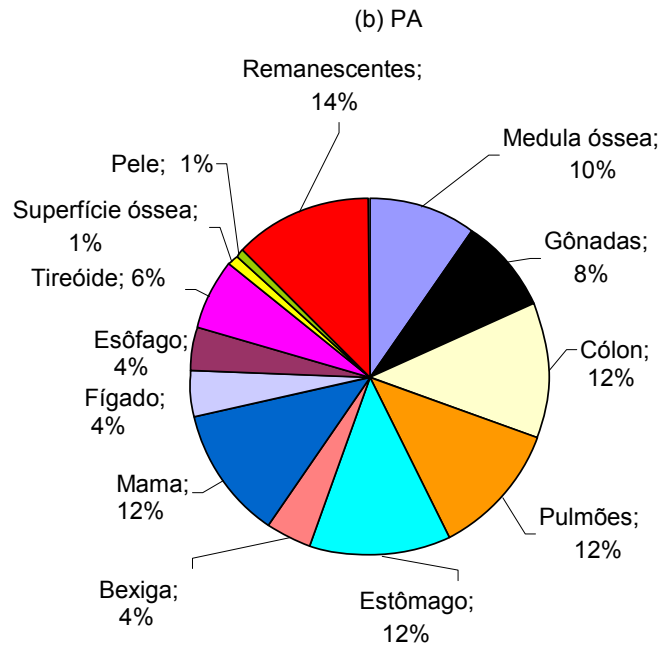
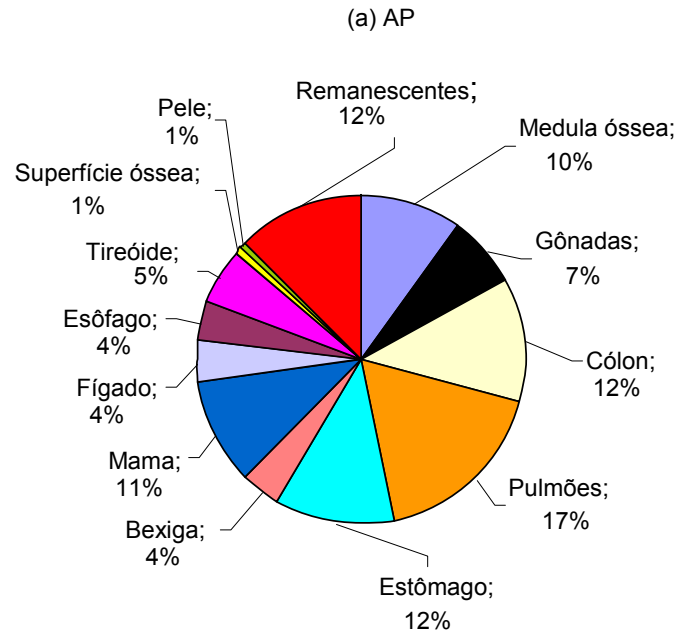


Figura 4.17: Contribuição (em porcentagem) dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) PA, para prótons de 200 MeV.

Ao analisar os gráficos das Figuras 4.16 e 4.17, observa-se tanto para a geometria AP quanto para PA, os órgãos que mais contribuíram para a dose efetiva são os remanescentes, estômago, cólon, pulmões, mama e a medula óssea.

### 4.3 Comparação dos valores de $E/\Phi$ obtidos pelo código MCNPX com os encontrados na literatura

Os resultados dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ) obtidos no presente trabalho, para as geometrias de irradiação AP, são comparados com os correspondentes valores de  $E/\Phi$  obtidos com o código FLUKA (PELLICCIONI *et al.*, 2000) e o código PHITS (SATO *et al.*, 2003), que utilizaram os valores de  $w_R$  e  $w_T$  recomendados na publicação nº. 60 da ICRP, para o cálculo de  $E/\Phi$ . Nas três últimas colunas da Tabela 4.2, são apresentadas as diferenças relativas percentuais entre os valores. Estas diferenças percentuais são obtidas pelas seguintes relações:

- Diferença relativa entre o resultado obtido pelo MCNPX e o FLUKA:

$$(Diferença\_relativa\%) = \frac{[(resultadoFLUKA - resultadoMCNPX)]}{(resultadoFLUKA)}$$

- Diferença relativa entre o resultado obtido pelo MCNPX e o PHITS:

$$(Diferença\_relativa\%) = \frac{[(resultadoPHITS - resultadoMCNPX)]}{(resultadoPHITS)}$$

- Diferença relativa entre o resultado obtido pelo PHITS e o FLUKA:

$$(Diferença\_relativa\%) = \frac{[(resultadoPHITS - resultadoFLUKA)]}{(resultadoFLUKA)}$$

Tabela 4.2: Comparação entre os valores dos coeficientes de conversão obtidos usando os códigos MCNPX, FLUKA e o PHITS.

Energia (MeV)	$E/\Phi$ (Sv.cm <sup>2</sup> ) MCNPX	$E/\Phi$ (Sv.cm <sup>2</sup> ) PHITS	$E/\Phi$ (Sv.cm <sup>2</sup> ) FLUKA	Diferença Relativa (MCNPX /PHITS)	Diferença Relativa (MCNPX/ FLUKA)	Diferença Relativa (FLUKA/ PHITS)
20	5,38E-10	5,24E-10	2,86E-10	2,67%	88,11%	83,21%
30	1,94E-09	-	8,77E-10	-	121,2%	-
50	3,65E-09	3,35E-09	4,81E-9	8,95%	24,11%	30,35%
100	5,65E-09	6,21E-09	6,82E-9	9,00%	17,15%	8,94%
200	4,40E-09	4,41E-09	4,57E-9	0,22%	3,72%	3,50%
500	2,85E-09	2,85E-09	2,84E-9	0,00%	0,35%	0,35%
1000	2,58E-09	2,76E-09	2,53E-9	6,52%	1,97%	9,09%
2000	2,60E-09	2,92E-09	2,42E-9	10,95%	7,44%	20,66%
5000	2,84E-09	-	3,24E-9	-	12,34%	-
10000	3,51E-09	-	3,73E-9	-	5,89%	-

Como se pode observar na Tabela 4.2 a maior diferença relativa, entre os resultados calculados no presente trabalho e os valores encontrados na literatura, apresenta uma discrepância de 121,2 %, para prótons com energia igual a 30 MeV, e a menor discrepância encontrada foi de zero %, para prótons com energia de 500 MeV.

# Capítulo 5

## Conclusões

Neste trabalho foram calculados as doses absorvidas em órgãos e os coeficientes de conversão para dose efetiva, para feixes monoenergéticos de prótons com energias entre 20 MeV e 10 GeV, para as geometrias irradiações AP e PA, utilizando o código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo MCNP e um simulador antropomórfico matemático.

Os resultados deste estudo mostram que o comportamento dos gráficos plotados da dose absorvida por unidade de fluência ( $\text{pGy.cm}^2$ ) em função da energia do próton incidente (MeV) é similar para a maioria dos órgãos do simulador antropomórfico matemático. Os valores de dose absorvida por unidade de fluência crescem com o aumento da energia, alcançando um máximo entre 100 MeV e 200 MeV, e, então diminuem lentamente com o acréscimo de energia do próton, seguido de um patamar na região de 500 MeV a 10 GeV.

Verifica-se, a partir da análise da Tabela 4.1, que a mudança nos valores dos fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$ , recomendado pela ICRP 103, ocasiona uma discrepância média de 150 % entre os valores dos coeficientes de conversão para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ) que utilizam fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados tanto na publicação da ICRP 60 quanto na ICRP 103. A maior diferença relativa percentual encontrada foi 220% para prótons com energia de 20 MeV, quando a geometria de irradiação AP é considerada. A menor diferença relativa encontrada foi 125%, para geometria PA e prótons com energia de 100 MeV. Os valores de  $E/\Phi$ , obtidos a partir dos dados de doses absorvidas nos órgãos e dos fatores de ponderação  $w_R$  e  $w_T$  recomendados na publicação da ICRP 103, se encontram no intervalo entre 168 e  $1.380 \text{ pSv.cm}^2$ , para a geometria AP, e entre 17 e  $1.350 \text{ pSv.cm}^2$ , para a geometria PA. Os valores obtidos com os dados da ICRP 103, subestimam, para todas as energias do próton, a grandeza dose efetiva, quando comparados aos correspondentes valores obtidos tendo como base a ICRP 60.

Na comparação das simulações feitas com diferentes energias (200 MeV e 10 GeV) e diferentes geometrias de irradiação (AP e PA) mostradas nas Figuras 4.6 e 4.7, nota-se que os órgãos que mais contribuíram para a dose efetiva são os remanescentes, cólon, pulmões, estômago, mama e medula óssea.

A análise dos dados apresentados na Tabela 4.2 permite concluir que a metodologia de cálculo utilizando o código MCNPX está capacitada para calcular coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva ( $E/\Phi$ ), para as geometrias de irradiação AP e PA, pelo fato de apresentarem razoável concordância com os resultados existentes na literatura obtidos por outros códigos computacionais.

#### **Sugestões para trabalhos futuros:**

- Calcular os coeficientes de conversão para a dose efetiva utilizando simuladores antropomórficos de voxels (que são uma representação mais realística da anatomia humana) de adultos dos sexos feminino, FAX, e masculino, MAX, que têm como base as especificações da ICRP 89, e o código de transporte de radiação Monte Carlo MCNPX.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, F. P., 2007, *Cálculos dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para feixes de raio x utilizados em radiodiagnóstico*, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ARCHAMBEAU, J. O., BENNETT, G. W., LEVINE, G. S., COWEN, R., AKANUMA, A., 1974, *Proton radiation therapy*. Radiology 110, p.445.

ARCHAMBEAU, J. O., Bennett, G. W., 1972, *Potentialities of proton radiation therapy: Report of a symposium*. Brookhaven National Laboratories, BNL 50365, p.9.

ATTIX, F. H., ROESCH, W.C., TOCHILIN, E., 1968, *Radiation Dosimetry – Fundamentals*. 2 ed, v.1 Academic Press, New York.

BENNETT, G. W., ARCHAMBEAU, J. O., 1977, “Experimental tests of proton beam localization”, Med. Phys.4, n.2, p. 115.

BERGER, M. J., 1993, “Penetration of proton beams through water I: Depth-dose distribution, spectra and LET distribution”, U. S. Department of Commerce, Gaithersburg; MD.

BERGER, M. J., 1993a, “Proton Monte Carlo transport program PTRAN”, NIST Report NISTIR 5113.

BLATT, J. M., WEISSKOPF, V. F., 1979, “Theoretical Nuclear Physics”, Dover Publications, Inc., ISBN 0-486-66827-4, New York.

BLOHEM, A. C. J., 2005, *Desenvolvimento de um código em Monte Carlo para calcular a dose depositada na matéria por um feixe de prótons*. Tese de M.Sc., CNEN/IRD, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BONNETT, D. E., 1993, “Current developments in proton therapy: a review”, *Phys. Med. Boil.*, v.38, pp. 1371-1392.

BORTFELD, T., 1997, “An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams”, *Phys. Med.*, v. 24, n. 12, pp.2024-2030.

BOZKURT, A., XU, X. G., 2004, “Fluence-to-dose conversion coefficients for monoenergetic proton beams based on the Vip-man anatomical model”, *Radiation Protection Dosimetry*, v.112, n.2, pp. 219-235.

BRIESMEISTER, J. F., 1997, *MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B. Los Alamos, NM* : Los Alamos National Laboratory; LA – 12625-M, March.

CARLSSON, A. K., ANDREO, P., BRADME, A., 1997, “Monte Carlo and analytical calculation of proton pencil beams for computerized treatment plan optimization”, *Phys. Med. Biol.*, v. 42, pp. 1033-1053.

CHIBANI, O., CHARLIMA, C., 2003. Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs. *Medical Physics*. Vol. 3, 1990, 2000.

CRISTY, M., ECKERMAN, K.F., 1987, “Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. Part I. Methods”, Report No. ORNL/TM-8381/V1, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee, USA.

ECKERMAN, K.F., CRISTY, M., RYMAN, J.C., 1996, “The ONRL Mathematical Phantom Series”, Oak Ridge National Laboratory Report.

EVSEEV, I., ASSIS, J. T., YEVSEYEVA, O., LOPES, R. T., CARDOSO, J. J. B., SILVA, A. X., VINAGRE, U. M. F., HORMAZA, J. M., SCHELIN, H. R., PASCHUK, S. A., SETTI, J. A. P., MILHORETTO, E., 2007, “Comparison of some popular Monte Carlo solutions for proton transportation with pCT problem”, International Nuclear Atlantic Conference, São Paulo, Brazil.

FASSO, A., FERRARI, A., RANFT, J., SALA, P. R., 2000, “FLUKA Status and Propective for Hadronic Applications,” in *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics*,

Particle Transport Simulation and Applications, Proceedings of the Monte Carlo 2000 Conference, Lisbon, October 23-26, 2000, edited by A. Kling, F. Barao, M. Nakagawa, L. Tavora, and P. Vaz. Springer-Verlag, Berlin, pp. 955-960.

FERRARI, A., PELLICIONI, M., PILLON, M., “Fluence to effective dose conversion coefficients for protons from 5 MeV to 10 TeV”, *Radiation Protection Dosimetry*, v.71, n.2, pp. 85-91.

FIPPEL, M., SOUKUP, M., 2004, *A Monte Carlo dose calculation algorithm for proton therapy*. *Phys. Med.*, v.31, pp. 2263 – 2273.

IAEA, 2000, International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398 (International Atomic Energy Agency, Vienna).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENT, 1986, *The quality factor in Radiation Protection*. ICRU Report 40, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1974, *Report of the Task Group on Reference Man, Protection against External Radiation*. ICRP Publication 23, New York, Pergamon Press, USA

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENT, 1980, *Radiation Quantities and Units*. ICRU Report 33, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1989, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1*”, ICRP Publication 56, New York, Pergamon Press, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, New York, Pergamon Press, USA.



INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1995, *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. ICRP Publication 74, New York, Pergamon Press, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2007, *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. ICRP Publication 103, New York, Pergamon Press, USA.

JUNIOR, J. P. R., 2007, *Cálculos dos coeficientes de conversão em termos do Kerma no ar para fótons utilizando o simulador antropomórfico de voxels e o código MCNPX*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

KENNETH A. V. R., 2002, “BodyBuilder User’s Guide”, White Rock Science. Los Alamos, NM 87544 USA

KAPLAN, I., 1978, *Física nuclear*, 2 ed., editora Guanabara dois, Rio de Janeiro, RJ.

KLOCK, M. C. L., 2006, *Desenvolvimento de um detector de energia para tomografia computadorizada com feixe de prótons de alta energia*. Tese de D.Sc., Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Paraná, Pr, Brasil.

LIMA, M. A. F., 2004, *Cálculo dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose Ambiente e da dose efetiva para barreiras em instalações de radioterapia*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PEIXOTO, J. E., 1995, *Determinação dos Fatores de Atenuação e dos Coeficientes de Conversão em Termos do Equivalente de Dose Ambiental e Dose Efetiva para Raios-X Gerados na Faixa de 50 a 150 kVp*, Tese de D.Sc., Instituto de Biofísica /UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PELLICCIONI, M., 2000, “Overview of fluence-to-effective dose and fluence-to-ambient dose equivalent conversion coefficients for high-energy radiation calculated using the FLUKA code” *Radiation Protection Dosimetry*, 88(4), 279–298.

PELOWTTZ, D. B., 2005, “MCNP<sup>TM</sup> user’s manual (version 2.5.0), LA-CP-05-0369. Los Alamos National Laboratory, USA.

PESTON, W. M., KOEHLER, A. M., 1965, “Proton beam dosimetry”, Harvard Cyclotron Laboratory, Unpublished Report.

RAJU, M. D., 1980, *Heavy particle radiotherapy*, New York, Academic Press.

SATO, T., TSUDA, S., SAKAMOTO, Y., YAMAGUCHI, Y., NITTA, K., 2003, “Conversion coefficients from fluence to effective dose for heavy ions with energies up to 3 GeV/A”, *Radiation Protection Dosimetry*, V. 106, n. 2, pp. 137–144.

SNYDER, W. S., FORD, M. R., WARNER, G. G., FISHER, H. L., 1969, “Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Source Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous phantom”, MIRD Pamphlet N.o 5, *Society of Nuclear Medicine*, New York, USA.

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, R. DI., PRIZNIZIO, M. A. R. R. DI., *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 5ª revisão agosto/2003 – Rio de Janeiro – IRD/CNEN 239p.*

TELES, P. R., 2006, “Abordagem semiclássica da perda de energia, efeitos da fragmentação nuclear e taxa de reação”, Tese de D.Sc., Instituto de Física/USP, São Paulo, SP, Brasil.

WEBB, S., 2001, *The physics of three-dimensional radiation therapy – conformal radiotherapy, radio surgery and planning*, IOP Publishing LTD.

X-5 MONTE CARLO Team, 2003, *MCNP a general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5*. LA-CP-03-0245, Los Alamos National Laboratory

# ANEXO I

```
c ++++++
c
c File Prepared by Body Builder
c CopyRight 1996-1998, White Rock Science
c
c This input file is for the use of
c BodyBuilder License holder only.
c Distribution is Prohibited.
c
c ++++++
c
c ++++++
c   CELLS
c ++++++
c SkeletonVolume = 5513.600000, skel_vol = 5464.285714
c
c   LEG BONES
50  2 -1.40  -4 53 (-51:-52)
    vol= 2100.00 imp:p,n,h = 1
c
c   ARM BONES
70  2 -1.40   4 -73 (-71:-72)
    vol=  731.00 imp:p,n,h = 1
c
c   PELVIS
90  2 -1.40  91 -92 93 4 -101 (95:-94)
    vol=  460.00 imp:p,n,h = 1
c
c   SPINE
102 2 -1.40 -105 -102 8  imp:p,n,h = 1
100 2 -1.40 -100 -103 101 imp:p,n,h = 1
101 2 -1.40 -100 -8  103 imp:p,n,h = 1
c   Total Spine
    vol=  754.00 imp:p,n,h = 1
c
c   SKULL & FACE
110 2 -1.40 (111 -110):(121 -120 122 -1 -123 110)
    vol=  742.00 imp:p,n,h = 1
c
c   RIBS
130 2 -1.40  132 -131 ((134 -133):(136 -135):(138 -137):(74 -139):
```

(76 -75):(78 -77):(80 -79):(82 -81):(84 -83):  
 (86 -85):(88 -87):(98 -89))  
 vol= 531.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c CLAVICLES  
 140 2 -1.40 -140 ((141 -143):(-142 144))  
 vol= 41.60 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c SCAPULAE  
 150 2 -1.40 131 -156 154 -155 ((150 -152):(-151 153))  
 vol= 154.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c ADRENALS  
 160 1 -1.04 162 (-160:-161)  
 vol= 10.10 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c BRAIN  
 180 1 -1.04 -111  
 vol= 1350.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c BREASTS  
 190 1 -1.04 11 (-192 : -193)  
 vol= 347.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c GALL BLADDER  
 200 1 -1.04 (-202 -200):(202 -201 -203)  
 vol= 56.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c ESOPHAGUS  
 212 1 -1.04 (213 -212 322 -8 100) :  
 (-216 217 -218 210 350 100)  
 vol= 34.10 imp:p,n,h = 1  
 c Air in Upper Esophagus  
 213 4 -0.001293 -213 322 -8  
 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c STOMACH  
 210 1 -1.04 -210  
 vol= 300.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c SMALL INTESTINE  
 220 1 -1.04 -91 221 -222 223 -7  
 c exclude Descending Colon  
 (232:250:-223)  
 vol= 806.00 imp:p,n,h = 1  
 c

c DESCENDING COLON  
250 1 -1.04 -250 251 -232  
vol= 146.50 imp:p,n,h = 1  
c  
c SIGMOID COLON  
280 1 -1.04 (-280 282 -251):(-281 -282 4)  
vol= 80.60 imp:p,n,h = 1  
c  
c HEART  
290 1 -1.04 (290((-291 -292):(291 -293))):  
(-290((-291 -295):(291 -294)))  
vol= 565.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c KIDNEYS  
310 1 -1.04 (-310 312 -162):(-311 -313 -162)  
vol= 238.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c LIVER  
320 1 -1.04 -320 -321 7 -322 -132  
vol= 1350.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c LUNGS  
330 3 -0.296 332 ((-331 (-335:336:334:-333)):  
(-330 ( 339:338:337)))  
vol= 2200.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c OVARIES  
340 1 -1.04 -340:-341  
vol= 10.20 imp:p,n,h = 1  
c  
c PANCREAS  
350 1 -1.04 -350 351 (352:-312)  
vol= 62.40 imp:p,n,h = 1  
c  
c SPLEEN  
360 1 -1.04 -360  
vol= 119.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c TESTICLES  
370 1 -1.04 -370:-371  
vol= 15.00 imp:p,n,h = 1  
c  
c THYMUS  
380 1 -1.04 -380  
vol= 27.30 imp:p,n,h = 1  
c  
c THYROID

390 1 -1.04 -390 391 -392 -393 8  
 vol= 11.90 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c URINARY BLADDER  
 410 1 -1.04 -410  
 vol= 188.50 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c UTERUS  
 420 1 -1.04 -420 421  
 vol= 76.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c PENIS & SCROTUM  
 40 1 -1.04 -1 -4 47 -45 49 -48 37 38  
 c exclude Testicles  
 370 371  
 vol= 94.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c SKIN  
 c  
 c Head & Neck Skin  
 22 1 -1.04 ((-21 22 9):(-20 23 -9 12))  
 imp:p,n,h = 1  
 28 1 -1.04 28 -27 8 -12  
 vol= 251.00 imp:p,n,h = 1  
 c (Above Volume for Head + Neck Skin Combined  
 c  
 c Trunk Skin  
 17 1 -1.04 (-8 18 20 -10)  
 : (4 -18 -10 11  
 c exclude Breasts  
 192 193  
 )  
 vol= 1000.00 imp:p,n,h = 1  
 c Breast Skin  
 192 1 -1.04 10 ((-190 192):(-191 193))  
 vol= 44.00 imp:p,n,h = 1  
 c  
 c Penis & Scrotum Skin  
 41 1 -1.04 -1 -4 41 -42 43 -44 31 32 #40  
 c exclude Testicles  
 370 371  
 vol= 13.50 imp:p,n,h = 1  
 c Legs Skin  
 34 1 -1.04 (-4 34 -31 36 32):(-31 33 -36 32)  
 vol= 439.50 imp:p,n,h = 1  
 35 1 -1.04 (-4 35 -32 36 31):(-32 33 -36 31)  
 vol= 439.50 imp:p,n,h = 1

c  
c HEAD  
c  
20 1 -1.04 ((-22 9):(-23 -9 12))  
c exclude Skull & Brain  
110  
c exclude Face Bones  
(-121:120:-122:1:123:-110)  
c exclude Spine  
(105:-8:102)  
c exclude Thyroid  
(390:-391:392:393:-8)  
imp:p,n,h = 1  
c  
c NECK  
c  
27 1 -1.04 -28 8 -12  
c exclude Spine  
105  
c exclude Thyroid  
(390:-391:392:393:-8)  
imp:p,n,h = 1  
c  
c OUTER TRUNK---ARMS & SCAPULAE  
c  
10 1 -1.04 4 131 -18 -11  
c exclude Scapulae  
(-131:156:-150:152:-154:155)  
(-131:156:151:-153:-154:155)  
c exclude Arm Bones  
(-4:71:73) (-4:72:73)  
c exclude Uterus  
(420:-421)  
imp:p,n,h = 1  
c  
c UPPER TRUNK---ABOVE RIBS  
c  
11 1 -1.04 ((-18 -131 133) : (-8 18 -20 -10))  
c exclude Spine  
(105:102:-8)(100:8:-133)  
c exclude Clavicles  
(140:-141:143) (140:142:-144)  
c exclude Upper Lungs  
(-133:330) (-133:331)  
c exclude Thymus  
380  
c exclude Esophagus

```

#212 #213
imp:p,n,h = 1
c
c
c UPPER RIB CAGE
c
12 1 -1.04 -131 132 79 -133
c exclude Ribs 1-9
(131:-132:133:-134) (131:-132:135:-136) (131:-132:137:-138)
(131:-132:139:-74) (131:-132:75:-76) (131:-132:77:-78)
imp:p,n,h = 1
c
c
c LOWER RIB CAGE
c
13 1 -1.04 -131 132 -79 98
c exclude Ribs 10-12
(131:-132:85:-86) (131:-132:87:-88) (131:-132:89:-98)
(131:-132:79:-80) (131:-132:81:-82) (131:-132:83:-84)
imp:p,n,h = 1
c
c
c HIGH CHEST ORGANS
c
14 1 -1.04 -132 -133 332
c exclude Spine
(100:133:-332)
c exclude Heart
#290
c exclude Lungs
(330:133:-332:(-339 -338 -337))
(331:133:-332:(335 -336 -334 333))
c exclude Thymus
380
c exclude Esophagus
#212 #213
imp:p,n,h = 1
c
c CHEST---LIVER LEVEL
c
15 1 -1.04 ((-132 -332 98):(-131 -98 7))
c exclude Spine
(100:332:-7)
c exclude Adrenals
(160:-162) (161:-162)
c exclude Gall Bladder
(202:200) (-202:201:203)

```



c exclude Kidneys  
 (310:-312) (311:313)  
 c exclude Liver  
 #320  
 c (320:321:322:-7)  
 c exclude Pancreas  
 (350:-351:(-352 312))  
 c exclude Spleen  
 360  
 c exclude Esophagus  
 #212 #213  
 c exclude Stomach  
 210

imp:p,n,h = 1

c  
 c  
 c LOWER TRUNK

c  
 16 1 -1.04 -131 4 -7  
 c exclude Spine  
 (100:-101:7)  
 c exclude Pelvis  
 #90  
 c exclude Small Intestine  
 (91:-221:222:-223:7)  
 c exclude Descending Colon  
 (232:250:-251)  
 c exclude Sigmoid Colon  
 (280:-282:251) (281:282:-4)  
 c exclude Urinary Bladder  
 410  
 c exclude Uterus  
 (420:-421)  
 c exclude Ovaries  
 340 341

imp:p,n,h = 1

imp:p,n,h = 1

c  
 c LEGS

c  
 30 1 -1.04 -4 (-34:-35) 36  
 c exclude Leg Bones  
 (4:51:-53) (4:52:-53)  
 vol= 12421.00 imp:p,n,h = 1

c  
 c SURROUNDING AIR

```

600 4 -0.001293 -600
c   exclude   HEAD & NECK
      (21:-9) (20:9:-8)
c   exclude   TRUNK
      (-4:10:8)
c   exclude   BREASTS
      (-10:(190 191))
c   exclude   LEGS
      (4:-33:(31 32))
c   exclude   GENITALIA
      (1:4:-41:42:-43:44:-31:-32)
      imp:p,n,h = 1
c   air       OUTSIDE of NECK
601 4 -0.001293 -20 27 8 -12
      imp:p,n,h = 1
c
c   VOID
700 0          600   imp:p,n,h = 0
701 4 -0.001293 (-814 816 -815 817 -818 819) IMP:P,N,H=1 $ ar
801 0          (814:815:-816:-817:818:-819)   IMP:P,H,N=0

c ++++++
c   SURFACES
c ++++++
814 PX  50
816 PX -50
815 PY  20
817 PY -20
818 PZ 101
819 PZ -101
c Planes used in several places
c
1  py 0
4  pz 0
332 pz 39.2100
7  pz 24.3400
8  pz 63.1000
9  pz 83.1500
12 pz 70.8000
c
c   BODY SURFACE
c
c   HEAD
21 sq 4956.6810 3169.0820 6216.4079 0 0 0 -312487.0126 0 0 83.150
22 sq 4561.5435 2891.0408 5750.9776 0 0 0 -275393.6118 0 0 83.150
20 sq 98.6049 63.0436 0 0 0 0 -6216.407874 0 0 0
23 sq 95.2576 60.3729 0 0 0 0 -5750.977559 0 0 0

```

```

c
c
c      NECK
27 cz  5.3700
28 cz  5.2000
c
c
c      TORSO
10 sq  99.4009  303.4564 0 0 0 0 -30163.839271 0 0 0
11 sq  96.0400  297.5625 0 0 0 0 -28577.902500 0 0 0
18 pz  62.9300
c
c      LEGS
c      left
31 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.4200 0 0 0
32 gq 1 1 0 0 0  0.1725  17.4200 0 0 0
33 pz -78.170
34 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.2500 0 0 0
35 gq 1 1 0 0 0  0.1725  17.2500 0 0 0
36 pz -78.000
37 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.5900 0 0 0
38 gq 1 1 0 0 0  0.1725  17.5900 0 0 0
c
c      PENIS & SCROTUM
41 pz -3.5500
42 p  0 -11.59 -1 100.00
43 p -11.59 0 1 -100.00
44 p -11.59 0 -1 100.00
47 pz -3.3800
45 p  0 -11.71 -1 100.00
49 p -11.71 0 1 -100.00
48 p -11.71 0 -1 100.00
c
c      SKELETON
c
c
c      LEG BONES
51 gq 1 1 0.006764 0 0 -0.172877 -17.250000
   0  1.330486  65.2778
52 gq 1 1 0.006764 0 0  0.172877  17.250000
   0  1.330486  65.2778
53 pz -77.8300
c
c      ARM BONES ( left/right )
71 gq 0.683013  0.142399 0 0 0  0.013287
   -22.505293 0 -0.226941 185.137354
72 gq 0.683013  0.142399 0 0 0 -0.013287

```

22.505293 0 -0.226941 185.137354  
 73 pz 62.2000  
 c  
 c PELVIS  
 91 sq 122.5449 95.0625 0 0 0 0 -11649.4246  
 0 -3.7200 0  
 92 sq 138.2976 107.1225 0 0 0 0 -14814.7847 0 -2.9400 0  
 93 py -2.9400  
 94 py 4.9000  
 95 pz 12.6200  
 c  
  
 c SPINE  
 100 sq 6.0025 2.9929 0 0 0 0 -17.9649 0 5.3900 0  
 105 sq 6.0025 2.9929 0 0 0 0 -17.9649 0 1.0000 0  
 101 pz 19.8300  
 102 pz 76.6600  
 103 pz 31.6400  
 c  
 c SKELETON  
 c  
 c  
 c SKULL (head)  
 c  
 c  
 c CRANIUM  
 110 sq 3666.5084 2269.2457 4689.8117 0 0 0  
 -197535.3385 0 0 83.1500  
 111 sq 2411.4091 1421.5464 3179.8998 0 0 0  
 -104405.3311 0 0 83.1500  
 c  
 c FACIAL  
 120 sq 79.3881 47.8864 0 0 0 0 -3801.6103 0 0 0  
 121 sq 60.9961 33.8724 0 0 0 0 -2066.0843 0 0 0  
 c  
 122 pz 74.5900  
 123 pz 84.8500  
 c  
 c RIBS  
 131 sq 92.1600 214.9156 0 0 0 0 -19806.6217 0 0 0  
 132 sq 83.3569 201.3561 0 0 0 0 -16784.4203 0 0 0  
 133 pz 60.6500  
 134 pz 59.3900  
 135 pz 58.1300  
 136 pz 56.8700  
 137 pz 55.6100  
 138 pz 54.3500

139 pz 53.0900  
 74 pz 51.8300  
 75 pz 50.5700  
 76 pz 49.3100  
 77 pz 48.0500  
 78 pz 46.7900  
 79 pz 45.5300  
 80 pz 44.2700  
 81 pz 43.0100  
 82 pz 41.7500  
 83 pz 40.4900  
 84 pz 39.2300  
 85 pz 37.9700  
 86 pz 36.7100  
 87 pz 35.4500  
 88 pz 34.1900  
 89 pz 32.9300  
 98 pz 31.6700

c

c CLAVICLES

140 tz 0 7.2200 61.5200  
 15.9300 0.727400 0.727400  
 141 p 6.485200 1 0 7.220  
 142 p 6.485200 -1 0 -7.220  
 143 p 0.731370 1 0 7.220  
 144 p 0.731370 -1 0 -7.220

c

c SCAPULAE

156 sq 92.1600 267.6496 0 0 0 0 -24666.5871  
 0 0 0  
 150 p 0.2800 1 0 0  
 151 p 0.2800 -1 0 0  
 152 p 0.9100 1 0 0  
 153 p 0.9100 -1 0 0  
 154 pz 45.8800  
 155 pz 60.6700

c

c ADRENALS

160 1 sq 3.4188 31.2481 0.3125 0 0 0 -5.7778 0 0 0  
 161 2 sq 3.4188 31.2481 0.3125 0 0 0 -5.7778 0 0 0  
 162 pz 34.2600

c

c BREASTS

c left

190 sq 325.8928 421.9943 463.6486 0 0 0 -7985.1873  
 8.6300 -8.4854 46.7800

c right

191 sq 325.8928 421.9943 463.6486 0 0 0 -7985.1873  
-8.6300 -8.4854 46.7800  
192 sq 276.7698 361.9278 399.2164 0 0 0 -6323.7472  
8.6300 -8.4854 46.7800  
193 sq 276.7698 361.9278 399.2164 0 0 0 -6323.7472  
-8.6300 -8.4854 46.7800  
c  
c GALL BLADDER  
200 3 so 2.0310  
201 3 gq 1 1 -0.05175625 0 0 0 0 0 0.924105 -4.124961  
202 3 pz 0  
203 3 pz 7.6600  
c  
c ESOPAHGUS  
212 sq 0.1600 1.1025 0 0 0 0 -0.1764 0 2.2900 0  
213 sq 0.0144 0.5929 0 0 0 0 -0.0085 0 2.2900 0  
216 6 cx 0.6400  
217 6 px 0.0000  
218 6 px 7.0700  
c  
c STOMACH  
210 sq 437.1110 603.1347 100.3122 0 0 0 -5142.5673  
6.9000 -3.9200 31.5500  
c extent 3.4700 10.3300 -6.8400 -1.0000 24.3900 38.7100  
c  
c SMALL INTESTINE  
221 py -4.7600  
222 py 2.1600  
223 pz 15.3200  
232 pz 21.6300  
c  
c DESCENDING COLON  
251 pz 7.8600  
250 gq 4.368100 2.624400 0.093507 0 0.933882 -0.426849  
-60.482125 -7.340315 1.649136 203.032746  
c  
c  
c SIGMOID COLON  
282 px 2.5900  
280 ty 2.5900 0 7.8600 5.1600 1.7600 1.1800  
281 ty 2.590 0 0 2.700 1.7600 1.1800  
c  
c HEART  
c  
290 4 px 0  
291 4 pz 0  
c

c Left Ventricle  
292 4 sq 855.4455 2530.4924 1290.2608 0 0 0 -52849.0811 0 0 0  
c Right Ventricle  
293 4 sq 167.2651 494.7866 1290.2608 0 0 0 -10333.5695 0 0 0  
c  
c Left Atrium  
294 4 sq 167.2651 195.4460 509.6667 0 0 0 -4081.8700 0 0 0  
c  
c Right Atrium  
295 4 sq 855.4455 999.5715 509.6667 0 0 0 -20875.9499 0 0 0  
c  
c  
c KIDNEYS  
310 sq 57.5899 403.5277 38.3966 0 0 0 -944.6181  
5.1800 5.8800 29.3000  
311 sq 57.5899 403.5277 38.3966 0 0 0 -944.6181  
-5.1800 5.8800 29.3000  
312 px 2.4800  
313 px -2.4800  
c  
c LIVER  
320 sq 61.4656 201.3561 0 0 0 0 -12376.4735 0 0 0  
321 p 1734.5 1221.3 -1410.1 -54654.4  
322 pz 38.7600  
c  
c  
c LUNGS  
330 sq 20.5747 7.0643 0.8150 0 0 0  
-344.1764 7.3300 0 39.2100  
331 sq 20.5747 7.0643 0.8150 0 0 0  
-344.1764 -7.3300 0 39.2100  
333 px -5.0000  
334 py 1.2000  
335 pz 41.6000  
336 pz 48.5000  
337 px 7.0000  
338 py 0.7000  
339 pz 49.0000  
c  
c OVARIES  
340 sq 1.0899 4.4352 0.4605 0 0 0 -1.4920  
4.8200 0 13.5200  
341 sq 1.0899 4.4352 0.4605 0 0 0 -1.4920  
-4.8200 0 13.5200  
c  
c  
c PANCREAS

```

350 sq 10.7047 1461.4106 230.5782 0 0 0 -1899.2492
      -0.7200 0 33.3500
351 px -0.7200
352 pz 33.3500
c
c   SPLEEN
360 sq 95.2030 226.5326 29.7243 0 0 0 -800.6568
      9.4900 2.9400 33.3500
c extent 6.5900 12.3900 1.0600 4.8200 28.1600 38.5400
c
c   TESTICLES
370 sq 3.4558810 2.632182 1.115136 0 0 0 -3.1849399
      0.9600 -7.1000 -1.6900
371 sq 3.4558810 2.632182 1.115136 0 0 0 -3.1849399
      -0.9600 -7.1000 -1.6900
c
c   THYMUS
380 sq 13.8384 49.0000 2.6488 0 0 0
      -42.3801 0 -7.1500 52.0000
c extent -1.7500 1.7500 -8.0800 -6.2200 48.0000 56.0000
c
c   THYROID
390 c/z 0 -3.3000 1.8500
391 c/z 0 -3.3000 0.8300
392 py -3.3000
393 pz 67.3000
c
c   URINARY BLADDER
410 sq 110.4979 176.3504 208.2999 0 0 0 -2014.6979 0
      -4.4100 7.2100
c extent -4.2700 4.2700 -7.7900 -1.0300 4.1000 10.3200
c
c   UTERUS
420 sq 75.6117202 14.6574122 192.00813489 0 0 0 -461.29954407
      0 -1.960 12.620
421 py -4.7700
c
c   Void
600 so 301
c
c   STATISTICS
c Weight = 56.61 kg (= 124.81 pounds)
c Height = 168.41 cm (= 66.30 inches)

c ++++++
c
c   TRANSFORMATIONS

```



```

c ++++++
c
c   ADREANALS
tr1  3.020  4.900  34.2600
      0.564967  0.825113  0
      -0.825113  0.564967  0
      0  0  1
tr2  -3.020  4.900  34.2600
      0.564967 -0.825113  0
      0.825113  0.564967  0
      0  0  1
c
c   GALL BLADDER
tr3  -3.980  -3.140  27.040
      -0.060600  0.979 -0.195200
      0.955000  0.000000 -0.296400
      0.290300  0.204400  0.934900
c
c   HEART
c
tr4  0.860  -2.100  45.100
      0.645300 -0.513400 -0.565800
      -0.442800  0.352300 -0.824500
      0.622600  0.782500  0.000
c
c   ESOPHAGUS
c
tr6  0.000  2.290  38.080
      0.708385 -0.637547 -0.302860
      0.668965  0.743294  0.000000
      0.225114 -0.202603  0.953
c
c ++++++
c   MATERIALS
c   Compositions from ORNL Report TM-8381
c ++++++
c   Adult Tissues (Density = 1.04 g/cc)
ml  1001 -0.10454
      6000 -0.22663
      7000 -0.02490
      8000 -0.63525
      11000 -0.00112
      12000 -0.00013
      14000 -0.00030
      15000 -0.00134
      16000 -0.00204
      17000 -0.00133

```

19000	-0.00208
20000	-0.00024
26000	-0.00005
30000	-0.00003
37000	-0.00001
40000	-0.00001
MT1	LWTR.01T
c	
c	Skeleton (Density = 1.4 g/cc)
m2	1001 -0.07337
	6000 -0.25475
	7000 -0.03057
	8000 -0.47893
	9000 -0.00025
	11000 -0.00326
	12000 -0.00112
	14000 -0.00002
	15000 -0.05095
	16000 -0.00173
	17000 -0.00143
	19000 -0.00153
	20000 -0.10190
	26000 -0.00008
	30000 -0.00005
	37000 -0.00002
	38000 -0.00003
	82000 -0.00001
MT2	LWTR.01T
c	
c	Lung (Density = 0.296 g/cc)
m3	1001 -0.10134
	6000 -0.10238
	7000 -0.02866
	8000 -0.75752
	11000 -0.00184
	12000 -0.00007
	14000 -0.00006
	15000 -0.00080
	16000 -0.00225
	17000 -0.00266
	19000 -0.00194
	20000 -0.00009
	26000 -0.00037
	30000 -0.00001
	37000 -0.00001
MT3	LWTR.01T
c	

```

c   Air (Density = 0.001020 /cc)
m4   6000 -0.00012
      7000 -0.75527
      8000 -0.23178
      18000 -0.01283

c
c ++++++
c   User Supplied Cards
c ++++++
c
SDEF SUR=817 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=10000 PAR=9
      X=D1 Y=D2 Z=D3
SI1 A -50.0 50.0
SP1 1 1
SI2 L -20
SP2 1
SI3 A -100.0 100.0
SP3 1 1
c
C   DEFINICAO DO MATERIAL
MODE H N P
PHYS:H 10000.0
PHYS:N 10000.0
PHYS:P 10000.0
c   F2:P 8
c   E2 0 19i 0.1
c   F22:P 8
c   E22 0.1 17I 1
c   F32:P 8
c   E32 1 45I 24
C FM6 0.000003205
C   F6:P 30 17 28 30 34 35
C   50 70 90 101 110
C   130 140 150 160 180
C   190 200 210
C   212 220 250 280
C   290 310 320 330
C   340 350 360 370
C   380 390 410 420
C ++++++ MEDULA OSSEA % em peso de v rios órg fos +++
c
F16:P,N,H 70
F1216:P 70
F1316:N 70
F1416:H 70
c   FM26 3.2e-6
F26:P,N,H 50

```

F1226:P 50  
 F1326:N 50  
 F1426:H 50  
 c FM36 3.2e-6  
 F36:P,N,H 90  
 F1236:P 90  
 F1336:N 90  
 F1436:H 90  
 c FM46 3.2e-6  
 F46:P,N,H 101  
 F1246:P 101  
 F1346:N 101  
 F1446:H 101  
 c FM56 3.2e-6  
 F56:P,N,H 110  
 F1256:P 110  
 F1356:N 110  
 F1456:H 110  
 c FM66 3.2e-6  
 F66:P,N,H 130  
 F1266:P 130  
 F1366:N 130  
 F1466:H 130  
 c FM76 3.2e-6  
 F76:P,N,H 140  
 F1276:P 140  
 F1376:N 140  
 F1476:H 140  
 c FM86 3.2e-6  
 F86:P,N,H 150  
 F1286:P 150  
 F1386:N 150  
 F1486:H 150  
 C ++++++ GONADAS ++++++  
 c FM96 3.2e-6  
 F96:P,N,H 340 370  
 F1296:P 340 370  
 F1396:N 340 370  
 F1496:H 340 370  
 c FM106 3.2e-6  
 C F106:P,N,H 370  
 C F12106:P 370  
 C F13106:N 370  
 C F14106:H 370  
 C ++++++ COLON ++++++  
 c FM116 3.2e-6 \$ ( 250 + 280 / 2 )  
 F116:P,N,H 250 280

F12116:P 250 280  
 F13116:N 250 280  
 F14116:H 250 280  
 c FM136 3.2e-6  
 C F136:P,N,H 280  
 C F12136:P 280  
 C F13136:N 280  
 C F14136:H 280  
 C ++++++ PULMOES ++++++  
 c FM156 3.2e-6  
 F156:P,N,H 330  
 F12156:P 330  
 F13156:N 330  
 F14156:H 330  
 C ++++++ ESTOMAGO ++++++  
 c FM176 3.2e-6  
 F176:P,N,H 210  
 F12176:P 210  
 F13176:N 210  
 F14176:H 210  
 C ++++++ BEXIGA ++++++  
 c FM196 3.2e-6  
 F196:P,N,H 410  
 F12196:P 410  
 F13196:N 410  
 F14196:H 410  
 c ++++++ PEITO ++++++  
 c FM216 3.2e-6  
 F216:P,N,H 190  
 F12216:P 190  
 F13216:N 190  
 F14216:H 190  
 C ++++++ FIGADO ++++++  
 c FM236 3.2e-6  
 F236:P,N,H 320  
 F12236:P 320  
 F13236:N 320  
 F14236:H 320  
 C ++++++ ESOFAGO ++++++  
 c FM246 3.2e-6  
 F246:P,N,H 212  
 F12246:P 212  
 F13246:N 212  
 F14246:H 212  
 C ++++++ TIROIDE ++++++  
 c FM256 3.2e-6  
 F256:P,N,H 390

F12256:P 390  
F13256:N 390  
F14256:H 390  
C ++++++++ SUPERFICIE OSSEA +++++++  
c FM266 3.2e-6  
F266:P,N,H 70 50 90 101 110 130 140 150  
F12266:P 70 50 90 101 110 130 140 150  
F13266:N 70 50 90 101 110 130 140 150  
F14266:H 70 50 90 101 110 130 140 150  
c  
C ++++++++ PELE DA SUPERFICIE +++++++  
c FM346 3.2e-6  
F346:P,N,H 17 28 34 35 40 41 192  
F12346:P 17 28 34 35 40 41 192  
F13346:N 17 28 34 35 40 41 192  
F14346:H 17 28 34 35 40 41 192  
C ++++++++ REMANESCENTES +++++++  
c FM426 3.2e-6  
F426:P,N,H 160 180 220 310 350 360 380 420  
F12426:P 160 180 220 310 350 360 380 420  
F13426:N 160 180 220 310 350 360 380 420  
F14426:H 160 180 220 310 350 360 380 420  
NPS 100000000 \$ 0000 \$ RODA 100.000.000 HISTORIAS.