



COPPE
UFRJ

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA
PRÓTONS USANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS

Miguel Marinho Nunes

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
Novembro de 2012

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA
PRÓTONS USANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS

Miguel Marinho Nunes

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.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc

Prof. Wilson Rebello de Freitas da Silva Junior, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
NOVEMBRO DE 2012

Nunes, Miguel Marinho

Cálculo dos coeficientes de conversão para dose efetiva para prótons usando simuladores antropomórficos de voxels/ Miguel Marinho Nunes. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XIII, 117 p.: il.; 29,7cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) - UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 83-86

1. Coeficientes de Conversão. 2. Simulador Antropomórfico de *Voxels*. 3. Prótons. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título

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

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA PRÓTONS USANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS DE VOXELS

Miguel Marinho Nunes

Novembro/2012

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foram calculados os coeficientes de conversão de fluência para dose absorvida em órgãos e para a dose efetiva, para prótons monoenergéticos com energias variando de 20 MeV a 10 GeV, utilizando o código MCNPX e simuladores antropomórficos de *voxels* adotados pela ICRP nº 110. As doses absorvidas nos órgãos foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano, nas geometrias de irradiação Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA). Os resultados deste trabalho mostram que tanto para o simulador feminino quanto para o masculino, a deposição de energia dos prótons é similar para a maior parte dos órgãos alcançando um máximo de deposição entre 100 MeV e 200 MeV. Após isso segue-se um patamar entre as energias 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 69,98 e 168,96 pSv.cm² e 151,57 e 1589,20 pSv.cm², para os simuladores masculino e feminino na geometria AP respectivamente, e entre 2,39 e 132,58 pSv.cm² e 2,33 e 851,29 pSv.cm², para os simuladores masculino e feminino na geometria PA, respectivamente. Quando comparados os valores dos coeficientes de conversão para a dose efetiva, obtidos neste trabalho com outros pesquisadores a maior diferença relativa encontrada foi de 98,20%.

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 ANTHROPOMORPHIC VOXEL MODELS

Miguel Marinho Nunes

November/2012

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

In this work the calculations of fluence to absorbed doses in organs and of effective dose conversion coefficients, for monoenergetic protons with energies between 20 MeV and 10 GeV, using the radiation transport code MCNPX and the anthropomorphic voxel model recommended by the ICRP n° 110. The absorbed doses in organs have been calculated for a whole-body irradiations with a plane-parallel beam, in the Antero-Posterior (AP) and Postero-Anterior (PA) irradiation geometries. The results of this work show that for the female model as well as the male, the deposition of energy from the protons is similar in most of the organs reaching a maximum of deposition 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 from 500 MeV to 10 GeV. The conversion coefficients for the effective dose, obtained from the data of absorbed dose in the body and the weighting factors w_r and w_t recommended in the ICRP Publication 103, range from 69,98 to 168,96 pSv.cm² and 151,57 to 1589,20 pSv.cm², for the male and female in the AP geometry respectively, and between 2,39 to 132,58 pSv.cm² and 2,33 to 851,29 pSv.cm², for the male and female in the PA geometry respectively. When compared the values for the effective dose conversion coefficients obtained in this work with other researchers, the largest relative difference found was of 98,20%.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 COEFICIENTES DE CONVERSÃO.....	2
1.2 OBJETIVO.....	5
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	7
2.1 FÍSICA DOS PRÓTONS.....	7
2.1.1 <i>Dosimetria do feixe de prótons</i>	11
2.2 GRANDEZAS RADIOLÓGICAS.....	11
2.2.1 <i>Fluência (ϕ)</i>	12
2.2.2 <i>Kerma (K)</i>	12
2.2.3 <i>Coefficientes de conversão de fluência para a dose efetiva</i>	13
2.3 GRANDEZAS LIMITANTES	14
2.3.1 <i>Dose absorvida</i>	14
2.3.2 <i>Dose Equivalente</i>	14
2.3.3 <i>Dose Efetiva (E)</i>	15
2.3.4 <i>Fatores de Ponderação</i>	15
2.3.5 <i>Fatores de Peso da Radiação, w_r</i>	16
2.3.5.1 <i>Fatores de Peso do Tecido, w_t</i>	17
2.4 GRANDEZAS OPERACIONAIS	18
2.5 MODELOS ANTROPOMÓRFICOS.....	19
2.5.1.1 <i>Modelo antropomórfico em Voxel</i>	19
2.5.1.2 <i>Dados tomográficos do simulador masculino</i>	21
2.5.1.3 <i>Dados tomográficos do simulador feminino</i>	21
2.5.2 <i>Modificações das imagens segmentadas para criar os simuladores de referência</i>	22
2.6 O MÉTODO DE MONTE CARLO.....	23
2.6.1 <i>Código Computacional MCNP (Monte Carlo N-Particle)</i>	23
2.6.1.1 <i>Estrutura dos dados de entrada do MCNP</i>	24
2.6.1.2 <i>Dados de saída, resultados do MCNP</i>	26
3. METODOLOGIA DE CÁLCULO	27
3.1 O CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO MCNPX.....	27
3.2 MODELO ANTROPOMÓRFICO E GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO	27
3.3 DEFINIÇÃO DA GRANDEZA A SER CALCULADA	28
3.4 OBTENÇÃO DAS ENERGIAS DEPOSITADAS NOS ÓRGÃOS.....	28
* BOLCH ET AL. (2007).....	29
3.5 TRANSFORMAÇÃO PARA OBTENÇÃO DA FLUÊNCIA EM GY.CM ²	30
3.6 CÁLCULO DA DOSE EFETIVA PARA PRÓTONS	30
3.7 CÁLCULO DA DOSE EFETIVA PARA NÊUTRONS	32
3.8 ESTIMATIVA DO ERRO RELATIVO NO MCNP	33
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	35
4.1 RESULTADOS REGINA	35
4.2 RESULTADOS REX.....	53
4.3 SIMULAÇÃO DE TECIDO MAMÁRIO	71

4.4 COMPARAÇÃO DOS VALORES DE E/Φ OBTIDOS PELO CÓDIGO MCNPX COM OS ENCONTRADOS NA LITERATURA.....	72
5. CONCLUSÃO.....	81
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
7. ANEXO I	87
8. ANEXO I.....	90

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Energia depositada ao longo do tecido equivalente.....	8
Figura 2.2: Diferenças entre as distribuições de dose de algumas radiações em tecido equivalente.....	8
Figura 2.3: Fatores de peso de radiação, w_r , para nêutrons versus energia dos nêutrons.....	17
Figura 2.4: Imagem bidimensional da Tomografia Computadorizada (TC) corresponde a uma fatia tridimensional do corpo. Cada pixel na imagem TC corresponde a um <i>voxel</i> no paciente. O <i>voxel</i> tem as duas dimensões do pixel no plano da imagem e a dimensão representa a espessura da fatia da varredura TC (Bushberg et al, 2002).....	19
Figura 2.5: Imagem do simulador feminino (Regina) gerado no software Moritz.....	22
Figura 2.6: Imagem do simulador masculino (Rex) gerado no software Moritz	22
Figura 3.1: Geometrias de irradiação Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA).	28
Figura 4.1: Dose absorvida no estômago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	36
Figura 4.2: Dose absorvida na bexiga por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	36
Figura 4.3: Dose absorvida no fígado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	37
Figura 4.4: Dose absorvida no esôfago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	37
Figura 4.5: Dose absorvida na tireoide por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	37
Figura 4.6: Dose absorvida no cérebro por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	38
Figura 4.7: Dose absorvida no cólon por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	38
Figura 4.8: Dose absorvida nos pulmões por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	38
Figura 4.9: Dose absorvida na pele por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	39
Figura 4.10: Dose absorvida nas glândulas salivares por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	39
Figura 4.11: Dose absorvida nos ovários por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	39
Figura 4.12: Dose absorvida na medula por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	40
Figura 4.13: Dose absorvida na superfície óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	40
Figura 4.14: Dose absorvida nas mamas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	40
Figura 4.15: Dose absorvida nas adrenais por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	41
Figura 4.16: Dose absorvida na vesícula biliar por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	41
Figura 4.17: Dose absorvida no coração por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	41
Figura 4.18: Dose absorvida nos rins por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	42

Figura 4.19: Dose absorvida no intestino delgado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	42
Figura 4.20: Dose absorvida nos linfonodos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	42
Figura 4.21: Dose absorvida na mucosa oral por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	43
Figura 4.22: Dose absorvida no tecido muscular por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	43
Figura 4.23: Dose absorvida no pâncreas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	43
Figura 4.24: Dose absorvida no baço por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	44
Figura 4.25: Dose absorvida no timo por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	44
Figura 4.26: Dose absorvida no útero por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	44
Figura 4.27: Dose absorvida nos tecidos extratorácicos (ET) por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	45
Figura 4.28: Dose absorvida nos “órgãos remanescentes” por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	45
Figura 4.29: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 20 MeV.	46
Figura 4.30: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 30 MeV.	47
Figura 4.31: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 50 MeV.	48
Figura 4.32: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 100 MeV.	49
Figura 4.33: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 200MeV.	50
Figura 4.34: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 10 GeV.	51
Figura 4.35: Coeficientes de conversão, em pSv.cm ² , para o simulador Regina com na incidência PA, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).	52
Figura 4.36: Coeficientes de conversão, em pSv.cm ² , para o simulador Regina com na incidência AP, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).	52
Figura 4.37: Dose absorvida no estômago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	54
Figura 4.38: Dose absorvida na bexiga por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	54
Figura 4.39: Dose absorvida no fígado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	55
Figura 4.40: Dose absorvida no esôfago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	55
Figura 4.41: Dose absorvida na tireóide por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	55
Figura 4.42: Dose absorvida no cérebro por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	56

Figura 4.43: Dose absorvida no cólon por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	56
Figura 4.44: Dose absorvida nos pulmões por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	56
Figura 4.45: Dose absorvida na pele por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	57
Figura 4.46: Dose absorvida nas glândulas salivares por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	57
Figura 4.47: Dose absorvida nos testículos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	57
Figura 4.48: Dose absorvida na medula por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	58
Figura 4.49: Dose absorvida na superfície óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	58
Figura 4.50: Dose absorvida nas mamas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	58
Figura 4.51: Dose absorvida nas adrenais por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	59
Figura 4.52: Dose absorvida na vesícula biliar por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	59
Figura 4.53: Dose absorvida no coração por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	59
Figura 4.54: Dose absorvida nos rins por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	60
Figura 4.55: Dose absorvida no intestino delgado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	60
Figura 4.56: Dose absorvida nos linfonodos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	60
Figura 4.57: Dose absorvida na mucosa oral por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	61
Figura 4.58: Dose absorvida no tecido muscular por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.	61
Figura 4.59: Dose absorvida no pâncreas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	61
Figura 4.60: Dose absorvida no baço por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	62
Figura 4.61: Dose absorvida no timo por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	62
Figura 4.62: Dose absorvida na próstata por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	62
Figura 4.63: Dose absorvida nos tecidos extratorácicos (ET) por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	63
Figura 4.64: Dose absorvida nos “órgãos remanescentes” por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.....	63
Figura 4.65: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 20 MeV.....	64
Figura 4.66: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 30 MeV.....	65
Figura 4.67: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 50 MeV.....	66

Figura 4.68: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 100 MeV.....	67
Figura 4.69: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 200MeV.....	68
Figura 4.70: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 10 GeV.	69
Figura 4.71: Coeficientes de conversão, em pSv.cm ² , para o simulador Rex com na incidência PA, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).	70
Figura 4.72: Coeficientes de conversão, em pSv.cm ² , para o simulador Rex com na incidência AP, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).	70
Figura 4.73: Simulação tecido mamário com diferentes profundidades.	72
Figura 4.74: Gráfico de dose absorvida por profundidade, para feixes de prótons de diferentes energias.....	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Fatores de peso da radiação (ICRP 103)	17
Tabela 2.2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo da dose efetiva (ICRP 103, 2007).....	18
Tabela 2.3: “Tally Card” – Opção das grandezas para os resultados do MCNP.....	26
Tabela 3.1: Massas da medula vermelha (RBM, ativa), medula amarela (YBM, inativa) e superfície óssea ou endóstio (<i>Endosteum</i>)	29
Tabela 3.2: Fatores de peso da radiação, w_r	30
Tabela 3.3: Fatores de peso para órgãos e tecidos, w_t	31
Tabela 3.4: Fatores de peso w_r utilizando os comandos DE/DF	33
Tabela 3.5: Recomendação para interpretação do erro relativo R (Pelowitz, 2005)	34
Tabela 4.1: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência PA do simulador Regina.	53
Tabela 4.2: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Regina.	53
Tabela 4.3: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência PA do simulador Rex. ..	71
Tabela 4.4: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Rex. ..	71
Tabela 4.5: Valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva (E/Φ)	73
Tabela 4.6: Comparação dos valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva* (E/Φ) para os simuladores Rex e Regina.....	74
Tabela 4.7: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Lopes (2008) e a média dos coeficientes obtidos com os simuladores Regina e Rex.	75
Tabela 4.8: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Pelliccioni (2000), Sato et al (2003) e os coeficientes obtidos com a média dos simuladores Regina e Rex para a incidência AP.....	76
Tabela 4.9: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex.	77
Tabela 4.10: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex para as mamas.	78
Tabela 4.11: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex para os Testículos.	79
Tabela 4.12: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Rex. ..	80

LISTA DE SIGLAS

ICRP - Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do inglês, International Commission on Radiological Protection)

ICRU - Comissão Internacional de Medidas e Unidades da Radiação (do inglês, International Commission on Radiological Units and Measurements)

PNF - Valores considerando a contribuição dos prótons, dos nêutrons e fótons provenientes das radiações secundárias

CT - Tomografia Computadorizada

iRM - Imagem por Ressonância Magnética

AP - Antero-Posterior

PA - Postero-Anterior

LAT - Lateral

RLAT - Lateral Direita

LLAT - Lateral Esquerda

ROT - Rotacional

ISO - Isotrópica

Capítulo 1

Introdução

O Sol emite radiação de diferentes tipos e energias, porém os prótons gerados pelas chamadas tempestades solares, com energias iguais ou menores que 1 GeV são as mais preocupantes. A atmosfera terrestre bloqueia a maior parte dessa radiação, evitando a exposição dos habitantes do planeta, mas em uma missão espacial essa proteção é reduzida e os efeitos podem ser mais graves e difíceis 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.

O uso de prótons em radioterapia (próton terapia) oferece o potencial de poupar tecido saudável devido à sua característica curva de deposição de dose em profundidade. Segundo a curva de Bragg (Figura 2.1) uma dose relativamente baixa é depositada na região de entrada, existindo um pico bem definido de altas doses que pode ser posicionado no tumor, poupando tecidos saudáveis adjacentes. Esta técnica está em prática há cerca de 50 anos nos mais importantes centros médicos do mundo. Aproximadamente mais de 50.000 pacientes já foram tratados segundo a técnica de próton terapia. Em 1955, no laboratório Lawrence em Berkeley (Estados Unidos), iniciou-se o tratamento dos primeiros pacientes utilizando feixes de prótons com energia de 340 MeV. Logo depois iniciou-se a aplicação da próton terapia: no Instituto Gustaf Werner na Suécia (1957), em Harvard no Hospital Geral em Massachusetts e no Laboratório Ciclotron (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).

Além do uso direto dos prótons como fonte de tratamento temos outras fontes de prótons que devem ser levadas em conta durante o tratamento de pacientes com câncer. Equipamentos com feixes de fótons com energia superior a 6,4 MeV 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 (Chibaniand Charlie Ma, 2003). Com o processo de modernização do parque radioterápico brasileiro, os aceleradores lineares de baixa energia e equipamentos de teleterapia de ^{60}Co estão sendo progressivamente substituídos por equipamentos desse porte.

Para se fazer a dosimetria, com a finalidade de radioproteção, de fontes provenientes de exposições no espaço, ambientes com aceleradores de alta energia e exposições para fins médicos, as doses devem ser determinadas para diferentes órgãos e tecidos provenientes de diferentes fontes, incluindo prótons. Avaliação das doses em um órgão, no entanto, é complicada porque é preciso obter informações sobre as estruturas internas do corpo humano, bem como um meio de estudar a interação da radiação com os órgãos e tecidos.

Grandezas importantes em proteção radiológica para a quantificação da radiação recebida de fontes externas são os coeficientes de conversão de dose, que relacionam a dose em um órgão a grandezas físicas mensuráveis. A partir das doses desses órgãos a dose efetiva pode ser calculada, que leva em conta a sensibilidade dos órgãos individualmente através de diferentes fatores de ponderação (peso) dos tecidos (ICRP 1991). Considerados como úteis e práticos, coeficientes de conversão de fluência para dose são necessários em diferentes campos ou instalações para várias finalidades, como o projeto de proteção e avaliação do risco relacionado a um indivíduo (trabalhador de radiação, astronauta, membro da tripulação aérea, etc.).

1.1 Coeficientes de conversão

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 e indivíduos do público em geral, apresentaram nas publicações de número 60 (ICRP 60, 1991) e número 51 (ICRU 51, 1989), respectivamente, recomendações a serem utilizadas em proteção radiológica. Estas 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 60, 1991), são importantes para o cálculo de risco e incluem a dose efetiva (E) e a dose equivalente em um órgão ou tecido (Ht). 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 medições in vivo de doses em órgãos não são possíveis, os coeficientes de conversão devem ser determinados numericamente. Uma parte importante nesses cálculos são modelos virtuais da anatomia humana, que evoluíram nas últimas décadas desde esferas simples passando por modelos matemáticos para modelos que tem como base CT (tomografia computadorizada) ou iRM (imagem por ressonância magnética).

Abordagens computacionais são geralmente mais convenientes para este propósito, onde o corpo humano é descrito de forma matemática (isto é, usando modelos matemáticos estilizados) ou sob a forma de matrizes digitais dos elementos de volume finito (modelos tomográficos ou com base em uma imagem). Para proteção radiológica, grandezas tais como a dose absorvida, dose equivalente e a dose efetiva são frequentemente calculadas com o uso de códigos de Monte Carlo para partículas monoenergéticas que incidem sobre o corpo em condições de exposição idealizada. Estimativas da dose no órgão são então tabuladas como coeficientes de conversão que permitem aos usuários integrar em toda a gama de energia de interesse a partir do conhecimento sobre o espectro de fluência de um ambiente irradiado.

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 esses 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 a dose 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 visando o cálculo dos coeficientes de conversão para prótons, tais como: MCNPX utilizando um phantom matemático (Lopes 2008), utilizando o código FLUKA (Pelliccioni, 2000), o código PHITS (Sato et al, 2003) e utilizando o código MCNPX com o phantom VIP-Man (Bozkurt et al 2004). Os pesquisadores Sato, Pelliccioni e Bozkurt utilizaram os valores de w_r e w_t recomendados na publicação n.º 60 da ICRP para o cálculo de E/Φ . Nas simulações feitas por Lopes, assim como neste trabalho, foram utilizados os valores de w_r e w_t da publicação n.º 103 da ICRP.

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

Pelliccioni (Pelliccioni, 2000), obteve 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. As simulações foram executadas com 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 e colaboradores (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 60), 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).

Bozkurt e colaboradores (Bozkurt et al, 2003), em sua publicação, obtiveram coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva para prótons monoenergéticos, calculados pelo código MCNPX para várias geometrias de irradiação (de corpo inteiro com um feixe plano expandido e alinhado) em um simulador de *voxels* masculino (VIP-Man) onde os dados da imagem usados para construí-lo eram de um homem adulto de 1,86m de altura e 103 Kg. Utilizando os fatores de peso w_r e w_t da publicação 60 (ICRP 60), os pesquisadores calcularam as doses absorvidas nos órgãos para prótons de energia que variam de 20 MeV a 10 GeV, considerando as geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral esquerda (LLAT), lateral direita (RLAT), isotrópica (ISO) e rotacional (ROT).

Lopes (2008), em sua dissertação, executou simulações utilizando o método de Monte Carlo para calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva de prótons, usando o código MCNPX. Utilizando os fatores de peso w_r e w_t da publicação 60 (ICRP 60) e da publicação 103 (ICRP 103), foram calculadas as doses equivalente e efetiva nos órgãos de um simulador antropomórfico matemático Body Builder para prótons de energia que variam de 20 MeV a 10 GeV, considerando as geometrias de irradiação antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA).

1.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva, (E/Φ) , para prótons monoenergéticos de energias que variam de 20 MeV a 10 GeV, baseado nas novas recomendações da ICRP número 103 e utilizando simuladores de *voxels* adotados pela ICRP 110 preenchendo, assim, a lacuna existente na literatura. Para tanto foram utilizados o código de transporte de radiação MCNPX e os simuladores supracitados, e estabelecidos os seguintes procedimentos:

- Calcular a dose depositada em cada órgão do simulador antropomófico, para as geometrias de irradiação Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA).
- Determinar os coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva (E/Φ), para as geometrias de irradiação AP e PA, utilizando os fatores de ponderação w_r e w_t recomendados pela publicação da ICRP 103.
- Comparar os valores obtidos neste trabalho com os encontrados na literatura, para avaliar as diferenças em cada um dos métodos.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

2.1 Física dos prótons

Em 1886, o físico alemão Eugene Goldstein criou um tubo e observou que, quando ocorriam descargas elétricas através do 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 com carga elétrica positiva deu-se o nome de próton. Um próton é uma partícula subatômica que faz parte do núcleo de todos os elementos.

O próton apresenta uma massa muito maior do que a do elétron, por esta razão, perdem somente 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 2.1.

As características físicas dos prótons revelam a sua importância e utilidades na radioterapia (Archambeau e Bennett, 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 2.2), diferente dos fótons e dos elétrons, que perdem a maior parte de suas

energias muito próxima a superfície do corpo, depositando sua energia exponencialmente ao longo de suas trajetórias no tecido (Figura 2.2).

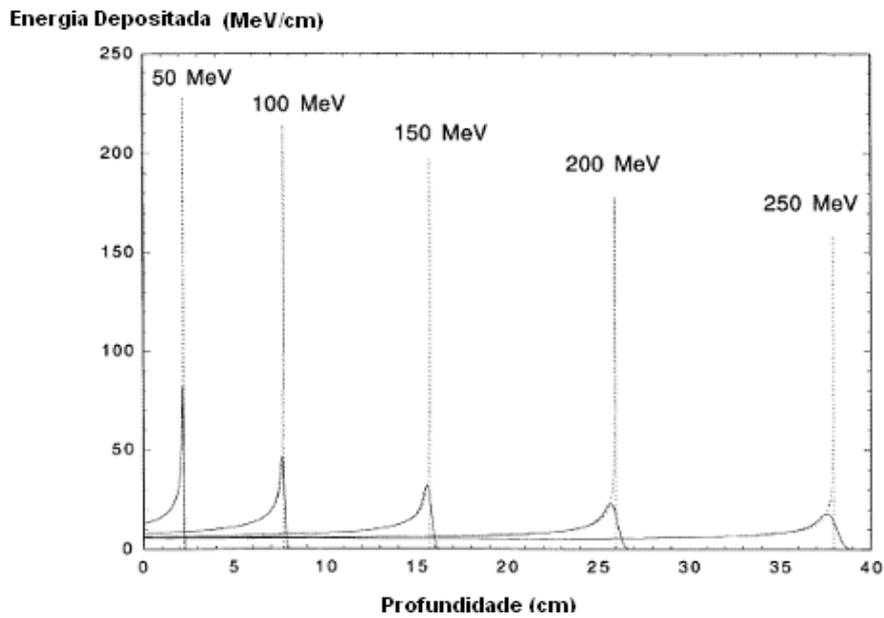


Figura 2.1: Energia depositada ao longo do tecido equivalente.

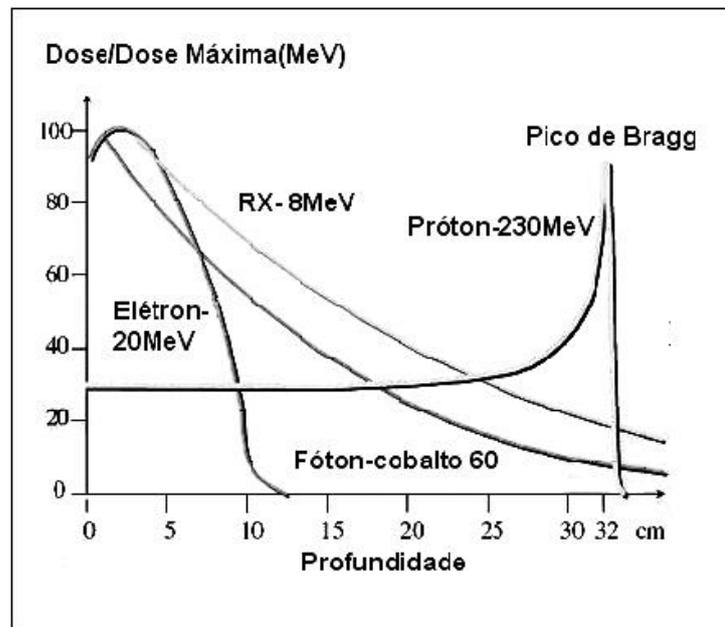


Figura 2.2: Diferenças entre as distribuições de dose de algumas radiações em tecido equivalente.

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 de energia 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 através de 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 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 ($E < 10^{-5} m_0 c^2$);

ii) Média energia ou energia intermediária ($10^{-5} m_0 c^2 \leq E < m_0 c^2$);

iii) Alta energia ($E \geq m_0 c^2$).

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 às 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 devido 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 produzidas através de interações nucleares. Os raios deltas, 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, mais 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 γ ou conversão 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). Uma vez que os elétrons secundários, produzidos pelos prótons, possuem baixa energia, os efeitos nas paredes das câmaras de ionização são reduzidos.

Segundo o ICRU (1989) 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-60), (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 (Φ)

A fluência, Φ , é a grandeza física definida pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (International Commission on Radiation Units and Measurements) ICRU, (ICRU, 1986), 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 , dividido 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 sequência 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, phantom ou simplesmente simuladores, com subsequente irradiação.

Aplicando-se fatores que correlacionam os valores dos espectros 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 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 consequências podem ser fatais. Assim, definem-se as grandezas limitantes, para indicar o risco da saúde humana devido à radiação ionizante. Como as radiações apresentam comportamento diferente na ionização, penetração e consequente 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 $d\bar{\epsilon}$ 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 devido 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

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 .

$$H_{T,R} = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.4)$$

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:

$$E = \sum_T w_T H_{T,R} \quad (2.5)$$

onde w_t é o fator de peso para o tecido T e $H_{T,R}$ é a dose equivalente a ele atribuída.

Consequentemente podemos dizer 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 foi definido na publicação 60 da ICRP (ICRP, 1990) com 12 órgãos e tecidos, incluindo os órgãos remanescentes, o qual consiste de 9 órgãos adicionais. Posteriormente, 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.

2.3.5 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 valores de RBE para uma radiação específica dependem das condições de exposição incluindo os efeitos biológicos investigados, do tipo de células ou tecidos envolvidos, da dose e da taxa de dose, e do esquema de fracionamento da dose. Por conseguinte, para uma determinada energia e tipo de radiação, haverá um intervalo de valores RBE.

Os conceitos de fator de qualidade e de fator de ponderação da radiação são baseados em diferenças na eficácia biológica dos diversos tipos de radiação que têm sua origem nas diferenças das propriedades de deposição de energia ao longo do caminho de partículas carregadas. Para aplicações em proteção radiológica, a estrutura complexa do caminho percorrido pela partícula carregada no tecido é caracterizado por um único parâmetro apenas, a transferência linear de energia ilimitada, LI, (muitas vezes denotado transferência linear de energia, LET ou L), e o fator de qualidade Q é definido por uma função de L tal como consta em diversas publicações da ICRP e ICRU (ICRP, 1963, 1977, 1991b, ICRU, 1970, 1986).

Outra característica da transferência de energia de partículas de baixo e alto LET é a diferença na distribuição do evento. Esse efeito biológico influencia sua eficácia.

Os fatores w_r têm sido especificados na definição das grandezas de proteção desde a Publicação 60 (ICRP, 1991b). Eles são fatores pelo qual a dose média absorvida em qualquer tecido ou órgão é multiplicada a conta 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 apresenta os valores de w_r recomendados pela publicação número 103 da ICRP (ICRP, 2007).

Tabela 2.1: Fatores de peso da radiação (ICRP 103)

Tipo ou intervalo de energia	Fator de peso da radiação, w_r
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20
Nêutrons	w_R varia em função da energia (figura 2.3)

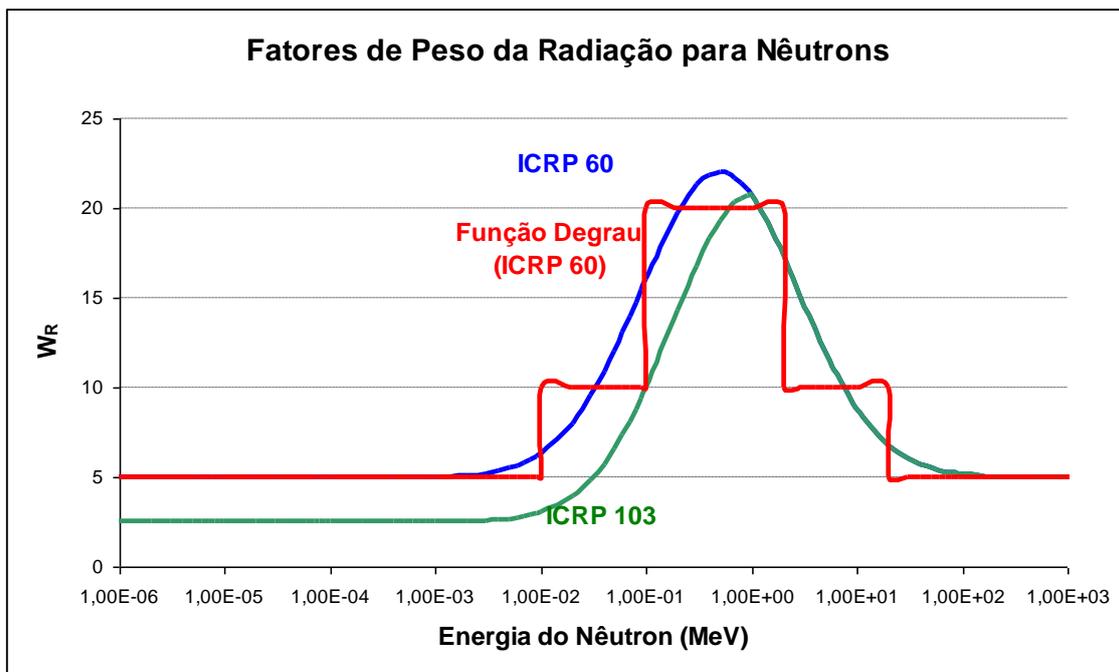


Figura 2.3: Fatores de peso de radiação, w_r , para nêutrons versus energia dos nêutrons

2.3.5.1 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 fatores de peso (w_i) para esses órgãos ou tecidos recomendados pela publicação de número 103, são ilustrados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2: 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_i)
Pulmão, estômago, cólon, medula óssea (vermelha), mamas, remanescentes*	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, fígado, esôfago, tireoide	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 do físico dos indivíduos expostos à radiação.

2.5 Modelos Antropomórficos

Os modelos antropomórficos descrevem a anatomia do corpo humano, desde o seu contorno à maioria ou todos os órgãos e tecidos do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização. Reproduzem as características de absorção e espalhamento do corpo, quando expostos no campo de radiação, viabilizando uma a avaliação da dose equivalente e a dose efetiva. Muitos modelos antropomórficos são descritos na ICRU (1992); desde modelos relativamente simples até modelos mais complexos.

2.5.1.1 Modelo antropomórfico em Voxel

Os modelos tomográficos também conhecidos como simuladores ou fantasmas de *voxel* (*VOLume piXEL*) são desenvolvidos a partir de varredura por tomografia computadorizada (TC) e por ressonância magnética (RM) que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo. Os modelos são constituídos de cubos, chamados *voxels*; um *voxel* é o elemento de unidade de volume. No modelo tomográfico cada *voxel* teria uma composição elementar e densidade definida, de acordo com o órgão ou tecido a que este corresponderia (VEIT, 1989).

Os modelos antropomórficos em *voxels* são representações reais do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte em nível de órgão ou tecido. As imagens fornecem informações detalhadas da anatomia do corpo humano. Uma fatia de imagem, quando digitalizada, representa uma matriz de pixels em uma geometria de duas dimensões. Por multiplicação do tamanho do pixel pela fatia da espessura de uma imagem, obtém-se o elemento tridimensional, o *voxel* (Figura 2.4). A dimensão de pixels de cada imagem bidimensional depende da resolução escolhida durante a opção de varredura para a obtenção do conjunto original de imagens tomografia computadorizada.

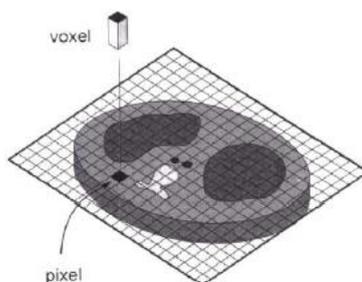


Figura 2.4: Imagem bidimensional da Tomografia Computadorizada (TC) corresponde a uma fatia tridimensional do corpo. Cada pixel na imagem TC corresponde a um *voxel* no paciente. O *voxel* tem

as duas dimensões do pixel no plano da imagem e a dimensão representa a espessura da fatia da varredura TC (Bushberg et al, 2002).

A partir das imagens tomográficas originais, novas imagens de todos os cortes podem ser construídas, onde vários contornos de órgãos podem ser reconhecidos, através das diferenças nos tons de cinza. Os novos valores tons de cinza, usados na construção de imagens segmentadas, não fornecem mais informação a respeito das densidades de cada *voxel*; ou seja, o órgão passa a ser visto de forma homogênea. A maioria dos órgãos não possui uma grande variação de densidade de um *voxel* para o outro, não ocasionando perda significativa de informação. Estes *voxels* quando totalmente reunidos constituem um modelo para a representação de corpo inteiro, que pode ser lido e importado para o código Monte Carlo para a simulação do transporte de radiação. Os modelos de referência *voxel* são, portanto, representações computacionais do Homem de Referência e da Mulher de Referência e podem ser usados, juntamente com os códigos para simular o transporte da radiação e deposição de energia.

Entre os novos modelos de *voxels* desenvolvidos merecem destaque os modelos antropomórficos, masculino e feminino, cuja altura e peso do corpo foram baseados em valores de referência para adultos (Zankl et al., 2005; Zankl et al., 2007). Tais modelos foram desenvolvidos a partir de imagens de tomografia computadorizada obtidas por scans de alta resolução e consistem em milhões de *voxels*, fornecendo uma representação tridimensional do corpo humano e da forma espacial de seus órgãos e estruturas. Aproximadamente 140 órgãos e tecidos foram definidos, incluindo os diferentes tecidos esqueléticos, cartilagem, músculo e os principais vasos sanguíneos. As massas de órgãos de ambos os modelos foram ajustados para aproximarem do homem e mulher adultos de referência da publicação 89 (ICRP, 2003) sem modificar a anatomia.

Os simuladores Rex e Regina (Schlattl et al., 2007) são exemplos de dois modelos tomográficos que foram aceitos como referência do adulto masculino e feminino, respectivamente, na ICRP-110 (ICRP, 2009) e serão utilizados neste trabalho. As seções a seguir foram retiradas da ICRP 110 e explicam o processo de elaboração dos simuladores masculino e feminino.

2.5.1.2 Dados tomográficos do simulador masculino

Um conjunto de imagens tomográficas de corpo inteiro de um indivíduo de 38 anos com altura 176 cm e massa abaixo de 70 quilogramas (homem de referência: 176 cm e 73 quilogramas) foram selecionados para a construção do simulador de referência masculino. O indivíduo, que sofreu de leucemia, não teve os sinais óbvios da doença aparecendo nas imagens. A pessoa encontrava-se na posição supina, com os braços paralelos ao lado do corpo. A série de dados consistiu em 220 fatias de 256 x 256 pixels. O tamanho original do voxel era 8 milímetros de altura com uma definição de 2,08 milímetros, resultando em um volume do voxel de 34,6 mm³

Para a segmentação da imagem, um equipamento dedicado ao processamento de imagens foi usado (Kontron Bildanalyse, MIPRON, Eching, Germany). As ferramentas do software usadas foram valores de limiar de cinza e operações morfológicas em imagens binárias. O resultado da segmentação era o simulador de *voxels* conhecido como 'Golem' (Zankl e Wittmann, 2001).

2.5.1.3 Dados tomográficos do simulador feminino

O simulador feminino de referência foi baseado em dados tomográficos de um indivíduo de 43 anos com 167 cm de altura e 59 kg de massa (mulher de referência: 163 cm e 60 kg), com uma resolução relativamente alta com o intuito de preparar a paciente para o procedimento de tratamento da leucemia. A série de dados consiste de 174 fatias de uma largura de 5 milímetros (cabeça e tronco) e de 43 fatias de uma largura de 20 milímetros (pés), cada um com os 256 x 256 pixels. Das imagens com fatias de 20 milímetros, fatias intermediárias de 5 milímetros de espessura foram obtidas por interpolação. A série de dados resultante consistiu em 346 fatias. O tamanho do *voxel* era de 5 milímetros na altura com uma definição de 1,875 milímetros, tendo por resultado um volume do *voxel* de 17,6 mm³. A paciente encontrava-se deitada sobre as mãos, e no momento da exposição, um ombro foi posicionado mais alto do que o outro. No total, 88 objetos foram segmentados dentro destes haviam 19 diferentes sítios para os ossos.

A segmentação desse simulador foi feita utilizando-se um software (Biomedical Image Resource, Analyze AVW, Rochester, MN, USA). As ferramentas de segmentação utilizadas foram valores de limiar de cinza, "region growing", e segmentação manual envolvendo as

funções "spline" de Bezier que podiam ser herdadas de fatia para fatia e ajustada para as bordas dos órgãos movendo seus pontos de controle. O simulador resultante é chamado de 'Laura' (Zankl et al., 2005)

2.5.2 Modificações das imagens segmentadas para criar os simuladores de referência

A fim de criar os simuladores de referência das duas séries de dados segmentadas individuais, as seguintes etapas foram seguidas: (1) ajuste da altura do corpo e da massa do esqueleto do modelo original aos valores de referência pelo "scaling" do *voxel*; (2) ajustes das massas dos órgãos aos valores de referência adicionando ou subtraindo o número requerido de *voxels* do órgão; e (3) ajustes da massa total aos valores de referência adicionando ou subtraindo um número apropriado dos *voxels* de tecido adiposo. As Figuras 2.5 e 2.6 são imagens dos simuladores geradas no programa moritz, a partir dos dados de entrada do MCNPX.

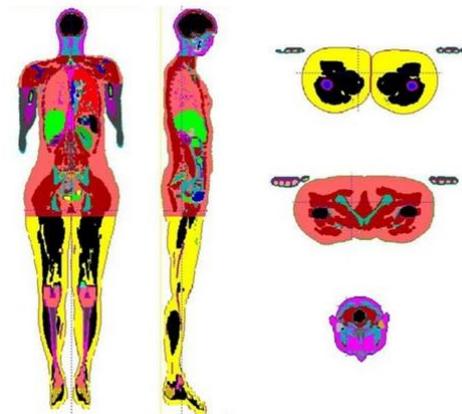


Figura 2.5: Imagem do simulador feminino (Regina) gerado no software Moritz

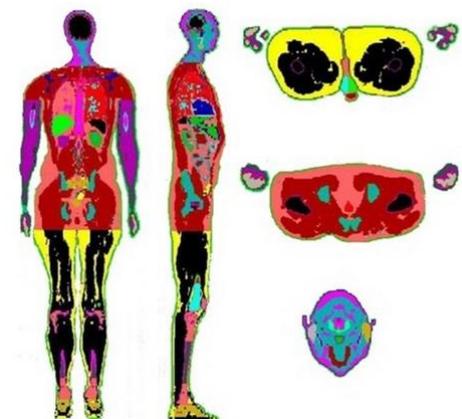


Figura 2.6: Imagem do simulador masculino (Rex) gerado no software Moritz

2.6 O Método de Monte Carlo

De uma forma bastante extensa, 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.

2.6.1 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} a 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV a 100 GeV e energias de elétrons entre 1 keV a 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 que a radiação irá interagir e a definição da geometria do detector desejado.

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

2.6.1.1 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 compõe 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 ou P ou H é o mnemônico que determina 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 2.3: “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 ²
F4:N,P,E,	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm ²
F5:N,P,	Fluxo em um detector pontual	partículas/cm ²
F6:N,P,E,	Dose 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.

2.6.1.2 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 10^6 “histórias” ou mais, dependendo somente da precisão que se deseja obter na resposta do problema. O número de “histórias” que será utilizado no problema deve ser definido nos dados de entrada.

Todos os 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”.

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

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 dois simuladores antropomórficos de *voxel* (masculino e feminino), com o objetivo de obter 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 geometria 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 dos simuladores antropomórficos de *voxel*.

3.2 Modelo antropomórfico e geometria de irradiação

Neste trabalho, as doses absorvidas médias em órgãos dos simuladores de *voxels* (Rex e Regina) foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com feixes planos sendo estes com: 54,3 cm de largura por 177,6 cm de altura para o Rex e 53,1 cm de largura por 168,4 cm de altura para a Regina. A direção do feixe de prótons monoenergéticos, na faixa de energia de 20 MeV a 10 GeV, coincide com o eixo Y do sistema de coordenadas e incide na direção Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA) dos simuladores. Essa geometria de irradiação é mostrada na Figura 3.1.

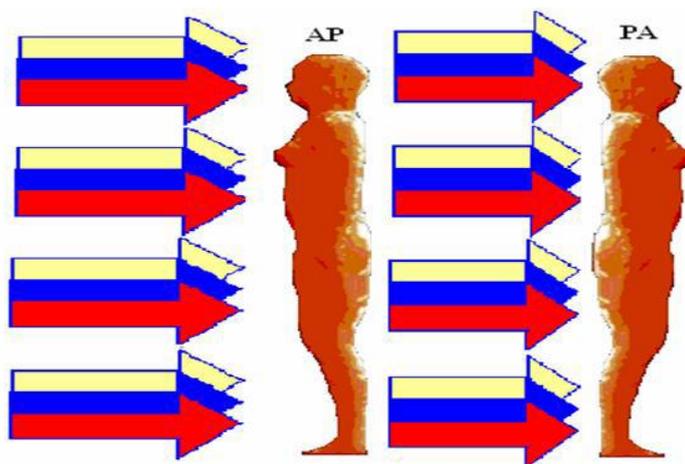


Figura 3.1: Geometrias de irradiação Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA).

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 2.3. Como exemplo o registro do comando F6 sendo aplicado nas células 97 e 99 que representam o pulmão (esquerdo e direito). Observa-se ainda que, o comando permite registrar a energia absorvida não só para os prótons, como também para os nêutrons e fótons gerados.

- Prótons:
 - f746:h ((97 99)<889) \$ Pulmões;
- Fótons:
 - f86:p ((97 99)<889) \$ Pulmões;
- Nêutrons:
 - f416:n ((97 99)<889) \$ Pulmões;
 -

3.4 Obtenção das energias depositadas nos órgãos

Os órgãos como estômago, bexiga, fígado, esôfago, tireoide e cérebro, são representados por células “individuais” no simulador, nas quais fornecem valores de energias depositadas nos órgãos quando o comando F6 é utilizado.

O colón é um órgão representado por seis células, cólon ascendente e cólon transversal (esquerdo e direito), cólon descendente, cólon sigmóide e reto, cujas energias depositadas nestes órgãos, são calculadas pela média aritmética dos valores obtidos. Assim como nos órgãos como mamas, ovários/testículos, pele, remanescentes e glândulas salivares que também são representados por mais de uma célula.

A superfície óssea e a medula foram calculadas a partir das doses depositadas nos ossos sendo multiplicadas por um "fator de massa" referente à proporção da massa do órgão desejado dentro do órgão em questão. Os fatores de massa foram definidos pela ICRP (ICRP 110, 2009), segundo a Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Massas da medula vermelha (RBM, ativa), medula amarela (YBM, inativa) e superfície óssea ou endóstio (*Endosteum*)

Osso	Massa (g)					
	Homem			Mulher		
	Medula Vermelha	Medula Amarela	Sup. Óssea*	Medula Vermelha	Medula Amarela	Sup. Óssea*
Úmero, secção superior	26,9	76,8	9,6	20,7	59,1	7,3
Úmero, secção inferior	0,0	73,0	11,5	0,0	55,0	8,5
Ulna e rádio	0,0	131,8	16,4	0,0	93,0	12,1
Punho e ossos da mão	0,0	83,7	12,5	0,0	47,5	7,1
Clavícula	9,4	18,1	2,5	7,2	13,9	1,9
Crânio	88,9	138,0	83,4	68,4	106,2	64,2
Fêmur, secção superior	78,4	223,8	44,2	60,3	172,1	34,2
Fêmur, secção inferior	0,0	344,0	48,5	0,0	169,3	24,0
Tíbia, fíbula e patela	0,0	516,2	92,4	0,0	469,9	84,5
Tornozelo e ossos do pé	0,0	304,6	42,2	0,0	176,2	24,4
Mandíbula	9,4	14,5	2,0	7,2	11,2	1,6
Quadril	205,2	211,5	51,7	157,5	162,3	39,7
Costelas	188,7	77,0	29,8	144,9	59,1	22,9
Escápula	32,8	50,9	9,8	25,2	39,1	7,6
Coluna cervical	45,6	18,6	11,5	35,1	14,3	8,8
Coluna torácica	188,7	77,0	26,9	144,9	59,1	20,6
Coluna lombar	143,9	58,7	23,4	110,7	45,1	18,0
Sacro	115,8	47,2	20,6	89,1	36,3	15,8
Esterno	36,3	14,8	5,5	27,9	11,4	4,3
Total	1170,00	2480,2	544,4	899,1	1800,1	407,5

* Bolch et al. (2007).

3.5 Transformação para obtenção da fluência em Gy.cm²

No código MCNP, quando usado o comando “tally” F6, calculam-se as doses depositadas nos órgãos, em MeV/grama. Para a obtenção da dose absorvida por unidade de fluência (D/Φ), os valores das energias depositadas devem ser multiplicados pelo fator de $3,204 \times 10^{-6}$ Gy.cm², 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 cm²) da fonte plana para obtenção de D/Φ em (Gy.cm²).

3.6 Cálculo da dose efetiva para prótons

Após obtenção das doses absorvidas nos órgãos e tecidos (em unidades de Gy.cm²), calcula-se a dose equivalente.

Para obter a dose equivalente por unidade de fluência (H/Φ) devido aos prótons, em Sv.cm², deve-se multiplicar o resultado calculado de D/Φ [Gy.cm²] 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/Φ foram obtidos utilizando os fatores de ponderação w_r publicados na ICRP 103, apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.2: Fatores de peso da radiação, w_r .

Tipo ou intervalo de energia	w_r (ICRP 103)
Fótons	1
Elétrons	1
Prótons	2
Nêutrons	Varia em função da energia

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

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

Os fatores de ponderação w_t publicados na ICRP 103 estão apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.3: Fatores de peso para órgãos e tecidos, w_t

Tecido ou órgão T	w_t (ICRP 103)
Gônadas	0,08
Medula Óssea (vermel)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireóide	0,04
Pele	0,01
Superfície Óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Remanescentes*	0,12

*Obs.: Os órgãos remanescentes são constituídos pela: vesícula biliar, coração, rins, intestino delgado, linfonodos, mucosa oral, tecido muscular, pâncreas, baço, timo, próstata (♂) / útero(♀) e tecidos extratorácicos.

Os valores de $E/\Phi [Sv.cm^2]$ 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.

Os procedimentos para o cálculo da dose efetiva por fótons segue o mesmo procedimento para o cálculo de prótons, sendo necessário apenas mudar os valores de w_T .

3.7 Cálculo da Dose Efetiva para Nêutrons

Quando se analisam as doses absorvidas devido aos nêutrons, verifica-se que para uma mesma energia de nêutron incidente, têm-se valores de doses absorvidas devido a nêutrons desde uma energia mínima (aproximadamente zero) até a energia do nêutron originado pela fonte. Lembrando que o valor de w_r para nêutrons é uma função variável, que depende da energia do nêutron que incidiu sobre um determinado volume, não se pode, simplesmente, usar o valor de w_r para a energia do nêutron proveniente da fonte. Portanto, para um cálculo mais preciso, utilizou-se no presente estudo o comando DE/DF do código MCNPX que separa a dose absorvida por intervalos de energia do nêutron, desde zero até o valor de energia do nêutron incidente.

Este comando permite correlacionar os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse, como por exemplo, fatores de conversão de fluência para dose (Pelowitz, 2005), através da introdução de um multiplicador dependente da energia. O termo DF corresponde a uma função resposta do fator peso da radiação, w_r , específico para energias DE da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação (fluência) é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente. Valores de energias ausentes na faixa de energia definida no comando DE/DF são interpolados entre qualquer um dos valores maiores ou menores de energia contidos nas respectivas sequencias. Por definição o MCNPX utiliza uma interpolação log-log entre os valores de DE e DF, porém interpolações linear-linear, log-linear, linear-log também podem ser feitas. Assim, cada dose absorvida obtida para cada intervalo de energia é multiplicada pelo w_r correspondente. Ao fim, somando todas as doses separadas por intervalo, já ponderadas por seus respectivos fatores, obtém-se a dose equivalente para a faixa de energia em questão. Na Tabela 3.4 é mostrado um exemplo da utilização dos comandos DE/DF para nêutrons incidentes de 1 MeV de energia. O fracionamento do intervalo de energia se inicia em 10^{-3} MeV, pois para valores menores w_r é constante como foi visto na Figura 2.3. O número de subintervalos entre 10^{-3} e 1 MeV foi escolhido com base no quanto o fator w_r varia dentro do intervalo. Os resultados de H/Φ foram obtidos utilizando os fatores de ponderação publicados na ICRP 103. Por fim, para o cálculo da dose efetiva, os valores de doses equivalentes por fluência para nêutrons, fótons e prótons devem ser multiplicados pelo fator de peso do tecido, w_t .

Tabela 3.4: Fatores de peso w_r utilizando os comandos DE/DF

DE/DF	
Faixa de energia (MeV)	W _r (ICRP 103)
1,00E-03	2,50E+00
2,00E-03	2,53E+00
3,00E-03	2,57E+00
4,00E-03	2,61E+00
5,00E-03	2,67E+00
6,00E-03	2,73E+00
7,00E-03	2,80E+00
8,00E-03	2,87E+00
9,00E-03	2,95E+00
1,00E-02	3,03E+00
2,00E-02	3,92E+00
3,00E-02	4,84E+00
4,00E-02	5,74E+00
5,00E-02	6,58E+00
6,00E-02	7,37E+00
7,00E-02	8,10E+00
8,00E-02	8,79E+00
9,00E-02	9,42E+00
1,00E-01	1,00E+01
2,00E-01	1,43E+01
3,00E-01	1,68E+01
4,00E-01	1,83E+01
5,00E-01	1,93E+01
6,00E-01	1,99E+01
7,00E-01	2,03E+01
8,00E-01	2,05E+01
9,00E-01	2,07E+01
1,00E+00	2,07E+01

3.8 Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, denotado R , é definido ser um desvio padrão estimado da média $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando

próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a 1σ de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa $\bar{x}(1 \pm R)$. Para um "tally" bem comportado, o erro relativo R será proporcional a $1/N^{1/2}$,

onde N é o número de histórias. Desta forma, reduzindo R a metade, o número de histórias deve aumentar 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 3.5 (Pelowitz, 2005).

Tabela 3.5: 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 Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos coeficientes de conversão para dose absorvida em órgãos e dose efetiva, para feixes monoenergéticos de prótons com energias entre 20 MeV e 10 GeV, para as geometrias de irradiações AP e PA em dois simuladores antropomórficos de *voxels*: REX (simulador masculino) e REGINA (simulador feminino).

Para facilitar a discussão dos dados este capítulo será dividido em três partes: primeiramente serão apresentados e discutidos os dados de dose absorvida por unidade de fluência (D/Φ), coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva (E/Φ) e a contribuição individual de cada órgão para a dose efetiva para o simulador REGINA; Na segunda parte serão abordados os mesmos dados para o simulador REX; Por último, a dose efetiva calculada a partir dos dados obtidos com as simulações dos dois simuladores serão comparados com outros valores existentes na literatura e entre si.

4.1 Resultados Regina

As Figuras 4.1 a 4.28, são as representações gráficas comparativas da dose absorvida em cada tecido para as duas incidências (AP e PA) em pGy.cm^2 em função da energia dos prótons incidentes, obtidas pelo código MCNPX utilizando o simulador de *voxels* REGINA.

O comportamento desses gráficos é similar para a maior parte dos órgãos, onde podem ser observados máximos entre as energias de 100 MeV e 200 MeV. Este efeito ocorre devido a uma propriedade da deposição de energia dos prótons, denominada pico de Bragg, causando uma maior quantidade de energia sendo depositada nos órgãos do simulador. Após esse pico é possível notar a formação de um patamar (entre as energias de 500 MeV a 10 GeV), pois a probabilidade de interação destes prótons com os órgãos diminui e uma grande parte atravessa o simulador sem interagir com os elementos constituintes dos órgãos.

Na maior parte dos casos a dose depositada na incidência AP é maior do que na incidência PA. Em alguns órgãos como: esôfago, cérebro, pulmões, glândulas salivares, ovários, superfície óssea e tecido muscular, é possível observar que os valores de dose absorvida em AP são muito semelhantes aos valores obtidos em PA. Existem órgãos que são localizados mais próximos à seção posterior do corpo e, por isso, apresentam um valor maior de dose absorvida para a incidência PA, tais órgãos são as adrenais, os rins e o baço. Esses efeitos se dão, principalmente, devido ao posicionamento dos órgãos no corpo humano.

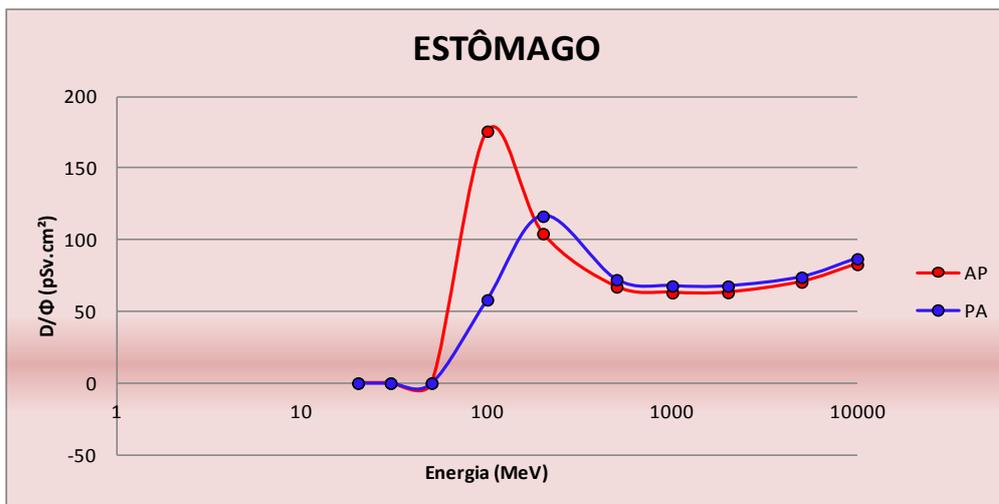


Figura 4.1: Dose absorvida no estômago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

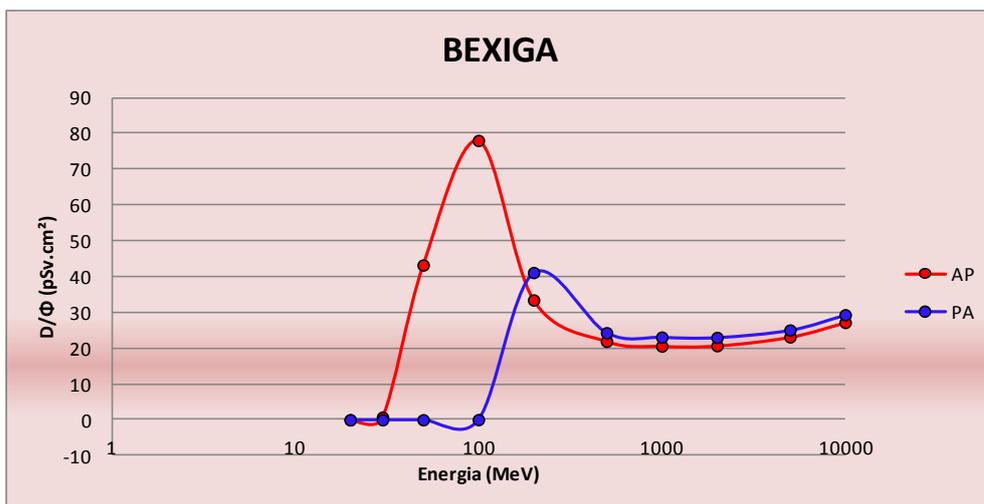


Figura 4.2: Dose absorvida na bexiga por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

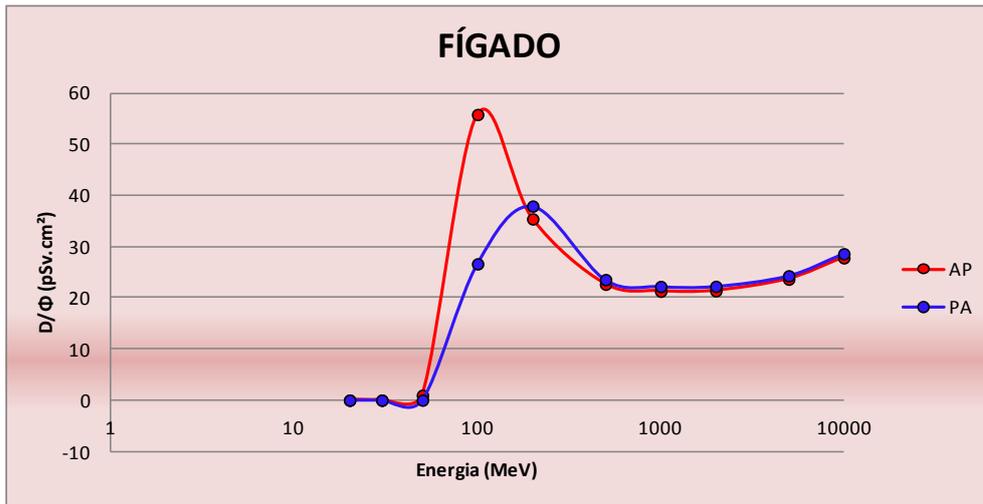


Figura 4.3: Dose absorvida no fígado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

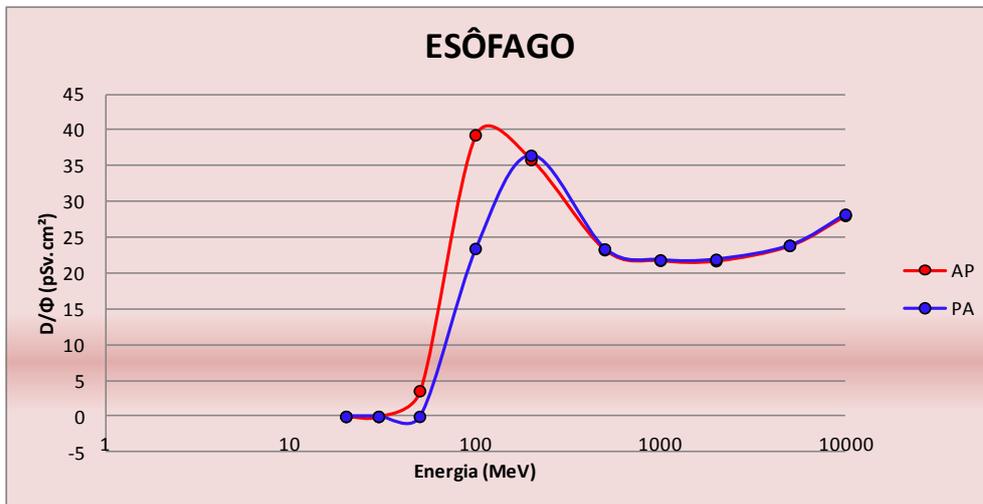


Figura 4.4: Dose absorvida no esôfago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

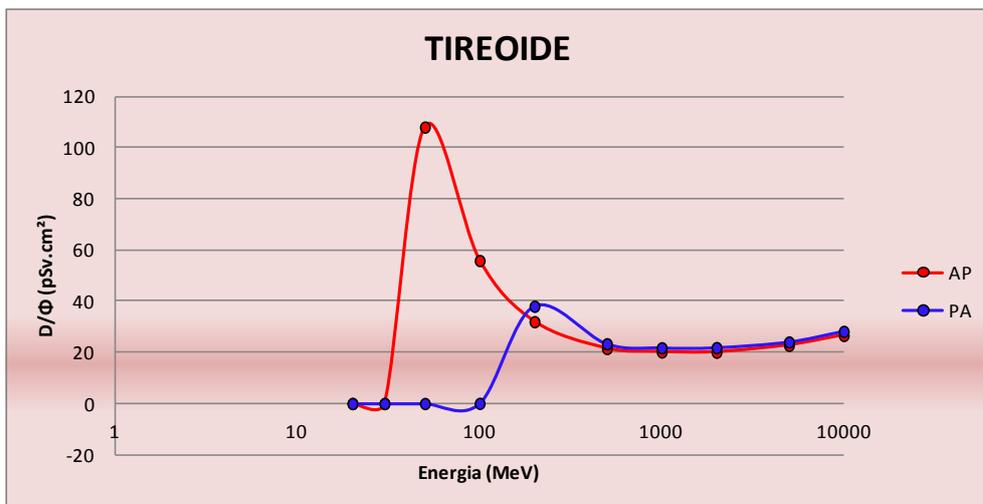


Figura 4.5: Dose absorvida na tireoide por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

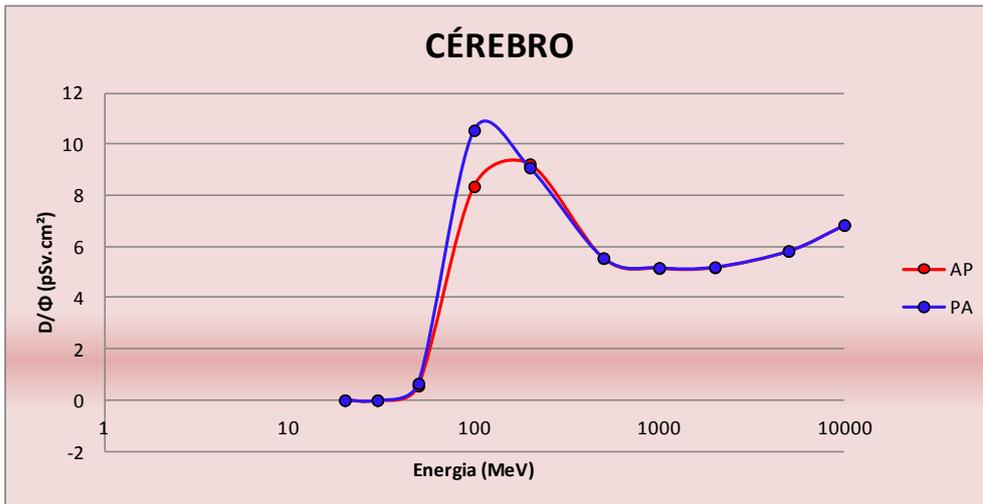


Figura 4.6: Dose absorvida no cérebro por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

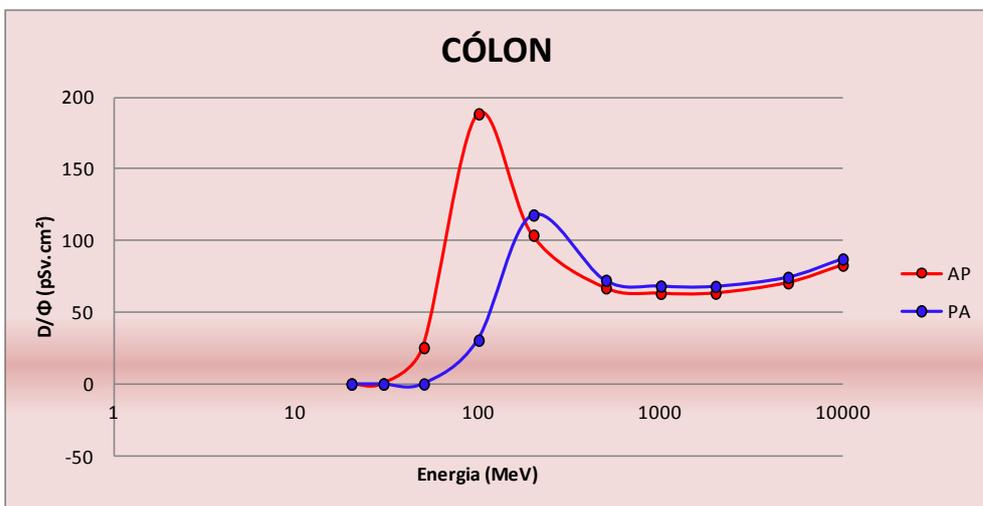


Figura 4.7: Dose absorvida no cólon por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

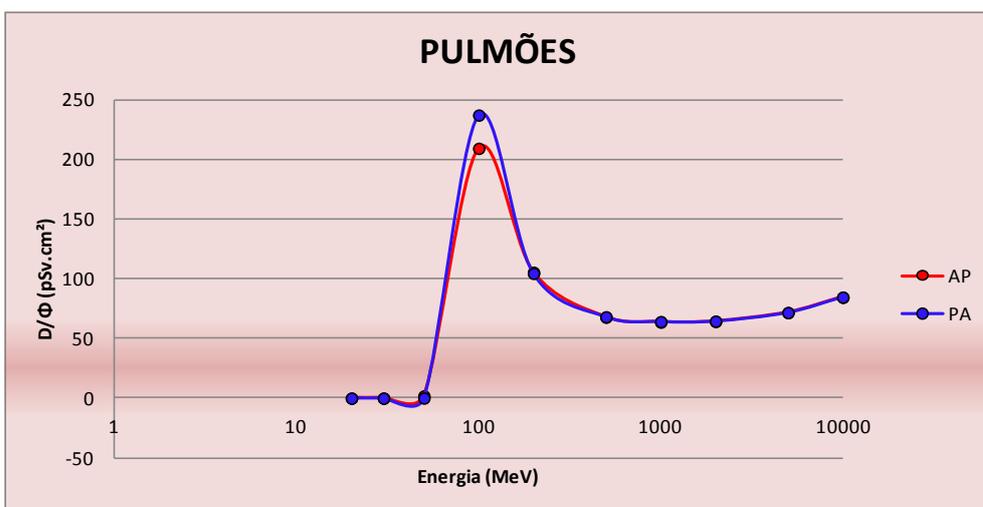


Figura 4.8: Dose absorvida nos pulmões por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

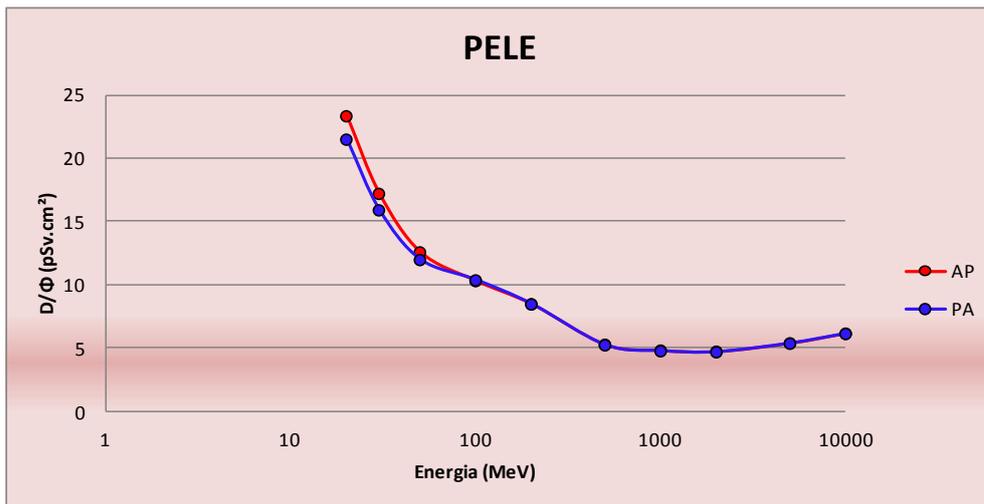


Figura 4.9: Dose absorvida na pele por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

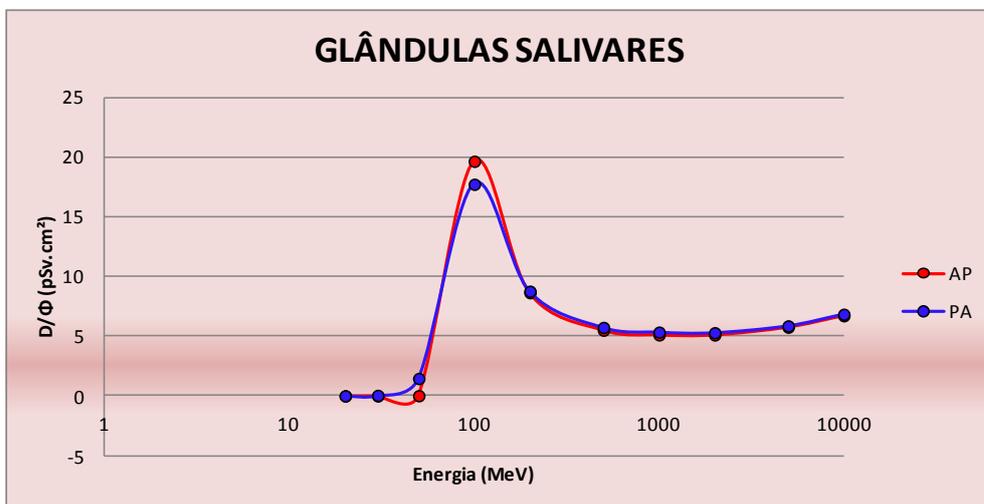


Figura 4.10: Dose absorvida nas glândulas salivares por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

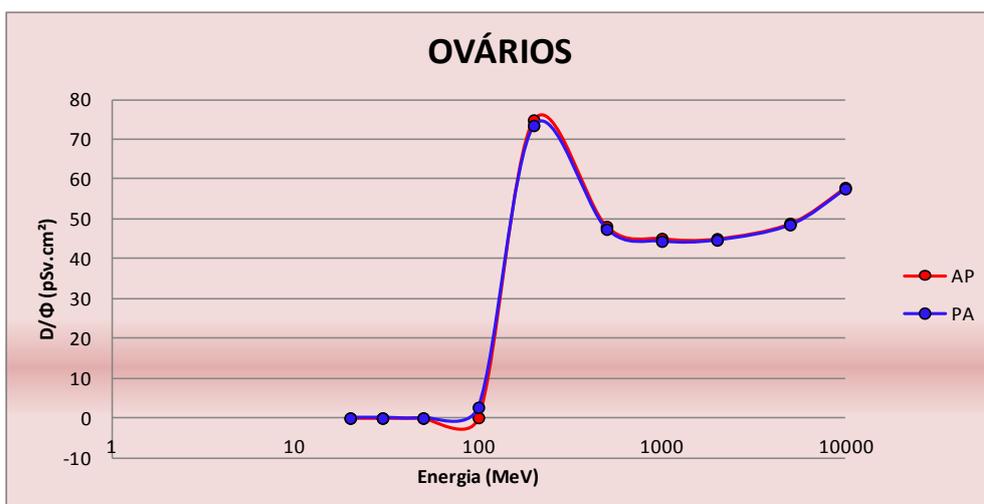


Figura 4.11: Dose absorvida nos ovários por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

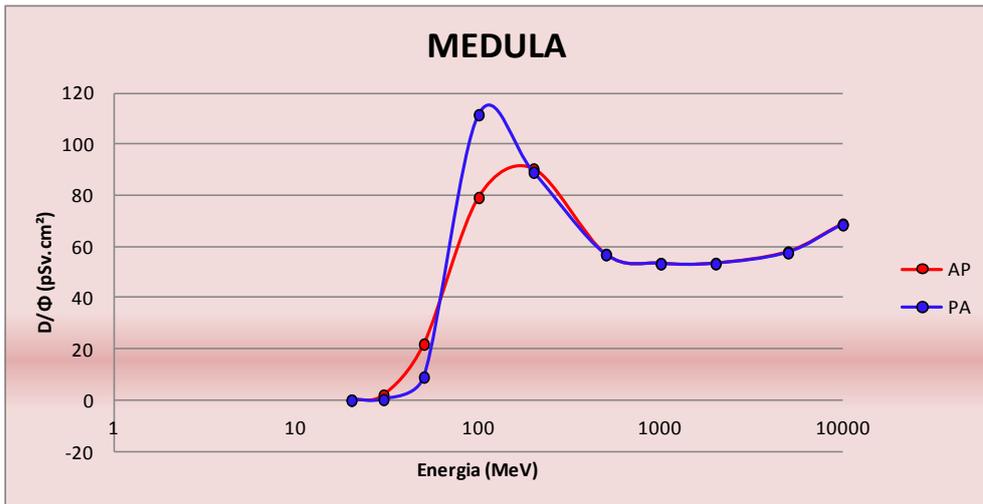


Figura 4.12: Dose absorvida na medula por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

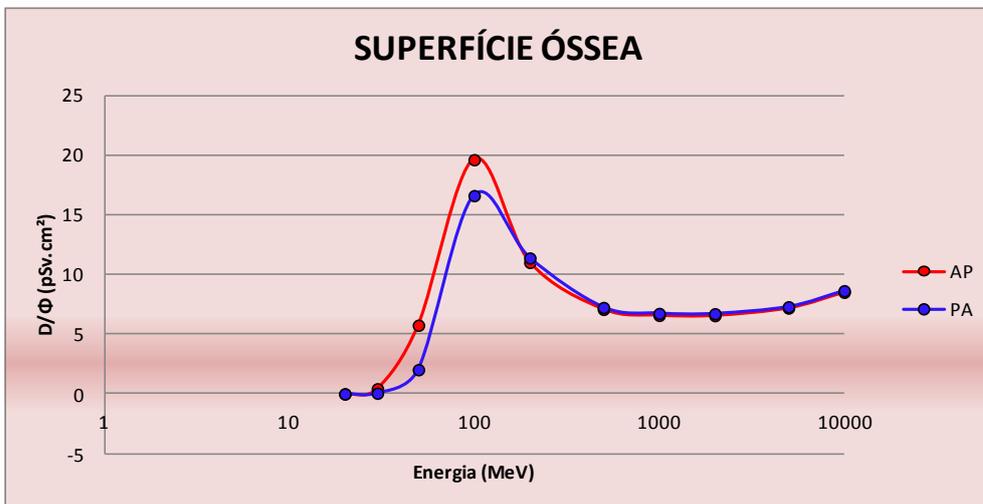


Figura 4.13: Dose absorvida na superfície óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

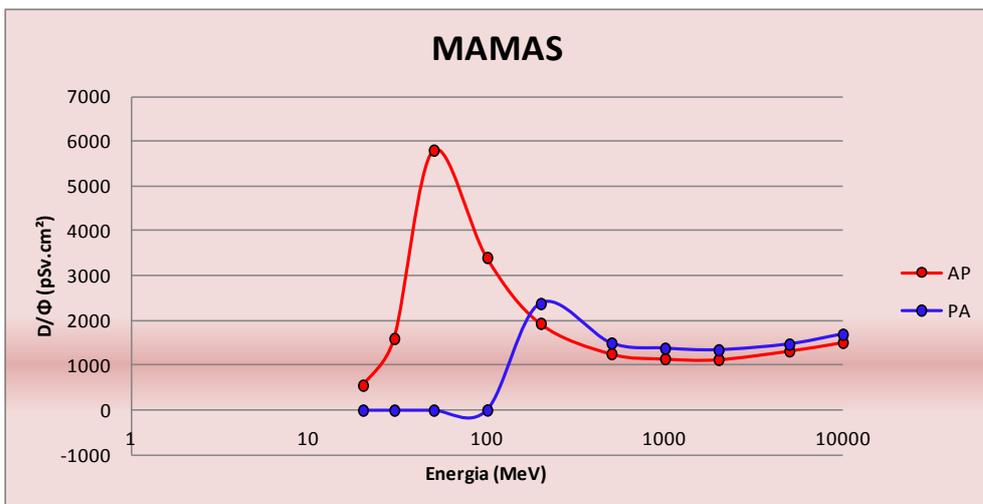


Figura 4.14: Dose absorvida nas mamas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

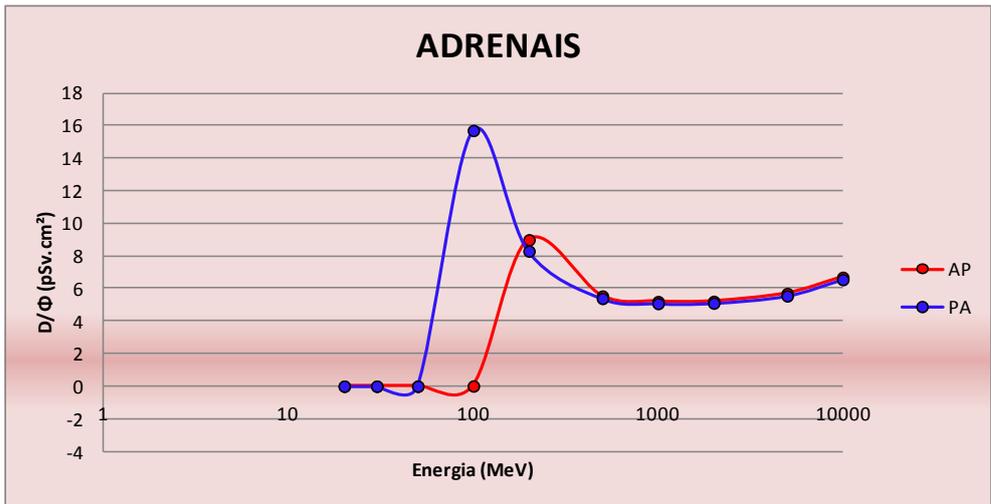


Figura 4.15: Dose absorvida nas adrenais por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

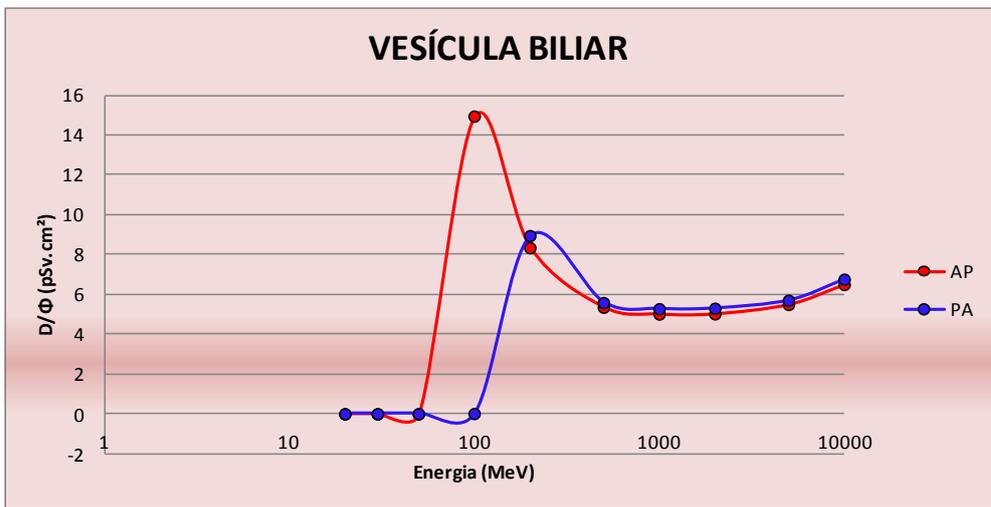


Figura 4.16: Dose absorvida na vesícula biliar por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

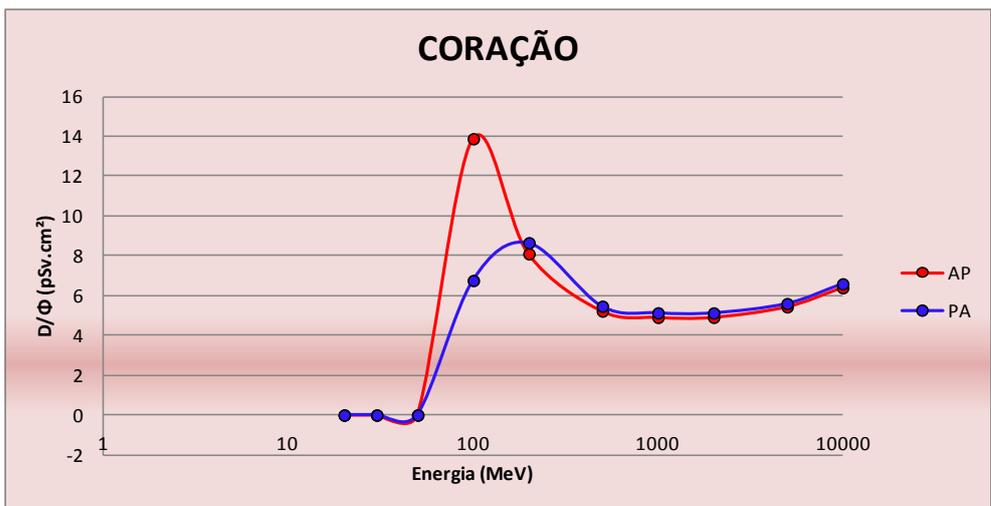


Figura 4.17: Dose absorvida no coração por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

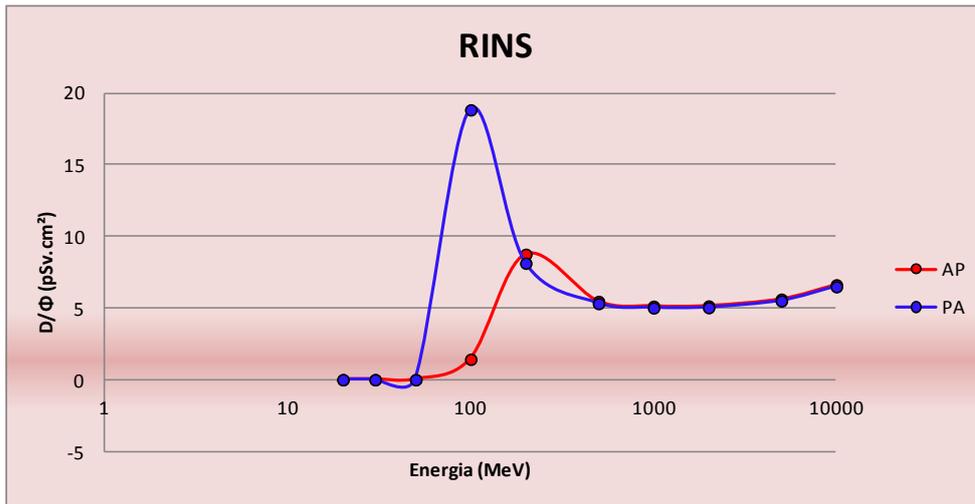


Figura 4.18: Dose absorvida nos rins por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

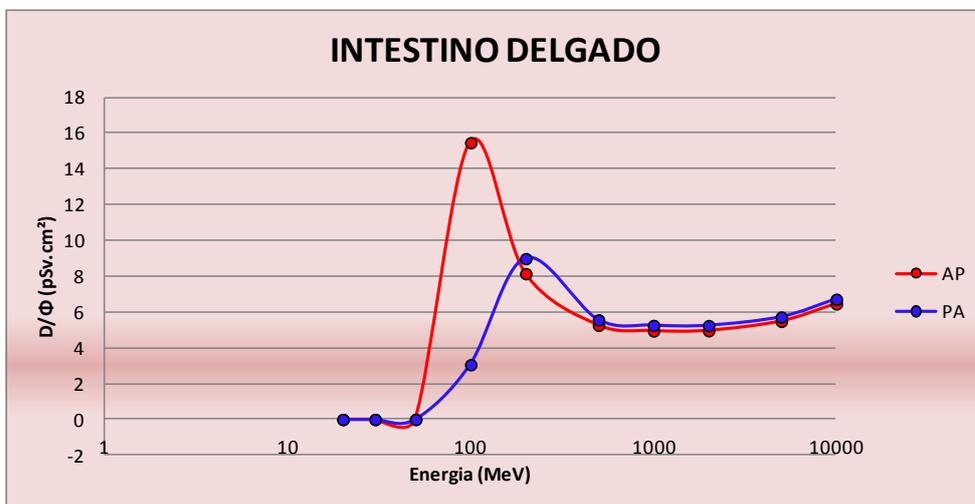


Figura 4.19: Dose absorvida no intestino delgado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

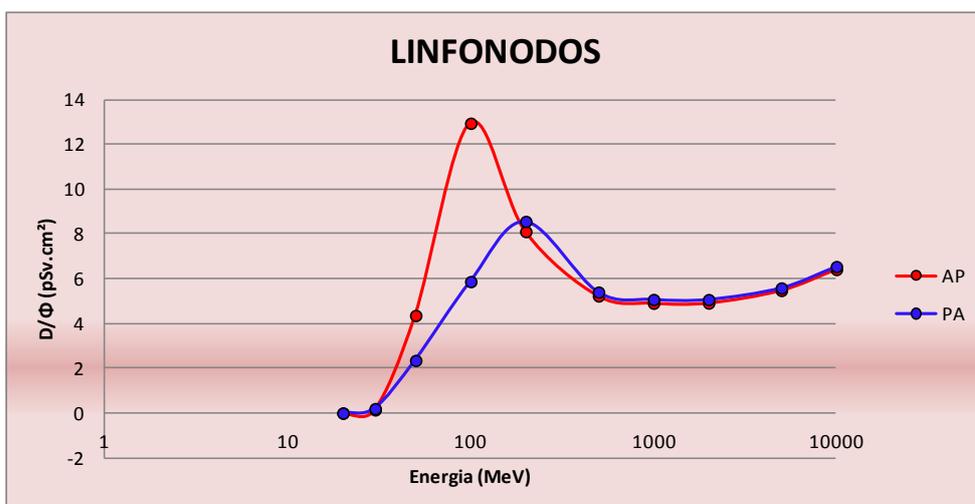


Figura 4.20: Dose absorvida nos linfonodos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

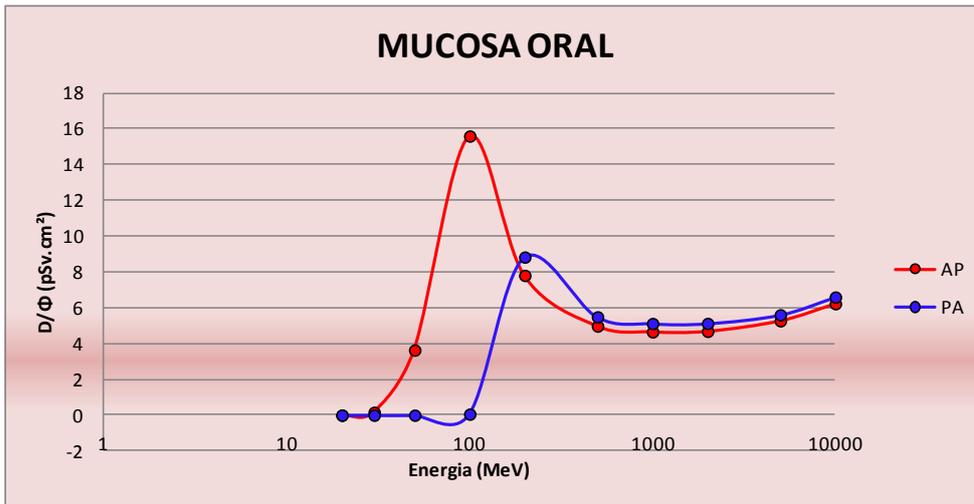


Figura 4.21: Dose absorvida na mucosa oral por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

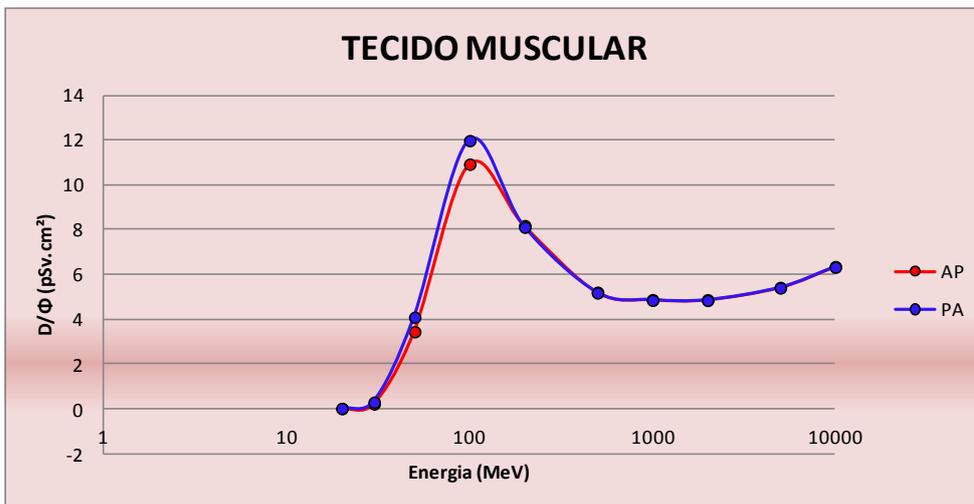


Figura 4.22: Dose absorvida no tecido muscular por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

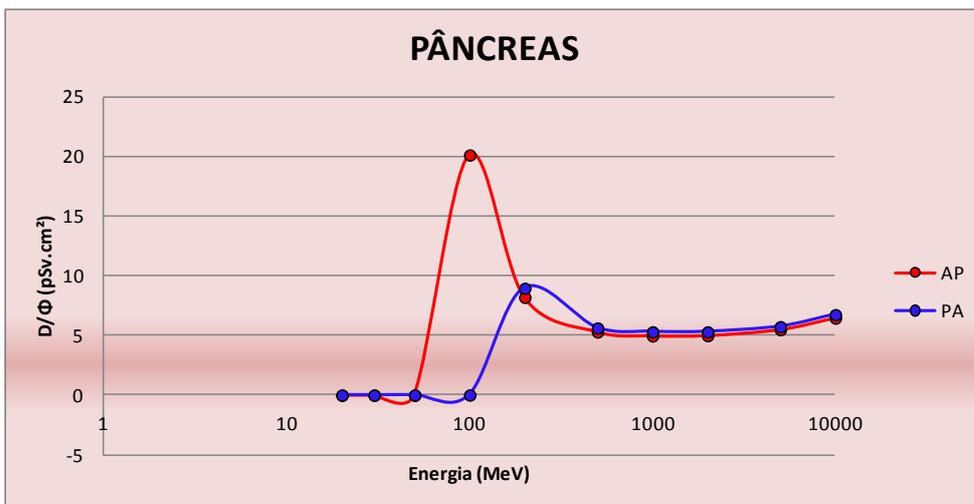


Figura 4.23: Dose absorvida no pâncreas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

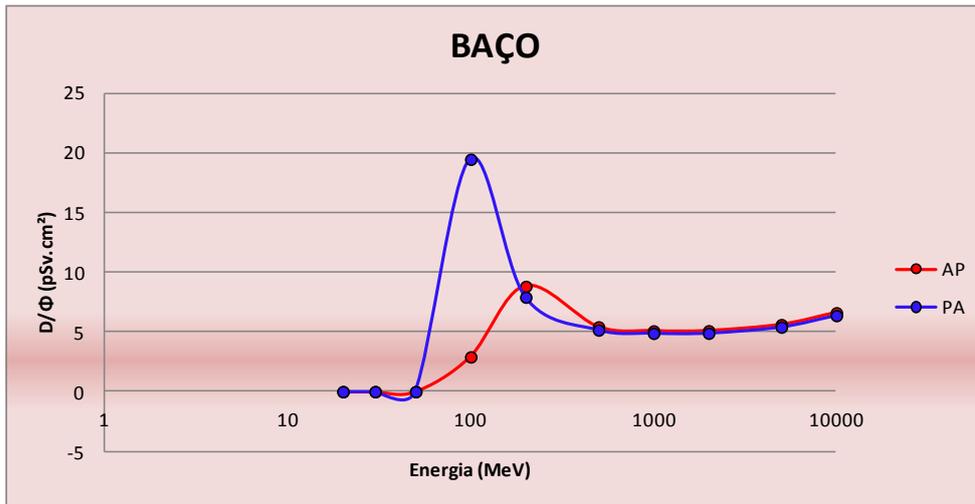


Figura 4.24: Dose absorvida no baço por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

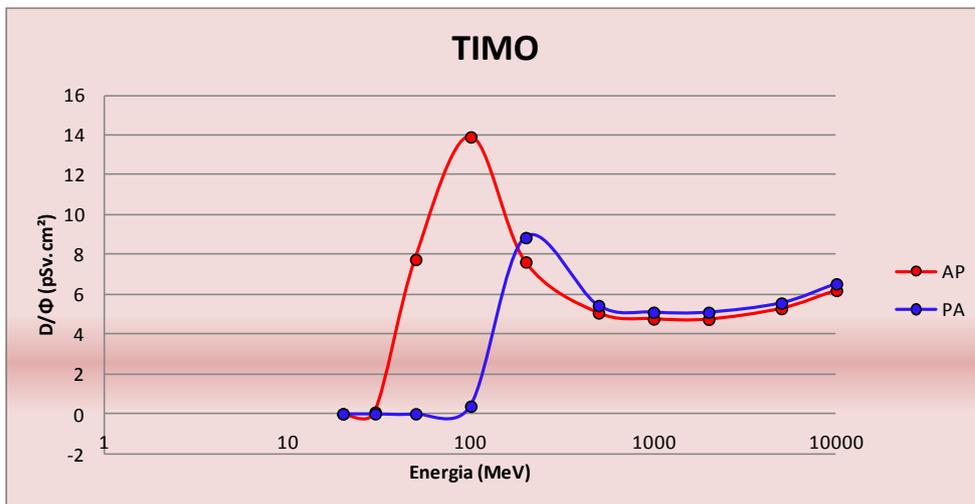


Figura 4.25: Dose absorvida no timo por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

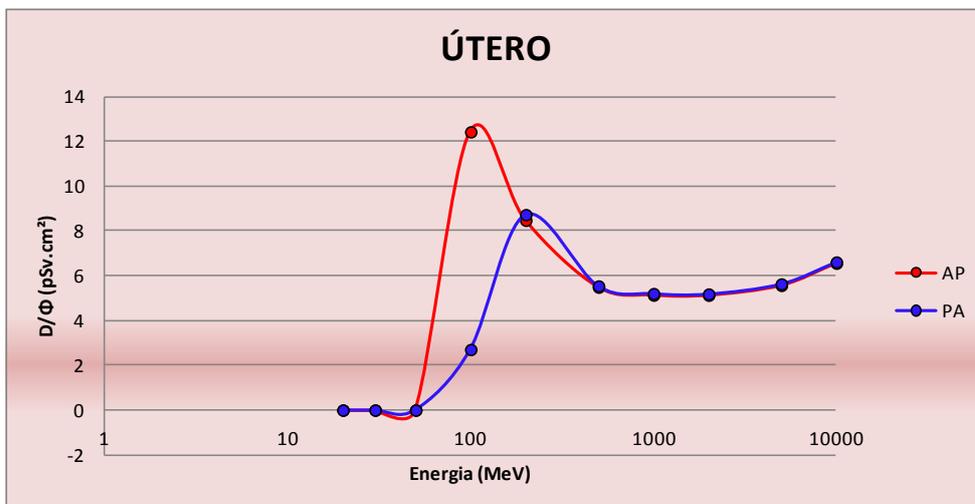


Figura 4.26: Dose absorvida no útero por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

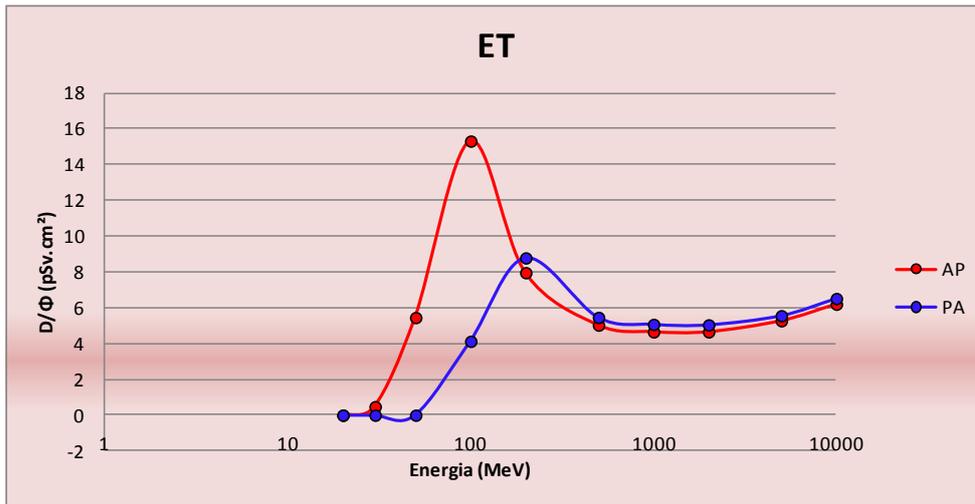


Figura 4.27: Dose absorvida nos tecidos extratorácicos (ET) por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

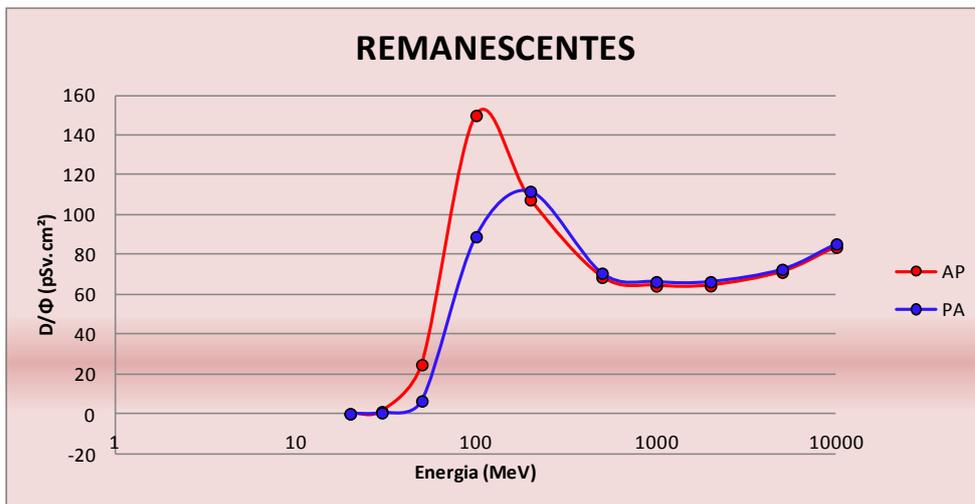


Figura 4.28: Dose absorvida nos “órgãos remanescentes” por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA

As Figuras 4.29 a 4.34, mostram as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva (pSv), para as geometrias: (a) PA; e (b) AP; para prótons de 20, 30, 50, 100, 200 MeV e 10 GeV. Os gráficos são expressos em porcentagem da contribuição dos órgãos, usados no cálculo dose efetiva, para as geometrias PA (a) e AP (b). Foram removidos desses gráficos os tecidos com contribuição menor que 1%, para facilitar a visualização dos dados.

Para energias de até 200 MeV, é possível detectar diferenças significativas nas contribuições de cada órgão para o cálculo da dose efetiva, nas diferentes incidências. A partir deste ponto até as energias de 10 GeV as contribuições atingem um patamar muito próximo com diferenças muito pequenas entre si. É importante salientar que, a partir da análise dos gráficos, as mamas tem uma contribuição significativa para a dose efetiva calculada.

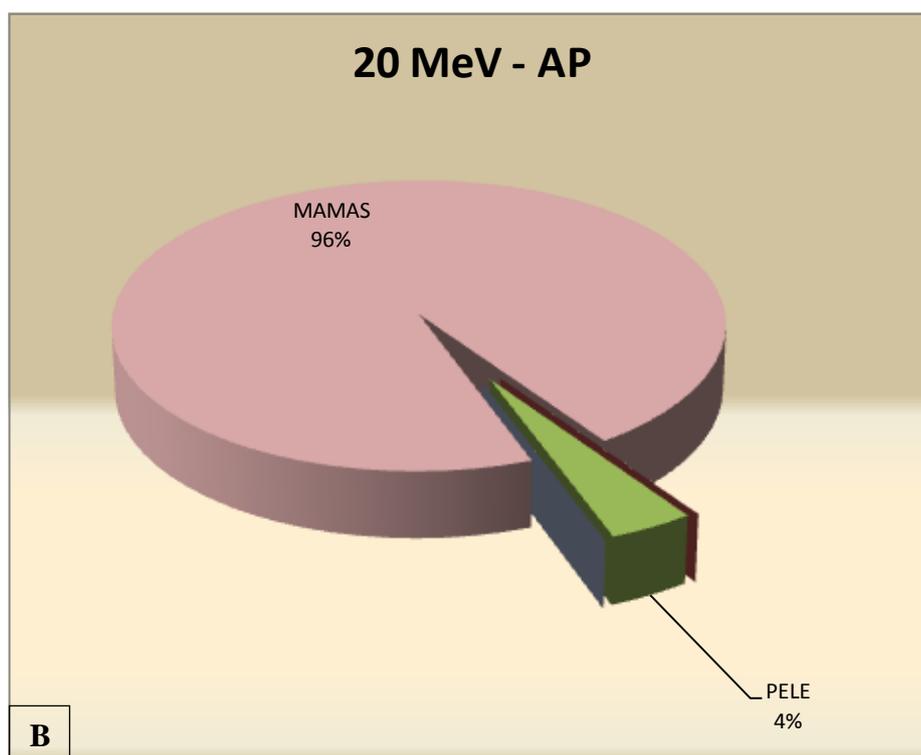
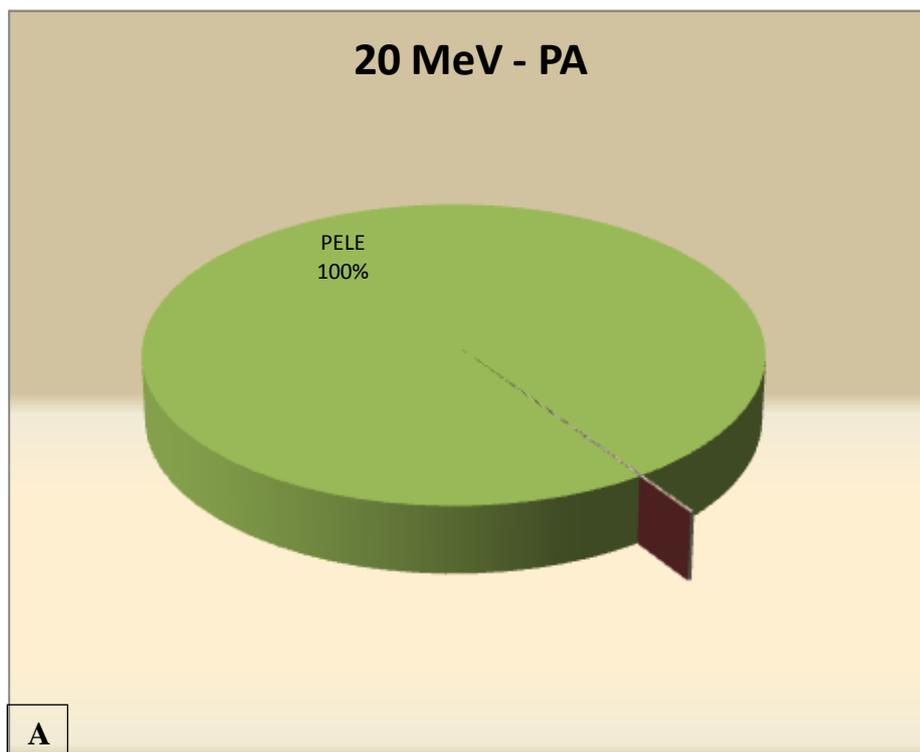


Figura 4.29: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 20 MeV.

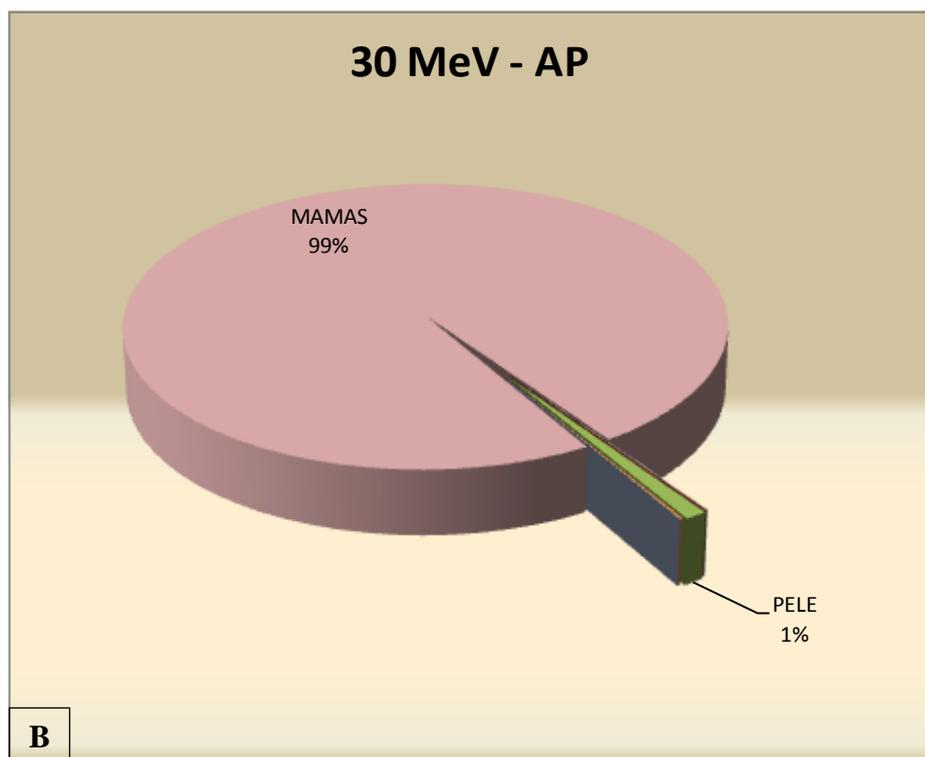
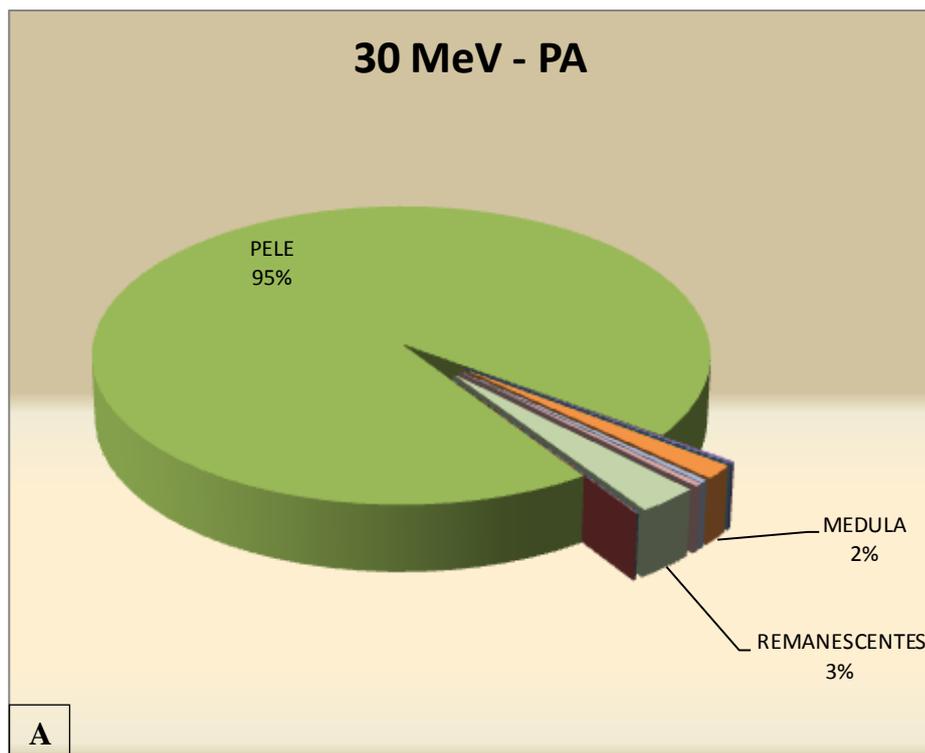


Figura 4.30: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 30 MeV.

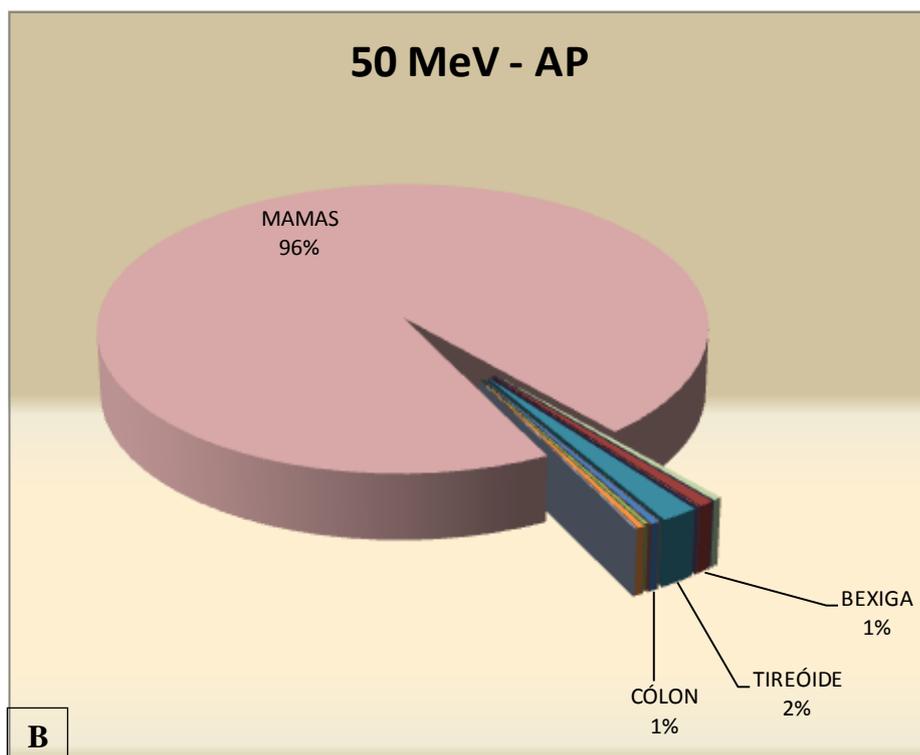
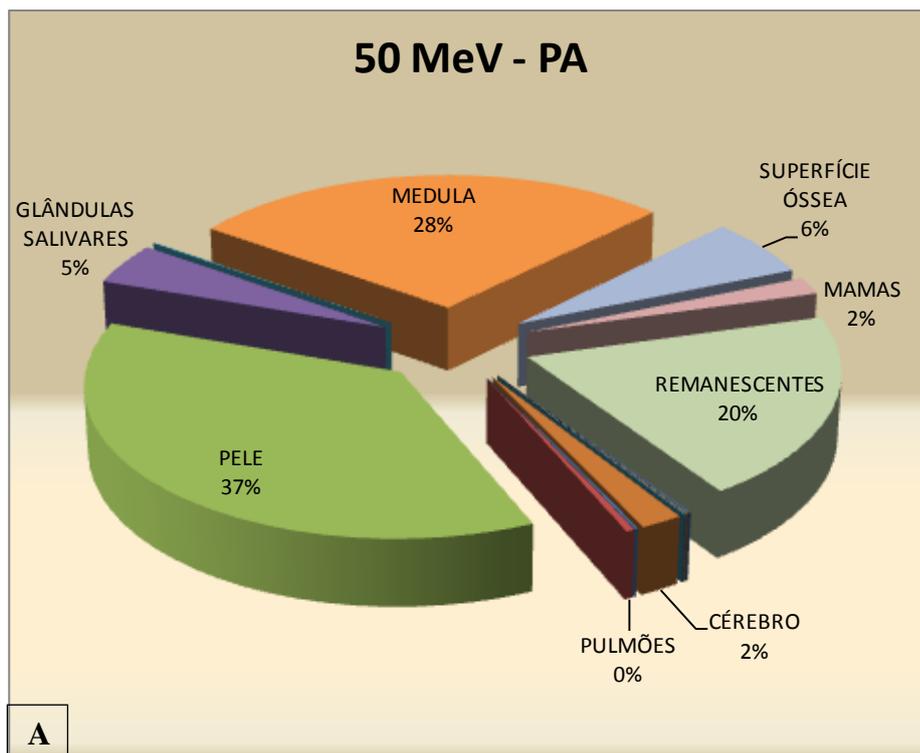


Figura 4.31: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 50 MeV.

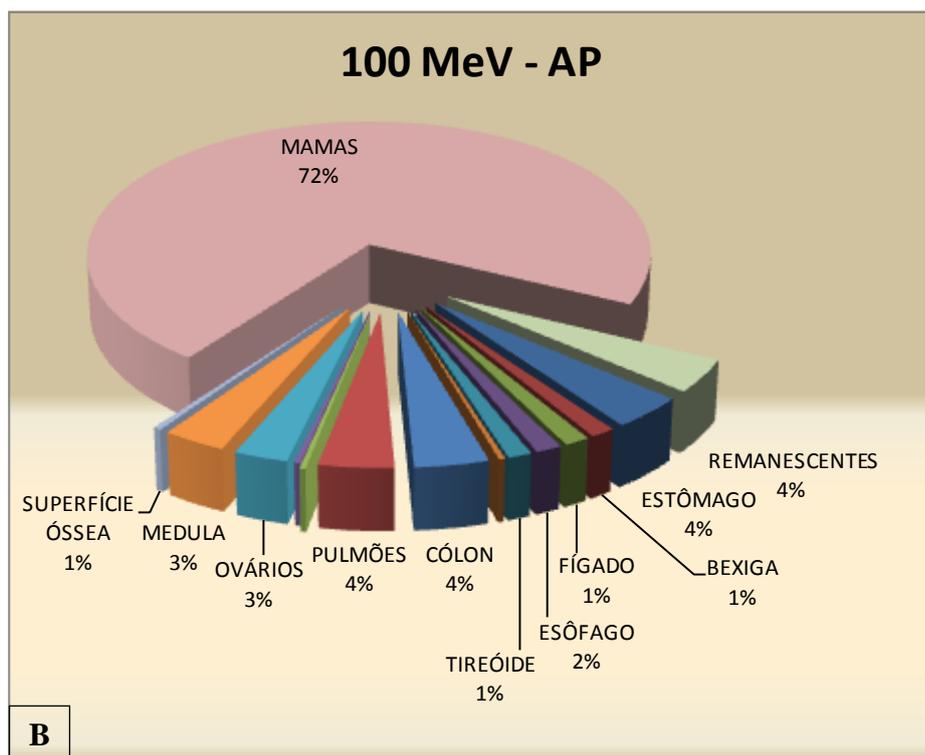
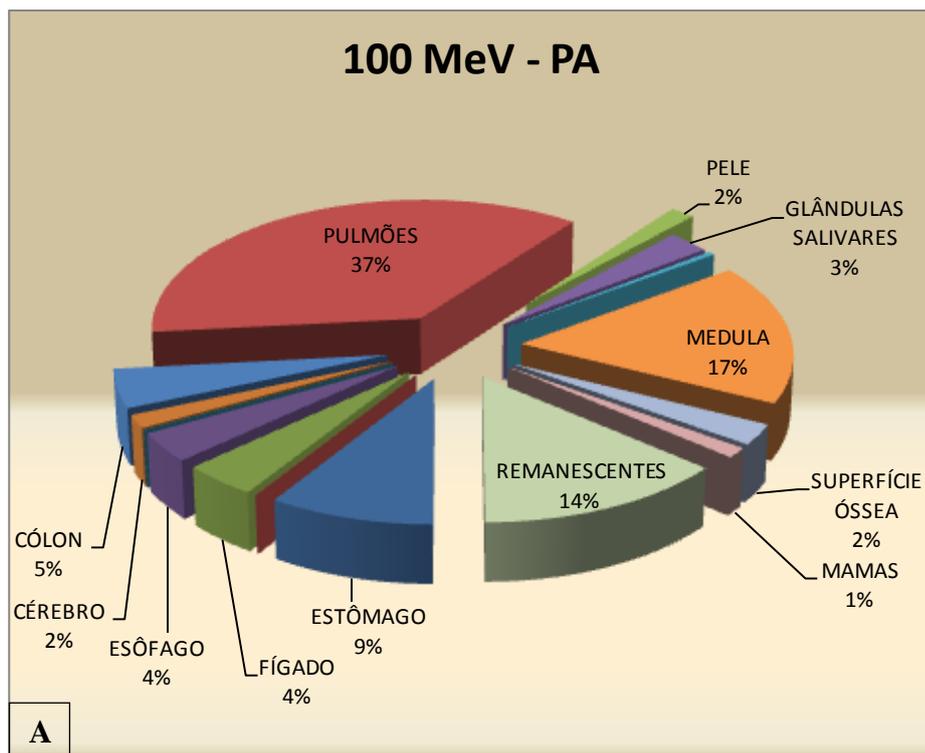


Figura 4.32: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 100 MeV.

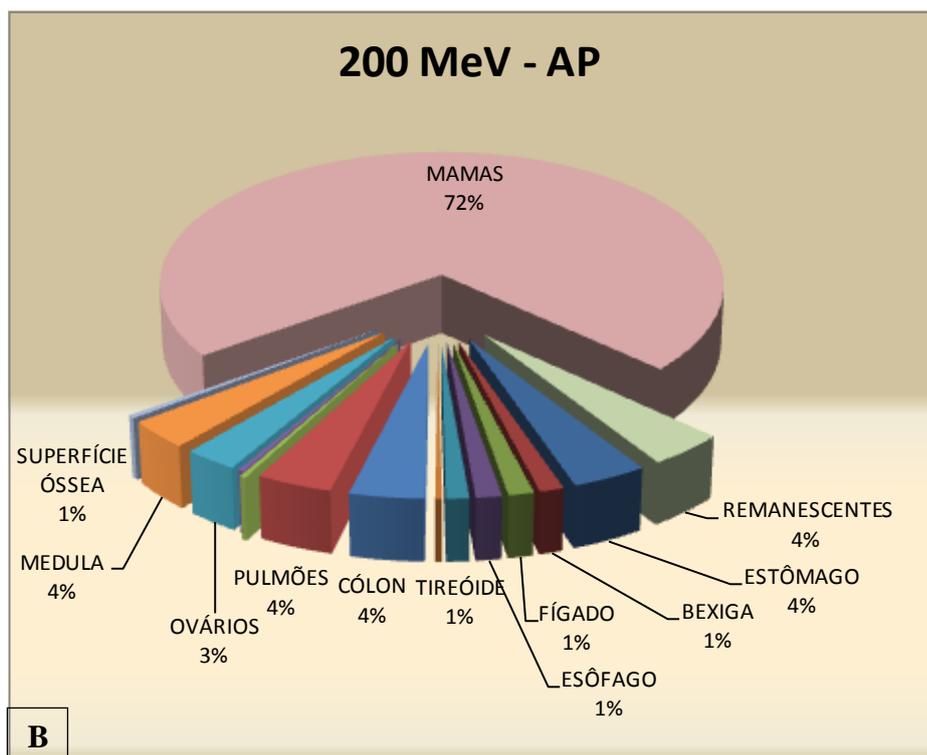
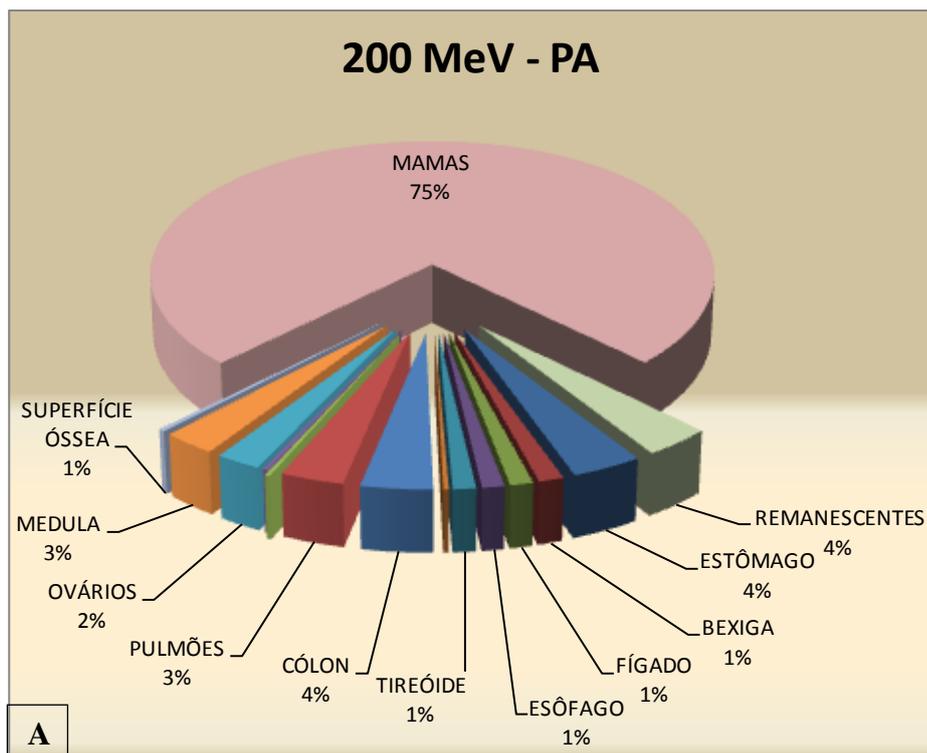


Figura 4.33: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 200MeV.

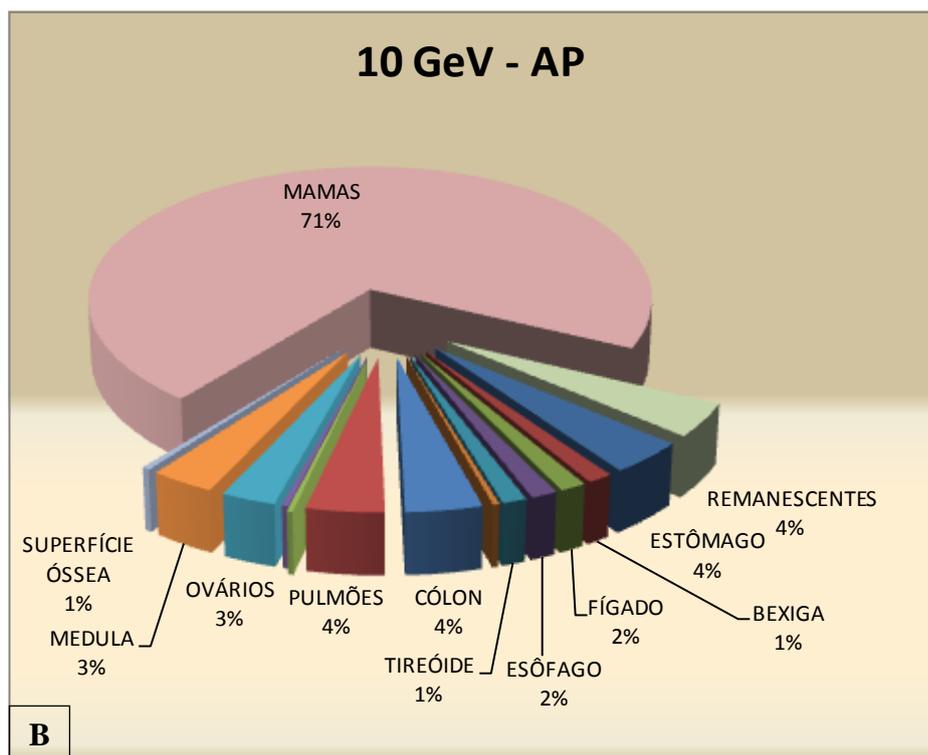
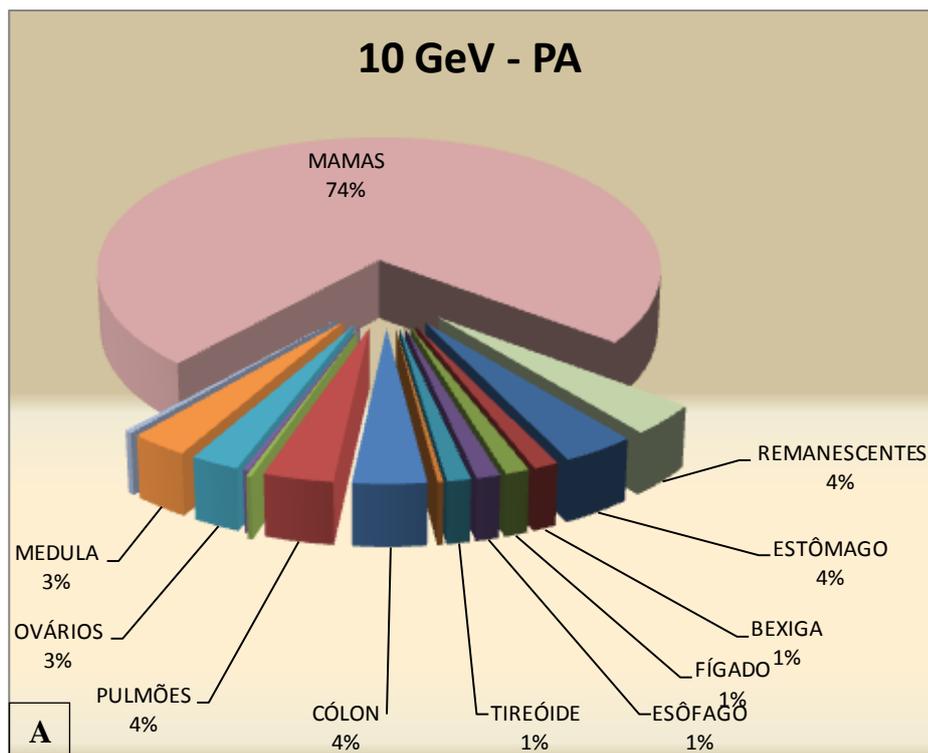


Figura 4.34: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 10 GeV.

As Figuras 4.35 e 4.36, mostram os valores dos coeficientes de conversão E/Φ (pSv/cm^2), para as duas incidências (AP e PA) do simulador de *voxels* Regina. Estes valores foram divididos considerando-se apenas a contribuição dos prótons e considerando a contribuição dos prótons, dos nêutrons e fótons provenientes das radiações secundárias (PNF).

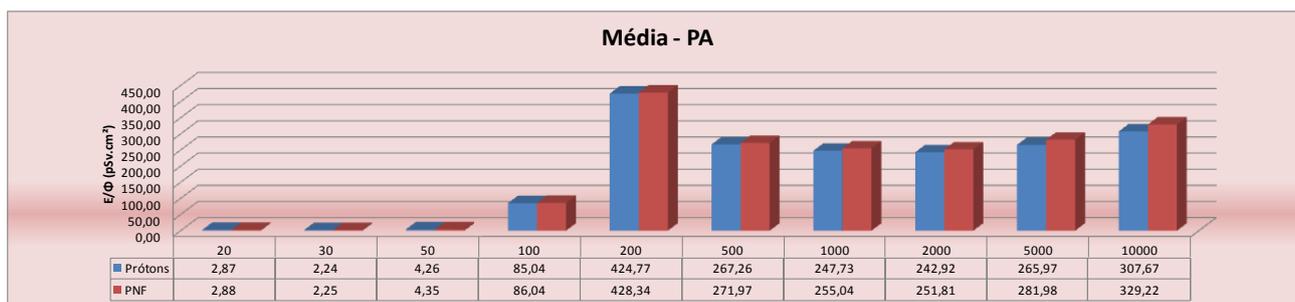


Figura 4.35: Coeficientes de conversão, em $\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$, para o simulador Regina com na incidência PA, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).

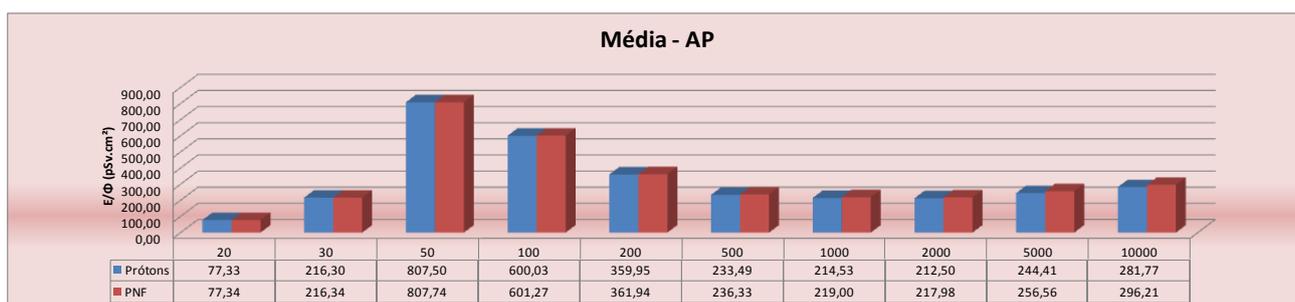


Figura 4.36: Coeficientes de conversão, em $\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$, para o simulador Regina com na incidência AP, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).

A partir da análise das Tabelas 4.1 e 4.2 é possível notar que, para baixas energias as contribuições das radiações secundárias são desprezíveis, mas este efeito se torna mais notável quando consideramos energias maiores (5 e 10 GeV). Levando isso em consideração, foi decidido usar os dados obtidos com os prótons mais as radiações secundárias (PNF) nas comparações que seguem.

Tabela 4.1: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência PA do simulador Regina.

Energia (MeV)	E/ Φ – PNF (pSv.cm ²)	E/ Φ – Prótons (pSv.cm ²)	Diferença Relativa(PNF/Prótons)
20	2,88	2,87	0,11%
30	2,25	2,24	0,48%
50	4,35	4,26	2,03%
100	86,04	85,04	1,17%
200	428,34	424,77	0,83%
500	271,97	267,26	1,73%
1000	255,04	247,73	2,86%
2000	251,81	242,92	3,53%
5000	281,98	265,97	5,68%
10000	329,22	307,67	6,55%

Tabela 4.2: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Regina.

Energia (MeV)	E/ Φ – PNF (pSv.cm ²)	E/ Φ – Prótons (pSv.cm ²)	Diferença Relativa(PNF/Prótons)
20	77,34	77,33	0,02%
30	216,34	216,30	0,02%
50	807,74	807,50	0,03%
100	601,27	600,03	0,21%
200	361,94	359,95	0,55%
500	236,33	233,49	1,20%
1000	219,00	214,53	2,04%
2000	217,98	212,50	2,51%
5000	256,56	244,41	4,73%
10000	296,21	281,77	4,88%

4.2 Resultados Rex

As Figuras 4.37 a 4.64, são as representações gráficas comparativas da dose absorvida em cada tecido para as duas incidências (AP e PA) em pGy.cm² em função da energia dos prótons incidentes, obtidas pelo código MCNPX utilizando o simulador de *voxels* Rex.

O comportamento desses gráficos é similar para a maior parte dos órgãos, onde podem ser observados máximos entre as energias de 100 MeV e 200 MeV, como observado para o simulador Regina. Após esse pico é possível notar a formação de um patamar (entre as energias de 500 MeV a 10 GeV), pois a probabilidade de interação destes prótons com os órgãos diminui e uma grande parte atravessa o simulador sem interagir com os órgãos.

Na maior parte dos casos a dose depositada tanto na incidência AP quanto na incidência PA, são muito semelhantes. Nos órgãos como: estômago, bexiga, tireóide, cólon, testículos, seios, coração, intestino, linfonodos, mucosa oral, timo e tecidos extratorácicos; é possível observar uma maior deposição de dose na incidência AP.

Existem órgãos que são localizados mais próximos à seção posterior do corpo e, por isso, apresentam um valor maior de dose absorvida para a incidência PA, tais órgãos são as adrenais, os rins e o baço. Esses efeitos se dão, principalmente, devido ao posicionamento dos órgãos no corpo humano.

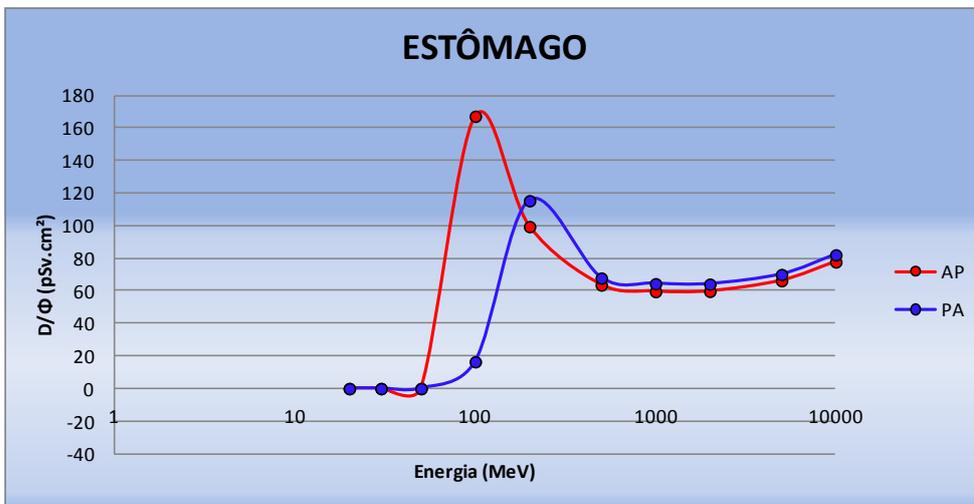


Figura 4.37: Dose absorvida no estômago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

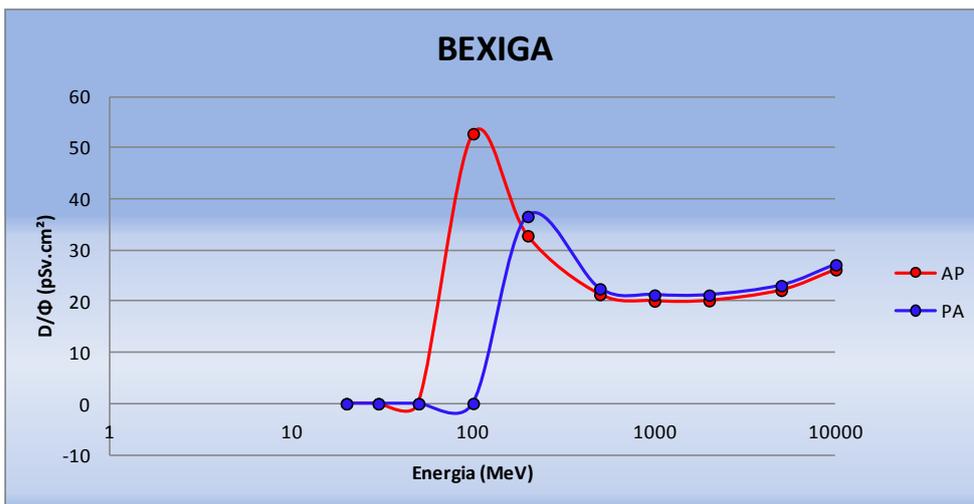


Figura 4.38: Dose absorvida na bexiga por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

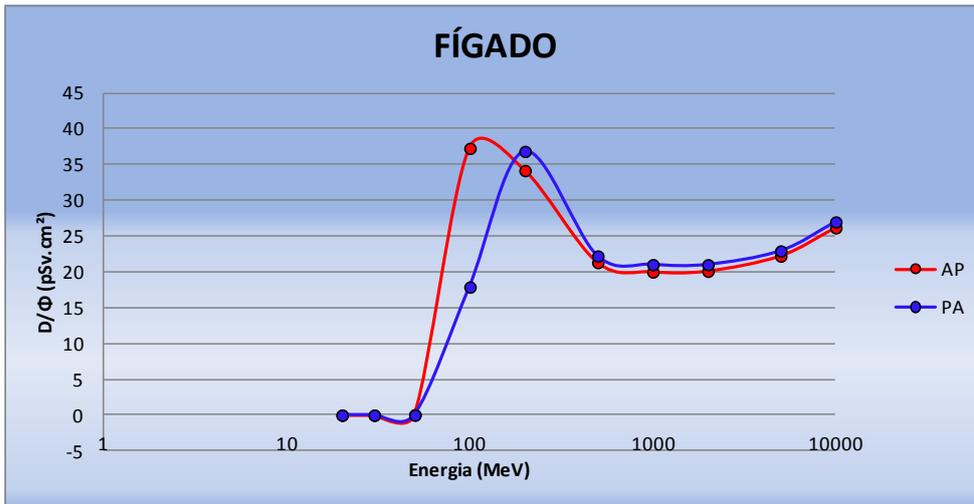


Figura 4.39: Dose absorvida no fígado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

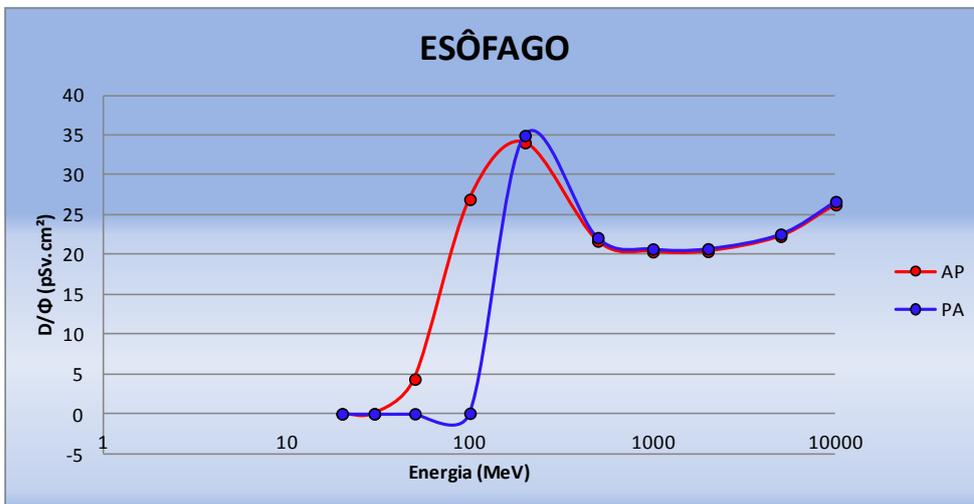


Figura 4.40: Dose absorvida no esôfago por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

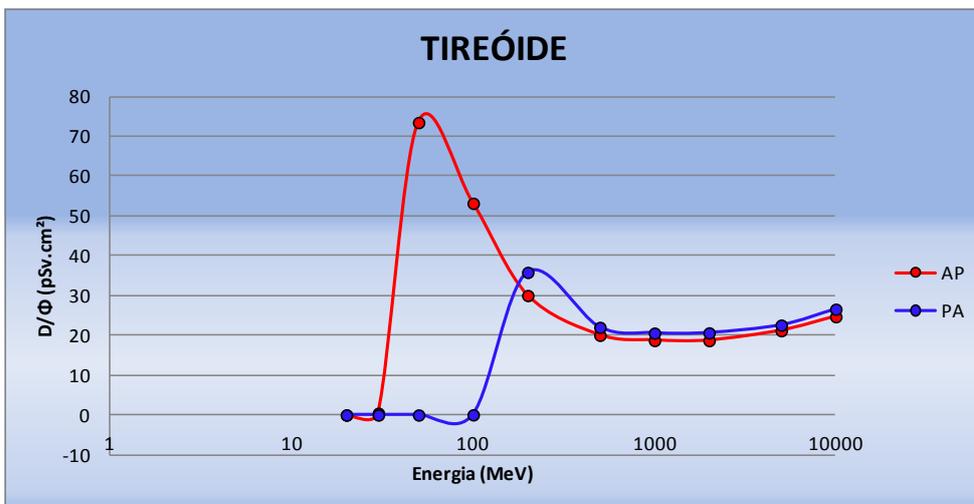


Figura 4.41: Dose absorvida na tireóide por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

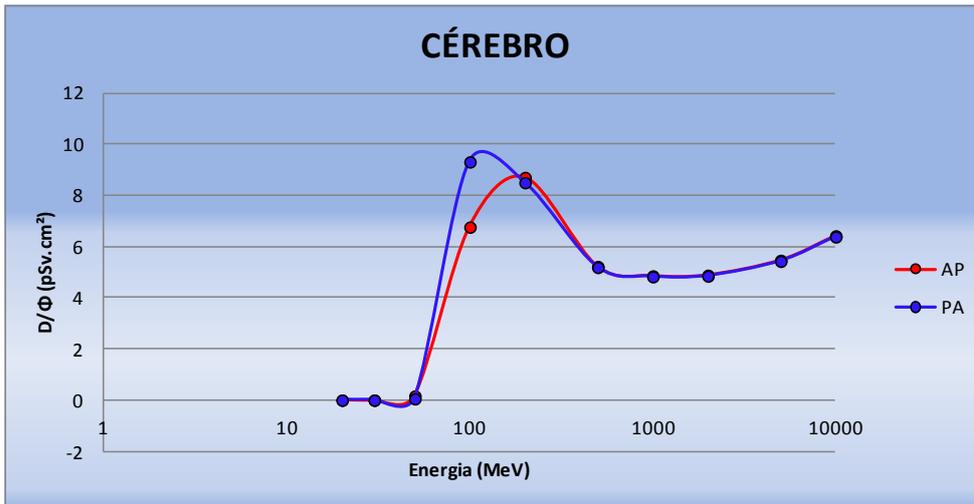


Figura 4.42: Dose absorvida no cérebro por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

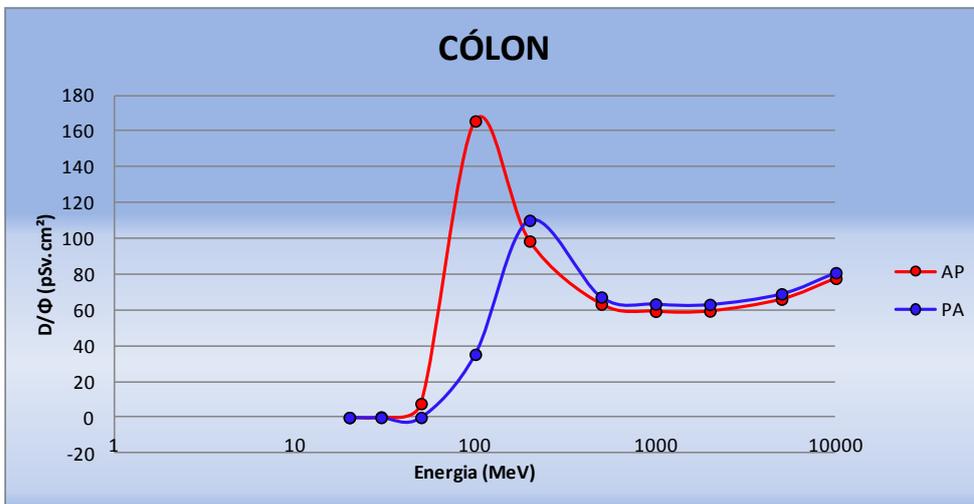


Figura 4.43: Dose absorvida no cólon por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

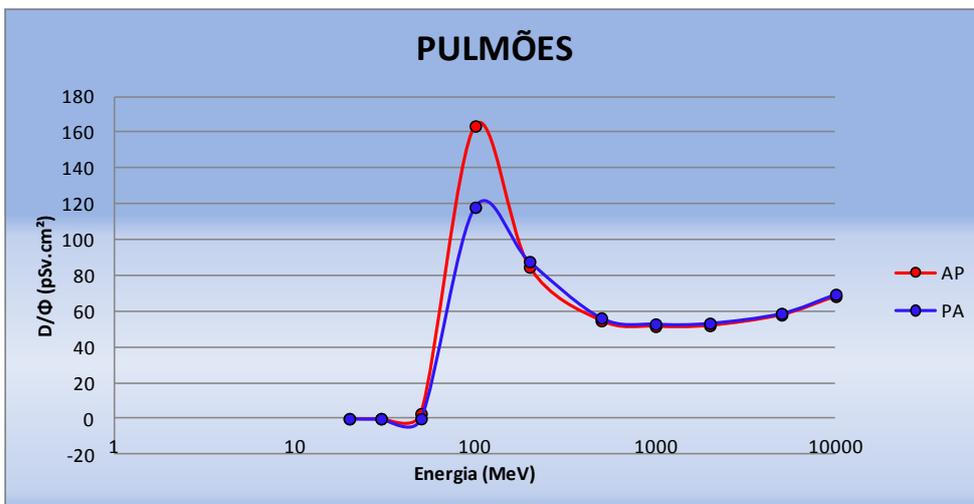


Figura 4.44: Dose absorvida nos pulmões por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

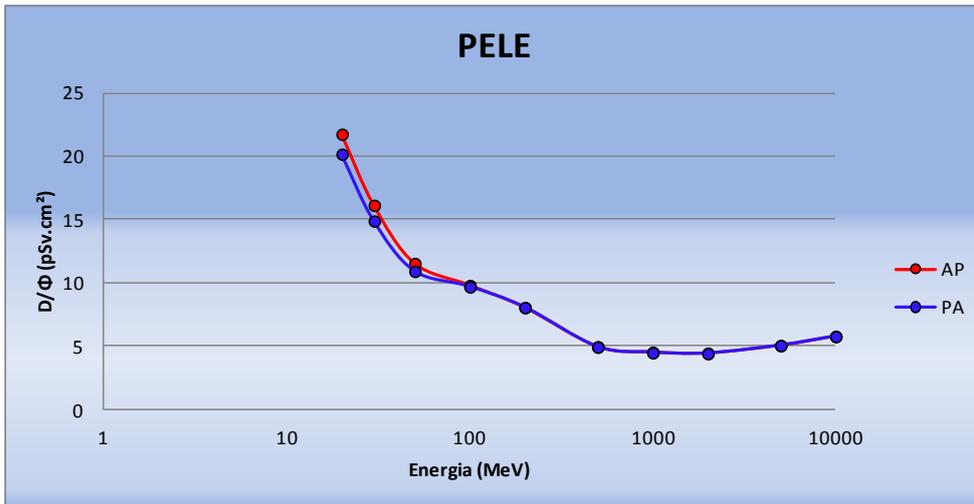


Figura 4.45: Dose absorvida na pele por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

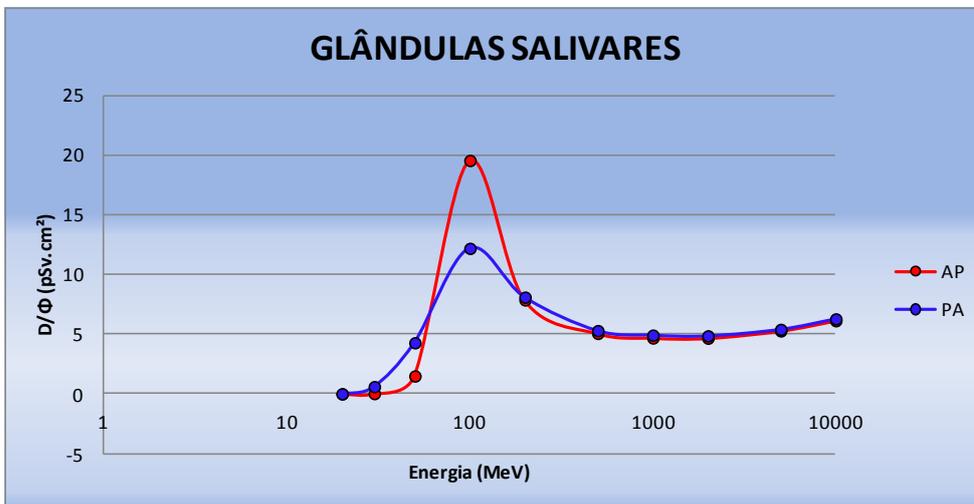


Figura 4.46: Dose absorvida nas glândulas salivares por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

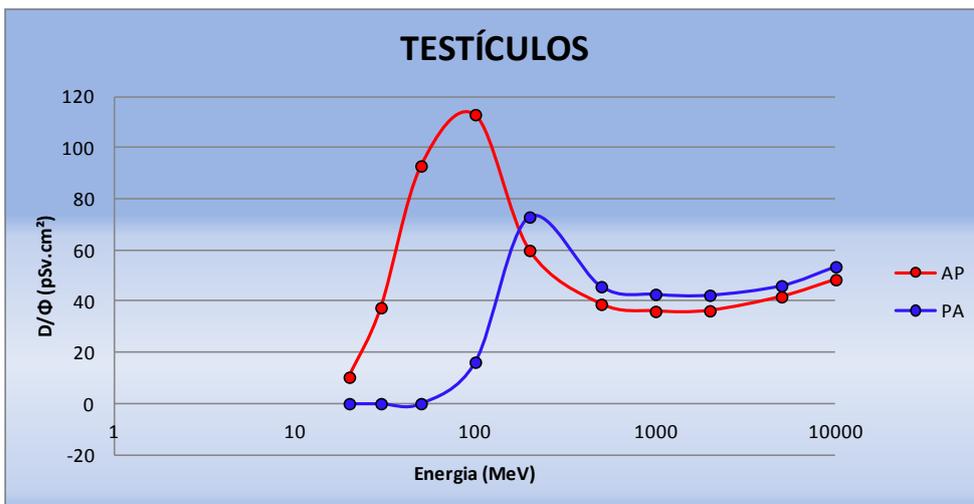


Figura 4.47: Dose absorvida nos testículos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

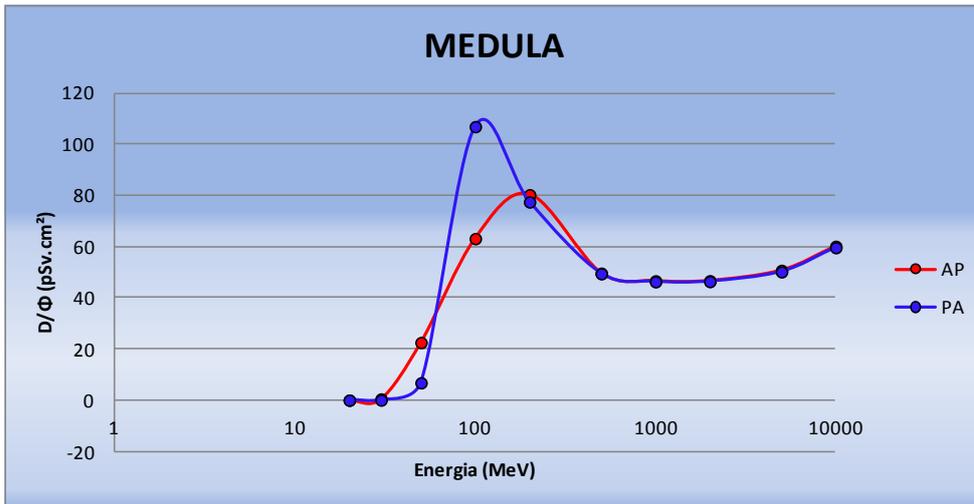


Figura 4.48: Dose absorvida na medula por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

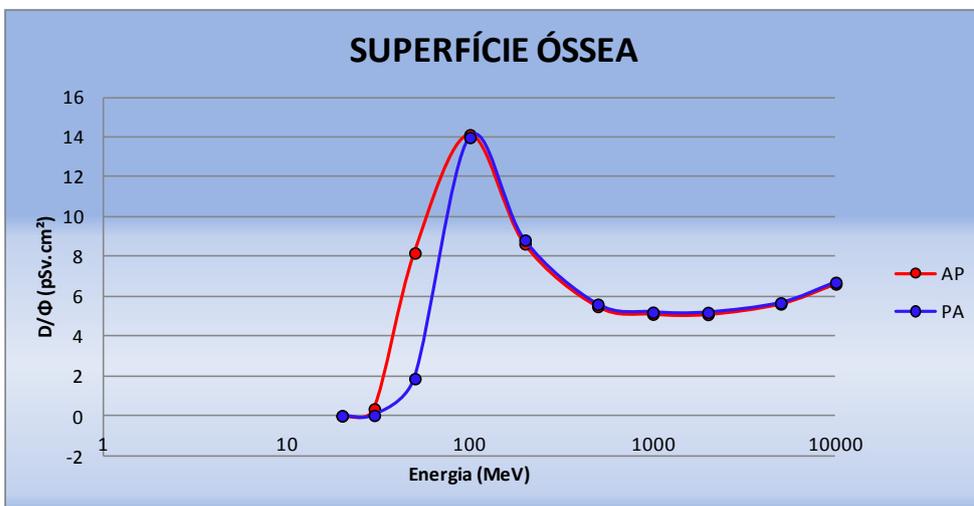


Figura 4.49: Dose absorvida na superfície óssea por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

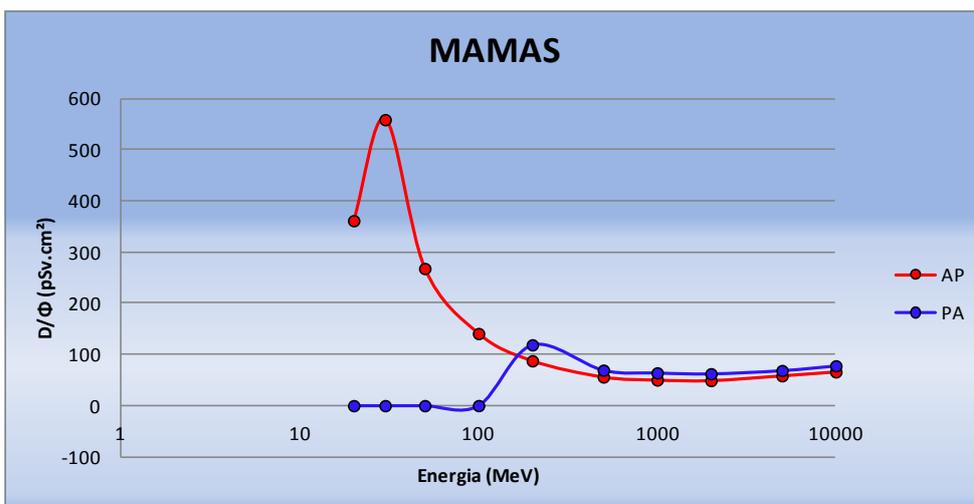


Figura 4.50: Dose absorvida nas mamas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

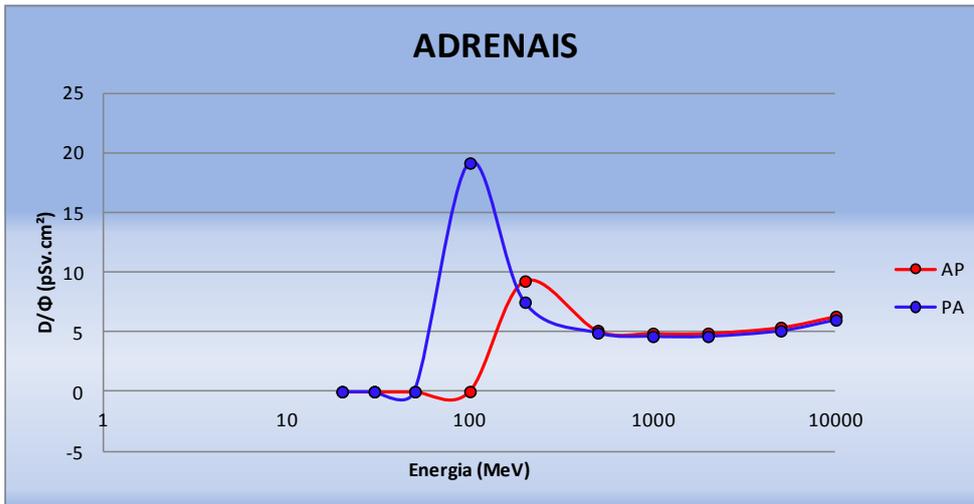


Figura 4.51: Dose absorvida nas adrenais por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

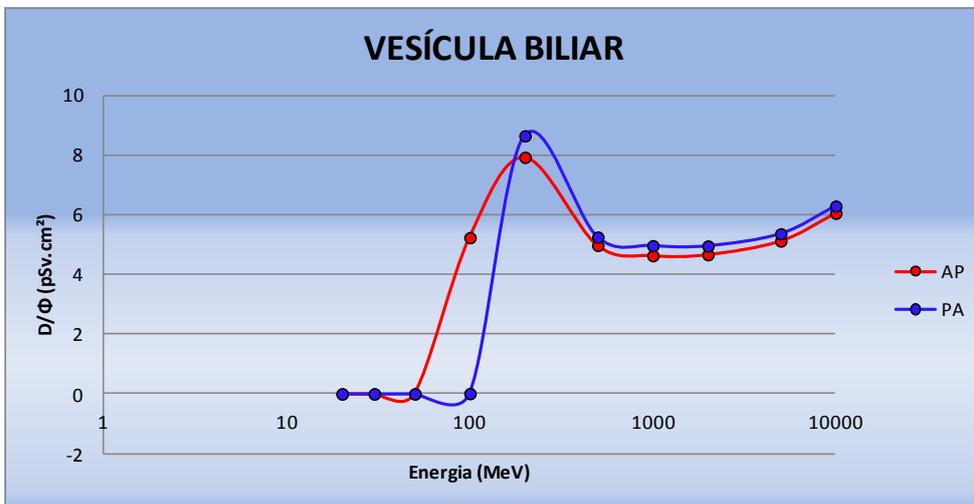


Figura 4.52: Dose absorvida na vesícula biliar por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

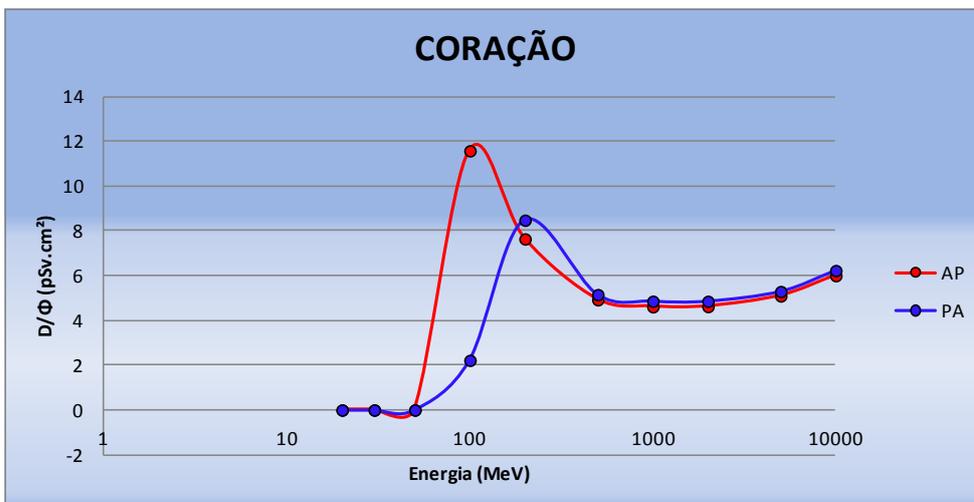


Figura 4.53: Dose absorvida no coração por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

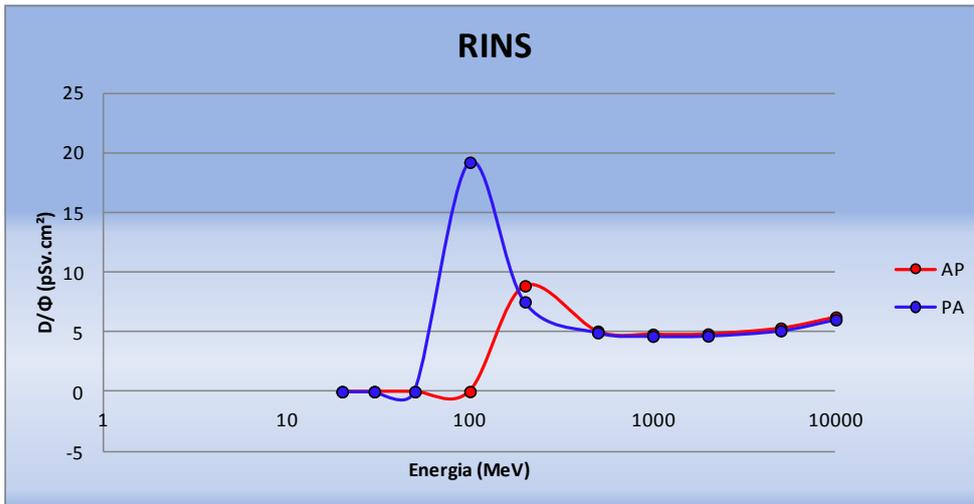


Figura 4.54: Dose absorvida nos rins por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

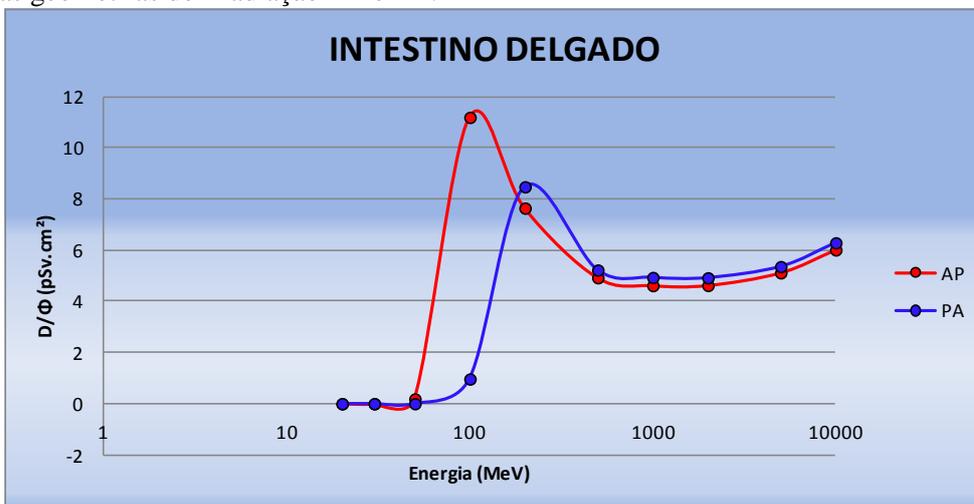


Figura 4.55: Dose absorvida no intestino delgado por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

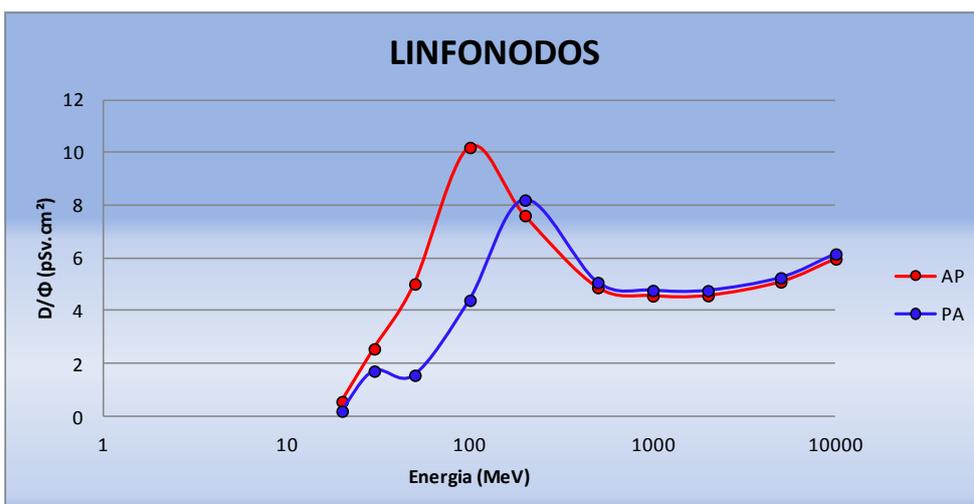


Figura 4.56: Dose absorvida nos linfonodos por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

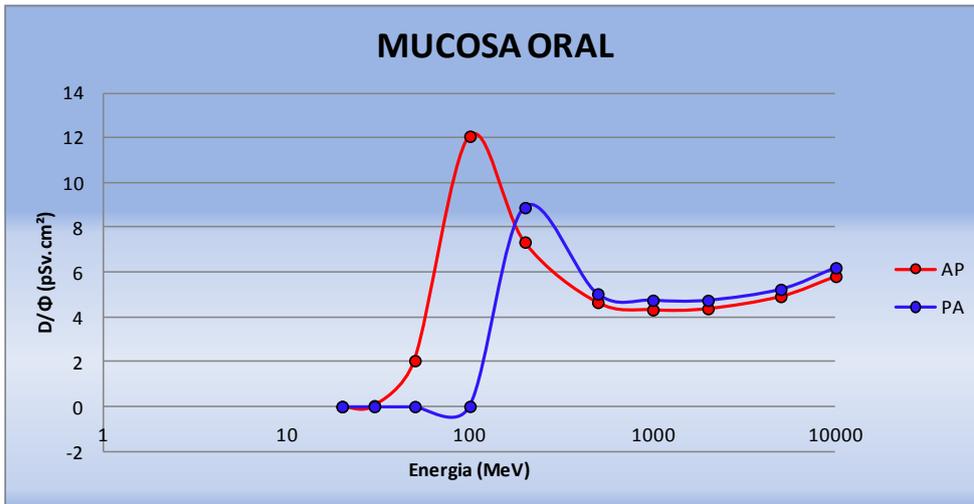


Figura 4.57: Dose absorvida na mucosa oral por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

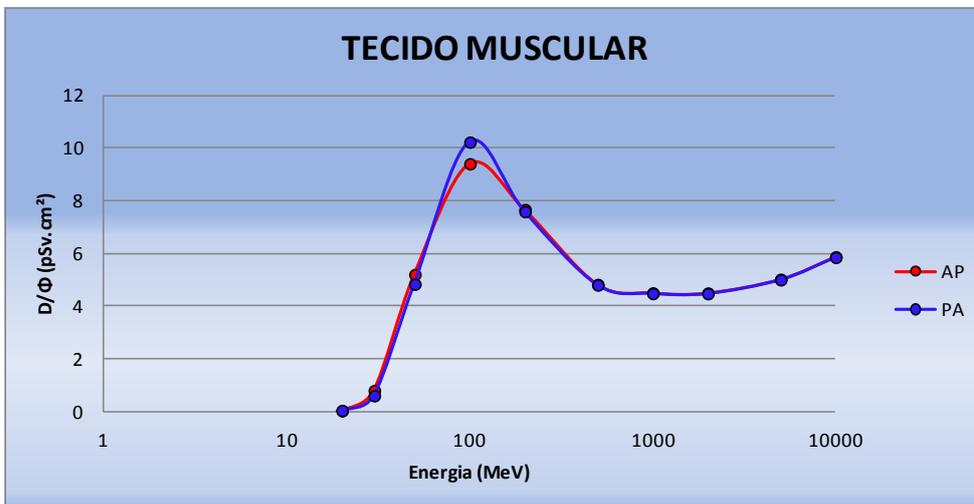


Figura 4.58: Dose absorvida no tecido muscular por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

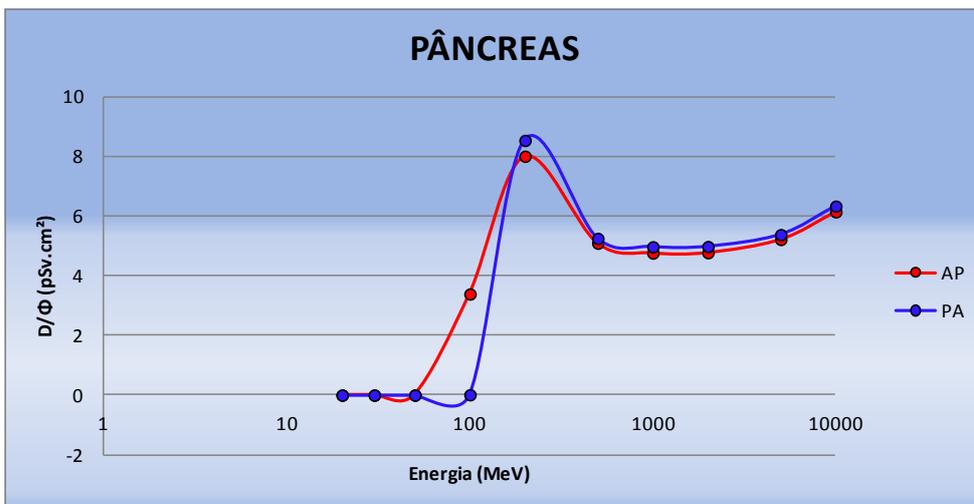


Figura 4.59: Dose absorvida no pâncreas por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

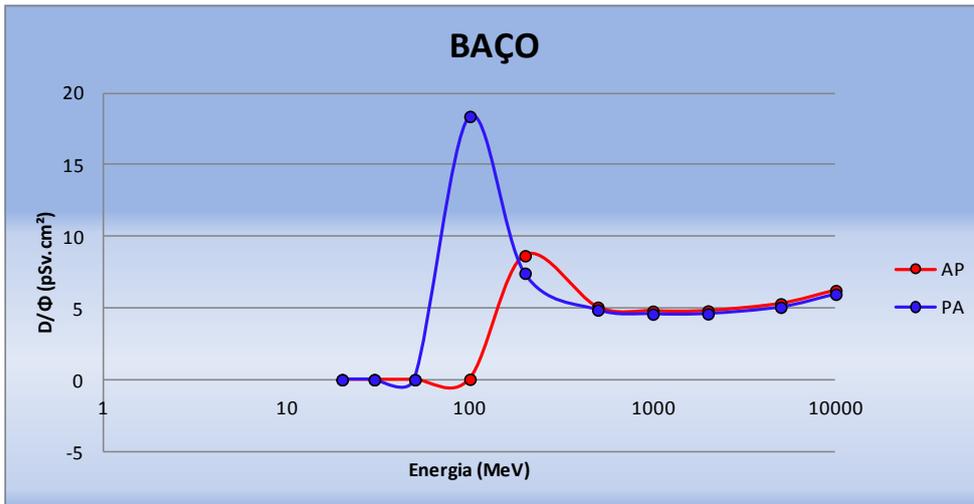


Figura 4.60: Dose absorvida no baço por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

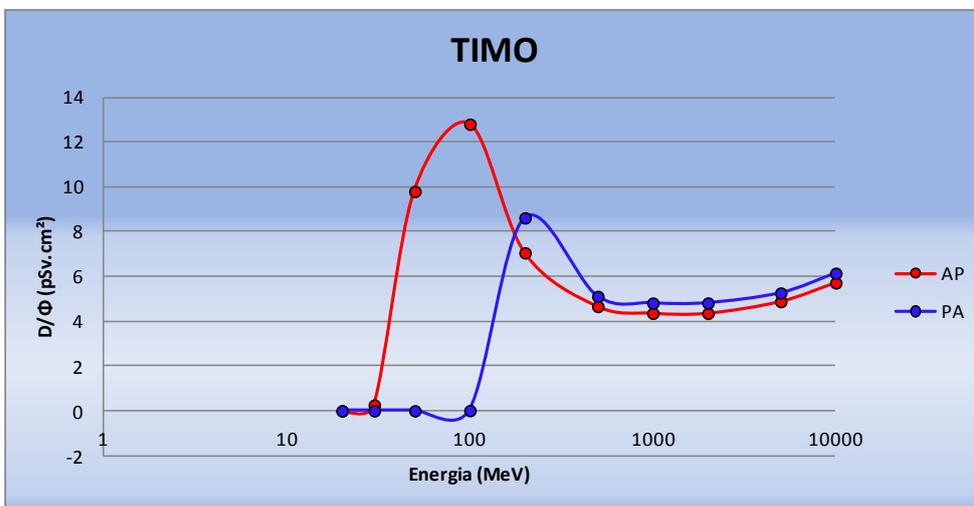


Figura 4.61: Dose absorvida no timo por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

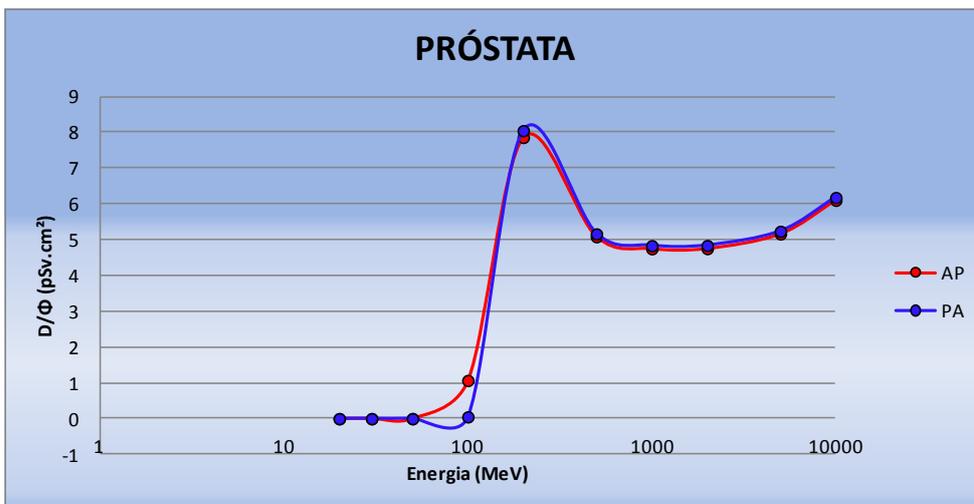


Figura 4.62: Dose absorvida a próstata por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

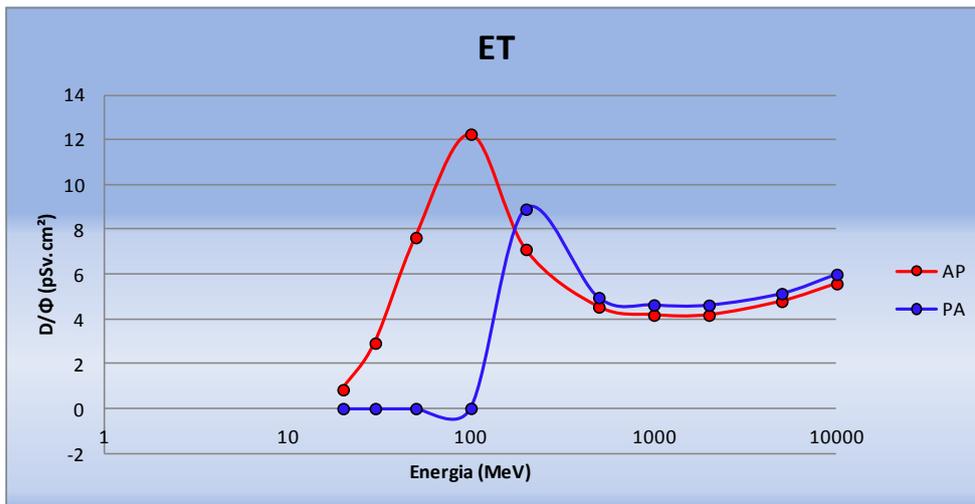


Figura 4.63: Dose absorvida nos tecidos extratorácicos (ET) por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

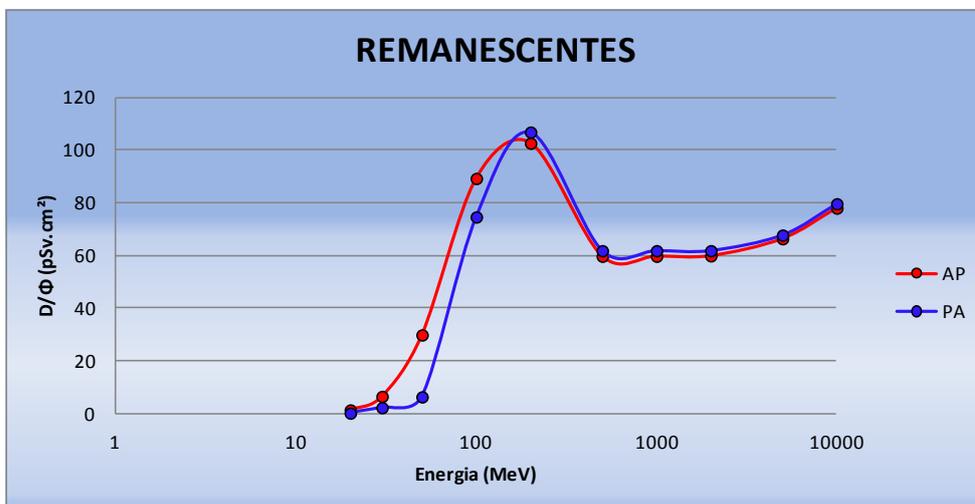


Figura 4.64: Dose absorvida nos “órgãos remanescentes” por unidade de fluência em função da energia dos prótons, para as geometrias de irradiação AP e PA.

As Figuras 4.65 a 4.70, mostram as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva (pSv), para as geometrias: (a) PA; e (b) AP; para prótons de 20, 30, 50, 100, 200 MeV e 10 GeV. Os gráficos são expressos em porcentagem da contribuição dos órgãos, usados no cálculo dose efetiva, para as geometrias PA (a) e AP (b). Foram removidos desses gráficos os tecidos com contribuição menor que 1%, para facilitar a visualização dos dados.

Para energias de até 100 MeV, é possível detectar diferenças significativas nas contribuições de cada órgão para o cálculo da dose efetiva, nas diferentes incidências. A partir deste ponto até as energias de 10 GeV as contribuições atingem um patamar muito próximo com diferenças muito pequenas entre si.

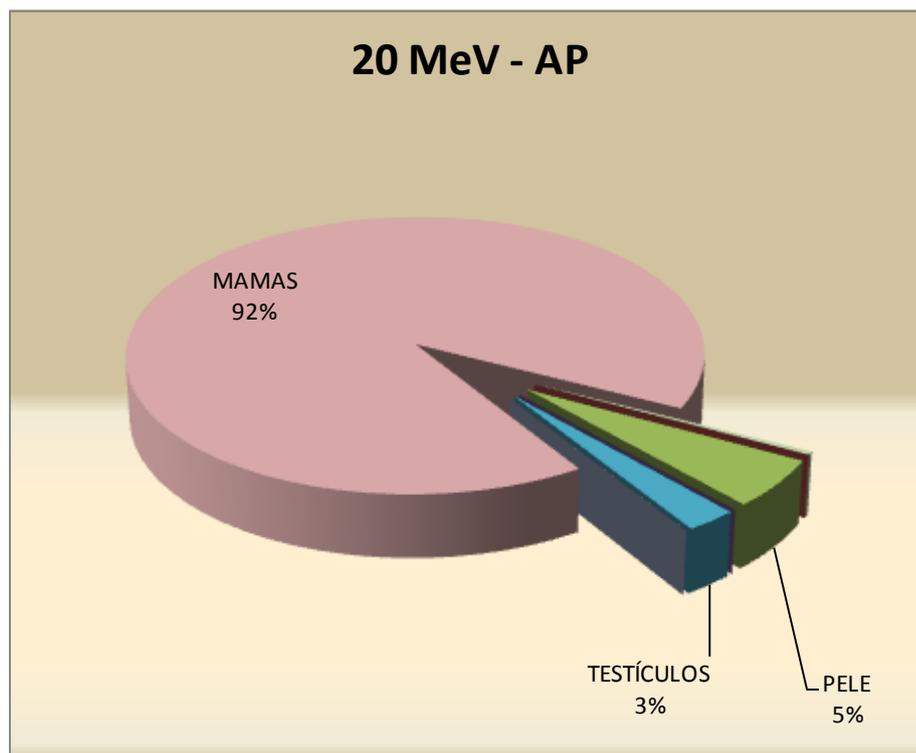
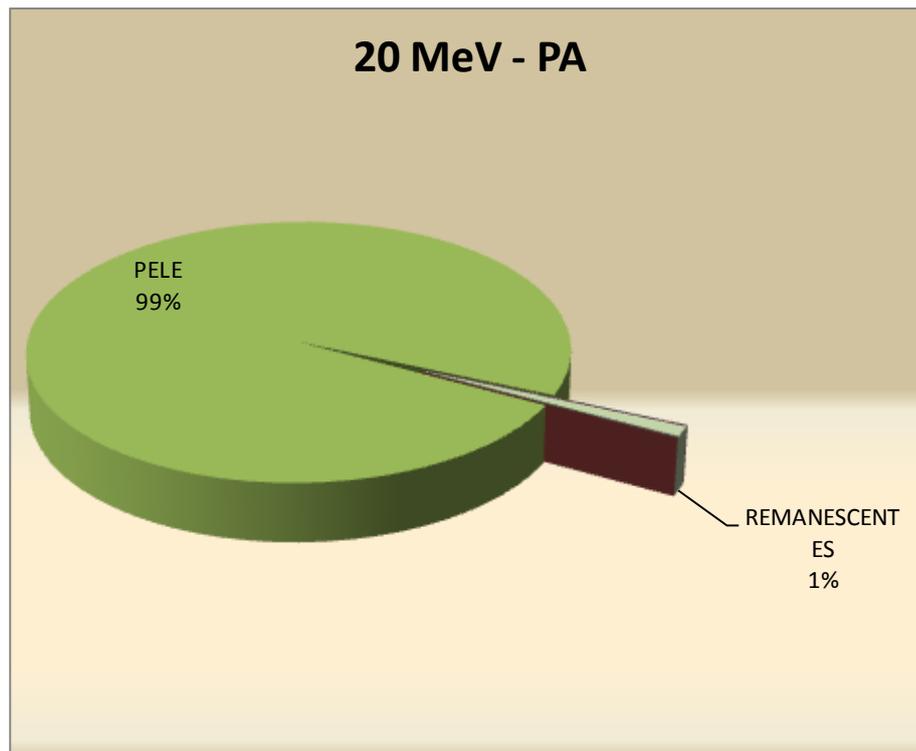


Figura 4.65: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 20 MeV.

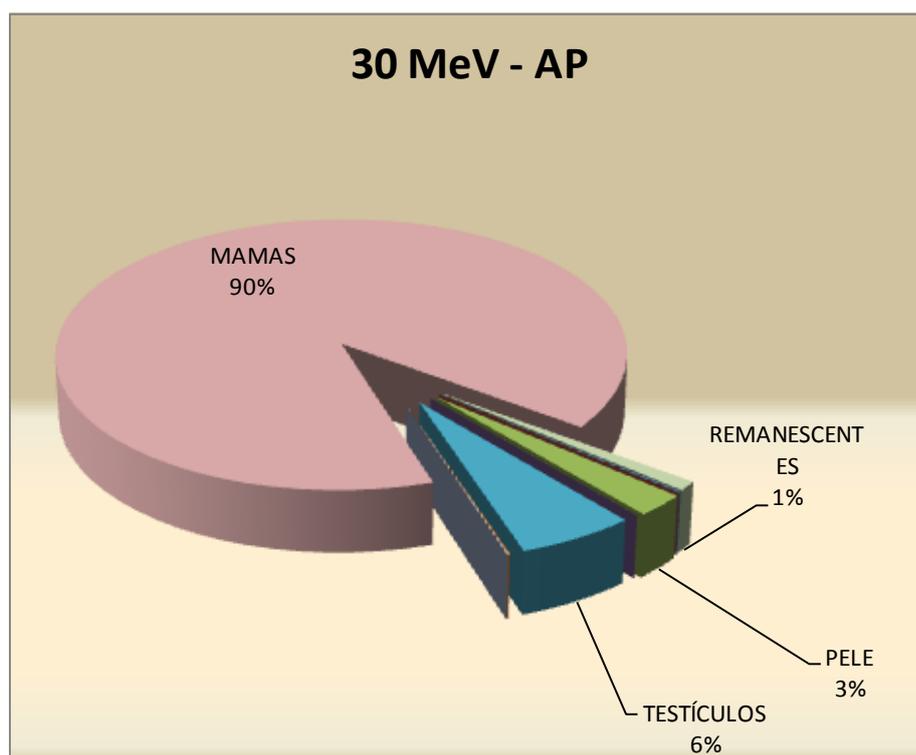
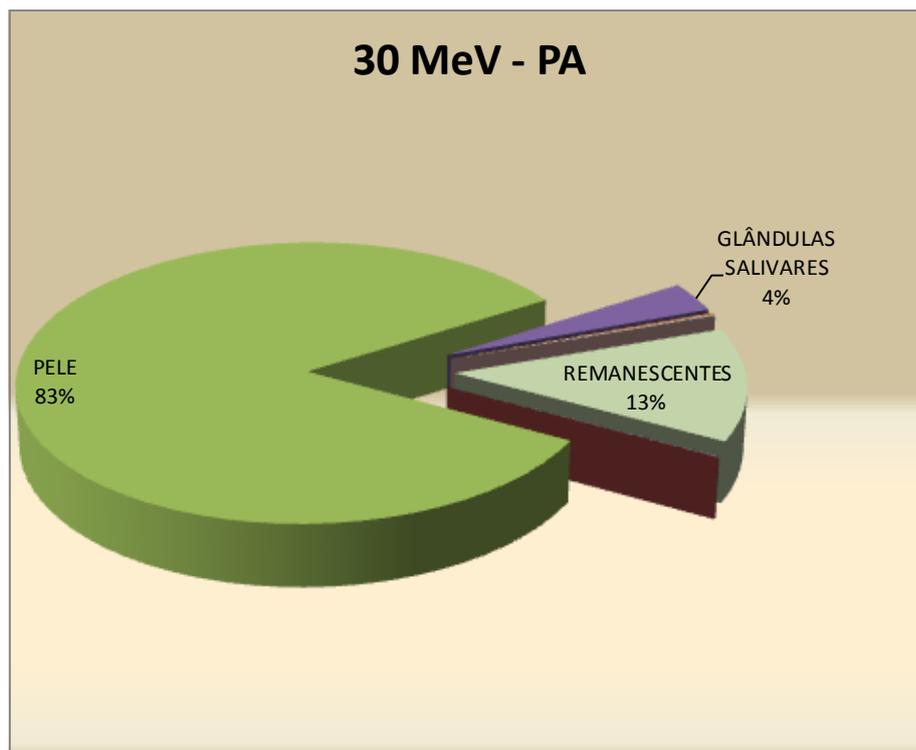


Figura 4.66: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 30 MeV.

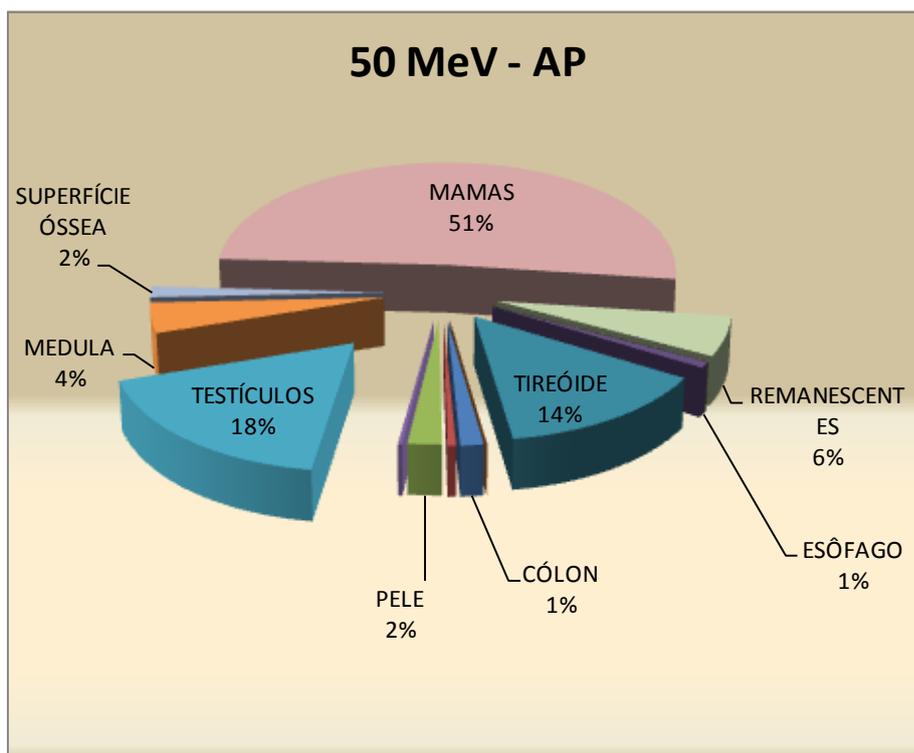
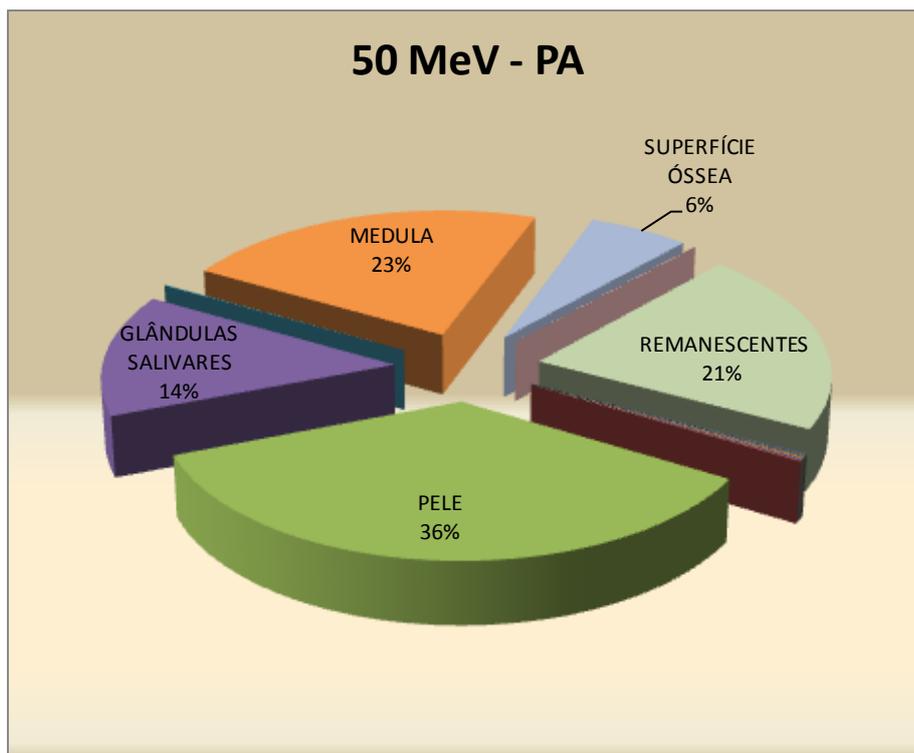


Figura 4.67: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 50 MeV.

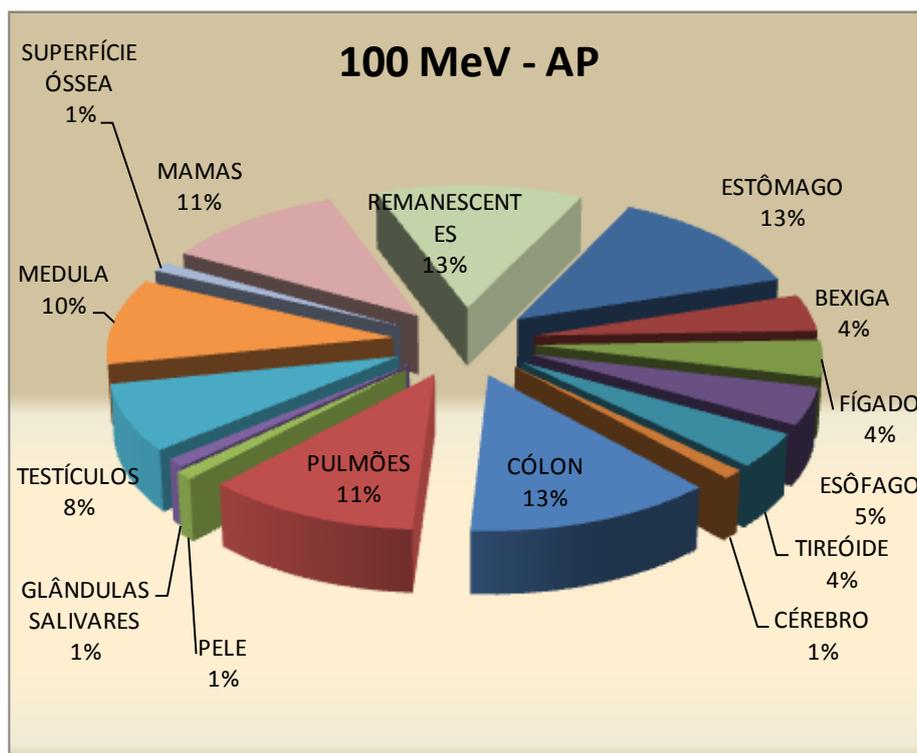
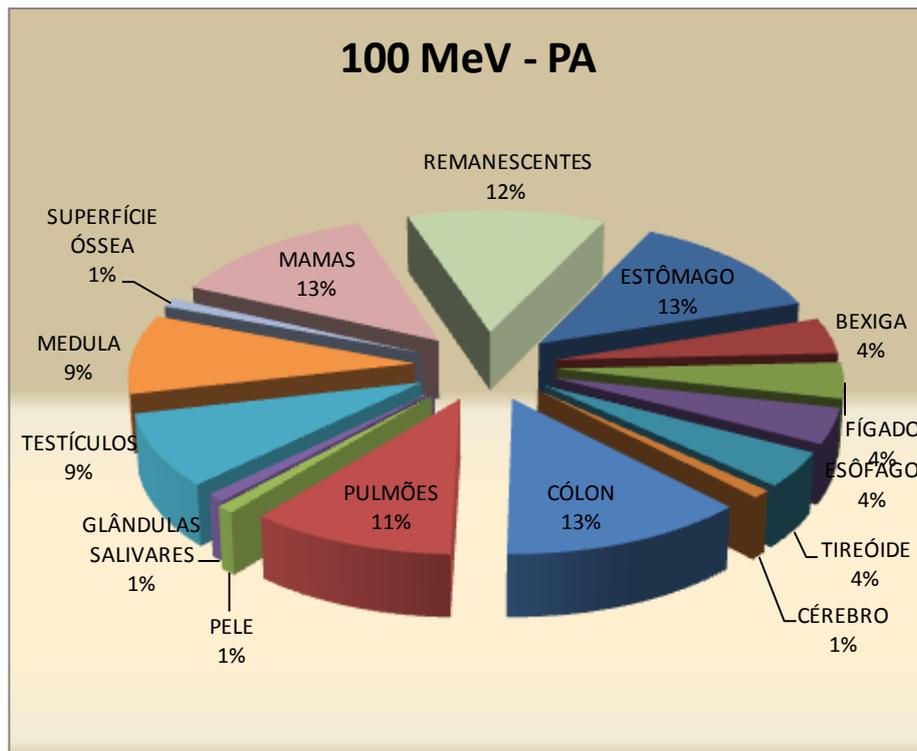


Figura 4.68: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 100 MeV.

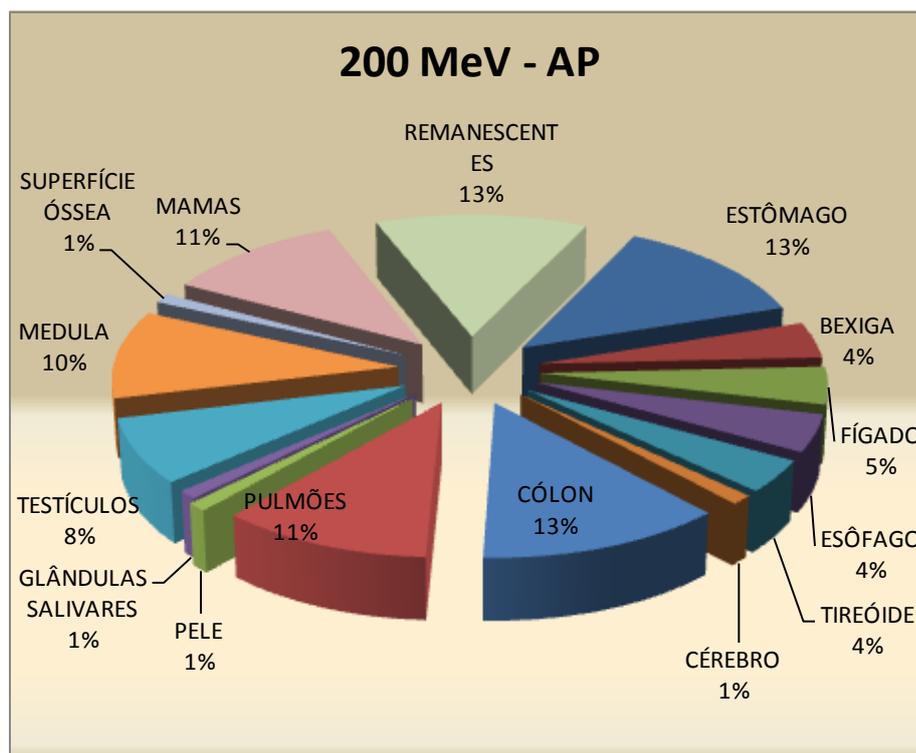
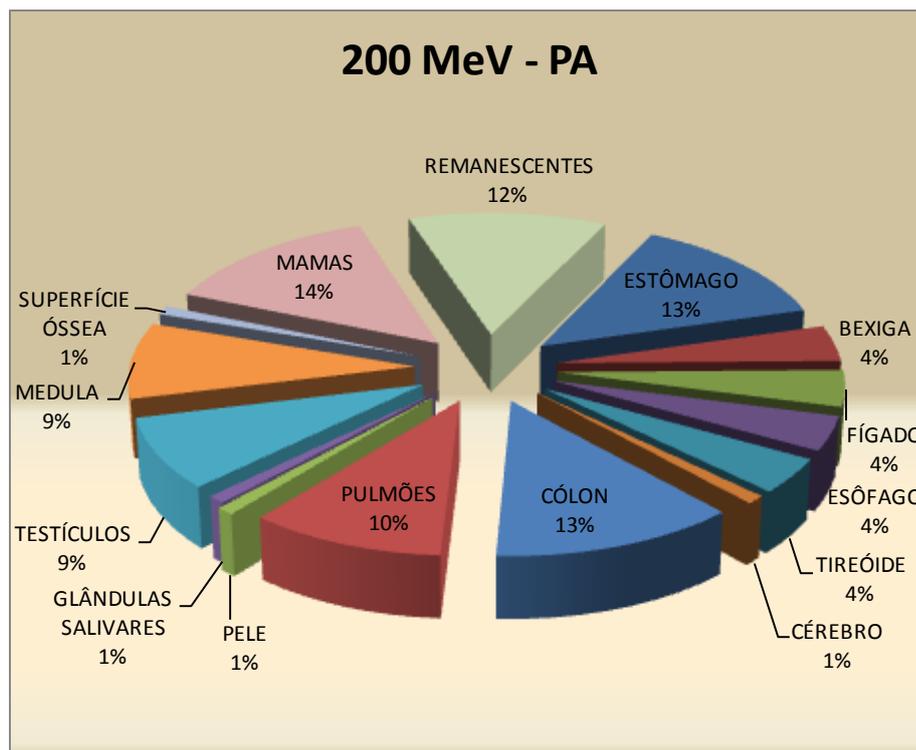


Figura 4.69: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 200MeV.

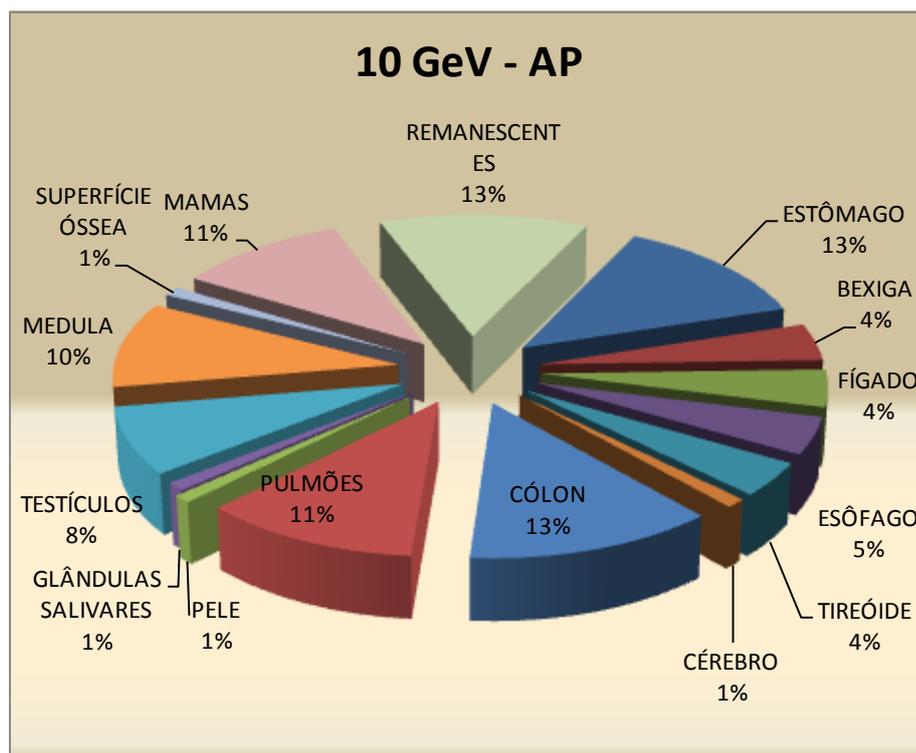
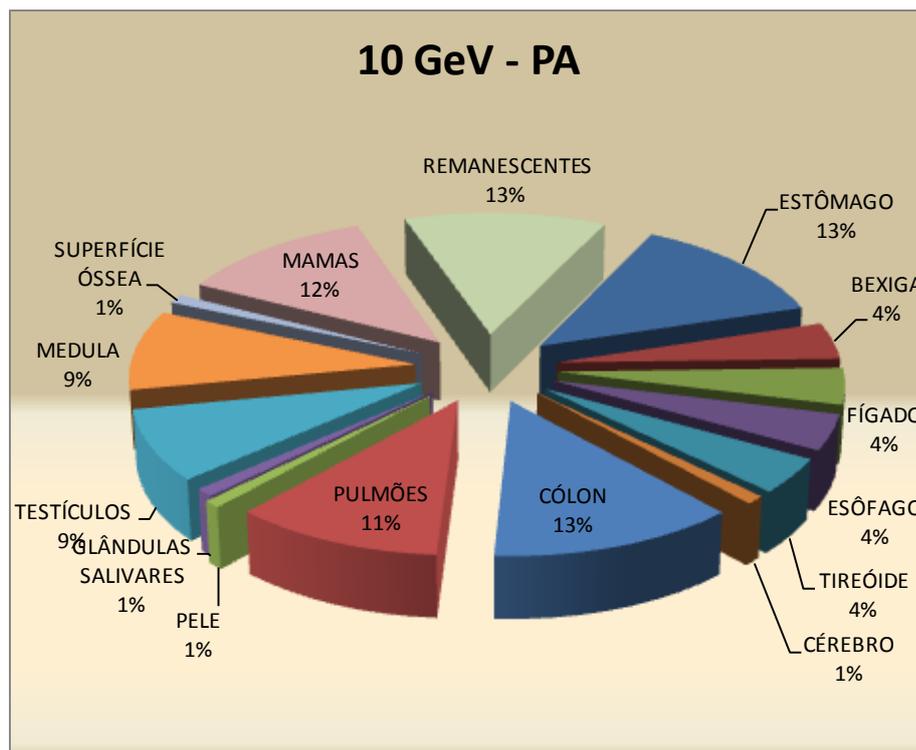


Figura 4.70: Contribuição dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria: (a) PA e (b) AP, para prótons de 10 GeV.

As Figuras 4.71 e 4.72, mostram os valores dos coeficientes de conversão, E/Φ (pSv/cm^2), para as duas incidências (AP e PA) do simulador de *voxels* Rex. Estes valores foram divididos considerando-se apenas a contribuição dos prótons e considerando a contribuição dos prótons, dos nêutrons e fótons provenientes das radiações secundárias (PNF).

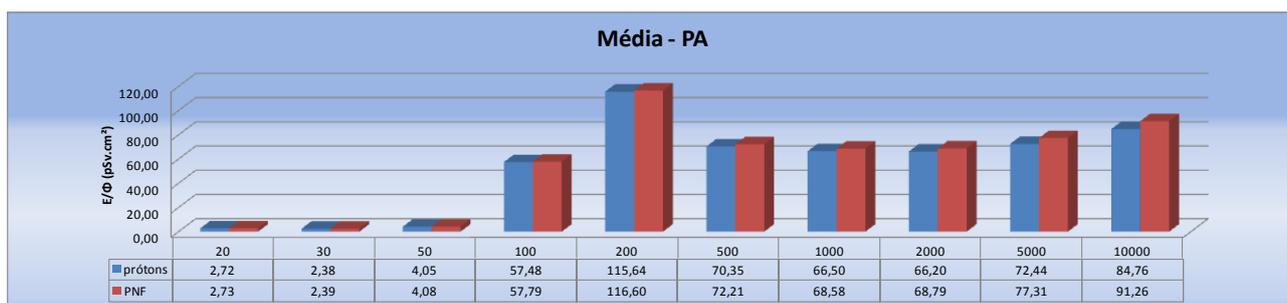


Figura 4.71: Coeficientes de conversão, em $\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$, para o simulador Rex com na incidência PA, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).

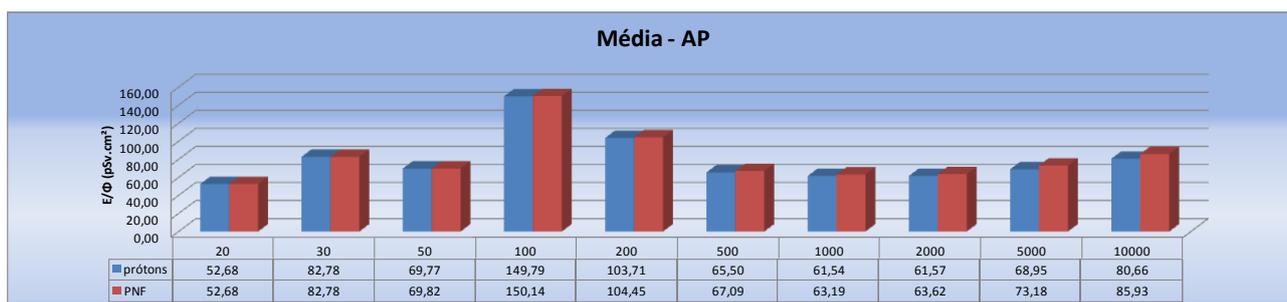


Figura 4.72: Coeficientes de conversão, em $\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$, para o simulador Rex com na incidência AP, considerando apenas a contribuição dos prótons (azul) e a contribuição de PNF (vermelho).

A partir da análise das Tabelas 4.3 e 4.4 é possível notar que, para baixas energias as contribuições das radiações secundárias são desprezíveis, mas este efeito se torna mais notável quando consideramos energias maiores (5 e 10 GeV). Levando isso em consideração, foi decidido usar apenas os dados obtidos com os prótons mais as radiações secundárias (PNF) nas comparações que seguem.

Tabela 4.3: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência PA do simulador Rex.

Energia (MeV)	E/Φ – PNF (pSv.cm ²)	E/Φ – Prótons (pSv.cm ²)	Diferença Relativa (PNF/Prótons)
20	2,725074	2,72388	0,04%
30	2,387878	2,384126	0,16%
50	4,078319	4,048905	0,72%
100	57,78717	57,48407	0,52%
200	116,604	115,6404	0,83%
500	72,2063	70,35477	2,56%
1000	68,58377	66,49902	3,04%
2000	68,78729	66,20003	3,76%
5000	77,31206	72,44182	6,30%
10000	91,26392	84,75678	7,13%

Tabela 4.4: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Rex.

Energia (MeV)	E/Φ – PNF (pSv.cm ²)	E/Φ – Prótons (pSv.cm ²)	Diferença Relativa (PNF/Prótons)
20	52,68016	52,67753	0,00%
30	82,78458	82,77668	0,01%
50	69,81935	69,76873	0,07%
100	150,1403	149,789	0,23%
200	104,448	103,7094	0,71%
500	67,09109	65,50374	2,37%
1000	63,18801	61,5396	2,61%
2000	63,61669	61,57275	3,21%
5000	73,18283	68,95453	5,78%
10000	85,933	80,66047	6,14%

4.3 Simulação de tecido mamário

Para validar os dados obtidos com os simuladores masculino e feminino, foi feita uma nova simulação apenas do tecido mamário utilizado pela ICRP 110, uma vez que este tecido obteve a maior deposição de dose, quando comparado com outros tecidos que compõem os simuladores.

A simulação foi feita calculando-se a dose depositada por um feixe de prótons paralelo, com energias variando de 20 a 2000 MeV, em diferentes profundidades utilizando planos com 0,5 cm de espessura até um máximo de 15 cm conforme a Figura 4.73.

Tabela 4.5: Valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva (E/Φ)

Energia (MeV)	E/Φ (pSv.cm²)
20	33,90
30	75,93
50	221,39
100	223,09
200	251,02
500	159,15
1000	147,58
2000	145,80
5000	162,94
10000	188,71

As comparações foram feitas utilizando os dados E/Φ obtidas através da deposição da energia dos prótons e das radiações secundárias (nêutrons e fótons). Esses dados inicialmente serão comparados entre si (simulador Rex versus simulador Regina) para depois serem comparados com outros pesquisadores. Nas últimas colunas das Tabelas 4.6 a 4.11 são apresentadas as diferenças relativas percentuais entre os valores.

A partir dos dados da Tabela 4.6 é possível notar que, para baixas energias o simulador feminino tem um comportamento muito semelhante ao simulador masculino e a incidência AP tem uma deposição de dose maior do que a incidência PA. A partir de 200 MeV as diferentes incidências ficam com as diferenças relativas entre os simuladores muito próximas, sendo que o simulador feminino absorve uma maior dose do que o simulador masculino.

Tais diferenças estão relacionadas com a diferença na morfologia dos diferentes órgãos para os diferentes sexos, assim como pequenas diferenças na posição dos mesmos.

Tabela 4.6: Comparação dos valores dos coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva* (E/Φ) para os simuladores Rex e Regina.

Energia (MeV)	E/Φ (pSv.cm ²)					
	AP			PA		
	REGINA	REX	Diferença relativa (REGINA /REX) ¹	REGINA	REX	Diferença relativa (REGINA /REX) ¹
20	77,33	52,68	31,88%	2,87	2,72	5,17%
30	216,30	82,78	61,73%	2,24	2,38	-6,39%
50	807,50	69,77	91,36%	4,26	4,05	5,02%
100	600,03	149,79	75,04%	85,04	57,48	32,40%
200	359,95	103,71	71,19%	424,77	115,64	72,78%
500	233,49	65,50	71,95%	267,26	70,35	73,68%
1000	214,53	61,54	71,31%	247,73	66,50	73,16%
2000	212,50	61,57	71,02%	242,92	66,20	72,75%
5000	244,41	68,95	71,79%	265,97	72,44	72,76%
10000	281,77	80,66	71,37%	307,67	84,76	72,45%

$$(1) \text{Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{REGINA}} - \text{Resultado}_{\text{REX}}]}{\text{Resultado}_{\text{REGINA}}}$$

*obs.: A comparação foi feita antes de ser calculado o valor real de dose efetiva, que depende da média dos valores do simulador masculino e feminino, a nomenclatura "dose efetiva" foi utilizada neste caso por falta de uma grandeza que melhor definisse estes valores.

As Tabelas 4.7 à 4.9 comparam os valores de E/Φ deste trabalho com os dados obtidos por outros pesquisadores: Pelliccioni (2000), Sato (2003), Bozkurt (2004) e Lopes (2008)

Tabela 4.7: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Lopes (2008) e a média dos coeficientes obtidos com os simuladores Regina e Rex.

E/Φ (pSv.cm ²)						
Energia (MeV)	AP			PA		
	LOPES (2008)	MÉDIA (REX- REGINA)	Diferença relativa (LOPES/ MÉDIA) ²	LOPES	MÉDIA (REX- REGINA)	Diferença relativa (LOPES/ MÉDIA) ²
20	168,25	65,00	61,36%	16,84	2,80	83,38%
30	727,85	149,54	79,45%	64,10	2,31	96,39%
50	1257,08	438,63	65,11%	145,16	4,16	97,14%
100	2276,30	374,91	83,53%	1047,53	71,26	93,20%
200	1721,33	231,83	86,53%	1840,31	270,21	85,32%
500	1104,65	149,49	86,47%	1141,97	168,81	85,22%
1000	1011,91	138,03	86,36%	1042,33	157,12	84,93%
2000	1016,33	137,04	86,52%	1064,04	154,56	85,47%
5000	1111,39	156,68	85,90%	1152,98	169,20	85,32%
10000	1379,72	181,21	86,87%	1353,87	196,21	85,51%

$$(2) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{|\text{Resultado}_{\text{LOPES}} - \text{Resultado}_{\text{MÉDIA}}|}{\text{Resultado}_{\text{LOPES}}}$$

Tabela 4.8: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Pelliccioni (2000), Sato et al (2003) e os coeficientes obtidos com a média dos simuladores Regina e Rex para a incidência AP.

Energia (MeV)	E/ Φ (Sv.cm ²)			DIFERENÇA RELATIVA	
	SATO (2003)	PELLICCIONI (2000)	MÉDIA (REX- REGINA)	SATO/ MÉDIA ₃	PELLICCIONI/ MÉDIA ⁴
20	5,24E-10	2,86E-10	6,5E-11	87,59%	77,27%
30	-	8,77E-10	1,5E-10	-	82,95%
50	3,35E-09	4,81E-09	4,4E-10	86,91%	90,88%
100	6,21E-09	6,82E-09	3,7E-10	93,96%	94,50%
200	4,41E-09	4,57E-09	2,3E-10	94,74%	94,93%
500	2,85E-09	2,84E-09	1,5E-10	94,75%	94,74%
1000	2,76E-09	2,53E-09	1,4E-10	95,00%	94,54%
2000	2,92E-09	2,42E-09	1,4E-10	95,31%	94,34%
5000	-	3,24E-09	1,6E-10	-	95,16%
10000	-	3,73E-09	1,8E-10	-	95,14%

$$(3) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{SATO}} - \text{Resultado}_{\text{MÉDIA}}]}{\text{Resultado}_{\text{SATO}}}$$

$$(4) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{PELLICCIONI}} - \text{Resultado}_{\text{MÉDIA}}]}{\text{Resultado}_{\text{PELLICCIONI}}}$$

Tabela 4.9: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex.

Energia (MeV)	E/ Φ (pSv.cm ²)					
	AP			PA		
	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵
20	1050	52,68	94,98%	151	2,72	98,20%
30	1920	82,78	95,69%	85,2	2,38	97,20%
50	2590	69,77	97,31%	94	4,05	95,69%
100	5410	149,79	97,23%	1610	57,48	96,43%
200	4510	103,71	97,70%	5270	115,64	97,81%
500	2860	65,50	97,71%	3080	70,35	97,72%
1000	2750	61,54	97,76%	3000	66,50	97,78%
2000	2790	61,57	97,79%	3000	66,20	97,79%
5000	3010	68,95	97,71%	3190	72,44	97,73%
10000	3570	80,66	97,74%	3810	84,76	97,78%

$$(5) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}} - \text{Resultado}_{\text{REX}}]}{\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}}}$$

Após a avaliação das Tabelas 4.7 à 4.9 foi possível verificar que a menor diferença relativa entre este trabalho e a literatura foi de 24,98% encontrada com o trabalho de Lopes (2008), para a incidência AP e 20 MeV de energia. Esta diferença pode ser atribuída ao fator de peso do tecido (w_t); Sato et al (2003), Pelliccioni (2000) e Bozkurt e Xu (2004) utilizaram os dados da publicação de número 60 da ICRP, enquanto Lopes utilizou dos dados da publicação de número 103, assim como este trabalho.

Outro fator que contribuiu para as diferenças é o fato deste trabalho ter utilizado simuladores antropomórficos de *voxel* enquanto Lopes, Sato et al e Pelliccioni utilizaram simuladores matemáticos.

Em seu trabalho Bozkurt e Xu apresentaram os dados de E/Φ não apenas para o simulador VIP-Man como um todo, mas também os dados de Ht/Φ separados por órgão. Esses dados também serão comparados com os dados obtidos no presente trabalho nas Tabelas 4.10 e 4.11. Deve ser levado em consideração que o simulador VIP-Man, ao contrário dos outros simuladores utilizados por Pelliccioni (2000), Sato et al (2003) e Lopes (2008), é um simulador exclusivamente masculino, por isso os dados de Bozkurt e Xu serão comparados apenas com os dados obtidos através das simulações feitas com o simulador Rex.

Tabela 4.10: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex para as mamas.

Energia (MeV)	Ht/Φ (pSv.cm ²)					
	AP			PA		
	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵
20	2880	723,10	74,89%	—	0,00	—
30	4280	1117,98	73,88%	—	0,00	—
50	2340	535,97	77,10%	—	0,01	—
100	1260	281,83	77,63%	—	0,23	—
200	786	175,40	77,68%	1370	237,73	82,65%
500	508	112,15	77,92%	642	138,60	78,41%
1000	455	100,42	77,93%	605	128,22	78,81%
2000	440	98,26	77,67%	587	124,66	78,76%
5000	506	116,92	76,89%	626	137,16	78,09%
10000	567	132,10	76,70%	729	155,59	78,66%

$$(5) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}} - \text{Resultado}_{\text{REX}}]}{\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}}}$$

Tabela 4.11: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos por Bozkurt e Xu (2004) e os coeficientes obtidos com o simulador Rex para os Testículos.

Ht/Φ (pSv.cm ²)						
Energia (MeV)	AP			PA		
	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵	BOZKURT (2004)	REX	Diferença relativa (BOZKURT/ REX) ⁵
20	165	20,66	87,48%	—	0,00	—
30	746	75,01	89,95%	—	0,00	—
50	1550	185,83	88,01%	—	0,01	—
100	1500	225,97	84,94%	—	32,40	—
200	806	119,80	85,14%	1080	145,89	86,49%
500	533	77,66	85,43%	649	91,44	85,91%
1000	499	72,11	85,55%	626	85,45	86,35%
2000	515	72,58	85,91%	610	84,74	86,11%
5000	563	83,55	85,16%	645	92,15	85,71%
10000	644	96,93	84,95%	743	107,01	85,60%

$$(5) \text{ Diferença Relativa (\%)} = \frac{[\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}} - \text{Resultado}_{\text{REX}}]}{\text{Resultado}_{\text{BOZKURT}}}$$

Ao avaliar as Tabelas 4.10 e 4.11 podemos verificar que existem diferenças entre os fatores de conversão para as mamas e para os testículos, apesar de ambos serem obtidos de simuladores antropomórficos. Essas diferenças estão presentes, principalmente, pelo fato de este trabalho ter utilizado os dados de w_t da publicação de número 103 da ICRP enquanto Bozkurt utilizou dos dados da publicação de número 60. Além disso o simulador VIP-Man e o simulador REX foram criados a partir de diferentes pessoas o que causa uma diferença na composição dos órgãos além de diferenças em peso e altura.

Em seu trabalho Lopes comparou os dados de E/Φ para o mesmo simulador matemático, mudando apenas os valores de w_t . Verificou-se uma diferença relativa de, em

média, 150% entre os valores de E/Φ para as diferentes publicações. Isso comprova que as diferenças relativas entre este trabalho e o trabalho dos outros pesquisadores deve estar relacionada com os diferentes valores de w_t .

Devido às suspeitas de diferenças significativas entre os valores de E/Φ obtidos neste trabalho e os valores obtidos por outros pesquisadores, foi feita uma comparação dos valores de E/Φ utilizando os fatores w_t e w_r das publicações 103 e 60 da ICRP. O que encontramos foram diferenças significativas para as diferentes publicações, principalmente para energias superiores a 50 MeV.

Tabela 4.12: Comparação dos coeficientes de conversão obtidos considerando apenas a contribuição dos prótons e a contribuição de PNF para a incidência AP do simulador Rex.

Energia (MeV)	E/Φ – ICRP 103	E/Φ – ICRP 60	Diferença Relativa (ICRP103 / ICRP60)
20	33,90	47,63	-40,48%
30	75,93	102,31	-34,75%
50	221,39	310,81	-40,39%
100	223,09	436,37	-95,61%
200	251,02	489,14	-94,86%
500	159,15	310,45	-95,06%
1000	147,58	288,87	-95,74%
2000	145,80	286,86	-96,75%
5000	162,94	318,73	-95,61%
10000	188,71	371,30	-96,75%

Capítulo 5

Conclusão

O objetivo deste trabalho foi calcular os coeficientes de conversão para dose efetiva, utilizando feixes monoenergéticos de prótons com energias entre 20 MeV e 10 GeV, para as projeções Antero-Posterior (AP) e Postero-Anterior (PA). Foram utilizados o código de transporte de radiação MCNPX e dois simuladores antropomórficos de *voxel*, um masculino (Rex) e um feminino (Regina), ambos simuladores recomendados pela ICRP em sua publicação de número 110.

Os resultados deste trabalho mostram que tanto para o simulador feminino quanto para o masculino, a deposição de energia dos prótons é similar para a maior parte dos órgãos alcançando um máximo de deposição entre 100 MeV e 200 MeV. Após isso segue-se um patamar entre as energias de 500 MeV a 10 GeV.

A partir da análise dos gráficos 4.29 ao 4.34, no caso do simulador feminino, e 4.65 ao 4.70, no caso do simulador masculino, é possível notar que as mamas têm uma contribuição significativa para os valores de dose efetiva por fluência calculadas, independente da energia do feixe. Isso pode estar relacionado com vários fatores, entre eles o tamanho em comparação com outros órgãos (no caso da mulher), o fator de peso relativo às mamas e o pico de Bragg para as energias de 50 MeV. Para energias até 200 MeV é possível notar diferenças significativas na contribuição de cada órgão entre a incidência AP e PA, a partir deste ponto as diferenças se tornam praticamente desprezíveis.

Esses dados são corroborados quando avaliamos o gráfico na Figura 4.74 onde temos um pico de absorção a 2 cm de profundidade para prótons com energia de 50 MeV e outro pico a 7,5 cm para prótons com energia de 100 MeV. Uma vez que o tecido mamário não atinge a profundidade de 7,5 cm, podemos concluir que a maior deposição de dose ocorre em 50 MeV para o tecido mamário. Além disso os dados do trabalho de Bozkurt e Xu (2004), mostram uma maior deposição de dose nas mamas, quando comparada com outros órgãos, para o simulador VIPMan.

A partir da análise dos gráficos 4.65 ao 4.70 é possível notar no caso do simulador masculino que, para energias até 100 MeV, existem diferenças significativas na contribuição de cada órgão entre a incidência AP e PA, a partir deste ponto as diferenças se tornam praticamente desprezíveis.

A maior diferença relativa encontrada foi de 98,20%, quando comparado com o trabalho de Bozkurt e Xu (2004), para a incidência PA e uma energia de 20 MeV. Esses dados estão compatíveis com as diferenças encontradas por Lopes (2008) e pela Tabela 4.12, quando comparadas diferenças geradas utilizando os fatores de peso do tecido (w_t) e da radiação (w_r) da publicação 60 e 103 da ICRP somados às diferenças nas imagens que geraram os simuladores.

Para órgãos individuais a maior diferença encontrada foi de 89,95%, para os testículos em uma incidência AP e um feixe de 30 MeV, quando comparados com os dados de Bozkurt e Xu (2004). Essa diferença também está relacionada com w_t e w_r assim como com as diferenças nas estruturas de cada um dos simuladores.

O maior valor de H_t/Φ encontrado neste trabalho foi de 5807,39 pSv.cm², para as mamas do simulador feminino e um feixe de 50 MeV, na incidência AP. O menor valor de H_t/Φ encontrado foi de $5,62 \cdot 10^{-05}$ pSv.cm², para a mucosa do simulador masculino para um feixe de 20 MeV, na incidência PA.

A análise dos dados apresentados permite concluir que a metodologia de cálculo utilizando o código MCNP está capacitada para calcular coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva (E/Φ), 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:

- Comparar os coeficientes de conversão para a dose efetiva utilizando outros simuladores antropomórficos de voxels tais como: Golem e Laura, e o código de transporte de radiação Monte Carlo MCNPX.

Referências Bibliográficas

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.

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.

BOLCH, W.E., SHAH, A.P., *et al.*, 2007. *Skeletal absorbed fractions for electrons in the adult male: considerations of a revised 50-lm definition of the bone endosteum*. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 127, 169–173.

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.

BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M., BOONE, J. M., 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0-683-30118-7, Philadelphia.

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

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).

ICRP/ICRU, 1963, *Report of the RBE Committee of the International Commissions on Radiological Protection and on Radiation Units and Measurements*, Health Phys. 9, 357.

ICRP, 1974, *Report of the Task Group on Reference Man, protection against external radiation*. ICRP Publication 23, New York, Pergamon Press, USA

ICRP 26, 1977, *Report of task group on Reference Man*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP, 1991, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, New York, Pergamon Press, USA.

ICRP 74, 1996, *Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP 89, 2003, *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP, 2007, *Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*. ICRP Publication 103, New York, Pergamon Press, USA.

ICRP 110, 2009, *Adult reference computational phantoms*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRU 16, 1970, *Linear energy transfer*, International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

ICRU, 1980, *Radiation quantities and units*. ICRU Report 33, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

ICRU 40, 1986, *The quality factor in radiation protection*, International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

ICRU 44, 1989, *Tissues substitutes in radiation dosimetry and measurament*. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

ICRU 51, 1989, *Quantities and units in radiation protection dosimetry*. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA,MD.

ICRU 59, 1989, *Clinical proton dosimetry Part I. - Beam production, beam delivery and measurement of absorbed dose*. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

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

LOPES, F. A., 2008, *Cálculo dos coeficientes de conversão para dose efetiva para prótons utilizando simulador antropomórfico matemático*. Dissertação de M.Sc., COPPE/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, *MCNPTM user's manual (version 2.5.0)*, LA-CP-05-0369. Los Alamos Nacional 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.

SCHLATTTL, H., ZANKL, M., PETOUSSI-HENSS, N., 2007. *Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures*. Phys. Med. Biol. 52, 2123–2145.

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

VEIT, R., ZANKL, M., PETOUSSI, N., MANNWEILER, E., WILLIAM, G., DREXLER, G., 1989, *Tomographic anthropomorphic models, Part I: Construction technique and description of models of an 8 week old baby and 7 year old child*. in: GSFReport 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany.

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

ZANKL, M., ECKERMAN, K.F., BOLCH, W.E., 2007. *Voxel-based models representing the male and female ICRP reference adult – the skeleton*. Radiat. Prot. Dosim. 127, 174–186.

ZANKL, M., WITTMANN, A., 2001. *The adult male voxel model ‘Golem’ segmented from whole body CT patient data*. Radiat. Environ. Biophys. 40, 153–162.

ZANKL, M., BECKER, J., FILL, U., *et al.*, 2005. *GSF male and female adult voxel models representing ICRP Reference Man – the present status*. In: *The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World*. American Nuclear Society, LaGrange Park, IL.

Anexo I

Tabela dos dados obtidos através do arquivo de saída do MCNPX para o simulador feminino até 500 MeV e incidência AP

Radiação	Tally	Estrutura	Energia 20 MeV		Energia 30 MeV		Energia 50 MeV		Energia 100 MeV		Energia 200 MeV		Energia 500 MeV	
			Dose depositada (MeV/g)	Incerteza										
PRÓTON	f676	72	5,63E-10	13%	7,66E-09	5%	3,04E-07	1%	1,02E-03	0%	6,07E-04	0%	3,91E-04	0%
	f686	137	7,40E-10	22%	1,31E-05	0%	7,55E-04	0%	1,36E-03	0%	5,85E-04	0%	3,83E-04	0%
	f696	95	6,15E-10	5%	5,82E-09	2%	1,69E-05	0%	9,75E-04	0%	6,18E-04	0%	3,96E-04	0%
	f706	110	6,47E-10	27%	5,60E-09	11%	6,27E-05	0%	6,87E-04	0%	6,27E-04	0%	4,07E-04	0%
	f716	132	6,86E-10	40%	4,55E-08	4%	1,89E-03	0%	9,76E-04	0%	5,59E-04	0%	3,75E-04	0%
	f726	61	5,10E-10	5%	4,07E-09	2%	3,93E-05	0%	5,83E-04	0%	6,45E-04	0%	3,87E-04	0%
	f736	76	7,45E-10	8%	6,98E-09	3%	1,48E-04	0%	1,10E-03	0%	6,04E-04	0%	3,91E-04	0%
		78												
		80												
		82												
		84												
	f746	97	6,12E-10	6%	5,70E-09	2%	1,11E-05	0%	1,22E-03	0%	6,14E-04	0%	3,95E-04	0%
		99												
	f756	122	1,63E-03	0%	1,20E-03	0%	8,81E-04	0%	7,22E-04	0%	5,95E-04	0%	3,71E-04	0%
		123												
		124												
		125												
	f766	120	6,83E-10	19%	1,32E-08	7%	1,22E-06	1%	1,37E-03	0%	6,04E-04	0%	3,85E-04	0%
121														
f776	1	8,14E-10	49%	5,54E-09	18%	5,30E-08	7%	1,02E-06	3%	6,80E-04	0%	4,19E-04	0%	
	2													
f786	70	3,64E-10	53%	4,48E-09	21%	8,17E-08	6%	1,13E-03	0%	6,32E-04	0%	4,05E-04	0%	
f796	87	8,89E-10	10%	6,02E-09	4%	4,65E-07	1%	1,05E-03	0%	6,13E-04	0%	3,96E-04	0%	

f806	89	3,56E-10	14%	3,77E-09	5%	6,46E-08	2%	1,08E-04	0%	6,62E-04	0%	4,13E-04	0%	
	90													
	91													
	92													
	93													
	94													
	f816	74	5,73E-10	7%	6,00E-09	3%	8,05E-07	0%	1,17E-03	0%	6,17E-04	0%	3,98E-04	0%
	f826	100	2,83E-08	5%	1,09E-05	0%	3,30E-04	0%	9,80E-04	0%	6,14E-04	0%	3,96E-04	0%
		101												
		102												
		103												
		104												
	105													
	f836	5	2,82E-07	2%	1,24E-05	0%	2,75E-04	0%	1,18E-03	0%	5,91E-04	0%	3,77E-04	0%
		6												
f846	106	1,30E-06	0%	1,64E-05	0%	2,61E-04	0%	8,27E-04	0%	6,19E-04	0%	3,94E-04	0%	
	107													
	108													
	109													
f856	113	6,67E-10	16%	5,70E-09	6%	8,71E-08	2%	1,52E-03	0%	6,20E-04	0%	4,01E-04	0%	
f866	127	3,74E-10	21%	4,06E-09	7%	6,03E-08	2%	2,20E-04	0%	6,67E-04	0%	4,10E-04	0%	
f876	131	6,28E-10	34%	6,21E-06	1%	5,87E-04	0%	1,05E-03	0%	5,77E-04	0%	3,84E-04	0%	
f886	139	6,44E-10	18%	4,82E-09	8%	8,39E-08	3%	9,40E-04	0%	6,42E-04	0%	4,16E-04	0%	
f896	111	3,67E-10	46%	4,07E-09	26%	6,85E-08	7%	1,15E-06	3%	6,54E-04	0%	4,20E-04	0%	
	112													
f906	48	5,11E-10	19%	4,36E-09	8%	6,21E-08	3%	3,89E-04	0%	6,28E-04	0%	3,89E-04	0%	
	50	2,61E-10	15%	2,76E-09	5%	4,66E-08	2%	2,03E-04	0%	5,06E-04	0%	3,14E-04	0%	
	52	2,71E-10	15%	2,81E-09	5%	4,84E-08	2%	5,23E-05	0%	5,67E-04	0%	3,55E-04	0%	
	54	2,27E-10	19%	2,27E-09	8%	4,58E-08	2%	1,19E-06	1%	5,65E-04	0%	3,44E-04	0%	
f916	25	3,10E-07	2%	5,28E-06	0%	1,41E-03	0%	7,33E-04	0%	4,18E-04	0%	2,79E-04	0%	
	44	3,12E-10	11%	2,22E-07	1%	1,16E-04	0%	4,16E-04	0%	3,10E-04	0%	1,98E-04	0%	
	46	5,02E-10	15%	3,74E-09	7%	3,90E-05	0%	9,21E-04	0%	4,60E-04	0%	2,98E-04	0%	
	56	8,54E-10	18%	4,12E-07	1%	1,38E-03	0%	8,34E-04	0%	4,70E-04	0%	3,15E-04	0%	

	f926	42	5,98E-10	8%	5,15E-09	3%	3,80E-05	0%	6,51E-04	0%	6,35E-04	0%	4,07E-04	0%	
	f936	26	3,86E-07	1%	1,50E-04	0%	4,62E-04	0%	6,56E-04	0%	5,54E-04	0%	3,40E-04	0%	
	f946	40	1,41E-09	21%	6,33E-07	2%	9,39E-04	0%	1,19E-03	0%	5,63E-04	0%	3,68E-04	0%	
	f956	29	6,68E-10	11%	4,80E-09	5%	7,69E-08	2%	1,22E-03	0%	6,32E-04	0%	4,07E-04	0%	
	f966	14	7,48E-10	15%	6,52E-09	5%	1,84E-04	0%	1,15E-03	0%	5,68E-04	0%	3,68E-04	0%	
	f976		15	3,75E-10	34%	4,56E-09	11%	7,16E-08	4%	7,41E-04	0%	3,61E-04	0%	2,40E-04	0%
			17	5,13E-10	21%	5,22E-09	8%	8,39E-08	3%	1,08E-03	0%	5,22E-04	0%	3,46E-04	0%
			18	3,21E-10	32%	5,24E-09	12%	5,74E-08	4%	7,31E-04	0%	3,37E-04	0%	2,27E-04	0%
			20	4,42E-10	15%	8,79E-06	0%	4,52E-04	0%	6,95E-04	0%	2,93E-04	0%	1,95E-04	0%
			21	1,48E-09	21%	2,09E-06	1%	1,51E-03	0%	1,62E-03	0%	8,73E-04	0%	5,92E-04	0%
			23	6,39E-07	1%	3,38E-04	0%	8,14E-04	0%	4,50E-04	0%	3,04E-04	0%	2,04E-04	0%
			30	1,37E-09	24%	1,03E-08	10%	1,34E-07	3%	3,39E-03	0%	9,80E-04	0%	6,30E-04	0%
			32	3,46E-10	11%	2,89E-09	5%	3,60E-08	2%	5,42E-04	0%	2,35E-04	0%	1,51E-04	0%
			33	7,31E-10	17%	5,37E-09	7%	6,82E-08	3%	1,09E-03	0%	4,23E-04	0%	2,73E-04	0%
			35	7,93E-10	6%	6,09E-09	2%	1,96E-04	0%	1,04E-03	0%	4,69E-04	0%	3,02E-04	0%
			36	1,54E-09	10%	1,25E-08	5%	8,26E-04	0%	1,18E-03	0%	6,46E-04	0%	4,29E-04	0%
			38	3,42E-10	10%	1,59E-08	2%	9,18E-05	0%	5,37E-04	0%	3,18E-04	0%	2,00E-04	0%
		f986		62		0%		0%		0%		0%		0%	
			63	2,57E-03	0%	8,09E-03	0%	3,27E-02	0%	2,00E-02	0%	1,13E-02	0%	7,36E-03	0%
			64		0%		0%		0%		0%		0%		0%
			65	3,91E-03	0%	1,05E-02	0%	3,49E-02	0%	1,97E-02	0%	1,13E-02	0%	7,33E-03	0%
	f996	3	2,01E-07	3%	3,62E-05	0%	4,13E-04	0%	1,16E-03	0%	6,03E-04	0%	3,81E-04	0%	
		4													

Anexo I

Exemplo de arquivo de entrada dos dados do MCNPX do simulador feminino na incidência AP com uma energia de 50 MeV

FANTOMA DA ICRP NO MCNPX REGINA

c complex lattice

888 0 -401 302 -403 304 -405 306 fill=999 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1

889 0 -301 302 -303 304 -305 306 lat=1 u=999 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1

fill=0:298 0:136 0:347

222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222

(...)

222 222 222 222

222 1 -0.00129 -301 302 -303 304 -305 306 u=222 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$Ar

1 like 222 but mat=35 rho=-1.030 u=1 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Adrenal_left

2 like 222 but mat=35 rho=-1.030 u=2 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Adrenal_right

3 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=3 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Anterior nasal
passage (ET1)

4 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=4 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Posterior nasal
passage down to larynx (ET2)

5 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=5 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Oral mucosa,
tongue

6 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=6 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Oral mucosa, lips
and cheeks

7 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=7 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Trachea

8 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=8 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Bronchi

9 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=9 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Blood vessels,
head

10 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=10 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Blood vessels,
trunk

11 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=11 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Blood vessels,
arms

12 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=12 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Blood vessels,
legs

13 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=13 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, proximal end, cortical bone

14 like 222 but mat=3 rho=-1.185 u=14 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, upper half, spongiosa

15 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=15 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, upper half, medullary cavity

16 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=16 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, lower half, cortical

17 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=17 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, lower half, spongiosa

18 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=18 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Humeri, lower half, medullary cavity

19 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=19 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Ulnae and radii, cortical

20 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=20 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Ulnae and radii, spongiosa

21 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=21 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Ulnae and radii, medullary cavity

22 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=22 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Wrists and hand bones, cortical

23 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=23 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Arm bones:
Wrists and hand bones, spongiosa

24 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=24 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Clavicles, cortical

25 like 222 but mat=6 rho=-1.191 u=25 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Clavicles,
spongiosa

26 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=26 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cranium, cortical

27 like 222 but mat=7 rho=-1.245 u=27 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cranium,
spongiosa

28 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=28 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, upper half, cortical

29 like 222 but mat=8 rho=-1.046 u=29 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, upper half, spongiosa

30 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=30 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, upper half, medullary cavity

31 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=31 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, lower half, cortical

32 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=32 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, lower half, spongiosa

33 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=33 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Leg bones:
Femora, lower half, medullary cavity

34 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=34 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Tibiae, fibulae and patellae, cortical

35 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=35 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Tibiae, fibulae and patellae, spongiosa

36 like 222 but mat=18 rho=-0.98 u=36 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Tibiae, fibulae and patellae, medullary cavity

37 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=37 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ankles and foot bones, cortical

38 like 222 but mat=4 rho=-1.117 u=38 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ankles and foot bones, spongiosa

39 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=39 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Mandible, cortical

40 like 222 but mat=9 rho=-1.189 u=40 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Mandible, spongiosa

41 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=41 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Pelvis, cortical

42 like 222 but mat=10 rho=-1.109 u=42 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Pelvis, spongiosa

43 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=43 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ribs, cortical

44 like 222 but mat=11 rho=-1.092 u=44 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ribs, spongiosa

45 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=45 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Scapulae, cortical

46 like 222 but mat=12 rho=-1.128 u=46 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Scapulae, spongiosa

47 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=47 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cervical spine, cortical

48 like 222 but mat=13 rho=-1.135 u=48 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cervical spine, spongiosa

49 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=49 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Thoracic spine, cortical

50 like 222 but mat=14 rho=-1.084 u=50 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Thoracic spine, spongiosa

51 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=51 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lumbar spine, cortical

52 like 222 but mat=15 rho=-1.171 u=52 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lumbar spine, spongiosa

53 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=53 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sacrum, cortical

54 like 222 but mat=16 rho=-1.052 u=54 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sacrum, spongiosa

55 like 222 but mat=2 rho=-1.920 u=55 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sternum, cortical

56 like 222 but mat=17 rho=-1.076 u=56 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sternum, spongiosa

57 like 222 but mat=19 rho=-1.100 u=57 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cartilage, head

58 like 222 but mat=19 rho=-1.100 u=58 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cartilage, trunk

59 like 222 but mat=19 rho=-1.100 u=59 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cartilage, arms

60 like 222 but mat=19 rho=-1.100 u=60 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Cartilage, legs

61 like 222 but mat=25 rho=-1.050 u=61 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Brain

62 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=62 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Breast, left, adipose tissue

63 like 222 but mat=40 rho=-1.020 u=63 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Breast, left, glandular tissue

64 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=64 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Breast, right, adipose tissue

65 like 222 but mat=40 rho=-1.020 u=65 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Breast, right, glandular tissue

66 like 222 but mat=27 rho=-1.050 u=66 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Eye lens, left

67 like 222 but mat=27 rho=-1.050 u=67 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Eye bulb, left

68 like 222 but mat=27 rho=-1.050 u=68 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Eye lens, right

69 like 222 but mat=27 rho=-1.050 u=69 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Eye bulb, right

70 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=70 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Gall bladder wall

71 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=71 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Gall bladder contents

72 like 222 but mat=29 rho=-1.040 u=72 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Stomach wall

73 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=73 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Stomach contents

74 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=74 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Small intestine wall

75 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=75 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Small intestine contents

76 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=76 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ascending colon wall

77 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=77 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ascending colon contents

78 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=78 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Transverse colon wall, right

79 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=79 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Transverse colon contents, right

80 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=80 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Transverse colon wall, left

81 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=81 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Transverse colon contents, left

82 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=82 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Descending colon wall

83 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=83 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Descending colon contents

84 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=84 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sigmoid colon wall

85 like 222 but mat=43 rho=-1.040 u=85 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Sigmoid colon contents

86 like 222 but mat=30 rho=-1.040 u=86 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Rectum wall

87 like 222 but mat=26 rho=-1.050 u=87 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Heart wall

88 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=88 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Heart contents (blood)

89 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=89 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, left, cortex

90 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=90 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, left, medulla

91 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=91 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, left, pelvis

92 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=92 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, right, cortex

93 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=93 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, right, medulla

94 like 222 but mat=28 rho=-1.050 u=94 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Kidney, right, pelvis

95 like 222 but mat=23 rho=-1.050 u=95 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Liver

96 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=96 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lung, left, blood

97 like 222 but mat=42 rho=-0.385 u=97 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lung, left, tissue

98 like 222 but mat=21 rho=-1.060 u=98 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lung, right, blood

99 like 222 but mat=42 rho=-0.385 u=99 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lung, right, tissue

100 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=100 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, extrathoracic airways

101 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=101 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, thoracic airways

102 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=102 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, head

103 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=103 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, trunk

104 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=104 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, arms

105 like 222 but mat=39 rho=-1.030 u=105 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Lymphatic nodes, legs

106 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=106 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Muscle tissue, head

107 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=107 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Muscle tissue, trunk

108 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=108 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Muscle tissue, arms

109 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=109 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Muscle tissue, legs

110 like 222 but mat=36 rho=-1.030 u=110 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Oesophagus (wall)

111 like 222 but mat=34 rho=-1.040 u=111 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ovary, left

112 like 222 but mat=34 rho=-1.040 u=112 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ovary, right

113 like 222 but mat=24 rho=-1.050 u=113 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Pancreas

114 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=114 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Pituitary gland

116 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=116 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ REsidual tissue, head

117 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=117 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Residual tissue, trunk

118 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=118 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Residual tissue, arms

119 like 222 but mat=41 rho=-0.95 u=119 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Residual tissue, legs

120 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=120 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Salivary glands, left

121 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=121 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Salivary glands, right

122 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=122 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Skin, head

123 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=123 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Skin, trunk

124 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=124 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Skin, arms

125 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=125 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Skin, legs

126 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=126 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Spinal cord

127 like 222 but mat=31 rho=-1.040 u=127 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Spleen

128 like 222 but mat=5 rho=-2.750 u=128 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Teeth

131 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=131 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Thymus

132 like 222 but mat=32 rho=-1.040 u=132 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Thyroid

133 like 222 but mat=22 rho=-1.050 u=133 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Tongue (inner part)

134 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=134 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Tonsils

135 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=135 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ureter, left

136 like 222 but mat=37 rho=-1.030 u=136 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Ureter, right

137 like 222 but mat=33 rho=-1.040 u=137 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Urinary bladder wall

138 like 222 but mat=44 rho=-1.040 u=138 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Urinary bladder contents

139 like 222 but mat=38 rho=-1.030 u=139 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Uterus/cervix

140 like 222 but mat=45 rho=-0.001293 u=140 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Air inside body

141 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=141 imp:p=1 imp:n=1 imp:h=1 \$ Skin at top
and bottom

886 0 #888 imp:p=0 imp:n=0 imp:h=0

c -----size of lattice-----

301 px 0.1775

302 px 0

303 py 0.1775

304 py 0

305 pz 0.484

306 pz 0

c -----Size of the array-----

401 px 53.0725

403 py 24.3175

405 pz 168.432

c -----plane source -----

990 py 0.0

c

c -----Source definition-----

c Fonte AP

SDEF VEC=0 1 0 DIR=1 SUR=990 ara=8939.10732 ERG=50

X=D1 Y=D2 Z=D3 PAR=9

S11 A 0.0 53.0725

SP1 1 1

SI3 A 0.0 168.432

SP3 1 1

SI2 L 0.0

SP2 1

c

mode h n p

PHYS:h 10000

PHYS:n 10000

PHYS:p 10000

c

c -----Dose calculation-----

c

c ----- foton -----

c

f16:p (72<889) \$ stomach

SD16 140.00

(...)

c

c ----- Neutron -----

c

f346:n (72<889) \$ stomach

SD346 140.00

DE346 0 1.00E-03 2.00E-03 3.00E-03 4.00E-03 5.00E-03 6.00E-03

7.00E-03 8.00E-03 9.00E-03 1.00E-02 2.00E-02 3.00E-02

4.00E-02 5.00E-02 6.00E-02 7.00E-02 8.00E-02 9.00E-02

1.00E-01 2.00E-01 3.00E-01 4.00E-01 5.00E-01 6.00E-01
7.00E-01 8.00E-01 9.00E-01 1.00E+00 2.00E+00 3.00E+00
4.00E+00 5.00E+00 6.00E+00 7.00E+00 8.00E+00 9.00E+00
1.00E+01 1.10E+01 1.20E+01 1.30E+01 1.40E+01 1.50E+01
1.60E+01 1.70E+01 1.80E+01 1.90E+01 2.00E+01 2.10E+01
2.20E+01 2.30E+01 2.40E+01 2.50E+01 2.60E+01 2.70E+01
2.80E+01 2.90E+01 3.00E+01 3.10E+01 3.20E+01 3.30E+01
3.40E+01 3.50E+01 3.60E+01 3.70E+01 3.80E+01 3.90E+01
4.00E+01 4.10E+01 4.20E+01 4.30E+01 4.40E+01 4.50E+01
4.60E+01 4.70E+01 4.80E+01 4.90E+01 5.00E+01 6.00E+01
7.00E+01 8.00E+01 9.00E+01 1.00E+02 2.00E+02 3.00E+02
4.00E+02 5.00E+02 6.00E+02 7.00E+02 8.00E+02 9.00E+02
1.00E+03 2.00E+03 3.00E+03 4.00E+03 5.00E+03 6.00E+03
7.00E+03 8.00E+03 9.00E+03 1.00E+04

(...)

c

c ----- Proton -----

c

f676:h (72<889) \$ stomach

SD676 140.00

f686:h (137<889) \$ bladder

SD686 40.00

f696:h (95<889) \$ Liver

SD696 1400.00

f706:h (110<889) \$ Oesophagus (wall)

SD706 34.99

f716:h (132<889) \$ Thyroid

SD716 17.00

f726:h (61<889) \$ Brain

SD726 1300.00

f736:h ((76 78 80 82 84 86)<889) \$ colon

SD736 360.00

f746:h ((97 99)<889) \$ lungs

SD746 848.52

f756:h ((122 123 124 125)<889) \$ skin

SD756 2721.46

f766:h ((120 121)<889) \$ salivary glands

SD766 70.00

c -----Remaiders-----

f776:h ((1 2)<889) \$ adrenals

SD776 13.00

f786:h (70<889) \$ gall bladder

SD786 10.24

f796:h (87<889) \$ heart

SD796 250.00

f806:h ((89 90 91 92 93 94)<889) \$ kidneys

SD806 275.1

f816:h (74<889) \$ small intestine

SD816 599.99

f826:h ((100 101 102 103 104 105)<889) \$ Limp. Nodes

SD826 79.14

f836:h ((5 6)<889) \$ Oral mucosa

SD836 22.45

f846:h ((106 107 108 109)<889) \$ Muscle

SD846 17500.00

f856:h (113<889) \$ pancreas

SD856 120.01

f866:h (127<889) \$ spleen

SD866 130.00

f876:h (131<889) \$ thymus

SD876 19.99

f886:h (139<889) \$ uterus

SD886 80.01

c -----

f896:h ((111 112)<889) \$ ovaries

SD896 11.00

c -----Medula-----

f906:h (48 50 52 54<889) \$ spine

SD906 73.55 335.34 302.07 173.51

f916:h (25 44 46 56<889) \$ CECS

SD916 53.06 520.06 129.21 56.31

f926:h (42<889) \$ pelvis

SD926 445.07

f936:h (26<889) \$ cranium

SD936 403.60

f946:h (40<889) \$ mandible

SD946 34.67

f956:h (29<889) \$ leg bone

SD956 225.05

f966:h (14<889) \$ arm bone

SD966 111.90

c -----Bone Surface-----

f976:h (15 17 18 20 21 23 30 32

33 35 36 38<889)

SD976 33.48 59.73 37.13 181.91 22.67 139.59 25.78 438.57

80.89 729.38 78.67 507.78

c -----

f986:h (62 63 64 65<889) \$ breasts

SD986 7.50 4.99 7.50 4.99

f996:h ((3 4)<889) \$ ET

SD996 18.61

c

c -----Materials definition-----

c Air [Metzger et al., 1993] - rho= 0.001205

m1 7014. -.752 7015. -.003 8000. -.232

18000. -.013

c

c Mineral Bone, [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.920

m2 1000. -.036 6000. -.159 7000. -.042

8000. -.448 11000. -.003 12000. -.002

15000. -.094 16000. -.003 20000. -.213

MT2 LWTR.01T

c

c Humeri, upper half, spongiosa,

c [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.185

m3 1000. -.087 6000. -.366 7000. -.025

8000. -.422 11000. -.002 12000. -.001

15000. -.030 16000. -.003 17000. -.001

19000. -.001 20000. -.062

MT3 LWTR.01T

c

c Humeri, lower half, lower arms, hands, femora, legs

c foot, spongiosa, [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.117

m4 1000. -.096 6000. -.473 7000. -.017

8000. -.341 11000. -.002 15000. -.022

16000. -.002 17000. -.001 20000. -.046

MT4 LWTR.01T

c

c Teeth, [ICRP Report 110, 2010] - rho= 2.750

m5 1000. -.022 6000. -.095 7000. -.029

8000. -.421 12000. -.007 15000. -.137

20000. -.289

MT5 LWTR.01T

c

c Clavicles, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.191

m6 1000. -.087 6000. -.361 7000. -.025
8000. -.424 11000. -.002 12000. -.001
15000. -.031 16000. -.003 17000. -.001
19000. -.001 20000. -.064

MT6 LWTR.01T

c

c Cranium, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.245

m7 1000. -.081 6000. -.317 7000. -.028
8000. -.451 11000. -.002 12000. -.001
15000. -.037 16000. -.003 17000. -.001
19000. -.001 20000. -.078

MT7 LWTR.01T

c

c Femora, upper half, spongiosa

c [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.046

m8 1000. -.104 6000. -.496 7000. -.018
8000. -.349 11000. -.001 15000. -.009
16000. -.002 17000. -.001 19000. -.001
20000. -.019

MT8 LWTR.01T

c

c Mandible, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.189

m9 1000. -.087 6000. -.357 7000. -.026
8000. -.429 11000. -.002 12000. -.001
15000. -.030 16000. -.003 17000. -.001

19000. -.001 20000. -.063

MT9 LWTR.01T

c

c Pelvis, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.109

m10 1000. -.096 6000. -.406 7000. -.025

8000. -.412 11000. -.001 15000. -.018

16000. -.002 17000. -.001 19000. -.001

20000. -.038

MT10 LWTR.01T

c

c Ribs, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.092

m11 1000. -.097 6000. -.381 7000. -.028

8000. -.445 11000. -.001 15000. -.014

16000. -.002 17000. -.002 19000. -.001

20000. -.028 26000. -.001

MT11 LWTR.01T

c

c Scapulae, spongiosa [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.128

m12 1000. -.094 6000. -.406 7000. -.024

8000. -.404 11000. -.001 15000. -.022

16000. -.002 17000. -.001 19000. -.001

20000. -.045

MT12 LWTR.01T

c

c Cervical spine, spongiosa [ICRP 110, 2010] - rho= 1.135

m13 1000. -.092 6000. -.351 7000. -.029
8000. -.458 11000. -.001 15000. -.021
16000. -.002 17000. -.002 19000. -.001
20000. -.043

MT13 LWTR.01T

c

c Thoracic spine, spongiosa [ICRP 110, 2010] - rho= 1.084

m14 1000. -.098 6000. -.386 7000. -.028
8000. -.442 11000. -.001 15000. -.013
16000. -.002 17000. -.002 19000. -.001
20000. -.026 26000. -.001

MT14 LWTR.01T

c

c Lumbar spine, spongiosa [ICRP 110, 2010] - rho= 1.171

m15 1000. -.088 6000. -.329 7000. -.030
8000. -.466 11000. -.001 12000. -.001
15000. -.026 16000. -.003 17000. -.001
19000. -.001 20000. -.054

MT15 LWTR.01T

c

c Sacrum, spongiosa [ICRP 110, 2010] - rho= 1.052

m16 1000. -.102 6000. -.410 7000. -.027
8000. -.433 11000. -.001 15000. -.007
16000. -.002 17000. -.002 19000. -.001
20000. -.014 26000. -.001

MT16 LWTR.01T

c

c Sternum, spongiosa [ICRP 110, 2010] - rho= 1.076

m17	1000.	-.099	6000.	-.392	7000.	-.028
	8000.	-.439	11000.	-.001	15000.	-.012
	16000.	-.002	17000.	-.002	19000.	-.001
	20000.	-.023	26000.	-.001		

MT17 LWTR.01T

c

c Humeri and femora upper and lower halves, lower arms and

c legs medullary cavity [ICRP 110, 2010] - rho= 0.980

m18	1000.	-.115	6000.	-.637	7000.	-.007
	8000.	-.238	11000.	-.001	16000.	-.001
	17000.	-.001				

MT18 LWTR.01T

c

c Cartilage [ICRP Report 110, 2010] -rho= 1.100

m19	1000.	-.096	6000.	-.099	7000.	-.022
	8000.	-.744	11000.	-.005	15000.	-.022
	16000.	-.009	17000.	-.003		

MT19 LWTR.01T

c

c Skin [ICRP Report 110, 2010] -rho=1.090

m20	1000.	-.100	6000.	-.199	7000.	-.042
	8000.	-.650	11000.	-.002	15000.	-.001

16000. -.002 17000. -.003 19000. -.001

MT20 LWTR.01T

c

c Blood [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.060

m21 1000. -.102 6000. -.110 7000. -.033

8000. -.745 11000. -.001 15000. -.001

16000. -.002 17000. -.003 19000. -.002

26000. -.001

MT21 LWTR.01T

c

c Muscle Tissue, Adult [ICRP Report 110, 2010] -rho= 1.050

m22 1000. -.102 6000. -.142 7000. -.034

8000. -.711 11000. -.001 15000. -.002

16000. -.003 17000. -.001 19000. -.004

MT22 LWTR.01T

c

c Liver (figado) [ICRP Report 110, 2010] -rho= 1.050

m23 1000. -.102 6000. -.131 7000. -.031

8000. -.724 11000. -.002 15000. -.002

16000. -.003 17000. -.002 19000. -.003

MT23 LWTR.01T

c

c Pancreas [ICRP Report 110, 2010] rho=1.050

m24 1000. -.105 6000. -.157 7000. -.024

8000. -.705 11000. -.002 15000. -.002

16000. -.001 17000. -.002 19000. -.002

MT24 LWTR.01T

c

c Brain [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.050

m25 1000. -.107 6000. -.144 7000. -.022

8000. -.713 11000. -.002 15000. -.004

16000. -.002 17000. -.003 19000. -.003

MT25 LWTR.01T

c

c Heart (coracao) [ICRP Report 110, 2010] -rho=1.050

m26 1000. -.104 6000. -.138 7000. -.029

8000. -.719 11000. -.001 15000. -.002

16000. -.002 17000. -.002 19000. -.003

MT26 LWTR.01T

c

c Eyes [ICRP Report 110, 2010] rho = 1.050

m27 1000. -.097 6000. -.183 7000. -.054

8000. -.660 11000. -.001 15000. -.001

16000. -.003 19000. -.001

MT27 LWTR.01T

c

c Kidney (rins) [ICRP Report 110, 2010] -rho=1.050

m28 1000. -.103 6000. -.125 7000. -.031

8000. -.730 11000. -.002 15000. -.002

16000. -.002 17000. -.002 19000. -.002

20000. -.001

MT28 LWTR.01T

c

c Stomach (estomago) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.040

m29 1000. -.105 6000. -.114 7000. -.025

8000. -.750 11000. -.001 15000. -.001

16000. -.001 17000. -.002 19000. -.001

MT29 LWTR.01T

c

c Intestine (GS) [ICRP Report 110, 2010] -rho=1.040

m30 1000. -.105 6000. -.114 7000. -.025

8000. -.750 11000. -.001 15000. -.001

16000. -.001 17000. -.002 19000. -.001

MT30 LWTR.01T

c

c Spleen (baço) [ICRP Report 110, 2010] -rho= 1.040

m31 1000. -.103 6000. -.112 7000. -.032

8000. -.743 11000. -.001 15000. -.002

16000. -.002 17000. -.002 19000. -.003

MT31 LWTR.01T

c

c Thyroid [ICRP Report 110, 2010] -rho= 1.040

m32 1000. -.104 6000. -.118 7000. -.025

8000. -.745 11000. -.002 15000. -.001

16000. -.001 17000. -.002 19000. -.001

53000. -.001

MT32 LWTR.01T

c

c Bladder (bexiga) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.040

m33 1000. -.105 6000. -.096 7000. -.026

8000. -.761 11000. -.002 15000. -.002

16000. -.002 17000. -.003 19000. -.003

MT33 LWTR.01T

c

c Ovaries (ovarios) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.040

m34 1000. -.105 6000. -.094 7000. -.025

8000. -.766 11000. -.002 15000. -.002

16000. -.002 17000. -.002 19000. -.002

MT34 LWTR.01T

c

c Adrenals (adrenais) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.030

m35 1000. -.104 6000. -.228 7000. -.028

8000. -.630 11000. -.001 15000. -.002

16000. -.003 17000. -.002 19000. -.002

MT35 LWTR.01T

c

c Oesophagus (esofago) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.030

m36 1000. -.104 6000. -.222 7000. -.028

8000. -.636 11000. -.001 15000. -.002

16000. -.003 17000. -.002 19000. -.002

MT36 LWTR.01T

c

c Gall Bladder, trachea, thymus, tonsils, ureters,

c pituitary gland [ICRP Report 110, 2010] rho=1.030

m37	1000.	-.105	6000.	-.235	7000.	-.028
	8000.	-.622	11000.	-.001	15000.	-.002
	16000.	-.003	17000.	-.002	19000.	-.002

MT37 LWTR.01T

c

c Uterus/cervix (utero) [ICRP Report 110, 2010] rho=1.030

m38	1000.	-.105	6000.	-.286	7000.	-.025
	8000.	-.576	11000.	-.001	15000.	-.002
	16000.	-.002	17000.	-.001	19000.	-.002

MT38 LWTR.01T

c

c Lymph [ICRP Report 110, 2010] rho=1.030

m39	1000.	-.108	6000.	-.042	7000.	-.011
	8000.	-.831	11000.	-.003	16000.	-.001
	17000.	-.004				

MT39 LWTR.01T

c

c Breast (mammary gland) [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.020

m40	1000.	-.114	6000.	-.461	7000.	-.005
	8000.	-.420				

MT40 LWTR.01T

c

c Adipose tissue, [ICRP Report 110, 2010] $\rho=0.950$

m41 1000. -.114 6000. -.589 7000. -.007
8000. -.287 11000. -.001 16000. -.001
17000. -.001

MT41 LWTR.01T

c

c lung (pulmao) [ICRP Report 110, 2010] $\rho=0.385$

m42 1000. -.103 6000. -.107 7000. -.032
8000. -.746 11000. -.002 15000. -.002
16000. -.003 17000. -.003 19000. -.002

MT42 LWTR.01T

c

c Gastro Intestinal contents [ICRP 110] $\rho= 1.040$

m43 1000. -.100 6000. -.222 7000. -.022
8000. -.644 11000. -.001 15000. -.002
16000. -.003 17000. -.001 19000. -.004
20000. -.001

MT43 LWTR.01T

c

c Urine [ICRP Report 110, 2010] $\rho=1.040$

m44 1000. -.107 6000. -.003 7000. -.010
8000. -.873 11000. -.004 15000. -.001
19000. -.002

MT44 LWTR.01T

c

c Air inside body [ICRP Report 110, 2010] - rho= 0.001

m45 7000. -.80 8000. -.20

c

c

c -----physics definition-----

nps 2000000000