



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA
COMPUTACIONAL PARA CÁLCULOS EM
DOSIMETRIA INTERNA**

HÉLIO YORIYAZ

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Reatores Nucleares de Potência e
Tecnologia do Combustível Nuclear.**

**Orientador:
Dr. Adimir dos Santos**

**São Paulo
2000**



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA
COMPUTACIONAL PARA CÁLCULOS EM DOSIMETRIA
INTERNA**

HÉLIO YORIYAZ



**TESE APRESENTADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA OBTENÇÃO DO GRAU
DE DOUTOR EM CIÊNCIAS NA ÁREA DE
REATORES NUCLEARES DE POTÊNCIA E
TECNOLOGIA DO COMBUSTÍVEL NUCLEAR.**

ORIENTADOR:

DR. ADIMIR DOS SANTOS

SÃO PAULO

2000

...e vi como que um vasto campo verdejante que se unia ao firmamento e nela um imenso exército marchando em direção ao horizonte, prontos para a grande batalha. E eis que ouvi uma Voz dizendo: Este é o meu exército que levanto para que conquiste a terra prometida.....E em seguida a Voz me perguntou: Você irá marchar comigo ? Então eu respondi: Sim Senhor, eu irei.

(Janeiro 92/ Maio 97)

Este trabalho é dedicado a minha esposa Ester e a meus filhos Levi e Lucas.

Agradecimentos

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (ipen-cnem/sp) e ao Superintendente Dr. Cláudio Rodrigues por toda a infra-estrutura fornecida e pelos cursos ministrados.

Ao orientador, Dr. Adimir dos Santos, pelo estímulo e orientação à realização deste trabalho.

À Dra. Maria Inês Calil Cury Guimarães por ter concedido a utilização dos materiais e do laboratório para a realização dos experimentos no Centro de Medicina Nuclear da USP. Ao físico Alexandre Teles Garcez do Centro de Medicina Nuclear e ao Msc. Paulo de Tarso Siqueira do Ipen por toda a colaboração, prestatividade e pelas importantes discussões e auxílio na elaboração e execução dos experimentos.

A todos os amigos da RTF - Divisão de Física de Reatores e da RA - Departamento de Análise de Reatores pelo apoio e incentivo recebidos durante todo o desenvolvimento do trabalho.

Aos pesquisadores do RIDIC (Radiation Internal Dose Information Center, Oak Ridge, TN), Dr. Richard Toohey, Dr. Jeffrey Evans e Dr. Richard Sparks pelos inestimáveis ensinamentos e contribuições ao trabalho.

Agradeço especialmente ao Dr. Michael Stabin por todo o apoio, amizade e sua contribuição decisiva para a concretização deste trabalho.

Finalmente agradeço a Aquele que estabeleceu os fundamentos do universo, o Senhor de toda a criação, pela vida abundante a mim concedida por meio de Seu Filho Jesus Cristo, a quem devo todas as coisas e também a concretização de mais um MARCO, segundo o Seu propósito, conforme a Sua multiforme graça e sabedoria. A Ele sejam dadas toda honra, toda glória e todo o louvor para todo o sempre !

SUMÁRIO

| | Página |
|---|---------------|
| RESUMO | i |
| ABSTRACT | iii |
| LISTA DE TABELAS | v |
| LISTA DE FIGURAS | vi |
| LISTA DE TABELAS DO APÊNDICE A | x |
| | |
| CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO | 1 |
| 1.1 – Aspectos gerais..... | 1 |
| 1.2 – Objetivos e aspectos relevantes do trabalho..... | 4 |
| 1.2.1 – Proposta do trabalho..... | 4 |
| 1.2.2 - Originalidade do trabalho..... | 5 |
| 1.2.3 – Vantagens..... | 7 |
| | |
| CAPÍTULO 2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 9 |
| 2.1 – Anticorpos monoclonais em medicina nuclear..... | 9 |
| 2.2 – Alguns aspectos no tratamento de câncer em radioimunoterapia..... | 12 |
| | |
| CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA | 17 |
| 3.1 – Dosimetria interna: O Esquema MIRD..... | 17 |
| 3.1.1 – Simplificações adotadas no esquema MIRD..... | 20 |
| 3.2 – Metodologias atuais utilizadas em cálculo de dose absorvida..... | 22 |
| 3.3 – O Método de Monte Carlo..... | 25 |

| | |
|--|-----------|
| 3.4 O Código MCNP-4B..... | 26 |
| 3.4.1 – Construção geométrica de um problema usando estruturas repetidas no código MCNP-4B..... | 28 |
| 3.5 – Elaboração do programa computacional de interface: SCMS | 32 |

CAPÍTULO 4 – MANEQUINS.....36

| | |
|---|----|
| 4.1 – Modelos matemáticos do corpo humano: O manequim de Snyder e Cristy-Eckerman..... | 36 |
| 4.2 – O Manequim segmentado de Zubal..... | 39 |

CAPÍTULO 5 – VALIDAÇÃO DO MODELO.....46

| | |
|--|----|
| 5.1 – Frações absorvidas em esferas (Normais e discretizadas)..... | 46 |
| 5.1.1 – Resultado para esferas normais..... | 48 |
| 5.1.2 – Comparação dos resultados obtidos para esferas discretizadas e esferas normais com o código MCNP-4B..... | 52 |
| 5.2 – Determinação de perfis de dose obtidos para manequins simples e comparação com medidas experimentais..... | 53 |
| 5.2.1 – Resposta do TLD com a dose..... | 55 |
| 5.2.2 – Perfil de dose no “Flood”..... | 56 |
| 5.2.3. – Perfil de dose no manequim ECT..... | 60 |
| 5.3 – Cálculo de fração absorvida específica (FAE) no manequim de Snyder-Cristy/Eckerman (SCE)..... | 62 |
| 5.4 – Cálculo de fração absorvida (FA) e fração absorvida específica (FAE) no manequim de Zubal..... | 72 |
| 5.5 – Influência do transporte de elétrons secundários no cálculo de FAE devido a fonte de fótons..... | 93 |
| 5.6 – Cálculo de valores de S para fontes de elétrons..... | 93 |
| 5.7 – Determinação da distribuição de doses (valores de S)..... | 96 |

| | |
|---|------------|
| CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES..... | 105 |
| CAPÍTULO 7 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS..... | 107 |
| APÊNDICE A – TABELAS DE FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA (FAE) PARA OS ÓRGÃOS NO MANEQUIM DE ZUBAL..... | 108 |
| APÊNDICE B – MODELO DE TRANSPORTE DE FÓTONS E ELÉTRONS NO CÓDIGO DE MONTE CARLO – MCNP-4B..... | 126 |
| B.1 – O transporte de fótons..... | 126 |
| B.2 – O transporte de elétrons..... | 129 |
| B.3 – Energia perdida e “Stopping Power” colisional restrito..... | 133 |
| B.4 – Flutuação na energia (“Energy Straggling”)..... | 138 |
| B.5 – Bremsstrahlung..... | 139 |
| B.6 – Deflexões angulares e a teoria de Multi-Espalhamento..... | 140 |
| APÊNDICE C – PRINCÍPIOS DE TOMOGRAFIA..... | 141 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 143 |

DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA CÁLCULOS EM DOSIMETRIA INTERNA

Hélio Yoriyaz

RESUMO

Este trabalho apresenta uma nova metodologia para a estimativa de doses internas de radiação através do uso de um modelo computacional do corpo humano mais realístico e de uma ferramenta de cálculo de transporte de radiação mais apurada. A presente técnica mostra a capacidade de construir manequins específicos para cada paciente, através de dados tomográficos (voxel-based phantoms), para a simulação do transporte de radiação e deposição de energia usando métodos de Monte Carlo como o código MCNP-4B. Para tanto, foi desenvolvido um programa computacional de interface, SCMS, que constrói um manequim segmentado a partir de imagens de tomografia e que permite não somente obter valores médios de dose em cada região do corpo humano, mas também distribuições espaciais de dose em

regiões de interesse. Através desta metodologia, foram obtidos valores de frações absorvidas para fótons e elétrons em vários órgãos do manequim segmentado de Zubal e comparados com os resultados obtidos no manequim matemático de Snyder e Cristy-Eckerman. Embora as diferenças geométricas dos órgãos dos diferentes manequins sejam evidentes, os resultados demonstram discrepâncias pequenas, entretanto, em alguns casos, observou-se discrepâncias consideráveis devido principalmente a duas causas: diferenças nas massas dos órgãos entre os dois manequins e a ocorrência de superposição de órgãos no manequim segmentado de Zubal e que não ocorre nos manequins matemáticos. Este efeito é bastante evidente nos valores de dose devido a elétrons. Com a determinação de distribuições espaciais de dose nos volumes de órgãos de interesse demonstrou-se a possibilidade de obtenção de dados dosimétricos bem mais detalhados do que as metodologias convencionais e que servirão de importantes informações para análises clínicas em procedimentos terapêuticos, bem como, em estudos radiobiológicos no organismo humano.

DEVELOPMENT OF A COMPUTATIONAL METHODOLOGY FOR INTERNAL DOSE CALCULATION

Hélio Yoriyaz

ABSTRACT

A new approach for calculating internal dose estimates was developed through the use of a more realistic computational model of the human body and a more precise tool for the radiation transport simulation. The present technique shows the capability to build a patient-specific phantom with tomography data (a voxel-based phantom) for the simulation of radiation transport and energy deposition using Monte Carlo methods such as in the MCNP-4B code. In order to utilize the segmented human anatomy as a computational model for the simulation of radiation transport, an interface program, SCMS, was developed to build the geometric configurations for the phantom through the use of tomographic images. This procedure allows to calculate not only average dose values but also spatial distribution of dose in regions of interest. With the present methodology absorbed fractions for photons and electrons in various

organs of the Zubal segmented phantom were calculated and compared to those reported for the mathematical phantoms of Snyder and Cristy-Eckerman. Although the differences in the organ's geometry between the phantoms are quite evident, the results demonstrate small discrepancies, however, in some cases, considerable discrepancies were found due to two major causes: differences in the organ masses between the phantoms and the occurrence of organ overlap in the Zubal segmented phantom, which is not considered in the mathematical phantom. This effect was quite evident for organ cross-irradiation from electrons. With the determination of spatial dose distribution it was demonstrated the possibility of evaluation of more detailed doses data than those obtained in conventional methods, which will give important informations for the clinical analysis in therapeutic procedures and in radiobiologic studies of the human body.

Lista de Tabelas

Página

| | | |
|------------|---|----|
| Tabela 4.1 | Pesos dos principais órgãos em gramas..... | 40 |
| Tabela 5.1 | Composição das esferas..... | 47 |
| Tabela 5.2 | Raios das esferas e dimensões dos elementos de volume para dois diferentes arranjos..... | 48 |
| Tabela 5.3 | Distância das posições dos detetores em relação ao centro do disco..... | 57 |
| Tabela 5.4 | Posições axiais de cada ponto de medida no manequim ECT a partir da base do manequim..... | 61 |
| Tabela 5.5 | Valores de FAE em (g ⁻¹). Energia do Fóton: 0,01 MeV..... | 81 |
| Tabela 5.6 | Valores de FAE em (g ⁻¹). Energia do Fóton: 0,015 MeV..... | 82 |
| Tabela 5.7 | Valores de FAE em (g ⁻¹). Energia do Fóton: 0,02 MeV..... | 83 |
| Tabela 5.8 | Valores de FAE em (g ⁻¹). Energia do Fóton: 0,03 MeV..... | 84 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Tabela 5.9 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,05 MeV..... | 85 |
| Tabela 5.10 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,1 MeV..... | 86 |
| Tabela 5.11 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,2 MeV..... | 87 |
| Tabela 5.12 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,5 MeV..... | 88 |
| Tabela 5.13 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 1,0 MeV..... | 89 |
| Tabela 5.14 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 1,5 MeV..... | 90 |
| Tabela 5.15 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 2,0 MeV..... | 91 |
| Tabela 5.16 | Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 4,0 MeV..... | 92 |
| Tabela 5.17 | Valores de S em mGy/MBq.s para órgãos em diferentes manequins para fonte de elétrons – Y-90..... | 95 |

Lista de Figuras

| | Página |
|--|--------|
| Figura 1.1 Diagrama esquemático simplificado da metodologia de cálculo de distribuição de dose para planos de tratamento em Radioimunoterapia..... | 8 |
| Figura 2.1 Esquema de Formação de Anticorpos..... | 11 |
| Figura 3.1 (a) características anatômicas fornecidas via CT; (b) distribuição espacial de atividades fornecidas via SPECT; (c) imagem obtida pela fusão das imagens (a) e (b)..... | 24 |
| Figura 3.2 Ilustração simplificada da utilização do método de Monte Carlo..... | 26 |
| Figura 3.3a Células unitárias..... | 29 |
| Figura 3.3b – Malha constituída de células unitárias repetidas..... | 30 |
| Figura 3.4a Células unitárias simples cada uma representando um órgão ou tecido..... | 31 |
| Figura 3.4b Geometria composta de diferentes células que compõe diferentes regiões representando diferentes tecidos do corpo humano..... | 31 |
| Figura 4.1 Modelo geométrico do manequim representando o homem Adulto com a representação do sistema do esqueleto (a); e de alguns órgãos internos (b)..... | 38 |
| Figura 4.2 Modelos geométricos do coração. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b)..... | 40 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Figura 4.3 | Modelos geométricos do pâncreas. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b)..... | 41 |
| Figura 4.4 | Modelos geométricos do baço. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b)..... | 41 |
| Figura 4.5 | Modelos geométricos do estômago. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b)..... | 42 |
| Figura 4.6 | Modelos geométricos do Trato GastroIntestinal Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b)..... | 42 |
| Figura 4.7 | Modelos geométricos dos Rins e Adrenais: Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b)..... | 43 |
| Figura 4.8 | Modelos geométricos dos Pulmões. Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b)..... | 43 |
| Figura 4.9 | Estrutura óssea do manequim de Zubal: a) ossos das pernas; b) ossos das pernas e pelvis..... | 44 |
| Figura 4.10 | Estrutura óssea do manequim de Zubal: a) Espinha; b) medula óssea localizada no interior da espinha..... | 44 |
| Figura 4.11 | - Estrutura óssea do manequim de Zubal: Caixa Torácica..... | 45 |
| Figura 5.1 | Curva de fração absorvida com a energia para esferas de 1g (a) e 60g (b). Comparação entre dados fornecidos em literatura e os obtidos com o código MCNP-4B para os vários casos analisados..... | 49 |
| Figura 5.2 | Curva de fração absorvida com a energia para esferas de 300g e 500g. Comparação entre dados fornecidos em literatura e os obtidos com o código MCNP-4B para os vários casos analisados..... | 50 |
| Figura 5.3 | Manequins para medidas experimentais a) "flood"; b) cilindro - o manequim ECT..... | 54 |
| Figura 5.4 | Resposta dos dosímetros TLD's em função da dose..... | 56 |
| Figura 5.5 | – Imagem tomográfica da distribuição de atividade no disco..... | 59 |

| | | |
|--------------|---|----|
| Figura 5.6 | Perfil de dose normalizado no disco. Comparação com valores calculados e experimentais..... | 59 |
| Figura 5.7 | Perfil axial de dose no manequim ECT..... | 61 |
| Figura 5.8 a | FAE(Fígado-Fígado)..... | 65 |
| Figura 5.8b | FAE(Fígado-Adrenais)..... | 65 |
| Figura 5.8c | FAE(Fígado-Rins)..... | 66 |
| Figura 5.8d | FAE(Fígado-Baço)..... | 66 |
| Figura 5.8e | FAE(Fígado-Pulmões)..... | 67 |
| Figura 5.8f | FAE(Fígado-Pâncreas)..... | 67 |
| Figura 5.9a | FAE(Rins-Rins)..... | 68 |
| Figura 5.9b | FAE(Rins-Pâncreas)..... | 68 |
| Figura 5.9c | FAE(Rins-Baço)..... | 69 |
| Figura 5.9d | FAE(Rins-Pulmões)..... | 69 |
| Figura 5.9e | FAE(Rins-Adrenais)..... | 70 |
| Figura 5.9f | FAE(Rins-Fígado)..... | 70 |
| Figura 5.10a | FAE(Pulmões-Pulmões)..... | 71 |
| Figura 5.10b | FAE(Pulmões-Fígado)..... | 71 |
| Figura 5.10c | FAE(Pulmões-Rins)..... | 72 |
| Figura 5.11a | FAE(Fígado-Fígado)..... | 75 |
| Figura 5.11b | FAE(Fígado-Rins)..... | 76 |
| Figura 5.11c | FAE(Fígado-Pâncreas)..... | 76 |
| Figura 5.11d | Posições relativas do fígado e rins nos manequins a) Zubal e b) SCE..... | 77 |
| Figura 5.11e | Posições relativas do fígado e pâncreas nos manequins a) Zubal e b) SCE..... | 77 |
| Figura 5.11f | FAE(Rins-Fígado)..... | 78 |

| | |
|--|-----|
| Figura 5.11g FAE(Rins-Rins)..... | 78 |
| Figura 5.11h FA(Rins-Rins)..... | 79 |
| Figura 5.12 aFAE(Pâncreas-Pâncreas)..... | 79 |
| Figura 5.12b FA(Pâncreas-Pâncreas)..... | 80 |
| Figura 5.12c FAE(Pâncreas-Fígado)..... | 80 |
| Figura 5.13 Distribuição de dose devido a uma fonte de fótons de energia de 1 MeV distribuída uniformemente no volume do fígado Unidades em mGy/MBq.s..... | 98 |
| Figura 5.14 Distribuição de dose devido a uma fonte de fótons de energia de 1 MeV distribuída uniformemente no volume dos rins. Unidades em mGy/MBq.s..... | 99 |
| Figura 5.15 Distribuição de dose devido a uma fonte de elétrons de energia de 0,935 MeV distribuída uniformemente no volume do fígado. Unidades em mGy/MBq.s..... | 100 |
| Figura 5.16 Distribuição de dose devido a uma fonte de elétrons de energia de 0,935 MeV distribuída uniformemente no volume dos rins. Unidades em mGy/MBq.s..... | 101 |
| Figura 5.17 Anatomia da lesão (região em vermelho). 12 planos axiais..... | 102 |
| Figura 5.18 Distribuição espacial de atividades da fonte de fótons de energia de 1 MeV na região da lesão..... | 103 |
| Figura 5.19 Distribuição espacial de dose na região da lesão devido a uma fonte de fótons de energia 1 MeV heterogeneamente distribuída na região da lesão. Unidades em mGy/MBq.s..... | 104 |

Lista de Tabelas do Apêndice A

| | Página |
|--|--------|
| Tabela A1 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ADRENAIS..... | 109 |
| Tabela A2 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: DIAFRAGMA..... | 110 |
| Tabela A3 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ESÔFAGO..... | 111 |
| Tabela A4 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: VESÍCULA BILIAR..... | 112 |
| Tabela A5 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: RINS..... | 113 |
| Tabela A6 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: FÍGADO..... | 114 |
| Tabela A7 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: PULMÕES..... | 115 |
| Tabela A8 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: PÂNCREAS..... | 116 |
| Tabela A9 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: RETO..... | 117 |
| Tabela A10 Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função | |

| | | |
|------------|--|-----|
| | da energia (MeV) - Fonte: INTESTINO..... | 118 |
| Tabela A11 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ESPINHA..... | 119 |
| Tabela A12 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: BAÇO..... | 120 |
| Tabela A13 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ESTÔMAGO..... | 121 |
| Tabela A14 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: TESTÍCULOS..... | 122 |
| Tabela A15 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: TRAQUÉIA..... | 123 |
| Tabela A16 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: BEXIGA..... | 124 |
| Tabela A17 | Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: URINA..... | 125 |

Capítulo 1 Introdução

1.1 *Aspectos Gerais*

A radioatividade foi primeiramente observada pelo físico Henry Becquerel em 1896 [Lichter e Haken, 1995], através da desintegração espontânea do Urânio. Mais tarde, verificou-se que muitos outros elementos da natureza desintegram-se desta maneira. Estes elementos ou isótopos foram denominados de radioisótopos ou radionuclídeos [CIN,1988; Claus, 1958]. Em 1920, George de Hevesy, realizou os primeiros experimentos biológicos envolvendo radioatividade natural com pequenas quantidades de ThB(^{212}Pb) em culturas de plantas [Stöcklin e outros, 1995].

Com o advento dos radionuclídeos artificiais em 1934 e a invenção do cyclotron por Earnest Lawrence em 1935 [Claus, 1958; Stöcklin e outros, 1995], foi realizado o primeiro uso clínico da radioatividade para o tratamento de um paciente com câncer (leucemia), na Universidade da Califórnia, em Berkeley, em 1937. Alguns anos mais tarde, outros 17 tipos de radionuclídeos de interesse biológico foram manufaturados [SNM, 1999].

No processo de desintegração de um radionuclídeo, a energia emitida é transportada por partículas ou por meio de radiação eletromagnética, que por sua vez, é a base para o desenvolvimento de diagnoses e terapias de doenças na medicina. A única diferença existente na utilização do radionuclídeo na diagnose ou em terapia está na quantidade e do tipo de radiação emitida pelo radionuclídeo.

Em ambos os casos o processo consiste em associar uma substância radioativa a um composto (que passa a ser denominado **composto marcado**), que descreve uma função fisiológica qualquer dentro do organismo.

Em caso de diagnose, o radionuclídeo funciona como um traçador indicando a presença do composto nas diversas regiões do organismo por onde ela passa, auxiliando na observação do funcionamento de um determinado órgão de interesse. No caso de terapia, o radionuclídeo se aloja nas regiões tumorais de forma mais intensa na tentativa de destruir as células cancerígenas ou então utilizados como paliativos como é o caso do Sm-153 em metástases ósseas.

Em tratamentos de pacientes com câncer, basicamente, existem três modalidades que são: a cirurgia, a quimioterapia e a terapia através do uso de materiais radioativos. Esta última modalidade se divide em duas áreas que são: a medicina nuclear e a radioterapia, sendo que, esta última pode ser subdividida em várias técnicas das quais pode-se destacar a braquiterapia e a teleterapia [CIN, 1988].

A braquiterapia é um tratamento com radiação ionizante cuja fonte pode ser aplicada à superfície do corpo, geralmente, para tratamentos de câncer de pele; ou intersticial onde a fonte é diretamente implantada na região a ser tratada; ou então, intracavitária onde a fonte é inserida em cavidades acessíveis do corpo. Os principais radioisótopos usados em implantes removíveis de fontes encapsuladas são: Rádio-226, Césio-137, Cobalto-60, Tântalo-182, Irídio-192 e Ouro-198. Existem também implantes permanentes utilizados em certos tipos especiais de tratamento, sendo que, os radioisótopos mais usados são: Ouro-198, Irídio-192, Césio-131, Iodo-125 e Xenônio-133 [Ellis, 1994; Nath, 1994].

A teleterapia é o tratamento no qual a fonte de radiação está situada a uma certa distância do corpo. Este método consiste em fazer incidir feixes de radiação que podem partir de diferentes direções sobre o tumor. Todos os feixes de radiação passam pelo tumor onde seus efeitos se somam.

Tratamentos de câncer com nêutrons rápidos [CIN, 1988], tem demonstrado ser de grande benefício em tumores nas glândulas salivares, adenocarcinoma de próstata e tumores no cérebro e no pescoço. Ainda em terapia com nêutrons, uma técnica em estudo desde a década de 60 tem sido desenvolvida para tumores cerebrais denominado boro-nêutron terapia (BNCT) [Hatanaka, 1990; CIN, 1988; Nigg e Eng, 1994; Harling e outros, 1992]. Nesta técnica, os átomos de boro-10, ao absorverem os nêutrons térmicos, emitem partículas alfa altamente energéticas, transformando-se em Lítio-7. Desta forma, injeta-se no paciente uma substância que contenha moléculas com boro e que reagem com as células cancerígenas, de forma que, com a incidência de nêutrons reagindo com o boro, dão origem às partículas alfas, que ao depositarem suas energias ao longo de suas trajetórias, irão destruir as células cancerígenas.

Com o posterior advento dos anticorpos monoclonais [Keenan, 1985], iniciou-se a aplicação de pequenas quantidades de materiais radioativos internos ao corpo, (radiofármacos), tanto para diagnósticos como para fins terapêuticos na medicina nuclear. O Iodo-131 é um dos radionuclídeos mais utilizados nesta modalidade [Giap, 1995], sendo que, alguns estudos tem sido realizados para tratamentos de certos tipos de linfomas.

Alguns trabalhos tem sido realizados com a utilização do Ytrio-90 para vários tipos de câncer, podendo-se citar entre eles, o tratamento de câncer de mama [DeNardo, 1998] e câncer de ovário [Nicholson, 1995]. Esta modalidade de terapia de câncer é chamada de Radioimunoterapia e será a modalidade dentro da qual o presente trabalho será desenvolvido.

Em Radioimunoterapia, as fontes de radiação são internas ao organismo humano, e além disso, distribuídas espacialmente nas diversas regiões dos órgãos. Isto implica na necessidade de se determinar não apenas as doses radioativas médias, mas também a distribuição espacial de doses nestas regiões, afim de se obter informações mais precisas e úteis para posterior análise médica e radiobiológica.

1.2 Objetivos e Aspectos Relevantes do Trabalho

1.2.1 Proposta do Trabalho

Recentes avanços na medicina nuclear [Sgouros, 1990; Sgouros, 1993a] tem gerado oportunidades para novas pesquisas e formas de tratamento. Entretanto, as doses de radiação utilizadas em regime terapêutico são muito elevadas, perto dos limites de tolerância para a medula óssea [Eckerman, 1986; Humm, 1996; Sgouros, 1993b]. Desta forma, verifica-se que, a estimativa de dose determinada com base num indivíduo referência, torna-se inadequada para a utilização em regime de tratamento terapêutico.

Com o crescente surgimento de computadores cada vez mais velozes, tornou-se possível desenvolver programas computacionais que possam estimar as doses de radiação, a partir de dados específicos para cada indivíduo, com diferentes características, num intervalo de tempo razoável [Fraass, 1993]. Através de imagens via SPECT [Sorenson, 1987], (Single Photon Emission Computerized Tomography) ou PET [Sorenson, 1987] (Positron Emission Tomography), é possível obter a distribuição espacial de atividades num dado órgão de interesse [Ott, 1996]. Além disso, através de tomografias computadorizadas, como CT [Zubal, 1990], torna-se possível obter a distribuição espacial dos órgãos internos de um paciente, bem como, volumes e massas de cada órgão.

A dose obtida levando-se em conta todos estes dados, torna-se uma ferramenta valiosa para uso em planos de tratamento, onde se deseja que a razão de dose no tecido com tumor versus tecido normal, seja a mais alta possível para que haja o máximo benefício terapêutico.

O estudo de transporte de radiação em um manequim heterogêneo, que representa o corpo humano, exige um processamento computacional bastante

intenso. Com os sistemas computacionais mais modernos, este estudo pode ser realizado em aproximadamente 12-24 horas, com incertezas de cálculo menores que 10 %, que é um tempo aceitável para uso corrente em centros de tratamento de pacientes com câncer.

O presente trabalho consiste no desenvolvimento de um novo sistema computacional, que auxilia o cálculo de transporte de radiação para determinação de distribuição de doses radioativas de pacientes em Radioimunoterapia. São utilizados dados obtidos diretamente de imagens, tais como, tomografia computadorizada, CT [Sgouros, 1990; Loats, 1993; Sprawls, 1995], distribuições espaciais de atividade, via SPECT [Sorenson, 1987; Loats, 1993; Giap, 1995; Sprawls, 1995] ou PET [Sorenson, 1987; Sprawls, 1995].

1.2.2 Originalidade do Trabalho

Nas técnicas atuais, a determinação de dose é realizada a partir de dados correspondentes a um indivíduo referência, e que para fins de tratamento terapêutico, não conseguem representar adequadamente as características específicas de um paciente real. Assim como motivação deste trabalho tem-se o objetivo de estimar a dose usando dados específicos do paciente em tratamento.

As massas dos órgãos podem ser estimados por imagens volumétricas obtidas através de tomografia computadorizada, CT, ou dados quantitativos fornecidos por processamento de imagens via SPECT. Desta forma, as frações absorvidas são determinadas pela utilização de um programa computacional para transporte de radiação e um modelo matemático do corpo do indivíduo em estudo. Este modelo matemático é construído baseado nos dados coletados do próprio paciente, incluindo informações como altura, massa e a forma geométrica dos órgãos ou sistema de órgãos.

O desenvolvimento e validação de uma nova metodologia de cálculo de transporte também fazem parte do escopo do presente trabalho, através da utilização do código MCNP (Monte Carlo N Particle Code) [Briemeister, 1997] de forma ótima, isto é, a realização dos cálculos com o menor intervalo de tempo possível, com precisão suficiente, i.e., dentro dos limites de incerteza de cálculo comumente aceitáveis (menores que 10 %) em casos de tratamento.

As metodologias empregadas em planos de tratamento atualmente, baseiam-se em cálculos de frações absorvidas, utilizando-se o modelo de “point-source kernel” [Cristy e Eckerman, 1987; Loevinger, 1988]. Estes modelos são bastante simplificados e não são úteis para o cálculo de transporte de radiação no corpo inteiro por problemas de interface entre tecidos de diferentes densidades e número atômico. Estas metodologias também não consideram o transporte de elétrons. Torna-se então necessário a utilização de um modelo mais realístico de transporte de radiação que deve ser otimizado para fornecer informações sobre dose, em um tempo razoável (12 a 24 horas), e com resultados suficientemente precisos para serem utilizados em planos de tratamento.

Desta forma, as inovações introduzidas nesta tese serão:

- i) Utilização de dados tomográficos (CT/MRI/SPECT) para obtenção de dados anatômicos específicos de cada paciente, em substituição a utilização de manequins matemáticos baseados no homem referência. Estes dados servirão para construir um manequim específico, que preservará todas as características anatômicas do paciente e que no presente trabalho será denominado como: **manequim segmentado** [Zubal, 1994; Zubal e Harrel, 1991].
- ii) Desenvolvimento de um programa computacional para a construção do manequim baseado em imagens tomográficas.
- iii) Simulação mais realística do transporte de radiação (fótons e elétrons) para obtenção da distribuição espacial de dose nos órgãos ou tecidos de interesse.

- iv) Utilização de códigos de transporte, como o código MCNP-4B, que considera o problema de interface em meios heterogêneos e geometrias generalizadas.

Neste estudo, a determinação da distribuição de dose de radiação em diferentes regiões do corpo é realizada e apresentada ou como distribuição de dose, histogramas dose-volume (frações de órgãos ou sistemas de órgãos que recebem diferentes níveis de dose), ou algum outro formato ou combinação de formatos.

No diagrama esquemático da Figura 1.1 está apresentada de forma simplificada a metodologia a ser desenvolvida no presente trabalho.

1.2.3 Vantagens:

- i) Será possível obter com muito maior precisão a dose recebida em um determinado órgão por um paciente em particular, de forma que, a metodologia será útil na elaboração de planos de tratamento em regime terapêutico.
- ii) Além de se obter resultados com maior precisão, esta metodologia permitirá a obtenção da distribuição espacial de dose no interior dos órgãos o que permitirá observar o comportamento do nível de dose, e portanto, detectar regiões que recebem altos níveis e outras que receberam baixos níveis de dose. As metodologias empregadas atualmente, não fornecem este tipo de informação, que é fundamental no planejamento de um tratamento eficaz.
- iii) Automação e maior eficiência no processo de planejamento de tratamentos em Radioimunoterapia.



Figura 1.1 Diagrama esquemático simplificado da metodologia de cálculo de distribuição de dose para planos de tratamento em Radioimunoterapia

Capítulo 2 Revisão Bibliográfica

2.1 *Anticorpos Monoclonais em Medicina Nuclear*

Moléculas de anticorpos, ou imunoglobulinas, são produzidos por células plasmáticas em animais como resposta à introdução de substâncias estranhas (antígenos), que são geralmente moléculas grandes da ordem de 1000 dáltons (1 dálton= $1,66 \times 10^{-27}$ Kg) ou mais. As imunoglobulinas possuem regiões de ligação específicas que reconhecem a forma de específicas localidades, ou determinantes, na superfície do antígeno. A combinação de um anticorpo com seu específico antígeno, inicia uma complexa resposta imunológica que geralmente resulta na destruição ou eliminação do antígeno.

Um antígeno pode ter vários determinantes, cada um dos quais pode estimular um ou mais linfócitos B. Cada linfócito tem a capacidade de se diferenciar em células plasmáticas que excretam uma específica imunoglobulina, em resposta a um específico determinante antigênico. Assim, cada tipo diferente de anticorpo é produzido pela família de células plasmáticas originada de um dos linfócitos B. Desta forma, a amostra de uma região sensibilizada de um animal imunizado com um agente antigênico possuirá anticorpos de acordo com os diferentes determinantes antigênicos, e como estes anticorpos são derivados de uma população de diferentes linfócitos serão chamados de anticorpos policlonais.

Um determinado linfócito ou célula plasmática, pode ser extraído e clonado em cultura de tecidos, de forma que, teria o potencial de manufaturar apenas uma única espécie de anticorpo que seria chamado de anticorpos monoclonais.

Entretanto, estas células não sobrevivem em cultura, impossibilitando a produção destes.

Através dos trabalhos de pesquisa de 2 cientistas, (Kohler e Milstein), ganhadores do prêmio Nobel de medicina em 1984 [Wilder, 1996], verificou-se que um certo tipo de célula cancerígena, (mieloma), produziam grandes quantidades de um tipo de imunoglobulina não-específica, que sobrevivia indefinidamente em culturas e que poderiam ser alteradas com novas técnicas de recombinação genética, para construir clones que excretassem imunoglobinas de interesse. Neste trabalho, estes cientistas desenvolveram um método de produzir tais anticorpos monoclonais, através da fusão de linfócitos de determinados animais com as células mielomas, resultando em células híbridas, (hibridomas), que possuem a seguinte característica: embora os linfócitos não pudessem ser cultivados e as células mielomas não excretassem anticorpos específicos, a fusão destas duas células resultavam em clones que preservavam tanto as características dos linfócitos de produzirem anticorpos específicos, bem como, as características das células mielomas de sobreviverem em culturas [Keenan, 1985]. Uma ilustração esquemática da formação de anticorpos pode ser vista na Figura 2.1.

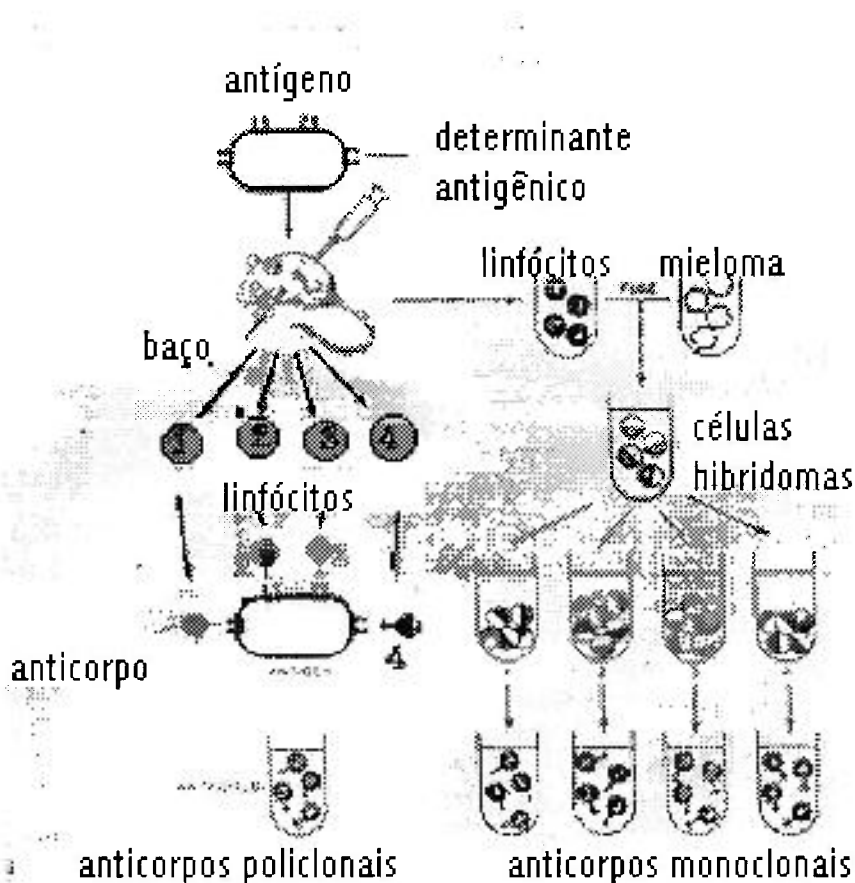


Figura 2.1 – Esquema de Formação de Anticorpos.

Anticorpos monoclonais podem ser marcados por radionuclídeos usando-se técnicas já estabelecidas ou então novos métodos de conjugação. Por exemplo, um ou mais átomos de I-131, I-125 ou I-123 podem ser ligados ao anticorpo por técnicas de radioiodização [Serafini, 1993].

Em casos de tratamento de tumores é necessário a determinação de antígenos específicos para cada tumor. Neste sentido, muitos anticorpos monoclonais relacionados a uma variedade de antígenos associados a câncer de cólon, mama, ovário, pulmão, fígado, melanomas, tornam-se objetivos de estudos clínicos [Keenan, 1985; Wilder, 1996]. A dosimetria da radiação, neste sentido, fornece informações quantitativas necessárias para a seleção adequada do tipo de anticorpo ou fragmentos a serem usados, bem como a seleção do

radionuclídeo e da atividade a ser administrada ao paciente, procurando o máximo benefício terapêutico [DeNardo, 1985; Leichner, 1990].

2.2 Alguns Aspectos no Tratamento de Câncer em

Radioimunoterapia

O procedimento de administração de anticorpos marcados em Radioimunoterapia, conduz a uma concentração de atividade em regiões específicas de tumores, a medida que, os anticorpos se combinam com os antígenos. Este comportamento produz uma alta heterogeneidade na distribuição espacial de atividade, que é precisamente o objetivo deste tipo de modalidade de tratamento de câncer, maximizando a discriminação entre o tecido afetado e o tecido sadio sem, no entanto, exceder os limites de toxicidade nos tecidos normais.

Entretanto, existem outros fatores que contribuem para esta heterogeneidade, mas que prejudicam de certa forma, a eficácia do tratamento. Existem basicamente 3 destes aspectos: a) a heterogeneidade fenotípica que pode dar origem a células tumorais que não tem afinidade ou perderam afinidade com os anticorpos; b) células tumorais presentes em regiões que não são alcançadas pelos anticorpos; e c) a penetração de moléculas de anticorpos em tumores sólidos depende da extensão e permeabilidade da vascularização tumoral.

Células tumorais que recebem pouca ou nenhuma dose de radiação tornam-se prováveis focos de novos tumores, sendo que, a proliferação de células tumorais durante o tratamento torna-se, possivelmente, uma das principais causas na falha do tratamento.

Todas estas características invalidam os métodos convencionais de determinação de dose, que assumem uniformidade espacial de atividade nos tecidos, sendo que, para uma terapia eficaz, faz-se necessário o desenvolvimento de métodos mais apurados para determinação de dose, e que considerem dados individualizados para cada paciente [Prestwich e outros, 1989; Erwin e outros, 1996; O'Donoghue, 1996; O'Donoghue, 1994; Erdi e outros, 1996; Macey e outros, 1990].

O principal objetivo da dosimetria de radiação no tratamento de câncer é prever os efeitos biológicos devido a energia depositada nos tecidos, permitindo aos médicos prescrever um tipo de terapia, que beneficiará o paciente com câncer, sem provocar doses excessivas em outras partes do órgão afetado ou mesmo em outros órgãos.

Em radioimunoterapia a definição ou escolha do radionuclídeo a ser utilizado é uma questão relevante para a eficácia do tratamento. O tipo e o tamanho do tumor afetam consideravelmente na concentração dos anticorpos e sua distribuição, influenciando na escolha adequada do radionuclídeo [Badger e Fisher, 1994; Muthuswamy e outros, 1996; Humm, 1986].

Em planos de tratamento em radioimunoterapia o processo se inicia com a análise da distribuição espacial de radionuclídeos traçadores. Uma vez feita esta análise, escolhe-se o par anticorpo-radionuclídeo mais adequado, e a concentração de atividade a ser administrada. [Erdi, 1996].

Alguns estudos comparativos tem sido realizados com vários tipos de radionuclídeos, levando-se em conta o tamanho e o tipo do tumor, no sentido de se determinar o radionuclídeo de maior eficácia para determinados tipos de tumores, principalmente para volumes pequenos onde em alguns casos, verifica-se a possibilidade de se utilizar uma combinação de emissores alfa em conjunto com emissores beta de baixa (da ordem de keV), ou alta energia (da ordem de MeV), para se obter o máximo de eficácia no tratamento. Alguns fatores importantes na escolha apropriada do radionuclídeo para Radioimunoterapia são: a distribuição de anticorpos no tumor, distancia de penetração, meia-vida e tempo

de residência do radionuclídeo no tumor e em outras partes do corpo. Verifica-se também que, a presença de vascularização no tumor é um fator importante na escolha do radionuclídeo em micrometastases (tumores da ordem de grandeza de até alguns milímetros de diâmetro) [Langmuir e Sutherland, 1988].

Em terapias convencionais os procedimentos para estimação e medida de dose estão relativamente bem estabelecidas. Entretanto, os procedimentos em radioimunoterapia estão bem menos estabelecidos. Embora haja tentativas de estabelecer um procedimento para estimativa de dose nesta modalidade não existe ainda um procedimento comumente aceito [O'Donoghue, 1996; Muthuswamy e outros, 1996].

Embora o sistema recomendado pelo MIRD (Medical Internal Radiation Dose), da Sociedade de Medicina Nuclear [Loevinger, 1988], forneça os princípios e metodologias básicas para a avaliação de dose em casos de administração de radionuclídeos, verifica-se que, os valores atualmente publicados e existentes são valores de doses médias nos órgãos devido a fontes uniformemente distribuídas em geometrias padrões, não fornecendo descrições espaciais da distribuição de dose dentro dos tecidos [Furhang, 1997; Stabin, 1996].

A qualidade da informação dosimétrica provém da habilidade de se obter informações específicas de pacientes como distribuição de atividades em uma sucessão de intervalos de tempo, ou biópsias ou medidas diretas de dose absorvida através de implantes de dosímetros termoluminescentes (TLD) [Yorke, 1993, Fisher, 1994].

Alguns trabalhos tem sido realizados no sentido de compreender melhor, a influência dos diversos tipos de distribuição de atividade de emissores beta, no resultado final do cálculo de dose no tumor [Goiten, 1985].

Todo este procedimento é de fundamental importância na elaboração e implantação de planos de tratamento de forma rotineira e eficaz em centros de tratamento de câncer [DeNardo e outros, 1985; Howel e Rao, 1989; Fisher, 1994].

Em Radioimunoterapia, a energia da radiação é depositada em baixos níveis de taxa de dose para os tecidos, a partir de radionuclídeos distribuídos internamente ao corpo, estabelecendo fontes internas de radiação. Neste sentido, o procedimento para estimativa de dose difere consideravelmente, comparado a terapia em que se utilizam fontes externas. A taxa de deposição de energia bem como a quantidade total varia de tecido para tecido e é determinada pela biodistribuição do radionuclídeo administrado, e também das características físicas da partícula emitida. Uma vez que a biodistribuição é conhecida, a determinação precisa da fração de dose absorvida dependerá de um modelo dosimétrico que inclui, tanto as características físicas das partículas emitidas, como também da distribuição espacial e temporal dos radionuclídeos em relação ao tecido alvo [O'Donoghue, 1996].

Técnicas que correlacionam doses absorvidas com efeitos biológicos, bem como a utilização de estimativas de dose extrapoladas a partir de experimentos, para aplicação em pacientes humanos, continua sendo objeto de estudos [Hosono, 1994].

O sucesso na interpretação de estudos experimentais dos efeitos dos anticorpos marcados com radionuclídeos em tratamentos de câncer, requer uma análise cuidadosa da distribuição biológica do radionuclídeo administrado em órgãos normais, tecidos do corpo, tumores e na corrente sanguínea. Desta forma, a biocinética dos radionuclídeos deve ser avaliada em cada tecido ou órgão determinando-se a atividade em vários intervalos de tempo, a partir da qual é calculada a atividade acumulada que determinará a dose absorvida final [RIDIC, 1996].

Entretanto, a dose de radiação absorvida não é diretamente proporcional a atividade acumulada, mas depende do tipo de partícula e de sua energia, bem como do meio onde irá depositar a energia. Neste sentido, adotou-se um termo que levasse em conta a fração absorvida no tecido ou órgão. Por conveniência assumiu-se que para partículas betas, em geral, o valor da fração absorvida é 1.0, ou seja, que a totalidade das partículas beta geradas são absorvidas localmente, desprezando-se efeitos de irradiação cruzada. Verifica-se que esta suposição é

apropriada em órgãos relativamente grandes, mas mostram-se inadequadas quando se trata de órgãos pequenos, cujas dimensões tenham a mesma ordem de grandeza do alcance do elétron [O'Donoghue, 1996, Akabani e outros, 1991].

A irradiação cruzada é definida como o fenômeno em que o órgão fonte, ou seja, o órgão que contém a fonte de radiação, irradia os órgãos vizinhos, chamados de órgãos alvos. Alguns estudos realizados tem avaliado os efeitos de irradiação cruzada em termos de fração absorvida em determinados órgãos em ratos de laboratório, demonstrando razoáveis discrepâncias nos resultados obtidos considerando-se ou não os termos de irradiação cruzada para determinados tipos de radionuclídeos. Em determinados casos, tanto em dosimetria clínica ou experimental, tumores podem sofrer modificações em seus volumes rapidamente, e que portanto, necessitam ser levados em conta no cálculo de dose [Hui e outros, 1994; Beatty e outros, 1994; Yoriyaz e Stabin, 1997; Humm e outros, 1993].

Verifica-se também que, nesta modalidade de terapia, muitas vezes as irregularidades nas formas geométricas dos tumores e órgãos afetados precisam ser consideradas na determinação precisa de dose. Geralmente, as imagens via CT [Huda e Atherton, 1995; Stephenson e Wiley, 1995], (Tomografia Computadorizada), fornecem estas informações requeridas ou métodos são desenvolvidos a partir de dados via SPECT para determinação do volume e da densidade das regiões de interesse (ROI) [Sorenson e Phelps, 1987; Riauka e outros, 1996; Williams, 1995; Haken e outros, 1996].

Recentes avanços tem gerado novas perspectivas de tratamento mais eficazes onde modelos computacionais mais sofisticados estão sendo empregados com a ajuda de imagens tomográficas para elaboração de planos de tratamento mais eficientes e otimizados [Brahme, 1996; Fraass, 1993].

Capítulo 3 Metodologia

3.1 *Dosimetria Interna: O Esquema MIRD*

Na avaliação dos riscos envolvidos na aplicação de radiofármacos e produtos radioativos em estudos médicos, sejam elas para diagnose, terapia ou estudos metabólicos de organismos vivos, torna-se fundamental a determinação da dose absorvida. Entende-se por dose absorvida, a quantidade de energia de uma radiação ionizante que é depositada por unidade de massa numa determinada região de interesse.

O processo envolvido no cálculo de dose absorvida pode ser dividido ou classificado em várias partes que são: a) análise das propriedades físicas do radionuclídeo, tais como, tipos de radiações emitidas e correspondentes energias, meia vida do radionuclídeo etc; b) estudos da distribuição biológica do radionuclídeo, isto é, as atividades ou distribuição de atividades em cada região do corpo onde os radionuclídeos foram transportados. Este estudo é feito pela Análise Compartimental; c) a metodologia ou formalismo de cálculo adotado para a simulação do transporte das radiações para a determinação da deposição de energia no meio; e d) escolha do manequim, bem como suas composições químicas, a serem utilizadas na simulação do transporte de radiação.

Em geral, o método utilizado para cálculos de dosimetria interna em medicina nuclear é aquele desenvolvido pelo "Medical Internal Radiation Dose", (MIRD), da sociedade de Medicina Nuclear. Esta técnica tem sido descrita em muitos documentos ao longo dos últimos 25 anos. A mais recente e completa

descrição do método pode ser encontrada no “MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations” [Loevinger, 1988].

A fração absorvida, **FA**, é definida como a fração de energia que é emitida pela emissão de uma radiação do tipo **i**, pelo órgão fonte **r_h** que é absorvida no órgão alvo **r_k**, e pode ser expresso por:

$$FA(r_h \rightarrow r_k) = \frac{\text{energia absorvida pela região alvo } r_k \text{ devido a energia liberada pela emissão de radiação do tipo } i \text{ da região fonte } r_h}{\text{energia liberada pela emissão de radiação do tipo } i \text{ da região fonte } r_h} \quad (3.1)$$

A fração absorvida específica, **FAE**, é definida como a fração absorvida **FA**, dividida pela massa da região alvo **m_k**, tal que [Loevinger, 1988]:

$$FAE(r_h \rightarrow r_k) = FA(r_h \rightarrow r_k) / m_k \quad (3.2)$$

Basicamente, a dose absorvida em qualquer região do corpo é estimada por [Howel, 1994]:

$$S_{rk} = K \sum_i n_i E_i \sum_{\hat{n}} \frac{FA(r_h \rightarrow r_k)}{m_{rk}} \quad (3.3)$$

onde:

S_{rk} é a dose na região alvo **r_k** por unidade de atividade acumulada;

n_i é o número de partículas do tipo **i** emitida por transição ou decaimento

do radionuclídeo;

E_i é a energia média liberada na emissão da partícula i na transição;

$FA(r_h \rightarrow r_k)$ é a fração da energia emitida pela região fonte r_h que é absorvida na região alvo r_k ;

m_{rk} é a massa da região alvo r_k .

K é uma constante que depende das unidades utilizadas.

Definindo-se o parâmetro Δ_i , tal que:

$$\Delta_i = Kn_i E_i, \quad (3.4)$$

que representa a energia média emitida da radiação do tipo i por uma transição nuclear, e substituindo-se este termo na eq.(3.1) tem-se:

$$S_{rk} = \sum_i \Delta_i \sum_k \frac{FA(r_h \rightarrow r_k)}{m_{rk}} \quad (3.5)$$

Portanto, esta equação acima representa a dose absorvida na região r_k devido a todas as fontes presentes na região fonte r_h , por unidade de atividade acumulada \tilde{A}_h , e que pode ser escrito como:

$$\tilde{A}_h = \int A(t) dt \quad (3.6)$$

onde $A(t)$ é a atividade em função do tempo, e a integração é feita num intervalo de tempo de interesse. Desta forma, a dose absorvida D na região r_k devido a fonte na região r_h é dada por:

$$D_{rk} = \tilde{A}_h S_{rk} \quad (3.7)$$

3.1.1 Simplificações adotadas no esquema MIRD

Em geral, no esquema MIRD, adota-se o modelo isotrópico e uniforme, onde a distribuição de energia depositada é uma função somente da distancia entre a fonte e o alvo podendo ser convenientemente expressa como a fração da energia emitida por unidade de massa, que é absorvida em uma distancia x . Esta função também é chamada de fração absorvida específica isotrópica pontual dada por $FAE_i(\mathbf{x})$. Desta forma, para uma dada região fonte e alvo, a fração absorvida específica é simplesmente a média de $FAE_i(\mathbf{x})$, para todos os pares de pontos na região fonte e alvo, e pode ser dada por:

$$FAE_i(r_k \leftrightarrow r_h) = \frac{1}{V_k V_h} \int_{r_k} \int_{r_h} FAE_i(x) dV_h dV_k \quad (3.8)$$

sendo que para todas as radiações, o modelo satisfaz a seguinte condição:

$$4\pi\rho \int_0^{\infty} x^2 FAE_i(x) dx = 1 \quad (3.9)$$

No caso de fontes de fótons a fração absorvida específica no modelo pontual isotrópico é dada por [Loevinger e Berman, 1968]:

$$FAE_i(x) = \left[\frac{\mu_{en} e^{-\mu x}}{\tilde{n} 4\pi x^2} \right] B_{en}(\mu x) \quad (3.10)$$

onde:

μ_{en} é o coeficiente linear de absorção de energia;

μ é o coeficiente linear de atenuação;

ρ é a densidade de massa.

O termo em colchetes considera a energia absorvida pelos fótons primários, sendo que, o termo B_{en} , chamado de fator de “build-up” de absorção de energia, leva em conta a contribuição dos fótons espalhados. Embora para energias de fótons acima de algumas dezenas de MeV este termo de espalhamento não seja importante, para fótons de energias mais baixas torna-se considerável [Loevinger e Berman, 1968].

No modelo uniforme e isotrópico assume-se que as regiões fontes e alvos estão num meio absorvedor homogêneo e suficientemente grande, tal que os efeitos de interface (contorno) são desprezíveis. Normalmente, assume-se que, a atividade está uniformemente distribuída na região de fonte, embora, no esquema MIRD permita-se acomodar distribuições heterogêneas de atividade [Howel, 1994].

Neste modelo, existe uma relação de reciprocidade, tal que, a fração absorvida específica ou a dose absorvida por unidade de atividade acumulada são independentes de qual região é designada fonte e qual a região alvo, isto é:

$$FAE(r_k \rightarrow r_h) = FAE(r_h \rightarrow r_k) = FAE(r_k \leftrightarrow r_h) \quad (3.11)$$

Tanto a fração absorvida **FA** como a massa da região alvo são quantidades tipicamente determinadas para um indivíduo referência, e portanto, para fins de plano de tratamento terapêutico, não conseguem representar adequadamente as características específicas de um determinado paciente.

3.2 Metodologias Atuais Utilizadas em Cálculo de Dose

Absorvida

As metodologias empregadas comumente em dosimetria interna de fótons e elétrons, geralmente baseiam-se em cálculos de frações absorvidas utilizando-se geralmente modelos bastante simplificados, mas que apresentam erros razoáveis em determinados resultados por terem sua validade limitadas a meios homogêneos.

Existem na literatura muitos trabalhos equivalentes que utilizam estas técnicas simplificadas de determinação de dose por se tratarem de métodos computacionalmente rápidos e que para determinados casos continua sendo uma boa aproximação [Humm e outros, 1993; Leichner, 1993; Roberson, 1994; Roberson 1992].

Algumas funções empíricas podem ser construídas [Leichner, 1994], baseadas em deposição de energia para fótons e betas, devido a fontes pontuais isotrópicas em geometrias simples, ou então, distribuição de atividades fornecidas via SPECT, a partir de pacientes específicos [Akabani e outros, 1997], entretanto, estes métodos consideram meios homogêneos.

Algumas variedades de tumores tem sido tratados na última década incluindo hepatomas, neuroblastomas, melanomas, câncer de ovário, mama, rins, pulmão, cólon, linfomas e outros. Na maioria dos casos adota-se a metodologia MIRD para cálculos de dosimetria, utilizando-se frações absorvidas pré-calculadas, baseadas em modelos padrões do homem referência para a estimativa de dose.

Alguns métodos consideram distribuições homogêneas de atividade no tumor enquanto outros, com auxílio de dados via SPECT, levam em conta a distribuições heterogêneas de atividade. Entretanto, na maioria dos casos

consideram se formas padrões dos órgãos, sendo que, os tumores são representados por formas geométricas simples como por exemplo esferas. Além disso, a heterogeneidade nas estruturas e composições das diferentes partes do organismo não são levadas em consideração. Em muitos casos, por exemplo, na interface entre tecido e osso, verifica-se que, a dose chega a ser subestimada em 20 a 40% por causa do espalhamento de elétrons (backscatter) de baixa energia, da região do osso para o tecido que está ao redor [Meredith e outros, 1993].

Algumas metodologias utilizam dados de imagens tomográficas armazenadas, através do qual são definidas as regiões de interesse (ROI), por meio de um algoritmo que auxilia no reconhecimento dos contornos dos órgãos. Também a partir de dados tomográficos obtém-se a atividade acumulada nos diversos órgãos, a partir do qual, são calculadas as doses absorvidas com o auxílio de valores pré-calculados e tabelados, fornecidas previamente via formalismo MIRD (tabelas MIRD) [Bardiès e Myers, 1996; Giap e outros, 1995a; Giap e outros, 1995b; Macey e outros, 1990].

Outras técnicas foram desenvolvidas que se baseiam na utilização de diferentes modalidades de imagens tomográficas, sendo uma delas a fusão de tomografia computadorizada, CT, e do SPECT. Esta técnica pode melhorar as informações obtidas individualmente em cada modalidade, fornecendo uma correlação anatômico-funcional precisa.

Anormalidades funcionais observadas por SPECT podem ser precisamente localizadas via CT, de forma que, com o alinhamento das imagens destas duas modalidades, possibilita o reconhecimento de áreas de atividades com localizações anatômicas definidas.

Na Figura 3.1 estão apresentadas três imagens obtidas de uma região do cérebro e que exemplificam a técnica de fusão de imagens. A Figura 3.1a apresenta uma imagem obtida via CT, fornecendo os detalhes anatômicos de uma região cerebral, enquanto que, a Figura 3.1b apresenta a distribuição de atividade radioativa nesta região, sendo que, as diferentes cores representam os diferentes níveis de atividade. Na Figura 3.1c está apresentado o resultado da

fusão destas duas imagens, fornecendo uma relação precisa de atividade e de sua localização anatômica.

A imagem resultante da fusão de imagens de diferentes modalidades (funcional e anatômico) é obtida por técnicas de superposição de imagens, ajustando-se o tamanho dos “pixels” e atribuindo diferentes escalas de cores para cada tipo de imagem para dar maior contraste na imagem resultante. Isto permite com que focos de atividades sejam bem localizados, fornecendo valiosas informações para médicos e cirurgiões tanto para intervenções cirúrgicas, como para guia de tratamento em radioterapia e ou quimioterapia. Além disso, esta técnica permite a subtração de duas imagens, objetivando a identificação de pequenas mudanças anatômicas ao longo do tempo, que são fundamentais para a detecção de certas doenças no estágio inicial de desenvolvimento [Loats, 1993; Kolbert e outros, 1997; Furhang e outros, 1996].



Fig. 3.1a

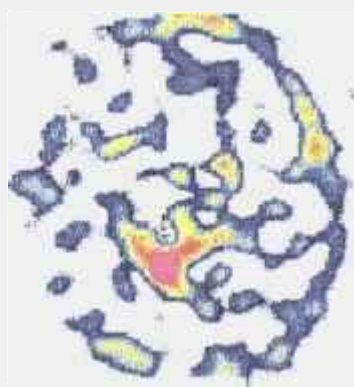


Fig. 3.1b

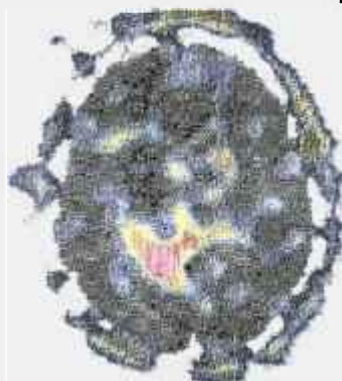


Fig. 3.1c

Figura 3.1 (a) características anatômicas fornecidas via CT; (b) distribuição espacial de atividades fornecidas via SPECT; (c) imagem resultante obtida pela fusão das imagens (a) e (b).

3.3 O Método de Monte Carlo

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido rapidamente. Este fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas a partir de 1983, e está ligado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisa [Morin, 1988; Bell e Glasstone, 1970].

O método de Monte Carlo é uma técnica numérica que pode ser utilizada para a solução da equação de transporte. A simulação de um sistema de fontes e absorvedores envolve a seleção randômica de um evento (trajetória ou "história" de uma partícula ou fóton), de um conjunto de todos os possíveis eventos, regidos pela equação de transporte. Desta forma, este método trata o transporte de radiação como um fenômeno probabilístico, onde o conceito de seção de choque representa a probabilidade de que a radiação interaja com o meio.

Uma ilustração simplificada do método pode ser visto na Figura 3.2 em forma de um diagrama do processo de cálculo. O programa de Monte Carlo é alimentado por um gerador de números randômicos utilizado para a amostragem dos vários fenômenos que ocorrem durante os processos de interesse. Distribuições de probabilidade conhecidas e que estão relacionadas com o processo referentes ao fenômeno físico também são fornecidos ao programa. Como resultado, obtém-se valores médios que estão relacionados com grandezas físicas integrais de interesse como fluxo de partículas, deposição de energia por radiação ou dose radioativa [Jenkins e outros, 1988].



Figura 3.2 - Ilustração simplificada da utilização do método de Monte Carlo.

3.4 O Código MCNP-4B

O Programa MCNP [Briemeister, 1997] (A General Monte Carlo N-Particle Transport Code System) é um programa mundialmente conhecido e utilizado em vários tipos de projetos e pesquisas em transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons e elétrons. Este código possui um potencial que permite trabalhar com geometrias tridimensionais genéricas, que o torna uma ferramenta muito poderosa em cálculos onde a geometria não pode ser representada por formas regulares como cubos, esferas e cilindros.

O programa trabalha com bibliotecas de dados nucleares em energia contínua ou discreta dependendo das necessidades de cálculo, e permite também ao usuário, especificar uma variedade bem ampla de fontes, inclusive especificar distribuição de probabilidades independentes para os parâmetros de fonte, tais como: energia, posição e direção.

A tabela de informações sobre os tipos de interação do fóton com a matéria permite ao código levar em conta o espalhamento coerente e incoerente, absorção fotoelétrica com a possibilidade de emissão fluorescente e produção de pares [Briemeister, 1997]. Os modelos matemáticos e as principais equações que envolvem o transporte de fótons e elétrons utilizadas pelo código podem ser vistas no Apêndice B.

O código permite basicamente dois processos de simulação que são: o método análogo e o não-análogo. No método análogo os cálculos são realizados simulando-se as interações da partícula com a matéria de acordo com as probabilidades de ocorrência de cada tipo de interação como ocorreria na natureza. Entretanto, em alguns casos este tipo de simulação pode se tornar altamente dispendioso, de forma que, o código oferece uma vasta opção de técnicas não-análogas, que objetivam aumentar a eficiência de cálculo, reduzindo-se o tempo de processamento computacional, através das técnicas de redução de variância [Booth, 1985]. Dentre as técnicas existentes cita-se como exemplos:

a) **Roleta Russa e Divisão geométrica (geometry splitting):** Esta técnica consiste em dar preferência às amostragens em regiões de maior importância em detrimento das regiões menos importantes. Isto é feito como descrito: 1) divide-se a região de interesse em sub-regiões ou células; 2) atribui-se diferentes importâncias para cada célula. Com estas atribuições as partículas ganham “pesos probabilísticos” diferenciados em cada célula e dependendo de seu “peso” é utilizado a roleta russa onde a partícula “sobrevive” ou “morre”.

b) **Captura Implícita:** Esta técnica é utilizada após uma colisão ter sido selecionada onde a partícula ao invés de possuir uma probabilidade de ser absorvida ela sempre sobrevive com um “novo peso”.

c) **Janelas de Peso (Weight Window):** Esta técnica é uma combinação de divisão geométrica (geometry splitting) com divisão em energia (space-energy dependent splitting) e a técnica de roleta russa. Define-se limites inferiores e superiores para o “peso” de cada partícula no espaço de fase espaço-energia

formando-se uma “janela de pesos” aceitáveis para a partícula. Abaixo do limite inferior ocorre a roleta russa e acima do limite superior a partícula sofre divisões de forma que as partículas resultantes possuam “pesos” pertencentes ao espaço de fase.

d) **Corte de Energia (Energy cut-off)**: As partículas que possuem energia fora da faixa de interesse são terminados economizando o tempo computacional.

Existem outras técnicas como, transformação exponencial, colisões forçadas e outros inclusive em desenvolvimento. Todas as técnicas citadas acima estão disponíveis no código MCNP [Briemeister, 1997, Booth, 1985].

3.4.1 Construção Geométrica de um Problema usando Estruturas Repetidas no Código MCNP-4B

Nesta seção está descrito o método utilizado pelo código MCNP-4B para descrever geometricamente o problema a ser resolvido. Particularmente, está abordado a opção chamada de **Estruturas Repetidas**, que é a opção utilizada em todo o presente trabalho para a modelagem geométrica do manequim.

O princípio utilizado na descrição geométrica ou modelagem de um problema através de **Estruturas Repetidas**, baseia-se na capacidade de definir estruturas unitárias através do conceito de **Células**, que podem aparecer repetidas vezes ao longo de uma geometria, facilitando a modelagem do problema e ao mesmo tempo, reduzindo a ocupação de memória de computador.

As células uma vez dispostas numa determinada seqüência podem então, definir um volume geométrico qualquer desejado, sendo que, cada célula unitária neste volume poder ter sua composição e material alterados, facilitando a

modelagem de volumes não apenas irregulares mas também heterogêneos em sua composição.

Outro conceito utilizado é o **Universo**, que pode corresponder a uma simples **célula** ou um conjunto de **células**, tal como, uma rede ou uma malha constituída de várias **células** que se repetem. Uma vez que o **Universo** é definido, ele pode ser utilizado para preencher outras **células**, criando-se desta forma, outros níveis de definição geométrica. As malhas ou redes podem ser constituídas de **células** que podem ser hexaedros (sólidos com 6 faces) ou então prismas hexagonais com 8 faces. Cada elemento da malha corresponde a uma **célula**.

Nas figuras 3.3 e 3.4 estão mostrados dois exemplos da construção de uma geometria usando **estruturas repetidas**. No primeiro exemplo, são definidas algumas células unitárias constituídas internamente por uma estrutura particular qualquer (figura 3.3a). Em seguida, estas **células** são repetidas dentro da malha em determinadas regiões específicas (figura. 3.3b), formando um arranjo que define a geometria do problema.

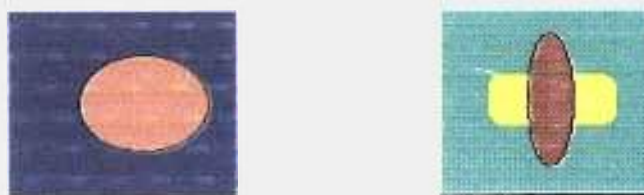


Figura 3.3a – Células unitárias.

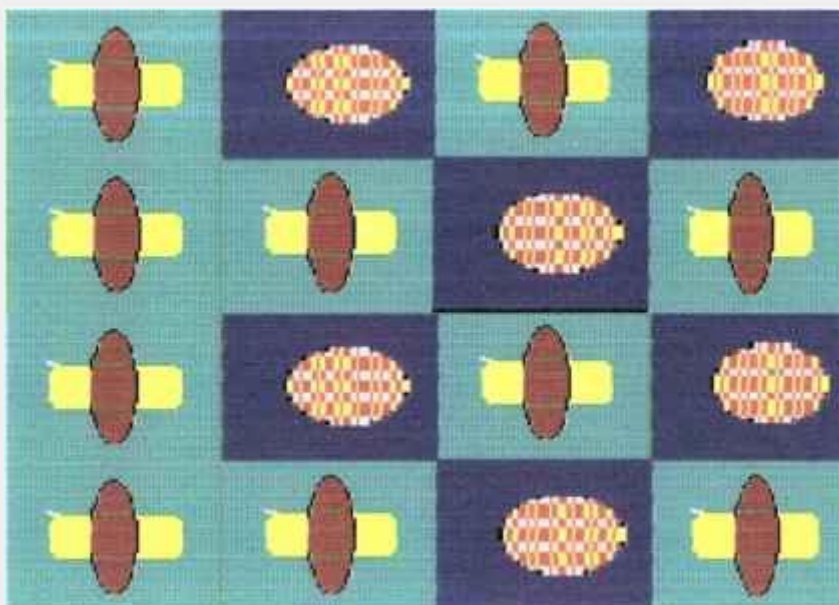


Figura 3.3b – Malha constituída de células unitárias repetidas.

No segundo exemplo são definidas várias células unitárias, distintas uma das outras e que são utilizadas repetidas vezes dentro de uma malha, para definir várias geometrias irregulares. Cada célula unitária, por exemplo, pode representar regiões com densidades ou, composições diferentes. Este exemplo, é particularmente útil em casos em que se necessita construir volumes irregulares com composições químicas distintas, como no caso dos órgãos internos do organismo humano.

Na Figura 3.4a são apresentadas seis células unitárias distintas, que podem representar diferentes tecidos ou órgãos ou parte dos órgãos, com diferentes composições químicas, e que compõe parte do corpo humano. Na Figura 3.4b é apresentada uma malha composta pelas diferentes células e que agrupadas num arranjo qualquer, inclusive arranjos irregulares constituem a forma geométrica dos diferentes tecidos ou órgãos.



Figura 3.4a Células unitárias simples cada uma representando um órgão ou tecido.

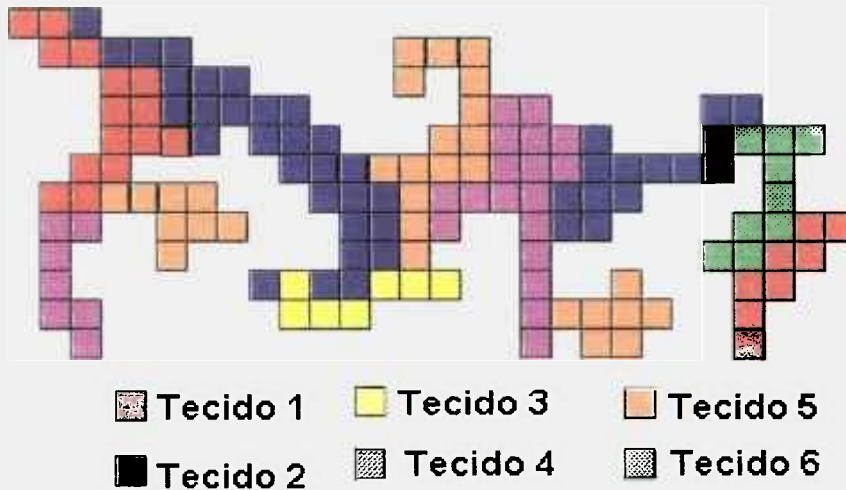


Figura 3.4b Geometria composta de diferentes células que compõe diferentes regiões representando diferentes tecidos do corpo humano.

Além de permitir a construção de estruturas irregulares, o recurso de **Estruturas Repetidas** possibilita o cálculo de dose em cada malha ou célula, que representa um elemento de volume que compõe a estrutura. Desta forma, é possível, não apenas obter o valor de dose média no volume da estrutura, como também, a dose em cada elemento de volume individualmente, fornecendo uma distribuição espacial de dose em todo o volume da estrutura.

3.5 *Elaboração do programa computacional de interface:*

SCMS

O programa computacional de interface, **SCMS** (Software de Construção de Manequins Segmentados), que foi desenvolvido no presente trabalho, tem a capacidade de, a partir de arquivos de imagens tomográficas de um paciente, construir um manequim específico, explorando se os recursos de Estruturas Repetidas do código MCNP-4B, como descrito no item anterior.

Este manequim específico do paciente é criado num arquivo de formato adequado, que define a geometria do problema a ser utilizado pelo programa MCNP-4B para a simulação do transporte de radiação.

O programa está elaborado em FORTRAN-77 e consiste das seguintes subrotinas:

Programa Principal: MAIN

Este é o módulo principal onde todas as variáveis são definidas, bem como, as unidades de entrada e saída de dados e também onde são chamadas todas as subrotinas.

Neste módulo também é lido o arquivo de entrada, que fornece as principais especificações do arquivo de imagens e outras informações para definição do problema, tais como: órgão ou órgãos fontes; opção de cálculo de doses médias ou então distribuição de doses; densidade de cada tecido ou órgão (pulmão, osso ou tecido mole).

Subrotina PHANTOM

Basicamente, existem 2 subrotinas de leitura de arquivo de imagens tomográficas: a subrotina PHANTOM1 e a PHANTOM2. A escolha de uma delas depende do tipo de arquivo de imagem a ser lida. Toda a informação contida no arquivo de imagem de entrada é armazenada em uma matriz chamada MVX.

Os arquivos de imagens podem-se diferir em seus formatos de leitura e também em suas dimensões matriciais, bem como no tamanho de cada elemento de volume ou "voxel" dos quais são constituídos.

Subrotina RESIZE

Esta subrotina elimina as regiões exteriores ao organismo e que não interessam ao problema, mas ocupam espaço em memória. Isto é feito reconhecendo se os contornos ou os limites do organismo com o exterior e redimensionando o arquivo original contido na matriz MVX criada pela subrotina PHANTOM1 e PHANTOM2.

Subrotina SETUP

Determinados órgãos do organismo podem ter doses absorvidas calculadas de forma mais detalhada e não apenas dose médias em seus volumes. A escolha dos órgãos de maior interesse, onde se deseja obter valores de doses mais detalhados (por exemplo, distribuições de dose), podem ser selecionados através de especificações fornecidas no arquivo de dados de entrada como citado no programa principal MAIN.

Nesta subrotina, o volume de cada órgão de interesse é subdividido em pequenos sub-volumes ou sub-regiões onde as doses absorvidas médias são calculadas. Desta forma, quanto menor o sub-volume maior será o detalhamento na determinação da distribuição de dose espacial no órgão de interesse em questão. No caso limite onde se teria o máximo de detalhamento, cada sub-

volume corresponde ao próprio elemento de volume unitário do qual o órgão é constituído.

As relações espaciais entre as coordenadas i , j e k de cada elemento de volume ou “voxel” da matriz tridimensional, MVX, e a localização espacial das sub-regiões são armazenadas na matriz LOCALI. Ainda nesta subrotina são determinadas as massas de cada órgão e de suas respectivas sub-regiões.

Subrotina UNIVMAP

Após a divisão do órgão ou dos órgãos em sub-regiões, os elementos de volume são renumerados de acordo com suas localizações, atribuindo-se números de identificação de acordo com a sub-região a qual pertence. Neste ponto determina-se a quantidade de elementos de volume em cada sub-região e armazenada na variável NVXORG. Também é determinada a quantidade de sub-regiões em cada órgão e o resultado armazenado na variável NREGION.

Cada órgão ou sub-região é relacionado a um valor de universo (como definido na descrição de Estruturas Repetidas), e que define as diferentes regiões na geometria do problema. Desta forma, cada órgão ou sub-volume do órgão fica especificado pelo número do universo e se torna a sua identificação. Esta forma de construção geométrica, possibilita uma grande flexibilidade no detalhamento dos órgãos de interesse e otimiza a utilização de memória computacional.

O manequim criado por este processo fica dividido em vários sub-volumes ou sub-regiões, cada um pertencente a um universo. A cada elemento de volume atribui-se o valor do universo correspondente ao sub-volume a qual ele pertence. Por exemplo, se um determinado elemento de volume pertence a um sub-volume cujo universo é 20, este elemento de volume também estará relacionado ao universo 20. Desta forma, todos os elementos de volume de um mesmo sub-volume estará relacionado ao universo deste. A informação sobre os valores de universo correspondentes a cada elemento de volume pertencente a um sub-volume que por sua vez pertence a um órgão é armazenada na matriz MVX.

Subrotina **FILLCARD**

Essencialmente esta subrotina escreve a matriz MVX criada pela subrotina UNIVMAP no formato adequado e compatível com o arquivo de entrada do programa MCNP-4B para que este possa reconhecer e processar os dados.

Subrotina **TALLIES**

Esta subrotina define os órgãos ou sub-volumes dos órgãos onde será computada a fração de energia depositada, para posterior cálculo da dose absorvida. O número de sub-volumes no órgão pode ser escolhido, de acordo com a informação fornecida pelo usuário, no arquivo de dados de entrada do programa de interface. Quanto maior este número, maior será o detalhamento da distribuição de dose na região ou órgão de interesse.

Subrotinas **SOURCE1, SOURCE2 e SOURCE3**

A preparação do arquivo de fontes radioativas para o programa MCNP-4B está dividida em três subrotinas a saber: SOURCE1, SOURCE2 e SOURCE3. A subrotina SOURCE1 é utilizada para fontes distribuídas uniformemente no órgão ou região fonte. A subrotina SOURCE2 é utilizada em situações quando a fonte está distribuída de forma heterogênea, sendo que, a subrotina SOURCE3, fornece a importância ou a intensidade da fonte radioativa em cada região do órgão.

Como resultado da saída deste programa computacional, obtém-se um arquivo de dados com todas as informações necessárias, num formato compatível para a simulação do transporte de radiação, através do código MCNP-4B, para a determinação de doses radioativas.

Capítulo 4 Manequins

4.1 Modelos Matemáticos do Corpo Humano: O Manequim de Snyder e Cristy-Eckerman

Por vários anos a estimativa de dose de radiação em pacientes na medicina nuclear, tem sido determinada através do uso de descrições matemáticas do indivíduo referência, que representa uma população como um todo. Neste indivíduo referência foram estabelecidas várias características como massa, dimensões dos órgãos, bem como as composições elementares dos tecidos e dos órgãos do corpo [RIDIC, 1996].

Em 1960, um comitê da ICRP (International Commission on Radiological Protection), desenvolveu um modelo para o corpo humano, que constituía de um conjunto separado de esferas, cujas composições e tamanhos, eram baseados no homem referência [ICRP, 1974; RIDIC, 1997].

Warner e Graig [1968] desenvolveram um simulador heterogêneo, levando-se em conta o tamanho, a forma, a composição e a densidade dos órgãos. Este manequim consiste de 3 partes principais que são: a) um cilindro elíptico representando os braços, tronco e quadril; b) 2 cones circulares truncados representando as pernas e os pés com uma região plana anexa representando a região genital; e c) meia elipsóide e um cilindro elíptico representando a região da cabeça e do pescoço. Neste modelo são considerados 3 composições distintas:

a) região do pulmão; b) esqueleto, inclusive medula óssea e; c) tecido mole. Na figura 4.1 está mostrado o modelo geométrico do manequim do homem adulto com a visualização de alguns órgãos internos e também do sistema do esqueleto.

Para o cálculo de transporte de radiação considera-se que cada órgão do manequim seja homogêneo em composição e densidade, e a fonte seja distribuída uniformemente dentro do órgão, de tal forma que, assume-se que a teoria da reciprocidade seja válida, ou melhor, não introduza erros consideráveis no cálculo de dose, devido a essa aproximação. Também assume-se que não há “sobreposição” entre os órgãos vizinhos.

Estimativas de dose foram obtidas para fontes emissoras de fótons, uniformemente distribuídas nos diversos órgãos deste modelo. Verifica-se que estes dados, aplicam-se bem para indivíduos que se aproximam destas características adotadas, mas naturalmente, somente um pequeno segmento da população possui características que se aproximam deste modelo, sendo que em geral, observa-se diferenças consideráveis em forma e tamanho dos órgãos.

Em 1978, Snyder e outros [1978] introduziram várias modificações no simulador heterogêneo resultando na publicação de novas estimativas de dose.

Mais tarde, Cristy e Eckerman [1987] introduziram algumas modificações no modelo de Snyder, com diferentes densidades e composições químicas dos diversos órgãos. As principais modificações introduzidas neste modelo em relação ao modelo de Snyder são: a) novo modelo do coração e modificação da região do tronco; b) modificação no modelo do pulmão para acomodar o novo modelo do coração e também para levar em conta a diferença de tamanho entre o pulmão esquerdo e o direito; não representado no modelo anterior; c) Mudanças no modelo da cabeça incluindo mudanças na posição da tiróide; d) incorporação da região da mama. A partir deste modelo, novas estimativas de dose para fontes de fóton foram geradas.

Outros trabalhos tem sido publicados introduzindo outras modificações em determinados órgãos, tais como, sistema digestivo e reto [Mardirossian e outros,

1999] ou então novos modelos dosimétricos para a região da cabeça e cérebro [Bouchet e outros, 1996].

Em 1995, Guimarães [1995] desenvolveu os dados antropomórficos de massa e altura para o brasileiro médio entre 20 e 40 anos de idade, dando origem ao Manequim Matemático do Homem Brasileiro para uso em dosimetria interna.

Em 1993, Zubal e outros [1993] produziram um manequim baseado em imagens de tomografia computadorizada (CT), a partir de um paciente real, para fins de pesquisa. Neste manequim, cada parte do corpo ou órgão é constituído de pequenos volumes ou “voxels” criados a partir das imagens digitalizadas do paciente.

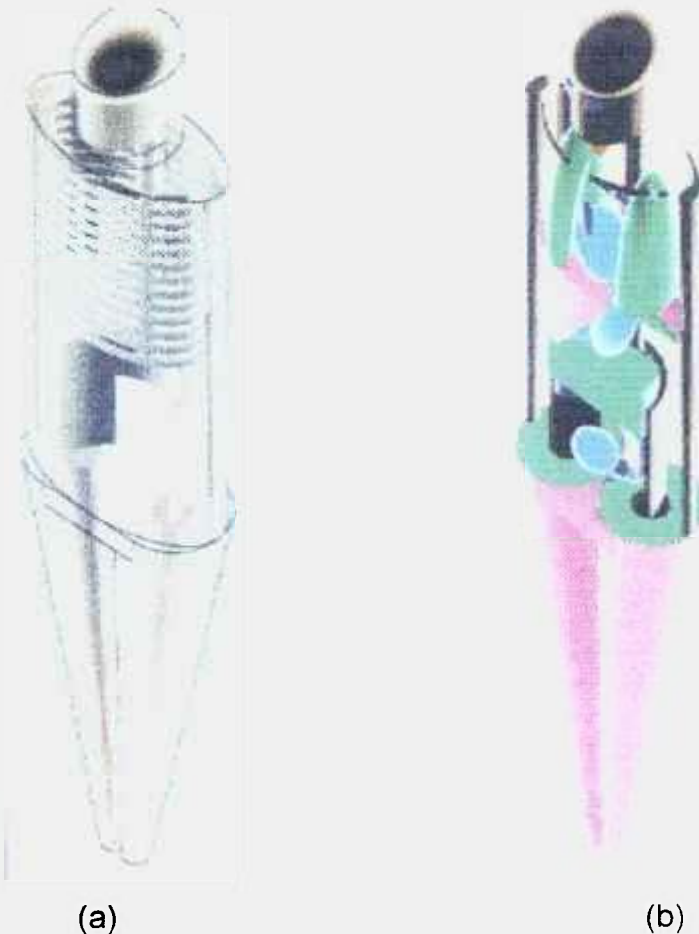


Fig.4.1 Modelo geométrico do manequim representando o homem adulto com a representação do sistema do esqueleto (a); e de alguns órgãos internos (b).

4.2 *Manequim segmentado de Zubal*

O manequim de Zubal [Zubal, 1994; Zubal e Harrel, 1991] foi construído a partir de arquivo de dados tomográficos de um paciente real, cujas características se assemelham ao homem referência: 175,4 cm de altura e peso de 77,5 Kg. A construção deste manequim foi realizada através do programa computacional SCMS, que foi desenvolvido no presente trabalho. No total foram determinadas 4030464 “voxels” subdivididos em 246 planos axiais, cada um dos quais contendo 16384 “voxels”, ou seja, uma matriz de 128 x 128. Cada “voxel” possui uma dimensão de 4 mm de lado com densidade uniforme.

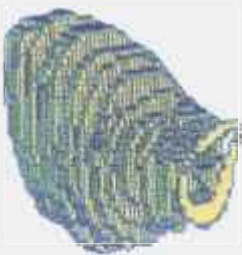
Algumas comparações entre os modelos geométricos dos órgãos entre os dois manequins, Zubal e Snyder/Cristy-Eckerman – SCE, estão mostrados nas Figuras 4.2 a 4.8 e nas Figuras 4.9 a 4.11 estão apresentadas algumas estruturas ósseas no manequim de Zubal. Na Tabela 4.1 estão apresentados os pesos de alguns órgãos de cada manequim. Em ambos os manequins foram consideradas três composições de materiais distintas a saber: tecido mole, osso e pulmões, respectivamente com valores de densidade de: 1,04; 1,40 e 0,296 gramas/cm³.

Como pode-se notar da Tabela 4.1, alguns órgãos do manequim de Zubal possuem massas bastante diferentes dos órgãos do manequim SCE, como por exemplo, rins, baço, pâncreas (fator de 2) e adrenais (fator de 4). Estas diferenças, em parte, mostram que valores médios de massa como os fornecidos por manequins matemáticos podem diferir significativamente do valor real obtido através de um paciente em particular [Yoriyaz e outros, 2000]. Por outro lado, nota-se que, divergências muito grandes podem ser acarretados por doenças e anomalias apresentadas por um paciente em particular, como é o presente caso.†

† I. George Zubal – Comunicação Pessoal

Tabela 4.1 Pesos de alguns órgãos em gramas

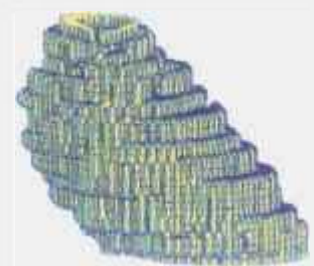
| Órgão | Manequim | | |
|-----------------|-----------------|----------|-----------------------------|
| | SCE Peso (g) | Zubal | |
| | | Peso (g) | Nr. de "voxels" no órgão |
| Fígado | 1903,2 | 1948,7 | 29277 |
| Rins | 299,5 | 507,0 | 7618 |
| Pulmões | 1000,5 | 1181,6 | 62374 |
| Baço | 183,0 | 370,6 | 5568 |
| Adrenais | 15,7 | 4,1 | 62 |
| Bexiga | 258,6 | 209,5 | 3147 |
| Pâncreas | 94,3 | 52,7 | 792 |
| Coração | 627,2 | 622,6 | 9354 |



(a)

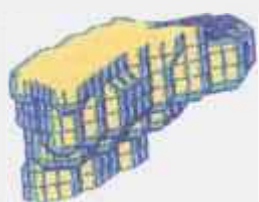


(b)



(c)

Figura 4.2 Modelos geométricos do coração. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b).



(a)

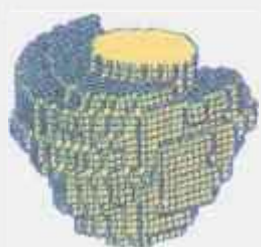


(b)



(c)

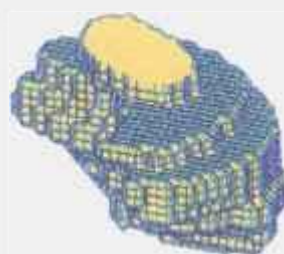
Figura 4.3 Modelos geométricos do pâncreas. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b).



(a)



(b)



(c)

Figura 4.4 Modelos geométricos do baço. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b).

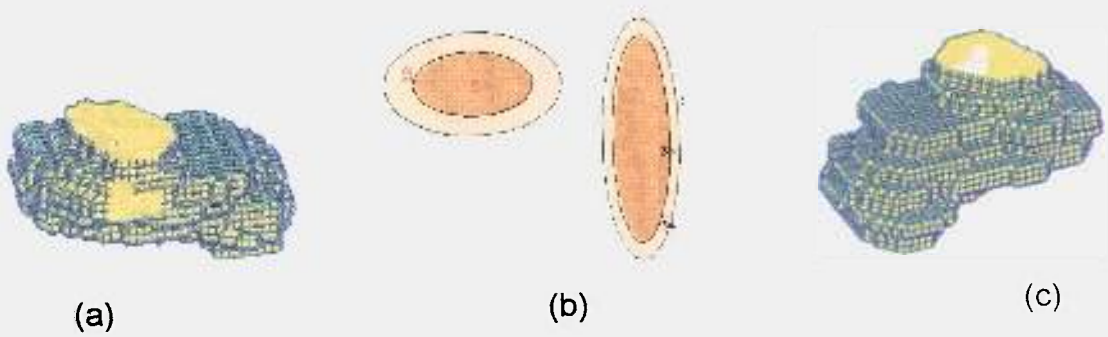


Figura 4.5 Modelos geométricos do estômago. Manequim de Zubal (a,c); Manequim de SCE (b).

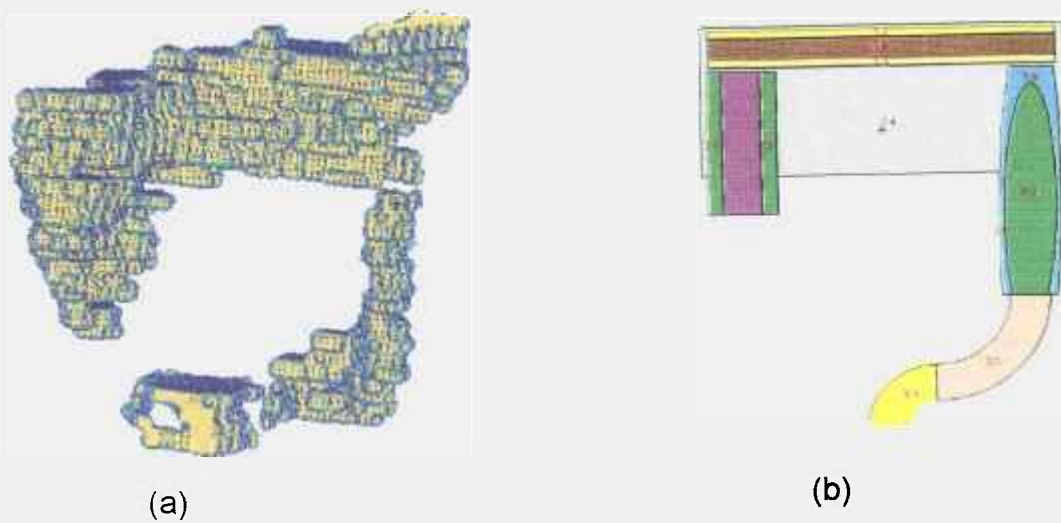


Figura 4.6 Modelos geométricos do Trato GastroIntestinal. Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b).

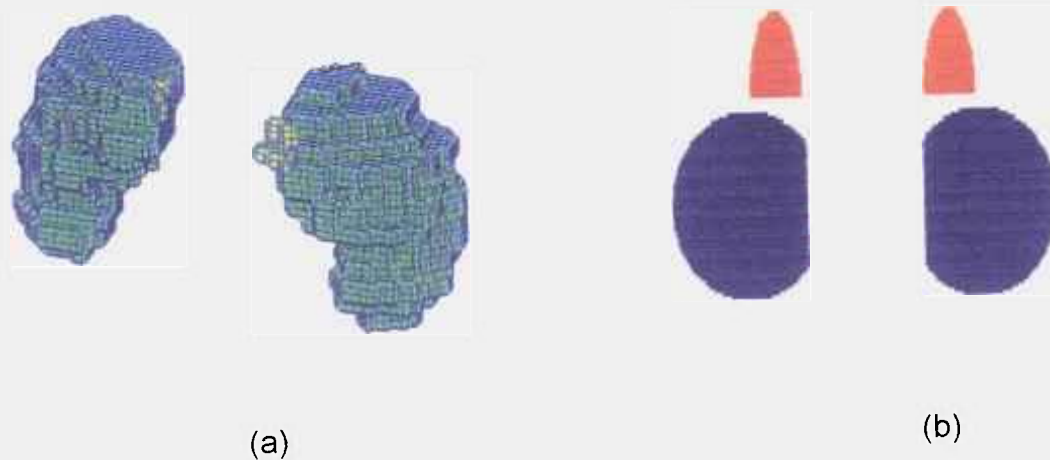


Figura 4.7 Modelos geométricos dos Rins e Adrenais: Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b).

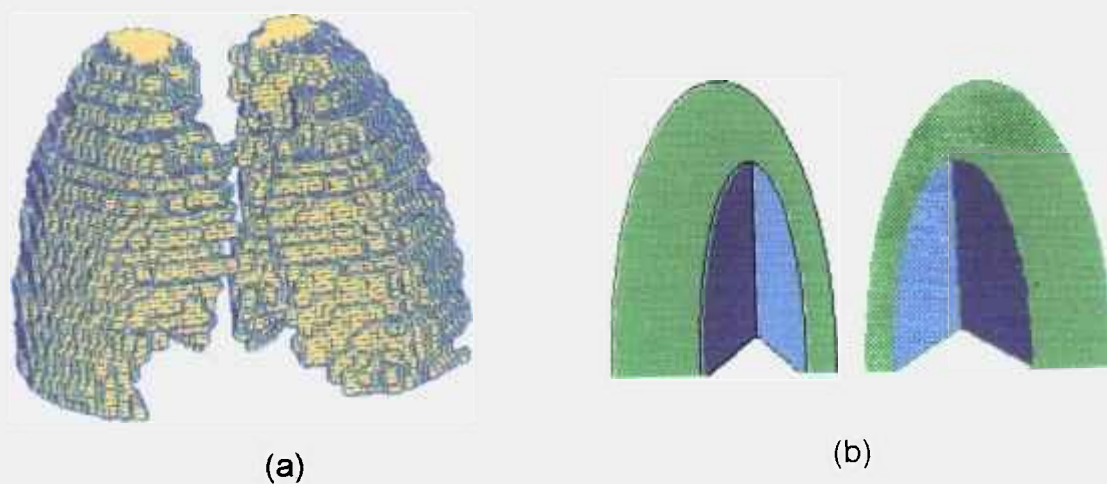


Figura 4.8 Modelos geométricos dos Pulmões. Manequim de Zubal (a); Manequim de SCE (b).

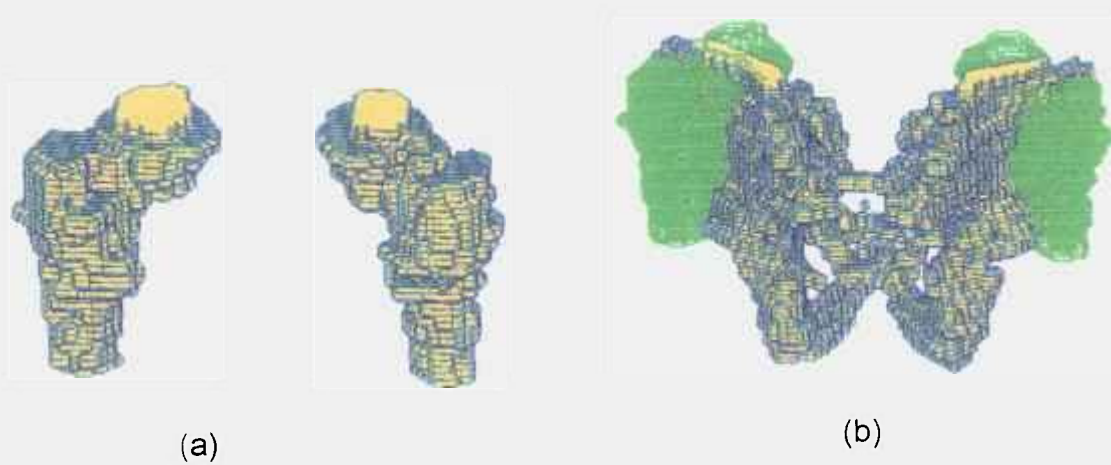


Figura 4.9 Estrutura óssea do manequim de Zubal: a) ossos das pernas; b) ossos das pernas e pelvis.

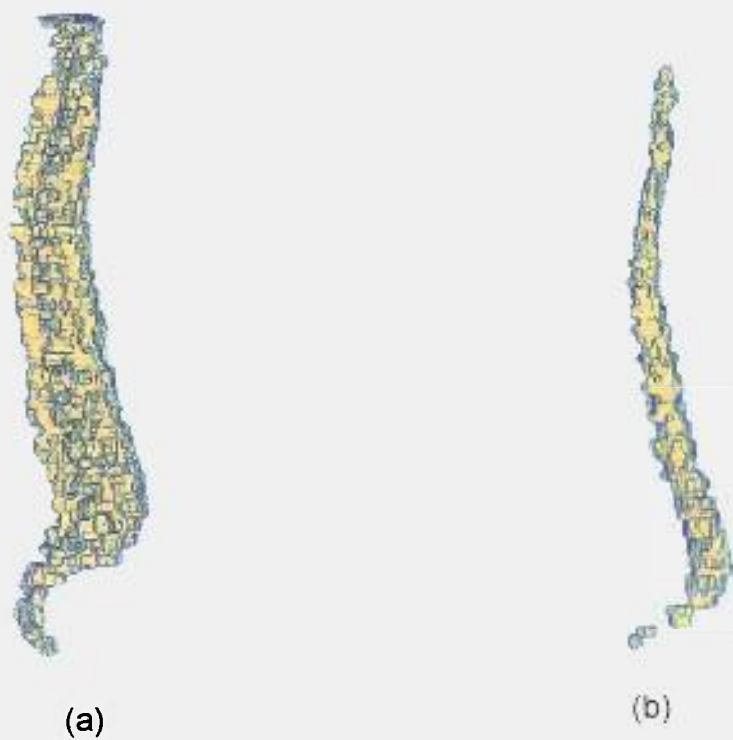


Figura 4.10 Estrutura óssea do manequim de Zubal: a) Espinha; b) medula óssea localizada no interior da espinha.

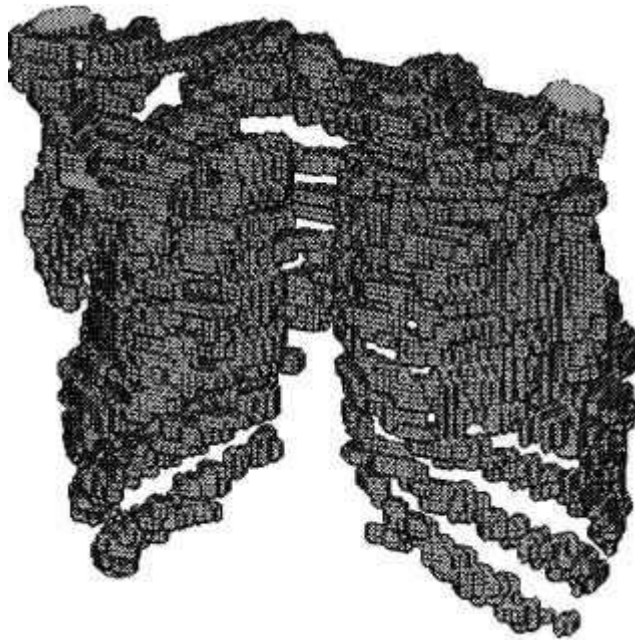


Figura 4.11 - Estrutura óssea do manequim de Zubal: Caixa Torácica.

Capítulo 5 Resultados e Validação da Metodologia

5.1 *Frações Absorvidas em Esferas (Normais e Discretizadas)*

Alguns recursos e características do programa MCNP-4B foram examinados para verificar a capacidade de simular o transporte de fótons para cálculo de dose usando **Estruturas Repetidas**. Para tanto, foram calculadas as frações absorvidas (FA) em esferas discretizadas, sendo que, os resultados foram comparados com aqueles obtidos em esferas normais com o programa MCNP-4B e com os fornecidos em literatura [Brownell e outros, 1968; Ellett e Humes, 1972].

A discretização em pequenos elementos de volume foi realizada com o auxílio de um programa computacional desenvolvido para este fim chamado **GEOM**. Com isto, pôde-se verificar as qualidades dos resultados obtidos, a partir de geometrias discretizadas representativas de um volume qualquer.

Os resultados apresentados no presente trabalho foram obtidos para quatro diferentes tamanhos de esferas com densidade de 1 g/cm^3 , e cuja composição se encontra na Tabela 5.1. As respectivas massas de cada esfera são: 1, 60, 300 e 500 gramas.

Para as esferas discretizadas foram considerados dois arranjos distintos. A primeira consiste de um arranjo cúbico de $11 \times 11 \times 11$ elementos de volumes contendo uma esfera composta por 222 elementos de volume. O segundo

consiste de um arranjo cúbico de 24 x 24 x 24 contendo uma esfera composta por 4356 elementos de volume. O volume da esfera é determinada pelo tamanho de cada elemento de volume que a compõe. A Tabela 5.2 mostra o raio de cada esfera e as correspondentes dimensões dos elementos de volume.

Tabela 5.1 Composição das esferas

| Elemento | % em Massa |
|------------|------------|
| Oxigênio | 71,39 |
| Carbono | 14,89 |
| Hidrogênio | 10,00 |
| Nitrogênio | 3,47 |
| Cloro | 0,10 |
| Sódio | 0,15 |

Na presente análise considerou-se que a fonte de radiação esteja distribuída de forma uniforme em todo o volume da esfera que se encontra num meio espalhador de mesma composição química.

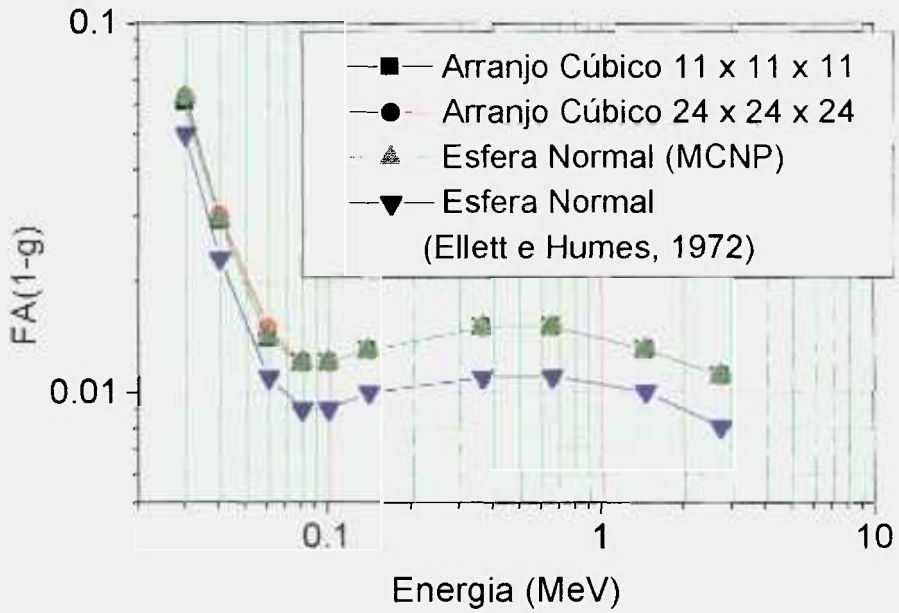
Os resultados estão apresentados para três casos distintos e comparados com os fornecidos em literatura para esferas normais. O primeiro caso corresponde aos valores de fração absorvida para esferas discretizadas no arranjo cúbico de 11 x 11 x 11; o segundo corresponde ao caso de esferas discretizadas no arranjo cúbico de 24 x 24 x 24; e o terceiro corresponde ao caso de esferas normais obtidos pelo código MCNP-4B. Os resultados de literatura para esferas de até 100g foram extraídos de [Ellett e Humes, 1972] e para esferas acima de 100 g os valores foram extraídos de [Brownell e outros, 1968].

Tabela 5.2 Raios das esferas e dimensões dos elementos de volume para dois diferentes arranjos.

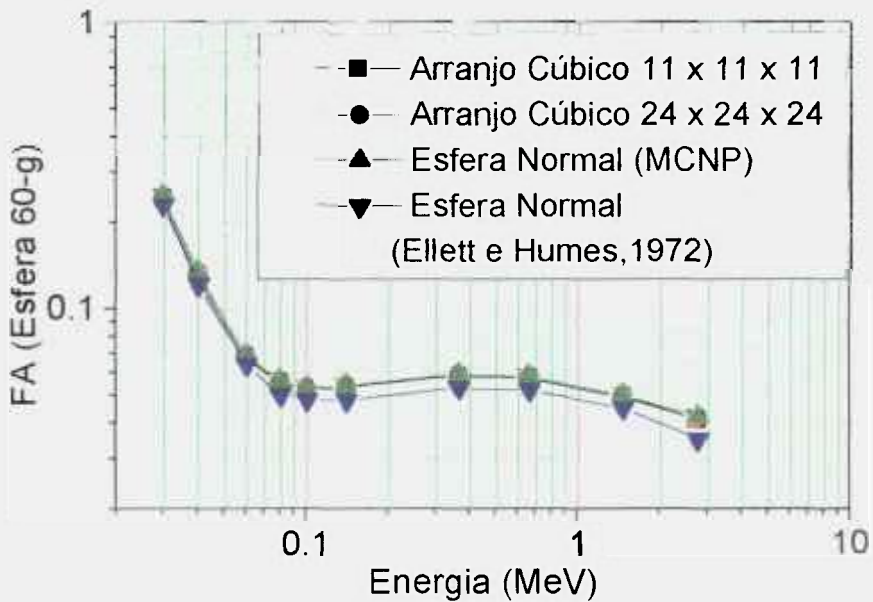
| Massa (g) | Raio Esferas Normais (cm) | Arranjo Cúbico (11x11x11) Dimensão da aresta do elemento de volume (cm) | Arranjo Cúbico (24x24x24) Dimensão da aresta do elemento de volume (cm) |
|----------------------|--|--|--|
| 1 | 0,62035 | 0,16515 | 0,061231 |
| 60 | 2,42859 | 0,64650 | 0,239710 |
| 300 | 4,15283 | 1,105578 | 0,409990 |
| 500 | 4,923725 | 1,310808 | 0,485990 |

5.1.1 Resultado para Esferas Normais

Nas figuras 5.1 e 5.2 são apresentadas as curvas de frações absorvidas, FA, versus energia para os diferentes casos estudados. Para energias abaixo de um determinado valor, há um rápido decréscimo nos valores, o que corresponde a região em que, a mudança na energia de fonte, altera sensivelmente a fuga de partículas. Após este valor de energia, os valores de FA atingem um patamar aproximadamente constante. Este comportamento indica que, para energias mais altas, a maior parte da energia é depositada fora da esfera, sendo que, a fração de energia depositada dentro da esfera é quase que independente do valor da energia da fonte.

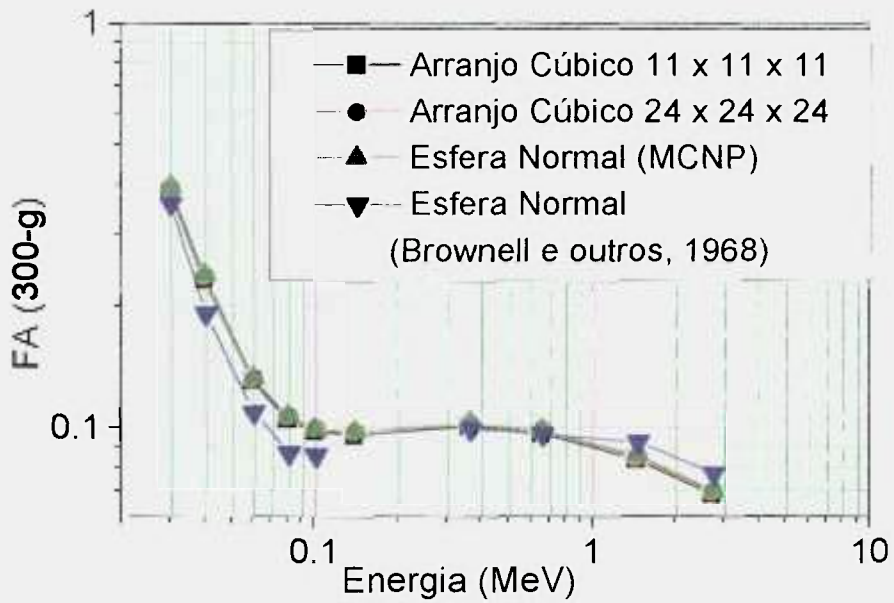


(a)

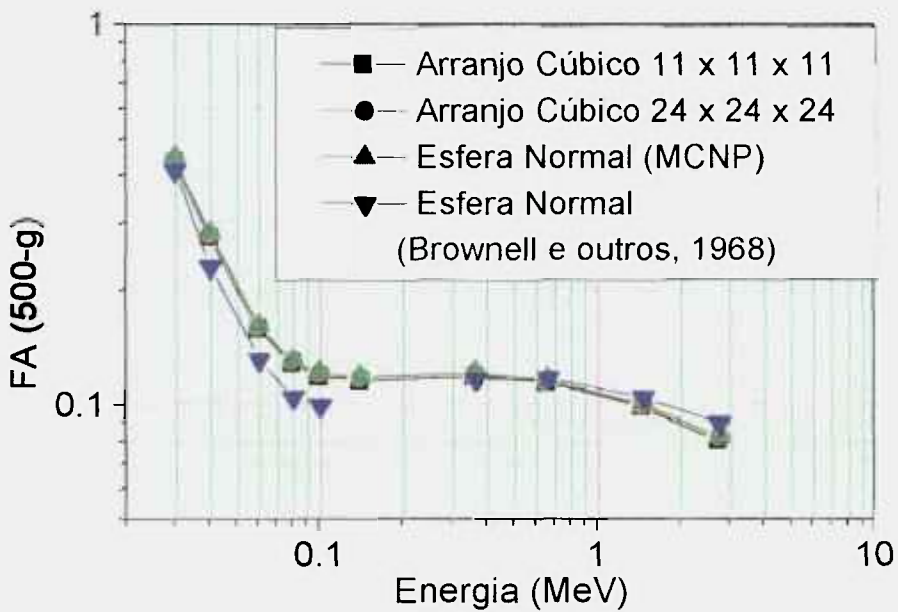


(b)

Figura 5.1 Curva de fração absorvida com a energia para esferas de 1g (a) e 60g (b). Comparação entre dados fornecidos em literatura e os obtidos com o código MCNP-4B para os vários casos analisados.



(a)



(b)

Figura 5.2 Curva de fração absorvida com a energia para esferas de 300g e 500g. Comparação entre dados fornecidos em literatura e os obtidos com o código MCNP-4B para os vários casos analisados.

Observa-se discrepâncias de até 35 % entre os resultados obtidos neste trabalho comparados com os fornecidos em literatura para esferas de até 100g, sendo que, os resultados obtidos no presente cálculo, via código MCNP-4B, são maiores que os fornecidos em literatura em toda a faixa de energia desde 0,03 MeV até 2,75 MeV. A principal razão destas discrepâncias, entretanto, podem ser atribuídas as diferentes metodologias empregadas nos dois casos. Na figura 5.1 estão mostradas as curvas de fração absorvida com a energia para esferas de 1g e 60g.

No código MCNP-4B, as frações absorvidas são obtidas pelo cálculo de deposição de energia no meio, diretamente da simulação das interações dos fótons com o meio. No método usado na literatura, os valores de FA são obtidos a partir destas mesmas interações, mas para fontes pontuais, e então, integrados em todo o volume da esfera para se obter o valor médio de FA no volume da esfera.

Para esferas acima de 100g também se verifica a mesma tendência para energias de até 700 keV, sendo que, os valores fornecidos em literatura são menores que os obtidos no presente trabalho. Entretanto, para energias maiores que 700 keV há uma inversão nos resultados, e os valores fornecidos em literatura passam a ser maiores que os obtidos com o código MCNP-4B, embora as diferenças nestes casos não ultrapassem 10%. Na figura 5.2 estão mostradas as curvas de fração absorvida com a energia para esferas de 300g e 500g.

Na faixa de energia até 700 keV, o valor subestimado fornecido em literatura pode ser explicado pelo fato de que, neste caso, não se considerou o retroespalhamento dos fótons. Ou seja, não se considerou a possibilidade dos fótons, que saem da esfera, serem espalhados novamente para dentro da esfera, depositando sua energia. Para energias maiores, este efeito torna-se menos importante diminuindo-se a diferença entre os resultados.

Outros fatores que podem contribuir para as diferenças entre os dois resultados, e que devem ser considerados na presente análise são as incertezas

nos dados nucleares em ambas as metodologias, tanto naquelas utilizadas em literatura como naquelas utilizadas pelo código MCNP-4B.

Os resultados obtidos no presente trabalho também foram comparados com os resultados obtidos pelo código EGS4, amplamente utilizado na literatura em cálculos de dosimetria de fótons e elétrons. Em geral, verifica-se que, os valores obtidos entre os dois códigos concordam dentro de uma discrepância menor que 10%, entretanto, estas diferenças chegam a 15% numa faixa específica de energia entre 0,06 MeV e 0,16 MeV. Uma vez que a metodologia para a simulação do transporte de fótons não difere significativamente entre um código e o outro e que justifique esta discrepância, verifica-se que a provável causa destas diferenças tenha origem na diferença entre as bases de dados nucleares utilizadas em cada código.

5.1.2 Comparação dos resultados obtidos para esferas discretizadas e esferas normais com o código MCNP-4B

A outra finalidade dos cálculos e comparações realizadas nestas esferas foi de verificar a adequação da utilização do recurso de estruturas repetidas no cálculo de dose através do código MCNP-4B.

As comparações dos resultados de fração absorvida para esferas discretizadas em relação as esferas normais, mostram ótima concordância em toda a faixa de energia e para todos os tamanhos de esferas, como pode ser observada através das Figuras 5.1 e 5.2. Isto demonstra que a representação geométrica em forma de elementos de volume, usando se o recurso de estruturas repetidas, tem sido uma ferramenta adequada para o cálculo de doses absorvidas, sem acarretar na deterioração dos resultados. Desta forma, geometrias irregulares como as obtidas através de imagens tomográficas poderão ser adequadamente representadas por elementos de volume, através do recurso

de estruturas repetidas, sem que isso acarrete no comprometimento da qualidade dos resultados.

Outro aspecto relevante deste recurso geométrico é a possibilidade de se obter não apenas doses médias no volume alvo, mas também a distribuição espacial de dose dentro do volume de interesse, possibilitando uma análise dosimétrica bem mais detalhada, e que por isso, torna-se de grande importância na elaboração de um plano de tratamento em certas modalidades de tratamento de câncer por radiação, principalmente em casos onde se utiliza fontes internas de radiação como na radioimunoterapia.

5.2 Determinação experimental de perfis de dose em manequins e comparação com valores calculados

Como parte da validação da presente metodologia foram feitas algumas medidas experimentais de doses relativas em dois manequins, que foram fornecidos pelo Centro de Medicina Nuclear da USP, e que são utilizados para a calibração dos equipamentos de tomografia utilizados em diagnose.

Na Figura 5.3 estão mostrados os desenhos esquemáticos destes manequins que são: a) Disco (Fonte plana homogênea): um cilindro de diâmetro $D = 41$ cm e altura de 1 cm; e b) Manequim Cilíndrico [Greer e Scarfone, 1996]: um cilindro de altura $H = 18,7$ cm e diâmetro $D = 21,5$ cm.

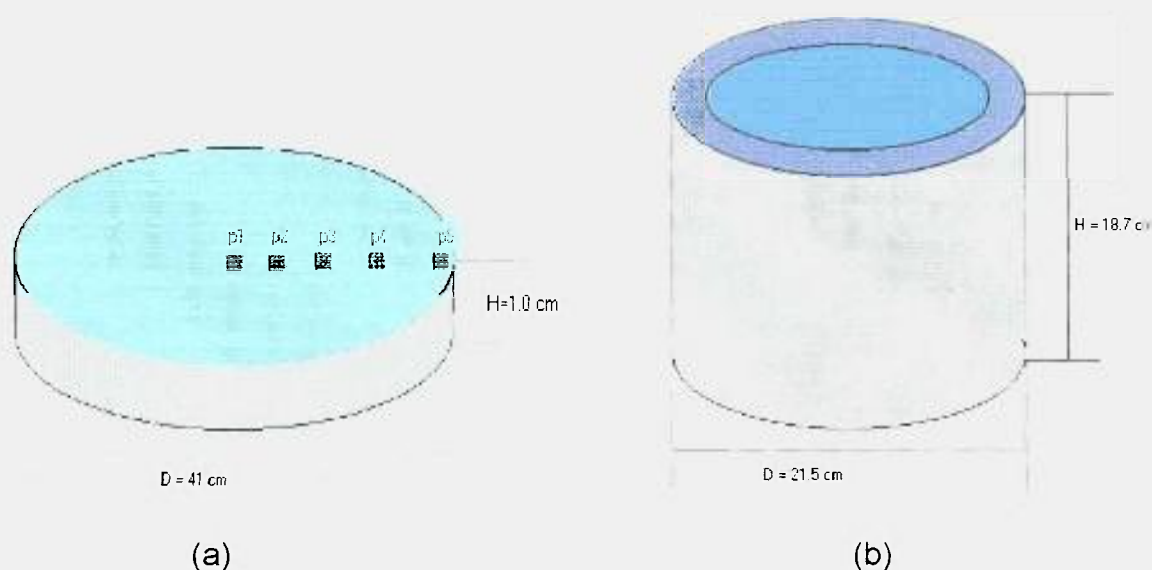


Figura 5.3 Manequins para medidas experimentais a) Disco (Fonte plana homogênea); b) Manequim Cilíndrico.

Em ambos os casos, as medidas experimentais foram realizadas preenchendo os manequins com água contendo solução de Tc-99m uniformemente distribuído em todo o volume. As medidas de perfil de dose foram feitas com dosímetros termoluminescentes (TLD's), composto de Fluoreto de Lítio (LiF-700), fabricados pela Harshaw [Tawil e outros, 1995], e que foram distribuídos ao longo dos manequins. A leitura dos dosímetros foi realizada no laboratório de dosimetria do IPEN, utilizando-se as leitoras de TLD's da Harshaw.

Os resultados experimentais obtidos foram doses relativas, uma vez que, estava-se interessado na obtenção do perfil ou distribuição de dose e não em valores absolutos de dose. Estes resultados foram comparados com os valores calculados através da metodologia apresentada no presente trabalho.

5.2.1 Reposta do TLD com a dose

Inicialmente, foi realizado um experimento onde avaliou-se a resposta dos dosímetros TLD's em função da dose, para se verificar a linearidade da resposta destes. Para tanto, foram utilizados 5 grupos de 6 detetores, colocados em posições simétricas na parte central da superfície do disco, contendo Tc-99m homogeneamente distribuído em seu interior. Cada grupo de detetores foi exposto a diferentes tempos de irradiação para simular diferentes níveis de doses, sendo que, os tempos de exposição foram respectivamente: 1,17; 2; 3; 5 e 6,08 horas.

Os valores de doses relativos e os respectivos desvios padrões para cada grupo de TLD's foram obtidos pela média das respostas dos dosímetros TLD's do grupo. Como resultado foi construído um gráfico da resposta destes dosímetros em (nC) versus o valor de dose normalizado, que é proporcional ao tempo de exposição, e corrigido pelo fator de decaimento. A curva de resposta dos dosímetros em função da dose está mostrada na Figura 5.4, onde pode-se constatar o comportamento linear destes.

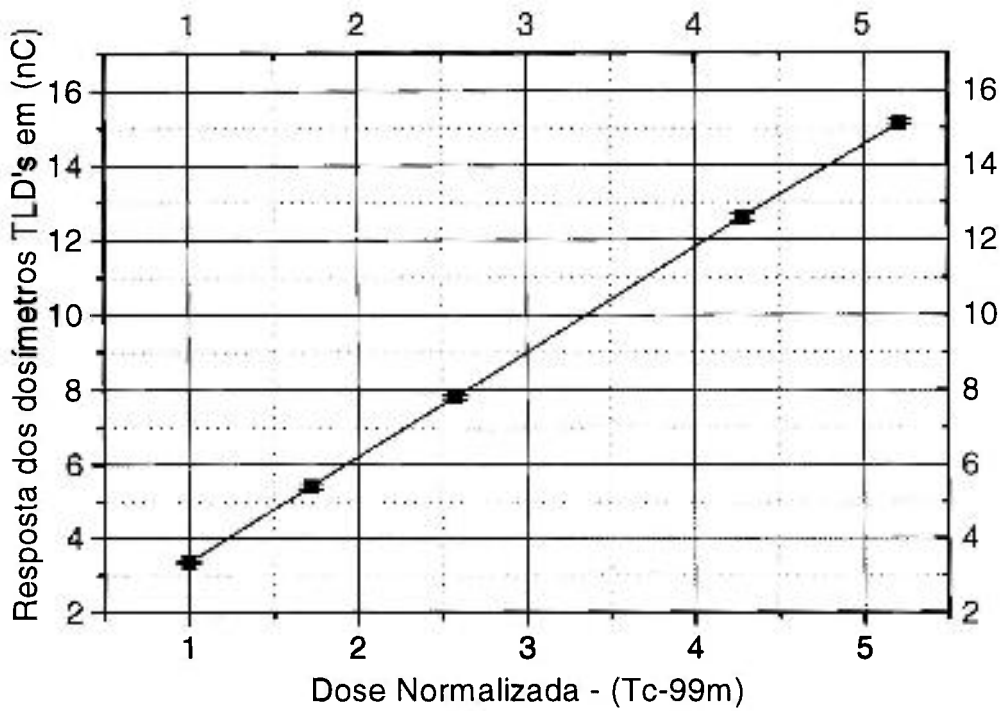


Figura 5.4 Resposta dos dosímetros TLD's em função da dose.

5.2.2 Perfil de dose no Disco

As medidas de perfil de dose para este manequim foram feitas distribuindo-se os dosímetros TLD's na superfície deste e ao longo do raio, como mostrado na Figura 5.3a. Em cada região P_j foram colocados 16 dosímetros, assumindo-se que todos receberam a mesma dose nesta região. Desta forma, cada valor experimental foi obtido pela média das medidas de cada dosímetro localizado nesta região. Com isto, conseguiu-se uma incerteza nas médias das medidas de aproximadamente 1,1 %. A distância do ponto central de cada região em relação ao centro do manequim está apresentada na Tabela 5.3.

O valor médio experimental de dose em cada região P_j foi obtido pela seguinte equação:

$$\overline{D}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_{ij} \quad (5.1)$$

onde **N** é o número de medidas que no caso corresponde ao número de dosímetros na posição **P_j**, isto é, N=16, e **D_{ij}** é o valor obtido pelo dosímetro **i** pertencente a região **j**.

O desvio padrão destas medidas foi obtido pela seguinte equação:

$$\sigma_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (D_{ij} - \overline{D}_j)^2}{N-1}} \quad (5.2)$$

e o desvio padrão da média dada por:

$$\sigma_j/N \quad (5.3)$$

Tabela 5.3 Distância das posições dos dosímetros em relação ao centro do manequim

| Região P _j | Distância em Relação ao centro do manequim (cm) |
|--------------------------|--|
| P1 | 0,0 |
| P2 | 4,9 |
| P3 | 10,5 |
| P4 | 15,3 |
| P5 | 20,07 |

A simulação deste experimento foi realizado em duas etapas. Na primeira parte considerou-se uma distribuição uniforme teórica de atividade em todo o volume do manequim. O arranjo geométrico foi modelado no código MCNP-4B

para o cálculo de dose nas regiões onde estão localizados os dosímetros. Para a modelagem geométrica dos TLD's, considerou-se um volume equivalente aos 16 dosímetros, sendo que, o valor de dose corresponde ao valor médio neste volume. O perfil de dose ao longo do raio do manequim foi obtido através do cálculo de deposição de energia com o código MCNP-4B.

Na segunda parte dos cálculos, considerou-se a distribuição real de atividade no manequim, fornecidas a partir das imagens tomográficas da distribuição de atividade em seu volume. Estas imagens foram processadas pelo programa de interface SCMS para a geração de um manequim segmentado dentro de uma matriz de 128x128 elementos de volume. Em cada elemento de volume foi atribuído um valor relativo de atividade de acordo com a intensidade da atividade neste elemento de volume. Os dosímetros TLD's foram modelados da mesma forma que na primeira parte. A imagem de tomografia que forneceu os dados de distribuição de atividade para o presente cálculo está mostrado na Figura 5.5. Em cada caso foi simulado 40 milhões de histórias para fótons de fonte para atingir um desvio padrão em geral menor que 1%.

Os resultados experimentais e calculados estão apresentados em forma de perfis de dose normalizados, assim, os valores **va**, com seus respectivos desvios padrões σ_{va} , foram normalizados por um valor **vb** e desvio padrão σ_{vb} , sendo que, o desvio padrão resultante, σ_n , foi obtida pela seguinte equação:

$$\sigma_n^2 = \frac{\sigma_{va}^2}{vb^2} + \frac{va^2 \sigma_{vb}^2}{vb^4} \quad (5.4)$$

A comparação dos perfis de dose ao longo do raio do manequim mostra uma ótima concordância entre os valores experimentais e os resultados calculados, em ambos os casos, (tanto considerando-se distribuição uniforme teórica, bem como, considerando-se a distribuição real), sendo que, a máxima discrepância obtida entre o valor experimental e o calculado, considerando-se distribuição real, foi de 2,8 %, na posição mais externa (perto da borda). Nesta

mesma posição, a discrepância entre o valor experimental e o cálculo, considerando-se distribuição teórica, foi de 10,5 %.

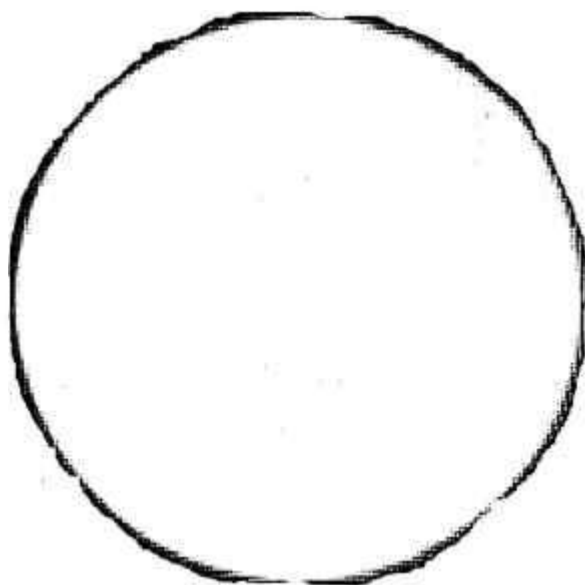


Figura 5.5 – Imagem tomográfica da distribuição de atividade no disco.

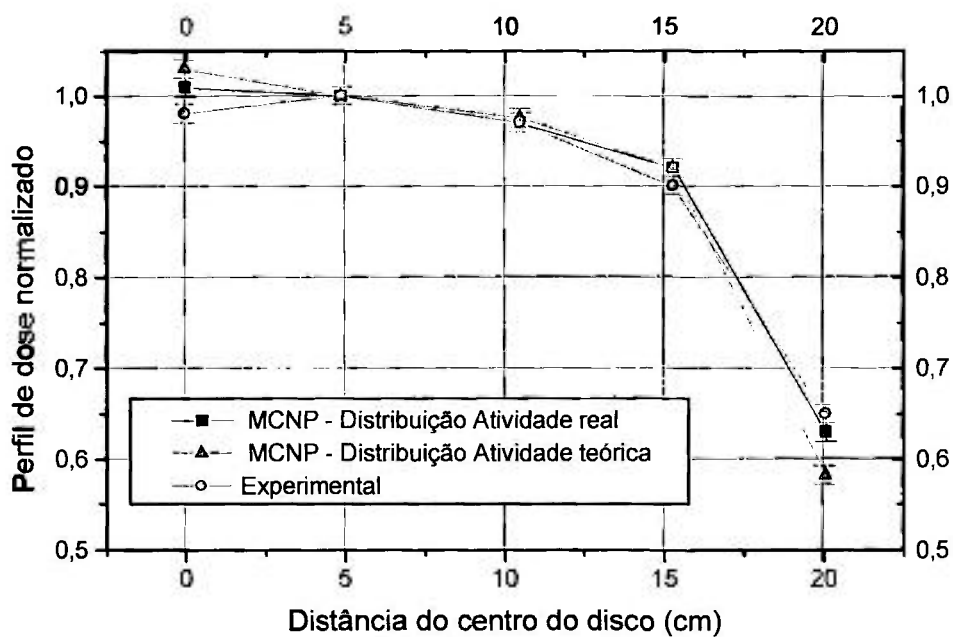


Figura 5.6 Perfil de dose normalizado no disco. Comparação com valores calculados e experimentais.

5.2.3 Perfil de dose no manequim cilíndrico

O manequim cilíndrico foi desenvolvido por Jaszczak [Greer e Sacarfone, 1996], cuja função básica é fornecer uma variedade de medidas com o intuito de se verificar o desempenho de sistemas tomográficos como o SPECT e o PET. Este manequim também é utilizado de maneira rotineira para a avaliação dos dados fornecidos pelo sistema SPECT no processo de controle de qualidade das imagens.

O manequim cilíndrico consiste de um cilindro de 21,5 cm de diâmetro e 18,7 cm de altura total, sendo que, para a realização do experimento foi preenchido com água até a altura de 17 cm, contendo solução de Tc-99m uniformemente distribuído em todo o volume. Foram constituídos 7 grupos contendo 6 TLD's cada um, colocados em 7 pontos ao longo do eixo axial central do manequim afim de obter o perfil axial de dose nesta região. Os TLD's foram fixados entre duas placas de acrílico, formando uma fina caixa envolvendo-os, afim de isolar do meio aquoso. As posições axiais de cada ponto estão apresentadas na Tabela 5.4. A média dos valores experimentais em cada ponto foi obtida da mesma forma que nos experimentos anteriores, bem como, os valores normalizados e os respectivos desvios padrões, cujo valor máximo obtido foi de 2,8 %.

A simulação do experimento foi realizado com o código MCNP-4B, através do cálculo da dose normalizada em cada ponto onde foram feitas as medidas, assumindo-se uma distribuição uniforme teórica de atividade, em todo o volume do manequim. As incertezas de cálculo foram de no máximo 1,6 %.

Os resultados experimentais e calculados estão apresentados na Figura 5.7 e demonstram ótima concordância entre si, sendo que, as diferenças encontram-se dentro da faixa de incertezas de ambos, com uma diferença máxima de 4,6 % entre os valores médios.

Tabela 5.4 Posições axiais de cada ponto de medida no manequim cilíndrico a partir da base do manequim

| Grupo de TLD's | Posição axial dos dosímetros Altura (cm) |
|----------------|---|
| 1 | 1,2 |
| 2 | 3,5 |
| 3 | 5,8 |
| 4 | 8,5 |
| 5 | 11,1 |
| 6 | 13,6 |
| 7 | 16,0 |

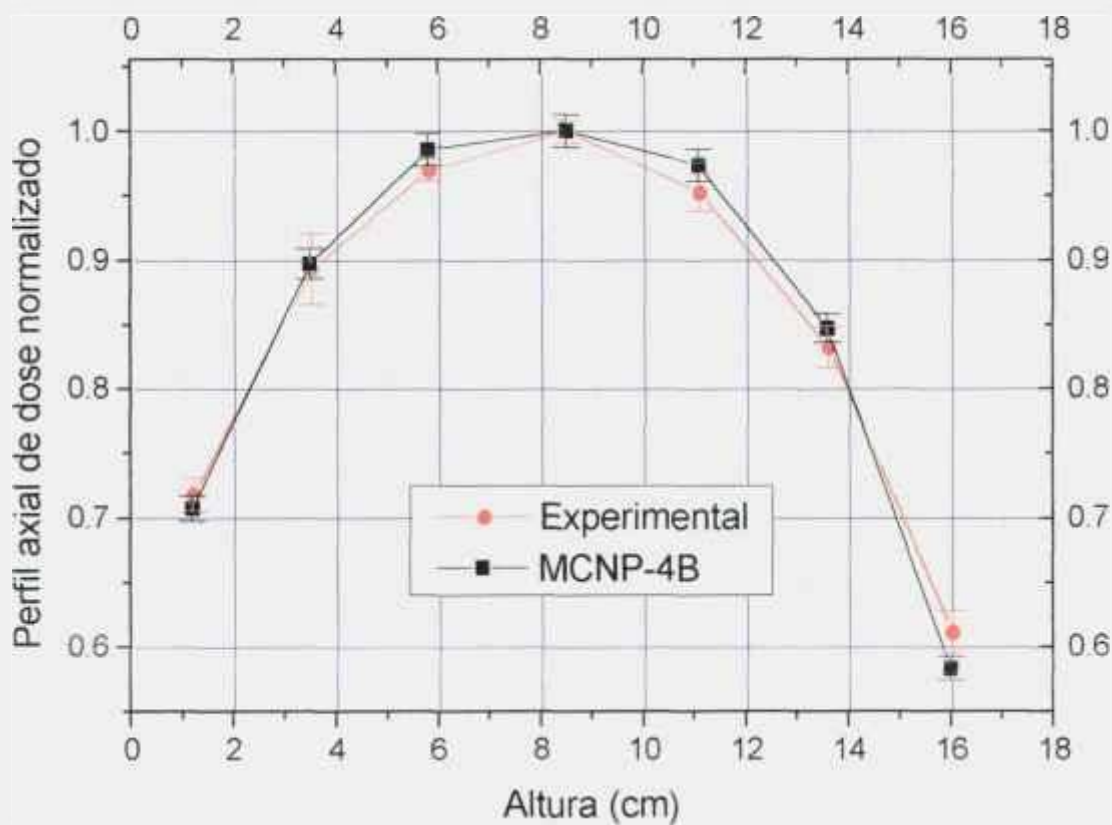


Figura 5.7 Perfil axial de dose no manequim cilíndrico.

5.3 Cálculo de Fração Absorvida Específica (FAE) no Manequim de Snyder-Cristy/Eckerman (SCE)

O manequim matemático de Snyder e Cristy/Eckerman denominado no presente trabalho de SCE, foi modelado no código MCNP-4B para a determinação das FAE's devido a fótons para vários órgãos que compõe o manequim. Os resultados foram comparados com os fornecidos por Snyder e Cristy/Eckerman.

As Figuras 5.8a até 5.8f mostram as curvas de FAE para vários órgãos alvos tendo o fígado como órgão fonte. O comportamento das curvas obedece um padrão para dois casos distintos a saber:

a) quando as curvas de FAE correspondem ao próprio órgão fonte, notamos um comportamento decrescente acentuado até atingir um patamar numa determinada energia. Isto demonstra que para energias muito baixas quase todas as partículas são absorvidas no próprio órgão fonte. Entretanto, a medida que se aumenta a energia, aumenta-se também a fuga de partículas, de forma que, uma fração menor de energia é depositada no órgão fonte, até atingir um limiar de energia, a partir do qual, a fração de energia que estas partículas depositam torna-se mais ou menos constante com a energia;

b) as curvas de FAE para outros órgãos, que não seja a própria fonte, nota-se um crescimento rápido que é aproximadamente o inverso do que ocorre no caso anterior. Este comportamento está relacionado com o aumento da fuga de partículas do órgão fonte e que começam a atingir os órgãos vizinhos, sendo que, a deposição de energia atinge um valor máximo nestes órgãos, seguido de um decréscimo a medida que a energia aumenta. Este decréscimo significa que a partir de uma determinada energia (que corresponde ao pico), aumenta a fração de partículas mais energéticas que depositam sua energia a distâncias maiores fora do volume dos órgãos alvos em questão.

Na Figura 5.8a está apresentada a curva de FAE para o fígado. Observa-se uma ótima concordância entre os resultados fornecidos pelo MCNP-4B e os valores fornecidos por Snyder, sendo que, as discrepâncias são menores que 7%. Na Figura 5.8b está apresentada a curva de FAE para as adrenais. Alguns pontos da curva apresentam algumas discrepâncias entre os dois resultados, mas encontram-se dentro do coeficiente de variação de ambos os resultados. O mesmo tipo de curva para os rins, baço e pâncreas podem ser vistos nas Figuras 5.8c, 5.8d e 5.8f, sendo que, as discrepâncias estão dentro dos limites dos coeficientes de variação.

Cabe lembrar que, para baixas energias, os resultados de literatura foram obtidos por extrapolação usando resultados de energias mais altas, e mesmo para faixa de energias mais altas, os coeficientes de variação são razoavelmente altos da ordem de 20 % em alguns casos. Nos cálculos efetuados com o MCNP-4B os coeficientes de variação são menores que 1% para os casos em que os órgãos fontes são os próprios alvos. Para os órgãos alvos vizinhos ou mais próximos aos órgãos fontes os coeficientes de variação são de no máximo 5 %. Para órgãos alvos mais distantes cujas doses são muito baixas, os coeficientes de variação são da ordem de 10 a 20 % ou até maiores em alguns casos como ocorridos em faixas de energias mais baixas.

Na Figura 5.8e está apresentada a curva de FAE para os pulmões. Neste caso, verifica-se uma discrepância razoável entre os dois resultados, sendo que, a máxima chega a ser da ordem 37 %. Esta diferença decorre principalmente devido ao meio onde a partícula é transportada, ou seja, o pulmão possui uma densidade de $0,296 \text{ g/cm}^3$, que praticamente é $1/3$ da densidade de um tecido normal ($1,04 \text{ g/cm}^3$). Pelo fato da região do pulmão ser mais rarefeito, aumenta a dificuldade na simulação do transporte de partículas, pois a densidade de fótons é alterado de forma abrupta nas interfaces entre outros tecidos. Este fenômeno ressalta as diferenças nos métodos de cálculo aplicados no presente trabalho (MCNP) e o método utilizado por Snyder, principalmente, no modelo de simulação do espalhamento das partículas nestas regiões de interface entre meios de diferentes densidades.

Como pode-se notar, para este caso, os valores fornecidos pelo código MCNP-4B estão abaixo dos valores fornecidos por Snyder, em toda a faixa de energia, indicando que o modelo de espalhamento utilizado pelo MCNP-4B, é mais espalhador na região do pulmão, resultando numa quantidade maior de partículas que depositam sua energia fora deste órgão.

As Figuras 5.9a até 5.9f apresentam as curvas de FAE para os vários órgãos, sendo que, desta vez, os órgãos fontes são os rins. A Figura 5.9a representa o resultado para os próprios rins e novamente observamos uma ótima concordância entres os resultados, o mesmo ocorrendo para os outros órgãos alvo, como pode ser visto nas Figuras 5.9b, 5.9c, 5.9e e 5.9f, respectivamente, para o pâncreas, baço, adrenais e fígado. No entanto, novamente se observa uma certa discrepância quando o alvo se trata dos pulmões, conforme mostrado na Figura 5.9d. Os resultados de Cristy-Eckerman fornecem valores maiores do que os obtidos com o código MCNP-4B, em praticamente toda a faixa de energia (0,01-4,0 MeV).

As Figuras 5.10a até 5.10c apresentam as curvas de FAE para o caso onde os órgãos fontes são os pulmões. Os valores de FAE para os pulmões estão, em geral, em boa concordância, como pode ser visto na Figura 5.10a, com discrepância máxima de 14 %. Entretanto, quando se trata dos rins, Figura 5.10c verificamos discrepâncias razoáveis (discrepância máxima de 26 %), como observado anteriormente, embora para o fígado estas discrepâncias sejam menores, veja Figura 5.10b. Constata-se, portanto que, estas discrepâncias são consequência dos problemas de interface entre diferentes meios onde ocorre uma mudança significativa nas leis de espalhamento das partículas.

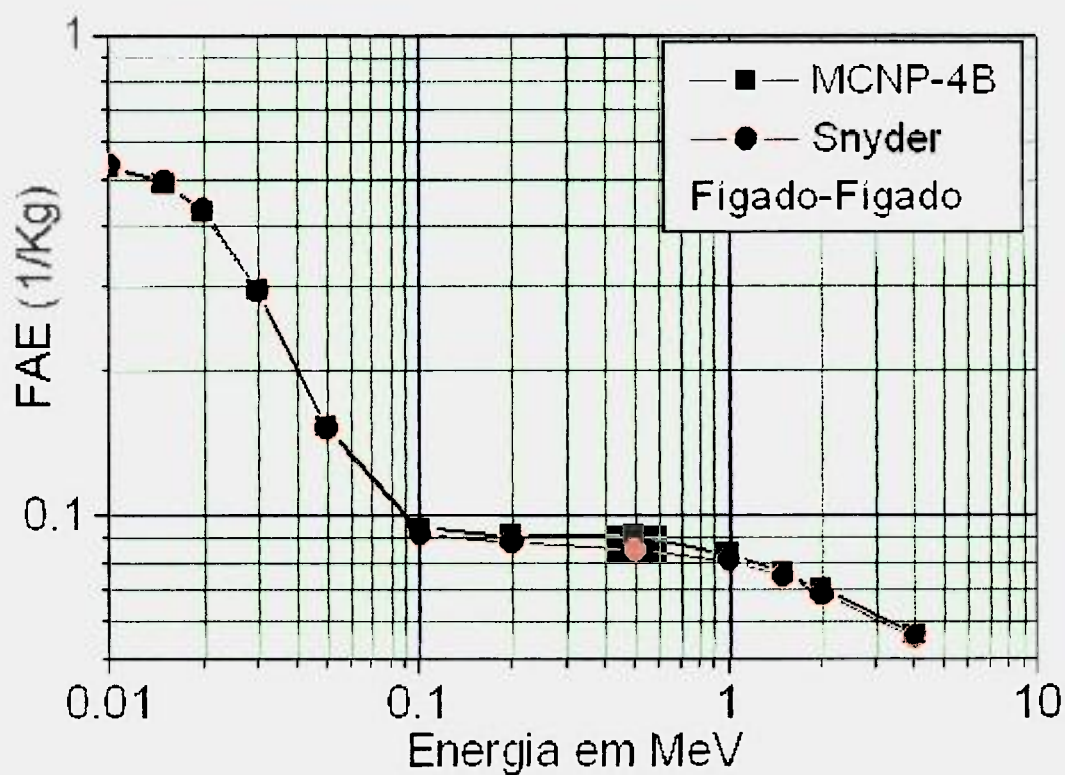


Figura 5.8a FAE(Fígado-Fígado)

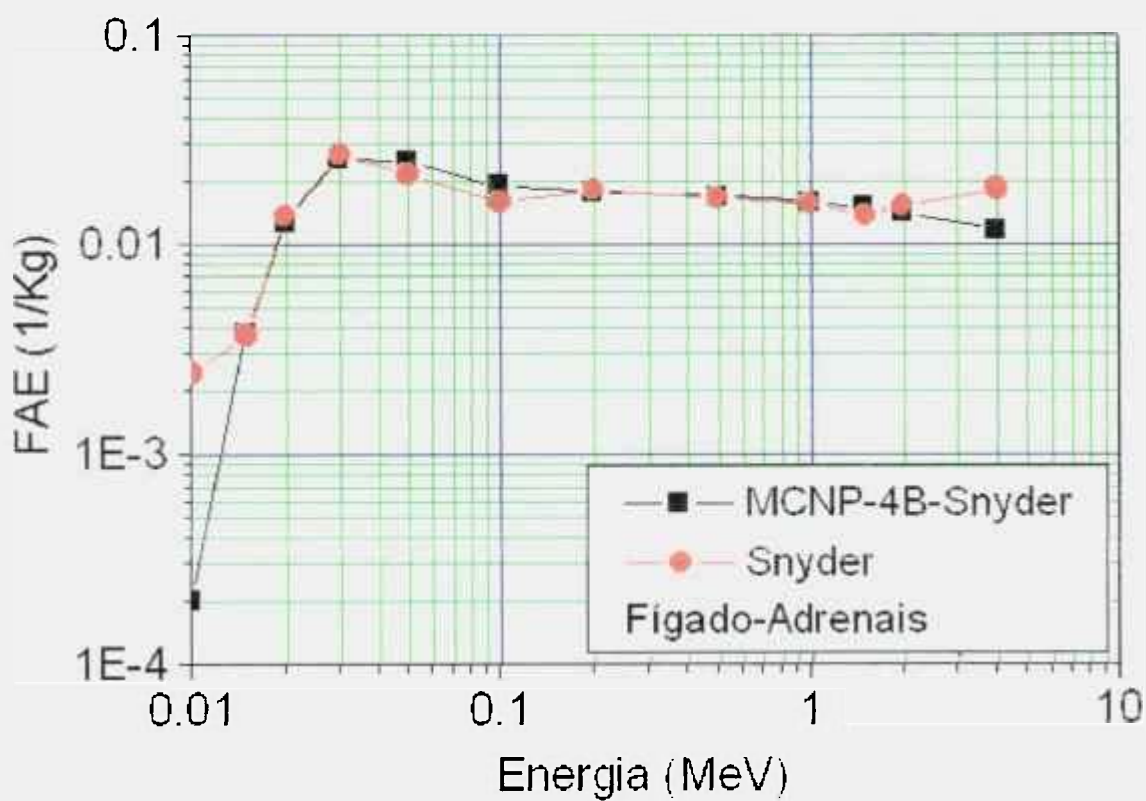


Figura 5.8b FAE(Fígado-Adrenais)

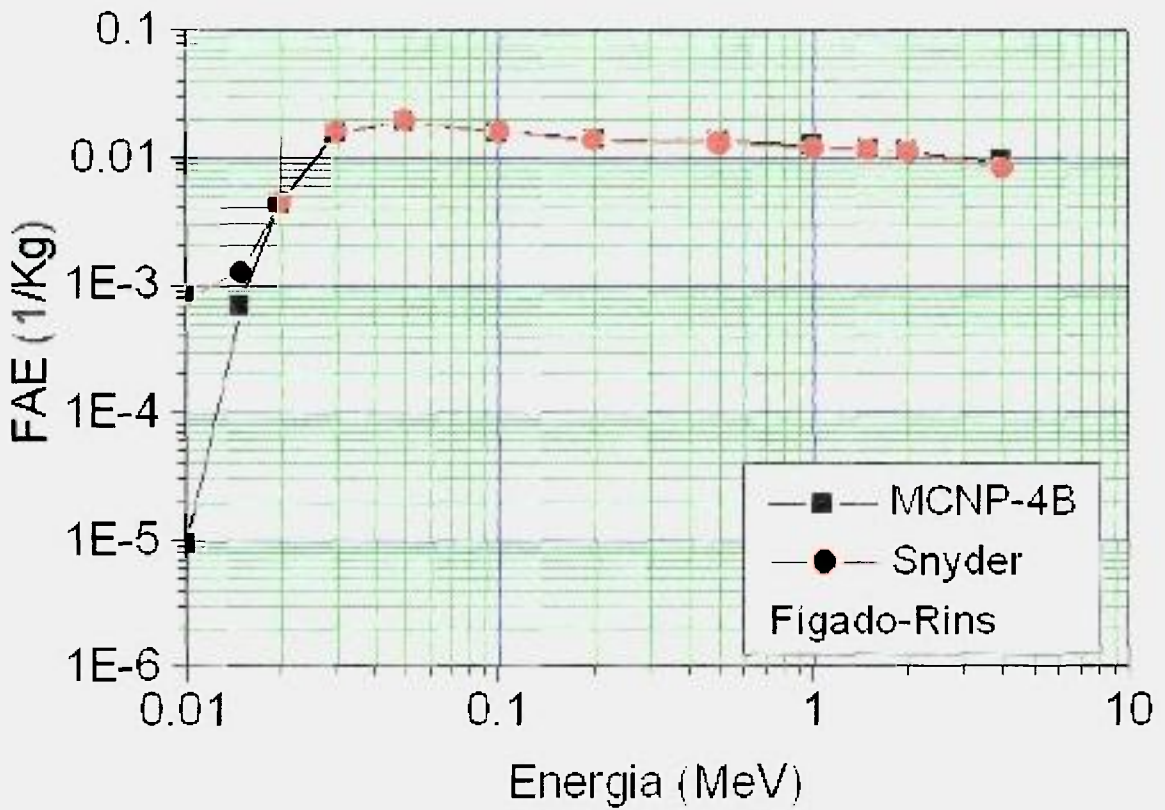


Figura 5.8c FAE(Fígado-Rins)

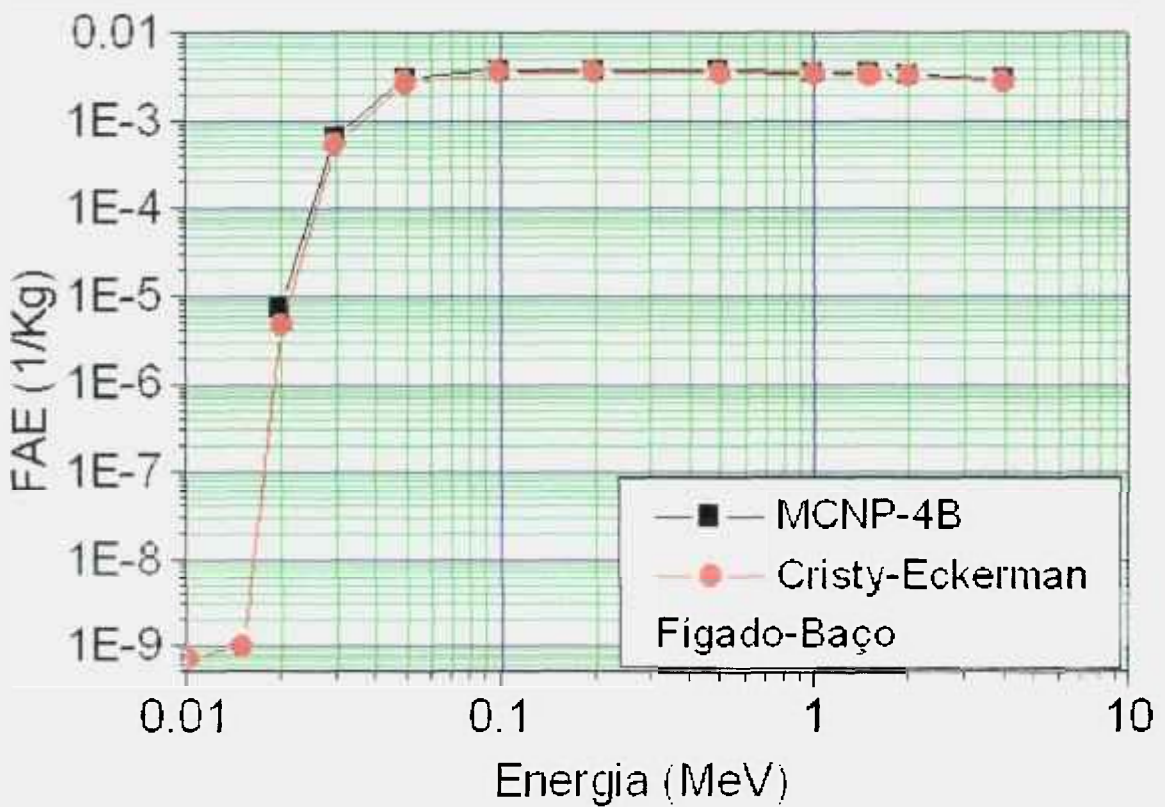


Figura 5.8d FAE(Fígado-Baço)

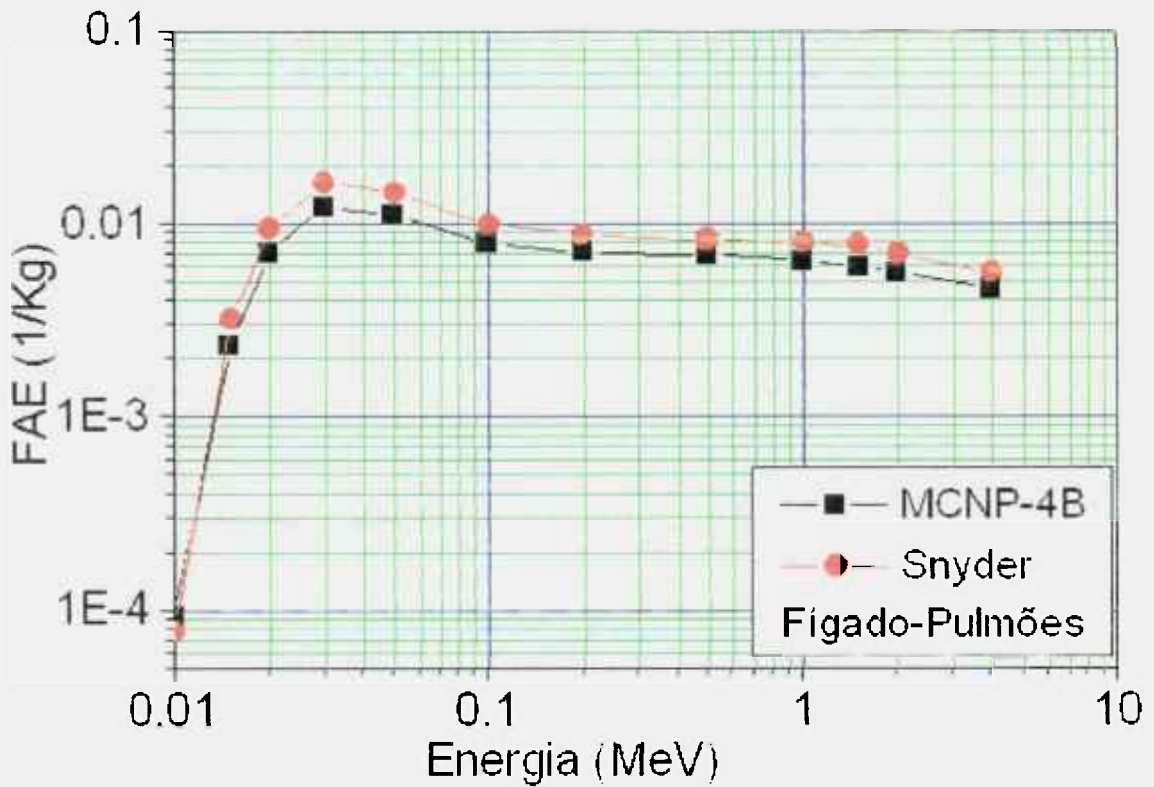


Figura 5.8e FAE(Fígado-Pulmões)

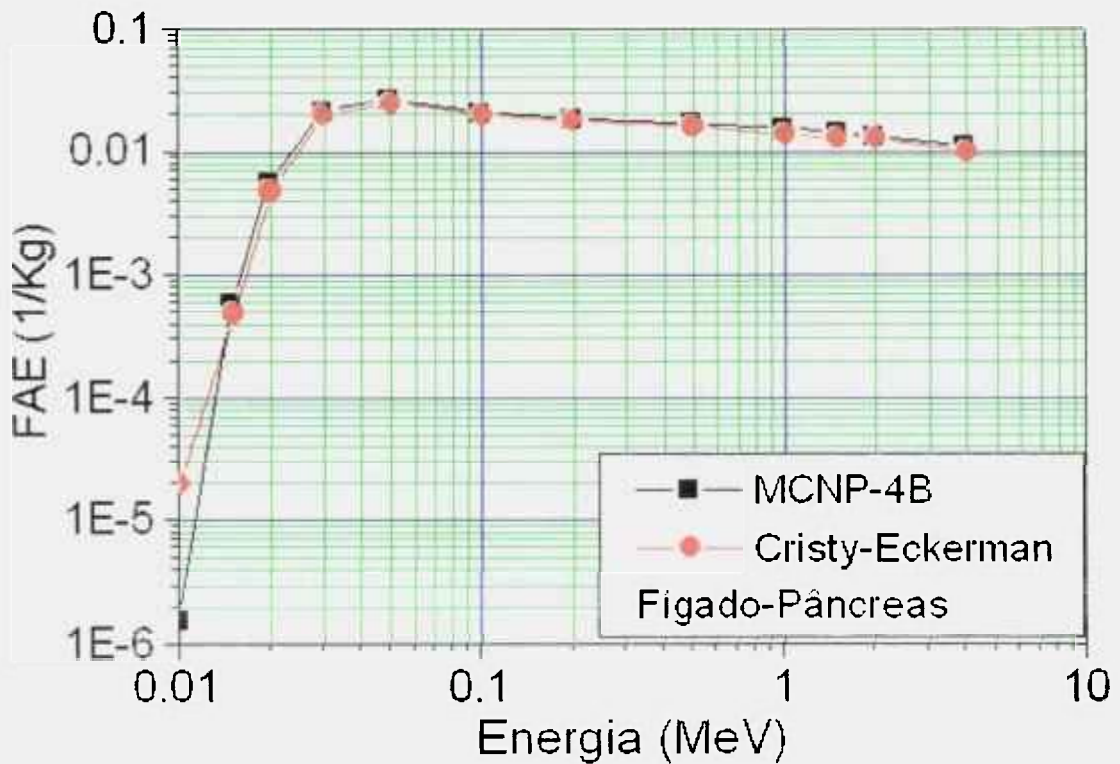


Figura 5.8f FAE(Fígado-Pâncreas)

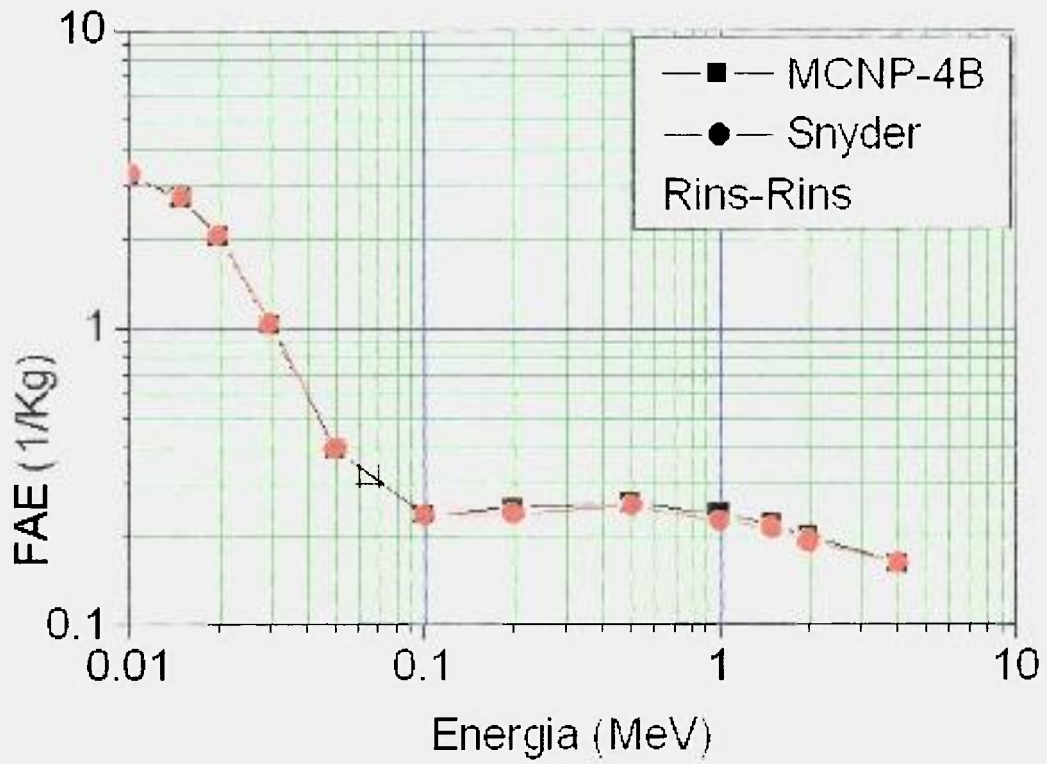


Figura 5.9a FAE(Rins-Rins)

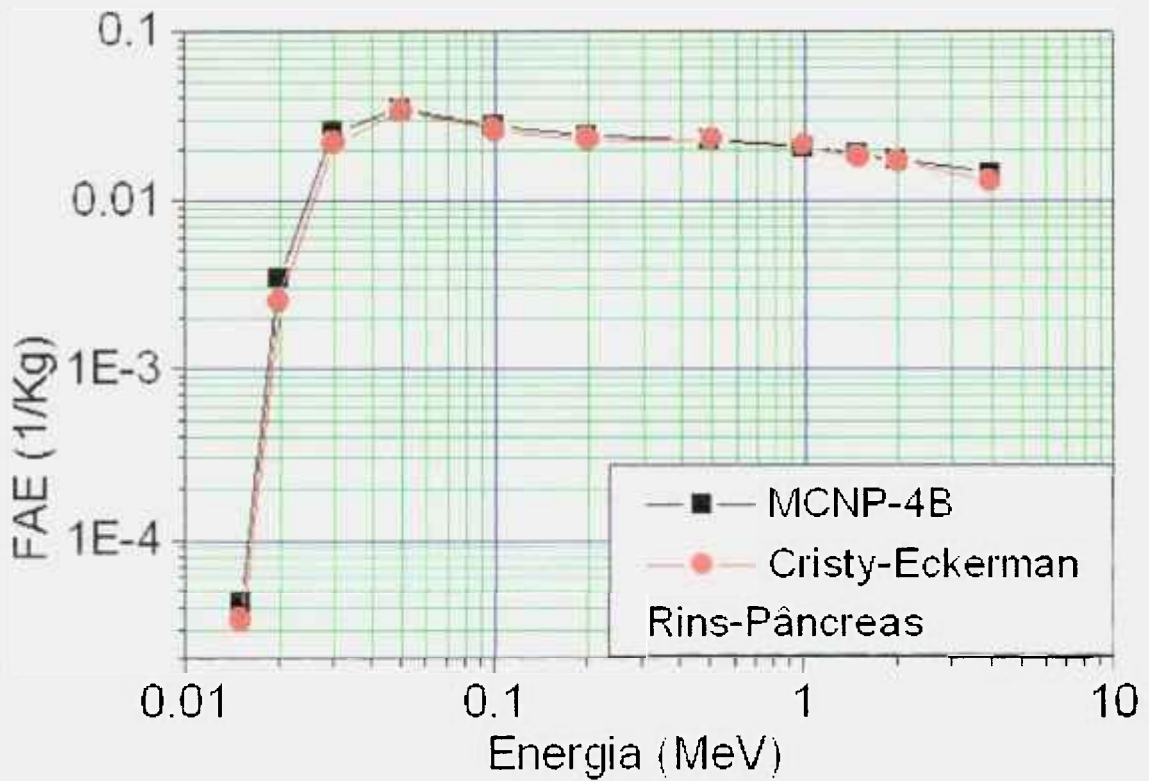


Figura 5.9b FAE(Rins-Pâncreas)

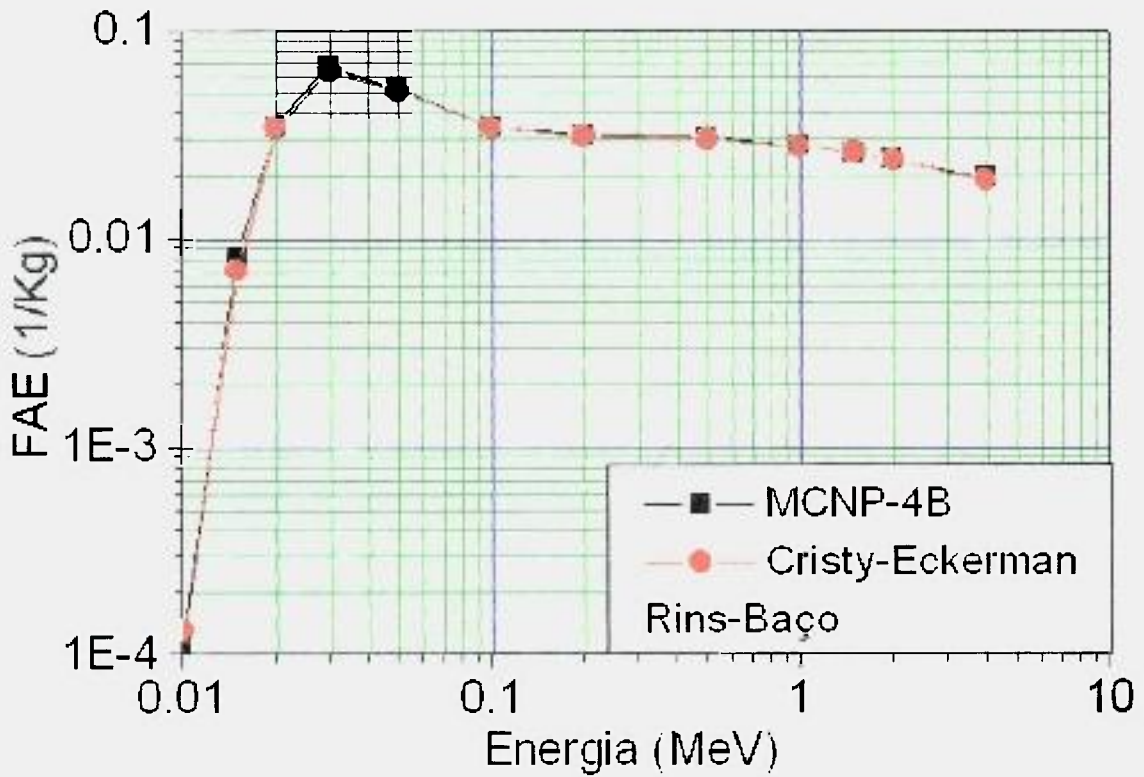


Figura 5.9c FAE(Rins-Baço)

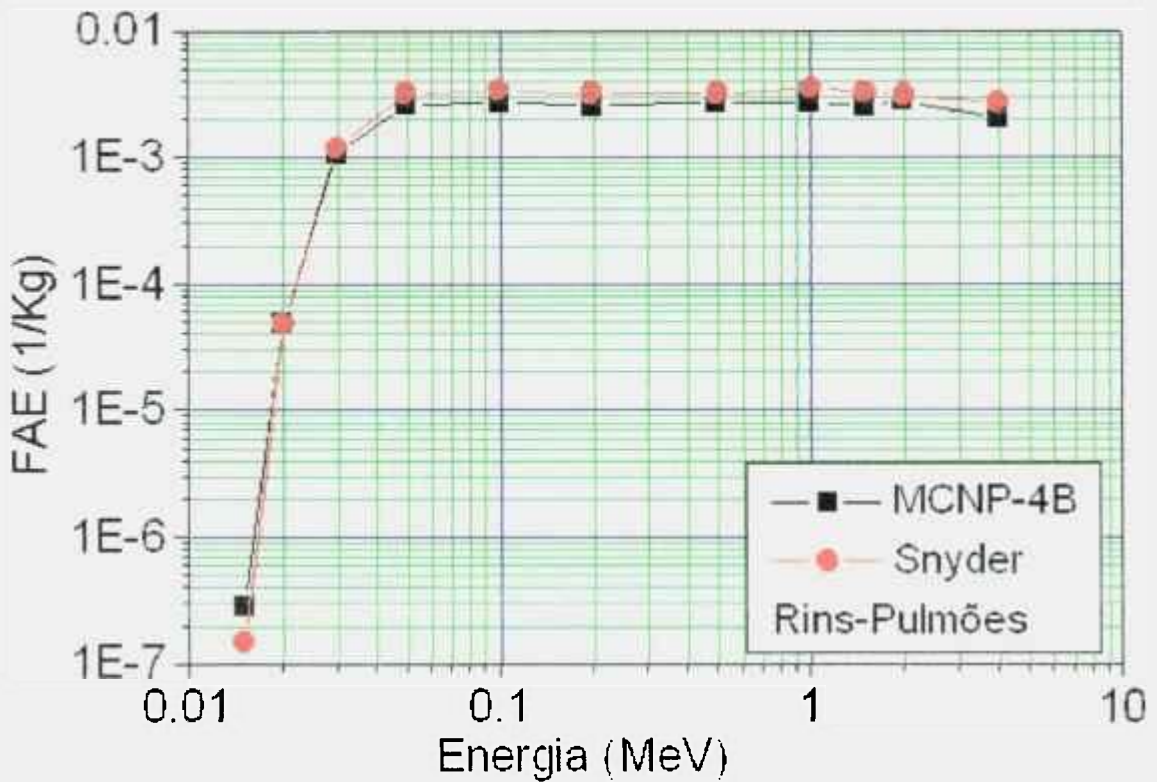


Figura 5.9d FAE(Rins-Pulmões)

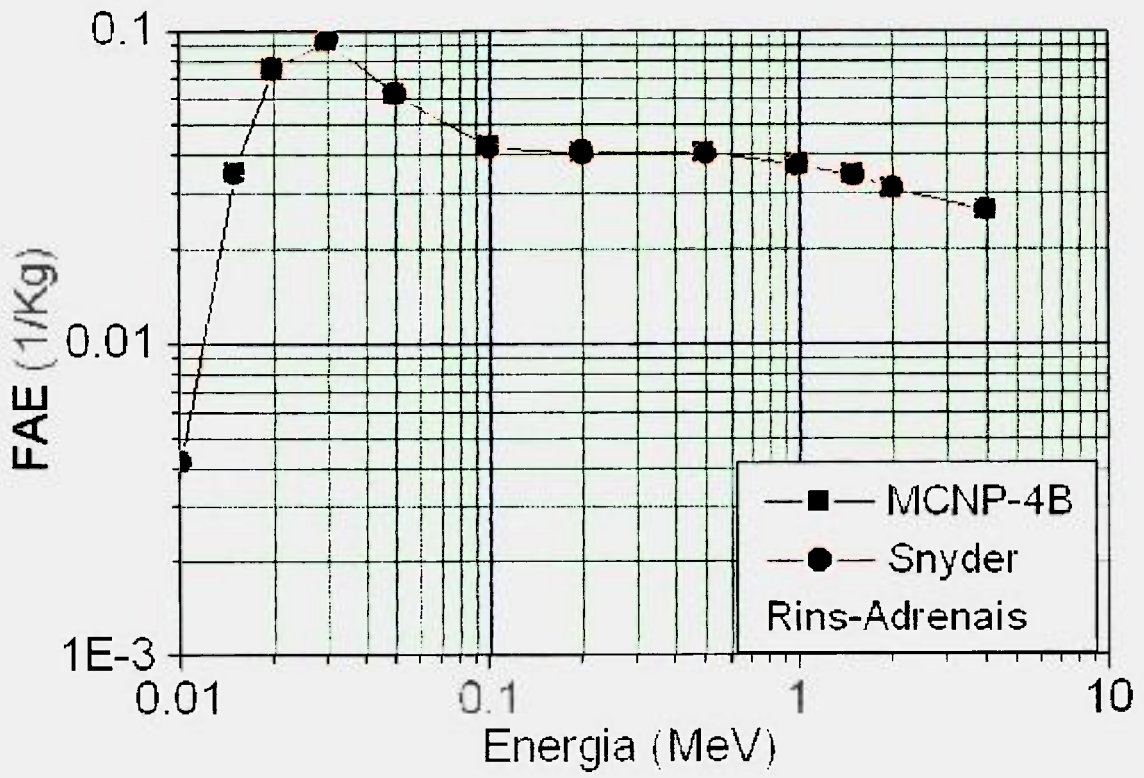


Figura 5.9e FAE(Rins-Adrenais)

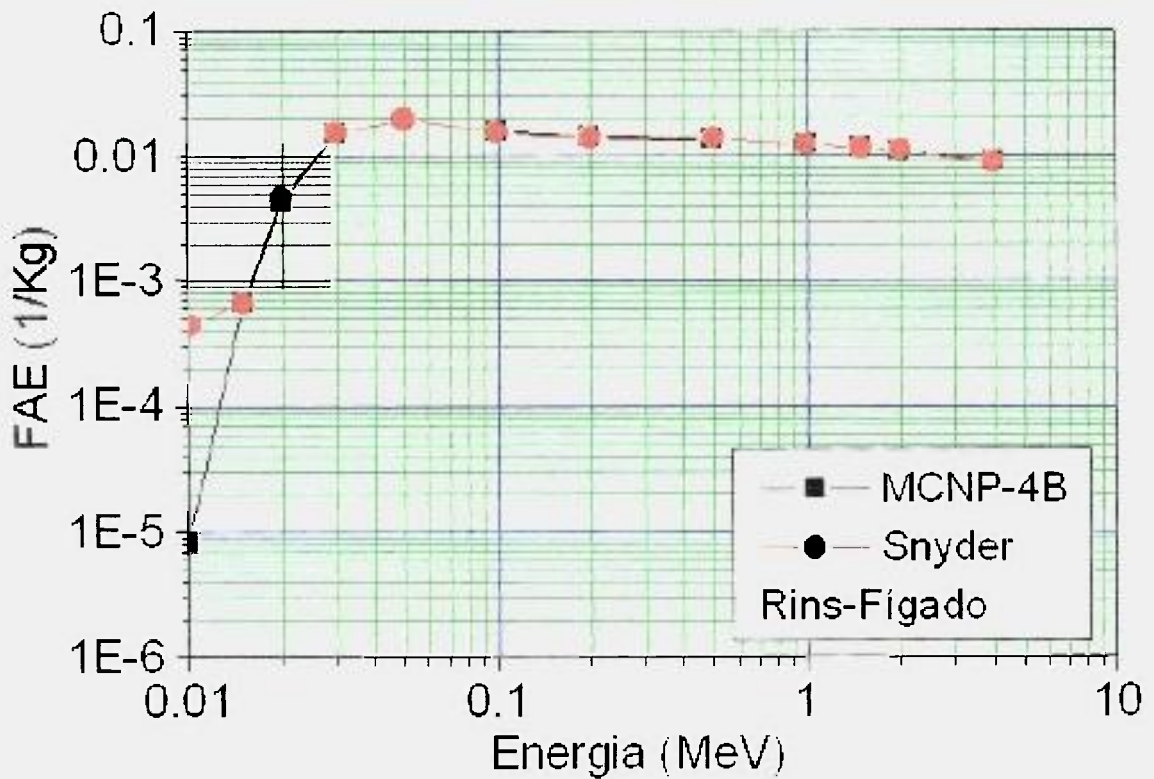


Figura 5.9f FAE(Rins-Fígado)

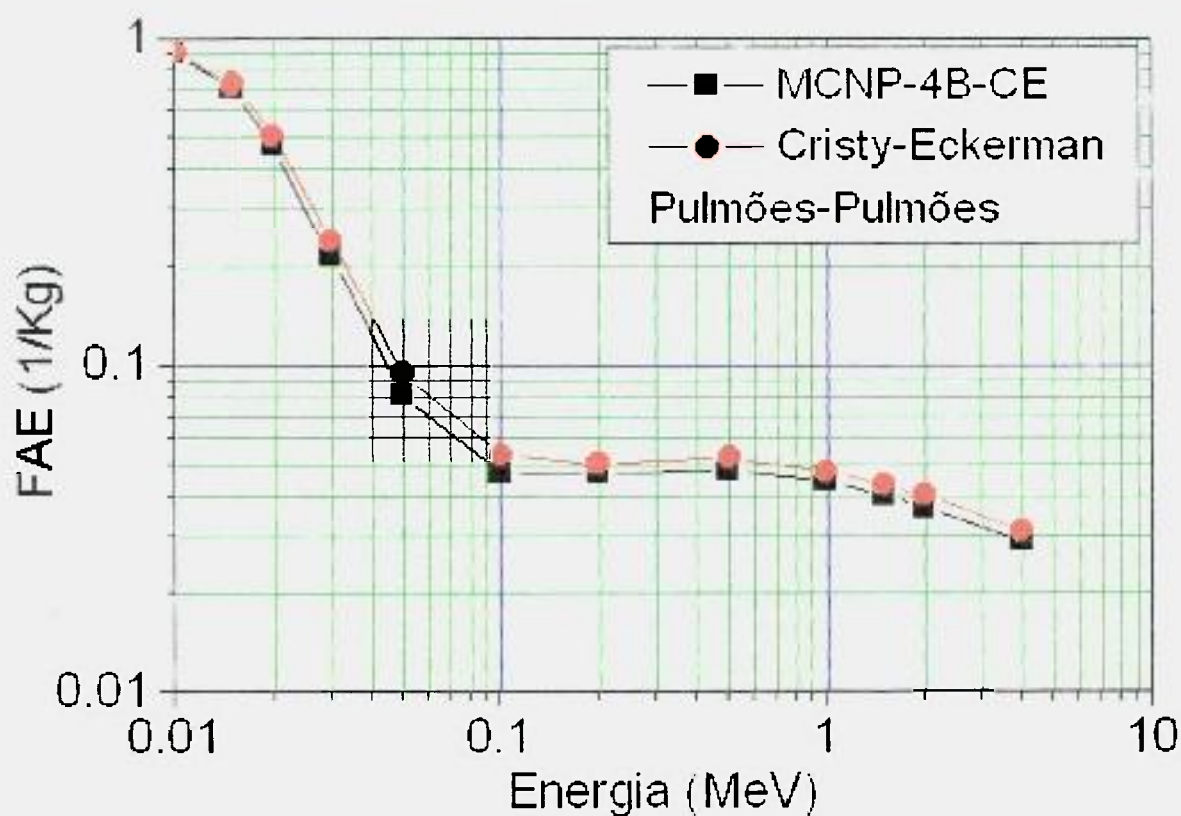


Figura 5.10a FAE(Pulmões-Pulmões)

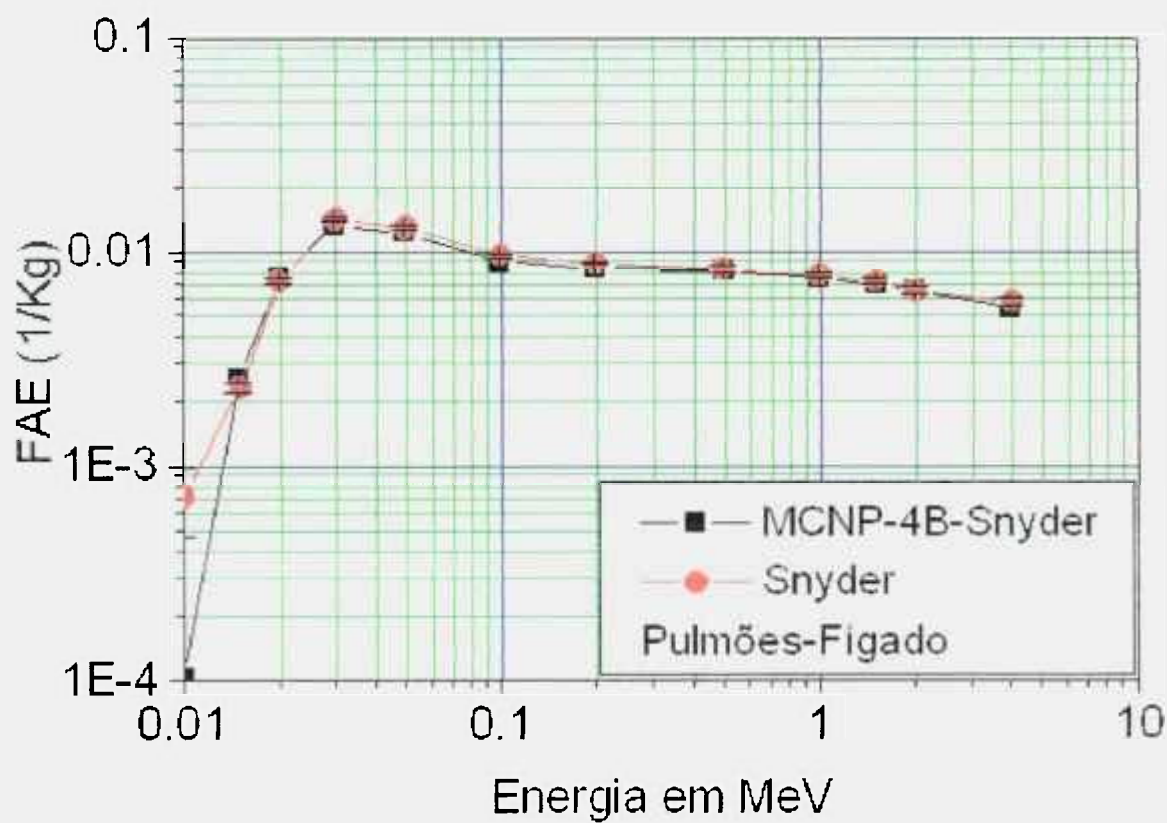


Figura 5.10b FAE(Pulmões-Fígado)

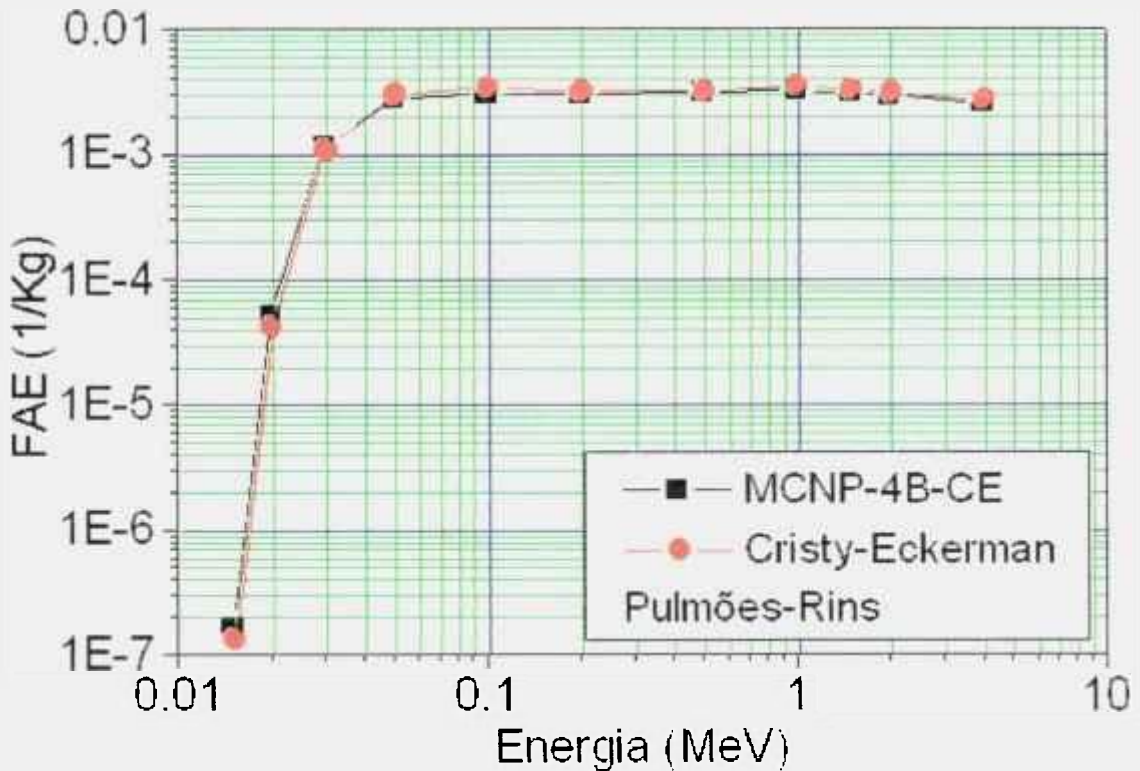


Figura 5.10c FAE(Pulmões-Rins)

5.4 Cálculo de Fração Absorvida (FA) e Fração Absorvida Específica (FAE) no Manequim de Zubal

Através da metodologia de cálculo desenvolvida no presente trabalho, com o código MCNP-4B, determinou-se os valores de FA e FAE devido a fótons no manequim segmentado de Zubal. Os resultados foram comparados com os obtidos anteriormente com o manequim de Snyder e Cristy-Eckerman.

Na Figura 5.11a é apresentada a curva de FAE para o fígado que neste caso é o próprio órgão fonte. Embora a forma geométrica do fígado nos dois manequins seja completamente distinta, em geral, verifica-se uma boa concordância nos resultados entre os dois manequins, sendo que, as maiores

discrepâncias são para energias mais altas, com o máximo de 18 % na energia de 4,0 MeV. Embora as diferenças percentuais entre os valores de FAE sejam maiores na faixa de altas energia, as diferenças absolutas dos valores de FAE são maiores para faixas de energias baixas, que são mais sensíveis a diferença de massas do fígado entre os dois manequins.

Nas Figuras 5.11b e 5.11c estão apresentadas as curvas de FAE para rins e pâncreas como os órgãos alvos, respectivamente. Os valores de FAE no manequim de Zubal são razoavelmente maiores, em torno de 4 a 5 vezes, na faixa de energia entre 0,01 a 0,02 MeV, e em torno de 2 vezes na faixa de 0,03 a 4,0 MeV. A maior causa destas diferenças são as distâncias relativas que separam os órgãos alvos do órgão fonte. Enquanto que no manequim SCE os órgãos estão separados por uma certa distância, no manequim de Zubal existe praticamente uma superposição entre os diferentes órgãos, produzindo uma superfície comum. Isto faz com que as frações de energia absorvida nos órgãos vizinhos, no manequim de Zubal, sejam bem maiores que no manequim SCE, principalmente na faixa de energias baixas que são mais sensíveis a estas distâncias. As diferenças nas posições relativas entre órgãos nos manequins SCE e Zubal estão ilustradas na Figura 5.11d para fígado e rins e na Figura 5.11e para fígado e pâncreas [Yoriyaz e outros, 2000].

A outra causa destas discrepâncias se deve ao fato de que, a fração de energia absorvida pelos órgãos vizinhos é resultado fundamental da fuga de partículas da região fonte. A fuga de partículas por sua vez é altamente dependente da geometria, tanto do órgão fonte como dos órgãos alvos, e portanto, influenciam na fração total de energia absorvida nestes órgãos. Neste caso, porém, a dependência dos valores de FAE, com a geometria, para faixa de baixas energias é menos significativa, porque nesta faixa, quase toda a energia é depositada no próprio órgão fonte, devido ao curto alcance das partículas, sendo que, apenas uma pequena fração contribui para a fuga de partículas do órgão fonte. Por outro lado, a fuga de partículas aumenta a medida que aumenta a energia das partículas e a contribuição da fuga torna-se, portanto, mais significativa nos resultados.

Uma vez que a fuga é altamente dependente da geometria e sua contribuição torna-se razoável para altas energias, os valores de FAE tornam-se também mais dependentes da geometria.

Na Figura 5.11f observa-se o mesmo comportamento descrito acima, sendo que, desta vez os órgãos fontes são os rins e o órgão alvo o fígado. Comparando-a com a Figura 5.11b, onde temos o caso inverso, ou seja, o órgão fonte é o fígado e os órgãos alvos são os rins, notamos o mesmo perfil de FAE e praticamente os mesmos valores em ambos os casos. Isto comprova de certa forma, o princípio da reciprocidade em relação a estes dois órgãos onde a seguinte igualdade é válida: $FAE(\text{Fígado} \leftarrow \text{Rins}) = FAE(\text{Rins} \leftarrow \text{Fígado}) = FAE(\text{Fígado} \leftrightarrow \text{Rins})$.

Na Figura 5.11g está apresentada a curva de FAE para os rins. As discrepâncias observadas, principalmente na faixa de energia entre 0,01 e 0,05 MeV, é causada pela diferença de massa dos rins entre os dois manequins. No manequim de Zubal a massa dos rins é de 507g enquanto que, no manequim SCE o valor é de 299g. Esta discrepância desaparece, por exemplo, quando obtemos a fração absorvida, FA, em função da energia como mostrada na Figura 5.11h. Em baixas energias praticamente toda a energia é absorvida no próprio órgão fonte e, portanto, os valores de FA dependem pouco da geometria e também independem da massa. Por outro lado, os valores de FAE dependem da massa, assim no manequim de Zubal os valores de FAE são menores pelo fato da massa dos rins serem maiores que no manequim SCE.

A mesma análise acima pode ser aplicada para o caso do pâncreas como pode ser visto nas Figuras 5.12a e 5.12b. As comparações entre as Figuras 5.12c e 5.11c demonstram a validade do princípio da reciprocidade entre o fígado e o pâncreas, como analisado anteriormente, para o caso do par fígado-rins.

Valores numéricos de FAE para um conjunto de órgãos no manequim de Zubal para fontes de fótons estão apresentados nas Tabelas 5.5 a 5.16, respectivamente para as energias de 0,01; 0,015; 0,02; 0,03; 0,05; 0,1; 0,2; 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 4,0 MeV. Estes valores foram comparados com os fornecidos por

Snyder e outros [1978], sendo que, as diferenças estão apresentadas em porcentagem. Resultados mais completos de valores FAE para cada órgão do manequim de Zubal podem ser vistos no Apêndice A.

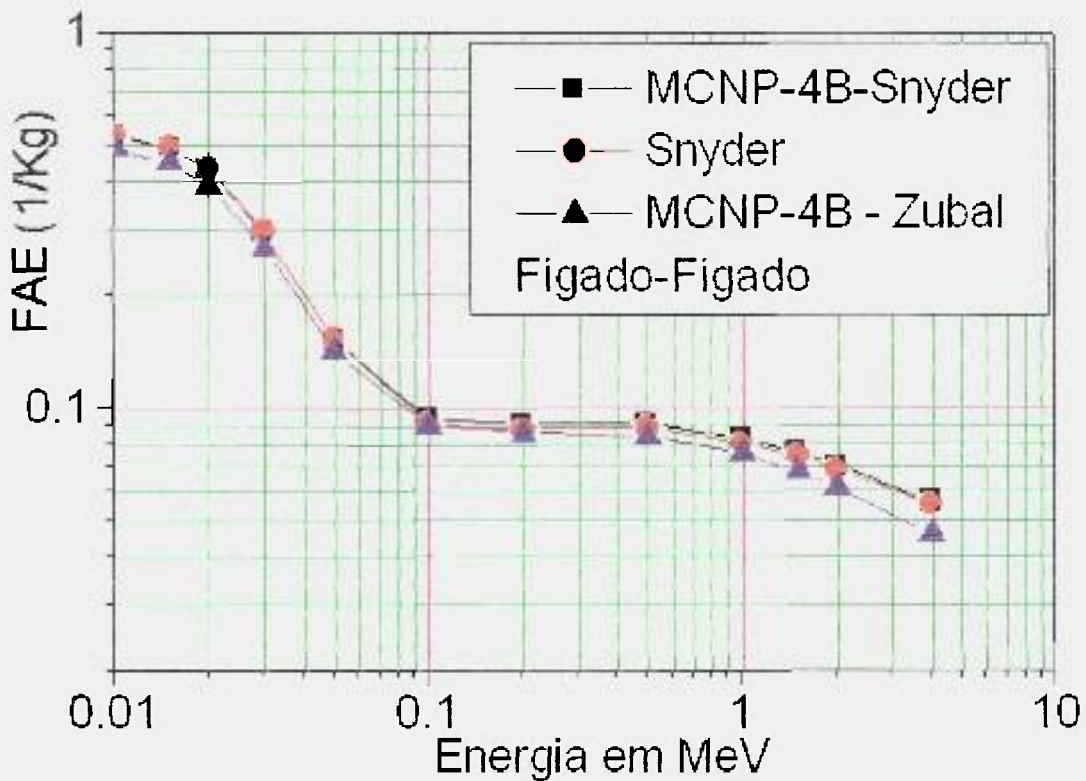


Figura 5.11a FAE(Fígado-Fígado)

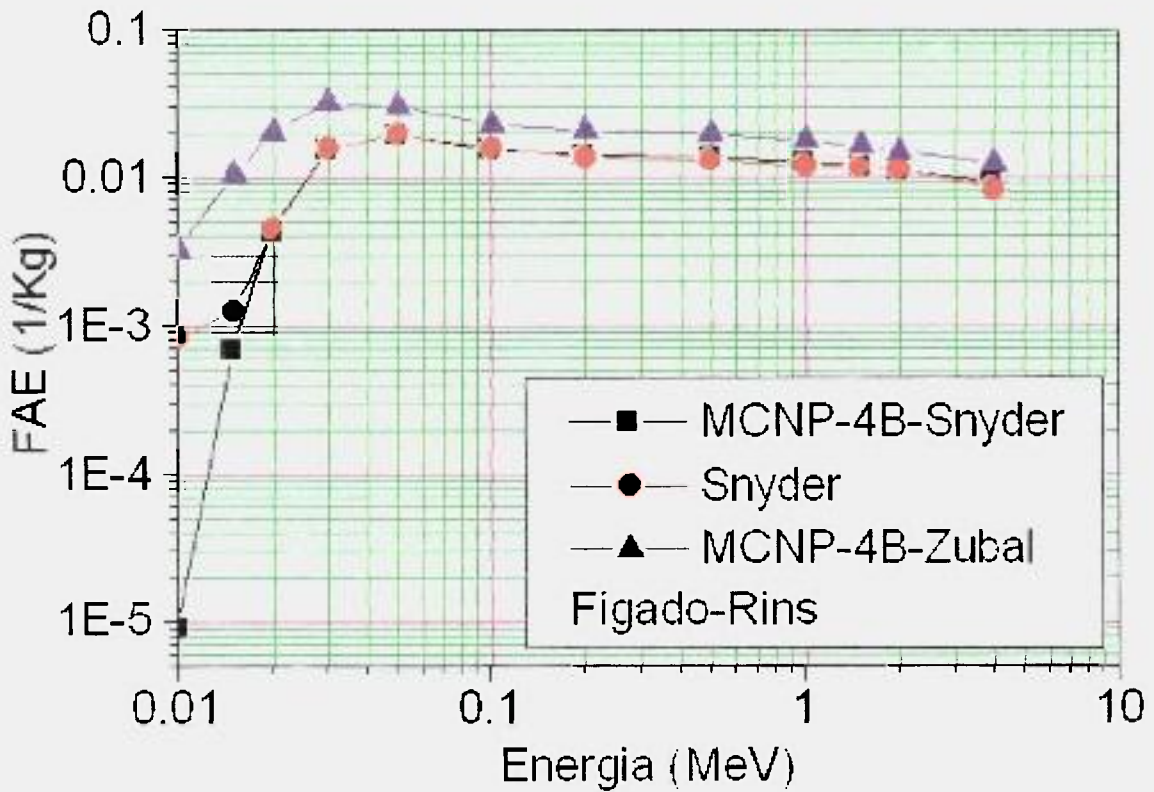


Figura 5.11b FAE(Fígado-Rins)

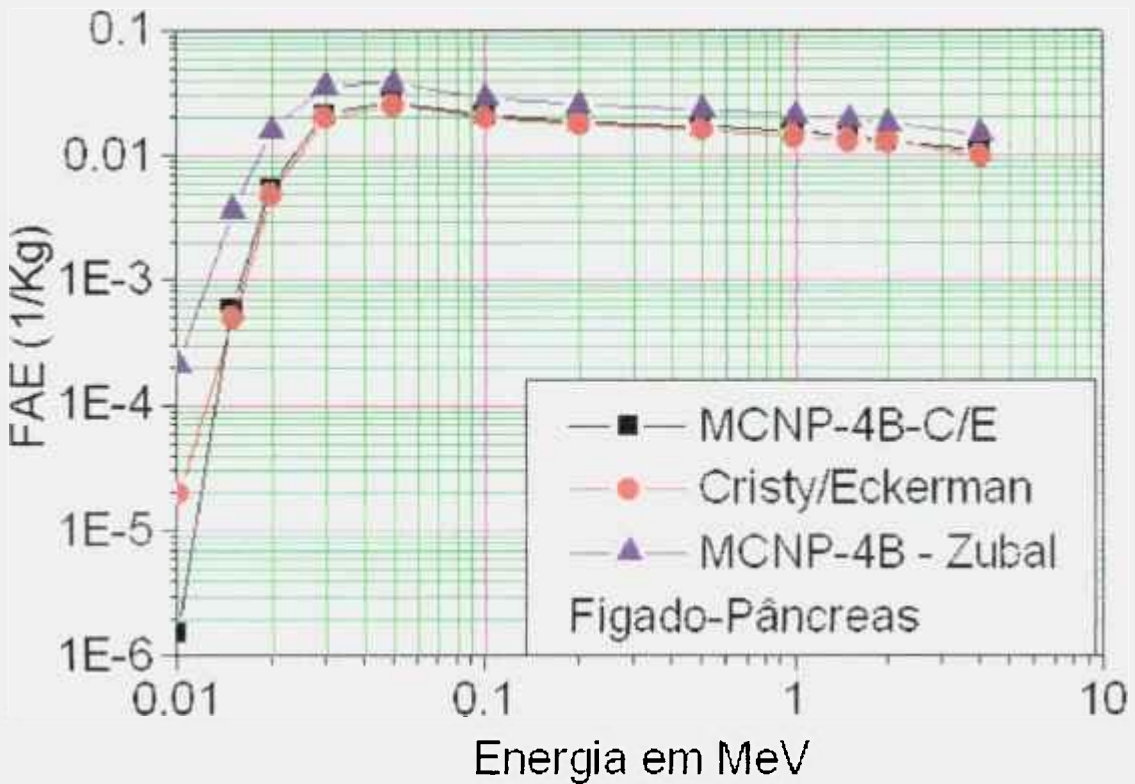


Figura 5.11c FAE(Fígado-Pâncreas)

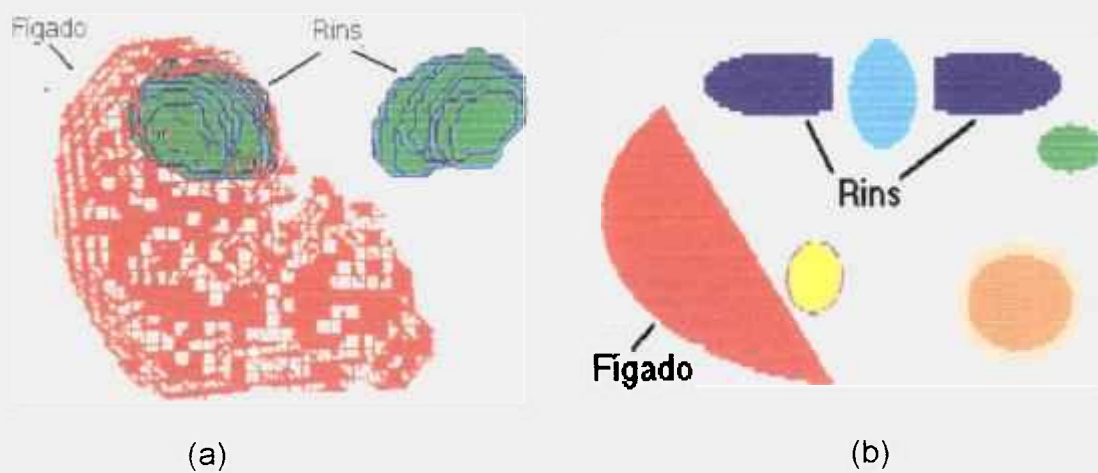


Figura 5.11d Posições relativas do fígado e rins nos manequins a) Zubal e b) SCE.

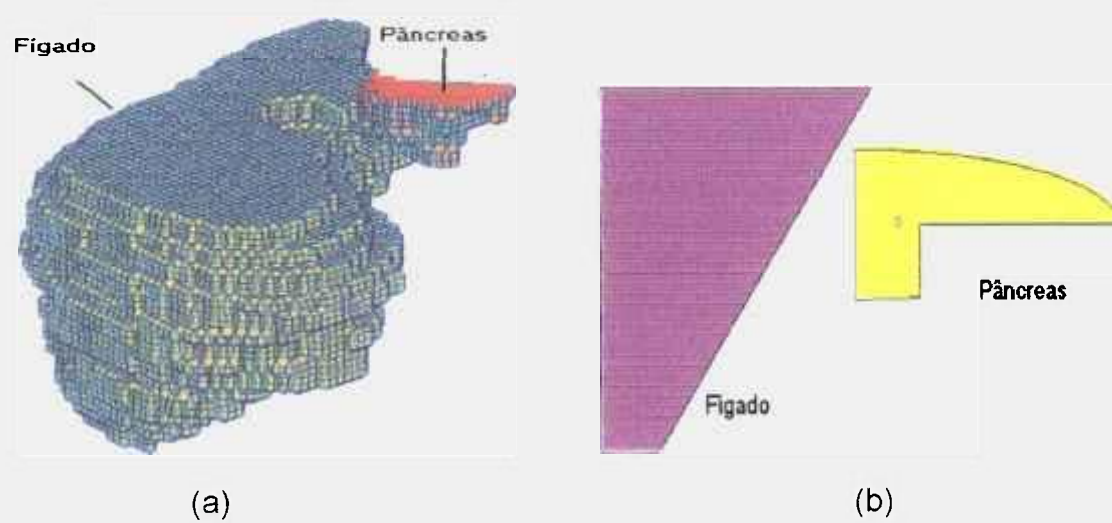


Figura 5.11e Posições relativas do fígado e pâncreas nos manequins a) Zubal e b) SCE

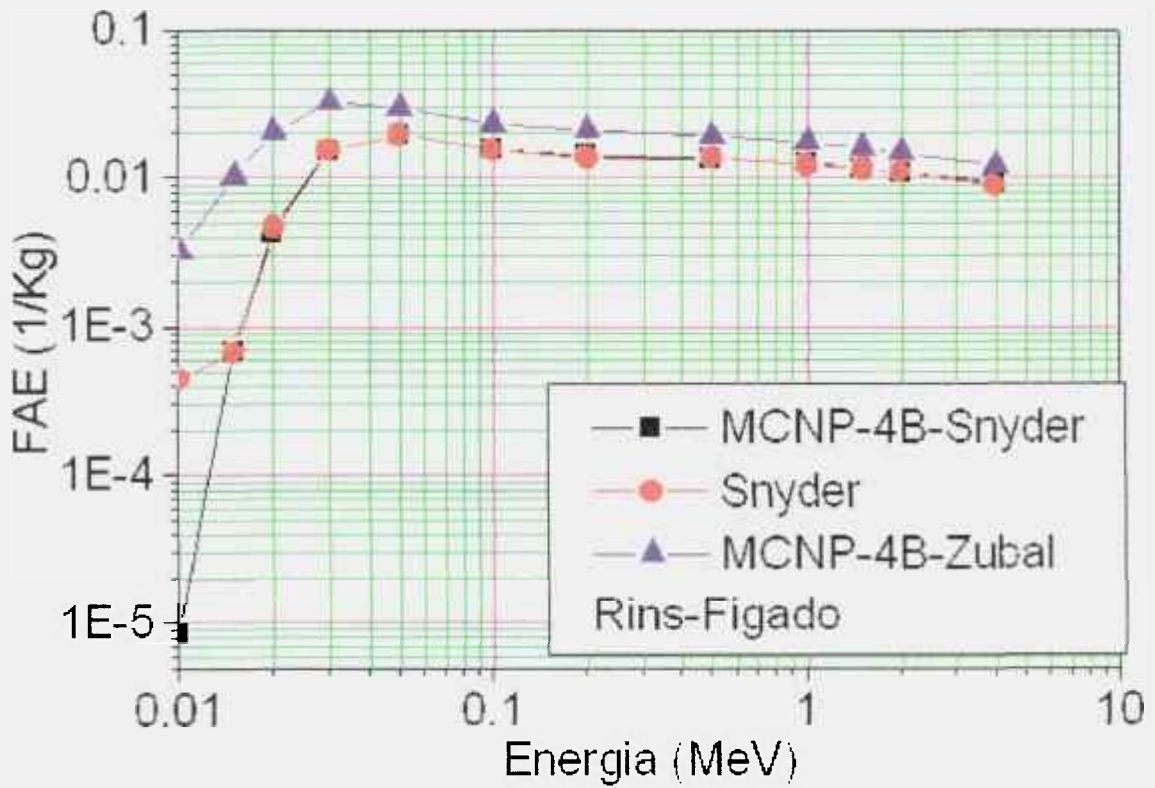


Figura 5.11f FAE(Rins-Figado)

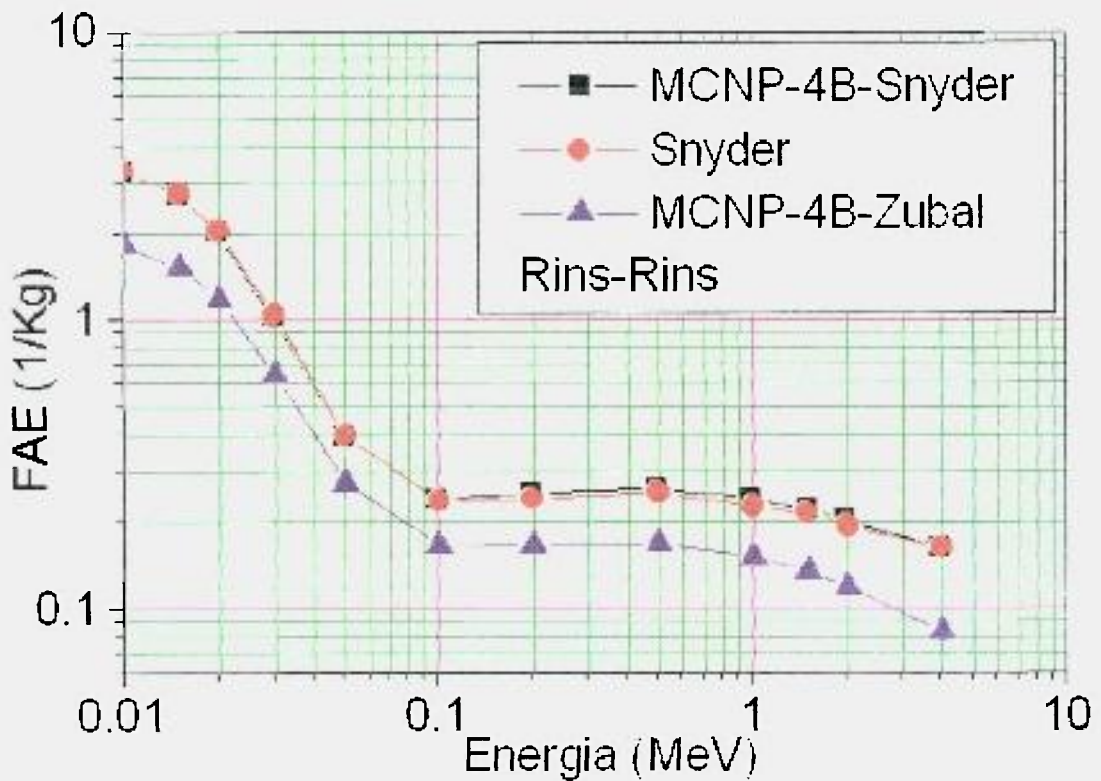


Figura 5.11g FAE(Rins-Rins)

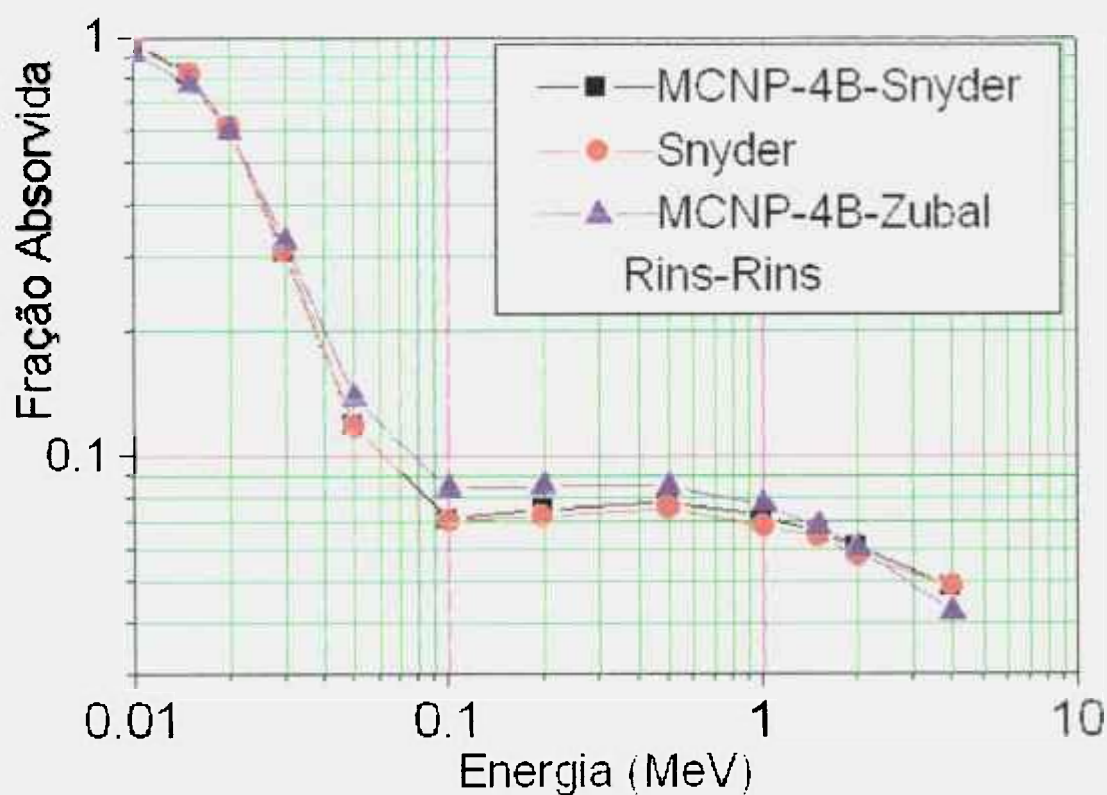


Figura 5.11h FA(Rins-Rins)

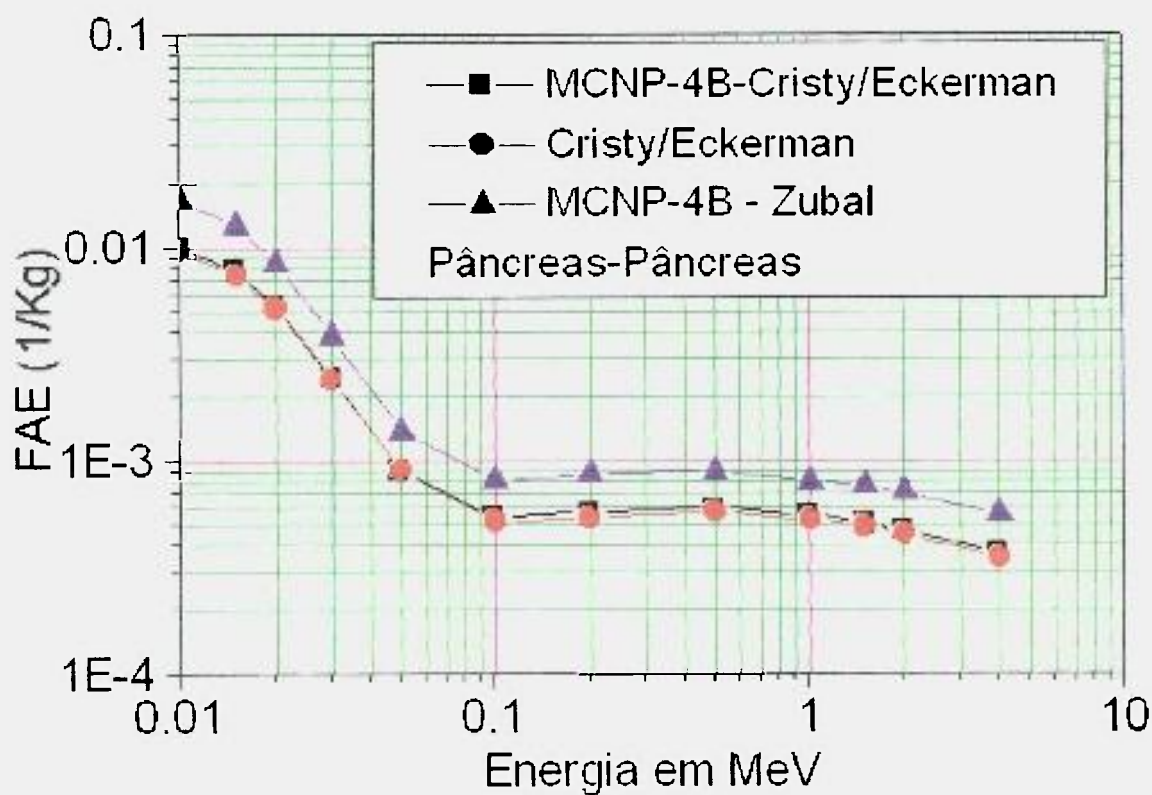


Figura 5.12 aFAE(Pâncreas-Pâncreas)

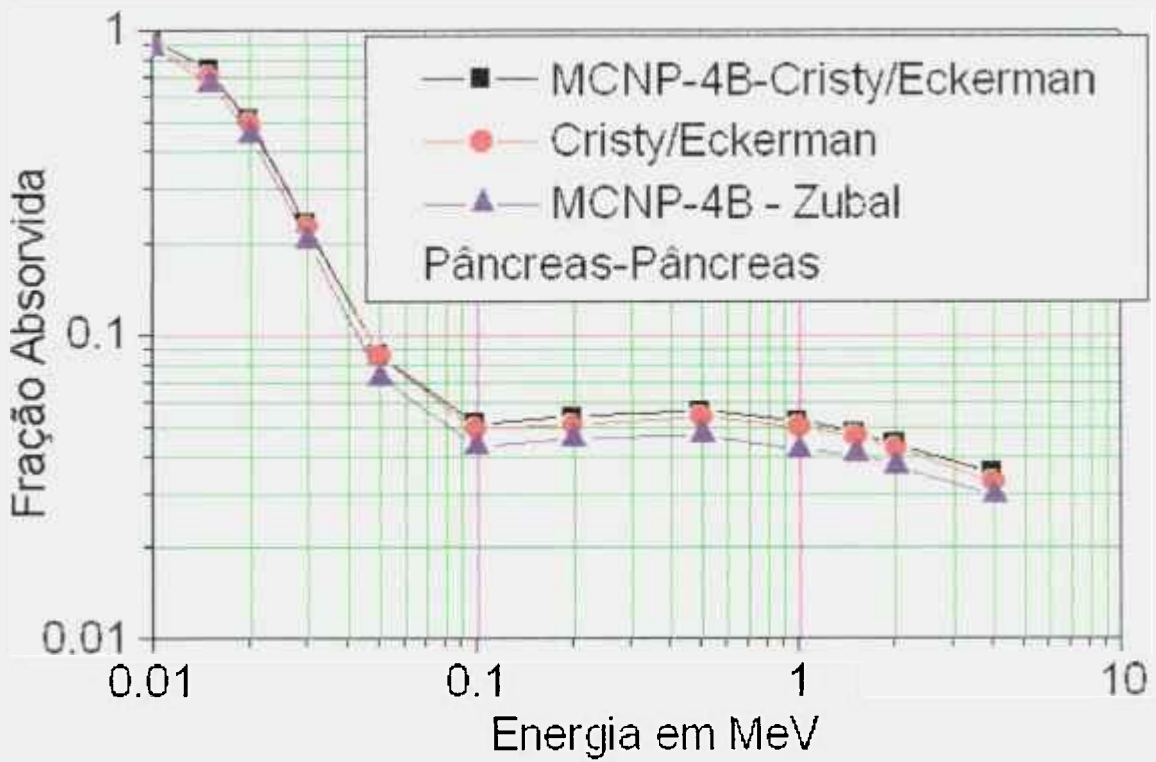


Figura 5.12b FA(Pâncreas-Pâncreas)

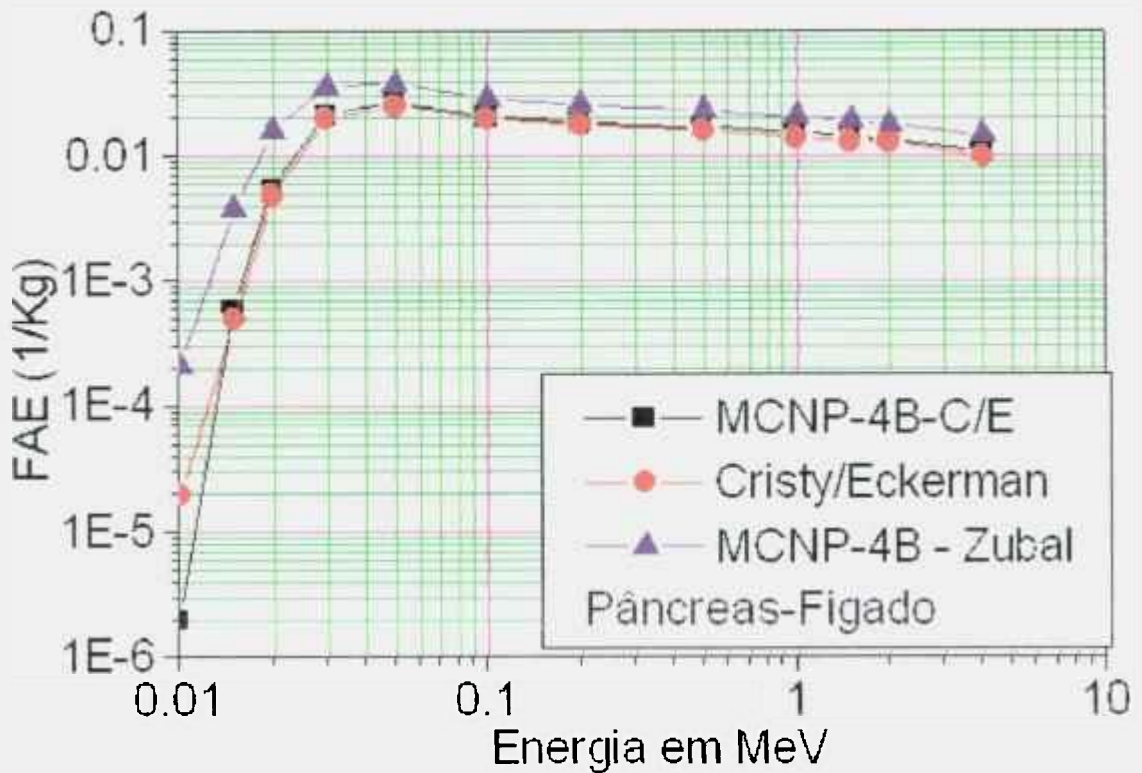


Figura 5.12c FAE(Pâncreas-Fígado)

Tabela 5.5 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,01 MeV.

| Órgão Alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|------------------|-------------|-----------|-----------|----------|-----------|----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z ^(*) | 4,91e-4 | 6,44e-5 | 1,19e-6 | 2,09e-7 | 0,0 | 9,87e-6 |
| | S ^(*) | 5,36e-4 | 4,43e-7 | 7,16e-8 | 1,54e-7 | 7,20e-13 | 2,73e-7 |
| | Dif % (*) | -8,40E+00 | 1,44E+04 | 1,56E+03 | 3,57E+01 | | 3,52E+03 |
| Rins | Z | 3,25e-6 | 1,81e-3 | 0,0 | 1,35e-5 | 6,18e-6 | 7,97e-5 |
| | S | 8,39e-7 | 3,28e-3 | 6,42e-11 | 2,26e-8 | 7,02e-6 | 4,23e-6 |
| | Dif % | 2,87E+02 | -4,48E+01 | | 5,96E+04 | -1,20E+01 | 1,78E+03 |
| Pulmões | Z | 1,27e-6 | 0,0 | 7,51e-4 | 0,0 | 4,54e-6 | 0,0 |
| | S | 7,76e-08 | 3,57e-8 | 8,17e-4 | 2,75e-9 | 6,50e-7 | 3,19e-7 |
| | Dif % | 1,54E+03 | | -8,08E+00 | | 5,98E+02 | |
| Pâncreas | Z | 2,13e-7 | 1,4e-5 | 0,0 | 1,66e-2 | 0,0 | 3,71e-4 |
| | S | 1,47e-6 | 2,34e-8 | 8,53e-9 | 1,47e-2 | 1,56e-6 | 3,02e-8 |
| | Dif % | -8,55E+01 | 5,97E+04 | | 1,29E+01 | | 1,23E+06 |
| Baço | Z | 0,0 | 6,28e-6 | 4,06e-6 | 0,0 | 2,53e-3 | 0,0 |
| | S | 7,27e-13 | 6,19e-6 | 6,63e-7 | 1,45e-6 | 5,44e-3 | 4,17e-7 |
| | Dif % | | 1,45E+00 | 5,12E+02 | | -5,35E+01 | |
| Adrenais | Z | 9,11e-6 | 8,05e-5 | 0,0 | 3,75e-4 | 0,0 | 1,71e-1 |
| | S | 2,45e-6 | 4,70e-6 | 1,24e-6 | 3,02e-8 | 1,11e-7 | 5,22e-2 |
| | Dif % | 2,72E+02 | 1,61E+03 | | 1,24E+06 | | 2,28E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.6 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 0,015 MeV.

| Órgão Alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|------------------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z ^(*) | 4,50e-04 | 1,03e-05 | 4,75e-06 | 3,83e-06 | 8,51e-10 | 2,47e-05 |
| | S ^(*) | 4,96e-04 | 6,65e-07 | 2,28e-06 | 2,30e-07 | 1,08e-12 | 4,14e-06 |
| | Dif % | -9,27E+00 | 1,45E+03 | 1,08E+02 | 1,57E+03 | 7,87E+04 | 4,97E+02 |
| Rins | Z | 1,04e-05 | 1,52e-03 | 2,96e-08 | 3,92e-05 | 2,17e-05 | 1,92e-04 |
| | S | 1,26e-06 | 2,74e-03 | 9,64e-11 | 3,39e-08 | 1,05e-05 | 3,71e-05 |
| | Dif % | 7,25E+02 | -4,45E+01 | 3,06E+04 | 1,16E+05 | 1,07E+02 | 4,18E+02 |
| Pulmões | Z | 5,31e-06 | 2,88e-08 | 5,94e-04 | 2,19e-08 | 1,37e-05 | 1,27e-07 |
| | S | 3,19e-06 | 5,36e-08 | 6,58e-04 | 4,12e-09 | 9,76e-07 | 4,79e-07 |
| | Dif % | 6,65E+01 | -4,63E+01 | -9,73E+00 | 4,32E+02 | 1,30E+03 | -7,35E+01 |
| Pâncreas | Z | 3,65e-06 | 3,84e-05 | 1,58e-08 | 1,27e-02 | 4,17e-07 | 6,45e-04 |
| | S | 2,21e-06 | 3,51e-08 | 1,28e-08 | 1,09e-02 | 4,29e-05 | 4,54e-08 |
| | Dif % | 6,52E+01 | 1,09E+05 | 2,34E+01 | 1,65E+01 | -9,90E+01 | 1,42E+06 |
| Baço | Z | 0,0 | 2,18e-05 | 1,21e-05 | 3,98e-07 | 2,22e-03 | 9,34e-07 |
| | S | 1,09e-12 | 9,28e-06 | 9,95e-07 | 4,48e-05 | 4,66e-03 | 6,26e-07 |
| | Dif % | -1,00E+02 | 1,35E+02 | 1,12E+03 | -9,91E+01 | -5,24E+01 | 4,92E+01 |
| Adrenais | Z | 2,49e-05 | 1,94e-04 | 1,01e-07 | 6,49e-04 | 9,10e-07 | 9,57e-02 |
| | S | 3,68e-06 | 3,95e-05 | 1,86e-06 | 4,54e-08 | 1,66e-07 | 3,29e-02 |
| | Dif % | 5,77E+02 | 3,91E+02 | -9,46E+01 | 1,43E+06 | 4,48E+02 | 1,91E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.7 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 0,02 MeV.

| Órgão Alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|------------------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z ^(*) | 3,91e-04 | 2,04e-05 | 1,11e-05 | 1,59e-05 | 5,81e-08 | 4,49e-05 |
| | S ^(*) | 4,34e-04 | 4,68e-06 | 7,25e-06 | 3,61e-06 | 4,25e-09 | 1,28e-05 |
| | Dif % | -9,91E+00 | 3,36E+02 | 5,31E+01 | 3,40E+02 | 1,27E+03 | 2,51E+02 |
| Rins | Z | 2,03e-05 | 1,18e-03 | 5,48e-07 | 6,35e-05 | 4,60e-05 | 2,42e-04 |
| | S | 4,50e-06 | 2,04e-03 | 5,81e-08 | 3,23e-06 | 3,63e-05 | 7,53e-05 |
| | Dif % | 3,51E+02 | -4,22E+01 | 8,43E+02 | 1,87E+03 | 2,67E+01 | 2,21E+02 |
| Pulmões | Z | 1,23e-05 | 5,55e-07 | 4,16e-04 | 8,21e-07 | 2,43e-05 | 1,81e-06 |
| | S | 9,46e-06 | 7,15e-08 | 4,71e-04 | 1,16e-06 | 4,97e-06 | 3,07e-06 |
| | Dif % | 3,00E+01 | 6,76E+02 | -1,17E+01 | -2,92E+01 | 3,89E+02 | -4,10E+01 |
| Pâncreas | Z | 1,58e-05 | 6,33e-05 | 6,08e-07 | 8,58e-03 | 7,33e-06 | 6,91e-04 |
| | S | 2,94e-06 | 4,45e-06 | 6,38e-07 | 7,14e-03 | 1,26e-04 | 7,51e-06 |
| | Dif % | 4,37E+02 | 1,32E+03 | -4,70E+00 | 2,02E+01 | -9,42E+01 | 9,10E+03 |
| Baço | Z | 5,72e-08 | 4,60e-05 | 2,18e-05 | 7,32e-06 | 1,77e-03 | 8,59e-06 |
| | S | 4,57e-09 | 3,63e-05 | 4,70e-06 | 1,31e-04 | 3,59e-03 | 7,29e-06 |
| | Dif % | 1,15E+03 | 2,67E+01 | 3,64E+02 | -9,44E+01 | -5,07E+01 | 1,78E+01 |
| Adrenais | Z | 4,37e-05 | 2,44e-04 | 1,15e-06 | 6,95e-04 | 6,11e-06 | 5,05e-02 |
| | S | 1,36e-05 | 8,11e-05 | 2,48e-06 | 4,82e-06 | 9,76e-06 | 1,89e-02 |
| | Dif % | 2,21E+02 | 2,01E+02 | -5,36E+01 | 1,43E+04 | -3,74E+01 | 1,67E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.8 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,03 MeV.

| Órgão Alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|------------------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z ^(*) | 2,67e-04 | 3,26e-05 | 1,85e-05 | 3,67e-05 | 1,36e-06 | 7,02e-05 |
| | S ^(*) | 2,97e-04 | 1,54e-05 | 1,40e-05 | 1,64e-05 | 5,99e-07 | 2,64e-05 |
| | Dif % | -1,01E+01 | 1,12E+02 | 3,21E+01 | 1,24E+02 | 1,27E+02 | 1,66E+02 |
| Rins | Z | 3,25e-05 | 6,41e-04 | 3,40e-06 | 7,69e-05 | 6,77e-05 | 2,00e-04 |
| | S | 1,57e-05 | 1,03e-03 | 1,24e-06 | 2,50e-05 | 6,65e-05 | 9,37e-05 |
| | Dif % | 1,07E+02 | -3,78E+01 | 1,74E+02 | 2,08E+02 | 1,80E+00 | 1,13E+02 |
| Pulmões | Z | 2,02e-05 | 3,63e-06 | 1,96e-04 | 7,02e-06 | 3,02e-05 | 9,26e-06 |
| | S | 1,64e-05 | 1,18e-06 | 2,30e-04 | 8,87e-06 | 1,25e-05 | 1,03e-05 |
| | Dif % | 2,32E+01 | 2,08E+02 | -1,48E+01 | -2,09E+01 | 1,42E+02 | -1,01E+01 |
| Pâncreas | Z | 3,61e-05 | 7,81e-05 | 6,61e-06 | 3,84e-03 | 3,65e-05 | 5,06e-04 |
| | S | 1,67e-05 | 2,44e-05 | 9,00e-06 | 3,16e-03 | 1,87e-04 | 3,84e-05 |
| | Dif % | 1,16E+02 | 2,20E+02 | -2,66E+01 | 2,15E+01 | -8,05E+01 | 1,22E+03 |
| Baço | Z | 1,37e-06 | 6,80e-05 | 2,74e-05 | 3,65e-05 | 1,00e-03 | 2,65e-05 |
| | S | 8,07e-07 | 6,69e-05 | 1,27e-05 | 1,79e-04 | 1,86e-03 | 3,22e-05 |
| | Dif % | 6,98E+01 | 1,64E+00 | 1,16E+02 | -7,96E+01 | -4,62E+01 | -1,77E+01 |
| Adrenais | Z | 6,40e-05 | 2,01e-04 | 8,72e-06 | 5,01e-04 | 2,63e-05 | 1,73e-02 |
| | S | 2,68e-05 | 9,44e-05 | 7,17e-06 | 3,96e-05 | 3,35e-05 | 7,04e-03 |
| | Dif % | 1,39E+02 | 1,13E+02 | 2,16E+01 | 1,17E+03 | -2,15E+01 | 1,46E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.9 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 0,05 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 1,42E-4 | 3,00e-5 | 1,75e-5 | 3,80e-5 | 4,47e-6 | 6,09e-5 |
| | S | 1,52e-4 | 1,95e-5 | 1,29e-5 | 2,24e-5 | 2,93e-6 | 2,55e-5 |
| | Dif % | -6,58E+00 | 5,38E+01 | 3,57E+01 | 6,96E+01 | 5,26E+01 | 1,39E+02 |
| Rins | Z | 3,00E-5 | 2,71e-4 | 6,19e-6 | 6,04e-5 | 5,19e-5 | 1,15e-4 |
| | S | 1,95e-5 | 3,93e-4 | 2,97e-6 | 3,37e-5 | 5,30e-5 | 5,91e-5 |
| | Dif % | 5,38E+01 | -3,10E+01 | 1,08E+02 | 7,92E+01 | -2,08E+00 | 9,46E+01 |
| Pulmões | Z | 1,84E-5 | 6,50e-6 | 8,03e-5 | 1,22e-5 | 2,30e-5 | 1,37e-5 |
| | S | 1,45e-5 | 3,27e-6 | 8,99e-5 | 1,29e-5 | 1,23e-5 | 1,20e-5 |
| | Dif % | 2,69E+01 | 9,88E+01 | -1,07E+01 | -5,43E+00 | 8,70E+01 | 1,42E+01 |
| Pâncreas | Z | 3,79E-5 | 5,86e-5 | 1,16e-5 | 1,38e-3 | 4,56e-5 | 2,59e-4 |
| | S | 2,18e-5 | 3,22e-5 | 1,27e-5 | 1,10e-3 | 1,23e-4 | 4,75e-5 |
| | Dif % | 7,39E+01 | 8,20E+01 | -8,66E+00 | 2,55E+01 | -6,29E+01 | 4,45E+02 |
| Baço | Z | 4,38E-6 | 5,18e-5 | 2,16e-5 | 4,56e-5 | 4,30e-4 | 2,99e-5 |
| | S | 2,93e-6 | 5,32e-5 | 1,10e-5 | 1,25e-4 | 7,24e-4 | 3,48e-5 |
| | Dif % | 4,95E+01 | -2,63E+00 | 9,64E+01 | -6,35E+01 | -4,06E+01 | -1,41E+01 |
| Adrenais | Z | 5,97E-5 | 1,18e-4 | 1,41e-5 | 2,59e-4 | 3,02e-5 | 5,35e-3 |
| | S | 2,15e-5 | 6,31e-5 | 1,13e-5 | 4,68e-5 | 3,43e-5 | 2,23e-3 |
| | Dif % | 1,78E+02 | 8,70E+01 | 2,48E+01 | 4,53E+02 | -1,20E+01 | 1,40E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.10 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,1 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 9,01e-5 | 2,32e-5 | 1,42e-5 | 2,89e-5 | 5,73e-6 | 4,35e-5 |
| | S | 9,14e-5 | 1,53e-5 | 9,52e-6 | 1,76e-5 | 3,78e-6 | 1,93e-5 |
| | Dif % | -1,42E+00 | 5,16E+01 | 4,92E+01 | 6,42E+01 | 5,16E+01 | 1,25E+02 |
| Rins | Z | 2,31e-5 | 1,65e-4 | 6,82e-6 | 4,36e-5 | 3,65e-5 | 7,65e-5 |
| | S | 1,58e-5 | 2,35e-4 | 3,25e-6 | 2,65e-5 | 3,61e-5 | 4,25e-5 |
| | Dif % | 4,62E+01 | -2,98E+01 | 1,10E+02 | 6,45E+01 | 1,11E+00 | 8,00E+01 |
| Pulmões | Z | 1,42e-5 | 6,81e-6 | 5,02e-5 | 1,14e-5 | 1,70e-5 | 1,27e-5 |
| | S | 9,92e-6 | 3,37e-6 | 5,05e-5 | 1,02e-5 | 8,97e-6 | 9,49e-6 |
| | Dif % | 4,31E+01 | 1,02E+02 | -5,94E-01 | 1,18E+01 | 8,95E+01 | 3,38E+01 |
| Pâncreas | Z | 2,88e-5 | 4,35e-5 | 1,12e-5 | 8,20e-4 | 3,54e-5 | 1,60e-4 |
| | S | 1,77e-5 | 2,63e-5 | 1,04e-5 | 6,51e-4 | 7,35e-5 | 3,69e-5 |
| | Dif % | 6,27E+01 | 6,54E+01 | 7,69E+00 | 2,60E+01 | -5,18E+01 | 3,34E+02 |
| Baço | Z | 5,75e-6 | 3,62e-5 | 1,67e-5 | 3,51e-5 | 2,59e-4 | 2,47e-5 |
| | S | 3,56e-6 | 3,30e-5 | 9,05e-6 | 7,62e-5 | 4,21e-4 | 2,41e-5 |
| | Dif % | 6,15E+01 | 9,70E+00 | 8,45E+01 | -5,39E+01 | -3,85E+01 | 2,49E+00 |
| Adrenais | Z | 4,31e-5 | 7,55e-5 | 1,30e-5 | 1,63e-4 | 2,33e-5 | 3,34e-3 |
| | S | 1,61e-5 | 4,51e-5 | 1,09e-5 | 3,82e-5 | 2,40e-5 | 1,33e-3 |
| | Dif % | 1,68E+02 | 6,74E+01 | 1,93E+01 | 3,27E+02 | -2,92E+00 | 1,51E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.11 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,2 MeV.

| Órgão aivo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 8,63e-05 | 2,10e-05 | 1,51e-05 | 2,57e-05 | 5,55e-06 | 3,89e-05 |
| | S | 8,82e-05 | 1,36e-05 | 8,81e-06 | 1,56e-05 | 3,67e-06 | 1,76e-05 |
| | Dif % | -2,15E+00 | 5,44E+01 | 7,14E+01 | 6,47E+01 | 5,12E+01 | 1,21E+02 |
| Rins | Z | 2,10e-05 | 1,67e-04 | 7,07e-06 | 3,98e-05 | 3,32e-05 | 7,27e-05 |
| | S | 1,36e-05 | 2,39e-04 | 3,14e-06 | 2,27e-05 | 3,14e-05 | 4,12e-05 |
| | Dif % | 5,44E+01 | -3,01E+01 | 1,25E+02 | 7,53E+01 | 5,73E+00 | 7,65E+01 |
| Pulmões | Z | 1,29e-05 | 6,53e-06 | 4,37e-05 | 1,03e-05 | 1,56e-05 | 1,15e-05 |
| | S | 8,84e-06 | 2,99e-06 | 5,00e-05 | 8,92e-06 | 7,91e-06 | 8,91e-06 |
| | Dif % | 4,59E+01 | 1,18E+02 | -1,26E+01 | 1,55E+01 | 9,72E+01 | 2,91E+01 |
| Pâncreas | Z | 2,54e-05 | 3,94e-05 | 1,17e-05 | 8,67e-04 | 3,08e-05 | 1,54e-04 |
| | S | 1,35e-05 | 2,28e-05 | 8,94e-06 | 6,88e-04 | 6,58e-05 | 3,03e-05 |
| | Dif % | 8,81E+01 | 7,28E+01 | 3,09E+01 | 2,60E+01 | -5,32E+01 | 4,08E+02 |
| Baço | Z | 5,47e-06 | 3,31e-05 | 1,93e-05 | 3,06e-05 | 2,61e-04 | 2,24e-05 |
| | S | 3,34e-06 | 3,11e-05 | 8,18e-06 | 6,70e-05 | 4,32e-04 | 2,37e-05 |
| | Dif % | 6,38E+01 | 6,43E+00 | 1,36E+02 | -5,43E+01 | -3,96E+01 | -5,49E+00 |
| Adrenais | Z | 3,96e-05 | 7,25e-05 | 1,10e-05 | 1,54e-04 | 2,32e-05 | 3,74e-03 |
| | S | 1,81e-05 | 3,48e-05 | 8,77e-06 | 2,95e-05 | 2,32e-05 | 1,45e-03 |
| | Dif % | 1,19E+02 | 1,08E+02 | 2,54E+01 | 4,22E+02 | 0,00E+00 | 1,58E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.12 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 0,5 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 8,41e-5 | 1,93e-5 | 1,40e-5 | 2,34e-5 | 5,15e-6 | 3,57e-5 |
| | S | 8,85e-5 | 1,38e-5 | 8,18e-6 | 1,41e-5 | 3,69e-6 | 1,68e-5 |
| | Dif % | -4,97E+00 | 3,99E+01 | 7,11E+01 | 6,60E+01 | 3,96E+01 | 1,13E+02 |
| Rins | Z | 1,95e-5 | 1,68e-4 | 6,63e-6 | 3,71e-5 | 3,10e-5 | 7,01e-5 |
| | S | 1,29e-5 | 2,52e-4 | 3,61e-6 | 2,13e-5 | 2,93e-5 | 3,95e-5 |
| | Dif % | 5,12E+01 | -3,33E+01 | 8,37E+01 | 7,42E+01 | 5,80E+00 | 7,75E+01 |
| Pulmões | Z | 1,19e-5 | 6,06e-6 | 4,23e-5 | 9,27e-6 | 1,43e-5 | 1,04e-5 |
| | S | 8,23e-6 | 3,28e-6 | 5,01e-5 | 8,21e-6 | 7,56e-6 | 7,98e-6 |
| | Dif % | 4,46E+01 | 8,48E+01 | -1,56E+01 | 1,29E+01 | 8,92E+01 | 3,03E+01 |
| Pâncreas | Z | 2,34e-5 | 3,69e-5 | 1,05e-5 | 8,97e-4 | 2,72e-5 | 1,51e-4 |
| | S | 1,66e-5 | 2,25e-5 | 9,63e-6 | 7,29e-4 | 6,70e-5 | 2,88e-5 |
| | Dif % | 4,10E+01 | 6,40E+01 | 9,03E+00 | 2,30E+01 | -5,94E+01 | 4,24E+02 |
| Baço | Z | 5,19e-6 | 3,11e-5 | 1,80e-5 | 2,76e-5 | 2,63e-4 | 2,06e-5 |
| | S | 3,44 e-6 | 2,85e-5 | 7,31e-6 | 6,59e-5 | 4,49e-4 | 2,22e-5 |
| | Dif % | 5,09E+01 | 9,12E+00 | 1,46E+02 | -5,81E+01 | -4,14E+01 | -7,21E+00 |
| Adrenais | Z | 3,64e-5 | 6,91e-5 | 1,32e-5 | 1,53e-4 | 1,95e-5 | 3,89e-3 |
| | S | 1,68e-5 | 4,28e-5 | 8,40e-6 | 2,93e-5 | 2,07e-5 | 1,57e-3 |
| | Dif % | 1,17E+02 | 6,14E+01 | 5,71E+01 | 4,22E+02 | -5,80E+00 | 1,48E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.13 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 1,0 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 7,58e-5 | 1,74e-5 | 1,07e-5 | 2,10e-5 | 4,82e-6 | 3,22e-5 |
| | S | 8,07e-5 | 1,22e-5 | 7,72e-6 | 1,29e-5 | 3,53e-6 | 1,50e-5 |
| | Dif % | -6,07E+00 | 4,26E+01 | 3,86E+01 | 6,28E+01 | 3,65E+01 | 1,15E+02 |
| Rins | Z | 1,76e-5 | 1,51e-4 | 5,49e-6 | 3,34e-5 | 2,82e-5 | 6,34e-5 |
| | S | 1,18e-5 | 2,26e-4 | 3,22e-6 | 1,94e-5 | 2,59e-5 | 3,59e-5 |
| | Dif % | 4,92E+01 | -3,32E+01 | 7,05E+01 | 7,22E+01 | 8,88E+00 | 7,66E+01 |
| Pulmões | Z | 1,07e-5 | 5,53e-6 | 4,25e-5 | 8,32e-6 | 1,29e-5 | 9,35e-6 |
| | S | 7,90e-6 | 3,30e-6 | 4,55e-5 | 7,43e-6 | 6,87e-6 | 7,72e-6 |
| | Dif % | 3,54E+01 | 6,76E+01 | -6,59E+00 | 1,20E+01 | 8,78E+01 | 2,11E+01 |
| Pâncreas | Z | 2,10e-5 | 3,26e-5 | 8,18e-6 | 7,97e-4 | 2,41e-5 | 1,37e-4 |
| | S | 1,36e-5 | 2,24e-5 | 7,11e-6 | 6,74e-4 | 5,80e-5 | 2,83e-5 |
| | Dif % | 5,44E+01 | -6,25E+00 | 1,95E+02 | 1,82E+01 | -6,38E+01 | -2,58E+01 |
| Baço | Z | 4,82e-6 | 2,80e-5 | 1,28e-5 | 2,46e-5 | 2,37e-4 | 1,85e-5 |
| | S | 3,81e-6 | 2,70e-5 | 7,18e-6 | 5,78e-5 | 4,10e-4 | 1,95e-5 |
| | Dif % | 2,65E+01 | 3,70E+00 | 7,83E+01 | -5,74E+01 | -4,22E+01 | -5,113E+00 |
| Adrenais | Z | 3,31e-5 | 6,22e-5 | 9,45e-6 | 1,38e-4 | 1,85e-5 | 3,20e-3 |
| | S | 1,56e-5 | 4,01e-5 | 7,73e-6 | 2,11e-5 | 2,35e-5 | 1,51e-3 |
| | Dif % | 1,12E+02 | 5,51E+01 | 2,23E+01 | 5,54E+02 | -2,13E+01 | 1,12E+02 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.14 Valores de FAE em (g^{-1}). Energia do Fóton: 1,5 MeV.

| Órgão alvo | manequir | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 6,81e-05 | 1,61e-05 | 9,80e-06 | 1,93e-05 | 4,56e-06 | 2,94e-05 |
| | S | 7,48e-05 | 1,15e-05 | 7,20e-06 | 1,21e-05 | 3,45e-06 | 1,45e-05 |
| | Dif % | -8,96E+00 | 4,00E+01 | 3,61E+01 | 5,95E+01 | 3,22E+01 | 1,03E+02 |
| Rins | Z | 1,61e-05 | 1,34e-04 | 5,14e-06 | 3,06e-05 | 2,58e-05 | 5,77e-05 |
| | S | 1,14e-05 | 2,14e-04 | 3,61e-06 | 1,82e-05 | 2,55e-05 | 3,07e-05 |
| | Dif % | 4,12E+01 | -3,74E+01 | 4,24E+01 | 6,81E+01 | 1,18E+00 | 8,79E+01 |
| Pulmões | Z | 9,88e-06 | 5,18e-06 | 3,69e-05 | 7,65e-06 | 1,18e-05 | 8,63e-06 |
| | S | 7,72e-06 | 2,96e-06 | 4,32e-05 | 6,77e-06 | 6,21e-06 | 7,42e-06 |
| | Dif % | 2,80E+01 | 7,50E+01 | -1,46E+01 | 1,30E+01 | 9,00E+01 | 1,63E+01 |
| Pâncreas | Z | 1,96e-05 | 3,01e-05 | 7,52e-06 | 6,88e-04 | 2,20e-05 | 1,25e-04 |
| | S | 1,21e-05 | 1,96e-05 | 7,54e-06 | 6,33e-04 | 5,13e-05 | 2,59e-05 |
| | Dif % | 6,20E+01 | 5,36E+01 | -2,65E-01 | 8,69E+00 | -5,71E+01 | 3,83E+02 |
| Baço | Z | 4,59e-06 | 2,57e-05 | 1,17e-05 | 2,27e-05 | 2,10e-04 | 1,71e-05 |
| | S | 2,95e-06 | 2,41e-05 | 5,31e-06 | 5,34e-05 | 3,77e-04 | 1,69e-05 |
| | Dif % | 5,56E+01 | 6,64E+00 | 1,20E+02 | -5,75E+01 | -4,43E+01 | 1,18E+00 |
| Adrenais | Z | 3,16e-05 | 5,96e-05 | 8,84e-06 | 1,24e-04 | 1,62e-05 | 2,49e-03 |
| | S | 1,36e-05 | 3,61e-05 | 5,94e-06 | 2,44e-05 | 1,95e-05 | 1,35e-03 |
| | Dif % | 1,32E+02 | 6,51E+01 | 4,88E+01 | 4,08E+02 | -1,69E+01 | 8,44E+01 |

(*) Z = Manequir de Zubal

S = Manequir de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.15 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 2,0 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 6,19e-5 | 1,49e-5 | 9,10e-6 | 1,77e-5 | 4,36e-6 | 2,73e-5 |
| | S | 6,86e-5 | 1,10e-5 | 6,52e-6 | 1,08e-5 | 3,27e-6 | 1,37e-5 |
| | Dif % | -9,77E+00 | 3,55E+01 | 3,96E+01 | 6,39E+01 | 3,33E+01 | 9,93E+01 |
| Rins | Z | 1,49e-5 | 1,19e-4 | 4,82e-6 | 2,81e-5 | 2,40e-5 | 5,32e-5 |
| | S | 1,10e-5 | 1,93e-4 | 2,31e-6 | 1,63e-5 | 2,33e-5 | 3,14e-5 |
| | Dif % | 3,55E+01 | -3,83E+01 | 1,09E+02 | 7,24E+01 | 3,00E+00 | 6,94E+01 |
| Pulmões | Z | 9,17e-6 | 4,84e-6 | 3,24e-5 | 7,12e-6 | 1,09e-5 | 8,05e-6 |
| | S | 6,96e-6 | 2,80e-6 | 3,92e-5 | 6,54e-6 | 6,38e-6 | 6,80e-6 |
| | Dif % | 1,11E+02 | 1,72E+02 | 8,26E+01 | -2,25E+05 | 1,46E+02 | 1,18E+02 |
| Pâncreas | Z | 1,81e-5 | 2,83e-5 | 6,87e-6 | 7,09e-4 | 2,06e-5 | 1,14e-4 |
| | S | 9,99e-6 | 1,50e-5 | 5,86e-6 | 5,72e-4 | 4,94e-5 | 2,38e-5 |
| | Dif % | 8,12E+01 | 8,87E+01 | 1,72E+01 | 2,40E+01 | -5,83E+01 | 3,79E+02 |
| Baço | Z | 4,39e-6 | 2,39e-5 | 1,08e-5 | 2,08e-5 | 1,88e-4 | 1,59e-6 |
| | S | 3,14e-6 | 2,20e-5 | 6,23e-6 | 5,07e-5 | 3,55e-4 | 1,69e-5 |
| | Dif % | 3,98E+01 | 8,64E+00 | 7,34E+01 | -5,90E+01 | -4,70E+01 | -9,06E+01 |
| Adrenais | Z | 2,76e-5 | 5,51e-5 | 7,33e-6 | 1,14e-4 | 1,50e-5 | 1,95e-3 |
| | S | 1,53e-5 | 3,13e-5 | 3,24e-6 | 1,85e-5 | 1,83e-5 | 1,32e-3 |
| | Dif % | 8,04E+01 | 7,60E+01 | 1,26E+02 | 5,16E+02 | -1,80E+01 | 4,77E+01 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

Tabela 5.16 Valores de FAE em (g⁻¹). Energia do Fóton: 4,0 MeV.

| Órgão alvo | Manequim | Órgão fonte | | | | | |
|------------|----------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões | Pâncreas | Baço | Adrenais |
| Fígado | Z | 4,64e-5 | 1,22e-5 | 7,41e-6 | 1,44e-5 | 3,70e-6 | 2,21e-5 |
| | S | 5,58e-5 | 8,79e-6 | 5,78e-6 | 9,50e-6 | 2,82e-6 | 1,08e-5 |
| | Dif % | -1,68E+01 | 3,88E+01 | 2,82E+01 | 5,16E+01 | 3,12E+01 | 1,05E+02 |
| Rins | Z | 1,23e-5 | 8,32e-5 | 4,06e-6 | 2,29e-5 | 1,94e-5 | 4,15e-5 |
| | S | 8,23e-6 | 1,63e-4 | 2,82e-6 | 1,47e-5 | 1,79e-5 | 2,54e-5 |
| | Dif % | 4,95E+01 | -4,90E+01 | 4,40E+01 | 5,58E+01 | 8,38E+00 | 6,34E+01 |
| Pulmões | Z | 7,58e-6 | 4,12e-6 | 2,15e-5 | 5,87e-6 | 8,90e-6 | 6,66e-6 |
| | S | 5,60e-6 | 2,72e-6 | 3,08e-5 | 5,20e-6 | 5,23e-6 | 5,52e-6 |
| | Dif % | 3,54E+01 | 5,15E+01 | -3,02E+01 | 1,29E+01 | 7,02E+01 | 2,07E+01 |
| Pâncreas | Z | 1,47e-5 | 2,24e-5 | 5,96e-6 | 5,63e-4 | 1,69e-5 | 8,51e-5 |
| | S | 8,75e-6 | 1,47e-5 | 6,10e-6 | 4,58e-4 | 3,75e-5 | 2,02e-5 |
| | Dif % | 6,80E+01 | 5,24E+01 | -2,30E+00 | 2,29E+01 | -5,49E+01 | 3,21E+02 |
| Baço | Z | 3,77e-6 | 1,94e-5 | 8,69e-6 | 1,70e-5 | 1,33e-4 | 1,32e-5 |
| | S | 2,14e-6 | 1,73e-5 | 5,61e-6 | 3,75e-5 | 2,73e-4 | 1,31e-5 |
| | Dif % | 7,62E+01 | 1,21E+01 | 5,49E+01 | -5,47E+01 | -5,13E+01 | 7,63E-01 |
| Adrenais | Z | 2,31e-5 | 4,25e-5 | 6,97e-6 | 9,02e-5 | 1,26e-5 | 9,00e-4 |
| | S | 1,83e-5 | 2,59e-5 | 5,59e-6 | 1,31e-5 | 1,34e-5 | 1,01e-3 |
| | Dif % | 2,62E+01 | 6,41E+01 | 2,47E+01 | 5,89E+02 | -5,97E+00 | -1,09E+01 |

(*) Z = Manequim de Zubal

S = Manequim de Snyder

$$\text{Dif \%} = (Z-S) \cdot 100/S$$

5.5 Influência do transporte de elétrons secundários no cálculo de FAE devido a fonte de fótons

Em todos os cálculos realizados na presente metodologia considerou-se explicitamente o transporte de elétrons secundários gerados pela interação do fóton com o meio. Para verificar a contribuição deste termo nos resultados, simulou-se alguns casos anteriores, sem levar em consideração, o transporte destes elétrons, assumindo-se que todo o elétron é absorvido localmente no meio.

Verificou-se que, em geral, a contribuição do termo de transporte de elétrons secundários é pequena para a dose total para a maioria dos órgãos analisados. Por exemplo, para o caso do fígado, há uma sobrestimativa de aproximadamente 3 % no valor de FAE, para fonte de fóton de $E=1,5$ MeV, quando não se considera o transporte de elétrons secundários. Ou seja, 3 % da energia do elétron que seria depositado fora do fígado (por exemplo, nos órgãos vizinhos), é assumido ser absorvido no próprio fígado quando se assume deposição local de energia. Por outro lado, para fontes de energias baixas ($E=0,03$ MeV), foi observado diferenças de 10 % ou mais em valores de FAE nas regiões ósseas.

5.6 Cálculo de valores de S para fontes de Elétrons

Valores de S em mGy/MBq.s, definida conforme eq.(3.3), foram obtidos para fontes de elétrons uniformemente distribuídos nos órgãos em ambos os manequins (SCE e Zubal), e os resultados comparados com os publicados em literatura [Snyder e outros, 1975]. Na Tabela 5.17 apresenta-se os valores de S para o caso do Y-90 cuja energia média dos elétrons é de 0,935 MeV.

Para valor de S no fígado, quando este é o próprio órgão fonte, $S(\text{fígado} \leftarrow \text{fígado})$, no manequim SCE, a discrepância entre o valor de literatura e

o obtido pelo código MCNP é de 7 %. No caso do pulmão este valor é de 10 %, e no caso dos rins é de 2 %. Os resultados fornecidos em literatura foram obtidos assumindo-se que toda a energia dos elétrons são absorvidos no órgão fonte, ou seja $FA=1$, e portanto, a fração absorvida específica, FAE , é simplesmente o inverso da massa. Como consequência, os elétrons não depositam suas energias em outros órgãos, e portanto, tem-se que $S(\text{alvo} \leftarrow \text{fonte})=0$, quando $\text{alvo} \neq \text{fonte}$. Neste sentido, pode-se dizer que as diferenças nos resultados observados entre os valores de literatura e os obtidos pelo código MCNP para o manequim de SCE é que, no presente cálculo foi simulado o transporte real de elétrons, enquanto que, os resultados obtidos em literatura, considerou-se a absorção local total dos elétrons, sem considerar a simulação do transporte de elétrons [Stabin e outros, 1999].

Como esperado, a suposição de que toda a energia do elétron é depositada localmente, conduz a um valor superestimado da dose no órgão fonte e que em alguns caso chega da ordem de 10 %, como no caso dos pulmões. Por outro lado, verifica-se que para os demais órgãos alvos há uma subestimativa nos valores de dose, $S(\text{alvo} \leftarrow \text{fonte})$, para $\text{alvo} \neq \text{fonte}$, que embora sendo pequeno não são nulos.

As comparações de dose nos órgãos de diferentes manequins mostram discrepância da ordem de 4 % para o caso do fígado, da ordem de 17 % para os pulmões e da ordem de 42 % no caso dos rins. Estas discrepâncias, no entanto, são resultados basicamente das diferenças de massas e geometrias entre os órgãos dos diferentes manequins. A divergência notada no caso dos rins se deve basicamente devido a grande diferença de massa dos rins entre os dois manequins. Entretanto, no caso dos pulmões nota-se que, em geometrias mais irregulares como no caso do manequim de Zubal, a fuga de elétrons do órgão é maior, no que resulta num valor de dose menor. Por outro lado, isto acarreta em maiores doses nos órgãos vizinhos ao órgão fonte, e isto pode ser claramente notado nos valores de S quando o órgão fonte é diferente do órgão alvo. Além disso, a superposição de órgãos que ocorre no manequim de Zubal causam diferenças ainda mais significantes. Nota-se que, estas diferenças chegam a ser

da ordem de centenas de vezes, quando comparado com os valores de S obtidos no manequim de SCE.

Das comparações acima, verifica-se que, embora na maioria dos casos a suposição de que toda a energia do elétron é depositada localmente seja uma aproximação razoável, em determinados casos, e principalmente quando há superposição entre dois ou mais órgãos, como ocorre no manequim de Zubal esta suposição deve ser reavaliada e em certos casos considerada sem validade.

Tabela 5.17 Valores de S em mGy/MBq.s para órgãos em diferentes manequins para fonte de elétrons – Y-90.

| Órgão Alvo | Manequim/ Método | Órgão Fonte | | |
|---------------|---------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| | | Fígado | Rins | Pulmões |
| Fígado | SCE(*) | 8,25E-05 | 0,00E+00 | 0,00E+00 |
| | SCE/MCNP | 7,65E-05 | 6,66E-09 | 4,76E-09 |
| | Zubal/MCNP | 7,35E-05 | 4,42E-07 | 1,76E-07 |
| Rins | SCE(*) | 0,00E+00 | 4,80E-04 | 0,00E+00 |
| | SCE/MCNP | 7,04E-09 | 4,69E-04 | 1,72E-09 |
| | Zubal/MCNP | 4,65E-07 | 2,72E-04 | 3,17E-09 |
| Pulmões | SCE(*) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,50E-04 |
| | SCE/MCNP | 3,99E-09 | 1,14E-09 | 1,35E-04 |
| | Zubal/MCNP | 1,73E-07 | 0,00E+00 | 1,12E-04 |

(*) Literatura, [Snyder e outros, 1975].

5.7 Determinação da Distribuição de Doses (valores de S)

Com a utilização do programa de interface desenvolvido, tornou-se possível estabelecer geometricamente certas regiões de interesse para a determinação de doses de forma mais detalhada. Assim, pode-se escolher o órgão ou órgãos onde se deseja determinar não apenas valores médios de dose, mas a distribuição de dose nos volumes destes órgãos. [Yoriyaz e Stabin, 1998]

Através do programa de interface **SCMS**, define-se o órgão ou os órgãos de interesse onde será efetuado o cálculo da distribuição espacial de dose e também o grau de refinamento que se deseja. Assim, é possível obter-se valores de dose em cada sub-região de um órgão, sendo que, quanto menor esta sub-região maior será o refinamento.

O limite deste refinamento será quando o volume da sub-região for o próprio elemento de volume ou “voxel”. No programa **SCMS** são determinados não somente as massas de cada órgão, mas também as massas de cada sub-região necessárias para a determinação de doses nestas sub-regiões.

Como resultado desta metodologia obtém-se distribuições de dose de forma precisa, que por sua vez podem ser apresentadas em forma de imagens.

Na Figura 5.13 apresentam-se as distribuições de dose em mGy/MBq-s, em várias fatias ou planos axiais na região do fígado, calculadas devido a uma fonte de fons monoenergética de 1,0 MeV, uniformemente distribuída em todo o volume do fígado. Resultado semelhante com o mesmo tipo de fonte, mas distribuída uniformemente no volume dos rins está apresentada na Figura 5.14.

Nas Figuras 5.15 e 5.16, estão apresentadas as distribuições de dose no fígado e rins, sendo que, dessa vez com uma fonte de elétrons monoenergética de 0,935 MeV distribuída de forma uniforme, respectivamente, nos volumes do fígado e dos rins.

Para demonstrar a capacidade da presente metodologia para uso em pacientes em tratamento foi simulado um caso considerando-se uma distribuição heterogênea de atividade. Duas regiões de lesão foram artificialmente criadas no fígado do manequim de Zubal, cujo volume total é de $58,56 \text{ cm}^3$ e composto por 915 “voxels”. A anatomia destas regiões foram divididas em 12 planos axiais como mostra a Figura 5.17 e foi utilizada para construir o modelo geométrico para o código MCNP-4B, a partir do programa SCMS. Assumiu-se uma fonte hipotética de fótons de energia 1,0 MeV com uma distribuição heterogênea de atividade em todo o volume das lesões, como mostrada na Figura 5.18. Foram simulados 6 milhões de histórias para determinar a distribuição de dose nas lesões e regiões circunvizinhas. O desvio padrão médio obtido foi em torno de 4-6%. Na Figura 5.19 apresentam-se os resultados de distribuições de dose, em mGy/MBq-s, para cada um dos 12 planos axiais.

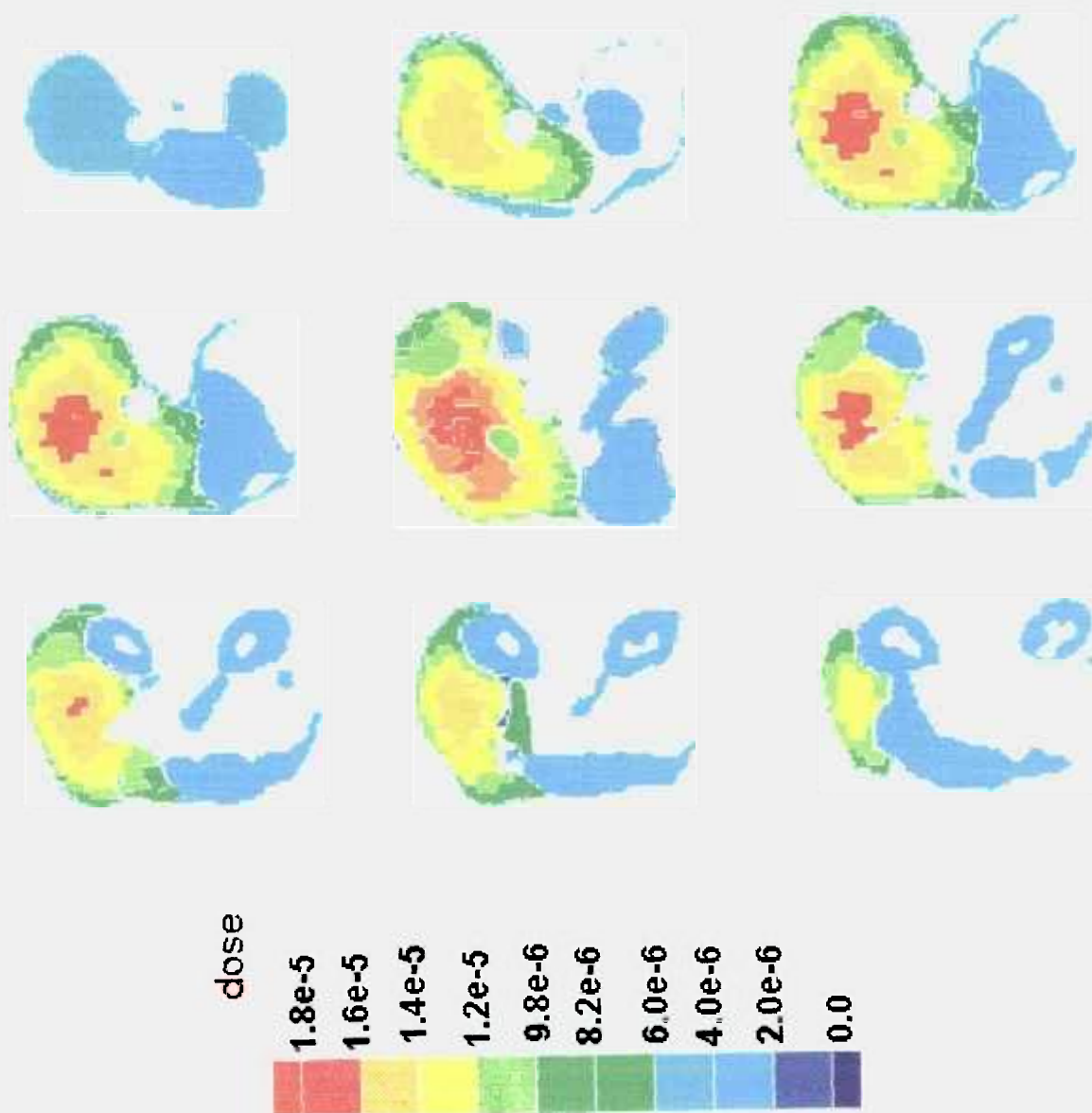


Figura 5.13 Distribuição de dose devido a uma fonte de fótons de energia de 1 MeV distribuída uniformemente no volume do fígado. Unidades em mGy/MBq.s.

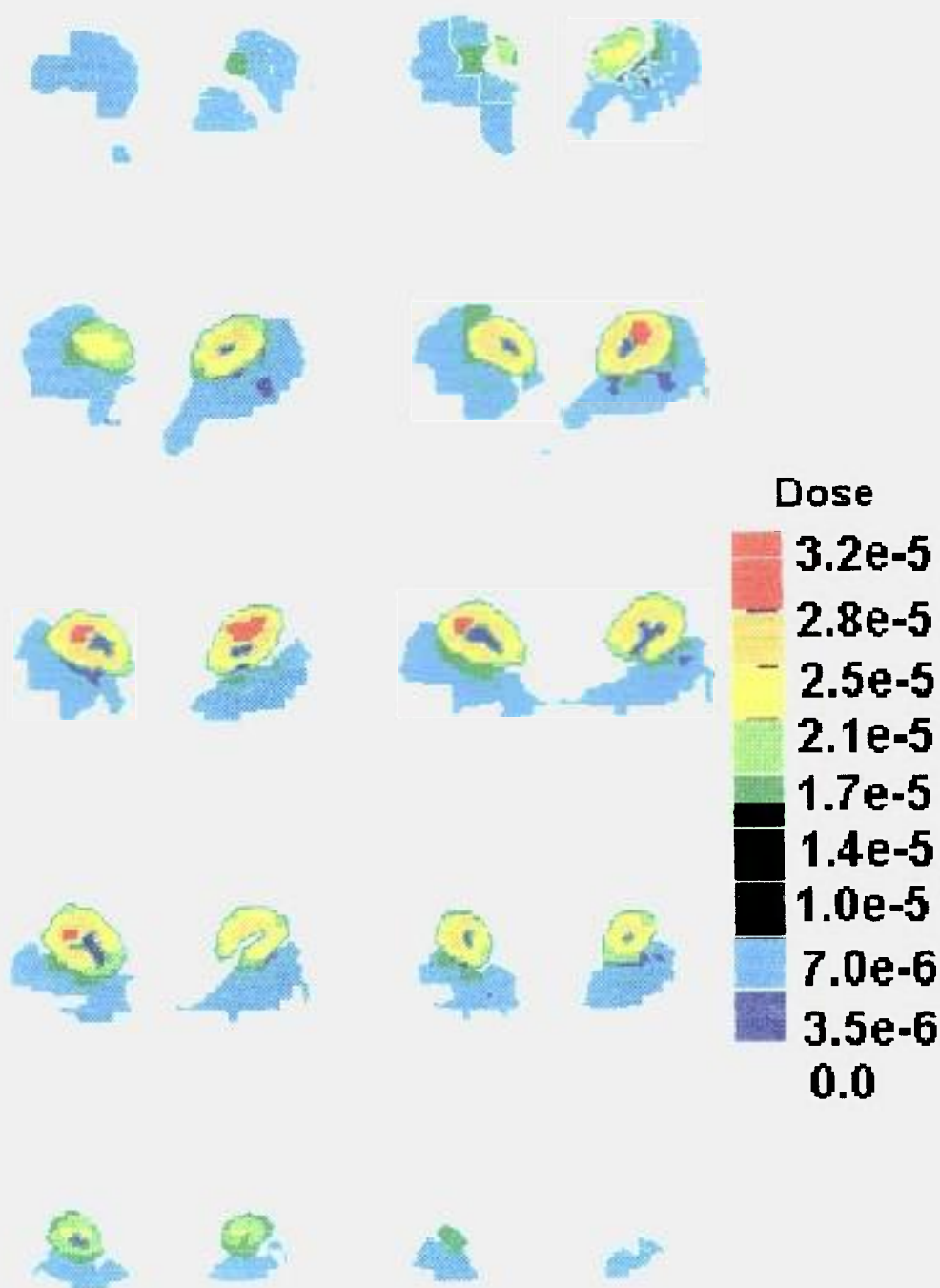


Figura 5.14 Distribuição de dose devido a uma fonte de fótons de energia de 1 MeV distribuída uniformemente no volume dos rins. Unidades em mGy/MBq.s.

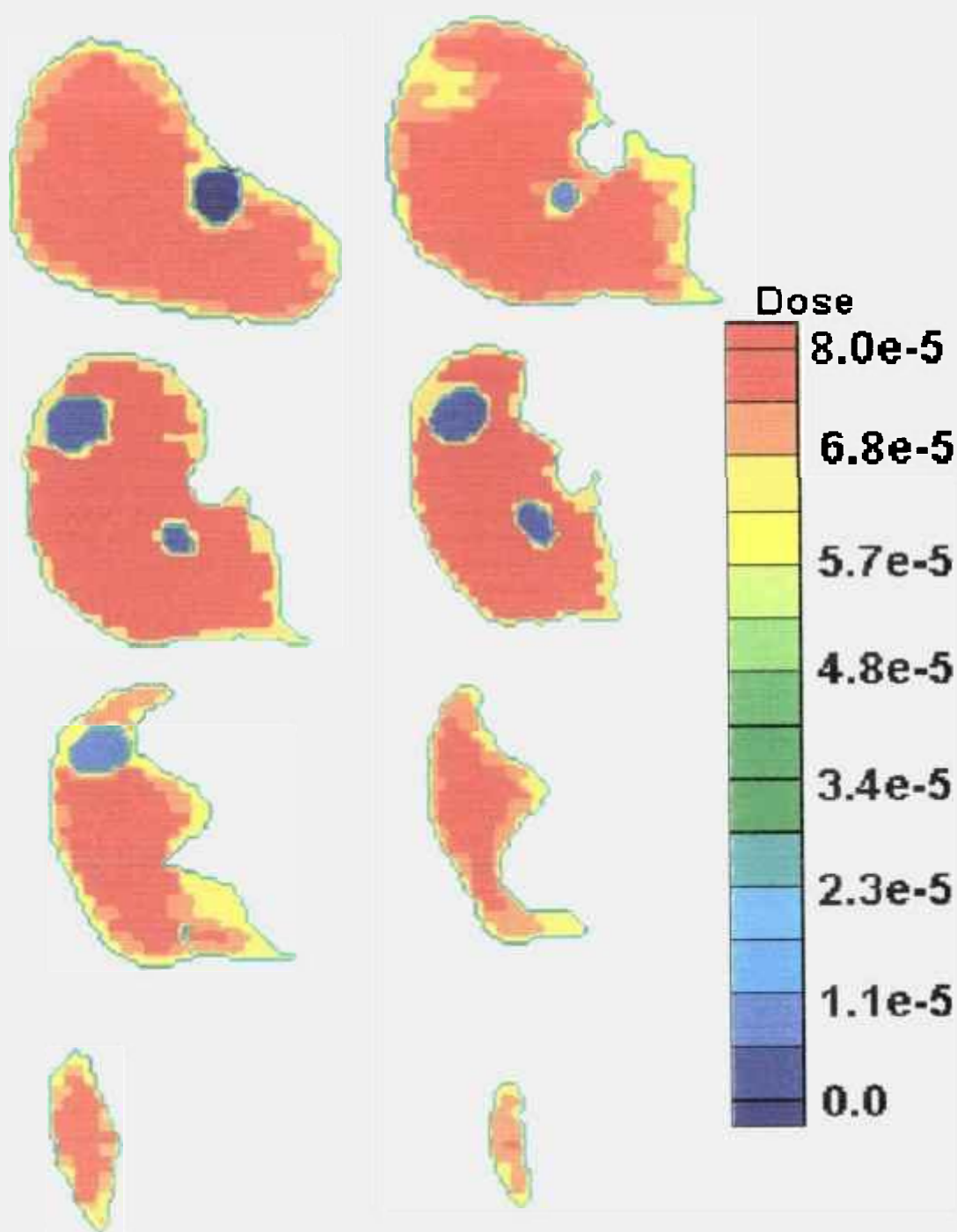


Figura 5.15 Distribuição de dose devido a uma fonte de elétrons de energia de 0,935 MeV distribuída uniformemente no volume do fígado. Unidades em mGy/MBq.s.

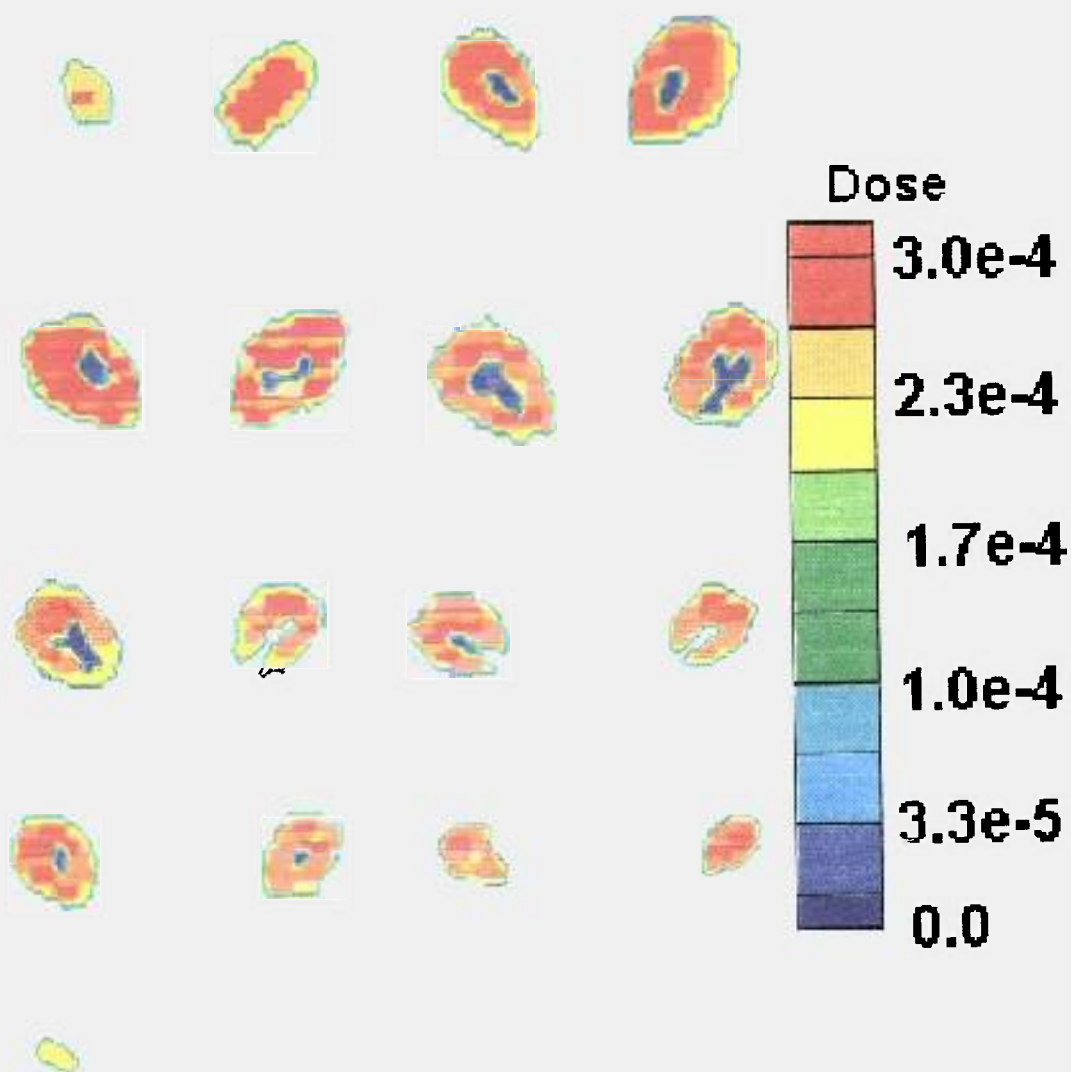


Figura 5.16 Distribuição de dose devido a uma fonte de elétrons de energia de 0,935 MeV distribuída uniformemente no volume dos rins. Unidades em mGy/MBq.s.

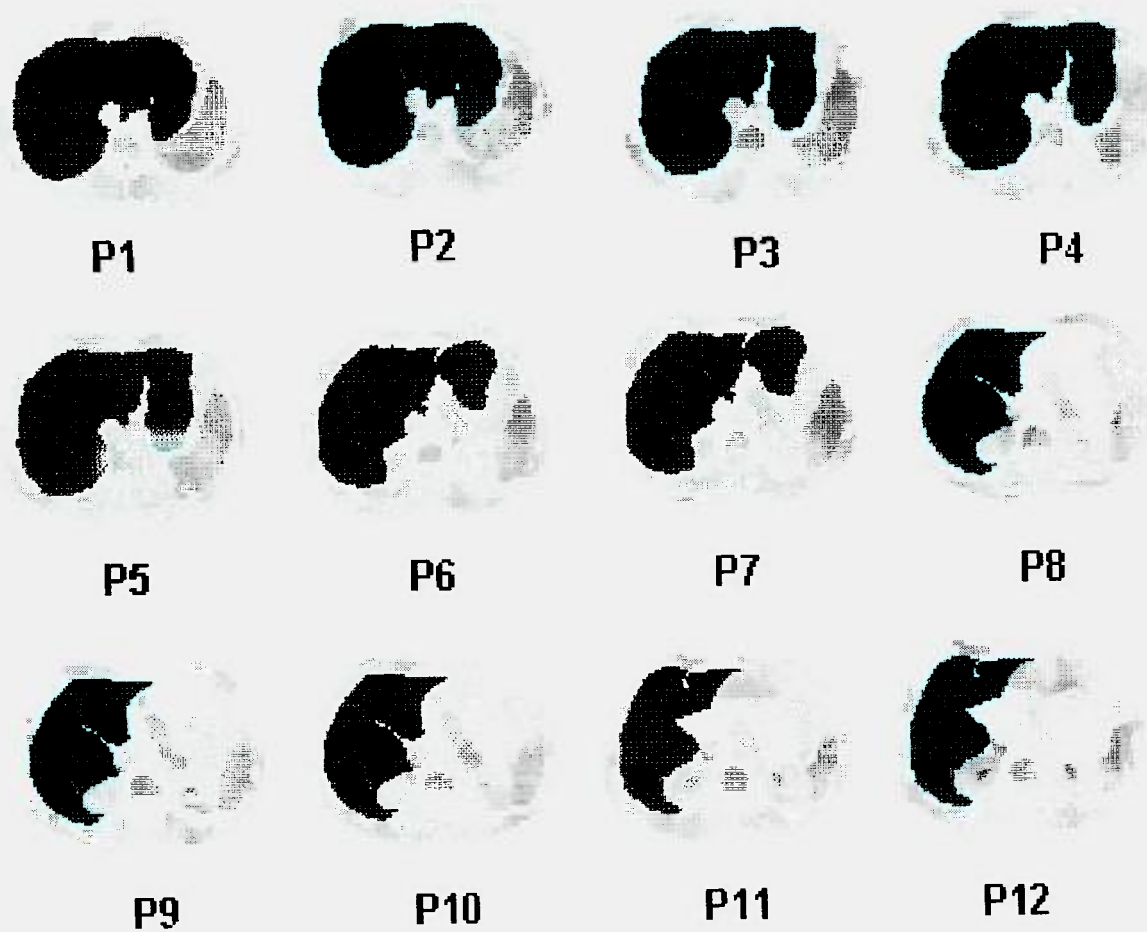


Figura 5.17 Anatomia da lesão (região em vermelho). 12 planos axiais

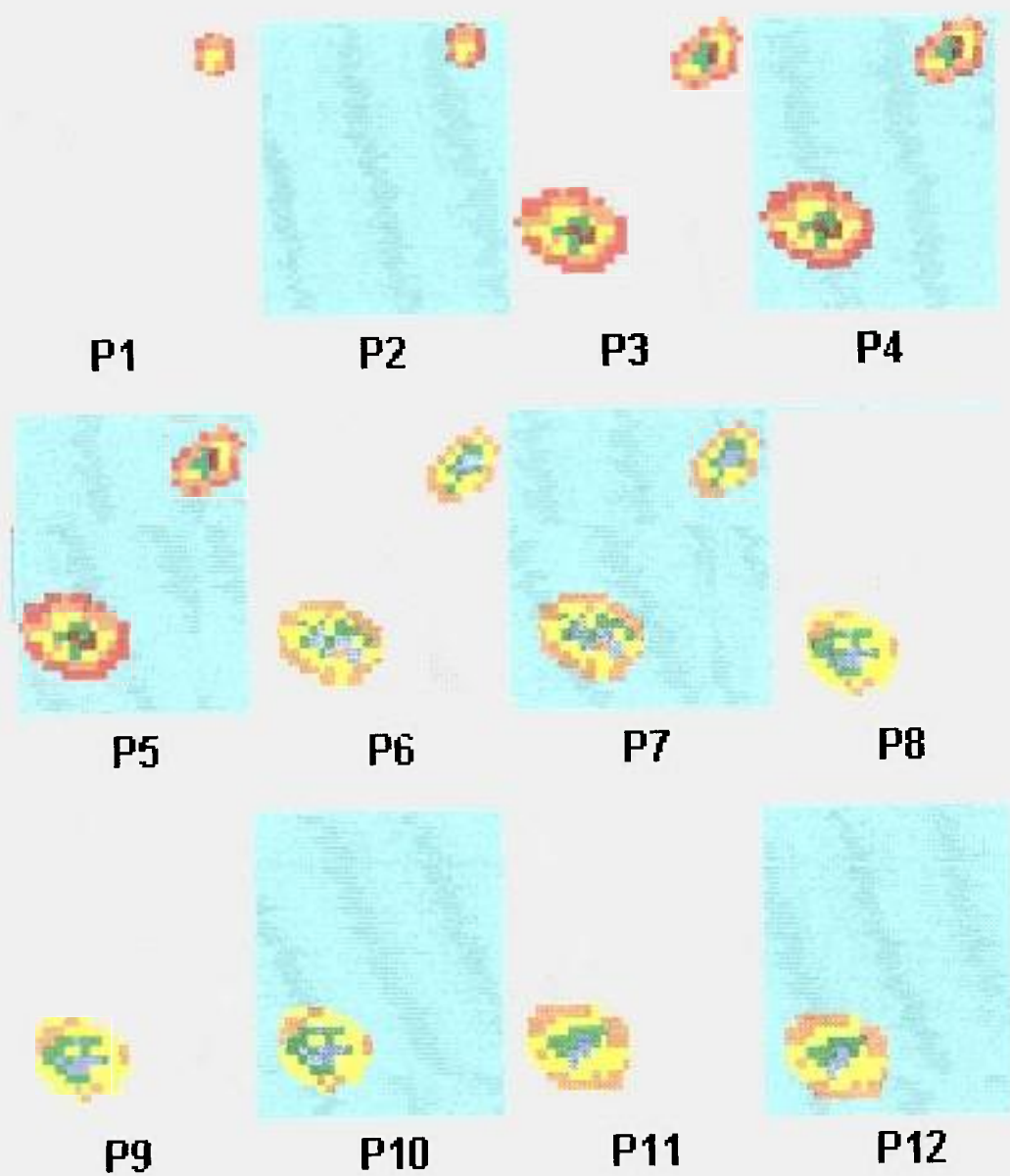


Figura 5.18 Distribuição espacial de atividades da fonte de fótons de energia de 1 MeV na região da lesão.

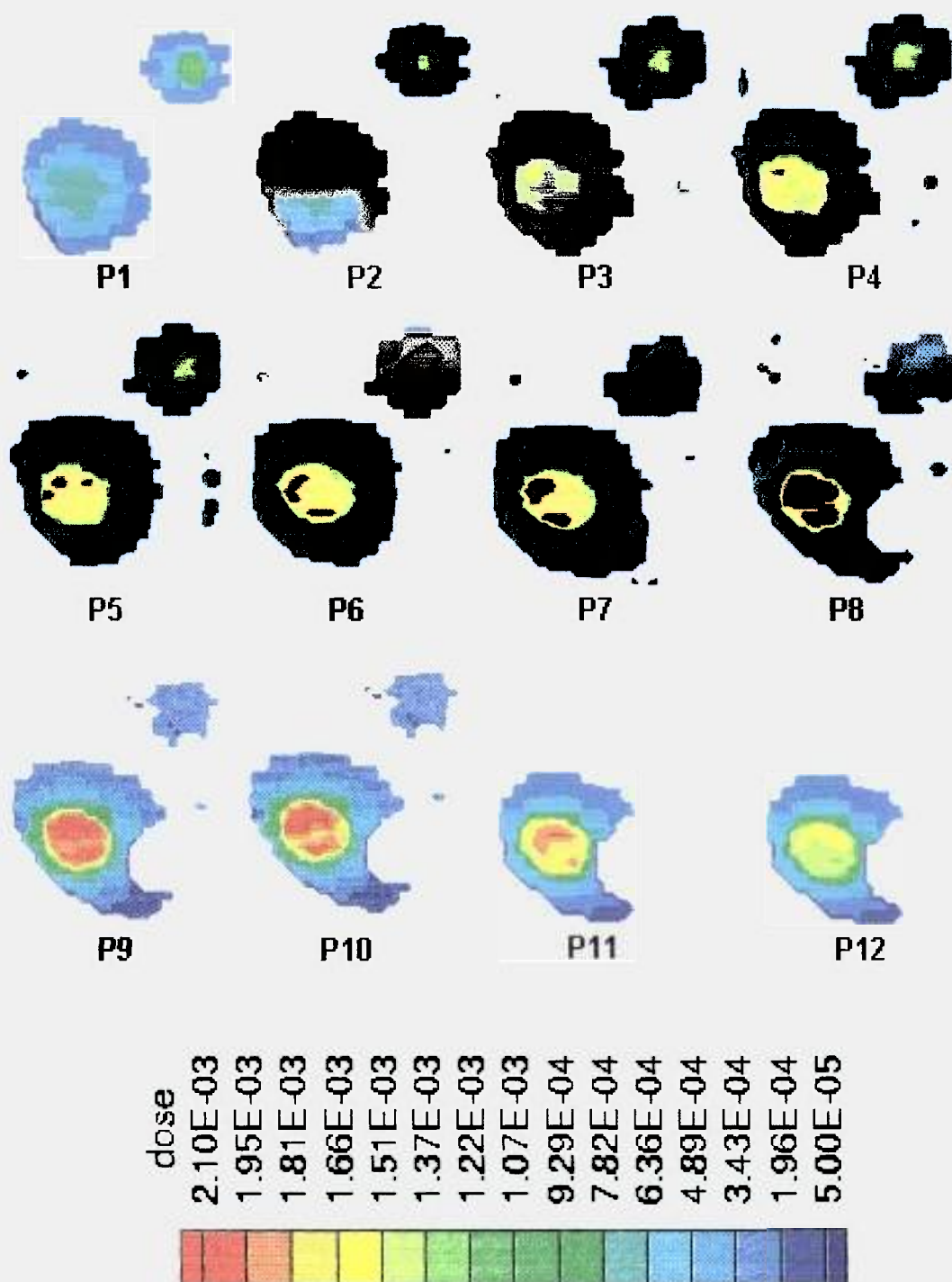


Figura 5.19 Distribuição espacial de dose na região da lesão devido a uma fonte de fótons de energia 1 MeV heterogeneamente distribuída na região da lesão. Unidades em mGy/MBq.s.

Capítulo 6 Conclusões

Uma nova metodologia computacional para cálculo de dose radioativa foi desenvolvida no presente trabalho, através da utilização do programa de interface, SCMS e o código MCNP-4B. Cálculos comparativos de frações absorvidas, FA e FAE devido a fótons e elétrons, apresentaram boa concordância quando comparados com a literatura em manequins matemáticos de referência. Resultados comparativos de perfis de dose com medidas experimentais também demonstraram ótima concordância e serviram como parte da validação da presente metodologia.

Com o desenvolvimento do programa computacional de interface, SCMS, foi possível realizar um acoplamento entre dados de imagens tomográficas e o código MCNP-4B, tornando-se possível a construção de manequins segmentados baseado em dados tomográficos.

Foi observado que em geral, apesar das características gerais do paciente da onde os dados tomográficos foram retirados sejam parecidos com o do homem referência, 175 cm de altura, e 77,5 Kg, as massas da boa parte dos órgãos internos diferem significativamente dos órgãos de referência. Além disso, observou-se de forma clara a distinção geométrica e a diferença na disposição relativa dos órgãos nos dois manequins, evidenciando-se as divergências anatômicas que existem nos dados de referência quando comparados com dados reais de um paciente.

Embora as diferenças geométricas sejam evidentes entre os órgãos, em muitos casos, os resultados de cálculos de frações absorvidas específicas, FAE, neste novo manequim segmentado, mostraram resultados bastante próximos dos

valores correspondentes ao manequim matemático de referência (Snyder e Cristy/Eckerman – SCE). As maiores divergências, no entanto, ocorrem justamente quando há uma grande diferença de massa entre os órgãos ou então quando a disposição geométrica relativa entre órgãos diferem consideravelmente, por exemplo, a ocorrência de superposição no manequim de Zubal. Em alguns casos observa-se diferenças significativas para fótons, sendo que, para elétrons, estas diferenças chegam da ordem de centenas de vezes (maior) no valor das doses nos órgãos do manequim de Zubal em relação ao manequim SCE. Estes resultados indicam que, embora para maioria dos casos seja válida a suposição de que a energia do elétron é depositada localmente, em certos casos específicos esta suposição pode não ser válida, levando a valores subestimados de dose nos órgãos vizinhos.

Através da presente metodologia de cálculo foram obtidas não apenas as doses médias mas também as distribuições espaciais de dose no volume de cada órgão de interesse. Nota-se que, embora, no presente cálculo, tenha se assumido distribuições uniformes de atividade no volume dos órgãos fontes, as distribuições de dose são bastante heterogêneas. Isto ocorre em parte devido as diferentes interfaces entre diferentes meios e principalmente devido as formas geométricas irregulares dos órgãos.

A presente metodologia demonstrou a possibilidade de obtenção de dados dosimétricos bem mais detalhados do que as metodologias convencionais, e que servirão de importantes informações para análises clínicas em procedimentos terapêuticos bem como em estudos radiobiológicos do organismo humano. Além disso, com esta metodologia abre-se a perspectiva de utilização de procedimentos terapêuticos mais eficazes, baseados em dados dosimétricos específicos de cada paciente em substituição aos dados obtidos comumente através de manequins do homem referência.

Capítulo 7 Sugestões para trabalhos futuros

- 1 Realizar cálculos de dose e fração absorvida para outros manequins segmentados incluindo manequins para a mulher, usando-se a presente metodologia.
- 2 Estender esta metodologia para cálculos de dose para a região do cérebro, utilizando-se o manequim segmentado de Zubal específico para esta região.
- 3 Determinar distribuições de dose absorvida considerando-se distribuições reais de atividade via SPECT e PET em diversos órgãos de um paciente.
- 4 Analisar as diversas técnicas de redução de variância existentes e disponíveis para aumentar a eficiência dos cálculos e, portanto, diminuir o tempo de processamento computacional, sem, no entanto, aumentar as incertezas de cálculo.

**Apêndice A Tabela de valores de FAE para
os órgãos no manequim de
Zubal**

Tabela A1. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ADRENAIS

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 1,71E-01 | 9,57E-02 | 5,05E-02 | 1,73E-02 | 5,35E-03 | 3,34E-03 | 3,74E-03 | 3,89E-03 | 3,20E-03 | 2,49E-03 | 1,95E-03 | 9,00E-04 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,13E-08 | 2,62E-07 | 8,49E-07 | 1,11E-06 | 1,34E-06 | 1,34E-06 | 1,36E-06 | 1,36E-06 | 1,24E-06 |
| Bolsa de sangue | 8,15E-05 | 1,62E-04 | 1,74E-04 | 1,21E-04 | 6,19E-05 | 4,06E-05 | 3,95E-05 | 3,87E-05 | 3,53E-05 | 3,22E-05 | 2,96E-05 | 2,25E-05 |
| Medula óssea | 5,00E-10 | 7,57E-07 | 7,20E-06 | 3,30E-05 | 4,58E-05 | 2,78E-05 | 1,84E-05 | 1,45E-05 | 1,26E-05 | 1,16E-05 | 1,08E-05 | 8,99E-06 |
| Cólon | 0,00E+00 | 5,93E-08 | 1,82E-06 | 1,43E-05 | 2,27E-05 | 1,95E-05 | 1,71E-05 | 1,53E-05 | 1,36E-05 | 1,26E-05 | 1,18E-05 | 9,74E-06 |
| Diafragma | 6,12E-06 | 3,27E-05 | 5,27E-05 | 5,88E-05 | 4,56E-05 | 3,43E-05 | 3,20E-05 | 3,01E-05 | 2,71E-05 | 2,49E-05 | 2,33E-05 | 1,88E-05 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 2,91E-07 | 1,05E-05 | 3,83E-05 | 3,98E-05 | 2,87E-05 | 2,65E-05 | 2,46E-05 | 2,20E-05 | 1,98E-05 | 1,85E-05 | 1,46E-05 |
| Vesícula biliar | 2,58E-05 | 2,54E-04 | 5,36E-04 | 5,19E-04 | 2,75E-04 | 1,65E-04 | 1,56E-04 | 1,51E-04 | 1,39E-04 | 1,28E-04 | 1,18E-04 | 9,53E-05 |
| Coração | 0,00E+00 | 2,01E-09 | 4,29E-07 | 7,29E-06 | 1,52E-05 | 1,45E-05 | 1,30E-05 | 1,16E-05 | 1,05E-05 | 9,72E-06 | 9,08E-06 | 7,58E-06 |
| Rins | 7,97E-05 | 1,92E-04 | 2,42E-04 | 2,00E-04 | 1,15E-04 | 7,65E-05 | 7,27E-05 | 7,01E-05 | 6,34E-05 | 5,77E-05 | 5,32E-05 | 4,15E-05 |
| Lesão | 0,00E+00 | 4,24E-07 | 1,12E-05 | 5,04E-05 | 5,65E-05 | 4,17E-05 | 3,57E-05 | 3,22E-05 | 2,90E-05 | 2,61E-05 | 2,42E-05 | 1,99E-05 |
| Fígado | 9,87E-06 | 2,47E-05 | 4,49E-05 | 7,02E-05 | 6,09E-05 | 4,35E-05 | 3,89E-05 | 3,57E-05 | 3,22E-05 | 2,94E-05 | 2,73E-05 | 2,21E-05 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,79E-09 | 1,46E-07 | 4,91E-07 | 5,90E-07 | 5,73E-07 | 6,09E-07 | 6,10E-07 | 6,41E-07 | 6,08E-07 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 1,27E-07 | 1,81E-06 | 9,26E-06 | 1,37E-05 | 1,27E-05 | 1,15E-05 | 1,04E-05 | 9,35E-06 | 8,63E-06 | 8,05E-06 | 6,66E-06 |
| Pâncreas | 3,71E-04 | 6,45E-04 | 6,91E-04 | 5,06E-04 | 2,59E-04 | 1,60E-04 | 1,54E-04 | 1,51E-04 | 1,37E-04 | 1,25E-04 | 1,14E-04 | 8,51E-05 |
| Pévis | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,20E-10 | 9,97E-08 | 1,36E-06 | 2,82E-06 | 2,58E-06 | 2,02E-06 | 1,81E-06 | 1,72E-06 | 1,66E-06 | 1,49E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,67E-08 | 2,36E-07 | 4,51E-07 | 5,93E-07 | 6,80E-07 | 7,64E-07 | 7,58E-07 | 6,26E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,64E-08 | 3,00E-07 | 4,88E-07 | 6,78E-07 | 7,61E-07 | 8,15E-07 | 8,36E-07 | 8,60E-07 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 5,49E-09 | 3,95E-07 | 7,74E-06 | 2,18E-05 | 1,89E-05 | 1,21E-05 | 8,08E-06 | 6,70E-06 | 6,08E-06 | 5,64E-06 | 4,70E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 0,00E+00 | 2,35E-09 | 9,79E-08 | 1,17E-06 | 3,25E-06 | 4,20E-06 | 4,22E-06 | 4,03E-06 | 3,77E-06 | 3,55E-06 | 3,38E-06 | 2,90E-06 |
| Pele + gordura | 6,19E-06 | 1,08E-05 | 1,19E-05 | 9,88E-06 | 7,59E-06 | 6,75E-06 | 6,61E-06 | 6,38E-06 | 5,93E-06 | 5,52E-06 | 5,18E-06 | 4,25E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 6,01E-07 | 7,06E-06 | 2,43E-05 | 2,83E-05 | 2,29E-05 | 2,06E-05 | 1,85E-05 | 1,66E-05 | 1,53E-05 | 1,42E-05 | 1,17E-05 |
| Cordeira espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,36E-08 | 7,09E-06 | 4,08E-05 | 3,86E-05 | 2,66E-05 | 2,03E-05 | 1,79E-05 | 1,61E-05 | 1,49E-05 | 1,26E-05 |
| Espinha | 4,57E-08 | 6,33E-06 | 2,95E-05 | 6,54E-05 | 7,15E-05 | 4,51E-05 | 2,94E-05 | 2,24E-05 | 1,95E-05 | 1,77E-05 | 1,64E-05 | 1,36E-05 |
| Baço | 0,00E+00 | 9,34E-07 | 8,59E-06 | 2,65E-05 | 2,99E-05 | 2,47E-05 | 2,24E-05 | 2,06E-05 | 1,85E-05 | 1,71E-05 | 1,59E-05 | 1,32E-05 |
| Estômago | 0,00E+00 | 3,63E-09 | 3,43E-07 | 1,97E-06 | 2,47E-06 | 1,91E-06 | 1,69E-06 | 1,53E-06 | 1,38E-06 | 1,23E-06 | 1,19E-06 | 9,80E-07 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,99E-09 | 6,83E-08 | 1,54E-07 | 2,19E-07 | 3,16E-07 | 3,40E-07 | 3,74E-07 | 4,10E-07 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,40E-08 | 5,48E-07 | 2,78E-06 | 3,39E-06 | 3,43E-06 | 3,60E-06 | 3,24E-06 | 3,18E-06 | 3,19E-06 | 2,68E-06 |

Tabela A2. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: DIAFRAGMA

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 7,06E-06 | 3,17E-05 | 5,04E-05 | 5,52E-05 | 4,57E-05 | 3,45E-05 | 3,16E-05 | 3,11E-05 | 2,96E-05 | 2,53E-05 | 2,45E-05 | 1,96E-05 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,00E-09 | 8,74E-08 | 2,84E-07 | 4,30E-07 | 5,64E-07 | 6,54E-07 | 6,90E-07 | 7,68E-07 | 7,32E-07 |
| Bolsa de sangue | 4,86E-06 | 1,26E-05 | 2,07E-05 | 2,79E-05 | 2,39E-05 | 1,80E-05 | 1,64E-05 | 1,52E-05 | 1,37E-05 | 1,26E-05 | 1,17E-05 | 9,47E-06 |
| Medula óssea | 3,92E-07 | 1,09E-06 | 2,48E-06 | 8,09E-06 | 1,26E-05 | 8,87E-06 | 5,96E-06 | 4,53E-06 | 3,94E-06 | 3,58E-06 | 3,32E-06 | 2,76E-06 |
| Cólon | 1,13E-06 | 2,88E-06 | 5,26E-06 | 9,39E-06 | 1,12E-05 | 9,99E-06 | 9,20E-06 | 8,62E-06 | 7,94E-06 | 7,39E-06 | 6,98E-06 | 5,84E-06 |
| Diafragma | 2,64E-03 | 1,74E-03 | 1,07E-03 | 4,65E-04 | 1,78E-04 | 1,14E-04 | 1,20E-04 | 1,23E-04 | 1,08E-04 | 9,20E-05 | 7,96E-05 | 5,03E-05 |
| Esôfago | 7,51E-06 | 2,70E-05 | 4,75E-05 | 5,57E-05 | 3,88E-05 | 2,86E-05 | 2,60E-05 | 2,39E-05 | 2,10E-05 | 1,96E-05 | 1,83E-05 | 1,45E-05 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,05E-06 | 1,32E-05 | 2,27E-05 | 2,00E-05 | 1,75E-05 | 1,57E-05 | 1,44E-05 | 1,33E-05 | 1,24E-05 | 1,01E-05 |
| Coração | 7,21E-06 | 2,35E-05 | 4,29E-05 | 5,79E-05 | 4,56E-05 | 3,23E-05 | 2,94E-05 | 2,75E-05 | 2,47E-05 | 2,26E-05 | 2,08E-05 | 1,68E-05 |
| Rins | 1,36E-07 | 1,76E-06 | 6,09E-06 | 1,38E-05 | 1,66E-05 | 1,49E-05 | 1,39E-05 | 1,29E-05 | 1,17E-05 | 1,08E-05 | 1,01E-05 | 8,35E-06 |
| Lesão | 0,00E+00 | 9,76E-07 | 8,06E-06 | 2,93E-05 | 3,10E-05 | 2,42E-05 | 2,20E-05 | 2,04E-05 | 1,82E-05 | 1,68E-05 | 1,58E-05 | 1,30E-05 |
| Fígado | 2,76E-05 | 6,19E-05 | 8,12E-05 | 7,94E-05 | 5,32E-05 | 3,70E-05 | 3,46E-05 | 3,32E-05 | 3,04E-05 | 2,78E-05 | 2,58E-05 | 2,05E-05 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,29E-08 | 1,18E-07 | 1,73E-07 | 2,21E-07 | 2,55E-07 | 2,73E-07 | 2,81E-07 | 3,06E-07 |
| Pulmões | 4,72E-05 | 9,55E-05 | 1,06E-04 | 7,72E-05 | 4,21E-05 | 2,81E-05 | 2,62E-05 | 2,45E-05 | 2,19E-05 | 1,99E-05 | 1,82E-05 | 1,41E-05 |
| Pâncreas | 1,11E-06 | 8,23E-06 | 2,20E-05 | 4,13E-05 | 4,06E-05 | 3,17E-05 | 2,83E-05 | 2,59E-05 | 2,32E-05 | 2,14E-05 | 2,01E-05 | 1,66E-05 |
| Pélvis | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,68E-09 | 2,93E-07 | 9,03E-07 | 9,52E-07 | 8,62E-07 | 8,52E-07 | 8,46E-07 | 8,42E-07 | 8,18E-07 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,09E-08 | 1,15E-07 | 1,38E-07 | 2,89E-07 | 3,67E-07 | 4,39E-07 | 5,06E-07 | 4,36E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,08E-09 | 9,79E-08 | 1,84E-07 | 3,00E-07 | 4,14E-07 | 4,66E-07 | 4,70E-07 | 5,21E-07 |
| Costela/esterno | 5,06E-06 | 1,96E-05 | 4,25E-05 | 7,16E-05 | 6,33E-05 | 3,39E-05 | 2,10E-05 | 1,55E-05 | 1,32E-05 | 1,19E-05 | 1,10E-05 | 8,86E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 6,28E-07 | 1,47E-06 | 2,15E-06 | 3,38E-06 | 4,42E-06 | 4,55E-06 | 4,51E-06 | 4,33E-06 | 4,03E-06 | 3,77E-06 | 3,56E-06 | 3,01E-06 |
| Pele+gordura | 2,17E-06 | 4,30E-06 | 5,08E-06 | 5,56E-06 | 5,67E-06 | 5,20E-06 | 5,04E-06 | 4,87E-06 | 4,55E-06 | 4,26E-06 | 4,01E-06 | 3,36E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 1,04E-08 | 4,81E-07 | 4,48E-06 | 8,72E-06 | 8,70E-06 | 7,96E-06 | 7,40E-06 | 6,78E-06 | 6,35E-06 | 5,98E-06 | 5,05E-06 |
| Corda espinhal | 0,00E+00 | 1,57E-09 | 1,84E-07 | 5,56E-06 | 1,99E-05 | 1,84E-05 | 1,29E-05 | 9,83E-06 | 8,52E-06 | 7,81E-06 | 7,27E-06 | 6,11E-06 |
| Espinha | 7,23E-07 | 4,39E-06 | 1,11E-05 | 2,24E-05 | 2,82E-05 | 2,00E-05 | 1,35E-05 | 1,01E-05 | 8,73E-06 | 7,95E-06 | 7,41E-06 | 6,14E-06 |
| Baço | 2,59E-05 | 6,07E-05 | 8,12E-05 | 7,61E-05 | 4,89E-05 | 3,40E-05 | 3,23E-05 | 3,13E-05 | 2,88E-05 | 2,64E-05 | 2,45E-05 | 1,92E-05 |
| Estômago | 2,45E-05 | 6,39E-05 | 9,70E-05 | 1,06E-04 | 7,16E-05 | 4,81E-05 | 4,46E-05 | 4,26E-05 | 3,89E-05 | 3,56E-05 | 3,28E-05 | 2,64E-05 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,53E-10 | 2,91E-08 | 6,24E-08 | 1,19E-07 | 1,74E-07 | 2,08E-07 | 2,20E-07 | 2,39E-07 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,07E-07 | 4,40E-06 | 9,44E-06 | 1,05E-05 | 1,03E-05 | 9,12E-06 | 8,04E-06 | 7,28E-06 | 7,13E-06 | 5,83E-06 |

Tabela A3. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ESÓFAGO

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|--|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 | |
| Adrenais | 0,00E+00 | 7,03E-07 | 9,82E-06 | 3,77E-05 | 3,77E-05 | 2,90E-05 | 2,66E-05 | 2,46E-05 | 2,12E-05 | 1,95E-05 | 1,82E-05 | 1,33E-05 | |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,26E-08 | 1,67E-07 | 2,56E-07 | 3,70E-07 | 4,83E-07 | 4,82E-07 | 4,78E-07 | 4,75E-07 | |
| Bolsa de sangue | 3,20E-05 | 9,59E-05 | 1,43E-04 | 1,34E-04 | 7,58E-05 | 4,84E-05 | 4,66E-05 | 4,60E-05 | 4,21E-05 | 3,85E-05 | 3,57E-05 | 2,82E-05 | |
| Medula óssea | 1,82E-08 | 5,41E-07 | 5,13E-06 | 2,73E-05 | 3,49E-05 | 1,89E-05 | 1,27E-05 | 1,06E-05 | 9,55E-06 | 8,78E-06 | 8,15E-06 | 6,87E-06 | |
| Cólon | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,10E-08 | 1,31E-06 | 4,06E-06 | 4,63E-06 | 4,39E-06 | 4,05E-06 | 3,78E-06 | 3,56E-06 | 3,44E-06 | 2,93E-06 | |
| Diafragma | 7,76E-06 | 2,87E-05 | 5,13E-05 | 5,90E-05 | 4,25E-05 | 3,01E-05 | 2,75E-05 | 2,57E-05 | 2,31E-05 | 2,10E-05 | 1,95E-05 | 1,56E-05 | |
| Esôfago | 2,06E-02 | 1,34E-02 | 7,86E-03 | 3,03E-03 | 1,00E-03 | 6,21E-04 | 6,82E-04 | 7,13E-04 | 6,17E-04 | 5,11E-04 | 4,27E-04 | 2,35E-04 | |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 1,90E-08 | 4,88E-07 | 8,04E-06 | 1,64E-05 | 1,39E-05 | 1,24E-05 | 1,14E-05 | 1,03E-05 | 8,77E-06 | 8,75E-06 | 7,21E-06 | |
| Coração | 4,12E-05 | 9,61E-05 | 1,29E-04 | 1,30E-04 | 8,31E-05 | 5,47E-05 | 5,15E-05 | 4,99E-05 | 4,56E-05 | 4,18E-05 | 3,87E-05 | 3,07E-05 | |
| Rins | 0,00E+00 | 7,40E-09 | 5,35E-07 | 5,47E-06 | 1,01E-05 | 1,01E-05 | 9,51E-06 | 8,78E-06 | 7,95E-06 | 7,27E-06 | 6,84E-06 | 5,68E-06 | |
| Lesão | 0,00E+00 | 1,37E-08 | 9,03E-07 | 8,35E-06 | 1,36E-05 | 1,29E-05 | 1,17E-05 | 1,01E-05 | 8,83E-06 | 8,33E-06 | 7,71E-06 | 6,47E-06 | |
| Fígado | 3,99E-06 | 1,03E-05 | 1,75E-05 | 2,65E-05 | 2,46E-05 | 1,91E-05 | 1,73E-05 | 1,59E-05 | 1,43E-05 | 1,31E-05 | 1,22E-05 | 9,92E-06 | |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,82E-09 | 1,74E-07 | 8,02E-07 | 7,64E-07 | 5,93E-07 | 5,36E-07 | 5,18E-07 | 5,29E-07 | 5,16E-07 | 4,85E-07 | |
| Pulmões | 1,94E-05 | 4,92E-05 | 8,06E-05 | 8,73E-05 | 5,55E-05 | 3,71E-05 | 3,44E-05 | 3,22E-05 | 2,88E-05 | 2,62E-05 | 2,42E-05 | 1,96E-05 | |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 3,47E-07 | 9,28E-06 | 3,65E-05 | 3,86E-05 | 2,88E-05 | 2,51E-05 | 2,27E-05 | 2,06E-05 | 1,89E-05 | 1,72E-05 | 1,42E-05 | |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,04E-09 | 1,50E-07 | 5,44E-07 | 6,02E-07 | 5,58E-07 | 5,69E-07 | 5,75E-07 | 5,83E-07 | 5,75E-07 | |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,53E-08 | 6,16E-08 | 1,13E-07 | 1,54E-07 | 1,86E-07 | 2,62E-07 | 3,08E-07 | 2,71E-07 | |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,12E-09 | 5,06E-08 | 1,12E-07 | 1,95E-07 | 2,18E-07 | 2,65E-07 | 3,14E-07 | 3,18E-07 | |
| Costela/esterno | 6,48E-10 | 2,76E-07 | 5,09E-06 | 3,20E-05 | 4,84E-05 | 3,07E-05 | 1,87E-05 | 1,33E-05 | 1,13E-05 | 1,02E-05 | 9,35E-06 | 7,60E-06 | |
| Músculos (esqueleto) | 2,80E-07 | 5,31E-07 | 7,70E-07 | 1,87E-06 | 3,54E-06 | 4,01E-06 | 3,99E-06 | 3,84E-06 | 3,57E-06 | 3,34E-06 | 3,15E-06 | 2,66E-06 | |
| Pele+gordura | 4,34E-06 | 7,66E-06 | 7,50E-06 | 5,48E-06 | 4,58E-06 | 4,29E-06 | 4,26E-06 | 4,17E-06 | 3,91E-06 | 3,66E-06 | 3,43E-06 | 2,82E-06 | |
| Intestino | 0,00E+00 | 7,05E-10 | 1,35E-07 | 2,13E-06 | 5,00E-06 | 5,39E-06 | 5,07E-06 | 4,68E-06 | 4,34E-06 | 4,05E-06 | 3,84E-06 | 3,26E-06 | |
| Corda espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,35E-08 | 5,65E-06 | 3,23E-05 | 2,85E-05 | 1,97E-05 | 1,60E-05 | 1,44E-05 | 1,33E-05 | 1,25E-05 | 1,04E-05 | |
| Espinha | 1,16E-05 | 4,17E-05 | 7,54E-05 | 9,40E-05 | 7,31E-05 | 3,88E-05 | 2,60E-05 | 2,18E-05 | 1,97E-05 | 1,81E-05 | 1,68E-05 | 1,37E-05 | |
| Baço | 0,00E+00 | 1,38E-07 | 2,41E-06 | 1,30E-05 | 1,83E-05 | 1,58E-05 | 1,43E-05 | 1,29E-05 | 1,15E-05 | 1,06E-05 | 9,72E-06 | 8,01E-06 | |
| Estômago | 0,00E+00 | 3,46E-07 | 2,12E-06 | 4,69E-06 | 3,77E-06 | 2,54E-06 | 2,30E-06 | 2,12E-06 | 1,89E-06 | 1,74E-06 | 1,58E-06 | 1,28E-06 | |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,28E-09 | 1,23E-08 | 3,57E-08 | 7,50E-08 | 1,41E-07 | 1,46E-07 | 1,62E-07 | 1,94E-07 | |
| Traquéia | 3,13E-04 | 7,23E-04 | 8,11E-04 | 5,12E-04 | 2,21E-04 | 1,34E-04 | 1,38E-04 | 1,44E-04 | 1,33E-04 | 1,21E-04 | 1,12E-04 | 8,29E-05 | |

Tabela A4. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: VESÍCULA BILIAR

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 2,54E-05 | 2,55E-04 | 5,34E-04 | 5,27E-04 | 2,83E-04 | 1,65E-04 | 1,57E-04 | 1,52E-04 | 1,41E-04 | 1,29E-04 | 1,19E-04 | 9,28E-05 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,59E-08 | 5,11E-07 | 1,32E-06 | 1,53E-06 | 1,72E-06 | 1,69E-06 | 1,72E-06 | 1,68E-06 | 1,53E-06 |
| Bolsa de sangue | 2,49E-06 | 1,54E-05 | 3,36E-05 | 4,35E-05 | 3,22E-05 | 2,27E-05 | 2,09E-05 | 1,95E-05 | 1,77E-05 | 1,63E-05 | 1,52E-05 | 1,24E-05 |
| Medula óssea | 0,00E+00 | 2,48E-09 | 3,36E-07 | 6,24E-06 | 1,75E-05 | 1,50E-05 | 1,03E-05 | 7,61E-06 | 6,51E-06 | 5,98E-06 | 5,59E-06 | 4,77E-06 |
| Cólon | 9,29E-06 | 3,47E-05 | 6,94E-05 | 9,59E-05 | 7,20E-05 | 4,81E-05 | 4,29E-05 | 3,99E-05 | 3,60E-05 | 3,30E-05 | 3,05E-05 | 2,47E-05 |
| Diafragma | 0,00E+00 | 6,97E-09 | 9,93E-07 | 1,24E-05 | 2,18E-05 | 1,93E-05 | 1,73E-05 | 1,57E-05 | 1,42E-05 | 1,31E-05 | 1,23E-05 | 1,03E-05 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,37E-07 | 8,16E-06 | 1,59E-05 | 1,40E-05 | 1,24E-05 | 1,14E-05 | 1,04E-05 | 9,48E-06 | 9,10E-06 | 7,38E-06 |
| Vesícula biliar | 3,90E-02 | 2,77E-02 | 1,73E-02 | 6,97E-03 | 2,34E-03 | 1,41E-03 | 1,53E-03 | 1,59E-03 | 1,40E-03 | 1,18E-03 | 1,00E-03 | 5,69E-04 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,48E-08 | 2,81E-06 | 9,01E-06 | 9,85E-06 | 8,80E-06 | 8,00E-06 | 7,36E-06 | 6,81E-06 | 6,43E-06 | 5,38E-06 |
| Rins | 9,89E-06 | 3,50E-05 | 6,51E-05 | 8,53E-05 | 6,45E-05 | 4,50E-05 | 4,09E-05 | 3,79E-05 | 3,41E-05 | 3,12E-05 | 2,89E-05 | 2,34E-05 |
| Lesão | 0,00E+00 | 8,03E-06 | 5,30E-05 | 1,08E-04 | 9,01E-05 | 6,08E-05 | 5,34E-05 | 4,85E-05 | 4,38E-05 | 3,96E-05 | 3,71E-05 | 3,02E-05 |
| Fígado | 8,07E-06 | 3,60E-05 | 7,94E-05 | 1,22E-04 | 9,59E-05 | 6,39E-05 | 5,68E-05 | 5,25E-05 | 4,72E-05 | 4,31E-05 | 3,98E-05 | 3,23E-05 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,66E-09 | 2,14E-07 | 7,82E-07 | 9,27E-07 | 8,82E-07 | 8,60E-07 | 8,85E-07 | 9,04E-07 | 8,97E-07 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,12E-07 | 3,15E-06 | 7,76E-06 | 8,06E-06 | 7,47E-06 | 6,79E-06 | 6,16E-06 | 5,74E-06 | 5,38E-06 | 4,56E-06 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 4,89E-07 | 1,31E-05 | 6,76E-05 | 7,36E-05 | 5,33E-05 | 4,58E-05 | 4,12E-05 | 3,68E-05 | 3,36E-05 | 3,10E-05 | 2,55E-05 |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,20E-10 | 2,25E-07 | 2,20E-06 | 3,77E-06 | 3,20E-06 | 2,45E-06 | 2,14E-06 | 2,03E-06 | 1,93E-06 | 1,73E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,57E-08 | 5,79E-08 | 4,32E-07 | 5,90E-07 | 7,29E-07 | 8,95E-07 | 7,33E-07 | 7,68E-07 | 8,34E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,33E-08 | 4,04E-07 | 6,90E-07 | 8,68E-07 | 1,05E-06 | 1,04E-06 | 1,06E-06 | 9,98E-07 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 1,60E-10 | 1,70E-07 | 6,71E-06 | 2,05E-05 | 1,75E-05 | 1,11E-05 | 7,48E-06 | 6,23E-06 | 5,63E-06 | 5,22E-06 | 4,36E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 0,00E+00 | 1,81E-09 | 1,11E-07 | 1,40E-06 | 3,46E-06 | 4,12E-06 | 4,08E-06 | 3,90E-06 | 3,67E-06 | 3,47E-06 | 3,32E-06 | 2,86E-06 |
| Pele+gordura | 5,33E-06 | 1,09E-05 | 1,19E-05 | 9,87E-06 | 7,91E-06 | 6,84E-06 | 6,58E-06 | 6,34E-06 | 5,89E-06 | 5,49E-06 | 5,15E-06 | 4,25E-06 |
| Intestino | 8,31E-06 | 2,64E-05 | 4,35E-05 | 4,96E-05 | 3,87E-05 | 2,83E-05 | 2,59E-05 | 2,39E-05 | 2,17E-05 | 1,99E-05 | 1,84E-05 | 1,48E-05 |
| Cordeira espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,40E-09 | 1,70E-06 | 1,65E-05 | 2,05E-05 | 1,49E-05 | 1,08E-05 | 9,32E-06 | 8,52E-06 | 7,93E-06 | 6,71E-06 |
| Espinha | 0,00E+00 | 5,69E-08 | 1,97E-06 | 1,59E-05 | 3,10E-05 | 2,52E-05 | 1,68E-05 | 1,20E-05 | 1,02E-05 | 9,27E-06 | 8,66E-06 | 7,23E-06 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,49E-09 | 8,87E-07 | 4,99E-06 | 6,95E-06 | 6,75E-06 | 6,32E-06 | 5,86E-06 | 5,47E-06 | 5,13E-06 | 4,38E-06 |
| Estômago | 0,00E+00 | 1,22E-09 | 4,91E-07 | 9,76E-06 | 2,12E-05 | 1,95E-05 | 1,70E-05 | 1,51E-05 | 1,34E-05 | 1,24E-05 | 1,18E-05 | 9,84E-06 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,13E-08 | 1,27E-07 | 1,90E-07 | 2,95E-07 | 4,00E-07 | 4,52E-07 | 5,21E-07 | 5,23E-07 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,61E-07 | 2,20E-06 | 3,44E-06 | 3,76E-06 | 3,60E-06 | 3,52E-06 | 3,49E-06 | 3,58E-06 | 3,22E-06 |

Tabela A5. Frações Absorvidas Específicas (g⁻¹) como função da energia (MeV) - Fonte: RINS

| | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | | | | | |
|------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|--|--|--|--|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 | | | | |
| Alvo | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 | | | | |
| Adrenais | 8,05E-05 | 1,94E-04 | 2,44E-04 | 2,01E-04 | 1,18E-04 | 7,55E-05 | 7,25E-05 | 6,91E-05 | 6,22E-05 | 5,96E-05 | 5,51E-05 | 4,25E-05 | | | | |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,03E-08 | 4,38E-07 | 1,27E-06 | 1,59E-06 | 1,69E-06 | 1,77E-06 | 1,73E-06 | 1,70E-06 | 1,56E-06 | | | | |
| Bolsa de sangue | 2,58E-07 | 1,08E-06 | 3,40E-06 | 8,19E-06 | 1,05E-05 | 9,70E-06 | 9,12E-06 | 8,51E-06 | 7,78E-06 | 7,22E-06 | 6,74E-06 | 5,64E-06 | | | | |
| Bolha de sêsea | 5,99E-10 | 1,30E-07 | 1,29E-06 | 9,47E-06 | 2,06E-05 | 1,67E-05 | 1,15E-05 | 8,70E-06 | 7,51E-06 | 6,84E-06 | 6,40E-06 | 5,39E-06 | | | | |
| Côlon | 2,82E-06 | 9,05E-06 | 1,65E-05 | 2,42E-05 | 2,29E-05 | 1,84E-05 | 1,67E-05 | 1,53E-05 | 1,38E-05 | 1,27E-05 | 1,18E-05 | 9,75E-06 | | | | |
| Diaphragma | 1,49E-07 | 1,88E-06 | 6,09E-06 | 1,39E-05 | 1,63E-05 | 1,47E-05 | 1,37E-05 | 1,28E-05 | 1,15E-05 | 1,07E-05 | 1,01E-05 | 8,29E-06 | | | | |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,01E-07 | 5,52E-06 | 9,99E-06 | 9,68E-06 | 9,47E-06 | 8,51E-06 | 7,60E-06 | 7,05E-06 | 6,55E-06 | 5,65E-06 | | | | |
| vesícula biliar | 9,63E-06 | 3,35E-05 | 6,57E-05 | 8,62E-05 | 6,68E-05 | 4,55E-05 | 4,06E-05 | 3,73E-05 | 3,35E-05 | 3,12E-05 | 2,91E-05 | 2,34E-05 | | | | |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,14E-08 | 1,61E-06 | 5,26E-06 | 6,37E-06 | 6,07E-06 | 5,57E-06 | 5,07E-06 | 4,73E-06 | 4,52E-06 | 3,86E-06 | | | | |
| Rins | 1,81E-03 | 1,52E-03 | 1,18E-03 | 6,41E-04 | 2,71E-04 | 1,65E-04 | 1,67E-04 | 1,68E-04 | 1,51E-04 | 1,34E-04 | 1,19E-04 | 8,32E-05 | | | | |
| Lesão | 1,76E-06 | 1,27E-05 | 3,97E-05 | 6,91E-05 | 5,42E-05 | 3,81E-05 | 3,46E-05 | 3,20E-05 | 2,85E-05 | 2,63E-05 | 2,43E-05 | 1,96E-05 | | | | |
| Fígado | 3,30E-06 | 1,03E-05 | 2,04E-05 | 3,26E-05 | 3,00E-05 | 2,32E-05 | 2,10E-05 | 1,93E-05 | 1,74E-05 | 1,61E-05 | 1,49E-05 | 1,22E-05 | | | | |
| ssos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,52E-09 | 1,63E-07 | 6,36E-07 | 7,65E-07 | 7,24E-07 | 7,38E-07 | 7,52E-07 | 7,34E-07 | 7,26E-07 | | | | |
| Pulmões | 0,00E+00 | 2,88E-08 | 5,55E-07 | 3,63E-06 | 6,50E-06 | 6,81E-06 | 6,53E-06 | 6,06E-06 | 5,53E-06 | 5,18E-06 | 4,84E-06 | 4,12E-06 | | | | |
| Pâncreas | 1,40E-05 | 3,84E-05 | 6,33E-05 | 7,81E-05 | 5,86E-05 | 4,35E-05 | 3,94E-05 | 3,69E-05 | 3,26E-05 | 3,01E-05 | 2,83E-05 | 2,24E-05 | | | | |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,56E-08 | 1,00E-06 | 4,15E-06 | 5,34E-06 | 4,22E-06 | 3,17E-06 | 2,73E-06 | 2,55E-06 | 2,40E-06 | 2,13E-06 | | | | |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,66E-08 | 7,22E-08 | 4,20E-07 | 6,68E-07 | 8,02E-07 | 9,08E-07 | 9,33E-07 | 8,89E-07 | 8,09E-07 | | | | |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,35E-07 | 6,14E-07 | 9,46E-07 | 1,06E-06 | 1,18E-06 | 1,19E-06 | 1,27E-06 | 1,13E-06 | | | | |
| stela/esterno | 1,76E-07 | 1,97E-06 | 8,05E-06 | 2,28E-05 | 2,76E-05 | 1,79E-05 | 1,13E-05 | 8,09E-06 | 6,90E-06 | 6,27E-06 | 5,83E-06 | 4,88E-06 | | | | |
| Músculos (esqueleto) | 2,11E-07 | 1,04E-06 | 2,90E-06 | 5,92E-06 | 6,67E-06 | 6,08E-06 | 5,86E-06 | 5,59E-06 | 5,19E-06 | 4,86E-06 | 4,58E-06 | 3,87E-06 | | | | |
| ele+gordura | 2,45E-06 | 5,56E-06 | 7,56E-06 | 8,60E-06 | 8,00E-06 | 6,96E-06 | 6,62E-06 | 6,32E-06 | 5,87E-06 | 5,48E-06 | 5,17E-06 | 4,31E-06 | | | | |
| Intestino | 1,60E-06 | 6,70E-06 | 1,61E-05 | 2,97E-05 | 2,89E-05 | 2,26E-05 | 2,04E-05 | 1,86E-05 | 1,68E-05 | 1,54E-05 | 1,43E-05 | 1,18E-05 | | | | |
| oporta espinhal | 0,00E+00 | 1,89E-09 | 3,35E-07 | 1,03E-05 | 3,65E-05 | 3,19E-05 | 2,20E-05 | 1,64E-05 | 1,44E-05 | 1,29E-05 | 1,21E-05 | 1,01E-05 | | | | |
| Espinha | 4,97E-08 | 2,11E-06 | 1,13E-05 | 3,75E-05 | 5,18E-05 | 3,51E-05 | 2,28E-05 | 1,68E-05 | 1,45E-05 | 1,32E-05 | 1,22E-05 | 1,01E-05 | | | | |
| Baço | 6,28E-06 | 2,18E-05 | 4,60E-05 | 6,80E-05 | 5,18E-05 | 3,62E-05 | 3,31E-05 | 3,11E-05 | 2,80E-05 | 2,57E-05 | 2,39E-05 | 1,94E-05 | | | | |
| Estômago | 5,02E-07 | 2,57E-06 | 8,25E-06 | 2,02E-05 | 2,37E-05 | 1,99E-05 | 1,79E-05 | 1,64E-05 | 1,47E-05 | 1,36E-05 | 1,26E-05 | 1,04E-05 | | | | |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,09E-08 | 1,16E-07 | 2,12E-07 | 3,04E-07 | 3,71E-07 | 4,11E-07 | 4,12E-07 | 5,00E-07 | | | | |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,91E-07 | 9,88E-07 | 1,96E-06 | 2,09E-06 | 2,21E-06 | 2,00E-06 | 1,94E-06 | 1,92E-06 | 1,70E-06 | | | | |

Tabela A6. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: FIGADO

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 9,11E-06 | 2,49E-05 | 4,37E-05 | 6,40E-05 | 5,97E-05 | 4,31E-05 | 3,96E-05 | 3,64E-05 | 3,31E-05 | 3,16E-05 | 2,76E-05 | 2,31E-05 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,47E-08 | 1,97E-07 | 6,20E-07 | 7,84E-07 | 9,80E-07 | 1,08E-06 | 1,06E-06 | 1,11E-06 | 9,92E-07 |
| Bolsa de sangue | 1,85E-06 | 5,40E-06 | 1,06E-05 | 1,87E-05 | 1,87E-05 | 1,47E-05 | 1,33E-05 | 1,23E-05 | 1,11E-05 | 1,02E-05 | 9,54E-06 | 7,90E-06 |
| Medula óssea | 0,00E+00 | 2,17E-08 | 2,89E-07 | 3,16E-06 | 9,06E-06 | 8,41E-06 | 5,92E-06 | 4,42E-06 | 3,87E-06 | 3,57E-06 | 3,34E-06 | 2,86E-06 |
| Cólon | 2,33E-06 | 6,99E-06 | 1,39E-05 | 2,49E-05 | 2,56E-05 | 1,97E-05 | 1,76E-05 | 1,61E-05 | 1,45E-05 | 1,34E-05 | 1,25E-05 | 1,02E-05 |
| Diafragma | 2,76E-05 | 6,26E-05 | 8,11E-05 | 7,91E-05 | 5,29E-05 | 3,67E-05 | 3,45E-05 | 3,31E-05 | 3,04E-05 | 2,79E-05 | 2,58E-05 | 2,04E-05 |
| Esôfago | 4,08E-06 | 1,02E-05 | 1,81E-05 | 2,69E-05 | 2,45E-05 | 1,88E-05 | 1,70E-05 | 1,56E-05 | 1,39E-05 | 1,24E-05 | 1,14E-05 | 9,63E-06 |
| Vesícula biliar | 8,54E-06 | 3,66E-05 | 7,91E-05 | 1,21E-04 | 9,46E-05 | 6,42E-05 | 5,71E-05 | 5,15E-05 | 4,67E-05 | 4,21E-05 | 3,90E-05 | 3,17E-05 |
| Coração | 1,64E-06 | 5,69E-06 | 1,19E-05 | 2,14E-05 | 2,20E-05 | 1,73E-05 | 1,57E-05 | 1,44E-05 | 1,30E-05 | 1,20E-05 | 1,12E-05 | 9,28E-06 |
| Rins | 3,25E-06 | 1,04E-05 | 2,03E-05 | 3,25E-05 | 3,00E-05 | 2,31E-05 | 2,10E-05 | 1,95E-05 | 1,76E-05 | 1,61E-05 | 1,49E-05 | 1,23E-05 |
| Lesão | 5,46E-05 | 1,44E-04 | 2,15E-04 | 2,15E-04 | 1,32E-04 | 8,33E-05 | 7,66E-05 | 7,39E-05 | 6,69E-05 | 6,05E-05 | 5,64E-05 | 4,38E-05 |
| Fígado | 4,91E-04 | 4,50E-04 | 3,91E-04 | 2,67E-04 | 1,42E-04 | 9,01E-05 | 8,63E-05 | 8,41E-05 | 7,58E-05 | 6,81E-05 | 6,19E-05 | 4,64E-05 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,83E-08 | 1,84E-07 | 4,70E-07 | 5,17E-07 | 4,99E-07 | 5,18E-07 | 5,13E-07 | 5,31E-07 | 5,34E-07 |
| Pulmões | 1,27E-06 | 5,31E-06 | 1,23E-05 | 2,02E-05 | 1,84E-05 | 1,42E-05 | 1,29E-05 | 1,19E-05 | 1,07E-05 | 9,88E-06 | 9,17E-06 | 7,58E-06 |
| Pâncreas | 2,13E-07 | 3,65E-06 | 1,58E-05 | 3,61E-05 | 3,79E-05 | 2,88E-05 | 2,54E-05 | 2,34E-05 | 2,10E-05 | 1,96E-05 | 1,81E-05 | 1,47E-05 |
| Pênis | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,99E-10 | 1,29E-07 | 1,13E-06 | 2,08E-06 | 1,85E-06 | 1,48E-06 | 1,36E-06 | 1,30E-06 | 1,26E-06 | 1,16E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,42E-08 | 1,89E-07 | 2,94E-07 | 4,17E-07 | 5,45E-07 | 5,54E-07 | 5,77E-07 | 6,57E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,92E-08 | 2,04E-07 | 3,76E-07 | 4,96E-07 | 6,08E-07 | 6,48E-07 | 6,45E-07 | 6,61E-07 |
| Costela/esterno | 1,57E-06 | 7,07E-06 | 1,92E-05 | 4,52E-05 | 4,96E-05 | 2,84E-05 | 1,73E-05 | 1,26E-05 | 1,07E-05 | 9,71E-06 | 9,01E-06 | 7,41E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 2,22E-07 | 6,91E-07 | 1,36E-06 | 2,72E-06 | 3,92E-06 | 4,04E-06 | 3,98E-06 | 3,83E-06 | 3,59E-06 | 3,38E-06 | 3,21E-06 | 2,74E-06 |
| Pele+gordura | 6,42E-07 | 1,50E-06 | 2,39E-06 | 4,04E-06 | 5,19E-06 | 4,94E-06 | 4,71E-06 | 4,51E-06 | 4,21E-06 | 3,96E-06 | 3,74E-06 | 3,18E-06 |
| Intestino | 3,05E-08 | 1,91E-07 | 1,05E-06 | 5,17E-06 | 9,25E-06 | 9,06E-06 | 8,25E-06 | 7,54E-06 | 6,89E-06 | 6,43E-06 | 6,04E-06 | 5,10E-06 |
| Corde espinhal | 0,00E+00 | 1,57E-09 | 2,65E-08 | 1,80E-06 | 1,12E-05 | 1,35E-05 | 9,80E-06 | 7,38E-06 | 6,44E-06 | 5,97E-06 | 5,52E-06 | 4,65E-06 |
| Espinha | 7,63E-09 | 2,58E-07 | 1,55E-06 | 7,99E-06 | 1,72E-05 | 1,53E-05 | 1,05E-05 | 7,57E-06 | 6,46E-06 | 5,91E-06 | 5,53E-06 | 4,69E-06 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,72E-08 | 1,37E-06 | 4,38E-06 | 5,75E-06 | 5,47E-06 | 5,19E-06 | 4,82E-06 | 4,59E-06 | 4,39E-06 | 3,77E-06 |
| Estômago | 3,95E-06 | 1,18E-05 | 2,20E-05 | 3,20E-05 | 2,88E-05 | 2,19E-05 | 1,99E-05 | 1,82E-05 | 1,67E-05 | 1,54E-05 | 1,43E-05 | 1,17E-05 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,72E-09 | 7,84E-08 | 1,22E-07 | 2,01E-07 | 2,99E-07 | 3,45E-07 | 3,51E-07 | 3,82E-07 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,12E-07 | 1,25E-06 | 3,65E-06 | 4,48E-06 | 3,98E-06 | 3,57E-06 | 3,44E-06 | 3,18E-06 | 2,97E-06 | 2,75E-06 |

Tabela A7. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: PULMÕES

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 1,01E-07 | 1,15E-06 | 8,72E-06 | 1,41E-05 | 1,30E-05 | 1,10E-05 | 1,32E-05 | 9,45E-06 | 8,84E-06 | 7,33E-06 | 6,97E-06 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 9,00E-11 | 1,36E-08 | 1,20E-07 | 2,10E-07 | 3,54E-07 | 3,75E-07 | 4,02E-07 | 4,58E-07 | 4,49E-07 |
| Bolsa de sangue | 6,10E-06 | 1,93E-05 | 3,43E-05 | 4,09E-05 | 2,90E-05 | 2,04E-05 | 1,63E-05 | 1,50E-05 | 1,62E-05 | 1,48E-05 | 1,37E-05 | 1,10E-05 |
| Medula óssea | 3,50E-08 | 2,76E-07 | 2,04E-06 | 1,05E-05 | 1,50E-05 | 9,50E-06 | 5,82E-06 | 4,59E-06 | 4,53E-06 | 4,16E-06 | 3,86E-06 | 3,25E-06 |
| Cólon | 0,00E+00 | 2,19E-08 | 1,90E-07 | 1,15E-06 | 2,76E-06 | 3,34E-06 | 4,23E-06 | 4,04E-06 | 2,98E-06 | 2,80E-06 | 2,68E-06 | 2,32E-06 |
| Diafragma | 4,27E-05 | 8,69E-05 | 9,64E-05 | 7,03E-05 | 3,89E-05 | 2,74E-05 | 3,39E-05 | 3,26E-05 | 2,20E-05 | 1,99E-05 | 1,81E-05 | 1,37E-05 |
| Esôfago | 1,75E-05 | 4,41E-05 | 7,37E-05 | 8,03E-05 | 5,12E-05 | 3,65E-05 | 2,74E-05 | 2,58E-05 | 2,91E-05 | 2,59E-05 | 2,45E-05 | 1,96E-05 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,13E-07 | 3,12E-06 | 7,76E-06 | 8,22E-06 | 8,02E-06 | 7,05E-06 | 5,93E-06 | 5,26E-06 | 4,84E-06 | 4,20E-06 |
| Coração | 2,01E-05 | 4,65E-05 | 6,57E-05 | 6,82E-05 | 4,63E-05 | 3,21E-05 | 2,95E-05 | 2,74E-05 | 2,49E-05 | 2,27E-05 | 2,11E-05 | 1,66E-05 |
| Rins | 0,00E+00 | 2,96E-08 | 5,48E-07 | 3,40E-06 | 6,19E-06 | 6,82E-06 | 7,07E-06 | 6,63E-06 | 5,49E-06 | 5,14E-06 | 4,82E-06 | 4,06E-06 |
| Lesão | 0,00E+00 | 6,84E-08 | 1,40E-06 | 9,34E-06 | 1,28E-05 | 1,17E-05 | 1,15E-05 | 1,06E-05 | 8,56E-06 | 8,02E-06 | 7,31E-06 | 6,04E-06 |
| Fígado | 1,19E-06 | 4,75E-06 | 1,11E-05 | 1,85E-05 | 1,75E-05 | 1,42E-05 | 1,51E-05 | 1,40E-05 | 1,07E-05 | 9,80E-06 | 9,10E-06 | 7,41E-06 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,55E-08 | 3,88E-07 | 1,18E-06 | 9,39E-07 | 6,41E-07 | 5,82E-07 | 6,03E-07 | 6,09E-07 | 6,15E-07 | 5,51E-07 |
| Pulmões | 7,51E-04 | 5,94E-04 | 4,16E-04 | 1,96E-04 | 8,03E-05 | 5,02E-05 | 4,37E-05 | 4,23E-05 | 4,25E-05 | 3,69E-05 | 3,24E-05 | 2,15E-05 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 1,58E-08 | 6,08E-07 | 6,61E-06 | 1,16E-05 | 1,12E-05 | 1,17E-05 | 1,05E-05 | 8,18E-06 | 7,52E-06 | 6,87E-06 | 5,96E-06 |
| Pênis | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,70E-09 | 1,11E-07 | 4,20E-07 | 5,40E-07 | 5,15E-07 | 4,99E-07 | 5,10E-07 | 5,15E-07 | 5,05E-07 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,44E-08 | 1,16E-07 | 2,05E-07 | 1,73E-07 | 2,38E-07 | 2,73E-07 | 2,09E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,04E-09 | 5,06E-08 | 8,94E-08 | 1,59E-07 | 2,58E-07 | 2,60E-07 | 3,11E-07 | 2,92E-07 |
| Costela/esterno | 1,45E-05 | 4,57E-05 | 8,53E-05 | 1,15E-04 | 8,38E-05 | 3,98E-05 | 2,52E-05 | 2,00E-05 | 1,70E-05 | 1,53E-05 | 1,40E-05 | 1,10E-05 |
| Músculos | | | | | | | | | | | | |
| (esqueleto) | 7,54E-07 | 1,84E-06 | 2,99E-06 | 4,92E-06 | 5,55E-06 | 5,09E-06 | 4,97E-06 | 4,83E-06 | 4,48E-06 | 4,16E-06 | 3,89E-06 | 3,22E-06 |
| Pele+gordura | 1,04E-06 | 1,86E-06 | 2,41E-06 | 3,52E-06 | 4,24E-06 | 4,00E-06 | 4,22E-06 | 4,08E-06 | 3,52E-06 | 3,28E-06 | 3,10E-06 | 2,60E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,19E-08 | 9,10E-07 | 2,65E-06 | 3,36E-06 | 3,99E-06 | 3,76E-06 | 2,99E-06 | 2,81E-06 | 2,72E-06 | 2,31E-06 |
| Corda espinhal | 0,00E+00 | 3,12E-09 | 4,26E-07 | 1,01E-05 | 2,60E-05 | 1,99E-05 | 1,18E-05 | 9,28E-06 | 9,29E-06 | 8,48E-06 | 7,85E-06 | 6,58E-06 |
| Espinha | 2,97E-06 | 1,01E-05 | 2,09E-05 | 3,54E-05 | 3,63E-05 | 2,15E-05 | 1,22E-05 | 9,50E-06 | 9,89E-06 | 9,01E-06 | 8,36E-06 | 6,81E-06 |
| Baço | 4,06E-06 | 1,21E-05 | 2,18E-05 | 2,74E-05 | 2,16E-05 | 1,67E-05 | 1,93E-05 | 1,80E-05 | 1,28E-05 | 1,17E-05 | 1,08E-05 | 8,69E-06 |
| Estômago | 5,82E-07 | 3,07E-06 | 9,36E-06 | 1,89E-05 | 1,96E-05 | 1,57E-05 | 1,81E-05 | 1,68E-05 | 1,16E-05 | 1,06E-05 | 9,89E-06 | 8,01E-06 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,32E-10 | 1,24E-08 | 2,98E-08 | 7,44E-08 | 1,41E-07 | 1,49E-07 | 1,64E-07 | 1,91E-07 |
| Traquéia | 1,49E-05 | 4,23E-05 | 6,63E-05 | 6,95E-05 | 4,36E-05 | 2,98E-05 | 2,14E-05 | 2,01E-05 | 2,56E-05 | 2,36E-05 | 2,18E-05 | 1,67E-05 |

Tabela A8. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: PÂNCREAS

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|--|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 | |
| Adrenais | 3,75E-04 | 6,49E-04 | 6,95E-04 | 5,01E-04 | 2,59E-04 | 1,63E-04 | 1,54E-04 | 1,53E-04 | 1,38E-04 | 1,24E-04 | 1,14E-04 | 9,02E-05 | |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,46E-08 | 3,33E-07 | 9,22E-07 | 1,17E-06 | 1,34E-06 | 1,38E-06 | 1,38E-06 | 1,37E-06 | 1,27E-06 | |
| Bolsa de sangue | 6,64E-06 | 2,11E-05 | 3,93E-05 | 4,95E-05 | 3,68E-05 | 2,60E-05 | 2,39E-05 | 2,24E-05 | 2,03E-05 | 1,86E-05 | 1,72E-05 | 1,40E-05 | |
| Medula óssea | 0,00E+00 | 3,04E-08 | 1,24E-06 | 1,37E-05 | 2,78E-05 | 1,98E-05 | 1,31E-05 | 9,81E-06 | 8,55E-06 | 7,80E-06 | 7,18E-06 | 5,95E-06 | |
| Cólon | 1,68E-08 | 1,13E-06 | 7,18E-06 | 2,55E-05 | 3,09E-05 | 2,41E-05 | 2,12E-05 | 1,90E-05 | 1,71E-05 | 1,57E-05 | 1,44E-05 | 1,19E-05 | |
| Diafragma | 1,23E-06 | 8,25E-06 | 2,21E-05 | 4,12E-05 | 4,03E-05 | 3,09E-05 | 2,79E-05 | 2,56E-05 | 2,32E-05 | 2,13E-05 | 1,96E-05 | 1,61E-05 | |
| Esôfago | 0,00E+00 | 3,43E-07 | 9,28E-06 | 3,68E-05 | 3,85E-05 | 2,77E-05 | 2,47E-05 | 2,31E-05 | 2,08E-05 | 1,93E-05 | 1,81E-05 | 1,43E-05 | |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 4,00E-07 | 1,39E-05 | 6,79E-05 | 7,39E-05 | 5,35E-05 | 4,57E-05 | 4,09E-05 | 3,73E-05 | 3,38E-05 | 3,09E-05 | 2,51E-05 | |
| Coração | 0,00E+00 | 4,01E-09 | 9,59E-07 | 1,32E-05 | 2,35E-05 | 2,01E-05 | 1,76E-05 | 1,58E-05 | 1,42E-05 | 1,31E-05 | 1,20E-05 | 9,95E-06 | |
| Rins | 1,35E-05 | 3,92E-05 | 6,35E-05 | 7,69E-05 | 6,04E-05 | 4,36E-05 | 3,98E-05 | 3,71E-05 | 3,34E-05 | 3,06E-05 | 2,81E-05 | 2,29E-05 | |
| Lesão | 0,00E+00 | 3,38E-08 | 2,09E-06 | 1,38E-05 | 2,06E-05 | 1,86E-05 | 1,63E-05 | 1,44E-05 | 1,30E-05 | 1,20E-05 | 1,13E-05 | 9,25E-06 | |
| Fígado | 2,09E-07 | 3,83E-06 | 1,59E-05 | 3,67E-05 | 3,80E-05 | 2,89E-05 | 2,57E-05 | 2,34E-05 | 2,10E-05 | 1,93E-05 | 1,77E-05 | 1,44E-05 | |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,56E-09 | 1,64E-07 | 4,74E-07 | 5,71E-07 | 5,85E-07 | 6,24E-07 | 6,46E-07 | 6,27E-07 | 6,15E-07 | |
| Pulmões | 0,00E+00 | 2,19E-08 | 8,21E-07 | 7,02E-06 | 1,22E-05 | 1,14E-05 | 1,03E-05 | 9,27E-06 | 8,32E-06 | 7,65E-06 | 7,12E-06 | 5,87E-06 | |
| Pâncreas | 1,66E-02 | 1,27E-02 | 8,58E-03 | 3,84E-03 | 1,38E-03 | 8,20E-04 | 8,67E-04 | 8,97E-04 | 7,97E-04 | 6,88E-04 | 7,09E-04 | 5,63E-04 | |
| Pélviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,14E-08 | 1,19E-06 | 2,59E-06 | 2,41E-06 | 1,91E-06 | 1,73E-06 | 1,63E-06 | 1,58E-06 | 1,42E-06 | |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,53E-08 | 3,09E-07 | 4,66E-07 | 5,42E-07 | 5,47E-07 | 6,35E-07 | 6,30E-07 | 6,83E-07 | |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,32E-08 | 3,36E-07 | 5,18E-07 | 6,35E-07 | 6,87E-07 | 7,19E-07 | 8,03E-07 | 8,25E-07 | |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 4,86E-10 | 1,54E-07 | 6,14E-06 | 1,99E-05 | 1,74E-05 | 1,11E-05 | 7,39E-06 | 6,12E-06 | 5,55E-06 | 5,14E-06 | 4,24E-06 | |
| Músculos | | | | | | | | | | | | | |
| (esqueleto) | 0,00E+00 | 5,98E-10 | 4,65E-08 | 9,29E-07 | 2,92E-06 | 3,77E-06 | 3,76E-06 | 3,61E-06 | 3,40E-06 | 3,22E-06 | 3,04E-06 | 2,61E-06 | |
| Pele+gordura | 3,27E-06 | 7,28E-06 | 9,40E-06 | 9,41E-06 | 7,96E-06 | 6,86E-06 | 6,57E-06 | 6,28E-06 | 5,83E-06 | 5,44E-06 | 5,09E-06 | 4,24E-06 | |
| Intestino | 1,98E-05 | 5,53E-05 | 8,86E-05 | 1,01E-04 | 7,14E-05 | 4,80E-05 | 4,37E-05 | 4,09E-05 | 3,69E-05 | 3,37E-05 | 3,09E-05 | 2,49E-05 | |
| Corda espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,68E-09 | 2,13E-06 | 2,12E-05 | 2,51E-05 | 1,79E-05 | 1,34E-05 | 1,16E-05 | 1,06E-05 | 9,96E-06 | 8,17E-06 | |
| Espinha | 6,64E-09 | 1,08E-06 | 8,77E-06 | 3,17E-05 | 4,49E-05 | 3,23E-05 | 2,11E-05 | 1,54E-05 | 1,32E-05 | 1,21E-05 | 1,11E-05 | 9,31E-06 | |
| Baço | 0,00E+00 | 3,98E-07 | 7,32E-06 | 3,65E-05 | 4,56E-05 | 3,51E-05 | 3,06E-05 | 2,76E-05 | 2,46E-05 | 2,27E-05 | 2,08E-05 | 1,70E-05 | |
| Estômago | 4,17E-05 | 1,32E-04 | 2,29E-04 | 2,66E-04 | 1,70E-04 | 1,06E-04 | 9,67E-05 | 9,17E-05 | 8,27E-05 | 7,56E-05 | 6,91E-05 | 5,54E-05 | |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,35E-08 | 8,69E-08 | 1,55E-07 | 2,41E-07 | 3,68E-07 | 4,41E-07 | 4,30E-07 | 4,33E-07 | |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,59E-07 | 1,89E-06 | 2,93E-06 | 2,77E-06 | 2,75E-06 | 2,56E-06 | 2,67E-06 | 2,32E-06 | 1,97E-06 | |

Tabela A9. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: RETO

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 4 | |
| Adrenais | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,59E-08 | 4,13E-07 | 5,50E-07 | 8,85E-07 | 7,30E-07 | 9,19E-07 | 7,55E-07 | 9,18E-07 |
| Bexiga | 3,67E-06 | 1,52E-05 | 3,52E-05 | 5,97E-05 | 5,37E-05 | 3,97E-05 | 3,64E-05 | 3,30E-05 | 2,98E-05 | 2,71E-05 | 2,53E-05 | 2,05E-05 |
| Bolsa de sangue | 1,14E-08 | 1,34E-06 | 8,02E-06 | 1,69E-05 | 1,46E-05 | 1,10E-05 | 1,01E-05 | 9,40E-06 | 8,47E-06 | 7,78E-06 | 7,28E-06 | 5,96E-06 |
| Medula óssea | 0,00E+00 | 5,97E-09 | 1,67E-07 | 1,07E-06 | 2,12E-06 | 2,25E-06 | 1,75E-06 | 1,35E-06 | 1,18E-06 | 1,09E-06 | 1,03E-06 | 8,93E-07 |
| Cólon | 9,23E-07 | 3,03E-06 | 6,14E-06 | 8,90E-06 | 7,43E-06 | 6,27E-06 | 6,13E-06 | 5,89E-06 | 5,44E-06 | 5,10E-06 | 4,77E-06 | 4,01E-06 |
| Diáfagma | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,89E-09 | 1,19E-07 | 2,00E-07 | 2,97E-07 | 4,23E-07 | 4,33E-07 | 4,89E-07 | 4,74E-07 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,56E-08 | 2,26E-08 | 1,02E-07 | 2,13E-07 | 2,82E-07 | 3,31E-07 | 2,66E-07 | 2,71E-07 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,57E-09 | 6,31E-08 | 5,64E-07 | 7,75E-07 | 9,52E-07 | 1,06E-06 | 1,21E-06 | 1,07E-06 | 9,68E-07 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,75E-09 | 5,51E-08 | 1,05E-07 | 1,78E-07 | 2,38E-07 | 2,74E-07 | 3,12E-07 | 3,40E-07 |
| Rins | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,88E-09 | 1,55E-07 | 6,87E-07 | 9,88E-07 | 1,15E-06 | 1,23E-06 | 1,27E-06 | 1,28E-06 | 1,18E-06 |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,19E-09 | 1,48E-08 | 3,56E-08 | 5,33E-08 | 7,00E-08 | 8,34E-08 | 1,18E-07 |
| Fígado | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,48E-10 | 4,39E-08 | 2,50E-07 | 3,93E-07 | 5,15E-07 | 6,03E-07 | 6,36E-07 | 6,62E-07 | 6,69E-07 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 6,06E-10 | 8,63E-08 | 3,63E-06 | 2,05E-05 | 2,33E-05 | 1,64E-05 | 1,18E-05 | 1,00E-05 | 9,18E-06 | 8,53E-06 | 7,23E-06 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,64E-09 | 5,11E-08 | 1,02E-07 | 1,81E-07 | 2,51E-07 | 2,81E-07 | 3,06E-07 | 3,35E-07 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,40E-08 | 3,31E-07 | 5,38E-07 | 7,01E-07 | 7,00E-07 | 7,93E-07 | 7,97E-07 | 7,25E-07 |
| Pélvis | 3,10E-08 | 1,38E-06 | 1,32E-05 | 6,16E-05 | 8,68E-05 | 5,48E-05 | 3,41E-05 | 2,47E-05 | 2,10E-05 | 1,89E-05 | 1,75E-05 | 1,44E-05 |
| Próstata | 2,37E-04 | 6,19E-04 | 8,04E-04 | 6,00E-04 | 2,92E-04 | 1,78E-04 | 1,72E-04 | 1,70E-04 | 1,55E-04 | 1,42E-04 | 1,30E-04 | 1,04E-04 |
| Reto | 9,11E-03 | 7,13E-03 | 4,94E-03 | 2,28E-03 | 8,50E-04 | 5,11E-04 | 5,36E-04 | 5,58E-04 | 5,15E-04 | 4,69E-04 | 4,33E-04 | 3,44E-04 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,26E-10 | 4,42E-08 | 2,41E-07 | 3,07E-07 | 3,16E-07 | 3,48E-07 | 3,62E-07 | 3,76E-07 | 3,85E-07 |
| Músculos (esqueleto) | 2,31E-06 | 5,39E-06 | 7,97E-06 | 1,05E-05 | 1,07E-05 | 9,75E-06 | 9,40E-06 | 8,92E-06 | 8,18E-06 | 7,58E-06 | 7,09E-06 | 5,88E-06 |
| Pele+gordura | 2,29E-06 | 6,63E-06 | 1,08E-05 | 1,26E-05 | 1,07E-05 | 8,74E-06 | 8,38E-06 | 8,06E-06 | 7,46E-06 | 6,91E-06 | 6,47E-06 | 5,37E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,48E-09 | 2,72E-07 | 1,41E-06 | 2,40E-06 | 2,66E-06 | 2,64E-06 | 2,54E-06 | 2,43E-06 | 2,35E-06 | 2,07E-06 |
| Corda espinhal | 5,39E-06 | 1,58E-05 | 3,31E-05 | 5,56E-05 | 4,42E-05 | 2,28E-05 | 1,53E-05 | 1,24E-05 | 1,09E-05 | 9,93E-06 | 9,27E-06 | 7,73E-06 |
| Espinha | 5,88E-06 | 1,97E-05 | 3,94E-05 | 5,94E-05 | 4,54E-05 | 2,28E-05 | 1,50E-05 | 1,20E-05 | 1,06E-05 | 9,66E-06 | 8,95E-06 | 7,40E-06 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,36E-08 | 2,02E-07 | 3,37E-07 | 4,69E-07 | 5,79E-07 | 6,35E-07 | 6,72E-07 | 6,56E-07 |
| Estômago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,64E-10 | 2,92E-08 | 1,84E-07 | 3,21E-07 | 4,43E-07 | 5,20E-07 | 5,75E-07 | 5,94E-07 | 5,99E-07 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,67E-08 | 1,65E-06 | 7,16E-06 | 8,71E-06 | 8,35E-06 | 7,92E-06 | 7,29E-06 | 6,98E-06 | 6,83E-06 | 5,70E-06 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,07E-08 | 6,84E-08 | 8,96E-08 | 2,28E-07 | 2,34E-07 | 2,33E-07 | 3,44E-07 |

Tabela A10. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: INTESTINO

| Alvo | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
|-------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Adrenais | 0,00E+00 | 5,06E-07 | 5,15E-06 | 2,49E-05 | 2,80E-05 | 2,31E-05 | 2,09E-05 | 1,82E-05 | 1,62E-05 | 1,56E-05 | 1,49E-05 | 1,16E-05 |
| Bexiga | 1,98E-06 | 5,19E-06 | 8,64E-06 | 1,29E-05 | 1,30E-05 | 1,10E-05 | 1,01E-05 | 9,34E-06 | 8,43E-06 | 7,79E-06 | 7,33E-06 | 6,12E-06 |
| Bolsa de sangue | 1,72E-06 | 6,09E-06 | 1,23E-05 | 1,78E-05 | 1,53E-05 | 1,22E-05 | 1,13E-05 | 1,06E-05 | 9,63E-06 | 8,90E-06 | 8,34E-06 | 6,91E-06 |
| Medula óssea | 9,28E-12 | 4,43E-08 | 6,26E-07 | 8,02E-06 | 2,11E-05 | 1,79E-05 | 1,22E-05 | 8,92E-06 | 7,69E-06 | 7,04E-06 | 6,59E-06 | 5,55E-06 |
| Cólon | 6,62E-06 | 1,88E-05 | 3,34E-05 | 4,70E-05 | 4,00E-05 | 2,93E-05 | 2,63E-05 | 2,43E-05 | 2,18E-05 | 2,01E-05 | 1,86E-05 | 1,51E-05 |
| Diafragma | 0,00E+00 | 1,23E-08 | 4,61E-07 | 4,33E-06 | 8,56E-06 | 8,43E-06 | 7,83E-06 | 7,32E-06 | 6,75E-06 | 6,32E-06 | 5,93E-06 | 5,05E-06 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,06E-07 | 2,14E-06 | 5,05E-06 | 5,48E-06 | 4,92E-06 | 4,59E-06 | 4,23E-06 | 3,86E-06 | 3,55E-06 | 3,19E-06 |
| Vesícula biliar | 8,79E-06 | 2,62E-05 | 4,41E-05 | 4,89E-05 | 3,78E-05 | 2,81E-05 | 2,57E-05 | 2,35E-05 | 2,11E-05 | 1,93E-05 | 1,81E-05 | 1,46E-05 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,11E-08 | 1,58E-06 | 4,82E-06 | 5,43E-06 | 5,04E-06 | 4,70E-06 | 4,38E-06 | 4,15E-06 | 3,97E-06 | 3,45E-06 |
| Rins | 1,68E-06 | 6,82E-06 | 1,65E-05 | 2,99E-05 | 2,89E-05 | 2,25E-05 | 2,04E-05 | 1,86E-05 | 1,68E-05 | 1,54E-05 | 1,44E-05 | 1,18E-05 |
| Lesão | 0,00E+00 | 2,68E-08 | 5,37E-07 | 3,03E-06 | 6,21E-06 | 6,97E-06 | 6,30E-06 | 5,80E-06 | 5,38E-06 | 5,03E-06 | 4,82E-06 | 4,06E-06 |
| Fígado | 2,78E-08 | 1,87E-07 | 1,04E-06 | 5,09E-06 | 9,22E-06 | 8,97E-06 | 8,26E-06 | 7,55E-06 | 6,93E-06 | 6,45E-06 | 6,07E-06 | 5,09E-06 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,06E-10 | 5,98E-08 | 9,44E-07 | 2,18E-06 | 2,05E-06 | 1,66E-06 | 1,52E-06 | 1,46E-06 | 1,42E-06 | 1,30E-06 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,81E-08 | 9,70E-07 | 2,71E-06 | 3,33E-06 | 3,26E-06 | 3,10E-06 | 2,97E-06 | 2,83E-06 | 2,72E-06 | 2,37E-06 |
| Pâncreas | 1,91E-05 | 5,34E-05 | 8,73E-05 | 9,99E-05 | 7,17E-05 | 4,80E-05 | 4,30E-05 | 4,08E-05 | 3,69E-05 | 3,37E-05 | 3,12E-05 | 2,55E-05 |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 9,33E-09 | 2,37E-07 | 3,77E-06 | 1,15E-05 | 1,17E-05 | 8,39E-06 | 5,95E-06 | 5,04E-06 | 4,62E-06 | 4,36E-06 | 3,73E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,08E-07 | 1,68E-06 | 2,46E-06 | 2,62E-06 | 2,67E-06 | 2,44E-06 | 2,33E-06 | 2,54E-06 | 2,13E-06 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,44E-09 | 3,22E-07 | 1,48E-06 | 2,28E-06 | 2,64E-06 | 2,59E-06 | 2,41E-06 | 2,45E-06 | 2,35E-06 | 2,02E-06 |
| Costela/esterno | 2,45E-08 | 3,74E-07 | 1,83E-06 | 7,12E-06 | 1,21E-05 | 9,30E-06 | 6,10E-06 | 4,32E-06 | 3,71E-06 | 3,39E-06 | 3,19E-06 | 2,71E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 3,74E-07 | 1,38E-06 | 3,06E-06 | 5,60E-06 | 6,29E-06 | 5,85E-06 | 5,62E-06 | 5,34E-06 | 4,97E-06 | 4,66E-06 | 4,39E-06 | 3,72E-06 |
| Pele+gordura | 1,48E-06 | 3,40E-06 | 5,32E-06 | 8,07E-06 | 8,42E-06 | 7,21E-06 | 6,75E-06 | 6,37E-06 | 5,90E-06 | 5,52E-06 | 5,19E-06 | 4,36E-06 |
| Intestino | 5,37E-04 | 4,84E-04 | 4,11E-04 | 2,71E-04 | 1,40E-04 | 8,84E-05 | 8,45E-05 | 8,24E-05 | 7,41E-05 | 6,64E-05 | 6,02E-05 | 4,47E-05 |
| Corda espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,13E-09 | 1,02E-06 | 1,23E-05 | 1,69E-05 | 1,27E-05 | 9,38E-06 | 7,98E-06 | 7,36E-06 | 6,86E-06 | 5,86E-06 |
| Espinha | 6,40E-08 | 5,43E-07 | 3,81E-06 | 1,76E-05 | 3,01E-05 | 2,37E-05 | 1,59E-05 | 1,15E-05 | 9,80E-06 | 8,91E-06 | 8,30E-06 | 6,93E-06 |
| Baço | 2,66E-06 | 7,72E-06 | 1,58E-05 | 2,75E-05 | 2,68E-05 | 2,08E-05 | 1,87E-05 | 1,71E-05 | 1,55E-05 | 1,43E-05 | 1,34E-05 | 1,10E-05 |
| Estômago | 2,21E-06 | 7,95E-06 | 1,95E-05 | 3,77E-05 | 3,58E-05 | 2,67E-05 | 2,37E-05 | 2,17E-05 | 1,95E-05 | 1,79E-05 | 1,65E-05 | 1,35E-05 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,01E-08 | 4,80E-07 | 8,59E-07 | 9,65E-07 | 1,10E-06 | 1,11E-06 | 1,15E-06 | 1,16E-06 | 1,12E-06 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,87E-08 | 3,52E-07 | 8,66E-07 | 8,68E-07 | 1,00E-06 | 1,01E-06 | 1,01E-06 | 9,56E-07 | 9,07E-07 |

Tabela A11. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: ESPINHA

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 1,21E-06 | 5,58E-06 | 1,57E-05 | 2,50E-05 | 2,52E-05 | 2,29E-05 | 2,27E-05 | 2,05E-05 | 1,84E-05 | 1,66E-05 | 1,50E-05 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 1,99E-08 | 3,07E-07 | 2,32E-06 | 5,61E-06 | 7,02E-06 | 6,99E-06 | 6,53E-06 | 6,04E-06 | 5,58E-06 | 5,23E-06 | 4,46E-06 |
| Bolsa de sangue | 8,70E-07 | 3,00E-06 | 5,95E-06 | 9,71E-06 | 1,22E-05 | 1,27E-05 | 1,28E-05 | 1,23E-05 | 1,13E-05 | 1,05E-05 | 9,80E-06 | 8,14E-06 |
| Medula óssea | 5,49E-06 | 1,62E-05 | 3,05E-05 | 5,42E-05 | 5,95E-05 | 3,69E-05 | 2,61E-05 | 2,18E-05 | 1,96E-05 | 1,78E-05 | 1,65E-05 | 1,33E-05 |
| Cólon | 2,74E-07 | 7,23E-07 | 1,33E-06 | 3,52E-06 | 7,33E-06 | 9,37E-06 | 9,22E-06 | 8,52E-06 | 7,73E-06 | 7,25E-06 | 6,81E-06 | 5,67E-06 |
| Diafragma | 2,12E-07 | 1,18E-06 | 2,87E-06 | 5,72E-06 | 8,68E-06 | 9,84E-06 | 9,74E-06 | 9,23E-06 | 8,54E-06 | 7,94E-06 | 7,33E-06 | 6,07E-06 |
| Esôfago | 3,49E-06 | 1,18E-05 | 1,90E-05 | 2,28E-05 | 2,24E-05 | 2,05E-05 | 2,14E-05 | 2,12E-05 | 1,96E-05 | 1,80E-05 | 1,70E-05 | 1,37E-05 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 1,90E-08 | 6,81E-07 | 3,72E-06 | 1,02E-05 | 1,26E-05 | 1,24E-05 | 1,09E-05 | 1,00E-05 | 8,78E-06 | 8,27E-06 | 6,69E-06 |
| Coração | 2,00E-09 | 1,02E-07 | 6,85E-07 | 3,05E-06 | 6,17E-06 | 7,49E-06 | 7,35E-06 | 6,87E-06 | 6,36E-06 | 5,96E-06 | 5,64E-06 | 4,77E-06 |
| Rins | 1,81E-08 | 5,62E-07 | 2,91E-06 | 9,87E-06 | 1,64E-05 | 1,77E-05 | 1,72E-05 | 1,60E-05 | 1,45E-05 | 1,35E-05 | 1,25E-05 | 1,03E-05 |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,02E-07 | 1,53E-06 | 5,55E-06 | 7,86E-06 | 7,76E-06 | 7,30E-06 | 6,71E-06 | 6,34E-06 | 6,05E-06 | 5,02E-06 |
| Fígado | 2,35E-09 | 6,24E-08 | 3,92E-07 | 2,09E-06 | 5,62E-06 | 7,64E-06 | 7,49E-06 | 6,95E-06 | 6,37E-06 | 5,94E-06 | 5,63E-06 | 4,75E-06 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,83E-08 | 1,16E-06 | 2,64E-06 | 2,43E-06 | 1,87E-06 | 1,70E-06 | 1,61E-06 | 1,53E-06 | 1,39E-06 |
| Pulmões | 9,74E-07 | 2,99E-06 | 5,88E-06 | 9,90E-06 | 1,18E-05 | 1,17E-05 | 1,16E-05 | 1,10E-05 | 1,00E-05 | 9,19E-06 | 8,63E-06 | 7,11E-06 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 3,17E-07 | 2,20E-06 | 8,61E-06 | 1,41E-05 | 1,64E-05 | 1,55E-05 | 1,46E-05 | 1,33E-05 | 1,22E-05 | 1,12E-05 | 9,33E-06 |
| Pênis | 8,70E-07 | 2,77E-06 | 5,70E-06 | 1,31E-05 | 2,19E-05 | 1,86E-05 | 1,32E-05 | 1,00E-05 | 8,71E-06 | 7,98E-06 | 7,43E-06 | 6,13E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,43E-08 | 6,92E-07 | 2,36E-06 | 3,75E-06 | 3,73E-06 | 3,29E-06 | 3,16E-06 | 3,04E-06 | 2,88E-06 | 2,47E-06 |
| Reto | 1,57E-06 | 4,95E-06 | 9,68E-06 | 1,51E-05 | 1,38E-05 | 1,18E-05 | 1,20E-05 | 1,15E-05 | 1,06E-05 | 9,79E-06 | 8,87E-06 | 7,37E-06 |
| Costela/esterno | 6,43E-07 | 2,22E-06 | 4,99E-06 | 1,24E-05 | 1,97E-05 | 1,53E-05 | 1,04E-05 | 7,94E-06 | 6,93E-06 | 6,34E-06 | 5,88E-06 | 4,86E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 6,05E-07 | 1,68E-06 | 3,07E-06 | 5,12E-06 | 6,57E-06 | 7,20E-06 | 7,39E-06 | 7,19E-06 | 6,67E-06 | 6,21E-06 | 5,83E-06 | 4,85E-06 |
| Pele+gordura | 3,97E-07 | 9,07E-07 | 1,46E-06 | 2,61E-06 | 4,24E-06 | 5,20E-06 | 5,32E-06 | 5,17E-06 | 4,84E-06 | 4,54E-06 | 4,30E-06 | 3,64E-06 |
| Intestino | 1,94E-08 | 1,52E-07 | 9,98E-07 | 4,72E-06 | 9,82E-06 | 1,20E-05 | 1,16E-05 | 1,07E-05 | 9,66E-06 | 8,93E-06 | 8,38E-06 | 7,04E-06 |
| Cordeira espinhal | 2,57E-05 | 7,58E-05 | 1,44E-04 | 2,44E-04 | 2,14E-04 | 1,06E-04 | 7,45E-05 | 6,54E-05 | 5,89E-05 | 5,39E-05 | 4,98E-05 | 3,93E-05 |
| Espinha | 7,63E-04 | 7,03E-04 | 6,17E-04 | 4,46E-04 | 2,44E-04 | 1,08E-04 | 7,66E-05 | 6,87E-05 | 6,08E-05 | 5,38E-05 | 4,82E-05 | 3,51E-05 |
| Baço | 4,49E-09 | 1,24E-07 | 6,16E-07 | 3,28E-06 | 7,56E-06 | 9,46E-06 | 9,26E-06 | 8,58E-06 | 7,81E-06 | 7,23E-06 | 6,80E-06 | 5,62E-06 |
| Estômago | 0,00E+00 | 4,82E-09 | 3,64E-08 | 2,31E-07 | 5,04E-07 | 5,81E-07 | 5,95E-07 | 5,12E-07 | 4,67E-07 | 4,32E-07 | 4,13E-07 | 3,50E-07 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,89E-09 | 1,55E-07 | 5,39E-07 | 7,19E-07 | 8,23E-07 | 9,00E-07 | 8,52E-07 | 8,36E-07 | 7,73E-07 |
| Traqueia | 1,20E-06 | 6,54E-06 | 1,26E-05 | 1,80E-05 | 1,73E-05 | 1,57E-05 | 1,62E-05 | 1,66E-05 | 1,58E-05 | 1,45E-05 | 1,38E-05 | 1,11E-05 |

Tabela A12. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: BAÇO

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|--|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 | |
| Adrenais | 0,00E+00 | 9,10E-07 | 6,11E-06 | 2,63E-05 | 3,02E-05 | 2,33E-05 | 2,32E-05 | 1,95E-05 | 1,85E-05 | 1,62E-05 | 1,50E-05 | 1,26E-05 | |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,00E-09 | 9,25E-08 | 4,35E-07 | 5,88E-07 | 7,18E-07 | 8,33E-07 | 8,36E-07 | 8,86E-07 | 8,79E-07 | |
| Bolsa de sangue | 1,90E-09 | 1,17E-07 | 8,45E-07 | 4,56E-06 | 8,29E-06 | 8,24E-06 | 7,53E-06 | 6,84E-06 | 6,22E-06 | 5,77E-06 | 5,48E-06 | 4,56E-06 | |
| Medula óssea | 0,00E+00 | 6,48E-09 | 2,16E-07 | 3,16E-06 | 9,29E-06 | 8,63E-06 | 6,11E-06 | 4,54E-06 | 3,93E-06 | 3,65E-06 | 3,44E-06 | 2,92E-06 | |
| Cólon | 2,36E-06 | 6,53E-06 | 1,07E-05 | 1,32E-05 | 1,18E-05 | 9,93E-06 | 9,29E-06 | 8,74E-06 | 8,03E-06 | 7,41E-06 | 6,98E-06 | 5,83E-06 | |
| Diafragma | 2,58E-05 | 6,01E-05 | 8,10E-05 | 7,64E-05 | 4,86E-05 | 3,39E-05 | 3,21E-05 | 3,12E-05 | 2,85E-05 | 2,61E-05 | 2,41E-05 | 1,91E-05 | |
| Esôfago | 0,00E+00 | 9,90E-08 | 2,28E-06 | 1,33E-05 | 1,83E-05 | 1,55E-05 | 1,41E-05 | 1,30E-05 | 1,17E-05 | 1,07E-05 | 9,79E-06 | 8,04E-06 | |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,90E-08 | 7,69E-07 | 4,79E-06 | 7,05E-06 | 6,76E-06 | 6,66E-06 | 5,64E-06 | 5,64E-06 | 5,23E-06 | 4,40E-06 | |
| Coração | 0,00E+00 | 1,18E-07 | 1,97E-06 | 1,18E-05 | 1,80E-05 | 1,58E-05 | 1,39E-05 | 1,24E-05 | 1,11E-05 | 1,02E-05 | 9,54E-06 | 7,87E-06 | |
| Rins | 6,18E-06 | 2,17E-05 | 4,60E-05 | 6,77E-05 | 5,19E-05 | 3,65E-05 | 3,32E-05 | 3,10E-05 | 2,82E-05 | 2,58E-05 | 2,40E-05 | 1,94E-05 | |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,84E-09 | 2,73E-07 | 2,21E-06 | 3,80E-06 | 3,89E-06 | 3,65E-06 | 3,69E-06 | 3,45E-06 | 3,11E-06 | 2,66E-06 | |
| Fígado | 0,00E+00 | 8,51E-10 | 5,81E-08 | 1,36E-06 | 4,47E-06 | 5,73E-06 | 5,55E-06 | 5,15E-06 | 4,82E-06 | 4,56E-06 | 4,36E-06 | 3,70E-06 | |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,85E-10 | 1,25E-08 | 1,87E-07 | 4,47E-07 | 4,52E-07 | 4,39E-07 | 4,76E-07 | 4,92E-07 | 4,83E-07 | 5,11E-07 | |
| Pulmões | 4,54E-06 | 1,37E-05 | 2,43E-05 | 3,02E-05 | 2,30E-05 | 1,70E-05 | 1,56E-05 | 1,43E-05 | 1,29E-05 | 1,18E-05 | 1,09E-05 | 8,90E-06 | |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 4,17E-07 | 7,33E-06 | 3,65E-05 | 4,56E-05 | 3,54E-05 | 3,08E-05 | 2,72E-05 | 2,41E-05 | 2,20E-05 | 2,06E-05 | 1,69E-05 | |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,26E-08 | 7,11E-07 | 1,56E-06 | 1,48E-06 | 1,22E-06 | 1,17E-06 | 1,14E-06 | 1,10E-06 | 1,03E-06 | |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,36E-08 | 9,94E-08 | 2,55E-07 | 3,75E-07 | 4,08E-07 | 4,89E-07 | 5,64E-07 | 5,60E-07 | |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,67E-08 | 1,99E-07 | 3,36E-07 | 4,51E-07 | 5,70E-07 | 6,18E-07 | 6,48E-07 | 6,69E-07 | |
| Costela/esterno | 1,62E-06 | 9,40E-06 | 2,78E-05 | 5,81E-05 | 5,41E-05 | 2,85E-05 | 1,74E-05 | 1,29E-05 | 1,11E-05 | 9,97E-06 | 9,25E-06 | 7,55E-06 | |
| Músculos (esqueleto) | 4,99E-07 | 1,43E-06 | 2,54E-06 | 4,32E-06 | 5,19E-06 | 4,89E-06 | 4,74E-06 | 4,56E-06 | 4,25E-06 | 3,99E-06 | 3,76E-06 | 3,19E-06 | |
| Pele+gordura | 1,17E-06 | 2,65E-06 | 3,96E-06 | 5,84E-06 | 6,52E-06 | 5,80E-06 | 5,49E-06 | 5,23E-06 | 4,87E-06 | 4,56E-06 | 4,30E-06 | 3,61E-06 | |
| Intestino | 2,52E-06 | 7,70E-06 | 1,57E-05 | 2,73E-05 | 2,68E-05 | 2,08E-05 | 1,87E-05 | 1,71E-05 | 1,54E-05 | 1,42E-05 | 1,32E-05 | 1,09E-05 | |
| Cordeira espinhal | 0,00E+00 | 1,57E-09 | 6,41E-08 | 3,71E-06 | 1,73E-05 | 1,74E-05 | 1,24E-05 | 9,20E-06 | 7,93E-06 | 7,31E-06 | 6,75E-06 | 5,64E-06 | |
| Espinha | 7,27E-09 | 3,97E-07 | 2,52E-06 | 1,23E-05 | 2,38E-05 | 1,92E-05 | 1,28E-05 | 9,28E-06 | 7,91E-06 | 7,17E-06 | 6,67E-06 | 5,61E-06 | |
| Baço | 2,53E-03 | 2,22E-03 | 1,77E-03 | 1,00E-03 | 4,30E-04 | 2,59E-04 | 2,61E-04 | 2,63E-04 | 2,37E-04 | 2,10E-04 | 1,88E-04 | 1,33E-04 | |
| Estômago | 6,42E-06 | 2,39E-05 | 5,53E-05 | 9,09E-05 | 7,45E-05 | 5,08E-05 | 4,58E-05 | 4,26E-05 | 3,85E-05 | 3,52E-05 | 3,25E-05 | 2,64E-05 | |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,49E-09 | 4,36E-08 | 9,02E-08 | 1,51E-07 | 2,27E-07 | 2,31E-07 | 2,53E-07 | 3,20E-07 | |
| Traqueia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,20E-06 | 3,48E-06 | 3,90E-06 | 3,95E-06 | 3,89E-06 | 3,61E-06 | 3,21E-06 | 2,97E-06 | 2,35E-06 | |

Tabela A14. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: TESTÍCULOS

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 9,34E-09 | 8,17E-09 | 2,94E-07 | 3,73E-07 | 3,88E-07 | 3,53E-07 | 4,56E-07 | 4,94E-07 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 5,57E-08 | 1,16E-06 | 7,62E-06 | 1,52E-05 | 1,51E-05 | 1,38E-05 | 1,27E-05 | 1,17E-05 | 1,10E-05 | 1,04E-05 | 8,66E-06 |
| Bolsa de sangue | 0,00E+00 | 2,27E-08 | 3,83E-07 | 2,14E-06 | 3,56E-06 | 3,29E-06 | 3,16E-06 | 3,04E-06 | 2,81E-06 | 2,66E-06 | 2,50E-06 | 2,16E-06 |
| Medula óssea | 2,49E-09 | 7,58E-08 | 6,58E-07 | 4,25E-06 | 9,80E-06 | 8,79E-06 | 6,23E-06 | 4,74E-06 | 4,18E-06 | 3,91E-06 | 3,66E-06 | 3,13E-06 |
| Cólon | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,85E-10 | 6,69E-08 | 5,10E-07 | 9,45E-07 | 1,06E-06 | 1,17E-06 | 1,23E-06 | 1,24E-06 | 1,22E-06 | 1,13E-06 |
| Diafragma | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,69E-09 | 2,71E-08 | 7,03E-08 | 1,24E-07 | 1,65E-07 | 2,17E-07 | 2,47E-07 | 2,84E-07 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 9,29E-10 | 3,89E-08 | 2,34E-08 | 1,10E-07 | 1,05E-07 | 1,76E-07 | 1,73E-07 | 2,08E-07 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,47E-09 | 1,44E-07 | 2,13E-07 | 3,07E-07 | 4,86E-07 | 6,12E-07 | 5,73E-07 | 5,17E-07 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,23E-09 | 1,85E-08 | 3,90E-08 | 8,10E-08 | 1,20E-07 | 1,47E-07 | 1,85E-07 | 2,05E-07 |
| Rins | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,22E-08 | 1,30E-07 | 2,09E-07 | 3,22E-07 | 4,07E-07 | 4,28E-07 | 4,49E-07 | 4,74E-07 |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,74E-10 | 3,46E-08 | 1,10E-07 | 2,04E-07 | 2,25E-07 | 2,82E-07 | 2,87E-07 | 3,89E-07 |
| Fígado | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,31E-08 | 6,52E-08 | 1,21E-07 | 2,04E-07 | 2,75E-07 | 3,08E-07 | 3,33E-07 | 3,61E-07 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,10E-08 | 2,02E-06 | 1,11E-05 | 1,23E-05 | 8,67E-06 | 6,44E-06 | 5,66E-06 | 5,30E-06 | 4,99E-06 | 4,32E-06 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,36E-09 | 1,29E-08 | 2,91E-08 | 6,62E-08 | 1,14E-07 | 1,41E-07 | 1,50E-07 | 1,79E-07 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,39E-08 | 6,56E-08 | 1,51E-07 | 2,46E-07 | 3,53E-07 | 3,69E-07 | 4,27E-07 | 4,46E-07 |
| Pélvis | 4,74E-08 | 7,42E-07 | 2,96E-06 | 1,11E-05 | 1,99E-05 | 1,55E-05 | 1,03E-05 | 7,58E-06 | 6,58E-06 | 6,06E-06 | 5,66E-06 | 4,83E-06 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,98E-07 | 5,96E-06 | 2,00E-05 | 2,13E-05 | 2,01E-05 | 1,86E-05 | 1,73E-05 | 1,59E-05 | 1,48E-05 | 1,22E-05 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,97E-08 | 1,61E-06 | 6,95E-06 | 8,78E-06 | 8,39E-06 | 7,96E-06 | 7,40E-06 | 6,80E-06 | 6,36E-06 | 5,41E-06 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,01E-08 | 5,85E-08 | 9,06E-08 | 1,16E-07 | 1,50E-07 | 1,72E-07 | 1,87E-07 | 2,12E-07 |
| Músculos (esqueleto) | 7,83E-07 | 2,56E-06 | 4,80E-06 | 7,40E-06 | 7,20E-06 | 5,86E-06 | 5,57E-06 | 5,46E-06 | 5,12E-06 | 4,81E-06 | 4,54E-06 | 3,82E-06 |
| Pele+gordura | 4,12E-06 | 9,20E-06 | 1,27E-05 | 1,29E-05 | 8,78E-06 | 6,23E-06 | 5,99E-06 | 5,95E-06 | 5,60E-06 | 5,22E-06 | 4,90E-06 | 4,05E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,61E-10 | 5,02E-08 | 4,78E-07 | 8,71E-07 | 1,01E-06 | 1,14E-06 | 1,20E-06 | 1,21E-06 | 1,19E-06 | 1,11E-06 |
| Corde espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,08E-09 | 2,77E-07 | 9,05E-07 | 9,59E-07 | 8,75E-07 | 8,62E-07 | 8,60E-07 | 8,38E-07 | 7,68E-07 |
| Espinha | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,88E-08 | 5,71E-07 | 1,22E-06 | 1,15E-06 | 9,67E-07 | 9,09E-07 | 8,84E-07 | 8,66E-07 | 8,07E-07 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,92E-09 | 4,34E-08 | 9,55E-08 | 1,73E-07 | 2,31E-07 | 2,78E-07 | 3,06E-07 | 3,33E-07 |
| Estômago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,08E-10 | 1,12E-08 | 6,13E-08 | 1,10E-07 | 1,84E-07 | 2,64E-07 | 2,89E-07 | 3,35E-07 | 3,63E-07 |
| Testículos | 7,72E-03 | 6,11E-03 | 4,32E-03 | 2,07E-03 | 7,80E-04 | 4,63E-04 | 4,84E-04 | 5,00E-04 | 4,46E-04 | 3,90E-04 | 3,42E-04 | 2,23E-04 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,34E-09 | 1,59E-08 | 2,96E-08 | 6,74E-08 | 9,20E-08 | 1,24E-07 | 1,81E-07 |

Tabela A15. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: TRAQUÉIA

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 9,50E-08 | 1,87E-06 | 2,40E-06 | 2,30E-06 | 2,54E-06 | 2,51E-06 | 2,33E-06 | 2,09E-06 | 2,05E-06 |
| Bexiga | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,54E-09 | 2,79E-08 | 4,00E-08 | 7,85E-08 | 1,32E-07 | 1,68E-07 | 1,85E-07 | 1,89E-07 |
| Bolsa de sangue | 7,84E-06 | 3,21E-05 | 6,12E-05 | 6,43E-05 | 3,85E-05 | 2,58E-05 | 2,48E-05 | 2,42E-05 | 2,22E-05 | 2,04E-05 | 1,89E-05 | 1,53E-05 |
| Medula óssea | 1,22E-08 | 6,35E-07 | 5,52E-06 | 2,13E-05 | 2,10E-05 | 1,01E-05 | 6,66E-06 | 5,59E-06 | 5,03E-06 | 4,62E-06 | 4,27E-06 | 3,55E-06 |
| Cólon | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,58E-08 | 2,92E-07 | 6,70E-07 | 7,72E-07 | 7,93E-07 | 8,24E-07 | 8,15E-07 | 8,02E-07 | 7,52E-07 |
| Diáfagma | 0,00E+00 | 2,77E-09 | 2,17E-07 | 1,99E-06 | 4,16E-06 | 4,92E-06 | 4,77E-06 | 4,31E-06 | 3,87E-06 | 3,58E-06 | 3,46E-06 | 2,88E-06 |
| Esôfago | 1,65E-04 | 4,29E-04 | 5,15E-04 | 3,47E-04 | 1,58E-04 | 9,78E-05 | 9,87E-05 | 9,97E-05 | 9,22E-05 | 8,47E-05 | 7,74E-05 | 6,21E-05 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,03E-07 | 9,52E-07 | 1,85E-06 | 1,92E-06 | 1,57E-06 | 1,49E-06 | 1,34E-06 | 1,47E-06 | 1,26E-06 |
| Coração | 6,92E-07 | 4,38E-06 | 9,11E-06 | 1,48E-05 | 1,52E-05 | 1,31E-05 | 1,23E-05 | 1,16E-05 | 1,05E-05 | 9,71E-06 | 9,12E-06 | 7,54E-06 |
| Rins | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,46E-09 | 1,34E-07 | 7,81E-07 | 1,45E-06 | 1,66E-06 | 1,71E-06 | 1,62E-06 | 1,55E-06 | 1,48E-06 | 1,34E-06 |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,40E-07 | 6,39E-06 | 9,13E-06 | 7,04E-06 | 5,47E-06 | 4,95E-06 | 4,71E-06 | 4,44E-06 | 3,74E-06 |
| Fígado | 0,00E+00 | 4,28E-10 | 4,33E-08 | 7,76E-07 | 2,33E-06 | 3,10E-06 | 3,09E-06 | 2,88E-06 | 2,64E-06 | 2,44E-06 | 2,30E-06 | 1,93E-06 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,93E-10 | 9,45E-09 | 1,97E-08 | 4,05E-08 | 6,08E-08 | 7,74E-08 | 8,59E-08 | 1,07E-07 |
| Pulmões | 7,72E-06 | 2,13E-05 | 3,51E-05 | 4,05E-05 | 2,91E-05 | 2,13E-05 | 1,99E-05 | 1,86E-05 | 1,66E-05 | 1,50E-05 | 1,38E-05 | 1,12E-05 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 8,71E-08 | 1,18E-06 | 2,18E-06 | 2,11E-06 | 1,99E-06 | 1,96E-06 | 1,83E-06 | 1,81E-06 | 1,65E-06 |
| Pêlviz | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,49E-08 | 8,40E-08 | 1,26E-07 | 1,54E-07 | 1,77E-07 | 1,95E-07 | 2,09E-07 | 2,35E-07 |
| Próstata | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,02E-08 | 9,80E-09 | 4,36E-08 | 7,85E-08 | 4,99E-08 | 8,23E-08 | 1,14E-07 |
| Reto | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 9,77E-09 | 2,90E-08 | 4,07E-08 | 7,88E-08 | 1,12E-07 | 1,15E-07 | 1,53E-07 |
| Costela/esterno | 1,13E-09 | 5,68E-07 | 7,16E-06 | 3,53E-05 | 4,86E-05 | 3,02E-05 | 1,88E-05 | 1,37E-05 | 1,17E-05 | 1,05E-05 | 9,77E-06 | 8,00E-06 |
| Músculos | | | | | | | | | | | | |
| (esqueleto) | 3,51E-06 | 8,41E-06 | 1,19E-05 | 1,20E-05 | 9,16E-06 | 7,58E-06 | 7,49E-06 | 7,34E-06 | 6,78E-06 | 6,28E-06 | 5,87E-06 | 4,85E-06 |
| Pele+gordura | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,36E-09 | 8,36E-07 | 8,32E-06 | 1,10E-05 | 8,23E-06 | 6,24E-06 | 5,52E-06 | 5,15E-06 | 4,86E-06 | 4,16E-06 |
| Intestino | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,71E-08 | 2,47E-07 | 6,18E-07 | 7,24E-07 | 7,67E-07 | 8,04E-07 | 8,10E-07 | 7,96E-07 | 7,34E-07 |
| Corde espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,21E-07 | 1,15E-05 | 3,94E-05 | 2,85E-05 | 1,92E-05 | 1,55E-05 | 1,38E-05 | 1,29E-05 | 1,20E-05 | 1,01E-05 |
| Espinha | 2,78E-06 | 1,61E-05 | 3,84E-05 | 6,09E-05 | 5,59E-05 | 3,03E-05 | 2,00E-05 | 1,64E-05 | 1,47E-05 | 1,34E-05 | 1,24E-05 | 1,02E-05 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,22E-08 | 6,02E-07 | 2,15E-06 | 3,02E-06 | 3,10E-06 | 3,01E-06 | 2,78E-06 | 2,53E-06 | 2,37E-06 | 1,96E-06 |
| Estômago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,18E-07 | 1,80E-06 | 2,76E-06 | 2,75E-06 | 2,54E-06 | 2,35E-06 | 2,21E-06 | 2,15E-06 | 1,90E-06 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,62E-09 | 5,68E-09 | 1,76E-08 | 3,04E-08 | 5,41E-08 | 5,13E-08 | 8,02E-08 |
| Traquéia | 3,26E-02 | 2,37E-02 | 1,51E-02 | 6,34E-03 | 2,19E-03 | 1,33E-03 | 1,45E-03 | 1,53E-03 | 1,43E-03 | 1,30E-03 | 1,20E-03 | 9,54E-04 |

Tabela A16. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: BEXIGA

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,91E-09 | 3,73E-07 | 6,05E-07 | 1,01E-06 | 1,29E-06 | 1,45E-06 | 1,40E-06 | 1,32E-06 | 1,29E-06 |
| Bexiga | 4,00E-03 | 2,98E-03 | 2,08E-03 | 1,04E-03 | 4,29E-04 | 2,62E-04 | 2,66E-04 | 2,69E-04 | 2,38E-04 | 2,07E-04 | 1,83E-04 | 1,23E-04 |
| Bolsa de sangue | 4,75E-06 | 1,37E-05 | 2,21E-05 | 2,62E-05 | 1,94E-05 | 1,41E-05 | 1,31E-05 | 1,23E-05 | 1,11E-05 | 1,02E-05 | 9,50E-06 | 7,67E-06 |
| Medula óssea | 9,23E-07 | 3,12E-06 | 7,92E-06 | 2,63E-05 | 4,21E-05 | 3,04E-05 | 2,02E-05 | 1,50E-05 | 1,28E-05 | 1,16E-05 | 1,08E-05 | 8,99E-06 |
| Cólon | 6,74E-06 | 1,40E-05 | 1,80E-05 | 1,91E-05 | 1,50E-05 | 1,19E-05 | 1,12E-05 | 1,05E-05 | 9,67E-06 | 8,93E-06 | 8,35E-06 | 6,78E-06 |
| Diafragma | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,11E-08 | 2,89E-07 | 4,20E-07 | 5,61E-07 | 6,64E-07 | 7,07E-07 | 6,97E-07 | 6,83E-07 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,19E-08 | 1,35E-07 | 2,68E-07 | 3,41E-07 | 4,56E-07 | 4,64E-07 | 4,75E-07 | 4,84E-07 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,88E-08 | 5,08E-07 | 1,29E-06 | 1,64E-06 | 1,82E-06 | 1,81E-06 | 1,65E-06 | 1,84E-06 | 1,50E-06 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,23E-08 | 1,53E-07 | 2,37E-07 | 3,62E-07 | 4,45E-07 | 4,92E-07 | 4,94E-07 | 4,93E-07 |
| Rins | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 2,86E-08 | 4,81E-07 | 1,31E-06 | 1,61E-06 | 1,70E-06 | 1,73E-06 | 1,72E-06 | 1,68E-06 | 1,49E-06 |
| Lesão | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,78E-09 | 1,81E-07 | 5,50E-07 | 8,23E-07 | 8,48E-07 | 9,51E-07 | 9,68E-07 | 9,55E-07 | 9,84E-07 |
| Fígado | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,84E-10 | 9,94E-09 | 2,09E-07 | 6,32E-07 | 8,23E-07 | 9,61E-07 | 1,05E-06 | 1,07E-06 | 1,08E-06 | 1,02E-06 |
| Óssos (braços e pernas) | 6,06E-10 | 2,66E-08 | 2,68E-07 | 4,04E-06 | 1,99E-05 | 2,21E-05 | 1,57E-05 | 1,14E-05 | 9,70E-06 | 8,87E-06 | 8,32E-06 | 7,05E-06 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,53E-10 | 2,19E-08 | 1,12E-07 | 1,89E-07 | 2,98E-07 | 3,76E-07 | 4,15E-07 | 4,35E-07 | 4,42E-07 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,38E-08 | 3,04E-07 | 9,52E-07 | 1,21E-06 | 1,43E-06 | 1,44E-06 | 1,47E-06 | 1,39E-06 | 1,29E-06 |
| Pévis | 5,08E-06 | 1,39E-05 | 2,90E-05 | 6,61E-05 | 8,39E-05 | 5,34E-05 | 3,39E-05 | 2,48E-05 | 2,11E-05 | 1,91E-05 | 1,77E-05 | 1,45E-05 |
| Próstata | 7,54E-05 | 1,54E-04 | 1,74E-04 | 1,57E-04 | 1,07E-04 | 7,43E-05 | 6,86E-05 | 6,43E-05 | 5,83E-05 | 5,30E-05 | 4,89E-05 | 3,72E-05 |
| Reto | 3,63E-06 | 1,47E-05 | 3,50E-05 | 5,90E-05 | 5,33E-05 | 3,97E-05 | 3,62E-05 | 3,32E-05 | 2,94E-05 | 2,66E-05 | 2,47E-05 | 2,01E-05 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,07E-09 | 1,69E-07 | 5,21E-07 | 5,53E-07 | 5,07E-07 | 5,07E-07 | 5,13E-07 | 5,14E-07 | 5,09E-07 |
| Músculos (esqueleto) | 6,76E-07 | 2,37E-06 | 4,85E-06 | 7,88E-06 | 8,98E-06 | 8,66E-06 | 8,36E-06 | 7,88E-06 | 7,23E-06 | 6,73E-06 | 6,31E-06 | 5,28E-06 |
| Pele+gordura | 2,58E-06 | 5,24E-06 | 7,05E-06 | 8,70E-06 | 8,29E-06 | 7,30E-06 | 6,98E-06 | 6,63E-06 | 6,15E-06 | 5,74E-06 | 5,40E-06 | 4,51E-06 |
| Intestino | 2,00E-06 | 5,23E-06 | 8,72E-06 | 1,28E-05 | 1,30E-05 | 1,09E-05 | 1,01E-05 | 9,44E-06 | 8,60E-06 | 7,95E-06 | 7,46E-06 | 6,20E-06 |
| Costela/espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 6,59E-08 | 2,28E-06 | 9,90E-06 | 1,10E-05 | 8,15E-06 | 6,06E-06 | 5,29E-06 | 4,85E-06 | 4,49E-06 | 3,80E-06 |
| Espinha | 0,00E+00 | 1,05E-07 | 1,42E-06 | 8,80E-06 | 1,70E-05 | 1,40E-05 | 9,61E-06 | 7,02E-06 | 6,01E-06 | 5,45E-06 | 5,13E-06 | 4,35E-06 |
| Baço | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,12E-09 | 1,05E-07 | 4,04E-07 | 6,09E-07 | 7,42E-07 | 8,57E-07 | 8,77E-07 | 8,67E-07 | 7,97E-07 |
| Estômago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 4,81E-09 | 1,67E-07 | 5,47E-07 | 7,33E-07 | 8,41E-07 | 9,40E-07 | 9,97E-07 | 9,86E-07 | 9,55E-07 |
| Testículos | 0,00E+00 | 6,87E-08 | 1,27E-06 | 7,34E-06 | 1,50E-05 | 1,51E-05 | 1,39E-05 | 1,29E-05 | 1,17E-05 | 1,07E-05 | 1,00E-05 | 8,39E-06 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 5,99E-10 | 2,73E-08 | 6,99E-08 | 1,32E-07 | 2,15E-07 | 2,33E-07 | 2,79E-07 | 2,60E-07 |

Tabela A17. Frações Absorvidas Específicas (g^{-1}) como função da energia (MeV) - Fonte: URINA

| Alvo | Energia (MeV) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 0,01 | 0,015 | 0,02 | 0,03 | 0,05 | 0,1 | 0,2 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 | 4 |
| Adrenais | 0,00E+00 | 3,03E-07 | 6,13E-06 | 1,46E-05 | 1,09E-05 | 8,12E-06 | 8,57E-06 | 8,14E-06 | 6,90E-06 | 6,07E-06 | 5,58E-06 | 4,75E-06 |
| Bexiga | 1,50E-04 | 3,29E-04 | 4,30E-04 | 3,80E-04 | 2,09E-04 | 1,28E-04 | 1,21E-04 | 1,17E-04 | 1,06E-04 | 9,62E-05 | 8,89E-05 | 6,90E-05 |
| Bolsa de sangue | 1,63E-06 | 6,24E-06 | 1,40E-05 | 2,26E-05 | 1,88E-05 | 1,40E-05 | 1,30E-05 | 1,21E-05 | 1,09E-05 | 1,01E-05 | 9,32E-06 | 7,67E-06 |
| Medula óssea | 5,00E-10 | 2,52E-08 | 4,11E-07 | 3,68E-06 | 8,28E-06 | 6,73E-06 | 4,59E-06 | 3,40E-06 | 2,92E-06 | 2,66E-06 | 2,49E-06 | 2,11E-06 |
| Cólon | 9,89E-07 | 4,82E-06 | 1,20E-05 | 1,96E-05 | 1,73E-05 | 1,35E-05 | 1,26E-05 | 1,16E-05 | 1,06E-05 | 9,79E-06 | 9,13E-06 | 7,56E-06 |
| Diafragma | 0,00E+00 | 9,65E-09 | 1,65E-07 | 1,02E-06 | 1,73E-06 | 1,89E-06 | 1,89E-06 | 1,92E-06 | 1,91E-06 | 1,85E-06 | 1,76E-06 | 1,55E-06 |
| Esôfago | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,01E-08 | 4,15E-07 | 1,07E-06 | 1,26E-06 | 1,18E-06 | 1,29E-06 | 1,26E-06 | 1,17E-06 | 1,09E-06 | 1,05E-06 |
| Vesícula biliar | 0,00E+00 | 6,08E-07 | 5,02E-06 | 1,23E-05 | 1,01E-05 | 8,09E-06 | 7,44E-06 | 7,07E-06 | 6,37E-06 | 6,14E-06 | 6,01E-06 | 5,04E-06 |
| Coração | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 1,98E-09 | 1,38E-07 | 5,97E-07 | 9,19E-07 | 9,44E-07 | 1,00E-06 | 1,04E-06 | 1,04E-06 | 1,02E-06 | 9,35E-07 |
| Rins | 4,24E-05 | 9,31E-05 | 1,08E-04 | 7,38E-05 | 3,39E-05 | 2,14E-05 | 2,13E-05 | 2,14E-05 | 1,98E-05 | 1,81E-05 | 1,66E-05 | 1,27E-05 |
| Lesão | 0,00E+00 | 5,47E-08 | 1,25E-06 | 5,36E-06 | 5,83E-06 | 4,66E-06 | 4,34E-06 | 4,17E-06 | 3,82E-06 | 3,77E-06 | 3,64E-06 | 3,11E-06 |
| Fígado | 4,28E-10 | 8,35E-08 | 8,57E-07 | 2,99E-06 | 3,69E-06 | 3,43E-06 | 3,27E-06 | 3,12E-06 | 2,95E-06 | 2,81E-06 | 2,70E-06 | 2,33E-06 |
| Ossos (braços e pernas) | 0,00E+00 | 1,87E-08 | 2,67E-07 | 4,59E-06 | 2,03E-05 | 2,16E-05 | 1,51E-05 | 1,12E-05 | 9,55E-06 | 8,75E-06 | 8,19E-06 | 6,92E-06 |
| Pulmões | 0,00E+00 | 3,67E-10 | 1,90E-08 | 2,75E-07 | 6,80E-07 | 8,70E-07 | 9,18E-07 | 9,63E-07 | 9,58E-07 | 9,44E-07 | 9,25E-07 | 8,82E-07 |
| Pâncreas | 0,00E+00 | 3,14E-07 | 2,19E-06 | 6,42E-06 | 7,16E-06 | 6,07E-06 | 5,91E-06 | 5,43E-06 | 5,01E-06 | 4,63E-06 | 4,22E-06 | 3,60E-06 |
| Pênis | 1,19E-06 | 5,95E-06 | 1,90E-05 | 6,04E-05 | 8,25E-05 | 5,25E-05 | 3,34E-05 | 2,42E-05 | 2,05E-05 | 1,86E-05 | 1,71E-05 | 1,41E-05 |
| Próstata | 1,93E-05 | 9,29E-05 | 1,90E-04 | 2,25E-04 | 1,41E-04 | 9,08E-05 | 8,47E-05 | 7,99E-05 | 7,21E-05 | 6,60E-05 | 6,10E-05 | 4,90E-05 |
| Reto | 2,20E-06 | 1,29E-05 | 4,22E-05 | 8,50E-05 | 7,10E-05 | 4,97E-05 | 4,45E-05 | 4,08E-05 | 3,68E-05 | 3,34E-05 | 3,12E-05 | 2,51E-05 |
| Costela/esterno | 0,00E+00 | 1,20E-08 | 2,65E-07 | 1,68E-06 | 3,04E-06 | 2,56E-06 | 1,85E-06 | 1,40E-06 | 1,27E-06 | 1,19E-06 | 1,14E-06 | 1,04E-06 |
| Músculos (esqueleto) | 2,40E-07 | 8,63E-07 | 2,39E-06 | 5,96E-06 | 8,25E-06 | 8,34E-06 | 8,06E-06 | 7,56E-06 | 6,94E-06 | 6,46E-06 | 6,07E-06 | 5,10E-06 |
| Pele+gordura | 6,24E-07 | 1,80E-06 | 3,51E-06 | 6,16E-06 | 7,19E-06 | 6,82E-06 | 6,51E-06 | 6,15E-06 | 5,70E-06 | 5,34E-06 | 5,04E-06 | 4,26E-06 |
| Intestino | 1,37E-06 | 4,30E-06 | 8,84E-06 | 1,51E-05 | 1,53E-05 | 1,27E-05 | 1,17E-05 | 1,08E-05 | 9,83E-06 | 9,10E-06 | 8,51E-06 | 7,05E-06 |
| Costela/espinhal | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,16E-08 | 3,78E-06 | 1,56E-05 | 1,60E-05 | 1,14E-05 | 8,55E-06 | 7,33E-06 | 6,78E-06 | 6,21E-06 | 5,32E-06 |
| Espinha | 1,06E-08 | 4,58E-07 | 3,20E-06 | 1,55E-05 | 2,59E-05 | 1,95E-05 | 1,30E-05 | 9,53E-06 | 8,13E-06 | 7,36E-06 | 6,93E-06 | 5,79E-06 |
| Baço | 4,50E-09 | 2,67E-07 | 1,85E-06 | 5,19E-06 | 5,13E-06 | 4,09E-06 | 3,93E-06 | 3,78E-06 | 3,55E-06 | 3,36E-06 | 3,15E-06 | 2,75E-06 |
| Estômago | 0,00E+00 | 2,80E-08 | 3,35E-07 | 1,85E-06 | 2,94E-06 | 2,93E-06 | 2,84E-06 | 2,73E-06 | 2,55E-06 | 2,49E-06 | 2,40E-06 | 2,16E-06 |
| Testículos | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 7,24E-08 | 2,43E-06 | 9,11E-06 | 1,07E-06 | 9,93E-06 | 9,05E-06 | 8,34E-06 | 7,82E-06 | 7,49E-06 | 6,22E-06 |
| Traquéia | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 0,00E+00 | 3,15E-08 | 1,23E-07 | 3,43E-07 | 5,17E-07 | 6,37E-07 | 6,39E-07 | 6,23E-07 | 6,16E-07 | 8,33E-07 |

Apêndice B Modelo de Transporte de Fótons e Elétrons No Código de Monte Carlo MCNP-4B

B.1 – O transporte de Fótons

O transporte de fótons no modelo matemático utilizado pelo código MCNP-4B é caracterizado por 4 tipos de interações a saber: a) espalhamento coerente ou Thomson; b) Espalhamento incoerente ou Compton; c) Efeito fotoelétrico e; d) Produção de pares.

Espalhamento (Thomson) Coerente:

O espalhamento coerente consiste de uma colisão elástica entre o fóton incidente e o elétron orbital de um átomo. Neste tipo de colisão o fóton sofre apenas uma deflexão sendo que o elétron entra em oscilação em fase e na mesma frequência. Este efeito é mais provável com material de alto número atômico e com fótons de baixa energia. A seção de choque diferencial atômica é dada em função de uma função forma que leva em conta os efeitos de ligação dos elétrons.

No MCNP existem 2 tipos de tratamento sendo que no modelo detalhado este tipo de colisão é considerado, entretanto, no modelo simples este tipo de colisão não é considerado.

No espalhamento coerente não há perda de energia, sendo que, apenas o ângulo de espalhamento é calculado. A seção de choque diferencial é dada por:

$$C^2(x, Z)T(\mu)d\mu$$

onde:

$$T(\mu)d\mu = \pi r^2 (1 + \mu^2) d\mu \quad (\text{B.1})$$

é a seção de choque de Thomson e $C(x, Z)$ é o fator forma.

Espalhamento (Compton) Incoerente:

O espalhamento incoerente consiste de uma colisão inelástica entre o átomo e um fóton de raio-X sendo que o elétron orbital retém parte da energia do fóton incidente, alterando a energia e o caminho de vôo do fóton. A energia retida pode ser suficiente para ionizar o átomo. No caso em que o alvo é um elétron “livre” em repouso, o efeito é propriamente chamado de espalhamento Compton.

No modelo simples do MCNP é considerado apenas o espalhamento Compton sendo que no modelo detalhado é considerado o espalhamento incoerente onde a seção de choque diferencial de Klein-Nishina é modificado por um termo de espalhamento que leva em conta o efeito da energia de ligação do elétron que diminui a probabilidade de “forward scattering”.

A seção de choque diferencial em função do fator forma, $S(x, Z)$, para esta interação é dada por:

$$\frac{d\sigma_{inc}}{d\Omega}(\alpha, \mu, Z) = S(x, Z)K(\alpha, \mu) \quad (\text{B.2})$$

onde:

$$K(\alpha, \mu)d\mu = \pi r^2 \left(\frac{\alpha'}{\alpha} \right) \left[\frac{\alpha'}{\alpha} + \frac{\alpha}{\alpha'} + \mu^2 - 1 \right] d\mu \quad (\text{B.3})$$

e

$\alpha = \frac{E}{mc^2}$ onde E é a energia do fóton incidente;

$\alpha' = \frac{\alpha}{1 + \alpha(1 - \mu)}$ e $\mu = \cos\theta$ é o ângulo de espalhamento.

Efeito Fotoelétrico:

Neste processo o fóton é totalmente absorvido pelo elétron atômico que por sua vez é ejetado do átomo. Após o elétron ser ejetado do átomo, cria-se uma lacuna na camada atômica, deixando o átomo no estado excitado. Esta lacuna pode ser preenchida por um elétron de camada mais externa liberando energia nesta transição em forma de raios-X característicos (radiação fluorescente). Existe também a possibilidade de emissão de elétrons Auger, que são elétrons monoenergéticos emitidos pelo átomo quando estas absorvem os raios-X característicos.

Geralmente, a energia dos fótons característicos produzidos por absorvedores biológicos são muito baixos podendo ser considerados como sendo absorvidos localmente. Entretanto, quando se trata de fótons incidentes de alta energia em materiais de alto número atômico Z, os fótons característicos são de energias mais altas podendo depositar sua energia a distancias maiores comparada ao alcance dos foto-elétrons [Khan, 1984].

Existem dois modelos que podem ser utilizados no código MCNP para o tratamento do efeito fotoelétrico:

1) No modelo simplificado, o efeito é tratado como uma absorção pura por meio de captura implícita. Neste tratamento a partícula possui um “peso” tal que uma fração desta é absorvida localmente e sua energia utilizada para geração de elétrons. A outra fração “sobrevive” com correspondente redução no peso da partícula. Portanto, neste modelo, a história da partícula não termina, mas seu peso é reduzido, tal que, esta partícula sobrevive à interação com peso reduzido.

2) No modelo detalhado, o fóton é absorvido com a conseqüente emissão de fótons de efeito fluorescente e elétrons que foram ejetados do átomo após a colisão.

Produção de Pares:

Este processo pode ocorrer quando um fóton de energia maior que 1,022 MeV passa próximo ao núcleo de um átomo. O fóton interage com o campo do núcleo e desaparece gerando um par elétron-pósitron. O elétron e o pósitron gerados podem ser armazenados para transporte posterior ou então aniquilados produzindo um par de fótons de energia 0,511 MeV cada um, sendo que, o primeiro é emitido isotropicamente e o segundo em direção oposta.

B.2 – O Transporte de Elétrons

O transporte de elétrons e outras partículas carregadas é fundamentalmente diferente de partículas neutras como nêutrons e fótons que são caracterizadas por colisões isoladas e não muito freqüentes. O transporte de elétrons é dominado por uma longa faixa de forças coulombianas, resultando em enormes quantidades de interações. Como exemplo, um nêutron sofre moderação na faixa de energia de 0,5 MeV até 0,0625 eV envolvendo neste processo por volta de 30 colisões, enquanto que, os fótons nas mesmas circunstâncias experimentam aproximadamente 10 colisões. Nestas mesmas condições os elétrons necessitam de aproximadamente 10^5 interações para sofrer a mesma

moderação, impossibilitando a simulação individual de colisões individuais [Briemeister, 1997; Kawrakow, 1996].

Os três processos principais de interação de elétrons são: Espalhamento Moller (elétron-elétron), bremsstrahlung e o espalhamento nuclear elástico, sendo que, devido a pequena massa do elétron comparada a massa do núcleo, a perda de energia pode ser considerada desprezível, neste último tipo de interação [Jenkins, 1988].

Algumas teorias e aproximações foram desenvolvidas no tratamento das interações de elétrons envolvendo teorias de espalhamento múltiplo que consideram que a perda de energia final e o ângulo de espalhamento são resultado de várias pequenas deflexões angulares e perdas de energia por parte do elétron incidente devida as várias interações com os átomos constituintes do meio.

No algoritmo utilizado pelo código MCNP, a trajetória do elétron é dividido em vários segmentos ou passos. Estes segmentos são escolhidos de tal forma que sejam extensos o suficiente para englobar muitas colisões de forma que a teoria de espalhamento múltiplo seja válida, e curtos o suficiente para que a energia perdida no segmento seja pequena. Em cada seguimento são feitas amostragens da energia perdida e da deflexão angular baseadas nas distribuições de probabilidade obtidas a partir da teoria de espalhamento múltiplo. Os valores amostrados representam o conjunto de muitas colisões individuais que ocorrem em cada segmento. Esta aproximação em que um conjunto de colisões individuais são representadas por efeitos que podem ser amostrados em um segmento é denominado o Método da História Condensada (MHC) [Briemeister, 1997].

O caminho randômico condensado dos elétrons pode ser considerado em termos de uma seqüência de um conjunto de valores que representam o “estado” do elétron em cada segmento, como mostra a Figura B.1:

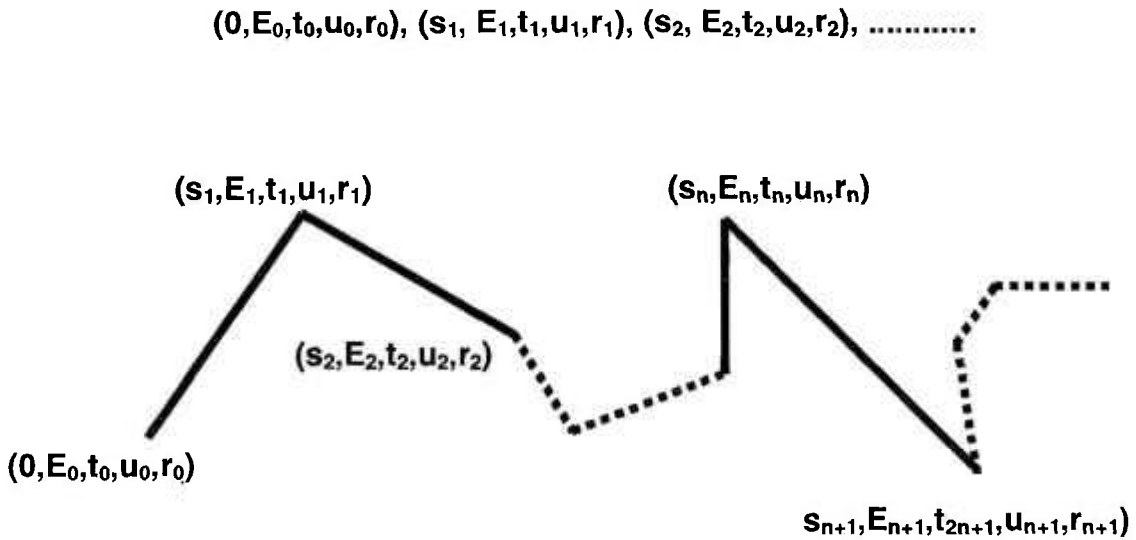


Fig. B.1 Caminho randômico do elétron no meio.

onde s_n , E_n , t_n , u_n , e r_n , são respectivamente: o comprimento de caminho total, energia, tempo, direção e posição do elétron no final do segmento n . Na média o comprimento de cada segmento pode ser expresso como:

$$E_{s_{n-1}} - E_{s_n} = - \int_{s_{n-1}}^{s_n} \frac{dE}{ds} ds \quad (\text{B.4})$$

onde $-dE/ds$ é o “stopping power” total em energia por unidade de comprimento. Esta quantidade depende da energia do elétron e do meio onde ela se move, e é composta de dois termos: a) “stopping power” colisional ou não-radioativo e b) “stopping power” radioativo devido ao efeito bremsstrahlung.

No código MCNP a seqüência de comprimento de caminho $\{s_n\}$, é dada tal que:

$$\frac{E_k}{E_{k-1}} = k \quad (\text{B.5})$$

O valor comumente usado é $k=2^{-1/8}$, o que resulta numa perda média de energia por passo de 8,3 %. O segmento $s=s_n-s_{n-1}$ determinado desta forma é chamado de passo de energia. O caminho randômico condensado é estruturado em termos destes passos de energia.

O ângulo de espalhamento pode ser adequadamente obtida em cada passo de energia pela teoria de Goudsmit-Saunderson que é válida para qualquer ângulo de espalhamento. Entretanto, a precisão dos cálculos na obtenção dos resultados torna-se maior a medida que se considera passos menores de energia e definindo-se deflexões angulares menores. Neste sentido, no modelo de cálculo utilizado no código MCNP, divide-se cada passo de energia em vários sub-passos m ou segmentos menores com comprimento s/m , onde são determinados o espalhamento e a produção de partículas secundárias.

Na fase inicial do cálculo de transporte de elétrons, todos os dados relevantes são pré-calculados ou então lidos a partir de bibliotecas de dados e então processados. Estes dados incluem a grade de energia do elétron, valores de poder freamento (stopping power), distribuições de probabilidade para deflexões angulares, alcance dos elétrons, tamanho dos passos de energia, tamanho dos sub-passos e produção de partículas secundárias.

No início de cada passo, é amostrada a taxa de perda de energia por colisão, sendo que na ausência de flutuação estatística é o próprio valor médio obtido através do cálculo do 'stopping power' colisional, ou seja, o termo devido apenas a colisões sem levar em conta o termo devido ao termo de emissão radioativa via bremsstrahlung ('stopping power' radioativo). Em cada sub-passo m é assumido a mesma taxa de perda de energia determinada no passo de energia.

O número de sub-passos pode ser reduzido se a energia do elétron cair abaixo do limite do passo de energia ou se o elétron atingir uma interface geométrica. Nestas circunstâncias após completar todos os sub-passos, inicia-se um novo passo de energia determinando-se um novo valor de taxa de perda de energia. Com exceção do cálculo de energia perdida e da flutuação, a simulação das interações dos elétrons são feitas nos sub-passos.

A teoria de Goudsmit-Saunderson é usada para determinar as deflexões angulares, tal que a direção do elétron muda no final de cada sub-passo. Baseada na taxa de perda de energia e no comprimento do sub-passo, determina-se a energia do elétron no fim de cada sub-passo. E, finalmente, com distribuições de probabilidade apropriadas, determina-se a produção de partículas secundárias, tais como, raios-X fluorescente, fótons originados do efeito bremsstrahlung e raios delta (knock-on elétrons).

O comprimento de cada sub-passo é obtido a partir do termo de “stopping power” total dada pela equação (B.5). A perda de energia no sub-passo é obtida por dois processos: a) a energia perdida devida ao processo não-radioativo, ou colisional, é obtida baseada na taxa de perda de energia no passo de energia e no comprimento do sub-passo; b) a amostragem do fóton de bremsstrahlung é tratada de forma essencialmente análoga, assim quando um fóton de bremsstrahlung é gerado no sub-passo, a perda de energia radioativa é subtraída explicitamente da energia perdida no final de cada sub-passo [Briemeister, 1997].

B.3 - Energia Perdida e “Stopping Power” Colisional Restrito

A seção de choque Moller para espalhamento nas interações elétron-elétron é dada por:

$$\frac{d\sigma}{dE} = \frac{C}{E} \left\{ \frac{1}{\varepsilon^3} + \frac{1}{(1-\varepsilon)^2} + \left(\frac{\tau}{\tau+1} \right)^2 - \frac{2\tau+1}{(\tau+1)^2} \frac{1}{\varepsilon(1-\varepsilon)} \right\} \quad (\text{B.6})$$

onde :

$$C=2\pi e^4/mv^2$$

e=carga do elétron

m=massa do elétron

v=velocidade do elétron

E = energia cinética do elétron

τ = Energia cinética em unidades de energia de repouso do elétron, $\tau = E/mc^2$

ε = energia transferida em unidades de E. (ou fração da energia transferida na interação.

Fazendo-se a restrição de que hajam apenas interações cujas transferências de energia ε , sejam menores que um certo limite ε_c , daí o termo “stopping power” colisional restrito ou “soft” (esta é uma aproximação que considera apenas interações não catastróficas, ou seja, o elétron não perde grande parte de sua energia). A expressão para a determinação do “stopping power” colisional restrito envolvendo colisões com transferências de energia $\varepsilon < \varepsilon_c$, pode ser obtida pela seguinte equação:

$$-\left(\frac{dE}{ds} \right)_{r...} = NZ \int_0^{\varepsilon_c} \varepsilon \frac{d\sigma}{d\varepsilon} d\varepsilon \quad (\text{B.7})$$

onde:

N = Número de átomos por cm^3 no meio;

Z = Número atômico.

Esta integral é resolvida em duas faixas de energia distintas: $0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon'$ e $\varepsilon' \leq \varepsilon \leq \varepsilon_c$, sendo que ($\varepsilon' < \varepsilon_c$). Na primeira faixa de energia, a seção de choque

Moller não é válida, uma vez que a expressão é válida apenas em situações onde a energia transferida é consideravelmente maior que a energia de ligação do elétron atômico [Al-Beteri, 1993]. Assim é utilizada a aproximação de Bethe para valores pequenos de ϵ' , tal que:

$$\int_0^{\epsilon'} \epsilon \frac{d\sigma}{d\epsilon} d\epsilon = \frac{C}{E} \left\{ \ln \left(\frac{2E^2 \epsilon' (\tau + 2)}{I^2} \right) - \beta^2 \right\} \quad (\text{B.8})$$

onde:

I = é o potencial de ionização em unidades de energia (eV), obtidos através de dados experimentais e;

$\beta = v/c$, onde c é a velocidade da luz.

A integração da equação (B.7) usando-se a seção de choque Moller (B.6) de espalhamento em combinação com a equação (B.8) acima nos dá a expressão para o 'stopping power' colisional:

$$-\left(\frac{dE}{ds}\right)_{\epsilon_c} = NZC \left\{ \ln \frac{E^2(\tau+2)}{2I^2} + f^-(\tau, \epsilon_c) - \delta \right\} \quad (\text{B.9})$$

onde:

$$f^-(\tau, \epsilon_c) = -1 - \beta^2 + \left(\frac{\tau}{\tau+1}\right)^2 \frac{\epsilon_c^2}{2} + \frac{2\tau+1}{(\tau+1)^2} \ln(1-\epsilon_c) + \ln[4\epsilon_c(1-\epsilon_c)] + \frac{1}{1-\epsilon_c} \quad (\text{B.10})$$

e o parâmetro de correção, $\underline{\delta}$, considera o efeito de densidade relacionado com a polarização do meio reduzindo o valor de 'stopping power' [Jenkins, 1988; Briemeister, 1997; Berger, 1963].

No código MCNP todos os tipos de colisões (hard e soft) são tratadas da mesma forma, tal que, a energia máxima transferida assume valor 1/2, isto é, $\varepsilon_c=1/2$, devido a indistinguilibilidade entre os dois elétrons que emergem da colisão, sendo que, por definição o elétron que emerge com maior energia é o elétron primário. Assim, substituindo-se o valor de $\varepsilon_c=1/2$, na equação (B.10) tem-se:

$$f^-(\tau, \varepsilon_c) = -\beta^2 + (1 - \ln 2) + \left(\frac{1}{8} + \ln 2\right) \left(\frac{\tau}{\tau + 1}\right)^2 \quad (\text{B.11})$$

Escrevendo a equação (B.9), tal que $E=\tau m$, e $l_0= l/m$, juntamente com a equação (B.11) e definindo-se as constantes:

$$C_2 = \ln(2l^2)$$

$$C_3 = 1 - \ln 2$$

$$C_4 = 1/8 - \ln 2$$

tem-se:

$$-\left(\frac{dE}{ds}\right) = NZ \frac{2\pi e^4}{m v^2} \left\{ \ln[\tau^2(\tau + 2)] - C_2 + C_3 - \beta^2 + C_4 \left(\frac{\tau}{\tau + 1}\right)^2 - \delta \right\} \quad (\text{B.12})$$

Para que a expressão acima torne-se independente da densidade atômica do meio N, podemos expressá-las em termos de MeV.barn, dividindo-se por N (átomos por cm^3). Definindo-se também uma constante α tal que:

$$\alpha = \frac{2\pi e^2}{mv^2} \quad (B.13)$$

a expressão final do “stopping power” colisional em unidades de MeV.barn, efetivamente utilizado no código MCNP é:

$$-\left(\frac{dE}{ds}\right) = Z \frac{10^{24} \alpha^2 h^2}{2\pi m} \frac{1}{\beta^2} \left\{ \ln[\tau^2(\tau+2)] - C_2 + C_3 - \beta^2 + C_4 \left(\frac{\tau}{\tau+1}\right)^2 - \delta \right\} \quad (B.14)$$

Na interação elétron-elétron considerada aqui, podem ocorrer situações em que o elétron secundário emergente da colisão possua energia suficiente para produzir outras ionizações ou interagir com o meio antes de serem absorvidos, e que portanto, precisam ser considerados para efeito de transporte de radiação e deposição de energia. Neste sentido, define-se uma energia de corte, ϵ_k , a partir da qual, o transporte de elétrons secundários (knock-on) são considerados. A probabilidade de tal ocorrência pode ser expressa pela seção de choque Moller de espalhamento tal que:

$$\sigma(\epsilon_k) = \int_{\epsilon_k}^{1/2} \frac{d\sigma}{d\epsilon} d\epsilon \quad (B.15)$$

Substituindo a equação (B.6) em (B.7) e resolvendo a integral, tem-se:

$$\sigma(\epsilon_k) = \frac{C}{E} \left\{ \frac{1}{\epsilon_k} - \frac{1}{1-\epsilon_k} + \left(\frac{\tau}{\tau+1}\right)^2 \left(\frac{1}{2} - \epsilon_k\right) \frac{2\tau+1}{(\tau+1)^2} \ln \frac{1-\epsilon_k}{\epsilon_k} \right\} \quad (B.16)$$

Para a amostragem de elétrons secundários com energias maiores que ε_k , e que portanto, necessitam ser transportados, utiliza-se a distribuição de probabilidade normalizada, a partir das equações (B.6) e (B.16) e dada pela seguinte expressão:

$$g(\varepsilon, \varepsilon_k) d\varepsilon = \frac{1}{\sigma(\varepsilon_k)} \frac{d\sigma}{d\varepsilon} d\varepsilon \quad (\text{B.17})$$

B.4 – Flutuação na Energia ('Energy Straggling')

Devido a natureza das interações dos elétrons, existem flutuações consideráveis na perda de energia em torno do valor médio fornecido pelo 'stopping power'. Desta forma, a perda de energia não corresponde simplesmente a um valor médio, mas haverá uma função distribuição de probabilidade, $f(s, \Delta) d\Delta$, a partir da qual a perda de energia, (Δ), no passo s é amostrado [Jenkins e outros, 1988; Briemeister, 1997]. Originalmente, esta distribuição foi elaborado por Landau [Morin, 1988], expressa através de uma função $\phi(\lambda)$, onde λ é uma variável adimensional. Esta distribuição pode ser expressa como:

$$f(s, \Delta) d\Delta = \phi(\lambda) d\lambda \quad (\text{B.18})$$

onde:

$$\phi(\lambda) = \frac{1}{2\pi i} \int_{x-i\infty}^{\lambda+i\infty} \exp(\mu \ln \mu + \lambda\mu) d\mu \quad (\text{B.19})$$

e sendo que a variável λ está relacionada com a perda de energia Δ pela seguinte expressão:

$$\lambda = \frac{\Lambda}{\xi} \ln \left[\frac{2\xi m v^2}{(1 - \beta^2) I^2} \right] + \delta + \beta^2 - 1 + \gamma \quad (\text{B.20})$$

e

$$\xi = \frac{2\pi e^4 N Z}{m v^2} s \quad (\text{B.21})$$

e γ é a constante de Euler $\gamma = 0.5772157\dots$

A integral na equação (B.19) tem sido tabelado para vários valores de λ num intervalo entre $-4 < \lambda < 100$ [Briemeister, 1997].

B.5 – Bremstrahlung

Além das colisões inelásticas com elétrons do meio, outra forma de transferência de energia do elétron incidente é o processo de freamento ou “bremstrahlung”. No código MCNP este processo é considerado em cada sub-passo na trajetória do elétron, isto é, em cada sub-passo de energia, é amostrada a probabilidade de produção de fóton através de uma distribuição tabelada de probabilidades de produção. Caso haja a formação do fóton, amostra-se a energia deste fóton de acordo com a distribuição de probabilidade de energia. A deflexão angular do fóton criado também é amostrada através de uma distribuição tabelada. Neste caso, a direção do elétron não é alterada, uma vez que as deflexões angulares dos elétrons são obtidos pela teoria de multi-espalhamento. Entretanto, a energia do elétron no final do sub-passo é reduzida pela subtração da energia do fóton amostrada [Briemeister, 1997].

B.6 – Deflexões Angulares e a Teoria de Multi-Espalhamento

A deflexões angulares dos elétrons no código MCNP, são tratadas através da distribuição de probabilidade de deflexões angulares formulada por Goudsmit e Saunderson [Jenkins, 1988; Brimeister, 1997; Berger, 1963; Goudsmit e Saunderson, 1940]. A deflexão angular que considera o efeito combinado de colisões elásticas e inelásticas é amostrada em cada sub-passo a partir da distribuição de multi-espalhamento que pode ser dada pela seguinte expressão:

$$A_{GS}(\theta, s) = \sum_{l=0}^{\infty} \frac{2l+1}{2} \exp(-sG_l) P_l(\cos \theta) \quad (\text{B.22})$$

onde

$$G_l = 2\pi N \int_{-1}^{+1} [d\sigma(\theta, T) / d\Omega] [1 - P_l(\cos \theta)] d(\cos \theta) \quad (\text{B.23})$$

Na equação (B.23) acima, o termo $d\sigma(\theta, T)/d\Omega$ representa a seção de choque de espalhamento simples de um elétron com energia cinética T e onde N é o número de átomos por unidade de volume. Na prática, esta seção de choque é avaliada de forma aproximada, mas adequada a partir da modificação da seção de choque de Rutherford para considerar os efeitos relativísticos, spin e efeito de blindagem eletrônica (“screening”), sendo que, pode-se escrever este termo como que constituído de 3 partes a saber: a) seção de choque de Rutherford para um potencial coulombiano sem o efeito de blindagem eletrônica (“screening”); b) fator de blindagem (“screening factor”) da carga nuclear devido a camada eletrônica e; c) efeito relativístico e de spin.

Para energias abaixo de 0,256 MeV estas seções de choque são avaliadas numericamente e apresentadas em forma tabelas. Para energias maiores, estas seções de choque são avaliadas a partir de uma forma analítica aproximada.

Apêndice C Princípios de Tomografia

Para que o cálculo de dosimetria em planos de tratamento seja efetuado de forma adequada, necessita-se de dados de pacientes de forma precisa. Tais dados incluem contornos do corpo, formas e densidades dos órgãos internos de interesse bem como suas localizações e volumes. Durante a última década, a radioterapia de câncer tem emergido gradualmente, devido aos novos métodos que são desenvolvimentos, em paralelo ao rápido desenvolvimento da tecnologia de imagens médicas. Neste sentido, vários tipos de equipamentos tem sido desenvolvidos nos últimos anos e dentre os quais os equipamentos de tomografia que fornecem imagens ou dados específicos de pacientes em tratamento [Khan, 1984; Brahme, 1996].

Imagens tomográficas são representações bidimensionais de estruturas situadas dentro de um selecionado plano ou profundidade em um objeto tridimensional. Técnicas modernas de tomografia tal como PET (Positron Emission Tomography), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) e MRI (Magnetic Resonance Imaging) usam dados quantitativos de projeções obtidos por sistemas de detecção fixos ou rotativos ao longo do objeto em estudo, sendo que um algoritmo matemático é utilizado para reconstruir as imagens de planos selecionados dentro deste. Os dados de entrada para a reconstrução da imagem tomográfica consiste de um conjunto de projeções de imagens bidimensionais padrões tomadas de diferentes ângulos em relação ao objeto de estudo, sendo possível gerar ou reconstruir a distribuição de atividade bidimensional original no plano, contanto que um número suficiente de projeções sejam tomadas sobre um intervalo adequado de ângulos de projeção [Sorenson e Phelps, 1987].

Em equipamentos tomográficos como CT (Computerized Tomography), basicamente, um estreito feixe de raios-X “varre” a uma determinada região do corpo movendo-se em sincronia com detetores situados no lado oposto do corpo. A partir de um determinado número de transmissões tomados em diferentes orientações do conjunto fonte/detector determina-se a distribuição dos coeficientes de atenuação. Desta forma, atribuindo-se diferentes níveis para diferentes coeficientes de atenuação torna-se possível reconstruir-se imagens que representem as diferentes estruturas com diferentes coeficientes de atenuação. Tais representações constituem as imagens por tomografia computadorizada (CT).

Geralmente o processo de reconstrução de imagens via CT, bem como de outras modalidades de tomografia, exigem um processo matemático de considerável complexidade e, portanto, são processadas através de algoritmos computacionais. Dentre estes, métodos de detecção de contornos são desenvolvidos com a capacidade de distinção entre as diferentes estruturas existentes, tais como pulmão e estrutura óssea, além de fornecer uma série de múltiplos contornos que são utilizados para a visualização volumétrica das diferentes estruturas em estudo [Chen, 1996].

Assim a aplicação de tomografias computadorizadas permitem obter-se dois tipos de informações bastante úteis em planos de tratamento que são: a) delimitação do volume alvo e estruturas vizinhas em relação ao contorno externo; b) fornecimento de dados quantitativos em relação a heterogeneidade dos tecidos. A delimitação precisa da superfície de contorno, estruturas internas, e volume do volume não são apenas cruciais para a otimização do tratamento, mas também necessária para o cálculo preciso da distribuição de dose.

Imagens médicas também são importantes no período pós-tratamento, afim de acompanhar as mudanças no tumor em resposta ao tipo de terapia adotada. Com apropriados programas computacionais é possível analisar uma série de imagens para medir volumes e outras grandezas relevantes do tumor em função do tempo.

Referências Bibliográficas

1. Akabani G. e outros [1991]. ***Estimates of Betas Absorbed Fractions in Small Tissue Volumes for Selected Radionuclides.*** J Nucl Med, V. 32, p. 835-839.
2. Akabani G. e outros [1997]. ***Patient-Specific Dosimetry Using Quantitative SPECT Imaging and Three-Dimensional Discrete Fourier Transform Convolution.*** J Nucl Med, V.38, p. 308-314.
3. Al-Beteri A . A. [1993]. ***Raeside DE. Designing, benchmarking, and applying a Monte Carlo electron transport code.*** Computer Methods and Programs in Biomedicine, V. 39, p. 147-167.
4. Badger C. C. e Fisher D. R. [1994]. ***The Importance of Accurate Radiation Dosimetry in Radioimmunotherapy of Cancer.*** J Nucl Med, V. 35, Editorial.
5. Bardiès M. e Myers M. J. [1996]. ***Computational methods in radionuclide dosimetry.*** Phys. Med. Biol., V. 41, p. 1941-1955.
6. Beatty e outros. [1994]. ***Application of the cross-organ beta dose method for tissue dosimetry in tumor-bearing mice treated with a ⁹⁰Y-labeled immunoconjugate.*** Cancer (suppl); V. 73, p. 958-965.
7. Bell G. I., Glasstone, S. [1970] ***Nuclear Reactor Theory.*** Malabar, Flo: Krieger.
8. Berger M. [1963]. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. In: Alder B., Fernbach S. e Rotenberg M. [1963]. ***Eds.***

- Methods in Computational Physics. V. 1: Statistical Physics.** New York, N.Y.: Academic. V. 1, p. 135-215.
9. Booth T. E. [1985]. **A sample problem for variance reduction in MCNP.** Los Alamos National Laboratory. (LA-10363-MS).
 10. Bouchet L. G. e outros [1996]. **A revised dosimetric model of the adult head and brain** J. Nuc. Med, V. 37, p. 1226-1236.
 11. Brahme A [1996]. **Recent developments in radiation therapy planning and treatment optimization.** Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, V. 19, p. 53-66.
 12. Briemeister J. F. [1997]. **MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transporte Code (Version 4B).** Los Alamos National Laboratory. (LA-12625-M).
 13. Centro de Informações Nucleares [1988]. Comissão Nacional de Energia Nuclear: **Energia Nuclear e Medicina.** Rio de Janeiro. (CIN/AI/N.14).
 14. Chen GTY e outros. [1996]. **Imaging: The Basis for Effective Therapy.** In: Meyer J. L. e Purdy J. A. eds. 3-D conformal radiotherapy. Front Radiat Ther Oncol. Basel, Karger, V. 29, p. 31-42.
 15. Claus, W. D. [1958]. **Radiation Biology and Medicine.** New York, N. Y.: Addison-Wesley.
 16. Cristy, M. and Eckerman, K. F. [1987]. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons sources.** Oak Ridge, TN, Oak Ridge National Laboratory. (ORNL/TM-8381/V1-V7).
 17. DeNardo G. L. e outros. [1985]. **Requirements for a treatment planning system for radioimmunotherapy.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. V. 11, p. 335-348.
 18. DeNardo e outros [1998]. **Yttrium-90-DOTA-peptide-chimeric L6 radioimmunoconjugate: efficacy and toxicity in mice bearing p53 mutant human breast cancer xenografts.** J. Nuc. Med, V. 39, p. 842-849.

19. Eckerman K. F. [1986]. **Aspects of Dosimetry of Radionuclides within the Skeleton with Particular Emphasis on the Active Marrow.** In: A. T. Achlafke-Stelson e Watson E. E. eds. Fourth International Radiopharmaceutical Dosimetry. Oak Ridge, TN, Oak Ridge Associated Universities. (CONF-851113).
20. Ellis F. [1994]. **History of Brachytherapy.** In: Williamson J. F Ed. AAPM Summer School, July 18-22. **Lectures...**San Diego: University of San Diego, Calif.
21. Erdi A. K. e outros [1996]. **Treatment planning for radio-immunotherapy.** Phys. Med. Biol. V. 41, p. 2009-2026.
22. Erwin W. D. e outros [1996]. **A Radioimmunoimaging and MIRD Dosimetry Treatment Planning Program for Radioimmunotherapy.** Nuclear Medicine & Biology, V. 23, p. 525-532.
23. Fisher D. R. [1994] **Radiation Dosimetry for Radioimmunotherapy.** Cancer supplement, V. 73, No.3.
24. Fraass B. A. [1993]. **Investigating the potential of three-dimensional treatment planning.** Medical Progress through Technology, V. 18, p. 227-238.
25. Furhang E. E. e outros. [1996]. **A Monte Carlo approach to patient-specific dosimetry.** Med. Phys., V. 23, p. 1523-1529.
26. Furhang E. E. e outros. [1997]. **Implementation of a Monte Carlo dosimetry method for patient-specific internal emitter therapy.** Med. Phys., V. 24,
27. Giap H. B. e outros. [1995a]. **Validation of a dose-point kernel convolution technique for internal dosimetry.** Phys. Med. Biol., V. 40, p. 365-381.
28. Giap H. B. e outros. [1995b]. **Development of a SPECT-Based Three-Dimensional Treatment Planning System for Radioimmunotherapy.** J Nucl Med.;V. 36, p. 1885-1894.

29. Goiten M. [1985]. ***Causes and consequences of inhomogeneous dose distributions in radiation therapy.*** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. V. 12, p. 701-704.
30. Goudsmit S. e Saunderson J. L. [1940]. ***Multiple scattering of electrons.*** Phys. Review, V. 57, p. 24-27.
31. Greer K. L. e Scarfone C. [1996]. ***Data Spectrum corporation SPECT phantom user's manual.*** Data Spectrum Corporation.
32. Guimarães M. I. [1995]. ***Desenvolvimento do Manequim Matemático do Homem Brasileiro para Cálculos de Dosimetria Interna.*** São Paulo: Tese (Doutorado), IPEN.
33. Haken R. K. T. e outros. [1996]. ***Tissue Inhomogeneity in the Thorax: Implications for 3-D Treatment Planning.*** Front Radiat Ther Oncol. Basel, Karger, V. 29, p. 180-187.
34. Harling O. K. e outros [1992]. ***Boron neutron capture therapy and radiation synovectomy research at the Massachusetts Institute of Technology research reactor.*** Nucl. Sci. Eng., V. 110, p. 330-348.
35. Hatanaka H [1990]. ***Clinical results of Boron Neutron Capture Therapy*** In: Harling O. K., Bernard J. A. e Zamenhof R. G. eds. International Workshop on Neutron Beam Design, Development and Performance for Neutron Capture Therapy, Plenum Publishing Corp.
36. Hosono M. e outros. [1994]. ***Treatment of Small-Cell Lung Cancer Xenografts with Iodine-131-Anti-Neural Cell Adhesion Molecule Monoclonal Antibody Evaluation of Absorbed Dose in Tissue.*** J. Nucl. Med.; V. 35, p. 296-300.
37. Howel R. W. [1994]. ***The MIRD Schema: From Organ to Cellular Dimensions.*** J. Nucl. Med.; V. 35, p. 531-533.

38. Howel R. W. e Rao D. V. [1989]. **Macroscopic dosimetry for radioimmunotherapy: Nonuniform activity distributions in solid tumors.** Med. Phys., V. 16, p. 66-74.
39. Huda W. e Atherton J. V. [1995]. **Energy imparted in computed tomography.** Med. Phys., V. 22, p. 1263-1269.
40. Hui T. E. e outros [1994]. **A Mouse model for calculating cross-organ beta doses from Yttrium-90-labeled immunoconjugates.** Cancer suppl., N. 3, V.73, p. 951-957.
41. Humm J. L. [1986]. **Dosimetric Aspects of Radiolabeled Antibodies for Tumor Therapy.** J. Nucl. Med., V. 27, p. 1490-1497.
42. Humm J. L. e outros. [1993]. **Microdosimetry concepts in radioimmunotherapy.** Med. Phys., V. 20, p. 535-541.
43. Humm J. L. [1996]. **Problems and Advances in the Dosimetry of Radionuclide Targeted Therapy.** Recent Results in Cancer Research, V. 141, p. 37-65.
44. International Commission on Radiological Protection. [1974]. **Report of the Task Group on Reference Man.** Oxford: Pergamon. (ICRP-23).
45. Jenkins T.M. e outros. [1988]. **Monte Carlo Transport of Electrons and Photons.** New York, N. Y.: Plenum.
46. Johnson J. C. e outros. [1992]. **Calculation of radiation dose at a bone-to-bone marrow interface using Monte Carlo modeling techniques (EGS-4).** J. Nuc. Med., V. 33, p. 623-628.
47. Kawrakow I. e outros. [1996]. **3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC).** Med. Phys., V. 23, p. 445-457.
48. Keenan A. M. e outros. [1985]. **Monoclonal Antibodies in Nuclear Medicine.** J. Nucl. Med., V. 26, p. 531-537.

49. Khan F. [1984]. ***The Physics of Radiation Therapy***. Williams&Wilkins. Baltimore.
50. Kolbert K. S. e outros. [1997]. ***Implementation and Evaluation of Patient-Specific three-Dimensional Internal Dosimetry***. J. Nucl. Med.; V. 38, p. 301-308.
51. Langmuir V. K. e Sutherland R. M. [1988] ***Dosimetry models for radioimmunotherapy***. Med. Phys., V. 15, p. 867-873.
52. Leichner P. K. e outros. [1990]. ***Dosimetry and Treatment Planning in Radioimmunotherapy***. . In: Vaeth J. M. e Meyer J. L. eds. The Present and Future Role of Monoclonal Antibodies in the Management of Cancer. Front Radiat Ther Oncol. Basel, Karger, V. 24, pp.109-120.
53. Leichner P. K. [1994] ***A Unified Approach to Photon and Beta Particle Dosimetry***. J. Nucl. Med., V. 35, p. 1721-1729
54. Leichner P. K. [1993]. ***Tumor dosimetry in radioimmunotherapy methods of calculation for beta particles***. Med. Phys., V. 20, p. 529-534.
55. Lichter A. S. e Haken R. K. T. [1995] ***Three-Dimensional Treatment Planning and Conformal Radiation Dose Delivery*** In: DeVita V. T. eds. Important Advances in Oncology, pp. 95-109.
56. Loats H. [1993]. ***CT and SPECT Image Registration and Fusion for Spatial Localization of Metastatic Processes Using Radiolabeled Monoclonals***. J. Nucl. Med.; V. 34, p. 562-566.
57. Loevinger R. e Berman M. [1968]. ***A schema for absorbed dose calculations for biologically distributed radionuclides***. J. Nucl. Med., Suppl. 1, V. 9, p. 5-14.
58. Loevinger R. e outros. [1988]. ***MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations***. New York, N. Y.: Society of Nuclear Medicine.

59. Macey D. J. e outros. [1990]. **A treatment planning for Radioimmunotherapy**. Front. Radiat. Ther. Oncol. Basel, Karger, vol.24, pp.123-131.
60. Mardirossian G. e outros [1999]. **A new rectal model for dosimetry applications**. J. Nuc. Med., V. 40, p. 1524-1531.
61. Meredith R. F. e outros. [1993]. **Dosimetry of solid tumors**. Med. Phys. V. 20. P. 583-592.
62. Morin R. L. [1988]. **Monte Carlo Simulation in the Radiological Sciences**. Boca Raton, Flo, :CRC.
63. Muthuswamy M. S. e outros [1996] **A quantitative study of radionuclide characteristics for radioimmunotherapy from 3D reconstructions using serial autoradiography**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. V. 35, p. 165-172.
64. Nath R. [1994]. **Physical properties and clinical uses of brachytherapy radionuclide**. In: Williamson J. F ed. AAPM Summer School, July 18-22. **Lectures...**San Diego: University of San Diego, Calif.
65. Nicholson e outros. [1995]. **Radioimmunotherapy after chemotherapy compared to chemotherapy alone in the treatment of advanced ovarian cancer: a matched analysis**. Anticancer Res., V 15, p. 2435-2436.
66. NIGG D. W. e ENG D. [1994]. **Methods for radiation dose distribution analysis and treatment planning in boron neutron capture therapy**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., V.28, n.5, p. 1121-1134.
67. O'Donoghue J. A. [1996]. **Optimal Therapeutic Strategies for Radioimmunotherapy**. Recent Results in Cancer Rresearch, V. 141, p. 77-99.
68. O'Donoghue J. A. [1994]. **The Impact of Tumor Cell Proliferation in Radioimmunotherapy**. Cancer supplement, V. 73, No.3, p. 974-980.
69. Ott R. J. [1996]. **Imaging technologies for radionuclide dosimetry**. Phys. Med. Biol., V. 41, p. 1885-1894.

70. Prestwich W. V. e outros. [1989]. ***Beta Dose Point Kernels for Radionuclides of Potential Use in Radioimmunotherapy***. J. Nucl. Med., V. 30, p. 1036-1046.
71. Radiation Internal Dose Information Center (RIDIC). [1996]. Short Course on Occupational Internal Dosimetry, October, 7-11. Oak Ridge Institute for Science and Education, ORISE. Oak Ridge, TN.
72. Radiation Internal Dose Information Center (RIDIC).[1997]. Short Course on Radiopharmaceutical Internal Dosimetry, March 17-21. Oak Ridge Institute for Science and Education, ORISE. Oak Ridge, TN.
73. Riauka T. e outros. [1996]. ***Experimental and numerical investigation of the 3D SPECT photon detection kernel for non-uniform attenuating media***. Phys. Med. Biol., V. 41, p. 1167-1189.
74. Roberson P. L. e outros. [1994]. ***Three-Dimensional reconstruction of monoclonal antibody uptake in tumor and calculation of beta dose-rate nonuniformity***. Cancer supplement, V. 73, N.3, p. 912-918.
75. Roberson P. L. e outros. [1992]. ***Three-Dimensional Tumor Dosimetry for Hepatic Yttrium-90-Microsphere Therapy***. J. Nuc. Med., V. 33, p. 735-738.
76. Serafini A. N. [1993]. ***From Monoclonal Antibodies to Peptides and Molecular Recognition Units: An Overview***. J. Nucl. Med., V. 34, p. 533-536.
77. Sgouros G. e outros [1990]. ***Treatment Planning for Internal Radionuclide Therapy: Three-Dimensional Dosimetry for Nonuniformly Distributed Radionuclides***. J. Nucl. Med., V. 31, p. 1884-1891.
78. Sgouros G. e outros [1993]. ***Three-Dimensional Dosimetry for Radioimmunotherapy Treatment Planning***. J. Nucl. Med., V. 34, p. 1595-1601.
79. Sgouros G. [1993]. ***Bone Marrow Dosimetry for Radioimmunotherapy: Theoretical Considerations***. J. Nucl. Med., V. 34, p. 689-694.
80. Society of Nuclear Medicine [1999]. ***The History of Nuclear Medicine***. Endereço Internet: www.snm.org/nuclear/history.html.

81. Snyder e outros. [1975]. **"S", Absorbed Dose per Unit Cumulated Activity for Selected Radionuclides and Organs**. MIRD Pamphlet No 11 New York: Society of Nuclear Medicine.
82. Snyder e outros. [1978]. **Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom**. MIRD Pamphlet n.5, revised.
83. Sorenson J. A. e Phelps M. E. [1987]. **Physics in Nuclear Medicine** 2. ed. Philadelphia: WB Saunders.
84. Sprawls P. Jr. [1995]. **Physical Pinciples of Medical Imaging** 2. Ed. Madison: Medical Physics.
85. Stabin M.G. [1996]. **MIRDOSE – The personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine**. J. Nucl. Med., V. 37, p. 538-546.
86. Stabin e outros [1999]. **Monte Carlo calculation of dose conversion factors for a new generation of dosimetry phantoms**. J. Nucl. Med., V. 40, N. 5, suppl., p. 311p.
87. Stephenson J. A. e Wiley A. L. [1995]. **Current Techniques in Three-Dimensional CT Simulation and Radiation Treatment Planning**. Oncology, V. 9, N.11, p. 1225-1232.
88. Stöcklin G. e outros [1995]. **The Impact of Radioactivity on Medicine** Radiochimica Acta, V. 70/71, p. 249-272.
89. Tawil R. A. e outros [1995]. **A system for High Precision Dosimetry**. HARSHAW/BICRON Radiation Measurement Products, 6801 Cochran Road, Solon, OH 44139, Anals of 11th International Conference on Solid State, Budapest, Hungary.
90. Warner G. G. e Graig Jr. A. M. [1968] **ALGAM: A Computer Program for Estimating Internal Dose from Gamma Ray Sources in a Man Phantom**. Oak Ridge, TN, Oak Ridge National Lab., (ORNL-TM-2250).

91. Wilder B. R. e outros. [1996]. ***Radioimmunotherapy: Recent Results and Future Direction***. Journal of Clinical Oncology, V. 14, N.4, p.1383-1400.
92. Williams L. E. [1995]. ***Estimation of Absorbed Doses in Radioimmunotherapy***. Med. Phys., V. 22, N.6, p. 958.
93. Yoriyaz H. e outros [2000]. ***Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code*** Med. Phys. Trabalho aceito. A ser publicado em Julho de 2000.
94. Yoriyaz H e Stabin M. [1998]. ***Use of MCNP 4B to calculate dose distributions in a voxelized phantom*** J. Nuc. Med., V.39, N. 5, suppl., p. 83p.
95. Yoriyaz H e Stabin M. [1997]. ***Electron and Photon Transport in a Model of a 30 g Mouse***. J. Nuc. Med., V. 38, N. 5, suppl., p. 228P.
96. Yorke E. D. e outros [1993]. ***Multicellular dosimetry for beta-emitting radionuclides: Autoradiography, thermoluminescent dosimetry and three-dimensional dose calculations***. Med. Phys., V. 20, p. 543-550.
97. Zubal, G. e outros. [1990]. ***High resolution anthropomorphic phantom for Monte Carlo analysis of internal radiation sources***. In: Third Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, June 3-6, Chapel Hill.. ***Proceedings***...Chapel Hill: IEEE Computer Society, p. 540-546.
98. Zubal G. e outros. [1994]. ***Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy***. Med. Phys., V. 21, p. 299-302.
99. Zubal G. e Harrell C. R. [1991]. ***Voxel-based Monte Carlo Calculations of Nuclear Medicine Images and Applied Variance Reduction Techniques***. Proceedings of Information Processing in Medical Imaging., 12th International Conference IPMI'91, July, Wye, p23-33.