

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

TESE DE DOUTORADO

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL PARA
AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM RATOS

PAULO HENRIQUE RIBEIRO PEIXOTO

ORIENTADOR:

PROF. DR. FERNANDO ROBERTO DE ANDRADE LIMA

CO-ORIENTADOR:

PROF. DR. JOSÉ WILSON VIEIRA

RECIFE - PERNAMBUCO - BRASIL

JUNHO - 2008

Paulo Henrique Ribeiro Peixoto

Desenvolvimento de um Modelo Computacional para Avaliações Dosimétricas em Ratos

Tese de Doutorado, apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor em Ciências. Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco.

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

Co-orientador: Prof. José Wilson Vieira, D.Sc.

Recife
2008

P379d

Peixoto, Paulo Henrique Ribeiro.

Desenvolvimento de um modelo computacional para avaliações dosimétricas em ratos / Paulo Henrique Ribeiro Peixoto. - Recife: O Autor, 2008.

149 folhas, il : figs.,grafs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares 2008.

Inclui bibliografia e Apêndices

1. Energia Nuclear. 2. Dosimetria. 3. Modelo tomográfico. 4. Rato. 5. .Fração absorvida. 5. MCNP I. Título.

UFPE

612.01448

CDD (22. ed.)

BCTG/2007-140

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM RATOS

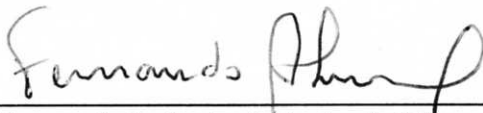
Paulo Henrique Ribeiro Peixoto

APROVADO EM: 20.06.2008

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. José Wilson Vieira

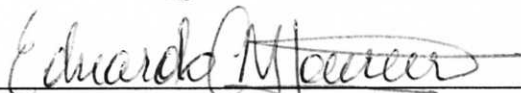
COMISSÃO EXAMINADORA:



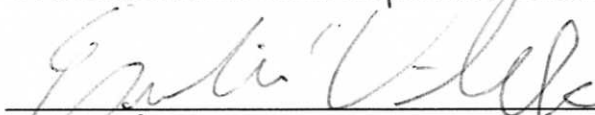
Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima – CRCN-NE/CNEN



Prof. Dr. Hélio Yoriyaz – IPEN/CNEN



Prof. Dr. Eduardo César de Miranda Loureiro - UPE

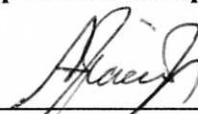


Prof. Dr. Êudice Correia Vilela – CRCN-NE/CNEN



Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Não foi fácil chegar aqui.

Se consegui, foi porque o Senhor me sustentou.

À minha amada esposa, Isabel.

Essa conquista é nossa.

Sumário

1	Introdução	16
2	Teoria, Conceitos Básicos e Revisão da Literatura	20
2.1	Simulações Monte Carlo em Física Radiológica Médica	20
2.2	Aspectos Básicos do Transporte de Fótons e Elétrons	22
2.2.1	Interação de fótons com a matéria	23
2.2.2	Interação de elétrons com a matéria	25
2.3	Dosimetria Interna: O Esquema MIRD	27
2.4	Fantomas de Ratos	29
3	Construção de um Fantoma de Rato Wistar Macho Adulto a Partir de Imagens Tomográficas	34
3.1	Obtenção das imagens tomográficas	34
3.2	Segmentação e classificação das imagens tomográficas obtidas	37
3.3	Especificação da composição atômica e da densidade de massa dos diferentes órgãos e tecidos do fantoma	53
3.4	Comparações de resultados	57
3.5	Informações necessárias ao acoplamento do fantoma de rato a um código computacional para cálculos dosimétricos	59
4	Cálculo de Frações Absorvidas para Fontes de Fótons e Elétrons de Várias Energias	62

4.1	Cálculo de frações absorvidas	62
4.1.1	Resultados para fótons	65
4.1.2	Resultados para elétrons	71
4.2	Um exemplo de cálculo de dose absorvida segundo o esquema MIRD	75
4.3	Comparações de resultados	80
5	Conclusões e Perspectivas	88
5.1	Conclusões	88
5.2	Perspectivas	89
	Referências Bibliográficas	91
A	Acoplamento do Fantoma de Rato ao MCNP e Preparação dos Inputs para Cálculos de Frações Absorvidas	97
A.1	O MCNP	97
A.2	Um arquivo de entrada para cálculos de frações absorvidas no fantoma de rato	100
A.3	Os demais arquivos de entrada para cálculos de frações absorvidas	116
B	Tabelas de Frações Absorvidas para Fótons Emitidos de Diferentes Órgãos ou Tecidos	117
C	Tabelas de Frações Absorvidas para Elétrons Emitidos de Diferentes Órgãos ou Tecidos	129

Lista de Figuras

2.1	Simulação, com o código VMC, de uma seção de teleterapia. Um feixe de elétrons é projetado em direção a um tumor no peito, e o objetivo é ajustar parâmetros do feixe para evitar maiores doses no pulmão direito. As curvas coloridas são curvas de isodoses. [Extraída de ROGERS, 2002].	22
2.2	Saída EGS_Windows de uma simulação com o código EGS4 [adaptada de ROGERS, 2002].	27
2.3	Imagem tomográfica bidimensional correspondendo a uma fatia (tridimensional) de um paciente [extraída de BUSHBERG <i>et al.</i> , 2002].	31
2.4	Visualização do fantoma estilizado de rato desenvolvido por Konijnenberg e colaboradores [adaptada de KONIJNENBERG <i>et al.</i> , 2004].	32
3.1	Espécime na posição em que foi posto para obtenção das imagens tomográficas.	35
3.2	Imagem tomográfica 59/155, mostrando parte do coração, dos pulmões e do esqueleto.	35
3.3	(a) Dimensões de um pixel e (b) espessura de uma fatia, ilustradas com a imagem tomográfica 59/155.	36
3.4	Imagem 3D do espécime reconstruída pelo tomógrafo. Em destaque, um corpo não identificado.	36

3.5	Imagens tomográficas (a) 77/155 e (b) 78/155. A presença do corpo estranho na imagem 78 (a primeira em que ele aparece) resultou no escurecimento geral da mesma, revelando que o corpo tem coeficiente de atenuação linear superior a qualquer dos tecidos do rato no plano da imagem.	37
3.6	(a) Fotografia de uma seção transversal do tórax de um rato (rotacionada de 180°), mostrando parte do coração e dos pulmões. (b) Desenho ilustrando a posição em que o rato foi posto para obtenção das fotografias de seções transversais, e também o plano correspondente à seção fotografada, além de mostrar que a vista é no sentido cauda cabeça (como nas imagens tomográficas obtidas neste trabalho). [Adaptado de HAYAKAWA <i>et al.</i> , 1997.]	39
3.7	Fotografia do esqueleto de um camundongo [extraída de IWAKI <i>et al.</i> , 2001].	39
3.8	Curva de calibração dos tons de cinza de uma imagem tomográfica, onde são apresentados a largura da janela W , o nível L , os pontos de modulação P_1 e P_2 e os pontos extremos P_{min} e P_{max}	40
3.9	(a) Imagem tomográfica 126/155, com o valor máximo da largura da janela (W); (b) a mesma imagem, com W reduzido para 5% de seu valor máximo e L ajustado para destacar os testículos. (O pequeno valor de W torna perceptíveis os ruídos na imagem.)	41
3.10	Imagens 3D do contorno do fantoma, geradas com o programa IDL, mostrando (a) ventre, (b) dorso e (c) lateral direita do mesmo.	43
3.11	Imagens 3D do esqueleto do fantoma, geradas com o programa IDL, exibindo vistas (a) ventral, (b) sagital e (c) dorsal do mesmo.	44
3.12	(a) Imagens 3D do baço do fantoma, geradas com o programa IDL, e (b) fotografia do torso de um rato mostrando vísceras da cavidade abdominal, com o baço em destaque [adaptado de HAYAKAWA <i>et al.</i> , 1997].	45

3.13	(a) Fotografia do torso de um rato mostrando vísceras da cavidade abdominal, com destaque para os intestinos. (b) Fotografia de uma seção transversal do abdômen de um rato, mostrando parte dos intestinos. [Adaptado de HAYAKAWA <i>et al.</i> , 1997].	47
3.14	Imagens 3D dos intestinos do fantoma, geradas com o programa IDL. . . .	47
3.15	Imagens tomográficas segmentadas 61/155, 76/155, 107/155 e 125/155. . .	49
3.16	Imagens tomográficas segmentadas 1/155 a 77/155.	50
3.17	Imagens tomográficas segmentadas 78/155 a 155/155.	51
3.18	Parte superior: imagem de seção sagital do fantoma, gerada com o programa FANTOMAS, mostrando parte do pulmão esquerdo, do coração, do fígado, dos intestinos, da bexiga e do testículo direito. Parte inferior: fotografia de uma seção sagital de um rato [adaptada de HAYAKAWA <i>et al.</i> , 1997].	52
3.19	(a) Imagem tomográfica segmentada 83/155 e (b) fotografia de uma seção transversal do abdômen de um rato [adaptada de HAYAKAWA <i>et al.</i> , 1997], ambas mostrando parte dos rins.	52
3.20	Imagens 3D do fantoma geradas com o programa IDL, mostrando: (a) rins, bexiga e testículos; (b) coração e estômago; (c) pulmões e baço; (d) fígado; (e) intestinos.	53
3.21	Sentido de variação dos índices i ($1 \leq i \leq 118$), j ($1 \leq j \leq 76$) e k ($1 \leq k \leq 157$) dos elementos de matriz salvos no arquivo RAT3D.dat. . . .	60
4.1	Frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes para fótons de várias energias.	67
4.2	Coeficiente linear de absorção de energia (μ_{en}) e outros coeficientes como função da energia para fótons em água [adaptado de TURNER, 2004]. (O coeficiente de atenuação σ_r para espalhamento Rayleigh foi incluído pelo autor para comparação.)	68
4.3	Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado.	69
4.4	Frações absorvidas específicas para fótons, fonte = fígado.	71

4.5	Frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes para elétrons de várias energias.	72
4.6	Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado.	74
4.7	Frações absorvidas pelo contorno do fantoma de rato, para fontes de elétrons de várias energias e em diferentes regiões.	75
4.8	Frações auto-absorvidas pelo fígado para fótons e elétrons de várias energias.	76
4.9	Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = (a) coração, (b) pulmões, (c) fígado, (d) estômago, (e) rins, (f) intestinos.	83
4.10	Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = (a) baço, (b) bexiga, (c) esqueleto, (d) outros tecidos.	84
4.11	Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado, alvo = (a) coração, (b) pulmões, (c) fígado, (d) estômago, (e) rins, (f) intestinos.	85
4.12	Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado, alvo = (a) baço, (b) es- queleto, (c) outros tecidos.	86
4.13	Frações absorvidas específicas para fótons, fonte = fígado, alvo = bexiga. .	87
4.14	Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = pulmões.	87
A.1	(a) Localização da célula (0,0,0) da rede e (b) ordem em que os rótulos das superfícies que limitam essa célula aparecem no cartão que define a rede. (As dimensões da célula (0,0,0) estão exageradas na figura.)	109
A.2	(a) Imagem tomográfica segmentada 61/155 e (b) imagem da fatia corres- pondente do fantoma gerada com o PLOT.	115

Lista de Tabelas

3.1	Órgãos e tecidos segmentados e IDs reservados para os mesmos.	42
3.2	Densidade de massa e composição atômica de cada órgão, tecido ou região segmentada.	55
3.3	Número de voxels e massas dos órgãos e tecidos do fantoma.	56
3.4	Comparação dos valores de massa dos órgãos do fantoma desenvolvido neste trabalho com os resultados observados em outras investigações.*	58
4.1	Diretrizes para interpretação de valores de R^*	65
4.2	Frações auto-absorvidas pelo fígado estimadas, por interpolação*, para energias de fótons e elétrons emitidos pelo Tc-99m. [O número médio de partículas por decaimento e as energias das mesmas foram obtidas de BUSHBERG <i>et al.</i> , 2002.]	77
4.3	Frações auto-absorvidas pelo fígado estimadas, por cálculo direto, para energias de fótons e elétrons emitidos pelo Tc-99m. (As frações absorvidas estimadas por interpolação são reapresentadas para comparação.)	80
B.1	Frações absorvidas para fótons, fonte = contorno.*	118
B.2	Frações absorvidas para fótons, fonte = coração.*	119
B.3	Frações absorvidas para fótons, fonte = pulmões.*	120
B.4	Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado.*	121
B.5	Frações absorvidas para fótons, fonte = estômago.*	122
B.6	Frações absorvidas para fótons, fonte = rins.*	123
B.7	Frações absorvidas para fótons, fonte = intestinos.*	124

B.8	Frações absorvidas para fótons, fonte = baço.*	125
B.9	Frações absorvidas para fótons, fonte = bexiga.*	126
B.10	Frações absorvidas para fótons, fonte = testículos.*	127
B.11	Frações absorvidas para fótons, fonte = esqueleto.*	128
C.1	Frações absorvidas para elétrons, fonte = contorno.*	130
C.2	Frações absorvidas para elétrons, fonte = coração.*	131
C.3	Frações absorvidas para elétrons, fonte = pulmões.*	132
C.4	Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado.*	133
C.5	Frações absorvidas para elétrons, fonte = estômago.*	134
C.6	Frações absorvidas para elétrons, fonte = rins.*	135
C.7	Frações absorvidas para elétrons, fonte = intestinos.*	136
C.8	Frações absorvidas para elétrons, fonte = baço.*	137
C.9	Frações absorvidas para elétrons, fonte = bexiga.*	138
C.10	Frações absorvidas para elétrons, fonte = testículos.*	139
C.11	Frações absorvidas para elétrons, fonte = esqueleto.*	140

Agradecimentos

Direta ou indiretamente, várias pessoas contribuíram para a realização deste trabalho. A todas elas sou muito grato.

Agradecimentos especiais...

- Ao meu orientador, o prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima, por sua orientação, apoio e confiança.
- Ao meu co-orientador, o prof. Dr. José Wilson Vieira. Sem suas contribuições, a caminhada teria sido muito mais árdua.
- Ao prof. Dr. Hélio Yoriyaz, do IPEN-SP, e ao prof. Dr. Michael G. Stabin, da *Vanderbilt University*, que também deram contribuições incomensuráveis para este trabalho.
- Ao comitê de acompanhamento, composto pelos professores doutores Eduardo César de Miranda Loureiro, da UPE, Borko Stosic e Laélia Pumilla Botelho Campos dos Santos, ambos da UFRPE, por suas valiosas críticas e sugestões.
- Ao CNPq, pela bolsa concedida durante parte de meu período de doutoramento.
- Ao CEFET-Petrolina, por ter me concedido redução de carga horária durante um ano, para que eu pudesse finalizar meus estudos.
- Aos meus pais, Raimundo e Miralva, à minha esposa, Isabel, e aos meus filhos, João Victor e João Henrique, que, perto ou longe, sempre me alimentaram com o seu amor.
- Por fim - e principalmente - a Deus, porque sem Ele eu nada seria.

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM RATOS

Autor: Paulo Henrique Ribeiro Peixoto

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima

Co-orientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Resumo

Ratos são comumente utilizados como modelos experimentais em testes pré-clínicos na área de medicina nuclear. Torna-se, pois, de grande importância a realização de estimativas precisas de doses absorvidas nesses animais, para explicação e controle da toxicidade potencial da radiação, observada durante os testes. Neste trabalho, um modelo tomográfico de um rato macho adulto da variedade Wistar foi desenvolvido a partir de um conjunto de 155 imagens CT axiais de um espécime de 310 g e 100 dias de vida. Após acoplamento desse modelo ao código computacional MCNP-4C, cálculos de frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias foram realizados. Todos os dados relativos ao modelo foram disponibilizados, assim como todas as frações absorvidas estimadas, que poderão ser usadas para a obtenção de estimativas de doses absorvidas - segundo a metodologia MIRD - em ratos de tamanho similar ao modelo apresentado. Em geral, os valores calculados para as massas dos órgãos neste estudo concordam relativamente bem com aqueles apresentados por Stabin e colaboradores (2006) para um modelo tomográfico de um rato Sprague-Dawley de 248 g. Porém, comparações feitas entre as frações absorvidas estimadas para esses dois modelos indicam que variações anatômicas nesses pequenos animais têm um efeito notável sobre os valores dessa grandeza. Várias possibilidades de continuidade deste trabalho foram vislumbradas, em particular envolvendo aplicações do modelo desenvolvido para cálculos mais específicos na área de medicina nuclear.

Palavras-chave: dosimetria, modelo tomográfico, rato, fração absorvida, MCNP.

DEVELOPMENT OF A COMPUTATIONAL MODEL FOR DOSE ASSESSMENT IN RATS

Author: Paulo Henrique Ribeiro Peixoto

Adviser: Fernando Roberto de Andrade Lima

Co-adviser: José Wilson Vieira

Abstract

Rats are commonly used as experimental models in preclinical tests in Nuclear Medicine. Therefore, it is of great importance to accomplish precise absorbed dose estimates in these small animals, for explanation and control of potential radiation toxicity, observed during the tests. In this work, a tomographic model of an adult male Wistar rat was developed starting from a group of 155 axial CT images of a 310 g and 100 days old specimen. After connecting the developed rat model to the MCNP-4C transport code, absorbed fraction (AF) calculations for photon and electron internal sources of several energies were performed. All data related to the developed phantom have been made available for the scientific community, as well as all estimated AF values, which could be used to obtain absorbed dose estimates - following the MIRD methodology - in rats similar in size to the presently developed phantom. In most cases, the calculated organ masses in this study agree relatively well with those presented by Stabin *et al* (2006) for a 248 g voxel-based Sprague-Dawley rat phantom. However, comparisons made between the AF results for these two models indicate that anatomic variations in these small animals have a notable effect on the estimated absorbed fraction values. Several possibilities of continuity for this work were shimmered, particularly involving applications of the developed model for more specific calculations in Nuclear Medicine.

Keywords: dosimetry, tomographic model, rat, absorbed fraction, MCNP.

Capítulo 1

Introdução

Na medicina nuclear, fontes internas de radiações ionizantes são usadas para a realização de diagnóstico ou terapia. Muito do progresso alcançado nesse campo deve-se ao uso de modelos experimentais, como ratos e camundongos, em testes pré-clínicos. Para que relações dose-efeito possam ser obtidas na avaliação de novos radiofármacos nesses animais, as doses absorvidas em vários órgãos e tecidos devem ser conhecidas tão precisamente quanto possível.

Estimativas de doses absorvidas podem ser obtidas através de simulações Monte Carlo do transporte de radiações ionizantes na matéria [STABIN *et al.*, 2006; STABIN; YORIYAZ, 2002; YORIYAZ *et al.*, 2001]. Para isso, inicialmente deve ser desenvolvido um modelo (ou fantoma¹) para o organismo considerado. Tal modelo, além de informações sobre a anatomia desse organismo, inclui a especificação da densidade de massa e da composição elementar para cada órgão ou tecido modelado. Todos esses dados devem ser então inseridos em um código computacional Monte Carlo apropriado (ou em um arquivo de entrada para esse código). Outros dados necessários a essas simulações incluem a especificação das fontes de radiação e do tipo de cálculo MC a ser realizado.

Cálculos de doses absorvidas para fontes internas usualmente seguem a metodo-

¹Neste trabalho é utilizada a expressão “fantoma”, ausente na língua portuguesa, devido a seu uso comum no meio científico brasileiro como uma pseudo-tradução da palavra “phantom” utilizada em alguns trabalhos científicos em língua inglesa para simuladores (físicos ou computadorizados) de forma e/ou composição de sistemas biológicos.

logia MIRD [LOEVINGER *et al.*, 1991] (descrita na seção 2.3), que envolve dois fatores básicos: uma estimativa do número total de desintegrações radioativas em vários órgãos “fontes”, e uma estimativa da dose absorvida, em um órgão “alvo” selecionado, por desintegração radioativa em um órgão fonte específico. O cálculo desse segundo fator (para cada um dos órgãos fontes) envolve a estimação - por simulação Monte Carlo - de uma grandeza denominada fração absorvida, que é definida, para cada tipo de partícula emitida no órgão fonte considerado, como a fração média da energia inicial dessa partícula que é absorvida pelo órgão alvo.

O *objetivo geral* deste estudo é o desenvolvimento de um fantoma tomográfico, a partir de imagens CT, de um rato macho adulto típico, da variedade Wistar (comumente utilizado como modelo experimental em testes pré-clínicos na área de medicina nuclear), e o uso desse modelo para a realização de cálculos de frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias. As frações absorvidas aqui estimadas poderão ser usadas pela comunidade científica para a obtenção de estimativas de doses absorvidas, segundo a metodologia MIRD, em ratos de massa próxima à do fantoma proposto, desde que sejam conhecidas as atividades iniciais nos órgãos fontes e as meias-vidas efetivas dos radiofármacos considerados. O fantoma também poderá ser utilizado para outros tipos de cálculo em radiologia, incluindo cálculos mais específicos em medicina nuclear (veja perspectivas na seção 5.2).

As seguintes tarefas foram definidas para este trabalho:

1. Obtenção, segmentação e classificação de um conjunto de imagens tomográficas para a construção de um fantoma de um rato macho adulto da variedade Wistar.
2. Acoplamento do fantoma construído ao código computacional MCNP.
3. Realização de cálculos Monte Carlo de frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias, seguida por análise e discussão dos resultados obtidos.
4. Comparação do fantoma e das frações absorvidas estimadas com dados da literatura.

5. Discussão de possíveis perspectivas de continuidade deste trabalho.

É importante destacar que a exatidão de estimativas Monte Carlo de doses absorvidas está relacionada à representatividade do modelo, em relação ao organismo real, à adequação do código computacional usado para as simulações de transporte de radiações ionizantes na matéria e à precisão dos cálculos Monte Carlo realizados.

A tese está organizada da seguinte forma:

- O **capítulo 2** apresenta a revisão de um conjunto mínimo de informações necessárias à compreensão deste trabalho por um leitor não especializado na área de dosimetria computacional. Em especial, a seção 2.4 pode ser também de interesse para o leitor que, embora trabalhe com dosimetria computacional (e, particularmente, com dosimetria interna), não tenha conhecimento dos trabalhos publicados sobre fantasmas de ratos.
- O **capítulo 3** descreve como foi realizada a construção de um fantoma de rato a partir de imagens tomográficas de um espécime macho adulto da variedade Wistar. As três etapas principais dessa construção são descritas nas três primeiras seções do capítulo. A seção 3.4 apresenta comparações entre o fantoma desenvolvido e outros fantasmas de ratos, e a seção final transmite quais são as informações necessárias ao acoplamento do fantoma a um código computacional para cálculos dosimétricos, independentemente de qual seja o código adotado.
- Na primeira seção do **capítulo 4** são discutidos resultados de cálculos de frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias, realizados após o acoplamento do fantoma de rato ao código MCNP-4C. A seção 4.2 mostra, através de um exemplo, como as frações absorvidas estimadas podem ser utilizadas em cálculos de doses absorvidas, segundo o esquema MIRD. A seção final do capítulo apresenta comparações de resultados com dados da literatura.
- O **capítulo 5** contém as principais conclusões alcançadas e perspectivas de possível continuidade para este trabalho.

- No **apêndice A**, o MCNP - código computacional utilizado para a realização de todas as simulações nesta tese - é apresentado ao leigo e, em seguida, a estrutura de um arquivo de entrada para cálculos de frações absorvidas em fantomas tomográficos é descrita em detalhes, tomando-se como exemplo o fantoma de rato desenvolvido.
- O **apêndice B** exibe tabelas com todas as frações absorvidas estimadas nesta tese para fótons emitidos de diferentes regiões do fantoma.
- O **apêndice C** exibe tabelas com todas as frações absorvidas estimadas nesta tese para elétrons emitidos de diferentes regiões do fantoma.

Capítulo 2

Teoria, Conceitos Básicos e Revisão da Literatura

2.1 Simulações Monte Carlo em Física Radiológica Médica

Na medicina, o uso de radiações ionizantes é feito em um campo genericamente designado por *radiologia*, que compreende a *radiologia diagnóstica*, a *radioterapia* e a *medicina nuclear*. Na radiologia diagnóstica é feito uso de radiação X para a produção de radiografias convencionais, radiografias digitais, mamografias, fluoroscopias e tomografias computadorizadas.¹ Na radioterapia, que se subdivide em teleterapia e braquiterapia, as radiações ionizantes são utilizadas no combate a tumores, sendo que na teleterapia a fonte de radiação está localizada a uma certa distância da região a ser tratada, enquanto na braquiterapia utilizam-se fontes seladas em contato com o tecido a ser tratado ou nele implantado. A medicina nuclear utiliza fontes não seladas tanto para terapia quanto para diagnóstico, neste último caso estando as informações obtidas mais relacionadas à fisiologia do que à anatomia do paciente.

¹Certas categorias de diagnóstico por imagem não fazem uso de radiações ionizantes, como a ultrassonografia e a ressonância magnética.

A *física radiológica médica* ocupa-se dos fenômenos físicos no campo da radiologia. Uma parte considerável dos avanços alcançados nessa área nas últimas décadas deve-se ao desenvolvimento e aprimoramento de códigos computacionais que utilizam técnicas Monte Carlo para simular o transporte de radiações ionizantes na matéria, concomitantemente ao constante aumento da capacidade de processamento dos computadores digitais. Por exemplo, Williamson e colaboradores desenvolveram um código Monte Carlo bastante sofisticado para transporte de fótons, que está otimizado para cálculos de dose em torno de uma fonte para braquiterapia [WILLIAMSON, 1995]. O código BEAM [ROGERS *et al.*, 1995] foi desenvolvido para modelar todos os tipos de aceleradores em teleterapia. O código VMC [KAWRAKOW, 2001] também foi criado para uso no planejamento de seções de teleterapia, como ilustra a Fig. 2.1. Códigos Monte Carlo de uso mais geral, como o MCNP [BRIESMEISTER, 2000] e o EGS [NELSON *et al.*, 1985], são também utilizados para a realização de cálculos de interesse em áreas como medicina nuclear [veja, por exemplo: YORIYAZ *et al.*, 2001; STABIN; YORIYAZ, 2002] e proteção radiológica [veja, por exemplo: KRAMER *et al.*, 2003; KRAMER *et al.*, 2004], entre outras [para mais exemplos, veja: ANDREO, 1991; ZAIDI, 2002].

A idéia geral da análise Monte Carlo é a criação de um modelo, que deve ser tão similar quanto possível ao sistema real de interesse, envolvendo interações com probabilidades de ocorrência conhecidas. Essas interações são simuladas através de amostragens de variáveis aleatórias. À medida que o número de eventos individuais (chamados “histórias”) é aumentado, cresce a qualidade do comportamento médio de grandezas de interesse relativas ao sistema, significando que os erros relativos correspondentes decrescem. Em princípio, qualquer sistema complexo pode ser modelado. Se forem conhecidas, por experiência ou de primeiros princípios, a distribuição de eventos que ocorrem no sistema, pode-se obter uma função densidade de probabilidade e realizar amostragens para simular o sistema real.

Aplicações de técnicas Monte Carlo em radiologia deverão continuar a crescer em número e em importância nos próximos anos, e poderão se tornar um método padrão para cálculos em planejamentos de tratamentos.

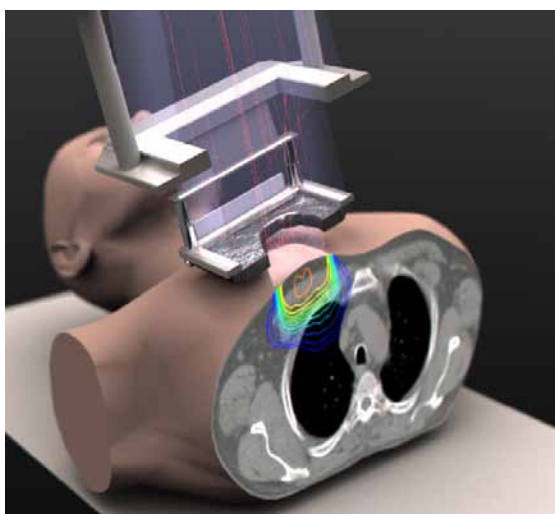


Figura 2.1: Simulação, com o código VMC, de uma seção de teleterapia. Um feixe de elétrons é projetado em direção a um tumor no peito, e o objetivo é ajustar parâmetros do feixe para evitar maiores doses no pulmão direito. As curvas coloridas são curvas de isodoses. [Extraída de ROGERS, 2002.]

2.2 Aspectos Básicos do Transporte de Fótons e Elétrons

As interações de fótons e elétrons com a matéria envolvem uma multiplicidade de fenômenos. Elétrons podem criar fótons por Bremsstrahlung e elétrons secundários de alta energia (raios δ), e fótons podem produzir elétrons e pósitrons. Adicionalmente, tanto fótons quanto elétrons podem sofrer vários espalhamentos. Assim, técnicas Monte Carlo são utilizadas para simular o transporte de radiações ionizantes na matéria, com o uso de distribuições de probabilidade governando as interações individuais de elétrons e fótons com o meio. Quando um grande número de histórias de partículas é simulado, obtém-se informações sobre as quantidades de interesse e suas distribuições. Essas técnicas são particularmente úteis no caso de estruturas heterogêneas e geometricamente complicadas.

Nesta seção são apresentadas informações básicas sobre interações de fótons e elétrons com a matéria. Para maiores detalhes, veja: TURNER, 2004; TURNER, 1995; ATTIX, 1986.

2.2.1 Interação de fótons com a matéria

As radiações X e gama são as de mais alta frequência no espectro eletromagnético e por isso sua interação com a matéria pode ser modelada no nível atômico ou sub-atômico, dispensando assim informações quanto à composição molecular do meio; a composição atômica deste é suficiente. Ao contrário de partículas carregadas, fótons são eletricamente neutros e não perdem energia de forma quase contínua à medida que penetram na matéria, podendo viajar uma certa distância antes de interagir com um átomo ou entre interações sucessivas. Quanto um dado fóton irá penetrar em um certo meio é descrito estatisticamente por uma probabilidade de interação por unidade de distância percorrida, chamada *seção de choque macroscópica* ou *coeficiente de atenuação*, e que depende do tipo de meio e da energia do fóton. Ocorrendo interação, o fóton pode ser absorvido e desaparecer ou pode ser espalhado, mudando sua direção de vôo com ou sem perda de energia.

Os três principais tipos de interação da radiação eletromagnética ionizante com a matéria são o *efeito fotoelétrico*, o *espalhamento Compton* e a *produção de par elétron-pósitron*. O efeito fotoelétrico é a ejeção de um elétron de um meio² como resultado da absorção de um fóton pelo mesmo. No espalhamento Compton, um fóton transfere parte de sua energia para um elétron, que é ejetado, e portanto o fóton espalhado possui maior comprimento de onda que o fóton incidente. Um fóton com uma energia no mínimo duas vezes a energia de repouso do elétron, mc^2 , pode ser convertido em um par elétron-pósitron no campo de um núcleo atômico. Produção de pares pode também ocorrer no campo de um elétron atômico, mas com probabilidade consideravelmente menor, e a energia limiar passa a ser $4mc^2$, em vez de $2mc^2$. Quando a produção de pares ocorre em um campo nuclear, o núcleo, com massa muito superior à do elétron, recua com energia desprezível, e portanto o balanço de energia fica expresso pela equação $h\nu = 2mc^2 + T_+ + T_-$, em que $h\nu$ é a energia do fóton, $2mc^2$ ($\approx 1,022$ MeV) é a energia de repouso do par elétron-pósitron e T_+ e T_- são as energias cinéticas iniciais do pósitron e do elétron, respectivamente. A

²Aqui, a expressão “meio” está sendo usada de forma genérica, podendo significar, por exemplo, um meio metálico ou um simples átomo.

distribuição do excesso de energia ($T_+ + T_-$) entre o elétron e o pósitron é contínua; ou seja, a energia cinética inicial de qualquer um deles pode variar de zero a um máximo de $h\nu - 2mc^2$. Após a produção de um par elétron-pósitron, o pósitron criado será finalmente aniquilado conjuntamente com um elétron, gerando dois ou mais fótons. Um pósitron pode ser aniquilado em vôo, porém é muito mais provável que ele primeiro perca velocidade, interagindo com o meio, atraia um elétron e forme um positrônio³, que passa a existir por um intervalo de tempo da ordem de 10^{-10} s antes da aniquilação do par. Se a velocidade do centro de massa do positrônio é nula, então o momento linear total do mesmo é nulo e, assim, no mínimo dois fótons devem ser produzidos para que haja conservação de momento. O evento mais provável é a criação de dois fótons de 0,511 MeV indo em sentidos opostos. Havendo aniquilação em vôo, a energia total dos fótons será $2mc^2$ mais a energia cinética do sistema antes da aniquilação. Três fótons são ocasionalmente produzidos.

No processo de desexcitação de um átomo, o excesso de energia, em vez de ser liberado pela emissão de raios X característicos, pode algumas vezes ser transferido para um elétron de uma camada mais externa, resultando na ejeção do mesmo. Esse elétron é chamado de *elétron Auger*, e possui baixa energia. Este fenômeno pode ser entendido como se, após a emissão de um raio X característico, o fóton colidisse com um elétron do próprio elemento, retirando-o por efeito fotoelétrico, daí a expressão “efeito fotoelétrico interno” algumas vezes utilizada. Da mesma forma que os raios X característicos, os elétrons Auger são dependentes dos níveis de energia da eletrosfera, e portanto seu espectro de distribuição de energia é discreto. Um fenômeno chamado de *conversão interna* assemelha-se em alguns aspectos ao efeito fotoelétrico interno, mas não deve ser confundido com este. Na conversão interna, a energia da radiação gama de um certo radionuclídeo pode algumas vezes ser transferida para elétrons orbitais, resultando na ejeção dos mesmos. Segue-se a emissão de raios X característicos e/ou elétrons Auger. Fundamentalmente, a diferença básica entre o efeito fotoelétrico interno e a conversão interna está no fato de, nesta, a

³Positrônio é um sistema ligado, análogo ao átomo de hidrogênio, formado por um par elétron-pósitron orbitando em torno de seu centro de massa mútuo.

radiação absorvida pelos elétrons ser gama, e não X.

O efeito fotoelétrico é dominante em baixas energias, o efeito Compton em energias intermediárias e a produção de pares em mais altas energias (a determinação das faixas de energia em que cada um desses efeitos é dominante depende dos números atômicos dos átomos do meio).

2.2.2 Interação de elétrons com a matéria

Elétrons energéticos ($E > 1 \text{ keV}$) lançados contra um meio material interagem com este perdendo energia por três mecanismos básicos: excitando e ionizando átomos, e irradiando energia (radiação de freamento ou *Bremsstrahlung*, em alemão) devido a acelerações produzidas sobretudo por campos elétricos nucleares⁴. Podem também ser elasticamente espalhados por elétrons atômicos, um processo que tem um efeito significativo na penetração e difusão dos mesmos na matéria, em baixas energias. Os mecanismos de interação de pósitrons com a matéria são semelhantes àqueles de elétrons - exceto em baixas energias, devido ao fenômeno de aniquilação elétron-pósitron com a subsequente emissão de fótons gama de alta energia.

Elétrons de alta energia emitem fótons *Bremsstrahlung* de alta energia. Estes, por sua vez, podem produzir fotoelétrons, elétrons Compton e pares elétron-pósitron, que podem então produzir fótons *Bremsstrahlung* adicionais, e assim por diante, resultando numa complexa cascata de elétrons e fótons (que pode ser iniciada por qualquer um desses dois tipos de partículas). Muitos códigos que simulam principalmente o transporte de fótons assumem que os elétrons gerados através de diferentes interações são localmente absorvidos, e o processo de simulação torna-se por isso relativamente simples. Para a simulação da cascata completa de elétrons e fótons, a inclusão do transporte de elétrons adiciona uma nova dimensão ao problema. Em princípio, a simulação direta de todas as interações físicas (algumas vezes referida como simulação “microscópica”) poderia ser usada para elétrons, como é o caso para fótons ou nêutrons. A grande dificuldade nisto

⁴Ocorrem ainda emissões de fótons após excitações e ionizações do meio.

é tratar todas as gerações de elétrons e fótons produzidos durante interações sucessivas. De fato, na maioria das aplicações é atualmente impraticável simular todas as interações físicas.

Este aspecto motivou o desenvolvimento das então chamadas técnicas de “história condensada” ou “macroscópicas”, em que histórias de elétrons são “condensadas” a uma série de passos simples. Em cada passo o elétron segue em uma trajetória retilínea que representa o efeito líquido de um conjunto (*ensemble*) de trajetórias curvas. Uma teoria de espalhamentos múltiplos é usada para levar em consideração os espalhamentos elásticos e inelásticos desse elétron.

As técnicas de história condensada, no entanto, apresentam importantes limitações, por exemplo, quando distâncias a contornos na geometria são muito pequenas ou quando o transporte de elétrons de baixa energia (por exemplo, abaixo de 100 keV) é simulado. Nestas situações, ou o número de colisões não é suficiente para considerar o processo como múltiplo, ou a física por trás da própria teoria é violada, e portanto a abordagem de histórias condensadas deve ser abandonada e a simulação do transporte deve ser realizada usando-se modelos de interações simples. Este é o caso com a maioria das aplicações Monte Carlo em microdosimetria e microscopia eletrônica, por exemplo. Algoritmos têm sido desenvolvidos para reverter o modelo de transporte de elétrons de espalhamentos múltiplos para espalhamentos simples próximo a contornos, e estes e outros avanços foram implementados em alguns códigos, como no EGSnrc [KAWRAKOW, 2000], uma nova versão do sistema EGS4 [NELSON *et al.*, 1985]. [Para mais informações sobre métodos Monte Carlo de história condensada, veja, por exemplo, BRIESMEISTER, 2000.]

A Fig. 2.2 ilustra o resultado de uma simulação realizada com o programa EGS4. Um fóton de 10 MeV (linha pontilhada) incide, da direita para a esquerda, em um bloco de chumbo. Um evento de produção de par ocorre e produz um elétron (linha cheia) e um pósitron (linha tracejada). O elétron é espalhado muitas vezes e perde sua energia para partículas de menor energia, produzindo ainda em sua trajetória um fóton Bremsstrahlung. O pósitron também é espalhado várias vezes e perde energia, em seguida aniquilando-se em vôo (se fosse em repouso, as trajetórias dos dois fótons de 511 keV

formariam um ângulo de 180° entre si). O fóton de 511 keV viajando de volta à superfície sofre espalhamento Compton, criando um outro elétron. Observe o número de eventos envolvidos para um único fóton incidente! (E em uma simulação Monte Carlo típica com fonte de fótons, na área de dosimetria, são simuladas milhões de histórias!)

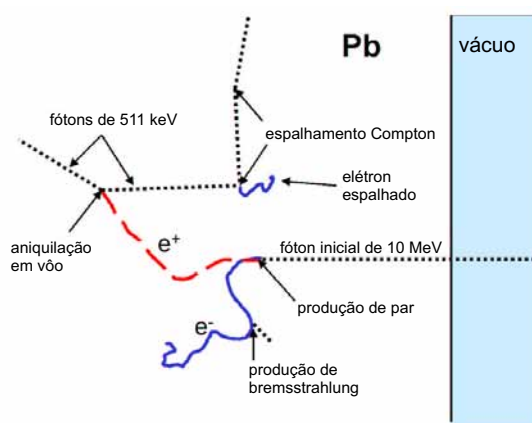


Figura 2.2: Saída EGS_Windows de uma simulação com o código EGS4 [adaptada de ROGERS, 2002].

2.3 Dosimetria Interna: O Esquema MIRD

O comitê MIRD (do inglês “Medical Internal Radiation Dosimetry”), da Sociedade de Medicina Nuclear, desenvolveu uma metodologia para estimar a dose absorvida⁵ em órgãos selecionados e no corpo inteiro devido à radiação emitida por radionuclídeos internamente administrados [LOEVINGER *et al.*, 1991]. O formalismo MIRD possui dois elementos: (a) uma estimativa da quantidade de radiofármacos em vários órgãos “fontes” e (b) uma estimativa da radiação absorvida, em um órgão “alvo” selecionado, por unidade de atividade acumulada em um órgão fonte específico. Assim, a dose média $\bar{D}(r_k)$ em um

⁵A dose absorvida D é definida como o quociente $d\bar{\epsilon}/dm$, em que $d\bar{\epsilon}$ é a energia média cedida (por qualquer tipo de radiação ionizante) a uma quantidade de matéria de massa dm . Sua unidade no SI é Jkg^{-1} , também chamada gray (Gy). Esta grandeza é de fundamental importância no estudo de efeitos biológicos das radiações ionizantes, e freqüentemente é chamada simplesmente de dose.

órgão alvo particular r_k é calculada a partir da relação

$$\bar{D}(r_k) = \sum_h \tilde{A}(r_h) S(r_k \leftarrow r_h), \quad (2.1)$$

em que $\tilde{A}(r_h)$ é a atividade acumulada no órgão fonte r_h e $S(r_k \leftarrow r_h)$ é a dose absorvida no órgão alvo r_k por unidade de atividade acumulada no órgão fonte r_h .

A atividade A de um conjunto de radionuclídeos em um estado de energia particular em um dado instante é definida como o quociente dN/dt , em que dN é o número de transformações nucleares espontâneas desses radionuclídeos em um intervalo de tempo dt . A unidade de atividade no SI é o becquerel (Bq), definido como uma desintegração por segundo. A atividade acumulada $\tilde{A}(r_h)$ é o número total de desintegrações de radionuclídeos de um determinado tipo no órgão fonte r_h . Trata-se de uma grandeza adimensional, porém muitas vezes é convenientemente expressa em MBq · s. Relaciona-se à atividade pela equação

$$\tilde{A} = \int_0^\infty A(t) dt,$$

considerando-se em $A(t)$ apenas os decaimentos radioativos que ocorrem no órgão fonte. O cálculo desta integral resulta na equação

$$\tilde{A}(r_h) = A_0(r_h) \tau_e, \quad (2.2)$$

em que $A_0(r_h)$ é a atividade inicial no órgão fonte e τ_e é a *vida média efetiva* do radionuclídeo presente neste órgão.⁶ A vida média efetiva relaciona-se à *meia-vida efetiva* T_e pela equação

$$\tau_e = \frac{T_e}{\ln 2}.$$

Por sua vez, a meia-vida efetiva é dada por

$$T_e = \frac{T_f T_b}{T_f + T_b},$$

⁶Pode-se também denotar a atividade inicial administrada ao paciente por A_0 , e por $f(r_h)$ a fração dessa atividade que rapidamente fica localizada no órgão fonte r_h . Daí, $A_0(r_h) = f(r_h) A_0$.

em que T_f é a meia-vida física do radionuclídeo e T_b é a sua meia-vida biológica no órgão fonte considerado, supondo haver excreção biológica exponencial.

O “fator S” na Eq 2.1 é dado por

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \frac{1}{m(r_k)} \sum_i n_i(r_h) E_i(r_h) \phi_i(r_k \leftarrow r_h), \quad (2.3)$$

em que $m(r_k)$ é a massa do órgão alvo, $n_i(r_h)$ é o número médio de partículas do i -ésimo tipo emitidas (no órgão fonte) a cada transformação radioativa, $E_i(r_h)$ é a energia de uma partícula do i -ésimo tipo e $\phi_i(r_k \leftarrow r_h)$ é a fração média dessa energia que é absorvida pelo alvo r_k . O valor de $m(r_k)$ depende do modelo computacional utilizado para o organismo sob consideração. Os valores de $n_i(r_h)$ e $E_i(r_h)$ dependem de qual é o radionuclídeo no órgão fonte r_h , e são obtidos do espectro de emissão desse radionuclídeo. Já $\phi_i(r_k \leftarrow r_h)$ deve ser estimado por simulações Monte Carlo, o que envolve uma complexidade considerável. A unidade do fator S no SI é o gray, porém é comum ele ser expresso em mGy/MBq · s.

2.4 Fantomas de Ratos

Para a aplicação da metodologia MIRD no cálculo de doses absorvidas, é necessário o uso de um modelo computacional (fantoma) para o organismo sob consideração.

Fantomas humanos têm sido continuamente desenvolvidos há quatro décadas para se estimar, por simulações Monte Carlo, grandezas de interesse em radiologia diagnóstica, radioterapia e medicina nuclear, e também em exposições ocupacionais e acidentais. Os primeiros simuladores antropomórficos heterogêneos computadorizados desenvolvidos foram os chamados *fantomas estilizados*, definidos através de combinações de figuras geométricas simples (basicamente volumes delimitados por planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, elipsóides, cones e toros), dando origem a formas diversas representando diferentes partes do organismo. O primeiro fantoma deste tipo foi um modelo hermafrodita desenvolvido com base na anatomia de um adulto masculino, porém

contendo ovário e útero [FISHER; SNYDER, 1967]. Durante a elaboração do relatório número 23 da ICRP, que trata do chamado “Homem de Referência” [ICRP-23, 1975], foi aprimorado e, desde então, é conhecido como o fantoma MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dosimetry Committee, folheto nº 5) [SNYDER *et al.*, 1969, 1978]. Vários outros fantomas estilizados foram apresentados em seguida [veja, por exemplo: HWANG *et al.*, 1975, 1976a, 1976b, 1976c; JONES *et al.*, 1976; DEUS; POSTON, 1976; CRISTY, 1980; KRAMER *et al.*, 1982; STABIN *et al.*, 1995].

Após o surgimento dos fantomas estilizados vieram os *fantomas tomográficos*, geralmente construídos pela varredura de pessoas por tomografia computadorizada ou por ressonância magnética, possibilitando representações anatômicas bem mais realistas do que as obtidas com o uso de fantomas estilizados. Cada imagem tomográfica bidimensional obtida corresponde a uma “fatia” (tridimensional) do paciente e, assim, a cada *pixel* na imagem está associado um *voxel*⁷ no fantoma, como ilustra a Fig. 2.3. Cada voxel tem as duas dimensões do pixel correspondente no plano da imagem e uma terceira dimensão dada pela espessura da fatia de varredura tomográfica. Voxels assim obtidos estão no limite da resolução utilizada durante a operação de varredura, mas pode-se optar pelo uso de voxels de maior dimensão, naturalmente perdendo-se informação mas reduzindo-se o custo computacional para simulações de transporte de radiação no fantoma. A maior dificuldade para a obtenção de fantomas tomográficos personalizados (para pacientes em radioterapia, por exemplo) em um curto intervalo de tempo e de forma semi-automática está na identificação do tipo de órgão ou tecido ao qual pertence um determinado voxel, ou seja, está na *segmentação* e *classificação* de cada imagem tomográfica. A segmentação é um processo de subdivisão da imagem em regiões distintas, com características próprias. No processo de classificação, associam-se rótulos às regiões segmentadas. Após o trabalho pioneiro de Gibbs e colaboradores [GIBBS *et al.*, 1984], surgiu toda uma geração de fantomas tomográficos [veja, por exemplo: WILLIAMS *et al.*, 1986; VEIT *et al.*, 1989; ZUBAL *et al.*, 1994a, 1994b, 1995; DIMBYLOW, 1995; CAON *et al.*, 1999; XU *et al.*, 2000; SAITO *et al.*, 2001; ZANKL; WITTMANN, 2001; PETOUSSI-HENSS *et al.*, 2002;

⁷Abreviação em inglês para “volume pixel”, com “pixel” significando “picture element”.

KRAMER *et al.*, 2003; KRAMER *et al.*, 2004; VIEIRA, 2004].

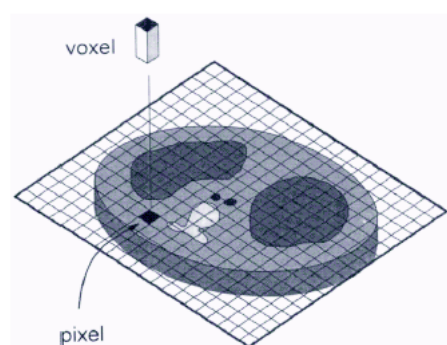


Figura 2.3: Imagem tomográfica bidimensional correspondendo a uma fatia (tridimensional) de um paciente [extraída de BUSHBERG *et al.*, 2002].

Fantomas de animais não são usuais. Há pouco tempo foram publicados dois artigos apresentando resultados dosimétricos para fantomas de ratos [KONIJNENBERG *et al.*, 2004; STABIN *et al.*, 2006], sendo o primeiro deles um modelo estilizado e o segundo um modelo tomográfico. No trabalho de Konijnenberg e colaboradores, três ratos Wistar maduros e bem nutridos (massa média de 386 g) foram dissecados e, em seguida, analisadas as posições relativas, as dimensões e as massas de vários órgãos. A partir dos dados obtidos, foi construído um fantoma estilizado, mostrado na Fig. 2.4.⁸ O contorno do corpo e a maior parte dos órgãos foram modelados por elipsóides. Alguns ajustes nas dimensões desses elipsóides, e das outras formas geométricas usadas⁹, foram necessários para que as densidades de massa obtidas fossem consistentes com os valores recomendados na publicação 46 da ICRU [ICRU-46, 1992]. Um pequeno tumor esférico de 0,25 g foi posicionado dentro do fêmur direito. Após acoplamento do fantoma ao código MCNP, versão 4C, simulações Monte Carlo do transporte de radiações ionizantes foram realizadas para se estimar fatores S para ^{90}Y , ^{111}In e ^{177}Lu , considerando-se diversos órgãos fontes e alvos (além do tumor), com atividades homogeneamente distribuídas nos órgãos fontes ou em parte dos mesmos. Atenção especial foi dada ao efeito de vários tipos de

⁸As dimensões do crânio, do cérebro e da coluna vertebral (incluindo seu centro) não foram medidas, mas estimadas.

⁹Cilindros (para o fêmur e a medula em seu interior) e toros elípticos (para a coluna vertebral e seu centro).

distribuições de atividade nos rins. As distribuições de dose sobre os rins foram analisadas por cálculos Monte Carlo à parte para cada distribuição de atividade considerada, usando-se uma rede de voxels de 1 mm de aresta sobre toda a região dos rins, e os resultados obtidos mostraram-se bastante diferentes daqueles para uma distribuição homogênea de atividade nestes órgãos. Também foram realizados, nesse trabalho, cálculos de doses absorvidas a partir de um estudo da biodistribuição de um radiofármaco marcado com ^{177}Lu .

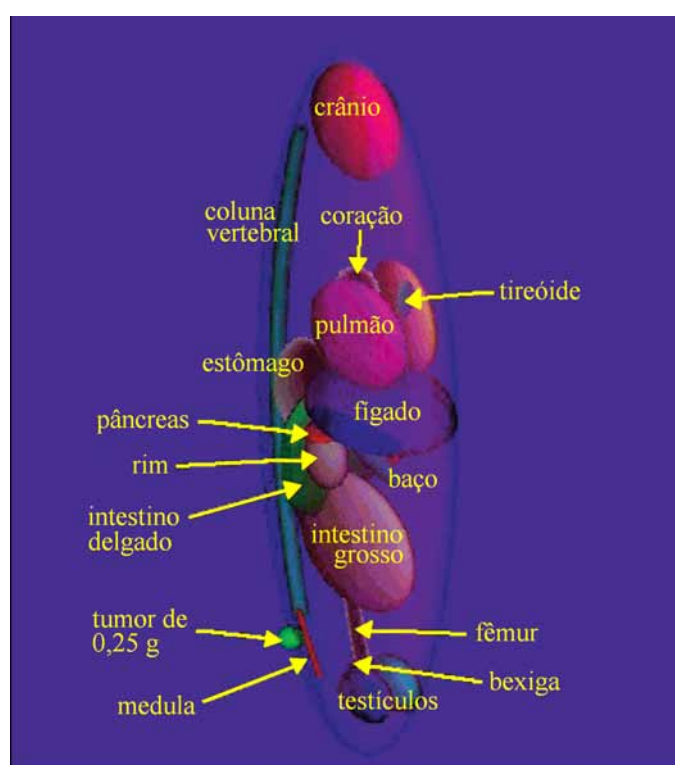


Figura 2.4: Visualização do fantoma estilizado de rato desenvolvido por Konijnenberg e colaboradores [adaptada de KONIJNENBERG *et al.*, 2004].

No trabalho de Stabin e colaboradores [2006] (que também apresenta resultados para um camundongo), um fantoma foi construído a partir de imagens tomográficas de um rato Sprague-Dawley com massa de 248 g. Após acoplamento do fantoma ao código MCNP, versão 4C, simulações Monte Carlo do transporte de radiações ionizantes foram realizadas para se estimar frações absorvidas para fontes de fótons e de elétrons de várias

energias, considerando-se diversas regiões fontes e alvos. Comparações entre o fantoma de rato de Stabin e colaboradores e o apresentado nesta tese, e também entre as frações absorvidas estimadas para os mesmos, são apresentadas em capítulos posteriores.

Capítulo 3

Construção de um Fantoma de Rato Wistar Macho Adulto a Partir de Imagens Tomográficas

A construção do fantoma de rato foi realizada em três etapas distintas, descritas nas três primeiras seções deste capítulo: (1) obtenção das imagens tomográficas, (2) segmentação e classificação das imagens obtidas e (3) especificação da composição atômica e da densidade de massa de cada um dos diferentes órgãos e tecidos do fantoma.

3.1 Obtenção das imagens tomográficas

Foram obtidas 155 imagens tomográficas axiais de um rato macho adulto da raça Wistar, com massa de 310 g e 100 dias de vida, cedido pelo Departamento de Antibióticos do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Pernambuco (CCB-UFPE). Foi utilizado um tomógrafo do modelo SeleCT/SP, fabricado pela PICKER, e o animal foi anestesiado (tiopental, numa concentração de 0,1ml/100g de massa corporal do rato) e posto em posição supina (veja Fig. 3.1). Segundo os responsáveis pelo biotério, o mesmo estava em condições normais de saúde, tendo sido criado em ambiente esterelizado, com controle de presença de vermes, água à vontade, ração específica (Labina), limpeza e

acompanhamento diários. O procedimento foi aprovado no ano de 2004 pela Comissão de Ética em Experimentação Animal do CCB-UFPE, sob o número de aprovação 178/04, cumprindo as normas do Colégio Brasileiro para Experimentação Animal.



Figura 3.1: Espécime na posição em que foi posto para obtenção das imagens tomográficas.

As imagens foram numeradas de 1 a 155 no sentido cabeça $\rightarrow$ cauda. A Fig. 3.2 apresenta a imagem tomográfica de número 59, com campo de visão reduzido de $24\text{ cm} \times 24\text{ cm}$ (tamanho original) para $6\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ¹, mostrando parte do coração, dos pulmões, da coluna vertebral, das costelas e do esterno. A vista é no sentido cauda $\rightarrow$ cabeça e, portanto, o lado esquerdo [direito] do espécime aparece no lado direito [esquerdo] da imagem.

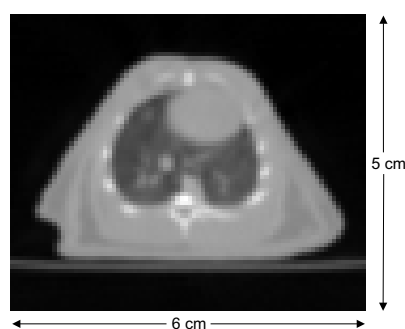


Figura 3.2: Imagem tomográfica 59/155, mostrando parte do coração, dos pulmões e do esqueleto.

A reconstrução foi feita em uma matriz tridimensional $340 \times 340 \times 155$, resultando em voxels de $0,71\text{ mm} \times 0,71\text{ mm} \times 1,5\text{ mm}$ - valores indicados na Fig. 3.3 para a imagem

¹Nenhuma informação foi perdida nessa operação; houve apenas uma exclusão, na imagem original, de regiões que não exibiam parte alguma do espécime.

tomográfica de número 59. A Fig. 3.4 apresenta uma imagem fornecida pelo tomógrafo após a reconstrução. Como pode ser observado, parte da cauda do animal não foi varrida, não sendo, porém, este fato relevante em termos de estimativas de doses.

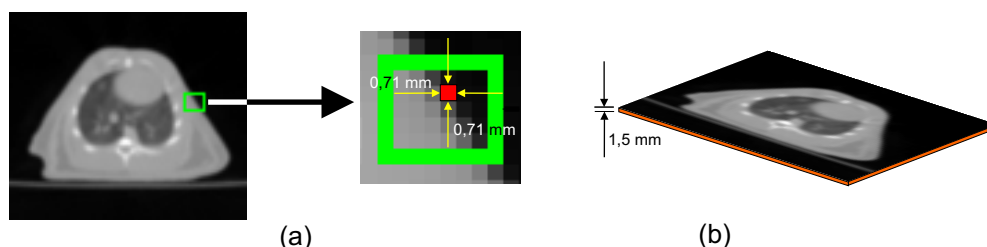


Figura 3.3: (a) Dimensões de um pixel e (b) espessura de uma fatia, ilustradas com a imagem tomográfica 59/155.

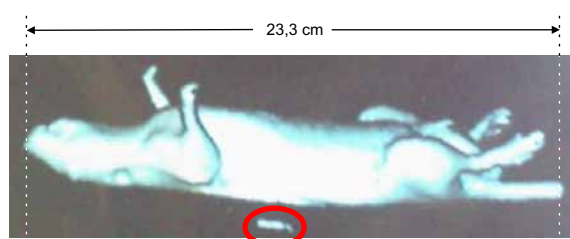


Figura 3.4: Imagem 3D do espécime reconstruída pelo tomógrafo. Em destaque, um corpo não identificado.

Em destaque, na Fig. 3.4, um corpo não identificado, cuja presença resultou em modificação na relação *tom de cinza* $\leftrightarrow$ *coeficiente de atenuação linear* nas imagens tomográficas em que ele aparece (imagens de número 78 a 87). Isso pode ser percebido, por exemplo, comparando-se os tons de cinza da imagem 78 com os da imagem 77, ambas apresentadas na Fig. 3.5. O escurecimento geral da imagem 78, em relação à imagem 77, revela que o corpo em questão tem coeficiente de atenuação linear superior aos dos ossos, tratando-se provavelmente de um objeto metálico. Todavia, esse fato não gerou dificuldade adicional no processo de segmentação das imagens tomográficas do animal e, portanto, não houve necessidade de repetição do procedimento de obtenção das imagens.

As imagens DICOM² originais ocupam 233 kbytes de memória, cada. Quando

²O formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) foi desenvolvido visando-se

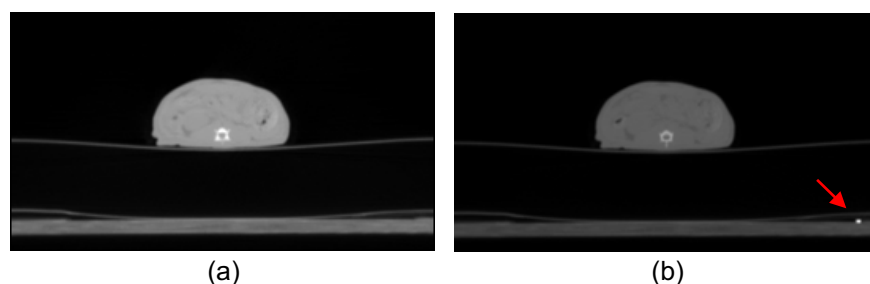


Figura 3.5: Imagens tomográficas (a) 77/155 e (b) 78/155. A presença do corpo estranho na imagem 78 (a primeira em que ele aparece) resultou no escurecimento geral da mesma, revelando que o corpo tem coeficiente de atenuação linear superior a qualquer dos tecidos do rato no plano da imagem.

convertidas para o formato BMP (bitmap ou “mapa de bits”) passam a ocupar 452 kbytes de memória, cada, totalizando 70 Mbytes, aproximadamente.

3.2 Segmentação e classificação das imagens tomográficas obtidas

Na criação de fantasmas humanos, é comum o uso de certas técnicas de segmentação, por exemplo, para delineamento do contorno do organismo em cada imagem tomográfica e para identificação de órgãos e tecidos com coeficientes de atenuação linear mais diferenciados, como pulmões e esqueleto, reduzindo-se consideravelmente o tempo total gasto na segmentação.

Neste trabalho, não foi utilizado um tomógrafo dedicado a pequenos animais, mas sim um equipamento destinado à obtenção de imagens de seres humanos, embora ajustado para trabalhar com sua resolução máxima. Uma das consequências é que as dimensões de cada pixel ($0,71\text{ mm} \times 0,71\text{ mm}$) são relativamente grandes, dadas as diminutas dimensões dos órgãos do espécime, acentuando o indesejado “efeito de suavização de bordas” e, com isso, dificultando o delineamento das fronteiras dos órgãos em cada

suprir a necessidade de padronização para interconexão dos equipamentos médicos de imagem, e tem sido adotado pela maioria dos fabricantes desses equipamentos.

imagem. Assim, nenhum processo semi-automático foi utilizado na segmentação das 155 imagens tomográficas obtidas, tendo sido preferida uma segmentação inteiramente manual. Com isso, a segmentação das imagens e a classificação das regiões segmentadas ocorreram simultaneamente.

Inicialmente foi realizada a conversão das imagens tomográficas do formato DICOM para o formato BMP (de 24 bits), através do programa Osiris (versão 4.19) [LIGIER *et al.*, 1994], obtido gratuitamente via Internet [OSIRIS, 2007]. As imagens no formato BMP foram posteriormente segmentadas no aplicativo Paint, acessório do Microsoft Windows (Microsoft Corp., Redmond WA, USA), com auxílio do atlas desenvolvido por Hayakawa e colaboradores [HAYAKAWA *et al.*, 1997], intitulado “A Color Atlas of Sectional Anatomy of Rat”. Este atlas contém 120 páginas de fotografias coloridas de ratos, entre elas 14 páginas de fotografias de seções dorsais, 21 páginas de fotografias de seções sagitais e 61 páginas de fotografias de seções transversais, lembrando que as 155 imagens tomográficas obtidas neste trabalho são imagens de seções transversais do rato.

A Fig. 3.6(a) exibe um trecho da pág. 87 do atlas de Hayakawa, que apresenta uma fotografia de uma seção transversal do tórax de um rato mostrando parte do coração e dos pulmões. A imagem foi rotacionada de 180° para uma melhor comparação com a imagem tomográfica na Fig. 3.2, pois enquanto o espécime utilizado neste trabalho foi posto em posição supina (veja Fig. 3.1) para obtenção das imagens tomográficas de seções transversais, no atlas de Hayakawa os ratos foram postos na posição indicada na Fig. 3.6(b) para obtenção das fotografias de seções transversais. Em consequência, variações nas posições relativas dos órgãos são esperadas, como ilustrado mais adiante.

Além do atlas de Hayakawa, foi utilizado - especificamente como auxiliar nas etapas de construção e verificação do esqueleto do fantoma - o atlas desenvolvido por Iwaki e colaboradores [IWAKI *et al.*, 2001], intitulado “A Color Atlas of Sectional Anatomy of the Mouse”³. Ao contrário do primeiro, este atlas apresenta fotografias do esqueleto do espécime (no caso, um camundongo), uma delas mostrada na Fig. 3.7.

³Ambos os atlas - o do rato e o do camundongo - foram desenvolvidos pelos mesmos autores, mudando apenas sua ordem de citação.

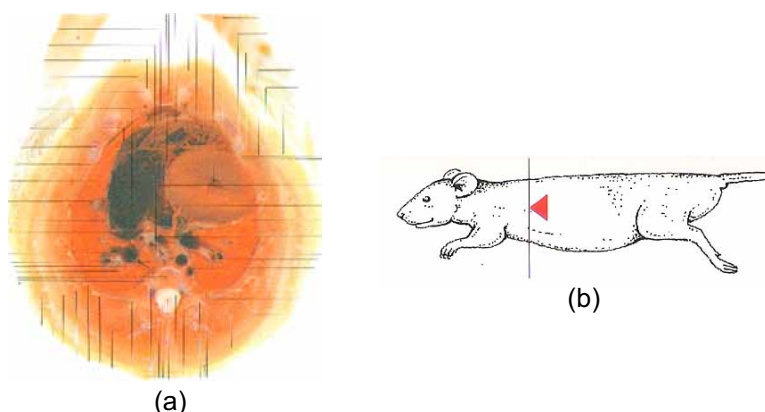


Figura 3.6: (a) Fotografia de uma seção transversal do tórax de um rato (rotacionada de 180°), mostrando parte do coração e dos pulmões. (b) Desenho ilustrando a posição em que o rato foi posto para obtenção das fotografias de seções transversais, e também o plano correspondente à seção fotografada, além de mostrar que a vista é no sentido cauda cabeça (como nas imagens tomográficas obtidas neste trabalho). [Adaptado de HAYAKAWA *et al.*, 1997.]

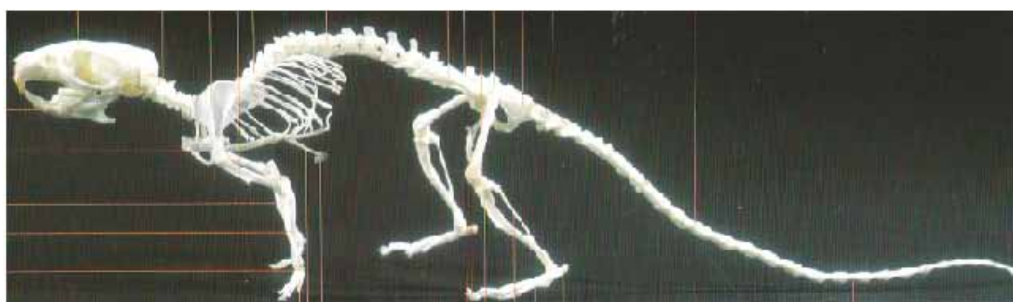


Figura 3.7: Fotografia do esqueleto de um camundongo [extraída de IWAKI *et al.*, 2001].

O programa Osiris foi freqüentemente utilizado para modificações nos valores da *largura da janela* (W) e do *nível* (L) das imagens tomográficas obtidas, facilitando o processo de segmentação. O valor de W determina o grau de contraste da imagem, com janelas mais estreitas resultando em maior contraste, e o valor de L é o número CT no centro da janela⁴, conforme ilustra a Fig. 3.8. Observe que os valores destes dois parâmetros determinam (de forma unívoca) os valores dos chamados pontos de modulação P_1 e P_2 , que são, respectivamente, o primeiro e o último número CT incluídos na janela.

⁴Número CT (do inglês “Computed Tomography”) é o número associado a cada pixel em uma imagem tomográfica.

Todos os números CT abaixo de P_1 são saturados para preto uniforme e acima de P_2 para branco uniforme e, portanto, nessas áreas saturadas, todas as informações sobre a imagem são perdidas. A Fig. 3.9(a) apresenta a imagem tomográfica de número 126 com o valor máximo da largura da janela; na Fig. 3.9(b), a mesma imagem, com W reduzido para 5% de seu valor máximo e com L ajustado para destacar os testículos, facilitando a segmentação dos mesmos. Neste trabalho, os ajustes nos valores de W e L foram feitos de forma manual, buscando-se sempre distinguir ao máximo as regiões de interesse das demais regiões nas imagens tomográficas.

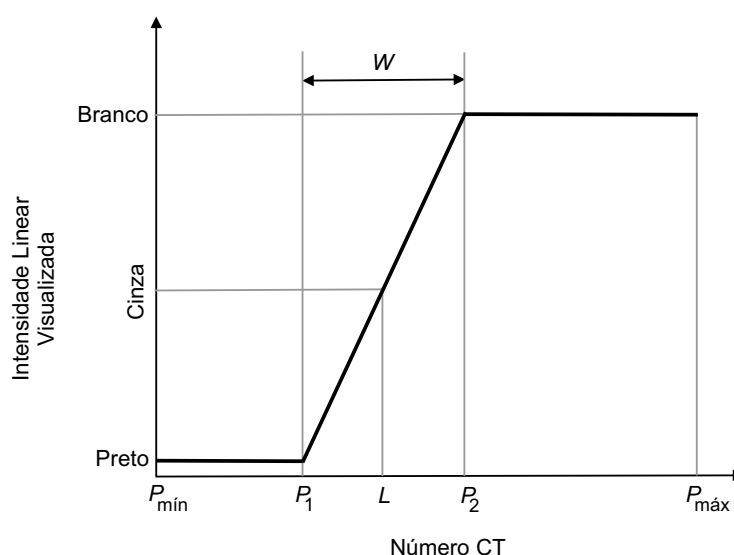


Figura 3.8: Curva de calibração dos tons de cinza de uma imagem tomográfica, onde são apresentados a largura da janela W , o nível L , os pontos de modulação P_1 e P_2 e os pontos extremos P_{min} e P_{max} .

A Tabela 3.1 apresenta os órgãos e tecidos identificados e segmentados. Mostra também os números identificadores (IDs) utilizados e a primeira e última fatias em que aparecem. O número total de fatias do fantoma é 157 (e não 155 - o número de imagens tomográficas obtidas) porque foram acrescentadas duas fatias “em branco” ao mesmo - uma antes da fatia correspondente à primeira imagem tomográfica e uma após a fatia correspondente à última imagem tomográfica. Isto foi feito por razões puramente técnicas relacionadas ao programa computacional IDL [IDL, 2002], utilizado neste trabalho para

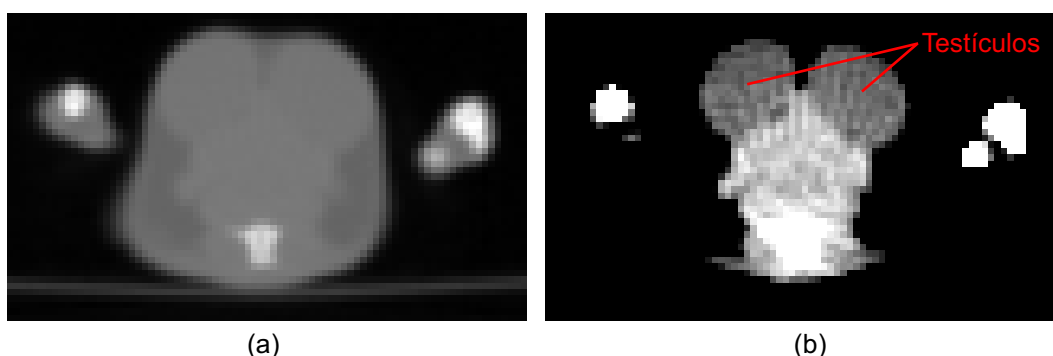


Figura 3.9: (a) Imagem tomográfica 126/155, com o valor máximo da largura da janela (W); (b) a mesma imagem, com W reduzido para 5% de seu valor máximo e L ajustado para destacar os testículos. (O pequeno valor de W torna perceptíveis os ruídos na imagem.)

obtenção de imagens tridimensionais do fantoma. (Sem o acréscimo dessas duas fatias, ocorriam “falhas” nas imagens 3D geradas com o IDL.) Portanto, à imagem tomográfica $n/155$, corresponde a fatia $(n + 1)/157$ do fantoma.

Para cada órgão identificado nas imagens tomográficas, foram cuidadosamente analisadas, no atlas de Hayakawa, forma, dimensões e posição relativa a outros órgãos. As informações obtidas serviram de guia no processo de segmentação, lembrando, é claro, que Anatomia não é uma ciência exata.

A primeira região segmentada foi o contorno do corpo do espécime. Como as dimensões dos voxels no fantoma desenvolvido são uma ordem de grandeza maiores que a espessura típica da pele de ratos Wistar [veja, por exemplo, OLIVEIRA *et al.*, 2005], os voxels de contorno não são representativos da pele do animal, embora contenham-na (no esquema do modelo). Concluída a segmentação, os arquivos foram convertidos do formato BMP de 24 bits para o formato BMP de 8 bits (256 cores) e, em seguida, através do programa Scion [SCION, 2002], para o formato texto.⁵ Com isso, cada imagem foi convertida em uma matriz numérica, com o número 252 (reservado para a cor azul utilizada na segmentação) nas posições correspondentes aos voxels que contornam o modelo.

⁵A conversão de BMP de 24 bits para BMP de 256 cores é uma necessidade relativa ao programa Scion.

Tabela 3.1: Órgãos e tecidos segmentados e IDs reservados para os mesmos.

ID	Órgão, Tecido ou Região	Fatia Inicial	Fatia Final
10	Meio exterior ao corpo (ar)	1/157	157/157
15	Contorno do corpo	2/157	156/157
20	Coração	50/157	62/157
25	Pulmões	50/157	67/157
30	Fígado	62/157	79/157
35	Estômago	68/157	83/157
40	Rins	74/157	91/157
45	Intestinos	75/157	114/157
50	Baço	77/157	88/157
55	Bexiga*	105/157	110/157
60	Testículos	121/157	133/157
65	Esqueleto	7/157	156/157
70	Outros Tecidos	3/157	156/157

*Não houve identificação da bexiga nas imagens tomográficas. Suas dimensões e sua localização foram estimadas com o auxílio do atlas de Hayakawa e colaboradores [1997].

Posteriormente este número foi mudado para 15 (veja Tabela 3.1). Através do programa FANTOMAS [VIEIRA *et al.*, 2005], foi criada uma matriz tridimensional $340 \times 340 \times 157$ a partir dos 157 arquivos de texto gerados. Essa matriz serviu de entrada para o programa IDL, que foi então utilizado para gerar imagens 3D do contorno do fantoma. A Fig. 3.10 apresenta algumas dessas imagens. Em particular, a comparação da imagem na Fig. 3.10(c) com a imagem 3D do espécime reconstruída pelo tomógrafo, mostrada na Fig. 3.4, revelou satisfatórias as imagens 3D obtidas com o IDL. É digno de nota que o programa IDL gera imagens 3D, a partir de uma matriz tridimensional, considerando os elementos não-nulos da mesma como voxels cúbicos. Como os voxels que constituem o fantoma desenvolvido neste trabalho não são cúbicos, para a obtenção de imagens na proporção correta foi necessária uma mudança na escala do eixo z (veja Fig. 3.10(a)) - opção dada aos usuários do IDL.

O procedimento acima descrito para a segmentação do contorno do espécime foi utilizado na segmentação das demais regiões: esqueleto, coração, pulmões, testículos, bexiga, rins, baço, estômago, fígado e intestinos, nesta ordem. Em resumo, para cada região segmentada (e foi segmentada uma região de cada vez) foram realizados os seguintes

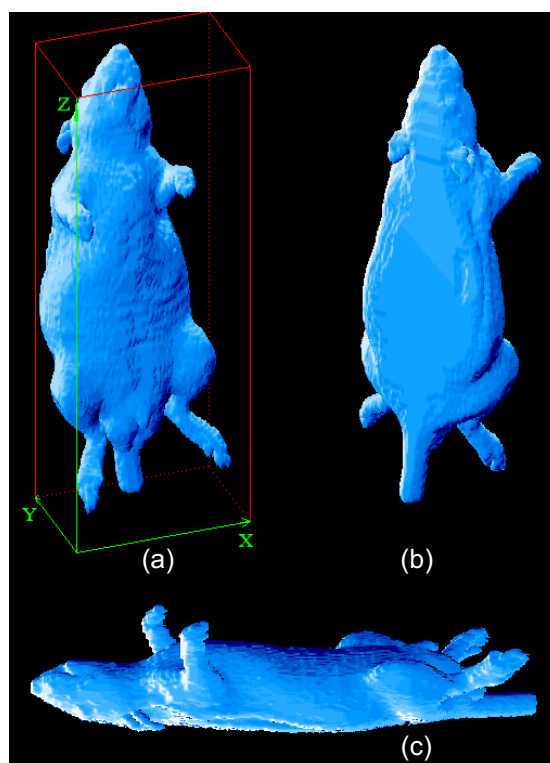


Figura 3.10: Imagens 3D do contorno do fantoma, geradas com o programa IDL, mostrando (a) ventre, (b) dorso e (c) lateral direita do mesmo.

passos. *Passo 1:* o programa Osiris foi utilizado para modificações nos valores da *largura da janela* e do *nível* das imagens tomográficas e para conversão do formato DICOM para o formato BMP de 24 bits. *Passo 2:* as imagens assim obtidas foram segmentadas no aplicativo Paint, com auxílio do atlas de Hayakawa (e do atlas de Iwaki, no caso do esqueleto); foram analisadas forma, dimensões e posição relativa a outros órgãos. *Passo 3:* concluída a segmentação, os arquivos foram convertidos do formato BMP de 24 bits para o formato BMP de 8 bits e, em seguida, através do programa Scion, para o formato texto. *Passo 4:* através do programa FANTOMAS foi criada uma matriz tridimensional a partir dos arquivos de texto gerados. *Passo 5:* essa matriz serviu então de entrada para o programa IDL gerar imagens 3D da região segmentada. *Passo 6:* algumas dessas imagens foram comparadas com fotografias de órgãos no atlas de Hayakawa, e com fotografias do esqueleto no atlas de Iwaki, revelando resultados considerados satisfatórios.

Como exemplo, a Fig. 3.11 apresenta imagens do esqueleto do fantoma, geradas com o programa IDL. Na Fig. 3.12(a), são mostradas imagens do baço do fantoma, também geradas com o programa IDL. Os ângulos indicados correspondem a rotações em torno do eixo z , e a terceira linha é uma repetição da segunda, com o eixo z rotacionado de 30° em torno do eixo x original (veja sistema de coordenadas na Fig. 3.10(a)). Para comparação, a Fig. 3.12(b) exibe uma fotografia extraída da pág. 49 do atlas de Hayakawa, com o baço destacado na mesma. Além dessa, há outras fotografias no atlas que mostram parte do baço e em todas elas a forma do órgão é semelhante à forma revelada pelas imagens 3D geradas com o programa IDL.

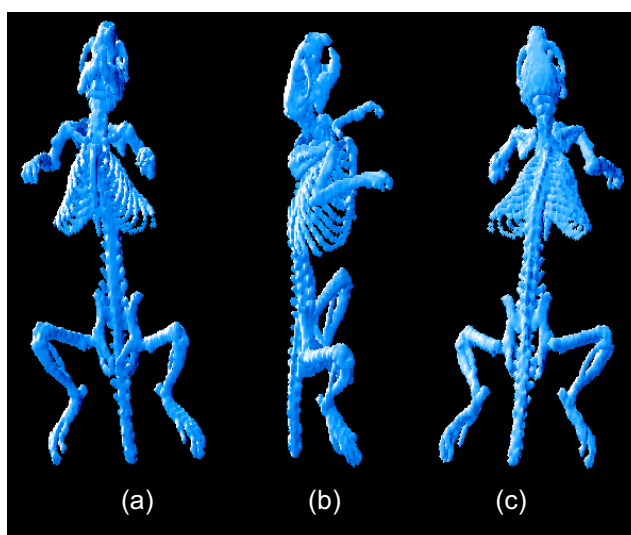


Figura 3.11: Imagens 3D do esqueleto do fantoma, geradas com o programa IDL, exibindo vistas (a) ventral, (b) sagital e (c) dorsal do mesmo.

Não houve identificação da bexiga nas imagens tomográficas. Por seu pequeno tamanho e por estar cercada de tecidos de composições atômicas e densidades de massa similares à sua, simplesmente não houve contraste suficiente que permitisse seu reconhecimento nas imagens CT. Suas dimensões e sua localização foram estimadas com o auxílio do atlas de Hayakawa - procedimento comum no desenvolvimento de fantasmas estilizados [veja, por exemplo, KONIJNENBERG *et al.*, 2004] e, embora menos comum, também utilizado na modelagem de alguns órgãos em fantasmas tomográficos [SHI; XU, 2004].

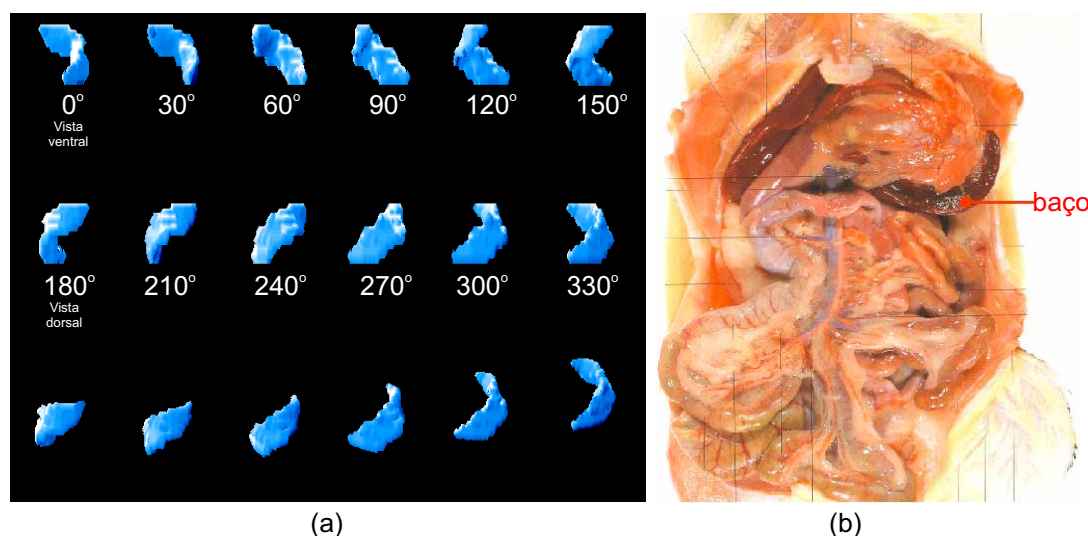


Figura 3.12: (a) Imagens 3D do baço do fantoma, geradas com o programa IDL, e (b) fotografia do torso de um rato mostrando vísceras da cavidade abdominal, com o baço em destaque [adaptado de HAYAKAWA *et al.*, 1997].

Segundo Stabin e colaboradores [2006], bexiga e testículos não são usualmente importantes para dosimetria em pequenos animais como ratos e camundongos. Mesmo assim, a bexiga foi modelada no fantoma, e foram realizadas comparações de massa e de frações absorvidas com os resultados obtidos por Stabin e colaboradores para este órgão.

Não foi possível distinguir bem, nas imagens tomográficas, os diferentes tipos de tecido que compõem o esqueleto, embora em certas imagens a parte central de alguns ossos tenha se apresentado mais escura do que na periferia; foi, por exemplo, o caso do fêmur, que contém medula óssea ativa (vermelha) em seu interior. Assim, um único ID (65) foi utilizado para todo o esqueleto e, na especificação de sua composição atômica e sua densidade de massa, adotada uma mistura de osso e medula - a mesma inicialmente utilizada por Cristy e Eckerman no cálculo de frações absorvidas específicas para fantasmas humanos [CRISTY; ECKERMAN, 1987] e também adotada por Stabin e colaboradores⁶ no cálculo de frações absorvidas para um fantoma de um rato e um fantoma de um camundongo [STABIN *et al.*, 2006]. Apesar do volume uniforme de osso e medula adotado, diferentes IDs poderiam ter sido utilizados para distinguir diferentes partes do esqueleto,

⁶Michael Stabin: comunicação pessoal.

como cabeça, vértebras, pélvis, membros, clavículas, omoplatas, esterno e costelas. No entanto, isto pode ser facilmente realizado se houver interesse, por exemplo, na obtenção de estimativas de frações absorvidas em regiões específicas do esqueleto. A propósito, cada uma dessas partes do fantoma foi cuidadosamente comparada, nas imagens 3D geradas com o programa IDL, com as partes correspondentes do esqueleto de um camundongo mostradas no atlas de Iwaki, e os resultados considerados bastante satisfatórios. Pequenas “falhas” em algumas poucas costelas foram observadas, como mostra a Fig. 3.11, mas o efeito dessas falhas nos cálculos dosimétricos é absolutamente desprezível.

Não houve diferenciação entre “parede” e “conteúdo” na segmentação do estômago e dos intestinos, porque não foi possível distinguir com segurança essas duas regiões nas imagens tomográficas em que esses órgãos aparecem.⁷ Conseqüentemente, doses absorvidas estimadas para o estômago, por exemplo, utilizando o modelo aqui proposto, serão uma média das doses absorvidas para parede e conteúdo, ponderadas pelas massas dessas regiões. Essas doses absorvidas estimadas serão tão mais representativas das doses para a parede do estômago do rato quanto menores forem as diferenças entre as doses absorvidas para parede e conteúdo.

Um mesmo ID foi utilizado para os dois pulmões. Procedimento similar foi seguido para os dois rins, os dois testículos e para os intestinos grosso e delgado (veja Tabela 3.1). A diferenciação entre intestino delgado e intestino grosso não foi possível, devido à baixa resolução das imagens tomográficas obtidas e à forma intrincada como eles se acomodam na cavidade abdominal, como mostra a Fig. 3.13, que exhibe fotografias extraídas das páginas 49 e 102 do atlas de Hayakawa. Certamente outros tecidos (tecido conectivo, tecido adiposo etc.) foram incluídos na segmentação dos intestinos (o mesmo ocorreu no trabalho de Stabin e colaboradores [2006]). No desenvolvimento de um fantoma estilizado de um rato, Konijnenberg e colaboradores modelaram os intestinos delgado e grosso por elipsóides (veja Fig. 2.4), que - pela observação acima - é um modelo bastante questionável.

⁷Shi e Xu, no desenvolvimento de fantoma tomográfico de uma gestante [SHI; XU, 2004], utilizaram IDs diferentes mas a mesma composição e a mesma densidade para parede e conteúdo do estômago e dos intestinos. (Essa informação não consta no artigo, mas na tese de doutorado de Shi - acessada via Internet em junho de 2006.)

A Fig. 3.14 apresenta algumas imagens dos intestinos do fantoma geradas com o programa IDL (o eixo z está rotacionado de 30° em torno do eixo x original - veja sistema de coordenadas na Fig. 3.10(a)).

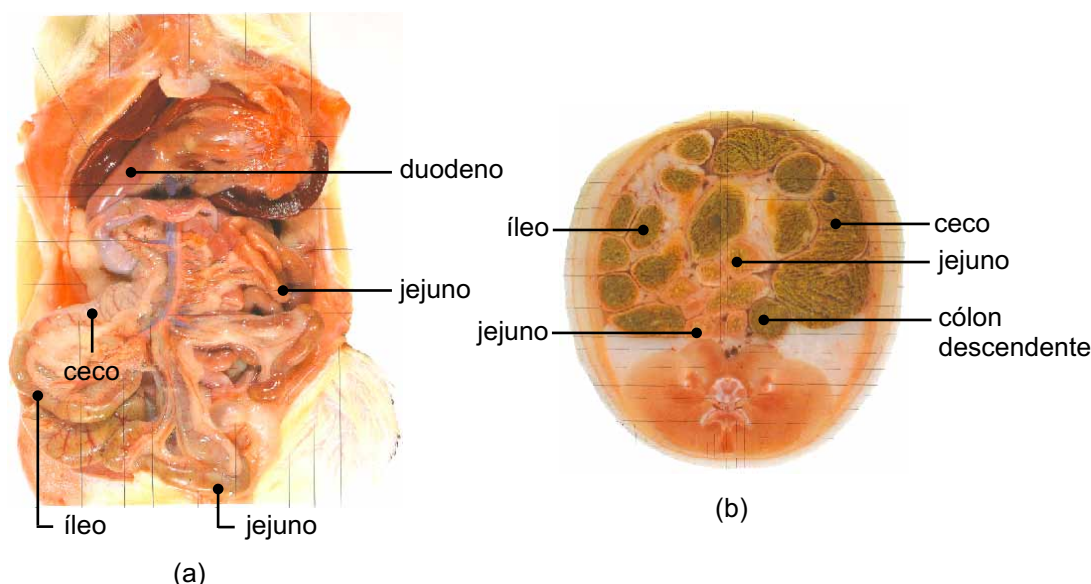


Figura 3.13: (a) Fotografia do torso de um rato mostrando vísceras da cavidade abdominal, com destaque para os intestinos. (b) Fotografia de uma seção transversal do abdômen de um rato, mostrando parte dos intestinos. [Adaptado de HAYAKAWA *et al.*, 1997.]

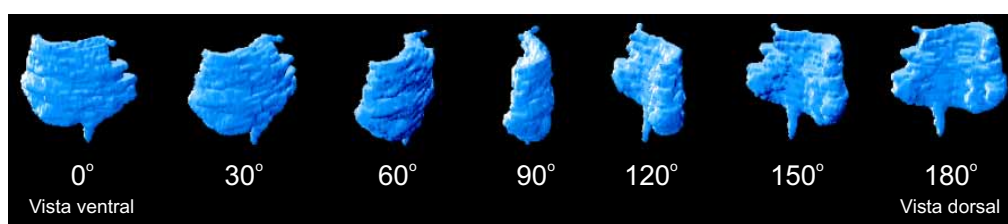


Figura 3.14: Imagens 3D dos intestinos do fantoma, geradas com o programa IDL.

Concluída a segmentação de todos os órgãos do fantoma (além do esqueleto e do contorno do corpo), as regiões exteriores ao rato nas imagens tomográficas foram pintadas de branco no Paint e classificadas como “meio exterior ao corpo”. Todas as demais regiões não segmentadas foram classificadas como “outros tecidos” (veja Tabela

3.1); essas regiões não foram pintadas no Paint. As dimensões de cada imagem no formato BMP foram reduzidas de 340×340 para $76 \text{ linhas} \times 118 \text{ colunas}$, ajustando-se o fantoma ao menor paralelepípedo que o contém, exceto por um voxel de “meio exterior ao corpo” (pela mesma razão por que foram postas duas fatias a mais com esse tipo de voxel, no início e no final do fantoma - veja acima). Em seguida, através do programa FANTOMAS, após conversão dos 157 arquivos BMP em uma matriz tridimensional $118 \times 76 \times 157$, os números representativos das diversas cores utilizadas foram modificados para os IDs mostrados na Tabela 3.1, e os números correspondentes aos tons de cinza da região “outros tecidos” em cada imagem foram transformados no ID 70. O arquivo contendo a matriz resultante foi nomeado como “RAT3D.dat”. (Ele foi salvo no formato binário e no formato texto.)

A Fig. 3.15 apresenta as imagens tomográficas segmentadas 61/155, 76/155, 107/155 e 125/155, e o código de cores usado nas demais imagens deste trabalho. O conjunto de todas as imagens tomográficas segmentadas é mostrado nas Figs. 3.16 e 3.17. Na Fig. 3.18 é exibida uma imagem de uma seção sagital do fantoma, gerada com o programa FANTOMAS, e, para comparação, uma fotografia de uma seção sagital de um rato, extraída da pág. 10 do atlas de Hayakawa. Comparações de seções do fantoma com seções fotografadas de ratos no atlas de Hayakawa são, em geral, bem mais difíceis no caso de seções sagitais e de seções dorsais do que no caso de seções transversais, porque as primeiras são mais afetadas por variações na posição do espécime. No início deste capítulo foi comentado que enquanto o espécime utilizado neste trabalho foi posto em posição supina para obtenção das imagens tomográficas de seções transversais, no atlas de Hayakawa os ratos foram postos na posição indicada na Fig. 3.6(b) para obtenção das fotografias de seções transversais e, em consequência dessa diferença, variações nas posições relativas dos órgãos são esperadas. É o que ilustra a Fig. 3.19, que mostra a imagem tomográfica segmentada 83/155 e a fotografia (rotacionada de 180°) de uma seção transversal de um rato extraída da pág. 96 do atlas de Hayakawa. Note que, em consequência da posição supina, os rins do fantoma estão bem mais afastados do que os rins do rato na posição em que foi fotografado. No entanto, esses órgãos continuam aparecendo em ambas as imagens (Fig. 3.19, (a) e (b)), o que não necessariamente ocorreria em imagens de seções sagitais.

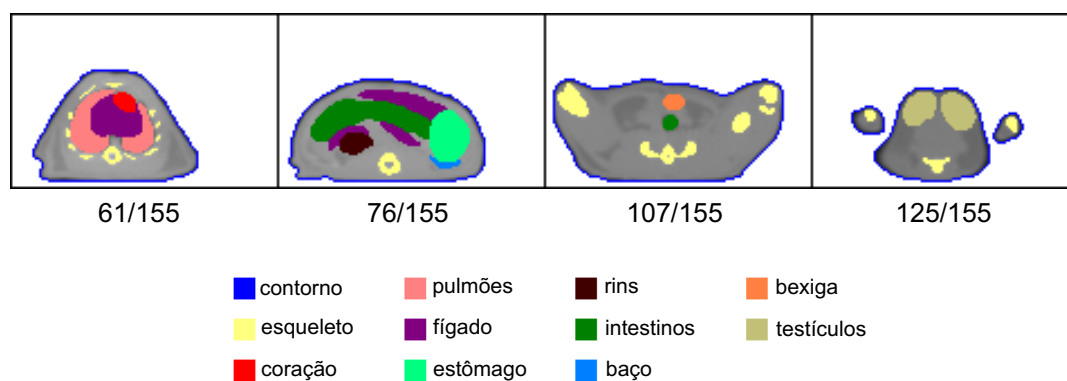


Figura 3.15: Imagens tomográficas segmentadas 61/155, 76/155, 107/155 e 125/155.

A Fig. 3.20 apresenta algumas imagens tridimensionais do fantoma geradas com o programa IDL, mostrando todos os órgãos do mesmo (sem sobreposição). Essas imagens, e outras mostradas nesta seção, são apenas algumas das muitas geradas para verificação da anatomia do fantoma. Dentro das limitações do modelo - principalmente devido à baixa resolução das imagens tomográficas obtidas - o resultado foi considerado satisfatório.

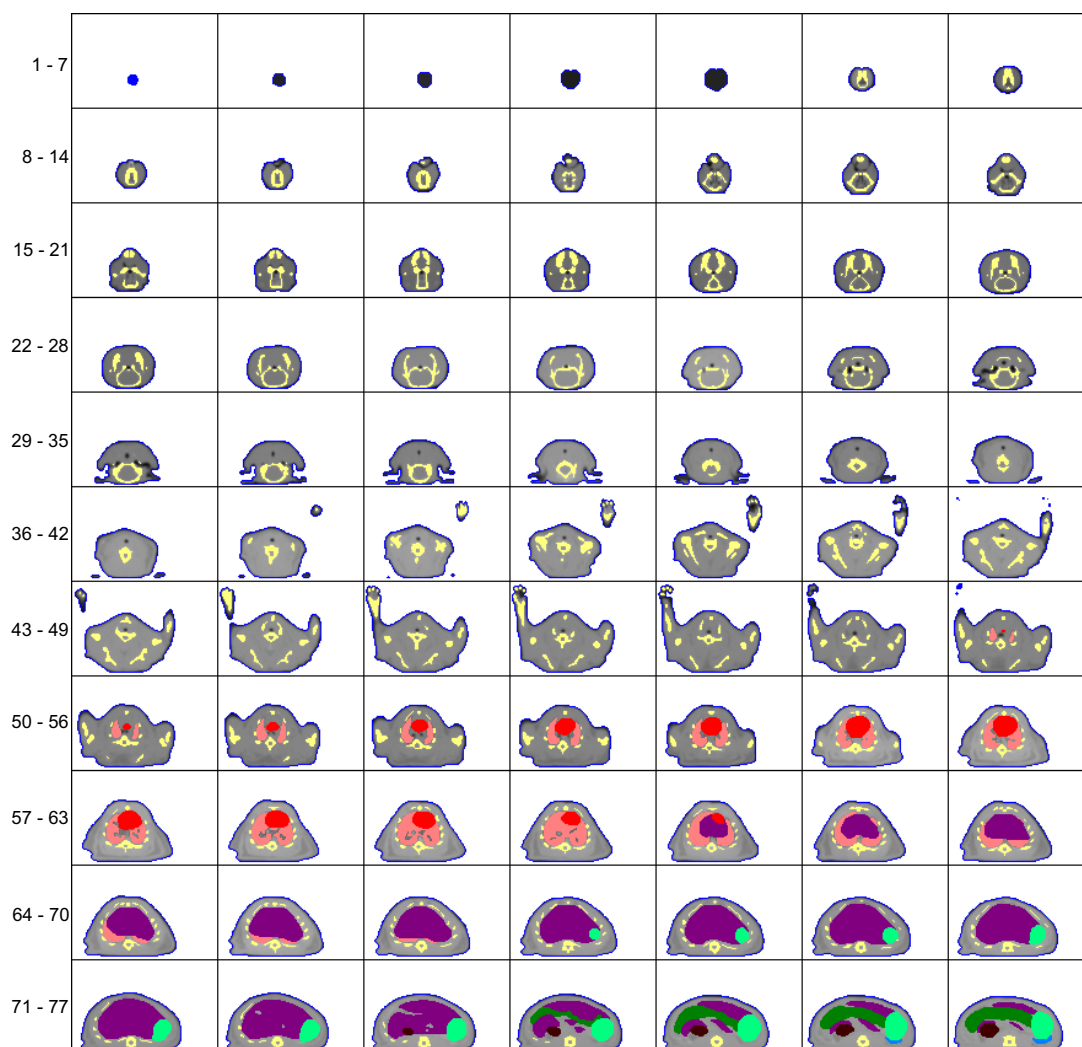


Figura 3.16: Imagens tomográficas segmentadas 1/155 a 77/155.

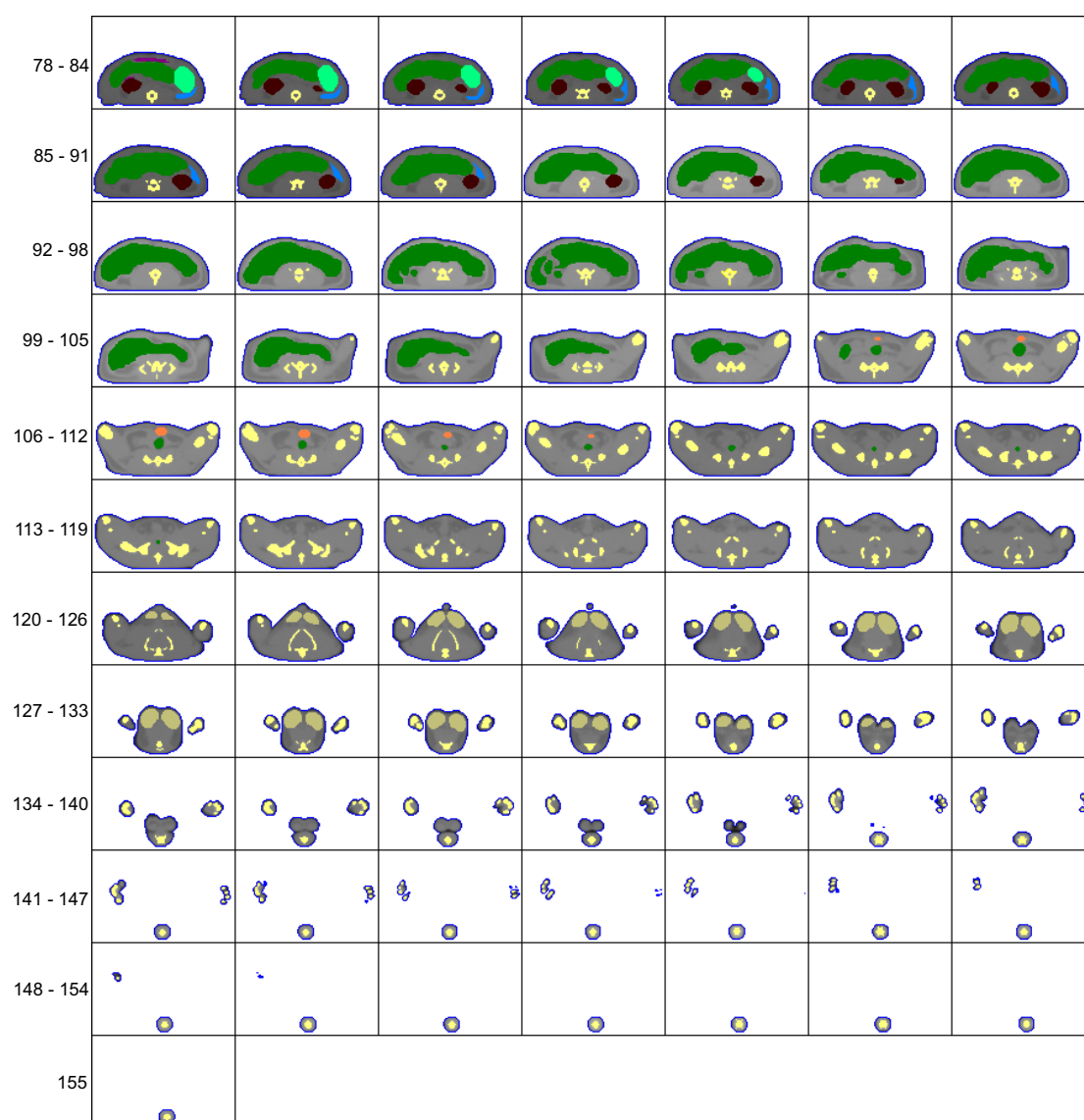


Figura 3.17: Imagens tomográficas segmentadas 78/155 a 155/155.

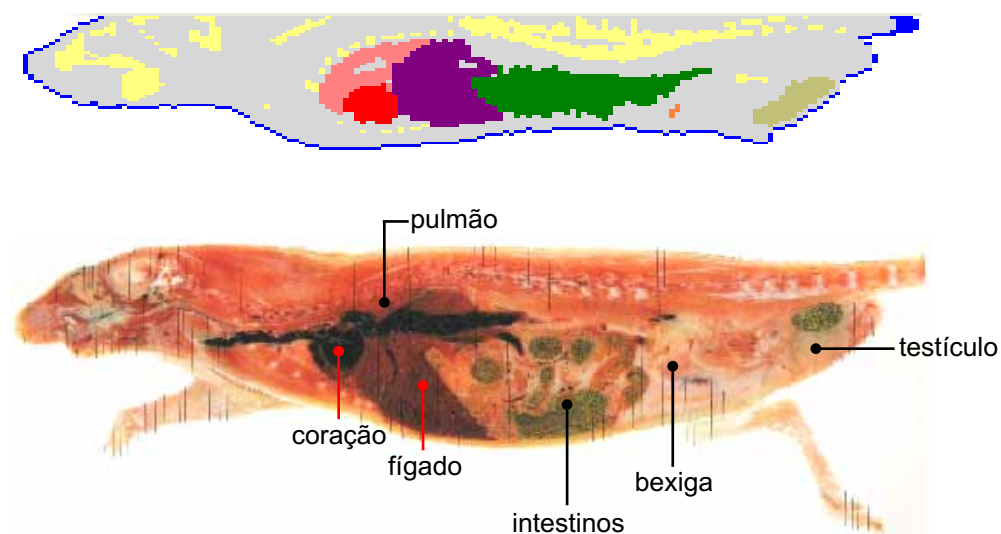


Figura 3.18: Parte superior: imagem de seção sagital do fantoma, gerada com o programa FANTOMAS, mostrando parte do pulmão esquerdo, do coração, do fígado, dos intestinos, da bexiga e do testículo direito. Parte inferior: fotografia de uma seção sagital de um rato [adaptada de HAYAKAWA *et al.*, 1997].

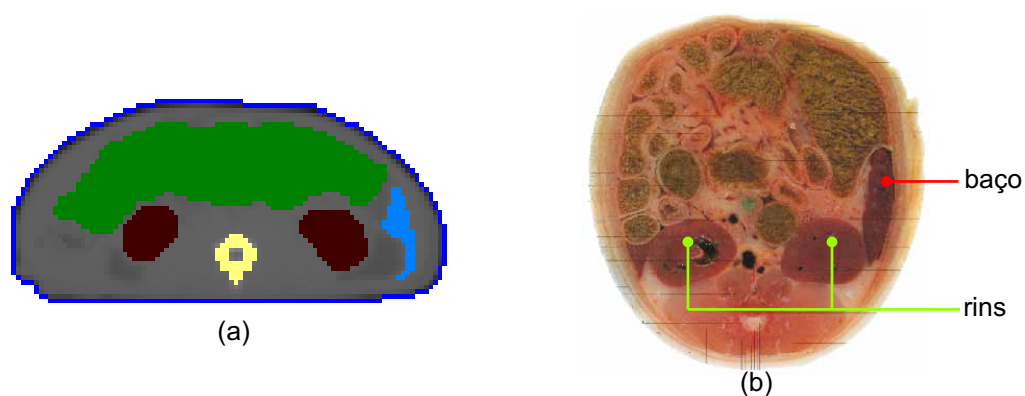


Figura 3.19: (a) Imagem tomográfica segmentada 83/155 e (b) fotografia de uma seção transversal do abdômen de um rato [adaptada de HAYAKAWA *et al.*, 1997], ambas mostrando parte dos rins.

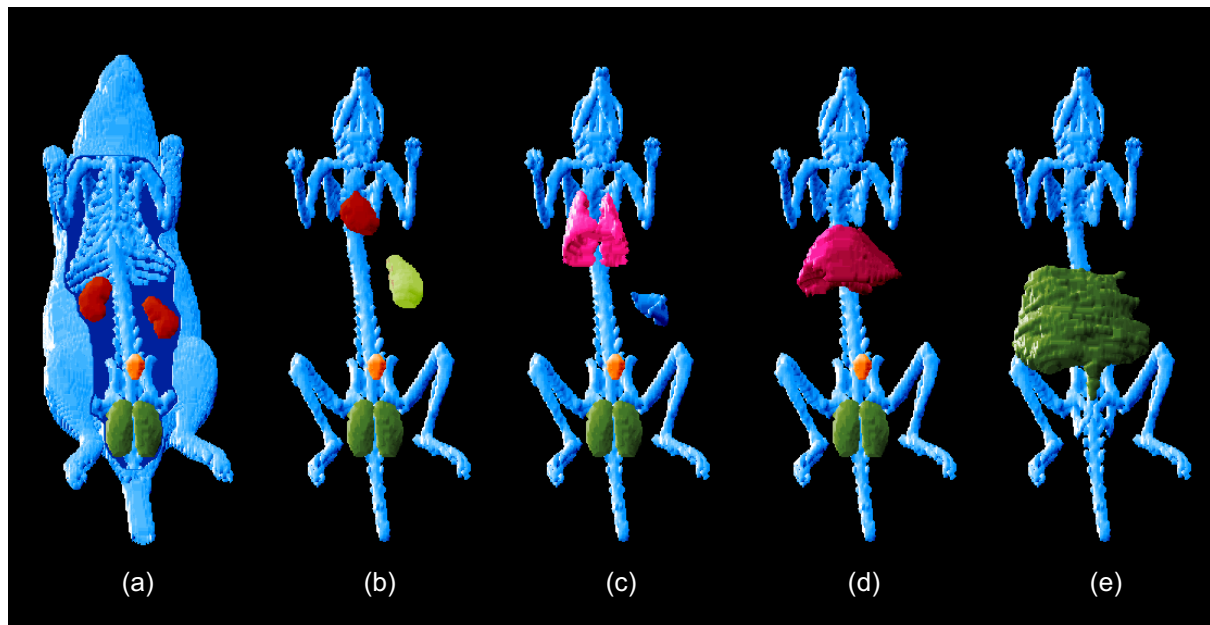


Figura 3.20: Imagens 3D do fantoma geradas com o programa IDL, mostrando: (a) rins, bexiga e testículos; (b) coração e estômago; (c) pulmões e baço; (d) fígado; (e) intestinos.

3.3 Especificação da composição atômica e da densidade de massa dos diferentes órgãos e tecidos do fantoma

Para que o transporte de radiação ionizante possa ser simulado no fantoma, é necessário fornecer ao código computacional responsável pela simulação a composição atômica e a densidade de massa de cada um dos diferentes tecidos do mesmo (considerados homogêneos neste trabalho). Devido à grande semelhança existente entre tecidos de ratos e de seres humanos, e por falta de informações específicas para ratos, foram adotadas composições e densidades de tecidos humanos - uma prática comum na literatura [veja, por exemplo: KONIJNENBERG *et al.*, 2004; STABIN *et al.*, 2006]. Foram utilizados valores recomendados pela publicação 46 da ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) [ICRU-46, 1992], exceto no caso do esqueleto, para o qual foi adotada a mistura de osso e medula usada por Cristy e Eckerman [CRISTY;

ECKERMAN, 1987] (veja discussão na seção anterior). Todas as composições e densidades usadas neste trabalho são mostradas na Tabela 3.2. A composição e a densidade do ar (meio exterior ao corpo) foi obtida da Tese de Doutorado de Shi (acessada via Internet em junho de 2006), que deu origem ao artigo publicado em 2004 [SHI; XU, 2004]. Para o contorno do corpo (voxels com $ID = 15$) foi utilizada a composição e a densidade da pele encontradas na ICRU-46, ainda que, como já comentado, esses voxels não sejam representativos da pele do animal. Embora o fantoma de rato aqui apresentado tenha sido desenvolvido primariamente para cálculos de dosimetria interna, sua aplicação para cálculos de dosimetria externa pode ser realizada, porém algumas modificações no mesmo são recomendadas; uma delas é a subsegmentação dos voxels do contorno do corpo, reclassificando os voxels mais externos como voxels de pele e os mais internos como voxels de “outros tecidos”.

A Tabela 3.3 apresenta os valores das massas das diferentes regiões que constituem o fantoma, além do número de voxels em cada região. O cálculo dessas massas se dá pela fórmula $m_r = N_r \rho_r V_{voxel}$, em que m_r é a massa, N_r é o número de voxels e ρ_r é a densidade, todos associados à região r , e $V_{voxel} = 0,71\text{mm} \times 0,71\text{mm} \times 1,5\text{mm} \approx 7,56 \times 10^{-4}\text{cm}^3$ é o volume de um voxel. A massa total do fantoma (276,80 g) é cerca de 11 % menor que a massa do espécime utilizado (310 g) - uma diferença aceitável, dentro das aproximações do modelo.

Tabela 3.2: Densidade de massa e composição atômica de cada órgão, tecido ou região segmentada.

Órgão, Tecido ou Região	Densidade (g/cm ³)	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Ar	Fe	Ca	Mg	Fonte
Meio exterior (ar)	0,001205			75,5	23,2						1,3				SHI e XU, 2004
Contorno do corpo	1,09	10,0	20,4	4,2	64,5	0,2	0,1	0,2	0,3	0,1					ICRU-46 (skin, adult)
Coração	1,06	10,3	12,1	3,2	73,4	0,1	0,1	0,2	0,3	0,2		0,1			ICRU-46 (adult, blood-filled)
Pulmões	0,26	10,3	10,5	3,1	74,9	0,2	0,2	0,3	0,3	0,2					ICRU-46 (adult, healthy, inflated)
Fígado	1,06	10,2	13,9	3,0	71,6	0,2	0,3	0,3	0,2	0,3					ICRU-46 (adult, healthy)
Estômago	1,03	10,6	11,5	2,2	75,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1					ICRU-46 (GI tract, adult)
Rins	1,05	10,3	13,2	3,0	72,4	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2			0,1		ICRU-46 (adult)
Intestinos	1,03	10,6	11,5	2,2	75,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1					ICRU-46 (GI tract, adult)
Baço	1,06	10,3	11,3	3,2	74,1	0,1	0,3	0,2	0,2	0,3					ICRU-46 (adult)
Bexiga	1,03	10,8	3,5	1,5	83,0	0,3	0,1	0,1	0,5	0,2					ICRU-46 (adult, filled)
Testículos	1,04	10,6	9,9	2,0	76,6	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2					ICRU-46 (adult)
Esqueleto	1,4	7,3	24,5	3,1	47,9	0,3	5,1	0,2	0,1	0,2			10,2	0,1	CRISTY e ECKERMAN, 1987 (mistura de osso e medula*)
Outros Tecidos	1,03	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,2					ICRU-46 (average soft tissue, adult, male)

*Valores arredondados para uma casa decimal. Alguns elementos (F, Si, Fe, Zn, Rb, Sr, Pb), por contribuírem com menos do que 0,1% para a composição atômica, não foram incluídos na tabela.

Tabela 3.3: Número de voxels e massas dos órgãos e tecidos do fantoma.

ID	Órgão ou Tecido	Número de voxels	Massa (g)
15	Contorno do corpo	27530	22,69
20	Coração	2075	1,66
25	Pulmões	4798	0,94
30	Fígado	14568	11,68
35	Estômago	3534	2,75
40	Rins	2639	2,10
45	Intestinos	29167	22,72
50	Baço	719	0,58
55	Bexiga	200	0,16
60	Testículos	3399	2,67
65	Esqueleto	21785	23,06
70	Outros Tecidos	238546	185,79
			<i>Massa total = 276,80</i>

O número de voxels com ID=10 (meio exterior - ar) é 1059016. Somando este valor aos demais apresentados na tabela para o número de voxels, obtém-se 1407976, que é igual ao produto das dimensões do fantoma ($118 \times 76 \times 157$), como esperado.

3.4 Comparações de resultados

Não é tarefa fácil fazer comparações de valores de massas de órgãos para ratos de diferentes tamanhos (da mesma raça ou de raças diferentes). Na literatura encontram-se relatos de experimentos com ratos Wistar machos adultos com massa total variando de valores tão baixos como 180 g [MEDEIROS *et al.*, 2000] a valores em torno de 400 g [GRAZIOTTIN, 1998]. Ratos idosos atingem massas ainda maiores. Porém, grande parte dos ratos Wistar machos adultos encontrados na literatura têm massa variando de 250 g a 300 g - faixa onde se encontra o fantoma desenvolvido neste trabalho.

Na Tabela 3.4, alguns dos valores de massa apresentados na Tabela 3.3 são confrontados com os resultados de outros modelos: o fantoma tomográfico desenvolvido por Stabin e colaboradores e o fantoma estilizado desenvolvido por Konijnenberg e colaboradores (veja capítulo anterior para mais informações sobre esses fantasmas). O rato utilizado na construção do modelo tomográfico de Stabin era da raça Sprague-Dawley e possuía massa de 248 g. Para a construção de seu modelo estilizado, Konijnenberg e colaboradores realizaram medidas após dissecação de três ratos Wistar machos maduros e bem nutridos, com massa média de 386 g.

Com exceção dos pulmões e da bexiga, os valores das massas dos órgãos do fantoma apresentado nesta tese concordam relativamente bem com os valores apresentados no trabalho de Stabin.⁸ As massas do coração, do fígado, do estômago e do baço do fantoma apresentado nesta tese são um pouco maiores do que as massas dos órgãos correspondentes do fantoma de rato de Stabin, enquanto a massa dos rins é ligeiramente menor. A comparação entre as massas dos intestinos desses dois fantasmas é dificultada pelo modo como esses órgãos foram segmentados em ambos os modelos (com a inclusão de outros tecidos adjacentes); de qualquer forma, os valores mostrados na Tabela 3.4 são da mesma ordem, embora o valor para o fantoma de rato de Stabin pareça demasiadamente alto, em

⁸Em seu artigo, Stabin e colaboradores comparam as massas dos órgãos de seu fantoma com os valores extraídos, para um rato de 250 g, de um *Handbook* de dados biológicos; as diferenças encontradas são bem maiores do que as observadas na Tabela 3.4 entre o fantoma de rato de Stabin e o fantoma de rato aqui apresentado. Por exemplo, as massas do coração e do fígado mostradas no *Handbook* são de 0,52 g e 3,35 g, respectivamente.

Tabela 3.4: Comparação dos valores de massa dos órgãos do fantoma desenvolvido neste trabalho com os resultados observados em outras investigações.*

Órgão	Massa do Órgão (g)		
	Este trabalho	STABIN <i>et al.</i>	KONIJNENBERG <i>et al.</i>
Coração	1,66	1,48	1,8
Pulmões	0,94	1,92	3,2
Fígado	11,68	9,64	21,9
Estômago	2,75	2,53	6,2
Rins	2,10	2,22	3,4
Intestinos	22,72	34,24	24,5
Baço	0,58	0,42	0,8
Bexiga	0,16	0,92	0,27
Testículos	2,67	—	3,6

* No trabalho de Konijnenberg e colaboradores encontra-se diferenciação entre parede e conteúdo, para a bexiga, e entre superfície e córtex, para os rins. Porém, os valores informados nesta tabela correspondem às massas totais de cada órgão ou par de órgãos. Essas diferenciações não foram feitas nos outros dois trabalhos.

comparação ao valor da massa dos intestinos do fantoma de rato de Konijnenberg (afinal, com exceção da bexiga, os demais órgãos do fantoma de rato de Konijnenberg têm massas bem maiores que os órgãos do fantoma de rato de Stabin). Não houve segmentação dos testículos no desenvolvimento do fantoma de rato de Stabin.

A bexiga do fantoma de rato de Stabin tem massa elevada, em comparação com a massa do mesmo órgão do fantoma de rato de Konijnenberg e do fantoma apresentado nesta tese. No entanto, deve-se lembrar que a massa total da bexiga depende da massa de seu conteúdo, cujo valor pode variar bastante. Por outro lado, os pulmões do fantoma aqui apresentado têm massa pequena, em comparação com a massa dos pulmões do fantoma de rato de Stabin e com a massa dos pulmões do fantoma de rato de Konijnenberg. Nota-se, inclusive, que o fantoma apresentado nesta tese é o único desses modelos em que a massa dos pulmões é menor do que a massa do coração. Contudo, nenhum ajuste no tamanho dos pulmões do fantoma pareceu razoável. Por sua baixa densidade, trata-se do órgão mais facilmente identificável nas imagens tomográficas, e cuja segmentação, portanto, é a mais simples e confiável (como para o esqueleto). Além disso, as imagens 3D geradas com o programa IDL, e também as imagens 2D de seções sagitais e de seções dorsais geradas

com o programa FANTOMAS, revelaram dimensões relativas razoáveis para os pulmões, em comparação com as fotografias do atlas de Hayakawa e colaboradores que exibem os mesmos. Como o intervalo de tempo entre as aquisições de duas imagens consecutivas foi de aproximadamente 10 s, fica descartada a hipótese de as imagens dos pulmões terem sido obtidas quando eles não estavam inflados.

A grande diferença de massa entre a bexiga do fantoma aqui apresentado e a bexiga do fantoma de rato de Stabin resultou, em geral, em grandes diferenças nos valores de frações absorvidas estimadas via simulações Monte Carlo para esse órgão, passando-se de um fantoma para outro, como discutido em capítulo posterior.

3.5 Informações necessárias ao acoplamento do fantoma de rato a um código computacional para cálculos dosimétricos

Esta seção resume quais são as informações necessárias ao acoplamento do fantoma de rato desenvolvido nesta tese a um código computacional, como o MCNP ou o EGS, que simule o transporte de radiações ionizantes e calcule quantidades de interesse em dosimetria.⁹

- A distribuição espacial dos voxels é representada por uma matriz tridimensional $118 \times 76 \times 157$ cujos elementos são os números identificadores (IDs) das diferentes regiões que constituem o fantoma. O elemento de matriz a_{ijk} corresponde ao voxel na coluna i ($1 \leq i \leq 118$) e linha j ($1 \leq j \leq 76$) da fatia k ($1 \leq k \leq 157$). A Fig. 3.21 mostra o sentido em que cada um desses índices varia no fantoma. Essa matriz está salva no arquivo `RAT3D.dat`. Na leitura dos elementos de matriz nesse arquivo, o primeiro índice a variar é o índice i , o segundo é o j e o terceiro é o k .

⁹Nesse contexto, o termo “acoplamento” é mais adequado quando as informações relativas ao fantoma são inseridas no código fonte. No caso do MCNP, essas informações são introduzidas em um arquivo de entrada (ou *input*); mesmo assim, o uso do termo será mantido neste texto.

Assim, o primeiro elemento lido no arquivo `RAT3D.dat` é o elemento a_{111} , o segundo é o elemento a_{211} , o terceiro é o elemento a_{311} , ..., o 119º é o elemento a_{121} , ..., o penúltimo é o elemento $a_{117\ 76\ 157}$ e o último é o elemento $a_{118\ 76\ 157}$. (Esse é o “sentido natural de leitura”: da esquerda para a direita e de cima para baixo em cada fatia (com vista no sentido cauda → cabeça) e passando-se para a fatia seguinte (no sentido cabeça → cauda) após completada a leitura de todos os elementos da fatia atual.)

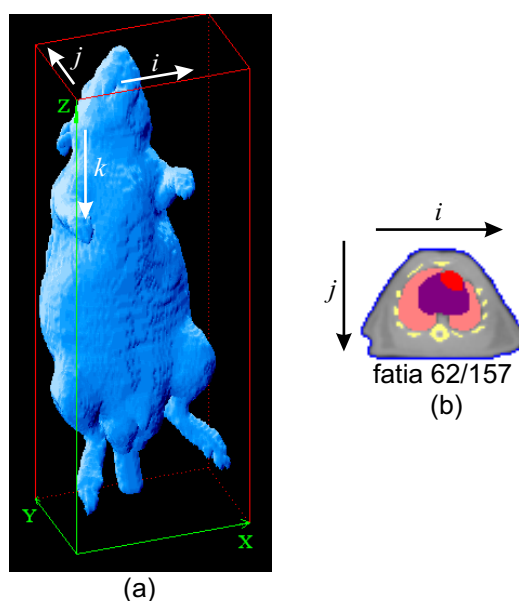


Figura 3.21: Sentido de variação dos índices i ($1 \leq i \leq 118$), j ($1 \leq j \leq 76$) e k ($1 \leq k \leq 157$) dos elementos de matriz salvos no arquivo `RAT3D.dat`.

- A Tabela 3.1 associa a cada ID no arquivo `RAT3D.dat` um órgão, tecido ou região.
- É também fundamental a informação de que cada voxel é um paralelepípedo cuja base (pixel) é um quadrado de lado 0,71 mm e cuja altura (que corresponde à espessura de uma fatia) é de 1,5 mm.
- Finalizando as informações, a Tabela 3.2 fornece a composição atômica e a densidade de massa de cada um dos diferentes tecidos do fantoma.

No apêndice A é explicado, em detalhes, como foi realizado o acoplamento do fantoma de rato ao MCNP, e como foram preparados todos os inputs para cálculos de frações absorvidas. A apresentação e a discussão dos resultados obtidos são feitas no próximo capítulo.

Capítulo 4

Cálculo de Frações Absorvidas para Fontes de Fótons e Elétrons de Várias Energias

4.1 Cálculo de frações absorvidas

Os arquivos de entrada preparados para cálculos de frações absorvidas com o MCNP diferem entre si apenas na definição da fonte (homogênea) de partículas, que é alterada quando muda-se a região fonte, o tipo de partícula emitida (fóton ou elétron) ou a energia da mesma. Foram consideradas 11 regiões fontes - contorno do corpo, coração, pulmões, fígado, estômago, rins, intestinos, baço, bexiga, testículos e esqueleto¹ - e adotadas as energias discretas iniciais 0,01, 0,015, 0,02, 0,03, 0,05, 0,1, 0,2, 0,5, 1, 2 e 4 MeV para fótons e 0,1, 0,2, 0,4, 0,7, 1, 2 e 4 MeV para elétrons (as mesmas usadas por Stabin e colaboradores no cálculo de frações absorvidas para seu fantoma de rato [STABIN *et al.*, 2006]), resultando em um total de 198 arquivos de entrada. Em todas as simulações realizadas neste trabalho foi adotado o modo de transporte PE (em que todas as colisões de fótons, exceto espalhamento coerente, podem criar elétrons livres, cujo transporte é

¹Ou seja, todas as regiões segmentadas nas imagens tomográficas (veja Tabela 3.1), exceto o meio exterior ao corpo (ID = 10) e a região “outros tecidos” (ID=70).

então subseqüentemente simulado) e o número de histórias foi fixado em 2400000 (um valor que permitiu a redução do erro relativo estimado a valores em geral muito baixos); nenhuma técnica de redução de variância foi utilizada (veja apêndice A para detalhes relativos aos *inputs*).

Todas as simulações foram realizadas em colaboração com o prof. Dr. Hélio Yoriyaz, no Centro de Engenharia Nuclear do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo (CEN - IPEN/SP), em um *cluster* denominado *Eagle*, constituído de um servidor com CPU AMD Athlon XP 1800+ (1,53 GHz) e 1 GB de memória RAM, e onze nós com esse mesmo tipo de CPU e 512 MB de RAM, cada. O sistema operacional usado foi o *Woody Debian Linux*. Os 198 arquivos de saída foram gerados em aproximadamente um mês de computação, sem dedicação exclusiva do *cluster* a essas simulações.

Muita informação pode ser extraída de cada um desses arquivos. As informações fundamentais para este trabalho são as estimativas da energia depositada em cada uma das regiões do fantoma e dos erros relativos associados. Por exemplo, em um trecho do *output* correspondente ao *input* apresentado no apêndice A (fonte de fótons de 4 MeV no coração), encontram-se as linhas abaixo.

```
cell (30<200)
```

```
1.85327E-02 0.0070
```

Essas linhas informam que foi estimada uma deposição de $1,85327 \times 10^{-2}$ MeV na região com ID = 30 (fígado), com o erro relativo estimado correspondente igual a 0,007 (ou 0,7 %). Como, no MCNP, os cálculos de deposição de energia são normalizados pelo número de partículas geradas pela fonte (facilitando análises estatísticas), a fração absorvida para alvo = fígado é obtida dividindo-se a energia depositada neste órgão pela energia inicial do fóton (4 MeV), resultando no valor aproximado $4,63 \times 10^{-3}$.

O erro relativo estimado (R) não é menos importante do que a média estimada em uma simulação Monte Carlo. Seja X a variável aleatória *energia depositada na região alvo k quando uma partícula é emitida da região fonte h*. Como a distribuição de probabilidade $f(x)$ associada a X não é conhecida *a priori* neste trabalho, sua média - que é o

que nos interessa - é estimada via Monte Carlo. Para isso, sejam $X_1, X_2, \dots, X_n$ variáveis aleatórias independentes e identicamente distribuídas, com a mesma distribuição de probabilidade que X . Para uma amostra de tamanho n , a média amostral é a variável aleatória $\bar{X}$ definida por

$$\bar{X} = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_n}{n}.$$

Trata-se de um estimador para a média (esperança matemática) de X . Se $x_1, x_2, \dots, x_n$ denotam ocorrências de $X_1, X_2, \dots, X_n$, respectivamente, obtidas em uma simulação², então a ocorrência de $\bar{X}$ é dada por

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n},$$

que é uma estimativa da média de X . Essa estimativa será tão mais confiável quanto menor for o desvio padrão de $\bar{X}$ (neste caso também chamado *erro padrão*). Há um teorema (de fácil demonstração) que afirma que, se a amostragem é com reposição (que é o caso nas simulações realizadas neste trabalho), então o desvio padrão de $\bar{X}$, $\sigma_{\bar{X}}$, é igual a $\sigma/\sqrt{n}$, em que σ é o desvio padrão de X . Como $\sigma_{\bar{X}}$ cai com $1/\sqrt{n}$, então $\bar{x}$ é tão mais confiável como estimativa da média de X quanto maior for o valor de n - o número de histórias simuladas. O *erro relativo estimado* é definido como $R = \sigma_{\bar{X}}/\bar{x}$, e tem a vantagem, sobre $\sigma_{\bar{X}}$, de ser invariante por uma multiplicação de X por um fator não nulo. Assim é que R não muda, quando passa-se da grandeza energia depositada para a grandeza fração absorvida.

A faixa de valores de R , considerando-se $x_1, x_2, \dots, x_n$ todos não negativos, está entre zero e a unidade (ou seja, $0 \leq R \leq 1$). Se todos os x_i 's são nulos, R é igual a zero por definição. No manual do MCNP-4C são exibidas diretrizes para interpretação de resultados para R ; algumas delas são apresentadas na Tabela 4.1. Note que o número 0,0070 mostrado na página anterior (em trecho de *output* do MCNP) torna o valor de fração absorvida $4,63 \times 10^{-3}$ bastante confiável.

²Na verdade, nenhuma simulação pode gerar *ocorrências* de uma variável aleatória, porque algoritmos são entes determinísticos (mesmas entradas $\Rightarrow$ mesmas saídas). Porém, podem ser geradas seqüências que se comportem como se fossem aleatórias.

Tabela 4.1: Diretrizes para interpretação de valores de R^* .

Faixa de R	Qualidade do Cálculo
0,5 a 1,0	Lixo
0,1 a 0,2	Questionável
$< 0,1$	Geralmente seguro

*Essas diretrizes assumem que todas as porções do espaço de fase do problema estão sendo bem amostradas pelo processo Monte Carlo.

Os erros relativos nas simulações Monte Carlo realizadas não são a única fonte de incertezas para os resultados de frações absorvidas obtidos. Há também incertezas associadas à segmentação das imagens tomográficas, aos dados de seções de choque utilizados nas simulações, à densidade e à composição dos órgãos ou tecidos do fantoma. No entanto, essas outras fontes de incerteza não foram consideradas neste trabalho.

4.1.1 Resultados para fótons

As estimativas de frações absorvidas e dos erros relativos associados para as fontes de fótons simuladas são apresentadas em forma de tabelas no Apêndice B. Cada tabela corresponde a um órgão fonte e, em uma mesma tabela, cada coluna apresenta os resultados para um dado valor de energia (ou seja, a cada coluna nas tabelas corresponde um dos *outputs* obtidos para fótons). O leitor deve estar atento às diretrizes apresentadas na Tabela 4.1 para uma correta interpretação dos resultados.³

Muita informação pode ser extraída dessas tabelas.

A Fig. 4.1 exibe um gráfico das frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes. Todas as curvas apresentam decaimento acentuado de 0,01 MeV a 0,1 MeV (mostrando que para energias muito baixas a fuga de partículas dos órgãos fontes aumenta rapidamente com a energia), com mínimo local neste último valor (exceto para a fração auto-absorvida pelo

³É comum, na literatura, a omissão de resultados dosimétricos (fração absorvida, fração absorvida específica, coeficientes de conversão etc.) quando o erro relativo estimado R excede um certo valor (por exemplo, 0,30 ou 0,50). Porém, os valores de R não são geralmente informados. Neste trabalho, todos os resultados das simulações foram apresentados nas tabelas dos apêndices B e C, com seus respectivos valores de R .

esqueleto, que apresenta mínimo local em 0,2 MeV). Após esses mínimos relativos, os valores das frações auto-absorvidas sofrem ligeiro aumento e em seguida tornam a decrescer. Esse comportamento comum a todas as curvas corresponde essencialmente à forma como o coeficiente linear de absorção de energia (μ_{en}) varia com a energia de fótons emitidos pelas fontes nos meios considerados. A Fig. 4.2, adaptada de TURNER, 2004, mostra um gráfico do coeficiente linear de absorção de energia, entre outros coeficientes⁴, como função da energia de fótons incidentes em água, que é uma boa aproximação do tecido mole. Note que a forma da curva para μ_{en} é semelhante às formas das curvas na Fig. 4.1; em particular, note que o mínimo e o máximo locais ocorrem aproximadamente nos mesmos valores de energia em ambos os gráficos (como também verificado para fantasmas humanos [veja, por exemplo: STABIN; YORIYAZ, 2002]).

Para uma mesma energia, diferenças nos valores das frações auto-absorvidas se dão principalmente devido a variações de *forma* ou de *massa* entre as regiões fontes. Esses dois fatores devem ser considerados conjuntamente. Por exemplo, apesar de a massa dos intestinos ser quase o dobro da massa do fígado, a forma relativamente mais delgada dos intestinos contribui para um maior escape de partículas dos mesmos, e o resultado é que as frações auto-absorvidas para fígado e intestinos são muito próximas. Por outro lado, embora a massa do contorno do espécime seja praticamente igual à massa dos intestinos,

⁴O *coeficiente linear de atenuação*, $\mu = \tau + \sigma + \kappa$, governa a penetração de raios monoenergéticos X e gama em um meio material, sendo τ , σ e κ as contribuições devido ao efeito fotoelétrico, ao espalhamento Compton e à produção de par, respectivamente. O *coeficiente linear de transferência de energia* é definido - para cada um dos três mecanismos principais de interação de fótons - como o produto do coeficiente linear de atenuação pela fração média de energia do fóton removido que é transferida como energia cinética inicial para partículas secundárias carregadas; tem-se, assim, os coeficientes τ_{tr} , σ_{tr} e κ_{tr} . A diferença entre σ e σ_{tr} é definida como o coeficiente linear de espalhamento para a interação Compton, σ_s . Um refinamento adicional é necessário para se obter a energia *absorvida*, especialmente para materiais de elevados números atômicos e fótons de altas energias: é que Bremsstrahlung a partir das partículas carregadas secundárias transporta energia para longe do sítio removedor. Assim, se g representa a fração média da energia cinética inicial das partículas carregadas que é subsequenteiramente irradiada como Bremsstrahlung, então o *coeficiente linear de absorção de energia* é definido como $\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g)$. Na Fig. 4.2, em energias intermediárias, entre aproximadamente 0,1 MeV e 6 MeV, o espalhamento Compton responde praticamente por toda a atenuação. Nessa região, portanto, $\mu \approx \sigma = \sigma_{tr} + \sigma_s$ e, adicionalmente, vemos que $\mu_{en} \approx \sigma_{tr}$, porque pouco Bremsstrahlung é produzido em água por elétrons Compton nessa faixa de energia. Além disso, a absorção de energia é devida quase inteiramente ao espalhamento Compton, e a diferença entre μ e μ_{en} se dá pelos fótons Compton espalhados. Para maiores detalhes, veja TURNER, 2004.

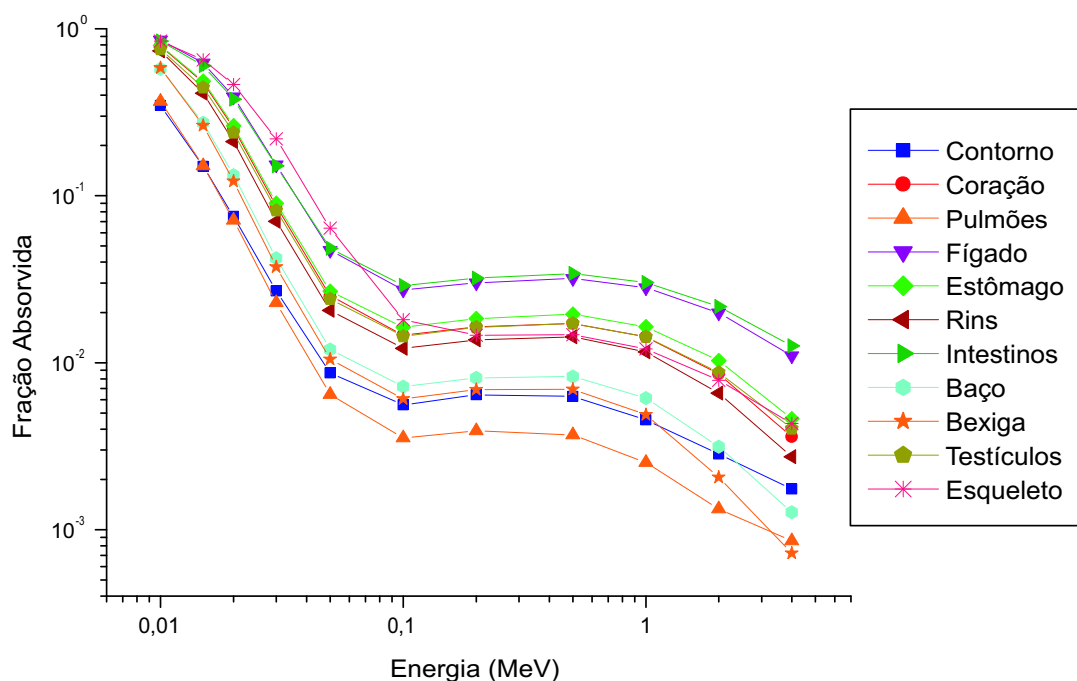


Figura 4.1: Frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes para fótons de várias energias.

a forma bastante delgada daquela região do fantoma tem como consequência frações auto-absorvidas bem menores do que para os intestinos. Variações na composição e densidade têm efeito menor sobre os valores das frações auto-absorvidas - exceto para pulmões e esqueleto, que mais se distanciam da composição e/ou densidade médias para tecido mole. No caso dos pulmões, sua baixa densidade resulta nas menores frações auto-absorvidas para a maioria dos valores de energia considerados. Note que as curvas para coração, estômago, rins e testículos na Fig. 4.1 estão relativamente próximas, em consequência da proximidade nos seus valores de massa e de suas formas semelhantes. Os rins apresentam menores valores de fração auto-absorvida do que o coração, apesar de possuírem maior massa do que este, porque essa massa está dividida entre dois órgãos. A massa dos testículos também está dividida entre dois órgãos, mas eles estão bem mais próximos do que os rins e, portanto, essa divisão tem efeito menor sobre os resultados para frações auto-absorvidas. Excetuando os pulmões e o contorno do fantoma (cujos baixos valores de fração auto-absorvida têm as explicações particulares já fornecidas), as menores frações

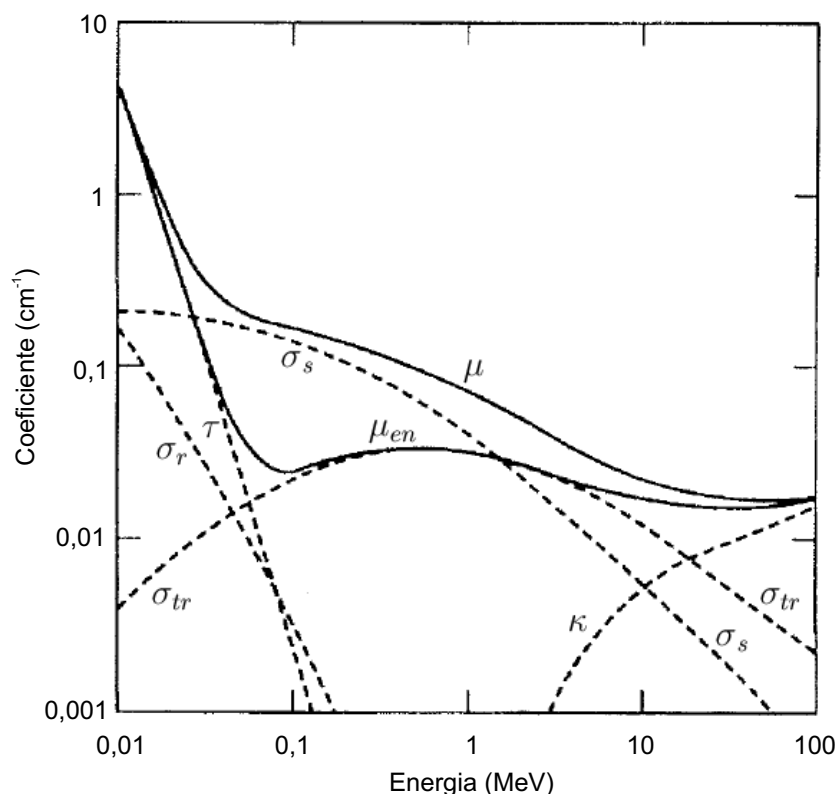


Figura 4.2: Coeficiente linear de absorção de energia (μ_{en}) e outros coeficientes como função da energia para fótons em água [adaptado de TURNER, 2004]. (O coeficiente de atenuação σ_r para espalhamento Rayleigh foi incluído pelo autor para comparação.)

auto-absorvidas ocorrem para a bexiga e para o baço, que são os dois órgãos do fantoma com as menores massas.

Os valores do erro relativo estimado R para as frações auto-absorvidas calculadas são todos muito baixos, variando de 0,0003 a 0,0096.

A Fig. 4.3 exibe um gráfico de frações absorvidas com o fígado como órgão fonte. Foram excluídos do gráfico os pontos cujos valores correspondentes de R são iguais a 0 ou 1. Nos demais pontos, os valores de R são superiores a 0,10 apenas para a bexiga (em toda a faixa de energia) e, no menor valor de energia, para o baço e para os testículos, que são órgãos de pequena massa ou mais afastados da fonte. No caso da bexiga, os erros relativos estimados são suficientemente pequenos ($0,1118 \leq R \leq 0,2345$) para que um

padrão possa ser observado.⁵

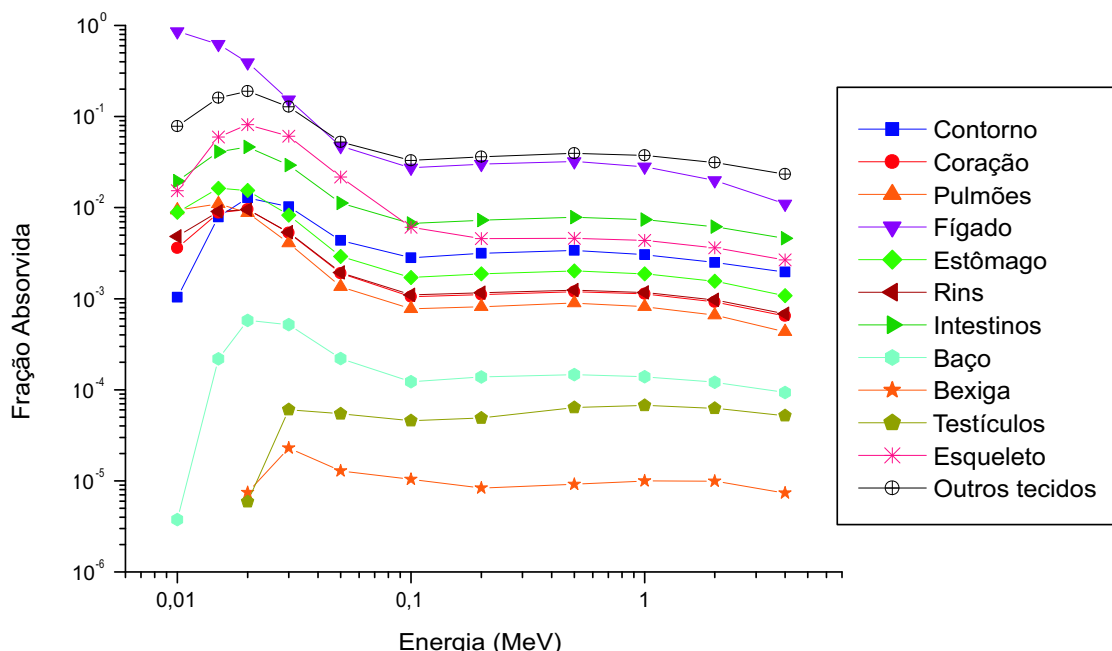


Figura 4.3: Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado.

A maior diferença entre a forma comum às curvas da Fig. 4.1 e a forma comum às curvas da Fig. 4.3 (exceto para o fígado, que é o órgão fonte) se dá nos menores valores de energia, onde, nesta última figura, nota-se um crescimento inicial rápido que é aproximadamente o inverso (em termos qualitativos) do que ocorre no primeiro gráfico. Este comportamento está relacionado ao aumento da fuga de partículas do órgão fonte e, conseqüentemente, do número de partículas que depositam energia nos órgãos vizinhos. Essa deposição atinge um valor máximo nesses órgãos, e o decréscimo subsequente significa que a partir de uma determinada energia (que corresponde ao pico), aumenta a fração de partículas que depositam energia a distâncias maiores, fora do volume dos órgãos alvos em questão. Note que os picos ocorrem em menores valores de energia para os órgãos alvos

⁵Gráficos de frações absorvidas com elevados valores de R são de pouca utilidade em dosimetria interna porque fatores de conversão de dose confiáveis para um dado radionuclídeo não podem, em geral, ser estimados através de ajuste ou interpolação. Nesses casos, cálculos Monte Carlo devem ser realizados especificamente para os valores de energia do espectro do radionuclídeo de interesse, com um número suficiente de histórias para reduzir os erros relativos a valores aceitáveis. (Veja a discussão na próxima seção.)

mais próximos ao órgão fonte, e em maiores valores de energia para os órgãos alvos mais distantes. (Porém a posição desses picos pode ser ligeiramente modificada aumentando-se o número de pontos no eixo das abscissas.)

Para uma mesma energia e um mesmo órgão fonte, diferenças nos valores das frações absorvidas se dão por variações de *forma* e *massa* entre as regiões alvo, e por variações na *distância relativa* entre as regiões fonte e alvo, sendo este último parâmetro particularmente relevante. Como já foi dito, variações na composição e/ou na densidade têm maior efeito apenas para pulmões e esqueleto. Na Fig. 4.3, para cada valor de energia entre 0,2 MeV e 4 MeV as frações absorvidas pelas regiões alvo estão na seguinte ordem decrescente: “outros tecidos”, intestinos, esqueleto, contorno, estômago, rins, coração, pulmões, baço, testículos e bexiga. Exceto para o esqueleto, essa ordem se mantém com a energia caindo até 0,050 MeV. Com exceção do contorno, as oito primeiras regiões na ordem apresentada acima fazem fronteira com o órgão fonte, e exibem, portanto, os maiores valores de fração absorvida. Apesar de não haver sobreposição entre o fígado e o contorno do fantoma, a forma desta região - envolvendo o órgão fonte em toda a sua extensão - faz com que as frações absorvidas para a mesma sejam maiores do que para alguns órgãos adjacentes, como estômago, rins e coração, de 0,03 MeV a 4 MeV. Os baixos valores das frações absorvidas para os pulmões, em relação a outros órgãos adjacentes, e em posições menos favoráveis à absorção de energia, são consequência de sua baixa densidade. Como esperado, os menores valores de fração absorvida ocorrem para a bexiga e para os testículos, que são os órgãos mais distantes do órgão fonte. Note que, exceto para o menor valor de energia considerado no gráfico, o tamanho diminuto da bexiga contribui mais para os baixos valores de fração absorvida do que a maior distância dos testículos ao fígado. Para as duas energias mais baixas no gráfico, as maiores frações absorvidas para as regiões alvo ocorrem na vizinhança imediata do órgão fonte, devido ao pequeno poder de penetração das partículas geradas. Note que, nesses valores de energia, as frações absorvidas pelo contorno do fantoma são menores até do que as frações absorvidas pelos pulmões.

É importante lembrar que, entre dois órgãos alvos, o que apresenta maiores va-

lores de fração absorvida nem sempre apresenta maior valor de dose absorvida, em uma avaliação dosimétrica. Considere, por exemplo, os pulmões e os intestinos. A Fig. 4.3 mostra que, em todos os valores de energia do gráfico, as frações absorvidas para os pulmões são menores do que para os intestinos. Todavia, a Fig. 4.4 mostra que, nesses mesmos valores de energia, as *frações absorvidas específicas* para os pulmões são maiores do que para os intestinos. Isso implica que doses absorvidas devido a emissões de fótons de 0,01 MeV a 4 MeV no fígado são maiores nos pulmões do que nos intestinos. Nesse sentido, frações absorvidas específicas são mais informativas do que frações absorvidas. Por outro lado, a interpretação de gráficos de frações absorvidas *versus* energia é, em geral, bem mais fácil do que a interpretação de gráficos de frações absorvidas específicas *versus* energia, porque nestes últimos os valores das massas dos órgãos alvos devem ser sempre considerados.

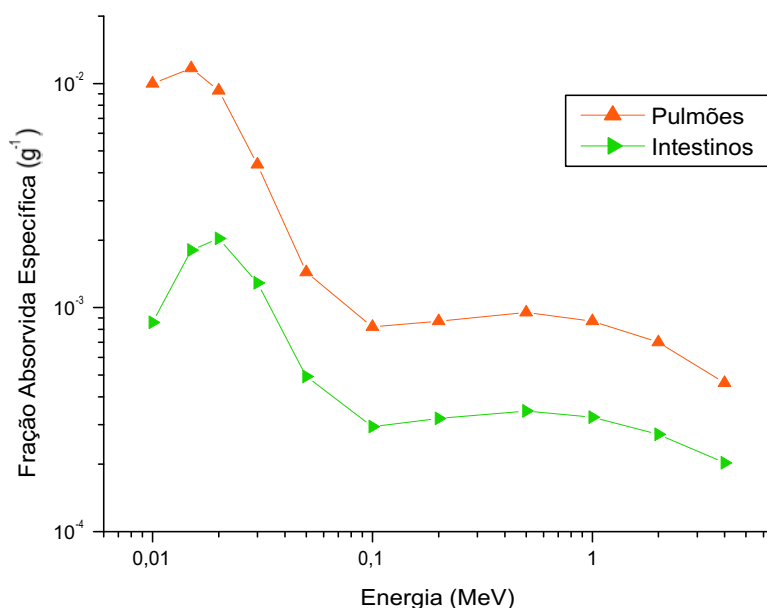


Figura 4.4: Frações absorvidas específicas para fótons, fonte = fígado.

4.1.2 Resultados para elétrons

As estimativas de frações absorvidas e dos erros relativos associados para as fontes de elétrons simuladas são apresentadas em forma de tabelas no Apêndice C. Como já

informado, o leitor deve estar atento às diretrizes expostas na Tabela 4.1 para uma correta interpretação dos resultados.

A Fig. 4.5 exibe um gráfico das frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes. Todas as curvas são monotonicamente decrescentes e apresentam decaimento inicial moderado, mostrando que, ao contrário do que ocorre no caso de fótons, a fuga de partículas dos órgãos fontes cresce lentamente com a energia, a partir dos valores iniciais em que praticamente toda a energia é absorvida no próprio órgão fonte (independentemente da forma e da massa do mesmo). Por exemplo, ao longo da primeira década, enquanto na Fig. 4.1 a fração auto-absorvida pelo fígado varia de 0,857 a 0,0273, na Fig. 4.5 essa fração cai apenas de 0,991 para 0,836. Apesar disso, as frações auto-absorvidas para elétrons variam o suficiente - na faixa de 0,1 MeV a 4 MeV - para que não possam ser razoavelmente consideradas iguais a 1 em avaliações de doses. Mesmo para humanos (cujos órgãos têm dimensões bem maiores do que os de um rato), essa prática não mais se justifica [veja, por exemplo: SHI; XU, 2004].

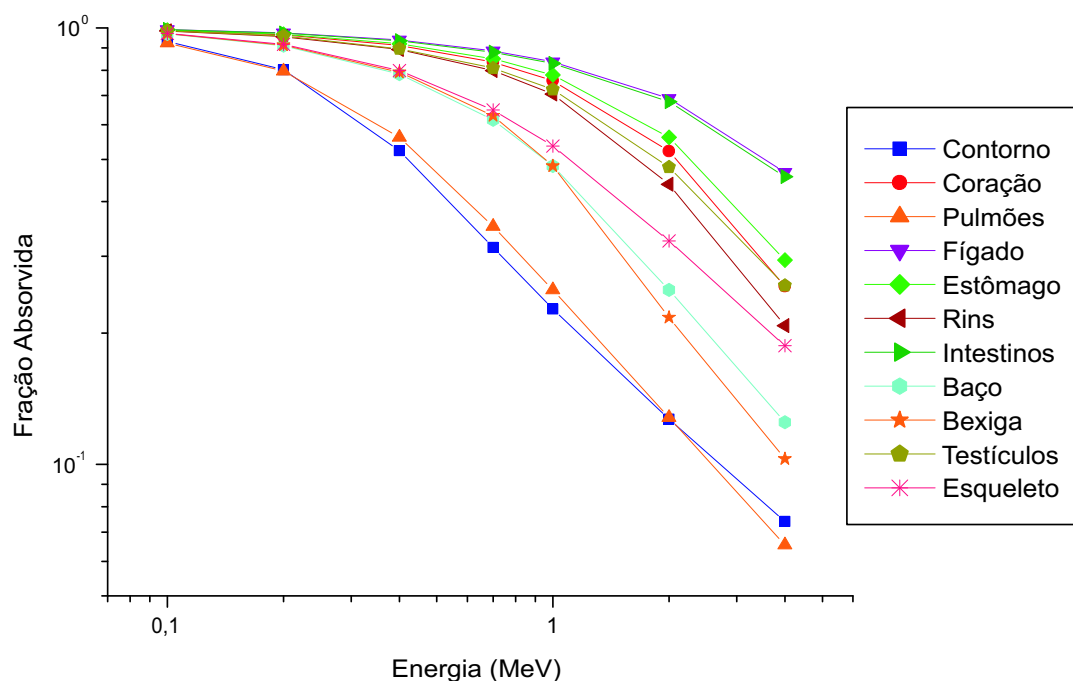


Figura 4.5: Frações auto-absorvidas pelos órgãos fontes para elétrons de várias energias.

Apesar de as curvas da Fig. 4.5 possuírem forma diferente das curvas da Fig. 4.1, algumas semelhanças entre esses dois gráficos podem ser notadas. Como no caso de fótons, as frações auto-absorvidas para fígado e intestinos são muito próximas, e as frações auto-absorvidas pelo contorno do fantoma bem menores do que pelos intestinos (exceto para energias abaixo de 0,2 MeV), embora essas duas regiões tenham massas praticamente iguais. As frações auto-absorvidas pelos pulmões, devido à sua baixa densidade, estão entre as menores no gráfico, e as curvas para coração, estômago, rins e testículos estão relativamente próximas. Excetuando os pulmões e o contorno do fantoma, as menores frações auto-absorvidas ocorrem para a bexiga e para o baço. Como revela a Fig. 4.5, não houve necessidade de realizar simulações com energias menores que 0,1 MeV (diferentemente do caso de fótons) porque, abaixo desse valor, todas as frações auto-absorvidas podem ser consideradas iguais a 1.

Os valores do erro relativo estimado R para as frações auto-absorvidas calculadas são todos muito baixos, variando de 0,0001 a 0,0008.

A Fig. 4.6 exibe um gráfico de frações absorvidas com o fígado como órgão fonte. Foram excluídos do gráfico os pontos cujos valores correspondentes de R são maiores que 0,10 (com exceção do contorno, em 0,1 MeV, para o qual $R = 0,1722$). Abaixo de 2 MeV, os valores de R para o baço variam de 0,1910 a 0,3696. Para bexiga e testículos - ausentes na Fig. 4.6 - tem-se $0,4100 \leq R \leq 0,7978$ e $0,2014 \leq R \leq 0,9025$, respectivamente.

Como esperado, enquanto na Fig. 4.5 todas as curvas são monotonicamente decrescentes, na Fig. 4.6 as curvas são monotonicamente crescentes - exceto para o fígado, que é o órgão fonte, e para os pulmões. Neste último caso, a partir de 2 MeV aumenta a fração de partículas que depositam energia a distâncias maiores, fora do volume desses órgãos, resultando no aparecimento de um máximo relativo neste valor de energia. A existência desse máximo relativo é esperada para os demais órgãos alvos, em energias acima de 4 MeV. (Note que na Fig. 4.3 o primeiro máximo local ocorre mais cedo para os pulmões, devido à sua baixa densidade, do que para a maioria das outras regiões alvos.)

As regiões que fazem fronteira com o órgão fonte (“outros tecidos”, intestinos, esqueleto, estômago, pulmões, rins e coração) quase sempre apresentam os maiores valores

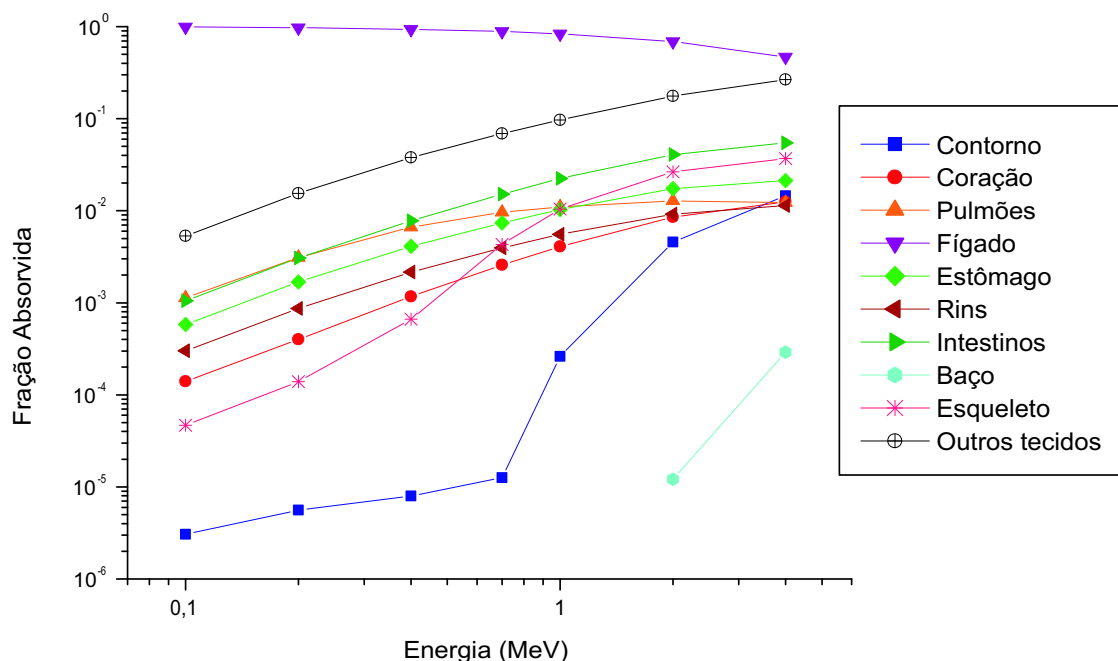


Figura 4.6: Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado.

de fração absorvida. A curva de fração absorvida para o esqueleto apresenta crescimento acentuado de 0,2 MeV a 2 MeV. Note que nos primeiros valores de energia do gráfico as frações absorvidas para os pulmões são maiores do que para os demais órgãos adjacentes e, portanto, a baixa densidade dos pulmões só contribui para a diminuição relativa das frações absorvidas nos mesmos a partir de 0,7 MeV.

Diferente do que ocorre para fótons, exceto em 4 MeV as frações absorvidas pelo contorno do fantoma são menores do que para qualquer órgão adjacente ao fígado, em consequência do menor poder de penetração de elétrons. No entanto, um crescimento acentuado no valor dessas frações absorvidas é observado a partir de 0,7 MeV porque, acima desta energia, cresce consideravelmente o número de elétrons que conseguem atingir o contorno do fantoma e depositar energia nessa região. Na Fig. 4.7, que exibe um gráfico de frações absorvidas (ϕ) considerando-se diversas regiões fontes e o contorno do fantoma como região alvo, observa-se (como esperado) que esse crescimento acentuado nos valores de ϕ deixa de ocorrer para regiões mais próximas do contorno, como testículos e esqueleto, que possuem os maiores valores de ϕ .

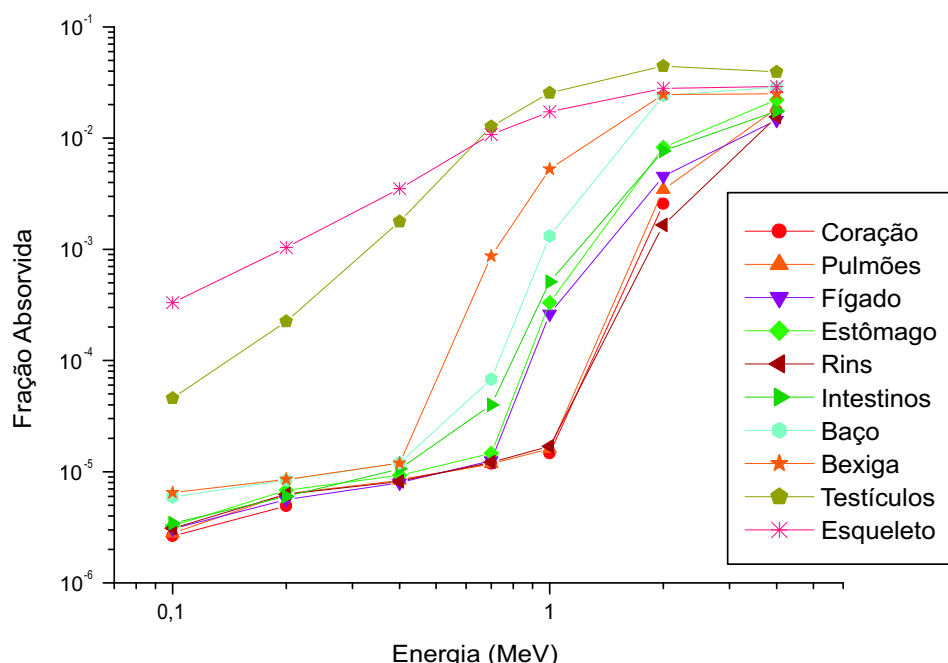


Figura 4.7: Frações absorvidas pelo contorno do fantoma de rato, para fontes de elétrons de várias energias e em diferentes regiões.

4.2 Um exemplo de cálculo de dose absorvida segundo o esquema MIRD

O cálculo apresentado nesta seção foi inspirado no exemplo exposto por BUSHBERG *et al.*, 2002 (pág. 810), e incluído neste texto por razões didáticas. Trata-se da estimativa da dose auto-absorvida pelo fígado do fantoma de rato quando nesse órgão encontra-se, uniformemente distribuído, um radiofármaco marcado com Tc-99m. No exemplo de Bushberg e co-autores, foi considerada uma atividade inicial de 3 mCi (ou 111 MBq) no órgão fonte, e os cálculos foram feitos para o homem de referência da ICRP-23, cujo fígado tem massa igual a 1,8 kg.⁶ Aqui, foi assumida uma atividade inicial de 0,72 MBq ($111 \text{ MBq} \times 11,68 \text{ g}/1800 \text{ g}$) no fígado do fantoma de rato, que tem massa de 11,68 g.

O primeiro passo para a realização do cálculo de dose proposto é estimar as

⁶Esse também é o valor da massa do fígado do homem de referência da ICRP-89 [2003].

frações auto-absorvidas pelo fígado do fantoma de rato para fótons e elétrons emitidos por decaimento do Tc-99m. Isso pode ser feito por interpolação a partir das curvas de frações auto-absorvidas obtidas para o fígado, como mostrado na Fig. 4.8.

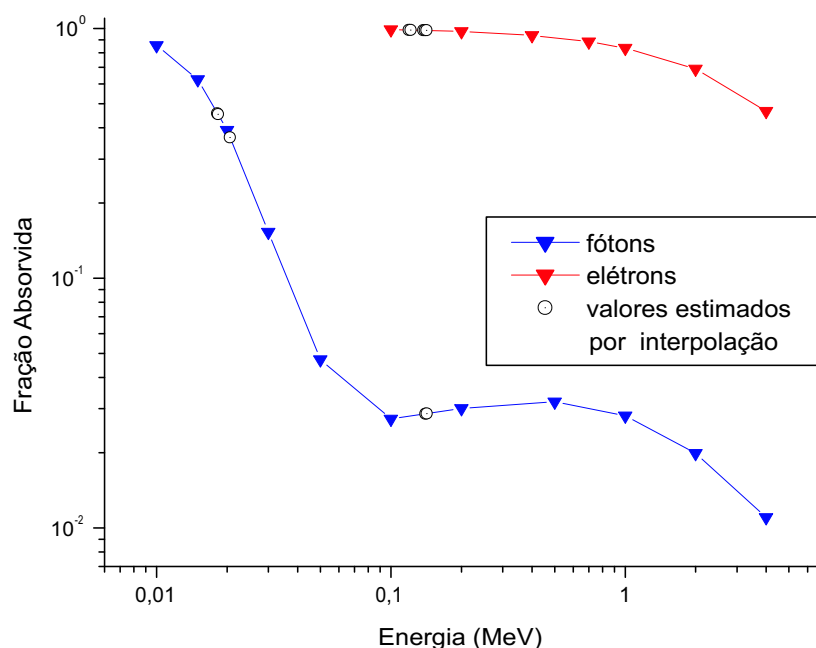


Figura 4.8: Frações auto-absorvidas pelo fígado para fótons e elétrons de várias energias.

As frações absorvidas (ϕ) assim estimadas são apresentadas na Tabela 4.2, e foram obtidas, para energias (E) (mostradas na mesma tabela) de fótons e elétrons emitidos por decaimento do Tc-99m para o Tc-99, segundo a fórmula

$$\phi = 10^{\frac{\log \phi_1 \log E_2 - \log \phi_2 \log E_1}{\log E_2 - \log E_1}} E^{\frac{\log \phi_2 - \log \phi_1}{\log E_2 - \log E_1}}.$$

Nessa expressão, E_1 e E_2 são, respectivamente, as energias imediatamente à esquerda e à direita de E no gráfico, enquanto ϕ_1 e ϕ_2 são as frações absorvidas correspondentes, obtidas da Tabela B.4 ou C.4. A Tabela 4.2 mostra também, para cada partícula, o número médio de emissões por decaimento do Tc-99m.⁷ (Note, nesta tabela, que todas as

⁷O esquema de decaimento do Tc-99m para o Tc-99 envolve apenas três fótons gama. Os demais fótons presentes na Tabela 4.2 são de radiação X, e os elétrons são elétrons de conversão interna ou elétrons Auger. Veja BUSHBERG *et al.*, 2002 para detalhes.

frações absorvidas para elétrons poderiam ser bem aproximadas para a unidade, porque os elétrons emitidos pelo Tc-99m têm baixa energia.)

Tabela 4.2: Frações auto-absorvidas pelo fígado estimadas, por interpolação*, para energias de fótons e elétrons emitidos pelo Tc-99m. [O número médio de partículas por decaimento e as energias das mesmas foram obtidas de BUSHBERG *et al.*, 2002.]

Número Médio por Decaimento [<i>n</i>]	Energia do Fóton [<i>E</i>]	Fração Absorvida Estimada por Interpolação [<i>ϕ</i>]
0,0221	0,0182 MeV	$4,57 \times 10^{-1}$
0,0441	0,0183 MeV	$4,53 \times 10^{-1}$
0,0105	0,0206 MeV	$3,66 \times 10^{-1}$
0,8787	0,1405 MeV	$2,86 \times 10^{-2}$
0,0003	0,1426 MeV	$2,87 \times 10^{-2}$
Número Médio por Decaimento	Energia do Elétron	Fração Absorvida Estimada por Interpolação
1,2359	0,0004 MeV	<i>1</i>
0,9860	0,0016 MeV	<i>1</i>
0,1093	0,0019 MeV	<i>1</i>
0,0152	0,0154 MeV	<i>1</i>
0,0055	0,0178 MeV	<i>1</i>
0,0913	0,1194 MeV	$9,87 \times 10^{-1}$
0,0088	0,1215 MeV	$9,86 \times 10^{-1}$
0,0118	0,1377 MeV	$9,84 \times 10^{-1}$
0,0035	0,1398 MeV	$9,83 \times 10^{-1}$
0,0039	0,1400 MeV	$9,83 \times 10^{-1}$
0,0011	0,1422 MeV	$9,83 \times 10^{-1}$

*Os valores em itálico foram obtidos por *extrapolação*.

O segundo passo é calcular o fator S, ou seja, a dose média no órgão alvo por decaimento do Tc-99m, dada por

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \frac{1}{m(r_k)} \sum_i n_i(r_h) E_i(r_h) \phi_i(r_k \leftarrow r_h),$$

com a soma feita sobre todos os valores apresentados na Tabela 4.2. O resultado é

$$S(\text{fígado} \leftarrow \text{fígado}) = 1,83 \times 10^{-3} \text{ MeV/g.}$$

O terceiro passo consiste no cálculo da atividade acumulada no órgão fonte, $\tilde{A}(r_h)$. Desprezando qualquer remoção biológica de Tc-99m do fígado (ou seja, considerando $T_f \ll T_b$ e, portanto, $T_e = (T_f T_b)/(T_f + T_b) \approx T_f = 6,02 \text{ h}$), obtém-se

$$\tilde{A}(\text{fígado}) = A_0 \tau_e = A_0 \frac{T_e}{\ln 2} \approx A_0 \frac{T_f}{\ln 2} = 0,72 \text{ MBq} \times \frac{6,02 \text{ h}}{\ln 2} = 2,25 \times 10^{10},$$

com A_0 denotando $A_0(\text{fígado})$.

Por fim, a dose auto-absorvida pelo fígado do fantoma de rato quando nesse órgão encontra-se, uniformemente distribuído, um radiofármaco marcado com Tc-99m, com atividade inicial de 0,72 MBq, é

$$\bar{D}(\text{fígado}) = \tilde{A}(\text{fígado}) S(\text{fígado} \leftarrow \text{fígado}) = 4,12 \times 10^7 \text{ MeV/g},$$

ou

$$\bar{D}(\text{fígado}) = 6,6 \times 10^{-3} \text{ Gy}. \quad \triangleleft \quad (4.1)$$

No exemplo de Bushberg e co-autores, encontra-se (após conversão para o SI)

$$\bar{D}(\text{fígado humano}) = 12 \times 10^{-3} \text{ Gy}. \quad (4.2)$$

Como esperado, o resultado para o fantoma humano (homem de referência da ICRP-23) é maior (porém da mesma ordem) que o resultado para o fantoma de rato. Essa diferença se dá, apesar de a atividade específica ser a mesma no fígado do rato e no fígado do humano, porque a fuga de partículas do órgão fonte é mais acentuada no caso do rato, devido às pequenas dimensões do mesmo. É interessante considerar o problema da seguinte forma: imagine o fígado do fantoma humano particionado em volumes V_{fr} com a massa do fígado do fantoma de rato. Se toda a energia emitida pelo Tc-99m em cada um desses volumes fosse totalmente absorvida na mesma região, a dose auto-absorvida no fígado humano seria igual à dose auto-absorvida no fígado do rato, porque a energia total absorvida seria proporcional à massa do órgão fonte. Porém, o escape de energia

de cada um desses pequenos volumes é o responsável pela diferença entre os resultados apresentados nas Eqs. 4.1 e 4.2, porque a energia que escapa de um certo volume V_{fr} do fígado humano pode ser depositada em uma outra parte desse órgão, resultando numa maior dose absorvida.

Cálculo direto

A estimação de frações absorvidas por interpolação em princípio introduz um erro adicional no cálculo de dose. A fim de determinar a magnitude desse erro no exemplo desta seção, foram realizadas simulações computacionais com o MCNP para fontes de fótons e elétrons com as energias apresentadas na Tabela 4.2.

As frações absorvidas obtidas, mostradas na Tabela 4.3, são muito próximas das estimadas por interpolação. Calculando-se a dose auto-absorvida no fígado com esses novos valores de ϕ , encontra-se, com dois algarismos significativos, o mesmo resultado obtido anteriormente (Eq. 4.1).

Tabela 4.3: Frações auto-absorvidas pelo fígado estimadas, por cálculo direto, para energias de fótons e elétrons emitidos pelo Tc-99m. (As frações absorvidas estimadas por interpolação são reapresentadas para comparação.)

Energia do Fóton [E]	FA Estimada por Cálculo Direto [ϕ]	FA Estimada por Interpolação [ϕ_{int}]
0,0182 MeV	$4,66 \times 10^{-1}$	$4,57 \times 10^{-1}$
0,0183 MeV	$4,63 \times 10^{-1}$	$4,53 \times 10^{-1}$
0,0206 MeV	$3,69 \times 10^{-1}$	$3,66 \times 10^{-1}$
0,1405 MeV	$2,82 \times 10^{-2}$	$2,86 \times 10^{-2}$
0,1426 MeV	$2,83 \times 10^{-2}$	$2,87 \times 10^{-2}$
Energia do Elétron	FA Estimada por Cálculo Direto	FA Estimada por Interpolação
0,0004 MeV	1	1
0,0016 MeV	1	1
0,0019 MeV	1	1
0,0154 MeV	1	1
0,0178 MeV	1	1
0,1194 MeV	$9,88 \times 10^{-1}$	$9,87 \times 10^{-1}$
0,1215 MeV	$9,88 \times 10^{-1}$	$9,86 \times 10^{-1}$
0,1377 MeV	$9,86 \times 10^{-1}$	$9,84 \times 10^{-1}$
0,1398 MeV	$9,85 \times 10^{-1}$	$9,83 \times 10^{-1}$
0,1400 MeV	$9,85 \times 10^{-1}$	$9,83 \times 10^{-1}$
0,1422 MeV	$9,85 \times 10^{-1}$	$9,83 \times 10^{-1}$

4.3 Comparações de resultados

Em geral, as frações absorvidas obtidas neste trabalho são consistentes com as apresentadas por Stabin e colaboradores [STABIN *et al.*, 2006] para um fantoma de rato da variedade Sprague-Dawley e, em alguns casos, os valores estimados estão bem próximos. As Figs. 4.9 e 4.10 comparam resultados para fótons aqui obtidos com os reportados por Stabin e colaboradores, no caso em que o órgão fonte é o fígado, e as Figs. 4.11 e 4.12 fazem o mesmo para elétrons. Stabin e colaboradores não realizaram cálculos para testículos (pois, como já foi dito, eles não segmentaram esses órgãos no desenvolvimento de seu fantoma), nem para o contorno do espécime. No caso de elétrons, está ausente o gráfico para a bexiga porque nenhum resultado foi comunicado por Stabin para esse órgão, devido aos elevados valores dos erros relativos estimados obtidos (também muito altos neste

trabalho, como mostra a Tabela C.4). A ausência de um ou mais pontos em alguns gráficos se dá porque os erros relativos estimados correspondentes são muito grandes.

Vários fatores contribuem para as diferenças entre as frações absorvidas obtidas neste trabalho e aquelas apresentadas por Stabin para seu fantoma de rato. Entre eles: variações de massa de órgãos e tecidos (o rato utilizado na construção do fantoma de Stabin, além de ser de outra variedade, possuía massa 10% menor que o fantoma aqui apresentado) e de distâncias relativas entre órgãos (como consequência, inclusive, da diferença entre as posições dos espécimes durante as obtenções das imagens tomográficas⁸, pois, como mostra a Figura 2 do artigo de Stabin e colaboradores, o rato Sprague-Dawley não foi escaneado em posição supina.). Variações nas incertezas relacionadas às segmentações das imagens tomográficas em princípio também contribuem para as diferenças observadas entre as frações absorvidas estimadas, em parte porque quanto menores forem as dimensões dos voxels do fantoma melhores serão as aproximações para as superfícies que delimitam órgãos adjacentes. Este é um fator especialmente relevante para fontes de elétrons de baixa energia, que têm pequeno poder de penetração na matéria. No trabalho de Stabin foi utilizado um tomógrafo dedicado a pequenos animais (“small-animal CT scanner”) e, por isso, as dimensões dos voxels de seu fantoma de rato - $0,3\text{ mm} \times 0,3\text{ mm} \times 0,5\text{ mm}$ - são menores do que as dimensões dos voxels do fantoma de rato desenvolvido nesta tese, que, como já informado, são voxels de $0,71\text{ mm} \times 0,71\text{ mm} \times 1,5\text{ mm}$. Um fator positivo é que os cálculos de Stabin e colaboradores também foram realizados com o MCNP-4C, não havendo, portanto, modificações nos resultados por mudança de algoritmo de transporte. Porém, diferenças entre os números de histórias simuladas nos cálculos Monte Carlo em ambos os trabalhos também contribuem para diferenças entre as frações absorvidas estimadas (veja discussão abaixo para a bexiga).

Como esperado, as frações absorvidas para a bexiga (veja Fig. 4.10(b)) são bem maiores para o fantoma de rato de Stabin e colaboradores, porque sua massa é quase 6 vezes maior que a da bexiga do fantoma desenvolvido neste trabalho. Como a bexiga é um órgão pequeno e está relativamente distante do órgão fonte (o fígado), as frações

⁸Até mesmo a forma de alguns órgãos, como os intestinos, é sensível a variações de postura do espécime.

absorvidas específicas obtidas para os dois fantasmas são da mesma ordem, como mostra a Fig. 4.13, mas não há boa concordância entre os gráficos. Talvez isso fosse melhorado se os resultados de Stabin e colaboradores tivessem sido obtidos com um número maior de histórias⁹.

No caso de elétrons, maiores diferenças nas curvas de fração absorvida *versus* energia são observadas para coração, pulmões e rins (Fig. 4.11, (a), (b) e (e), respectivamente), sobretudo nos menores valores de energia. Lembrando que coração, pulmões e rins são órgãos adjacentes ao fígado (o órgão fonte), a principal contribuição para essas diferenças deve ser a mudança no grau de sobreposição entre o fígado e aqueles órgãos, quando passa-se de um fantoma para o outro.

Obviamente, dezenas de comparações poderiam ser feitas entre os resultados obtidos para esses dois fantasmas, e o estudo da variabilidade dos valores de fração absorvida aqui apresentados em relação a variações de massa e geometria de órgãos e tecidos de ratos, de uma mesma espécie ou de espécies distintas, é uma das perspectivas de continuidade deste trabalho. Comparações entre resultados para fantasmas de ratos e para fantasmas humanos é também desejável. Como exemplo, a Fig 4.14 exibe curvas de frações absorvidas para o fantoma de rato desenvolvido neste trabalho, para o fantoma de rato de Stabin e colaboradores e, também, para o modelo antropomórfico de Zubal e colaboradores [STABIN; YORIYAZ, 2002]. Há uma clara distinção entre os valores obtidos para ratos e os valores obtidos para um humano, em consequência das grandes diferenças de massa, geometria e distâncias relativas, entre órgãos de ratos e de humanos.

⁹Um número insuficiente de histórias é aparente, nos resultados de Stabin e colaboradores para a bexiga, porque os pontos correspondentes na Fig. 4.13 não sugerem uma curva do tipo esperado.

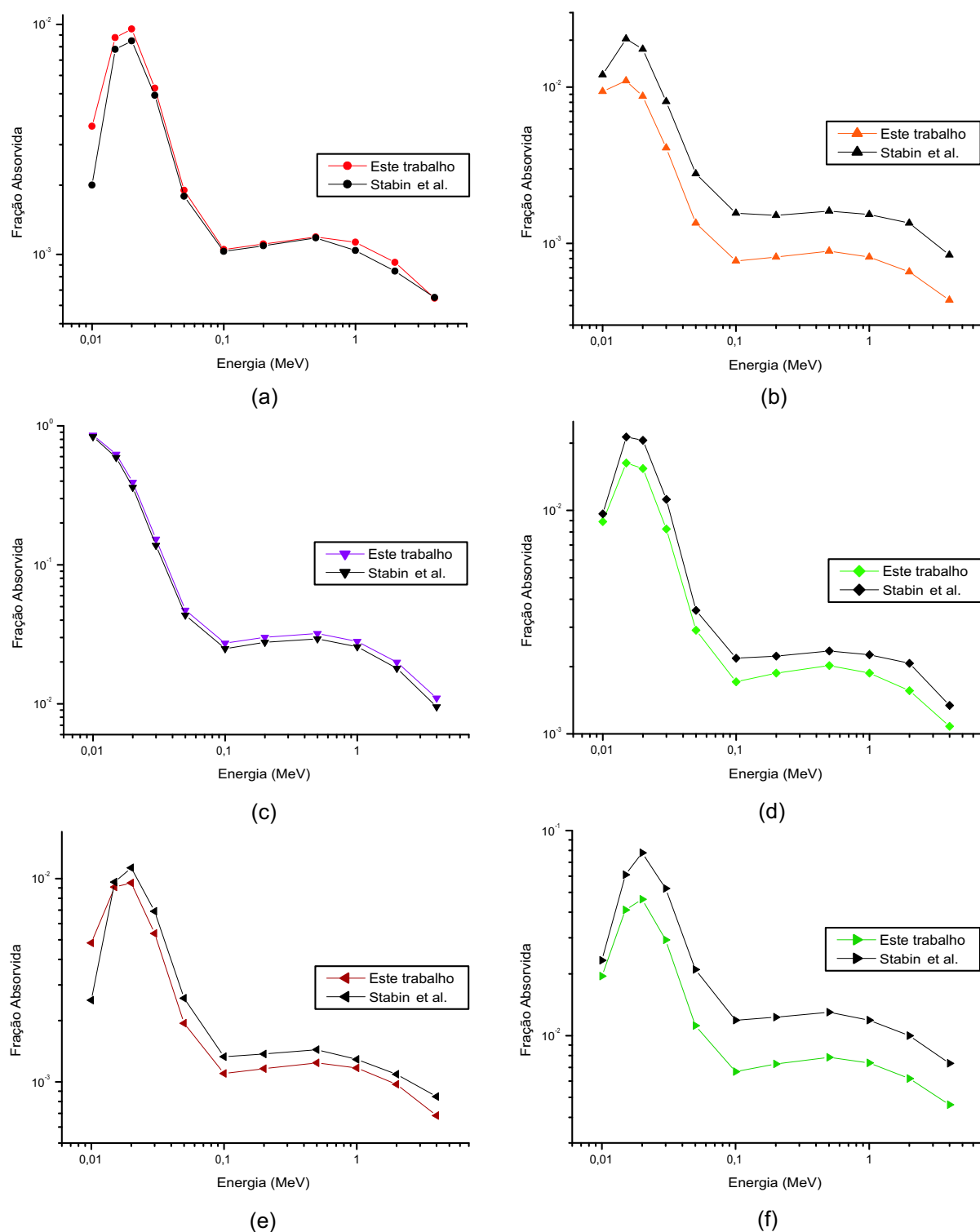


Figura 4.9: Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = (a) coração, (b) pulmões, (c) fígado, (d) estômago, (e) rins, (f) intestinos.

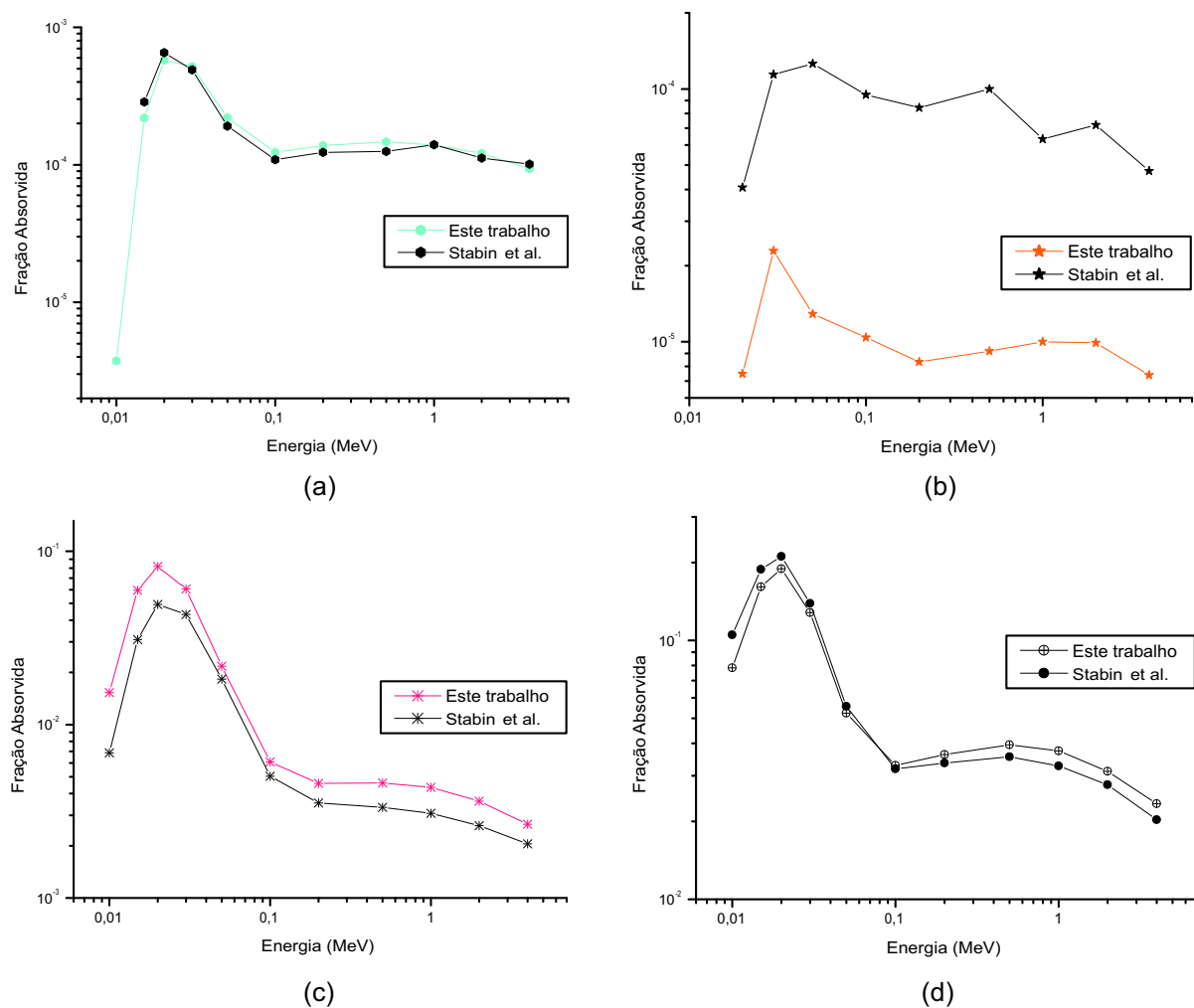


Figura 4.10: Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = (a) baço, (b) bexiga, (c) esqueleto, (d) outros tecidos.

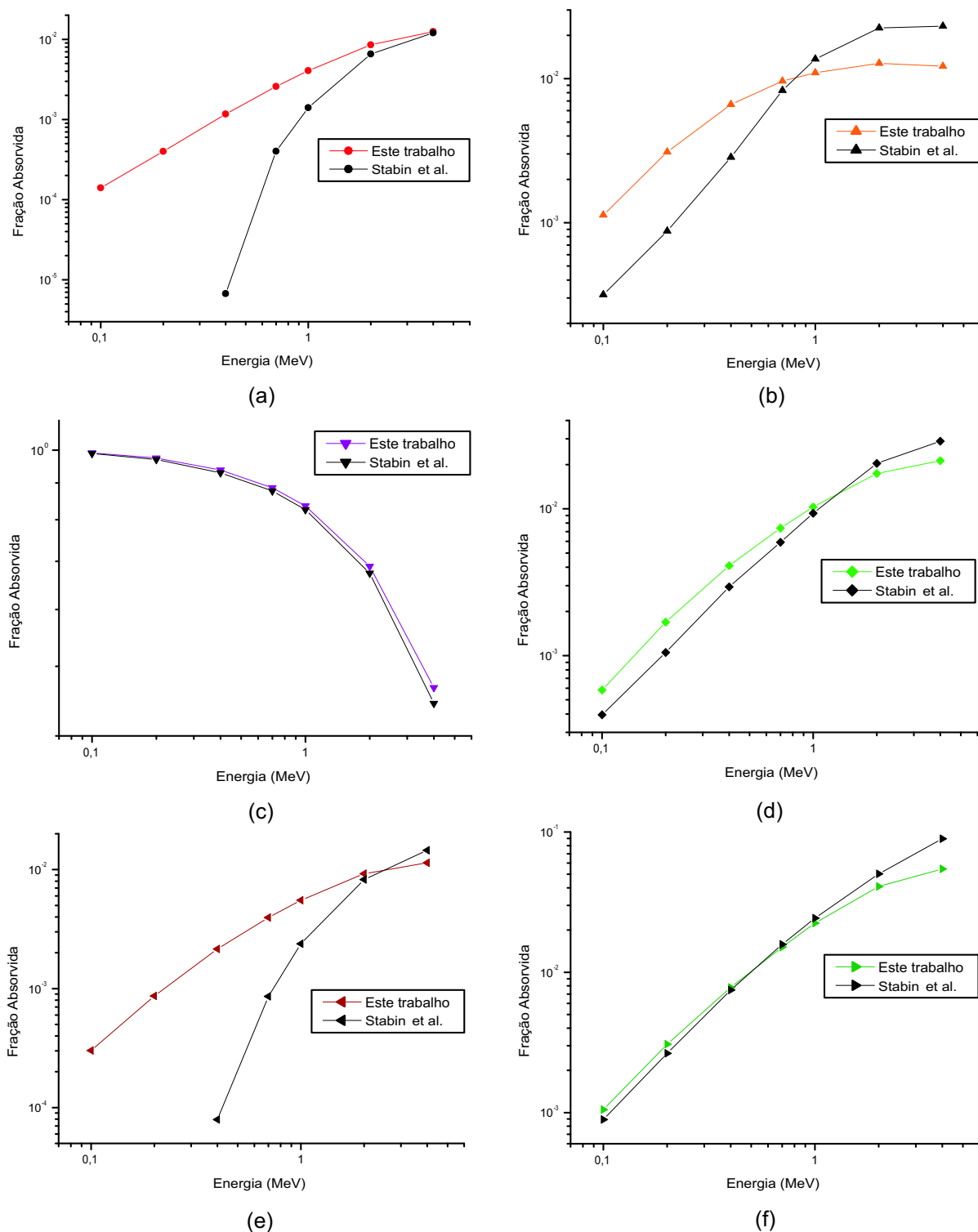


Figura 4.11: Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado, alvo = (a) coração, (b) pulmões, (c) fígado, (d) estômago, (e) rins, (f) intestinos.

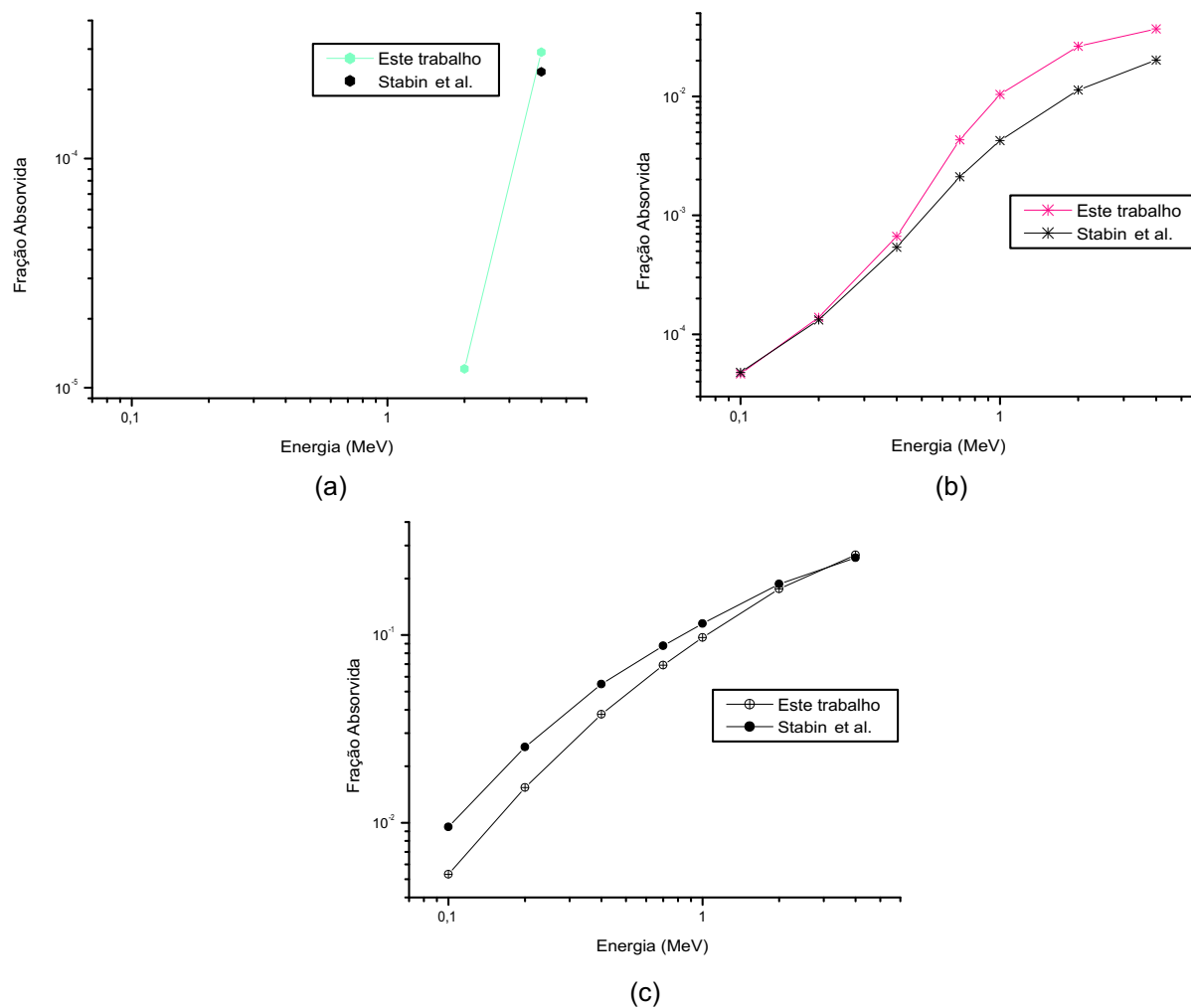


Figura 4.12: Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado, alvo = (a) baço, (b) esqueleto, (c) outros tecidos.

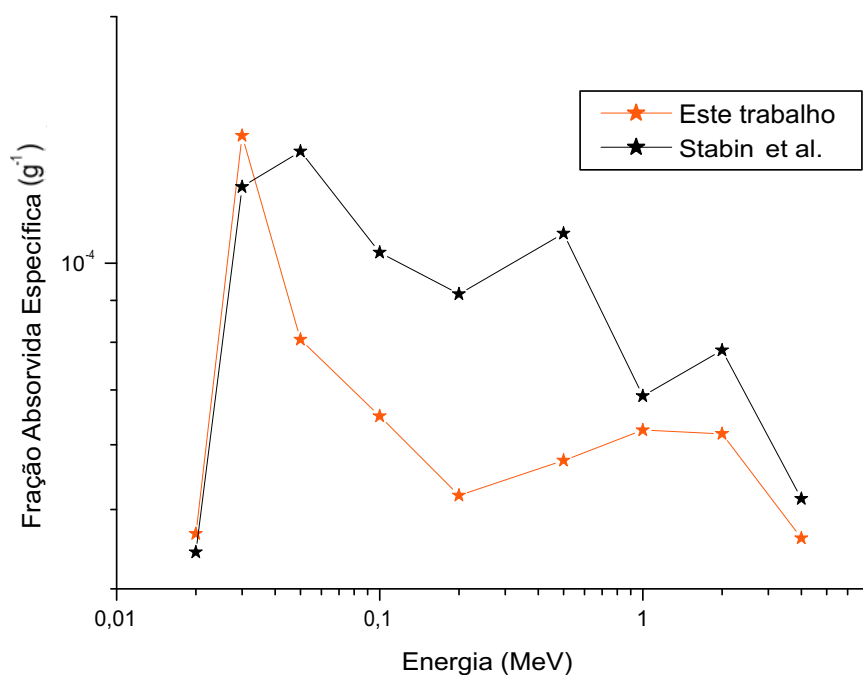


Figura 4.13: Frações absorvidas específicas para fótons, fonte = fígado, alvo = bexiga.

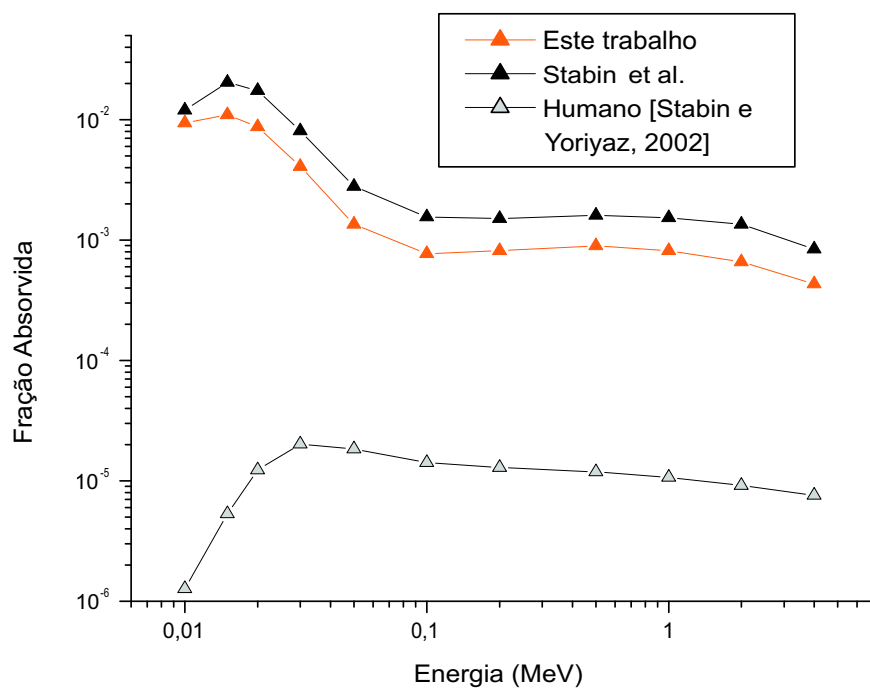


Figura 4.14: Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado, alvo = pulmões.

Capítulo 5

Conclusões e Perspectivas

5.1 Conclusões

Um fantoma tomográfico de um rato macho adulto da variedade Wistar foi desenvolvido a partir de um conjunto de 155 imagens CT axiais de um espécime de 310 g e 100 dias de vida, em posição supina, com um total de 12 órgãos e tecidos segmentados e rotulados. A forma e as dimensões de cada órgão do fantoma, além das distâncias relativas entre órgãos, foram cuidadosamente analisadas, com o auxílio de um atlas da anatomia de ratos, a partir de um grande número de imagens axiais, sagitais, dorsais e tridimensionais geradas, e os resultados obtidos foram considerados satisfatórios. Com exceção dos pulmões e da bexiga, os valores calculados para as massas dos órgãos concordam relativamente bem com aqueles apresentados no trabalho de Stabin e colaboradores (2006) para um modelo tomográfico de um rato Sprague-Dawley de 248 g.

Após acoplamento do fantoma ao código computacional MCNP-4C, estimativas Monte Carlo de frações absorvidas para fontes internas de fótons e elétrons de várias energias foram realizadas, e os valores estimados apresentados em 22 tabelas. A qualidade dos resultados obtidos, e sua comparação com resultados publicados por Stabin e colaboradores para seu fantoma de rato, permitiram concluir que o modelo desenvolvido é adequado à realização de estimativas de doses absorvidas - segundo a metodologia MIRD - em ratos

com massa muito próxima à do fantoma criado (276,80 g). Porém, os dados indicam que variações anatômicas nesses pequenos animais têm um efeito notável nos valores de fração absorvida estimados. Foi observado, inclusive, que a posição do espécime durante a obtenção das imagens tomográficas para a construção do fantoma tem efeito relevante sobre distâncias relativas entre órgãos e até mesmo sobre a forma de alguns órgãos, e isto deve ser levado em consideração na comparação de valores de frações absorvidas estimados para dois fantasmas distintos.

Na aplicação da metodologia MIRD para avaliações de doses usando o modelo desenvolvido, alguma informação sobre a biocinética do radiofármaco considerado será necessária para o cálculo correto das atividades iniciais nos órgãos fontes e também das meias-vidas efetivas.

5.2 Perspectivas

Uma das perspectivas de continuidade deste trabalho é a realização de um estudo detalhado do nível de dependência das frações absorvidas em relação a variações anatômicas em ratos. Esse tipo de estudo é particularmente relevante para ratos devido à grande variação de massa encontrada entre os espécimes utilizados como modelos experimentais em testes pré-clínicos. Recentemente, Hindorf e colaboradores [2004] publicaram um artigo sobre a avaliação de parâmetros influenciando os valores do fator S (veja esquema MIRD no capítulo 2) em cálculos dosimétricos em camundongos. Para isso, fizeram uso de um modelo estilizado simples. Concluíram que alterações na massa e na forma dos órgãos e em suas distâncias relativas têm efeito considerável sobre a dosimetria em camundongos, sendo que a massa é o parâmetro mais importante quando o órgão alvo é o próprio órgão fonte, enquanto a distância relativa é o parâmetro mais importante quando os órgãos fonte e alvo são distintos.

Outras perspectivas incluem a realização de cálculos mais específicos, considerando, por exemplo, tumores inseridos no fantoma e combatidos com determinados radiofármacos. Poderão ser também consideradas distribuições de atividades, obtidas via

SPECT ou PET, e realizados cálculos de distribuições espaciais de dose, e não apenas de doses médias.

O modelo desenvolvido neste trabalho poderá ser utilizado, ainda, para cálculos com fontes externas. Uma das possibilidades é realizar estudos de distribuições de doses em ratos com fontes usadas em teleterapia. Outra possibilidade consiste na aplicação do modelo para aumentar o conjunto de dados existentes para a proteção radiológica de espécies não humanas [FASSET, 2004; LARSSON, 2004].

Por fim, a experiência adquirida no desenvolvimento do modelo apresentado poderá ser usada no desenvolvimento de outros modelos animais (incluindo modelos antropomórficos), desde a obtenção das imagens tomográficas até o acoplamento do fantoma construído ao código MCNP e a posterior realização de estimativas Monte Carlo de frações absorvidas e outras grandezas de interesse. Programas computacionais poderão ser desenvolvidos para aumentar a eficiência desse desenvolvimento.

Convém destacar que um benefício adicional deste trabalho foi a descrição detalhada da realização do acoplamento de um fantoma tomográfico ao MCNP (veja apêndice A).

Referências Bibliográficas

- ANDREO P., **Monte Carlo techniques in medical radiation physics**, *Phys. Med. Biol.*, **36**, 7, 1991.
- ATTIX F. H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, Wiley, New York, 1986.
- BRIESMEISTER J. F., **MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C**, Los Alamos National Laboratory, 2000.
- BUSHBERG J. T.; SEIBERT J. A.; LEIDHOLDT E. M. JR.; BOONE J. M., **The Essential Physics Medical Imaging**, 2^a ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2002.
- CAON M.; BIBBO G.; PATTISON J., **An Egs-4-Ready Tomographic Computational Model of a Fourteen-Year-Old Female Torso for Calculating Organ Doses from CT Examinations**, *Phys. Med. Biol.*, **44**, 1999.
- CRISTY M., **Mathematical Phantoms Representing Children at Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose**, Report n° ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1980.
- CRISTY M.; ECKERMAN K. F., **Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources**, Report n° ORNL/TM-8381 V1-V7, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1987.
- DEUS S. F.; POSTON J. W., **The Development of a Mathematical Phantom Representing a Ten-Year Old for Use in Internal Dosimetry Calculations**, Em: Health Physics Division Annual Progress Report, n° ORNL/TM-5278, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.
- DIMBYLOW P. J., **The Development of Realistic Voxel Phantoms for Electromagnetic Field Dosimetry**, Em: Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development, held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, 1995.

- FASSET, **Framework for Assessment of Environmental Impact of Ionising Radiation**, Final Report, <http://www.ERICA-project.org>, 2004.
- FISHER H. L.; SNYDER W. S., **Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ**, Report n° ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1967.
- GIBBS S. J.; PUJOL A.; CHEN T-S.; MALCOLM A. W.; JAMES A. E., **Patient Risk from Interproximal Radiography**, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, **58**, 1984.
- GRAZIOTTIN T. M., **Estudo histomorfométrico testicular de ratos submetidos a tratamento com procarbazina pelo método da análise de imagem assistida por computador**. Dissertação (Mestrado em Patologia) - Fundação Faculdade Federal de Ciências Médicas de Porto Alegre, 1998.
- HAYAKAWA T.; YAMASHITA H.; IWAKI T., **A Color Atlas of Sectional Anatomy of Rat**, Chikusan Publishing Co., Ltd., Tóquio, 1997.
- HINDORF C.; LJUNGBERG M.; STRAND S.-E., **Evaluation of Parameters Influencing S Values in Mouse Dosimetry**, *J. Nucl. Med.*, **45**, 1960-1965, 2004.
- HWANG J. M. L.; POSTON J. W.; SHOUP R. L.; WARNER G. G., **Maternal, Fetal and Pediatric Phantoms**, Report n° ORNL-5046, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1975.
- HWANG J. M. L.; SHOUP R. L.; POSTON J. W., **Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations**, Report n° ORNL-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976a.
- HWANG J. M. L.; SHOUP R. L.; POSTON J. W., **Modifications and Additions to the Pediatric and Adult Phantoms**, Report n° ORNL-5454, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976b.
- HWANG J. M. L.; SHOUP R. L.; WARNER G. G.; POSTON J. W., **Mathematical Descriptions of a One- and Five-Year Old Child for Use in Dosimetry Calculations**, Report n° ORNL/TM-5293, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976c.
- ICRP. Publicação número 23, **Report of the Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

- ICRP. Publicação número 89, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.
- ICRU. Publicação número 46, **Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues**, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1992.
- IDL Windows 5.5, Research Systems, <http://www.rsinc.com>. Programa obtido em março, 2002.
- IWAKI T.; YAMASHITA H.; HAYAKAWA T., **A Color Atlas of Sectional Anatomy of the Mouse**, Adthree Publishing Co., Ltd., Tóquio, 2001.
- JONES R. M.; POSTON J. W.; HWANG J. M. L.; JONES T. D.; WARNER G. G., **The Development and Use of a Fifteen Year Old Equivalent Mathematical Phantom for Internal Dose Calculations**, Report n° ORNL/TM-5278, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.
- KAWRAKOW I., **Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version**, *Med. Phys.* **27**, 485-498, 2000.
- KAWRAKOW I., **VMC++, electron and photon Monte Carlo calculations optimized for Radiation Treatment Planning**, em *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation and Applications: Proceedings of the Monte Carlo 2000 Meeting Lisbon*, editado por KLING A., BARAO F., NAKAGAWA M., T'AVORA L. e VAZ P., Springer, Berlim, 2001.
- KONIJNENBERG M. W.; BIJSTER M.; KRENNING E. P.; DE JONG M., **A Stylized Computational Model of the Rat for Organ Dosimetry in Support of Preclinical Evaluations of Peptide Receptor Radionuclide Therapy with ^{90}Y , ^{111}In , or ^{177}Lu** , *J Nucl Med*, **45**, 2004.
- KRAMER R.; ZANKL M.; WILLIAMS G.; DREXLER G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.
- KRAMER R.; VIEIRA J. W.; KHOURY H. J.; LIMA F. R. A.; FUELLE D., **All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.

- KRAMER R.; KHOURY H. J.; VIEIRA J. W.; LOUREIRO E. C. M.; LIMA V. J. M.; LIMA F. R. A.; HOFF G., **All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216, 2004.
- LARSSON C. M., **The FASSET Framework for Assessment of Environmental Impact of Ionising Radiation in European Ecosystems - An Overview**, *J. Radiol. Prot.* **24** A1-A12, 2004.
- LIGIER; Y., RATIB, O.; LOGEAN, M.; GIRARD, C., **Osiris: a medical image manipulation system**, *M. D. Comput. J.*, **11(4)**: 212-218, 1994.
- LOEVINGER R.; BUDINGER T. F.; WATSON E. E., **MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations Revised**, *Society of Nuclear Medicine*, New York, N.Y., 1991.
- MEDEIROS A.; GIANOLLA R. M.; KALIL L. M. P.; BACURAU R. F. P.; ROSA L. F. B. C.; NEGRÃO C. E.; BRUM P. C., **Efeito do Treinamento Físico com Natação Sobre o Sistema Cardiovascular de Ratos Normotensos**. *Rev. paul. Educ. Fís.*, **14(1)**:7-15, 2000.
- NELSON W. R.; HIRAYAMA H.; ROGERS D. W. O., **The EGS4 Code-System**, Report n° SLAC-235. Stanford Linear Accelerator, Stanford, California, 1985.
- OLIVEIRA J. M.; RONDON A. S.; SIMÕES R. S.; EVÊNCIO-NETO J.; SIMÕES M. J.; SOARES JUNIOR J. M.; BARACAT E. C., **Análise Morfométrica da Espessura da Pele de Ratas Tratadas com Estrogênios Conjugados**, 18ª Reunião Anual do Instituto Biológico, v.72, Suplemento 2, 2005.
- OSIRIS Medical Imaging Software, disponível em <http://www.expasy.ch/UIN>. Acessada em setembro, 2007.
- PETOUSSI-HENSS N.; ZANKL M.; FILL U.; REGULLA D., **The GSF Family of Voxel Phantoms**, *Phys. Med. Biol.*, **47**, 2002.
- ROGERS D. W. O.; FADDEGON B. A.; DING G. X.; MA C. M.; WEI J.; MACKIE T. R., **BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units**, *Med. Phys.*, **22**, 1995.
- ROGERS D. W. O., **Monte Carlo Techniques in Radiotherapy**, *Physics in Canada*, **58**, 2, 2002.
- SAITO K.; WITTMANN A.; KOGA S.; IDA Y.; KAMEI K.; ZANKL M., **The Construction of a Computer Tomographic Phantom for a Japanese Male Adult and the Dose Calculation System**, *Radiat. Environ. Biophys.*, **40**, 2001.

- SCION CORPORATION, disponível em <http://www.scioncorp.com>. Acessada em novembro, 2002.
- SHI C.; XU X. G., **Development of a 30-week-pregnant female tomographic model from computed tomography (CT) images for Monte Carlo organ dose calculations**, *Med. Phys.* **31** (9), 2004.
- SNYDER W. S.; FORD M. R.; WARNER G. G.; FISHER H. L., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, MIRD Pamphlet n° 5, *J. Nucl. Med.*, **10**, [Suppl.: 3], 1969.
- SNYDER W. S.; FORD M. R.; WARNER G. G., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, Revision of MIRD Pamphlet n° 5, Society of Nuclear Medicine, New York, N.Y., 1978.
- STABIN M. G.; WATSON E.; CRISTY M.; RYMAN J.; ECKERMAN K.; DAVIS J.; MARSHALL D.; GEHLEN K., **Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at the End of each Trimester of Pregnancy**, Report n° ORNL/TM-12907, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1995.
- STABIN M. G.; YORIYAZ H., **Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in the Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom**, *Health Phys.*, **82**(1), 2002.
- STABIN M. G.; PETERSON T. E.; HOLBURN G. E.; EMMONS M. A., **Voxel-Based Mouse and Rat Models for Internal Dose Calculations**, *J Nucl Med*, **47**, 2006.
- TURNER J.E., **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**, Wiley, New York, 1995.
- TURNER J.E., **Interaction of Ionizing Radiation with Matter**, *Health Phys.*, **86**(3), 2004.
- VEIT R.; ZANKL M.; PETOUSSI N.; MANNWEILER E.; WILLIAMS G.; DREXLER G., **Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and a 7 Year Old Child**, GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.
- VIEIRA J. W., **Construção de Um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dossimétricos Utilizando o Código EGS4 e Fantomas de Voxels**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.
- VIEIRA J. W.; STOSIC B.; LIMA F. R. A.; KRAMER R.; SANTOS A. M., **Um Software Para Editar Fantomas de Voxels e Calcular Coeficientes de Conversão Para a Proteção Radiológica**, I Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, Brasil, 2 a 5 de novembro de 2005.

- WILLIAMS G.; ZANKL M.; ABMAYR W.; VEIT R.; DREXLER G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference and Realistic Human Phantoms and Monte Carlo Methods**, *Phys. Med. Biol.*, **31**, 1986.
- WILLIAMSON J. F., **Recent developments in basic brachytherapy physics**, em *Radiation Therapy Physics*, editado por SMITH A. R., Springer-Verlag, Nova York, 1995.
- XU X. G.; CHAO T. C.; BOZKURT A., **VIPMAN: An Image-Based Whole-Body Adult Male Model Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations**, *Health Physics*, **78**, 5, 2000.
- YORIYAZ H.; STABIN M. G.; SANTOS A., **Monte Carlo MCNP-4B - Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient-Specific Dosimetry**, *J. Nucl. Med.*, **42**, 4, 2001.
- ZAIDI H., **Monte Carlo Techniques in Diagnostic and Therapeutic Nuclear Medicine**, Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, ISBN 92-0-111403-6 *Proc. of an International Symposium*, Vienna, Austria (IAEA), 25-28 November 2002, Vol. 2, pp 29-44.
- ZANKL M.; WITTMANN A., **The Adult Male Voxel Model “Golem” Segmented from Whole-Body CT Patient Data**, *Radiat. Environ. Biophys.*, **40**, 2001.
- ZUBAL I. G.; HARRELL C. R.; SMITH E. O.; RATTNER Z.; GINDI G.; HOFFER P. B., **Computerized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy**, *Med. Phys.*, **21** (2), 1994a.
- ZUBAL I. G.; HARRELL C. R.; SMITH E. O.; SMITH A. L.; KRISCHLUNAS P., **High Resolution, MRI-Based, Segmented, Computerized Head Phantom**, Disponível em <http://noodle.med.yale.edu/phantom>, 1994b.
- ZUBAL I. G.; HARRELL C. R.; SMITH E. O.; SMITH A. L., **Two Dedicated Software, Voxel-Based, Anthropomorphic (Torso and Head) Phantoms**, Em: Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, 1995.

Apêndice A

Acoplamento do Fantoma de Rato ao MCNP e Preparação dos Inputs para Cálculos de Frações Absorvidas

Este apêndice tem duplo propósito: apresentar o MCNP ao leigo (do ponto de vista do usuário, não do programador) e descrever em detalhes a estrutura de um arquivo de entrada para cálculos de frações absorvidas em fantasmas tomográficos, tomando como exemplo o fantoma de rato desenvolvido. As informações fornecidas são para a versão 4C, adotada neste trabalho. Obviamente, o apêndice não substitui o manual do MCNP-4C [BRIESMEISTER, 2000], mas o complementa, porque não há nele, e em nenhuma outra publicação conhecida pelo autor, informações específicas como as aqui fornecidas.

A.1 O MCNP

O MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code System) é um código computacional que faz uso de técnicas Monte Carlo para simular o transporte de partículas na matéria. Na versão 4C, pode-se simular o transporte de nêutrons (com energias de 10^{-11} MeV a 20 MeV), fótons e elétrons (ambos com energias de 1 keV a 1 GeV), em diversos “modos de transporte”. Por exemplo, no modo “P” apenas o transporte de fótons é

simulado (elétrons livres podem ser gerados, mas é considerado que eles viajam na direção dos fótons incidentes e que são imediatamente aniquilados ou absorvidos pelo meio), enquanto no modo “PE” todas as colisões de fótons, exceto espalhamento coerente, podem criar elétrons livres, cujo transporte é então subsequente simulado. Duas características básicas do MCNP são *uso geral* (suas aplicações vão desde projeto de reatores a cálculos de doses absorvidas em simuladores antropomórficos, por exemplo) e *geometria generalizada* (o que, no campo da dosimetria computacional, possibilita a realização de simulações do transporte de radiações ionizantes tanto em fantasmas tomográficos quanto em fantasmas estilizados). A história do MCNP, contada em seu manual, remonta à história dos primeiros códigos Monte Carlo desenvolvidos, na década de 1960, para a solução de problemas de transporte de radiações ionizantes na matéria. Hoje, ele representa centenas de pessoas-ano de esforço contínuo, e milhares de usuários espalhados pelo mundo inteiro.

Um arquivo de entrada para o MCNP tem basicamente a seguinte estrutura:

CARTÃO TÍTULO
CARTÕES DE CÉLULAS
Linha em Branco (Delimitador)
CARTÕES DE SUPERFÍCIES
Linha em Branco (Delimitador)
CARTÕES DE DADOS
Linha em Branco (Delimitador Final)
Qualquer coisa a mais (Opcional)

A palavra “cartão” é usada no manual do MCNP-4C para descrever uma única linha de até 80 caracteres, no arquivo de entrada. O Cartão Título pode conter qualquer informação que o usuário desejar (ou mesmo ser uma linha em branco), e é usado como um título em várias partes do arquivo de saída. Os Cartões de Células e os Cartões de Superfícies contêm a especificação da geometria do problema. Os Cartões de Dados contêm todas as outras informações necessárias à realização da simulação, como modo

de transporte, especificação de fontes de radiação, grandezas a serem calculadas (fluxo, deposição de energia etc.), materiais, número de histórias, etc.. Muitos usuários costumam manter algum material adicional após o “delimitador final”, como versões alternativas do problema ou informação textual associada ao próprio arquivo de entrada. Essa parte do arquivo não é processada pelo MCNP na execução do código. Linhas de comentário também não são processadas e devem iniciar com um “C” em uma das cinco primeiras colunas, seguido de ao menos um espaço em branco. Qualquer expressão posterior a um “\$” em uma linha também é interpretada como um comentário.

No MCNP, a geometria de um problema é especificada pela partição do espaço tridimensional em elementos de volume denominados *células*. Cada célula é definida a partir de uma ou mais superfícies. Por exemplo, uma célula no formato de uma casca esférica é especificada a partir de duas superfícies esféricas, e uma célula no formato de um tronco de cilindro é especificada a partir de uma superfície cilíndrica e dois planos. Várias operações lógicas (basicamente “e” e “ou”) podem ser necessárias para a criação de uma única célula. No exemplo da casca esférica, basta uma única operação lógica: a célula é definida como a região *externa à superfície esférica de menor raio e interna à superfície esférica de maior raio*. Note que, para cada superfície, é necessário informar ao MCNP qual das duas regiões do espaço que ela divide deve ser considerada (por isso o uso das expressões “externa” e “interna”, acima).

Uma poderosa ferramenta do MCNP que tem sido usada, entre outras aplicações, para modelagens geométricas de fantasmas tomográficos [veja, por exemplo: YORIYAZ *et al.*, 2001; STABIN; YORIYAZ, 2002], é chamada de “estruturas repetidas”. Esta ferramenta torna possível descrever uma única vez células e superfícies de qualquer estrutura que apareça mais de uma vez em uma geometria, como é o caso dos diversos voxels de um mesmo tipo em um fantoma ou dos vários módulos de combustível aproximadamente iguais em um reator nuclear, só para citar dois exemplos.

O recurso de estruturas repetidas estende o conceito de célula do MCNP. O usuário pode especificar que uma determinada célula é preenchida com algo chamado “universo”, identificado por um número inteiro positivo denominado número de universo.

O comando FILL especifica o universo com que a célula será preenchida e o comando U identifica o universo, se houver, ao qual a célula pertence. Vários conceitos, além de outros comandos não citados, podem ser combinados no uso da ferramenta de estruturas repetidas. Há muitas possibilidades. Por exemplo, cada célula pertencente a um dado universo pode, ela mesma, ser preenchida com um outro universo, que por sua vez pode representar uma nova coleção de células (de um mesmo tipo ou de diferentes tipos). Convém destacar que o uso de estruturas repetidas reduz o tamanho do arquivo de entrada e a memória utilizada pelo programa, mas não resulta numa execução mais rápida do código do que com uma outra descrição da geometria que não faça uso desta ferramenta.

A seguir é apresentado um arquivo de entrada para cálculo de frações absorvidas considerando-se uma fonte de fótons de 4,0 MeV uniformemente distribuída no coração do fantoma de rato. Subseqüentemente, esse arquivo é minuciosamente analisado.

A.2 Um arquivo de entrada para cálculos de frações absorvidas no fantoma de rato

O arquivo de entrada mostrado abaixo tem a mesma estrutura dos demais preparados para os cálculos de frações absorvidas realizados nesta tese. Dessa forma, a compreensão do mesmo leva à compreensão dos demais. A coluna à esquerda corresponde a uma numeração das linhas, e não faz parte do arquivo. Lembrando que os cartões de células e os cartões de superfícies contêm a especificação da geometria do problema, note que essa parte do input corresponde ao acoplamento do fantoma ao MCNP. Assim, para a realização de outros tipos de cálculo com o mesmo fantoma (com fontes externas, por exemplo), em princípio são necessárias modificações apenas nos cartões de dados.

O arquivo de entrada

```
1-      FAs para fantoma de rato. Órgão fonte = coração. E = 4,0 MeV (fótons).
2-      C
```

```

3-      C CARTÕES DE CÉLULAS (início)
4-      C
5-      100  0  1 -2 3 -4 5 -6 FILL=9999 IMP:P,E=1  $ célula que contém o fantoma
6-      200  0  -20 1 -40 3 50 -6  U=9999  LAT=1  IMP:P,E=1
7-      FILL= 0:117 0:75 0:156
8-      10 14796R 15 4R 10 111R 15 6R 10 109R 15 7R 10 109R 15 8R 10 108R 15 8R
9-      10 108R 15 8R 10 108R 15 7R 10 110R 15 6R 10 112R 15 3R 10 7899R 15 6R
      :
3721-    105R 15 70 9R 15 10 106R 15 70 7R 15 10 108R 15 1R 70 3R 15 1R 10 111R
3722-    15 3R 10 9257R
3723-    300  10 -0.001205  #100 -90  IMP:P,E=1  $ esfera de ar envolvendo o fantoma
3724-    400  0  90  IMP:P,E=0
3725-    10  10 -0.001205  -20 1 -40 3 50 -6  U=10  IMP:P,E=1 $ voxel de ar
3726-    11  0  #10  U=10  IMP:P,E=1
3727-    15  LIKE 10 BUT  MAT=15  RHO=-1.09  U=15  $ voxel de contorno
3728-    16  0  #15  U=15  IMP:P,E=1
3729-    20  LIKE 10 BUT  MAT=20  RHO=-1.06  U=20  $ voxel de coração
3730-    21  0  #20  U=20  IMP:P,E=1
3731-    25  LIKE 10 BUT  MAT=25  RHO=-0.26  U=25  $ voxel de pulmão
3732-    26  0  #25  U=25  IMP:P,E=1
3733-    30  LIKE 10 BUT  MAT=30  RHO=-1.06  U=30  $ voxel de fígado
3734-    31  0  #30  U=30  IMP:P,E=1
3735-    35  LIKE 10 BUT  MAT=35  RHO=-1.03  U=35  $ voxel de estômago
3736-    36  0  #35  U=35  IMP:P,E=1
3737-    40  LIKE 10 BUT  MAT=40  RHO=-1.05  U=40  $ voxel de rim
3738-    41  0  #40  U=40  IMP:P,E=1
3739-    45  LIKE 10 BUT  MAT=45  RHO=-1.03  U=45  $ voxel de intestino
3740-    46  0  #45  U=45  IMP:P,E=1
3741-    50  LIKE 10 BUT  MAT=50  RHO=-1.06  U=50  $ voxel de bço
3742-    51  0  #50  U=50  IMP:P,E=1
3743-    55  LIKE 10 BUT  MAT=55  RHO=-1.03  U=55  $ voxel de bexiga
3744-    56  0  #55  U=55  IMP:P,E=1
3745-    60  LIKE 10 BUT  MAT=60  RHO=-1.04  U=60  $ voxel de testículo
3746-    61  0  #60  U=60  IMP:P,E=1
3747-    65  LIKE 10 BUT  MAT=65  RHO=-1.40  U=65  $ voxel de esqueleto

```

```

3748-      66  0  #65  U=65  IMP:P,E=1
3749-      70  LIKE 10 BUT  MAT=70  RHO=-1.03  U=70          $ voxel de "outros tecidos"
3750-      71  0  #70  U=70  IMP:P,E=1
3751-      C
3752-      C CARTÕES DE CÉLULAS (fim)
3753-
3754-      C CARTÕES DE SUPERFÍCIES (início)
3755-      C
3756-      1  PX  0          $ superfícies da célula que contém o fantoma - início
3757-      2  PX  8.378
3758-      3  PY  0
3759-      4  PY  5.396
3760-      5  PZ  0
3761-      6  PZ  23.55      $ superfícies da célula que contém o fantoma - fim
3762-      20 PX  0.071      $ fronteira x da célula (0,0,0) da rede
3763-      40 PY  0.071      $ fronteira y da célula (0,0,0) da rede
3764-      50 PZ  23.40      $ fronteira z da célula (0,0,0) da rede
3765-      90 S   4.2 2.7 11.8 24 $ superfície esférica que envolve o fantoma
3766-      C
3767-      C CARTÕES DE SUPERFÍCIES (fim)
3768-
3769-      C CARTÕES DE DADOS (início)
3770-      C
3771-      MODE P E
3772-      C
3773-      C Cartões de Fonte (início)
3774-      C
3775-      SDEF   PAR=2  ERG=4.0  CEL=d1  X=d2 Y=d3 Z=d4
3776-      SI1 L
3777-          100:200(43 39 49):20 100:200(44 39 49):20 100:200(45 39 49):20
3778-          100:200(43 40 49):20 100:200(44 40 49):20 100:200(45 40 49):20
3779-          :
4467-          100:200(50 42 61):20 100:200(51 42 61):20 100:200(52 42 61):20
4468-          100:200(53 42 61):20 100:200(54 42 61):20
4469-      SP1 1 2074R

```

```

4470-      SI2 H 0 0.071
4471-      SP2 0 1
4472-      SI3 H 0 0.071
4473-      SP3 0 1
4474-      SI4 H 23.4 23.55
4475-      SP4 0 1
4476-      C
4477-      C Cartões de Fonte (fim)
4478-      C
4479-      C Cartões de "Tallies" (início)
4480-      C
4481-      *F8:P,E      (15<200)      $ tally para voxels de contorno
4482-      *F18:P,E     (20<200)      $ tally para voxels de coração
4483-      *F28:P,E     (25<200)      $ tally para voxels de pulmão
4484-      *F38:P,E     (30<200)      $ tally para voxels de fígado
4485-      *F48:P,E     (35<200)      $ tally para voxels de estômago
4486-      *F58:P,E     (40<200)      $ tally para voxels de rim
4487-      *F68:P,E     (45<200)      $ tally para voxels de intestino
4488-      *F78:P,E     (50<200)      $ tally para voxels de baço
4489-      *F88:P,E     (55<200)      $ tally para voxels de bexiga
4490-      *F98:P,E     (60<200)      $ tally para voxels de testículo
4491-      *F108:P,E    (65<200)      $ tally para voxels de esqueleto
4492-      *F118:P,E    (70<200)      $ tally para voxels de "outros tecidos"
4493-      C
4494-      C Cartões de "Tallies" (fim)
4495-      C
4496-      C Cartões de Materiais (início)
4497-      C
4498-      M10  7000 -75.5  8000 -23.2  18000 -1.3  GAS=1  $ ar
4499-      M15  1000 -10   6000 -20.4  7000 -4.2   8000 -64.5
4500-           11000 -0.2 15000 -0.1 16000 -0.2 17000 -0.3 19000 -0.1
4501-                                           $ contorno
4502-      M20  1000 -10.3  6000 -12.1  7000 -3.2   8000 -73.4
4503-           11000 -0.1 15000 -0.1 16000 -0.2 17000 -0.3 19000 -0.2
4504-           26000 -0.1                                           $ coração

```

```

4505-      M25  1000 -10.3  6000 -10.5  7000 -3.1  8000 -74.9
4506-          11000 -0.2 15000 -0.2 16000 -0.3 17000 -0.3 19000 -0.2
4507-                                     $ pulmões
4508-      M30  1000 -10.2  6000 -13.9  7000 -3.0  8000 -71.6
4509-          11000 -0.2 15000 -0.3 16000 -0.3 17000 -0.2 19000 -0.3
4510-                                     $ fígado
4511-      M35  1000 -10.6  6000 -11.5  7000 -2.2  8000 -75.1
4512-          11000 -0.1 15000 -0.1 16000 -0.1 17000 -0.2 19000 -0.1
4513-                                     $ estômago
4514-      M40  1000 -10.3  6000 -13.2  7000 -3.0  8000 -72.4
4515-          11000 -0.2 15000 -0.2 16000 -0.2 17000 -0.2 19000 -0.2
4516-          20000 -0.1                                     $ rins
4517-      M45  1000 -10.6  6000 -11.5  7000 -2.2  8000 -75.1
4518-          11000 -0.1 15000 -0.1 16000 -0.1 17000 -0.2 19000 -0.1
4519-                                     $ intestinos
4520-      M50  1000 -10.3  6000 -11.3  7000 -3.2  8000 -74.1
4521-          11000 -0.1 15000 -0.3 16000 -0.2 17000 -0.2 19000 -0.3
4522-                                     $ baço
4523-      M55  1000 -10.8  6000 -3.5  7000 -1.5  8000 -83.0
4524-          11000 -0.3 15000 -0.1 16000 -0.1 17000 -0.5 19000 -0.2
4525-                                     $ bexiga
4526-      M60  1000 -10.6  6000 -9.9  7000 -2.0  8000 -76.6
4527-          11000 -0.2 15000 -0.1 16000 -0.2 17000 -0.2 19000 -0.2
4528-                                     $ testículos
4529-      M65  1000 -7.3  6000 -24.5  7000 -3.1  8000 -47.9
4530-          11000 -0.3 15000 -5.1 16000 -0.2 17000 -0.1 19000 -0.2
4531-          20000 -10.2 12000 -0.1                                     $ esqueleto
4532-      M70  1000 -10.5  6000 -25.6  7000 -2.7  8000 -60.2
4533-          11000 -0.1 15000 -0.2 16000 -0.3 17000 -0.2 19000 -0.2
4534-                                     $ "outros tecidos"
4535-      C
4536-      C Cartões de Materiais (fim)
4537-      C
4538-      NPS 2400000
4539-      PRINT 110

```

4540- C
4541- C CARTÕES DE DADOS (fim)
4542-

INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

PARA VISUALIZAÇÃO DAS FATIAS DO FANTOMA ATRAVÉS DO PLOT

Digite na linha de comando:

c:\mcnp> mcnp ip n=AMWR com=c

Em seguida, no PLOT, digite (para visualizar a fatia número n ($1 \leq n \leq 157$)):

origin 4.2 2.7 0.15(157-n+1)-0.075

Conteúdo do arquivo c:

extent 4.5
label 0
basis 1 0 0 0 -1 0
shade 10 sky-blue 15 blue 20 purple 25 pink 30 blue 35 light-green
shade 40 orange 45 green 50 light-blue 55 orange 60 light-green
shade 65 yellow 70 grey

PARA CRIAÇÃO DE UM ARQUIVO POSTSCRIPT CONTENDO TODAS AS FATIAS DO FANTOMA

Digite na linha de comando:

c:\mcnp> mcnp ip n=AMWR com=cps

Conteúdo do arquivo cps:

extent 4.5
label 0
basis 1 0 0 0 -1 0

```
shade 10 sky-blue 15 blue 20 purple 25 pink 30 blue 35 light-green
shade 40 orange 45 green 50 light-blue 55 orange 60 light-green
shade 65 yellow 70 grey
origin 4.2 2.7 23.475
file all
origin 4.2 2.7 23.325
origin 4.2 2.7 23.175
:
origin 4.2 2.7 0.225
origin 4.2 2.7 0.075
end
```

FIM DO ARQUIVO

Análise do arquivo de entrada

A primeira linha do arquivo de entrada contém o título do problema.

O primeiro cartão de célula, na linha 5, define a célula que contém o fantoma: um paralelepípedo de dimensões $8,378\text{ cm} \times 5,396\text{ cm} \times 23,55\text{ cm}$ ($118 \cdot 0,071\text{ cm} \times 76 \cdot 0,071\text{ cm} \times 157 \cdot 0,15\text{ cm}$). A primeira informação presente neste cartão é o rótulo da célula (100). A informação seguinte seria o rótulo atribuído ao material que preenche a célula; o rótulo 0 (zero) significa ausência de material (a especificação dos materiais (tecidos) do fantoma não é feita nesta parte do input). O trecho “1 -2 3 -4 5 -6” especifica a geometria da célula; os números 1 a 6 são rótulos de superfícies - no caso, os seis planos que determinam o paralelepípedo. A especificação dessas superfícies é feita nos cartões de superfícies nas linhas 3756 a 3761: a superfície 1 é o plano perpendicular ao eixo x que o intercepta no ponto $x = 0$, a superfície 2 é o plano perpendicular ao eixo x que o intercepta no ponto $x = 8,378\text{ cm}$, a superfície 3 é o plano perpendicular ao eixo y que o intercepta no ponto $y = 0$, a superfície 4 é o plano perpendicular ao eixo y que o intercepta no ponto $y = 5,396\text{ cm}$, a superfície 5 é o plano perpendicular ao eixo z que o intercepta

no ponto $z = 0$, e a superfície 6 é o plano perpendicular ao eixo z que o intercepta no ponto $z = 23,55$ cm. Cada um dos rótulos de superfície em “1 -2 3 -4 5 -6” está ou não acompanhado do sinal “-”: é como determina-se no MCNP qual das duas regiões do espaço dividido pela superfície em questão deve ser considerada. Todas as equações de superfícies utilizadas pelo MCNP são escritas de forma que o membro direito seja 0 (zero). Por exemplo, a equação da esfera de raio R centrada no ponto $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ é escrita como $(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$, enquanto a equação do plano perpendicular ao eixo w ($w = x, y, z$) que o intercepta no ponto $w = D$ é escrita como $w - D = 0$. Com isso, pode-se criar uma função $\text{sin}al_S$, para uma dada superfície S , que associa a cada ponto (x, y, z) do espaço o número -1 ou o número 1 , quando substituídas as coordenadas deste ponto no membro esquerdo da equação de S o resultado for um número negativo ou um número positivo, respectivamente. Dessa forma, quando na especificação da geometria de uma determinada célula é utilizado o sinal “-” antes do rótulo de uma certa superfície S , está sendo escolhida a região cujos pontos têm imagem “ -1 ” sob a função $\text{sin}al_S$; e quando este sinal está ausente está sendo escolhida a região cujos pontos têm imagem “ 1 ” sob a mesma função. Na prática, aplica-se regras como “ -1 ” para a *região interior* e “ 1 ” para a *região exterior*, no caso de superfícies esféricas, “ -1 ” para a *região abaixo* e “ 1 ” para a *região acima*, no caso de planos horizontais, etc. Os espaços em “1 -2 3 -4 5 -6” correspondem ao operador lógico *e*. Assim, a célula 100 é a região *à frente do plano 1 e atrás do plano 2 e à direita do plano 3 e à esquerda do plano 4 e acima do plano 5 e abaixo do plano 6* (ou, mais formalmente, é a região determinada pelo conjunto-solução do sistema de desigualdades $x > 0$, $x < 8,378$ cm, $y > 0$, $y < 5,396$ cm, $z > 0$, $z < 23,55$ cm). Finalizando a linha 5 estão as instruções `FILL=9999` e `IMP:P,E=1`. A primeira especifica que a célula 100 é preenchida com o universo 9999 (este número foi escolhido para destacá-lo dos demais números de universo utilizados no input); a segunda determina que a célula 100 tem *importância* 1, tanto para fótons (P) quanto para elétrons (E). O comando IMP é utilizado para terminar a história de uma partícula quando ela atinge uma célula de importância nula, e também em certas técnicas de redução de variância. Neste último caso, a idéia é fazer com que

as partículas se movam mais facilmente para regiões mais importantes da geometria. Em outras palavras, deve haver um maior número de amostragens nessas regiões. Neste trabalho, uma mesma importância foi atribuída a todas as regiões da geometria (exceto para a região de importância nula, é claro); nenhuma técnica de redução de variância foi utilizada.

O segundo cartão de célula (linha 6) define, através da instrução LAT=1, uma rede constituída de hexaedros (poliedros de seis faces)¹, sendo cada hexaedro um voxel do fantoma. O número 200 é o rótulo da rede e, novamente, o rótulo 0 significa ausência de material (a especificação dos materiais do fantoma ainda não é feita nesta parte do input). A instrução U=9999 especifica que todas as células da rede pertencem ao universo 9999. Com isto, o MCNP “sabe” que o limite da rede é a célula 100 e, portanto, a geometria de apenas uma das células desta rede - a célula (0,0,0) - precisa ser especificada, o que é feito no trecho “-20 1 -40 3 50 -6” da linha 6. A superfície 20 (definida na linha 3762) é o plano perpendicular ao eixo x que o intercepta no ponto $x = 0,071$ cm, a superfície 40 (definida na linha 3763) é o plano perpendicular ao eixo y que o intercepta no ponto $y = 0,071$ cm, e a superfície 50 (definida na linha 3764) é o plano perpendicular ao eixo z que o intercepta no ponto $z = 23,40$ cm ($= 23,55$ cm $- 0,15$ cm). Foram escolhidos esses planos para que a célula (0,0,0) da rede correspondesse ao primeiro elemento de matriz lido no arquivo RAT3D.dat, como ilustra a Fig. A.1(a) (compare-a com a Fig. 3.21). A ordem em que os rótulos de superfície aparecem em “-20 1 -40 3 50 -6” especifica a direção e o sentido em que os índices i, j, k das células (i, j, k) da rede devem variar: é definido no MCNP que além da primeira superfície listada (20) está a célula (1,0,0), além da segunda superfície listada (1) está a célula (-1,0,0), além da terceira superfície (40) está a célula (0,1,0), além da quarta superfície (3) está a célula (0,-1,0), além da quinta superfície (50) está a célula (0,0,1), e além da sexta superfície (6) está a célula (0,0,-1). Com a ordem escolhida para os rótulos de superfície em “-20 1 -40 3 50 -6”, indicada na Fig. A.1(b), o sentido de variação dos índices i, j e k das células (i, j, k) da

¹Outra opção fornecida pelo MCNP é a definição de redes constituídas de prismas hexagonais (sólidos de oito faces com duas delas definidas por um hexágono, que é um polígono de seis lados), através da instrução LAT=2.

rede coincide com o sentido de variação dos índices dos elementos de matriz salvos no arquivo RAT3D.dat (veja Fig. 3.21).

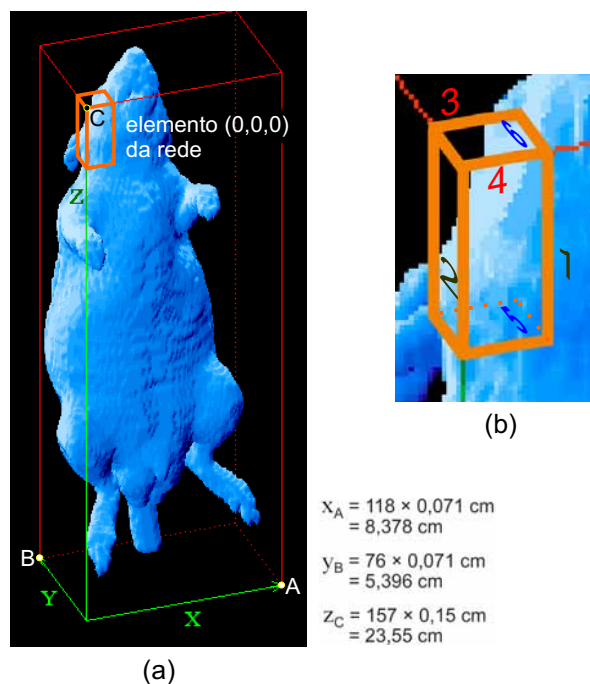


Figura A.1: (a) Localização da célula (0,0,0) da rede e (b) ordem em que os rótulos das superfícies que limitam essa célula aparecem no cartão que define a rede. (As dimensões da célula (0,0,0) estão exageradas na figura.)

Os cartões de células nas linhas 7 a 3722 são uma continuação do cartão na linha 6 (o MCNP interpreta uma linha com as primeiras cinco colunas em branco como uma continuação da linha anterior). O cartão “FILL= 0:117 0:75 0:156” define a faixa de variação dos três índices das células da rede: $0 \leq i \leq 117$, $0 \leq j \leq 75$ e $0 \leq k \leq 156$. Note que no MCNP o primeiro valor para cada índice é o número 0, e não o número 1. Nos 3715 cartões subsequentes (linhas 8 a 3722) estão especificados os números de universo (correspondentes aos diferentes tipos de voxels que constituem o fantoma) com os quais as células da rede devem ser preenchidas, seguindo a ordem² $i \rightarrow j \rightarrow k$ (a mesma utilizada

²É importante ficar claro que essa ordem de preenchimento das células da rede com universos está determinada no código fonte, e não pode ser alterada pelo usuário. Porém, como já foi dito, este pode modificar a direção e o sentido de variação dos índices i, j, k das células (i, j, k) da rede mudando a ordem em que os rótulos das superfícies que limitam a célula (0, 0, 0) aparecem no cartão que define a rede.

para a variação dos índices dos elementos de matriz salvos no arquivo `RAT3D.dat`). Foram adotados os mesmos valores, para os números de universo, dos IDs das várias regiões do fantoma (veja Tabela 3.1); assim, por exemplo, as células da rede preenchidas com o universo 15 correspondem à região do fantoma cujos voxels têm ID 15, que são voxels de contorno do corpo do espécime. Naturalmente, um programa computacional teve que ser escrito para criação das linhas 8 a 3722 a partir do arquivo `RAT3D.dat`. Para redução do tamanho do input, foi utilizado um interessante recurso do MCNP: `nR` significa a repetição, por n vezes, da entrada imediatamente precedente no cartão; por exemplo, `15 4R` (veja linha 8) é o mesmo que `15 15 15 15 15`.

A célula 300, definida na linha 3723, é a região compreendida entre o paralelepípedo que contém o fantoma (célula 100) e a superfície esférica de raio 24 cm e origem no ponto (4,2 cm, 2,7 cm, 11,8 cm), que é aproximadamente o centro do referido paralelepípedo. Essa superfície tem rótulo 90 e está definida na linha 3765. O trecho “`#100 -90`”, que especifica a geometria da célula 300, pode ser lido como “região *exterior à célula 100 (#100) e interior à superfície esférica 90 (-90)*”. Na mesma linha, o número 10 é o rótulo do material que preenche a célula 300 (ar) e o trecho “`-0.001205`” especifica a densidade desse material: $\rho_{ar} = 0,001205 \text{ g/cm}^3$ (o sinal “-” é para que o MCNP trabalhe com a unidade g/cm^3 ; sem este sinal, a unidade adotada pelo código seria 10^{24} átomos/ cm^3). O rótulo 10 é posteriormente utilizado (na linha 4498) para a especificação da composição atômica do material correspondente. Foi escolhido o número 10 porque esse é o ID do meio exterior ao corpo do fantoma (veja Tabela 3.1). Essa esfera de ar envolvendo o fantoma foi criada para que efeitos de retroespalhamento da radiação pudessem ser considerados no cálculo de frações absorvidas.

A célula 400, definida na linha 3724, é a região exterior à superfície esférica 90 e tem importância nula. Obviamente, nenhum material é definido para esta célula (daí o número 0 logo após o rótulo da mesma).

As células 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65 e 70, definidas entre as linhas 3725 e 3749, especificam os diferentes tipos de voxels que constituem o fantoma. Por conveniência, os rótulos dessas células, bem como os rótulos dos materiais nas mes-

mas, foram escolhidos iguais aos IDs correspondentes (como foi feito para os números de universo).

No cartão que define a célula 10 (linha 3725), a primeira entrada é o rótulo da célula, a segunda entrada é o rótulo do material que a preenche, a terceira determina a densidade desse material ($0,001205 \text{ g/cm}^3$) e o trecho “-20 1 -40 3 50 -6” é a especificação da geometria da célula - a mesma utilizada na linha 6 para a célula (0,0,0) da rede 200. A instrução U=10 informa ao MCNP que essa célula pertence ao universo 10; portanto, ela está presente em todos os elementos da rede preenchidos com o universo 10. A instrução IMP:P,E=1 atribui a importância 1 à célula 10. Uma importância em uma célula que está em um universo é interpretada como um multiplicador da importância da célula preenchida com esse universo. Como todas as importâncias utilizadas neste trabalho são iguais a 1, os produtos decorrentes são também iguais a 1 e, dessa forma, nenhuma região da geometria é privilegiada na simulação do transporte de partículas.

As células 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65 e 70 são definidas com o auxílio da construção “m LIKE n BUT lista”, que informa ao MCNP que a célula m é em tudo igual à célula n, exceto pelas modificações expressas após “BUT”. Por exemplo, considere o cartão que define a célula 15, na linha 3727. Ele pode ser lido da seguinte forma: “a célula 15 é COMO a célula 10, MAS preenchida com o material de rótulo 15 (MAT=15), com densidade $1,09 \text{ g/cm}^3$ (RHO=-1.09), e pertencente ao universo 15 (U=15)”. As demais células listadas no início deste parágrafo são definidas de forma similar.

As células 11, 16, 21, 26, 31, 36, 41, 46, 51, 56, 61, 66 e 71 foram criadas por razões puramente técnicas, e não correspondem a qualquer parte do fantoma. O MCNP possui uma ferramenta para a construção de imagens bidimensionais da geometria de um problema chamada PLOT; nele, superfícies que interceptam o plano da imagem são mostradas como linhas contínuas. Superfícies exibidas pelo PLOT como linhas tracejadas usualmente indicam que o espaço adjunto está impropriamente definido, como, por exemplo, um espaço definido em mais de uma célula ou um espaço não definido. Sem os cartões que definem as células listadas no início desse parágrafo o PLOT exibe linhas tracejadas em toda a rede. Considere, por exemplo, a célula 11, definida na linha 3726. Trata-se

de uma célula sem material (rótulo 0), pertencente ao universo 10 (U=10) e exterior à célula 10 (#10). Porém, como a célula 10 já ocupa completamente o espaço preenchido com o universo 10, a célula 11 não ocupa qualquer espaço real na geometria, o mesmo ocorrendo com as células 16, 21, ..., 66, 71, em relação às células 15, 20, ..., 65, 70, respectivamente. No entanto, para o MCNP, a existência das células 11, 16, 21, ..., 66 e 71 é suficiente para que sejam eliminadas as linhas tracejadas mostradas pelo PLOT. O mesmo resultado seria obtido sem esses cartões de células no input, mas substituindo-se o trecho “-20 1 -40 3 50 -6” no cartão que define a célula 10 por “-20 11 -40 31 50 -61” e acrescentando-se ao input os cartões de superfície “11 PX -0.01”, “31 PY -0.01” e “61 PZ 23.56” (compare com os cartões que definem as superfícies 1, 3 e 6), evitando-se assim que as superfícies 1, 3 e 6 utilizadas na definição da rede (célula 200) sejam as mesmas utilizadas na definição das células pertencentes à rede (células 10, 15, 20, 25, ..., 70).

O primeiro cartão de dados (“MODE P E”) define o modo de transporte (adotado em todas as simulações computacionais realizadas neste trabalho). Os próximos cartões de dados no input são os cartões de fonte. O primeiro deles³ (na linha 3775) define uma fonte de fótons (“PAR=2”⁴), de energia 4,0 MeV por partícula (“ERG=4.0”), presente nas células determinadas pelas distribuições de número 1 (“CEL=d1”) e nas coordenadas cartesianas x , y , z determinadas pelas distribuições de número 2, 3 e 4, respectivamente (“X=d2”, “Y=d3” e “Z=d4”). Essas distribuições são especificadas nos demais cartões de fonte, havendo duas delas para cada número de distribuição: uma para os possíveis valores que a variável de fonte pode assumir e outra para as probabilidades correspondentes, definindo-se, assim, uma função distribuição de probabilidade. As distribuições do primeiro tipo são informadas nos cartões “SI” (“Source Information”) e as do segundo tipo nos cartões “SP” (“Source Probabilities”).

No cartão “SI1 L”, o parâmetro L informa ao MCNP que as entradas seguintes, nas linhas 3777 a 4468 (que são uma continuação desse cartão), devem ser interpretadas

³SDEF = “Source Definition”.

⁴PAR=1 corresponde uma fonte de nêutrons e PAR=3 a uma fonte de elétrons.

como dados discretos. Essas entradas constituem a distribuição das células da rede que contêm a fonte de radiação - no caso, os voxels do coração do fantoma. Por exemplo, a primeira entrada, “100:200(43 39 49):20”, especifica que uma dessas células é a de rótulo 20 (voxel de coração) que encontra-se na coluna 43, linha 39 e fatia 49 da rede 200, que, por sua vez, pertence ao universo que preenche a célula 100. Esta célula corresponde ao voxel na coluna 44, linha 40 e fatia 50 do fantoma, porque, como já informado, no MCNP o primeiro valor de cada índice é o número 0, e não o número 1. As demais entradas só se distinguem da primeira pelos valores informados para coluna, linha e fatia. Um programa computacional foi escrito para criação das linhas 3777 a 4468 a partir do arquivo `RAT3D.dat`. As entradas no cartão “SP1 1 2074R”, ou seja, o número 1 repetido por 2074 vezes, são (exceto por um fator de normalização) probabilidades associadas às entradas que seguem o cartão “SI1 L”. Logo, todos os 2075 voxels do coração do fantoma têm igual chance de serem sorteados para a geração de cada partícula emitida pela fonte. (Para fontes de radiação não homogêneas, as probabilidades informadas no cartão SP1 seriam proporcionais às atividades nos voxels.)

Os cartões “SI2 H 0 0.071” e “SP2 0 1” (nas linhas 4470 e 4471) definem uma função distribuição de probabilidade para a variável de fonte X . (Lembre-se que a chamada desses cartões ocorre no trecho “X=d2” da linha 3775.) O parâmetro H informa ao MCNP que as entradas numéricas “0” e “0.071” no cartão são valores limite, ou seja, que as ocorrências da variável aleatória X estarão entre 0 e 0,071 cm. É uma exigência do MCNP que quando a opção H é usada em um cartão SI, a primeira entrada numérica no cartão SP correspondente deve ser 0 (zero); as entradas seguintes são probabilidades (exceto por um fator de normalização, isto é, os valores não necessitam estar entre 0 e 1). Os cartões SI e SP nas linhas 4472 e 4473 definem uma função distribuição de probabilidade para a variável de fonte Y , e os cartões SI e SP nas linhas 4474 e 4475 fazem o mesmo para a variável de fonte Z . As entradas numéricas nos cartões SI2, SI3 e SI4 são para a célula (0,0,0) da rede; porém, a localização do ponto em que a partícula de radiação é gerada depende também de qual célula da rede é sorteada em cada história.

Após os cartões de fonte, encontram-se no input os cartões de “tallies” (“contas”,

em inglês). O primeiro cartão de conta (“*F8:P,E (15<200)”) informa ao MCNP que devem ser computadas deposições de energia (conta tipo “*F8”) por fótons e elétrons (“P,E”) em todas as células de rótulo 15 da rede 200 (“(15<200)”), que constituem os voxels de contorno (ID=15). Os demais cartões de conta levam ao mesmo tipo de cômputo para as outras regiões do fantoma. No MCNP, “*F8”, “*F18”, “*F28”, ... correspondem, todos, a cálculos de deposição de energia; os incrementos de 10 ao número 8 são para discriminação dos cartões de conta pelo código.

Os cartões de materiais foram construídos a partir das composições apresentadas na Tabela 3.2. Cada um deles (exceto os que são uma continuação do anterior) começa com um “M” seguido pelo rótulo do material. As entradas numéricas seguintes informam os elementos químicos presentes na composição (números atômicos seguidos pelos algarismos 000) e suas frações de massa (números com o sinal “-” no início). Essas frações não precisam estar normalizadas. Os algarismos 000 são uma instrução para que seja considerado, em uma entrada do tipo “Z000”, o *elemento químico* de número atômico Z, e não um isótopo específico; o sinal de menos é para que sejam consideradas frações de massa, e não frações atômicas. Por exemplo, o cartão de material na linha 4498, “M10 7000 -75.5 8000 -23.2 18000 -1.3 GAS=1”, informa ao MCNP que o material de rótulo 10 (ar) é composto pelos *elementos* nitrogênio (Z=7), oxigênio (Z=8) e argônio (Z=18), com frações de massa 75,5 %, 23,2 % e 1,3 %, respectivamente. No MCNP, “GAS=m” é uma instrução para correção de efeito de densidade no poder de freamento eletrônico. m=0 deve ser usado para materiais sólidos ou líquidos e m=1 para materiais no estado gasoso; a omissão dessa instrução em um cartão de material é interpretada como “GAS=0”.

O cartão “NPS 2400000” define o número de histórias a serem simuladas, no caso, dois milhões e quatrocentas mil. Este número foi mantido em todos os inputs criados neste trabalho, e permitiu a redução do erro relativo estimado a valores em geral muito baixos. Por fim, o cartão “PRINT 110” faz com que o MCNP imprima no *output* a tabela 110, que descreve as 50 histórias iniciais (posição inicial, direção de vôo inicial, energia inicial etc.) das partículas geradas. Recomenda-se que essa tabela seja cuidadosamente estudada para

assegurar que está havendo uma amostragem correta da fonte quando estruturas repetidas são usadas na descrição da mesma. Esse estudo foi feito para cada um dos outputs gerados neste trabalho, e o resultado considerado bastante satisfatório.

Após a linha 4542 (delimitador final), encontram-se instruções para visualização das fatias do fantoma através do PLOT ou para criação de um arquivo *postscript* contendo imagens de todas as fatias do fantoma; os comandos utilizados estão descritos no apêndice B-II do manual do MCNP-4C. Todas as 155 imagens no arquivo *postscript* gerado foram cuidadosamente comparadas às imagens tomográficas segmentadas correspondentes, revelando o correto acoplamento do fantoma ao MCNP. Como exemplo, a Fig. A.2 mostra a imagem tomográfica segmentada 61/155, que corresponde à fatia 62/157 do fantoma, e a imagem dessa fatia gerada com o PLOT. O número de cores disponíveis no PLOT, na versão 4C, é bem pequeno (apenas 10) e, portanto, as cores foram escolhidas buscando-se minimizar as diferenças em relação às cores utilizadas na segmentação das imagens tomográficas. É importante frisar que o acoplamento de um fantoma tomográfico ao MCNP se dá com os cartões de células e com os cartões de superfícies; assim, tão logo esses cartões sejam construídos, imagens com o PLOT podem ser geradas para verificação do acoplamento.

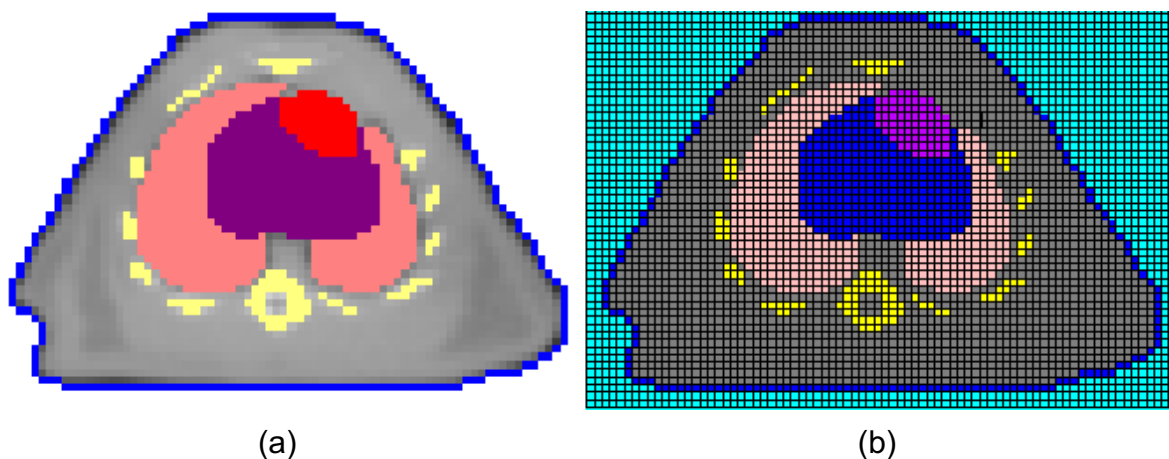


Figura A.2: (a) Imagem tomográfica segmentada 61/155 e (b) imagem da fatia correspondente do fantoma gerada com o PLOT.

A.3 Os demais arquivos de entrada para cálculos de frações absorvidas

Os demais arquivos de entrada preparados para cálculos de frações absorvidas diferem do apresentado neste apêndice apenas na definição da fonte de partículas. Mudando-se o órgão fonte, alteram-se as linhas que continuam o cartão “SI1 L” (linhas 3777 a 4468 no input apresentado) e a entrada numérica “2074” no cartão “SP1 1 2074R”. Para um mesmo órgão fonte, muda-se o tipo de partícula alterando-se a entrada numérica após o comando “PAR”, e modifica-se a energia da partícula alterando-se a entrada numérica após o comando “ERG”.

Apêndice B

Tabelas de Frações Absorvidas para Fótons Emitidos de Diferentes Órgãos ou Tecidos

Tabela B.1: Frações absorvidas para fótons, fonte = contorno.*

Fonte = Contorno											
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	3,47×10 ⁻¹ <i>0,0009</i>	1,50×10 ⁻¹ <i>0,0015</i>	7,52×10 ⁻² <i>0,0022</i>	2,69×10 ⁻² <i>0,0037</i>	8,69×10 ⁻³ <i>0,0056</i>	5,59×10 ⁻³ <i>0,0045</i>	6,43×10 ⁻³ <i>0,0044</i>	6,29×10 ⁻³ <i>0,0050</i>	4,54×10 ⁻³ <i>0,0054</i>	2,84×10 ⁻³ <i>0,0056</i>	1,75×10 ⁻³ <i>0,0057</i>
Coração	2,79×10 ⁻⁵ <i>0,1221</i>	6,25×10 ⁻⁴ <i>0,0257</i>	1,12×10 ⁻³ <i>0,0191</i>	8,38×10 ⁻⁴ <i>0,0215</i>	3,59×10 ⁻⁴ <i>0,0287</i>	2,17×10 ⁻⁴ <i>0,0253</i>	2,29×10 ⁻⁴ <i>0,0238</i>	2,50×10 ⁻⁴ <i>0,0270</i>	2,40×10 ⁻⁴ <i>0,0298</i>	2,17×10 ⁻⁴ <i>0,0309</i>	1,74×10 ⁻⁴ <i>0,0314</i>
Pulmões	3,00×10 ⁻⁵ <i>0,1178</i>	3,70×10 ⁻⁴ <i>0,0334</i>	5,94×10 ⁻⁴ <i>0,0262</i>	4,46×10 ⁻⁴ <i>0,0293</i>	1,88×10 ⁻⁴ <i>0,0385</i>	1,11×10 ⁻⁴ <i>0,0324</i>	1,26×10 ⁻⁴ <i>0,0307</i>	1,38×10 ⁻⁴ <i>0,0333</i>	1,29×10 ⁻⁴ <i>0,0322</i>	1,21×10 ⁻⁴ <i>0,0274</i>	9,86×10 ⁻⁵ <i>0,0236</i>
Fígado	6,07×10 ⁻⁴ <i>0,0262</i>	4,46×10 ⁻³ <i>0,0096</i>	7,35×10 ⁻³ <i>0,0075</i>	5,84×10 ⁻³ <i>0,0081</i>	2,42×10 ⁻³ <i>0,0110</i>	1,44×10 ⁻³ <i>0,0095</i>	1,64×10 ⁻³ <i>0,0091</i>	1,81×10 ⁻³ <i>0,0103</i>	1,71×10 ⁻³ <i>0,0114</i>	1,47×10 ⁻³ <i>0,0126</i>	1,16×10 ⁻³ <i>0,0135</i>
Estômago	2,73×10 ⁻⁴ <i>0,0390</i>	1,70×10 ⁻³ <i>0,0156</i>	2,16×10 ⁻³ <i>0,0138</i>	1,42×10 ⁻³ <i>0,0165</i>	5,68×10 ⁻⁴ <i>0,0225</i>	3,44×10 ⁻⁴ <i>0,0188</i>	3,97×10 ⁻⁴ <i>0,0180</i>	4,55×10 ⁻⁴ <i>0,0202</i>	4,37×10 ⁻⁴ <i>0,0224</i>	3,77×10 ⁻⁴ <i>0,0242</i>	2,94×10 ⁻⁴ <i>0,0247</i>
Rins	5,56×10 ⁻⁵ <i>0,0864</i>	8,42×10 ⁻⁴ <i>0,0222</i>	1,40×10 ⁻³ <i>0,0171</i>	1,08×10 ⁻³ <i>0,0189</i>	4,34×10 ⁻⁴ <i>0,0256</i>	2,64×10 ⁻⁴ <i>0,0218</i>	2,85×10 ⁻⁴ <i>0,0209</i>	3,23×10 ⁻⁴ <i>0,0236</i>	2,98×10 ⁻⁴ <i>0,0265</i>	2,61×10 ⁻⁴ <i>0,0273</i>	2,07×10 ⁻⁴ <i>0,0263</i>
Intestinos	2,18×10 ⁻³ <i>0,0138</i>	1,21×10 ⁻² <i>0,0058</i>	1,64×10 ⁻² <i>0,0050</i>	1,13×10 ⁻² <i>0,0058</i>	4,63×10 ⁻³ <i>0,0079</i>	2,90×10 ⁻³ <i>0,0067</i>	3,26×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	3,61×10 ⁻³ <i>0,0073</i>	3,44×10 ⁻³ <i>0,0080</i>	2,95×10 ⁻³ <i>0,0089</i>	2,29×10 ⁻³ <i>0,0096</i>
Baço	1,72×10 ⁻⁴ <i>0,0491</i>	6,17×10 ⁻⁴ <i>0,0259</i>	6,26×10 ⁻⁴ <i>0,0256</i>	3,31×10 ⁻⁴ <i>0,0341</i>	1,31×10 ⁻⁴ <i>0,0468</i>	7,73×10 ⁻⁵ <i>0,0399</i>	8,28×10 ⁻⁵ <i>0,0384</i>	9,31×10 ⁻⁵ <i>0,0436</i>	9,25×10 ⁻⁵ <i>0,0453</i>	8,30×10 ⁻⁵ <i>0,0418</i>	5,85×10 ⁻⁵ <i>0,0402</i>
Bexiga	6,82×10 ⁻⁵ <i>0,0781</i>	1,67×10 ⁻⁴ <i>0,0498</i>	1,80×10 ⁻⁴ <i>0,0476</i>	1,01×10 ⁻⁴ <i>0,0618</i>	3,89×10 ⁻⁵ <i>0,0859</i>	2,71×10 ⁻⁵ <i>0,0733</i>	2,79×10 ⁻⁵ <i>0,0670</i>	3,15×10 ⁻⁵ <i>0,0755</i>	2,44×10 ⁻⁵ <i>0,0849</i>	2,26×10 ⁻⁵ <i>0,0781</i>	1,69×10 ⁻⁵ <i>0,0724</i>
Testículos	2,69×10 ⁻³ <i>0,0124</i>	4,73×10 ⁻³ <i>0,0093</i>	3,98×10 ⁻³ <i>0,0101</i>	1,96×10 ⁻³ <i>0,0141</i>	6,81×10 ⁻⁴ <i>0,0205</i>	4,24×10 ⁻⁴ <i>0,0171</i>	4,77×10 ⁻⁴ <i>0,0164</i>	5,27×10 ⁻⁴ <i>0,0187</i>	5,07×10 ⁻⁴ <i>0,0205</i>	4,19×10 ⁻⁴ <i>0,0221</i>	2,82×10 ⁻⁴ <i>0,0240</i>
Esqueleto	2,10×10 ⁻² <i>0,0044</i>	5,30×10 ⁻² <i>0,0027</i>	6,48×10 ⁻² <i>0,0024</i>	4,59×10 ⁻² <i>0,0029</i>	1,59×10 ⁻² <i>0,0048</i>	4,66×10 ⁻³ <i>0,0067</i>	3,69×10 ⁻³ <i>0,0062</i>	3,89×10 ⁻³ <i>0,0068</i>	3,65×10 ⁻³ <i>0,0072</i>	3,00×10 ⁻³ <i>0,0073</i>	2,16×10 ⁻³ <i>0,0073</i>
Outros Tecidos	3,03×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>	2,94×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>	2,24×10 ⁻¹ <i>0,0012</i>	1,14×10 ⁻¹ <i>0,0017</i>	4,29×10 ⁻² <i>0,0025</i>	2,79×10 ⁻² <i>0,0021</i>	3,20×10 ⁻² <i>0,0020</i>	3,57×10 ⁻² <i>0,0023</i>	3,35×10 ⁻² <i>0,0026</i>	2,66×10 ⁻² <i>0,0030</i>	1,83×10 ⁻² <i>0,0035</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.2: Frações absorvidas para fótons, fonte = coração.*

Fonte = Coração											
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	4,73×10 ⁻⁴ <i>0,0296</i>	7,57×10 ⁻³ <i>0,0074</i>	1,30×10 ⁻² <i>0,0056</i>	9,95×10 ⁻³ <i>0,0061</i>	4,29×10 ⁻³ <i>0,0080</i>	2,72×10 ⁻³ <i>0,0065</i>	3,08×10 ⁻³ <i>0,0062</i>	3,31×10 ⁻³ <i>0,0068</i>	3,02×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	2,47×10 ⁻³ <i>0,0055</i>	1,94×10 ⁻³ <i>0,0047</i>
Coração	7,88×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	4,76×10 ⁻¹ <i>0,0007</i>	2,55×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	8,64×10 ⁻² <i>0,0020</i>	2,52×10 ⁻² <i>0,0034</i>	1,46×10 ⁻² <i>0,0029</i>	1,64×10 ⁻² <i>0,0028</i>	1,72×10 ⁻² <i>0,0033</i>	1,43×10 ⁻² <i>0,0039</i>	8,55×10 ⁻³ <i>0,0049</i>	3,60×10 ⁻³ <i>0,0062</i>
Pulmões	3,34×10 ⁻² <i>0,0035</i>	3,75×10 ⁻² <i>0,0033</i>	2,55×10 ⁻² <i>0,0039</i>	1,01×10 ⁻² <i>0,0061</i>	3,09×10 ⁻³ <i>0,0095</i>	1,78×10 ⁻³ <i>0,0081</i>	1,96×10 ⁻³ <i>0,0079</i>	2,12×10 ⁻³ <i>0,0086</i>	1,96×10 ⁻³ <i>0,0081</i>	1,49×10 ⁻³ <i>0,0073</i>	7,91×10 ⁻⁴ <i>0,0074</i>
Fígado	2,49×10 ⁻² <i>0,0040</i>	6,08×10 ⁻² <i>0,0025</i>	6,53×10 ⁻² <i>0,0024</i>	3,67×10 ⁻² <i>0,0032</i>	1,29×10 ⁻² <i>0,0047</i>	7,30×10 ⁻³ <i>0,0042</i>	7,82×10 ⁻³ <i>0,0041</i>	8,38×10 ⁻³ <i>0,0048</i>	7,86×10 ⁻³ <i>0,0054</i>	6,53×10 ⁻³ <i>0,0060</i>	4,63×10 ⁻³ <i>0,0070</i>
Estômago	4,17×10 ⁻⁷ <i>1,0000</i>	2,67×10 ⁻⁴ <i>0,0394</i>	1,34×10 ⁻³ <i>0,0174</i>	1,59×10 ⁻³ <i>0,0155</i>	7,54×10 ⁻⁴ <i>0,0195</i>	4,57×10 ⁻⁴ <i>0,0167</i>	4,95×10 ⁻⁴ <i>0,0160</i>	5,29×10 ⁻⁴ <i>0,0184</i>	4,93×10 ⁻⁴ <i>0,0206</i>	4,38×10 ⁻⁴ <i>0,0223</i>	3,55×10 ⁻⁴ <i>0,0226</i>
Rins	zero <i>0,0787</i>	6,70×10 ⁻⁵ <i>0,0283</i>	5,09×10 ⁻⁴ <i>0,0174</i>	8,06×10 ⁻⁴ <i>0,0217</i>	3,99×10 ⁻⁴ <i>0,0267</i>	2,40×10 ⁻⁴ <i>0,0233</i>	2,64×10 ⁻⁴ <i>0,0216</i>	2,81×10 ⁻⁴ <i>0,0251</i>	2,68×10 ⁻⁴ <i>0,0277</i>	2,37×10 ⁻⁴ <i>0,0291</i>	1,93×10 ⁻⁴ <i>0,0285</i>
Intestinos	zero <i>0,0340</i>	3,59×10 ⁻⁴ <i>0,0117</i>	2,96×10 ⁻³ <i>0,0086</i>	5,15×10 ⁻³ <i>0,0086</i>	2,76×10 ⁻³ <i>0,0102</i>	1,73×10 ⁻³ <i>0,0086</i>	1,93×10 ⁻³ <i>0,0082</i>	2,14×10 ⁻³ <i>0,0093</i>	2,09×10 ⁻³ <i>0,0102</i>	1,81×10 ⁻³ <i>0,0113</i>	1,50×10 ⁻³ <i>0,0120</i>
Baço	zero <i>0,3162</i>	4,15×10 ⁻⁶ <i>0,0808</i>	6,20×10 ⁻⁵ <i>0,0528</i>	1,36×10 ⁻⁴ <i>0,0604</i>	7,64×10 ⁻⁵ <i>0,0604</i>	4,68×10 ⁻⁵ <i>0,0521</i>	5,56×10 ⁻⁵ <i>0,0484</i>	6,29×10 ⁻⁵ <i>0,0520</i>	5,65×10 ⁻⁵ <i>0,0571</i>	5,05×10 ⁻⁵ <i>0,0543</i>	3,81×10 ⁻⁵ <i>0,0490</i>
Bexiga	zero <i>0,0042</i>	1,23×10 ⁻⁶ <i>0,5764</i>	1,64×10 ⁻⁶ <i>0,2762</i>	5,30×10 ⁻⁶ <i>0,2707</i>	3,72×10 ⁻⁶ <i>0,2762</i>	2,90×10 ⁻⁶ <i>0,1762</i>	3,20×10 ⁻⁶ <i>0,1854</i>	4,17×10 ⁻⁶ <i>0,1968</i>	5,49×10 ⁻⁶ <i>0,1873</i>	4,40×10 ⁻⁶ <i>0,1838</i>	3,97×10 ⁻⁶ <i>0,1540</i>
Testículos	zero <i>0,0017</i>	1,01×10 ⁻¹ <i>0,5001</i>	1,31×10 ⁻¹ <i>0,5001</i>	8,77×10 ⁻² <i>0,1398</i>	2,93×10 ⁻² <i>0,1093</i>	2,04×10 ⁻⁵ <i>0,0767</i>	2,36×10 ⁻⁵ <i>0,0709</i>	3,73×10 ⁻⁵ <i>0,0689</i>	3,58×10 ⁻⁵ <i>0,0750</i>	3,97×10 ⁻⁵ <i>0,0701</i>	3,19×10 ⁻⁵ <i>0,0708</i>
Esqueleto	2,28×10 ⁻² <i>0,0042</i>	1,01×10 ⁻¹ <i>0,0019</i>	1,31×10 ⁻¹ <i>0,0017</i>	8,77×10 ⁻² <i>0,0020</i>	2,93×10 ⁻² <i>0,0035</i>	8,18×10 ⁻³ <i>0,0051</i>	6,16×10 ⁻³ <i>0,0047</i>	6,28×10 ⁻³ <i>0,0052</i>	5,89×10 ⁻³ <i>0,0054</i>	4,95×10 ⁻³ <i>0,0053</i>	3,45×10 ⁻³ <i>0,0053</i>
Outros Tecidos	1,29×10 ⁻¹ <i>0,0017</i>	2,57×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	2,65×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	1,57×10 ⁻¹ <i>0,0014</i>	6,16×10 ⁻² <i>0,0021</i>	3,84×10 ⁻² <i>0,0018</i>	4,25×10 ⁻² <i>0,0017</i>	4,63×10 ⁻² <i>0,0020</i>	4,36×10 ⁻² <i>0,0022</i>	3,63×10 ⁻² <i>0,0024</i>	2,60×10 ⁻² <i>0,0028</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.3: Frações absorvidas para fótons, fonte = pulmões.*

Fonte = Pulmões													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$5,20 \times 10^{-4}$ <i>0,0283</i>	$7,49 \times 10^{-3}$ <i>0,0074</i>	$1,30 \times 10^{-2}$ <i>0,0056</i>	$1,06 \times 10^{-2}$ <i>0,0060</i>	$4,53 \times 10^{-3}$ <i>0,0079</i>	$2,80 \times 10^{-3}$ <i>0,0066</i>	$3,10 \times 10^{-3}$ <i>0,0062</i>	$3,33 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$2,99 \times 10^{-3}$ <i>0,0065</i>	$2,47 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$1,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>		
Coração	$5,84 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$6,82 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$4,79 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>	$1,97 \times 10^{-2}$ <i>0,0044</i>	$5,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0071</i>	$3,17 \times 10^{-3}$ <i>0,0064</i>	$3,43 \times 10^{-3}$ <i>0,0062</i>	$3,72 \times 10^{-3}$ <i>0,0071</i>	$3,40 \times 10^{-3}$ <i>0,0080</i>	$2,49 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$1,27 \times 10^{-3}$ <i>0,0113</i>		
Pulmões	$3,67 \times 10^{-1}$ <i>0,0008</i>	$1,51 \times 10^{-1}$ <i>0,0015</i>	$7,13 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$2,29 \times 10^{-2}$ <i>0,0041</i>	$6,44 \times 10^{-3}$ <i>0,0067</i>	$3,54 \times 10^{-3}$ <i>0,0058</i>	$3,90 \times 10^{-3}$ <i>0,0056</i>	$3,69 \times 10^{-3}$ <i>0,0065</i>	$2,52 \times 10^{-3}$ <i>0,0072</i>	$1,33 \times 10^{-3}$ <i>0,0078</i>	$5,86 \times 10^{-4}$ <i>0,0087</i>		
Fígado	$1,13 \times 10^{-1}$ <i>0,0018</i>	$1,36 \times 10^{-1}$ <i>0,0016</i>	$1,11 \times 10^{-1}$ <i>0,0018</i>	$5,35 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$1,76 \times 10^{-2}$ <i>0,0041</i>	$9,50 \times 10^{-3}$ <i>0,0038</i>	$1,02 \times 10^{-2}$ <i>0,0036</i>	$1,09 \times 10^{-2}$ <i>0,0042</i>	$1,01 \times 10^{-2}$ <i>0,0048</i>	$7,78 \times 10^{-3}$ <i>0,0056</i>	$4,97 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>		
Estômago	$4,15 \times 10^{-5}$ <i>0,1001</i>	$9,98 \times 10^{-4}$ <i>0,0204</i>	$2,36 \times 10^{-3}$ <i>0,0132</i>	$2,21 \times 10^{-3}$ <i>0,0132</i>	$9,95 \times 10^{-4}$ <i>0,0172</i>	$5,52 \times 10^{-4}$ <i>0,0152</i>	$6,02 \times 10^{-4}$ <i>0,0146</i>	$6,36 \times 10^{-4}$ <i>0,0169</i>	$6,10 \times 10^{-4}$ <i>0,0187</i>	$5,22 \times 10^{-4}$ <i>0,0204</i>	$4,01 \times 10^{-4}$ <i>0,0210</i>		
Rins	$8,33 \times 10^{-7}$ <i>0,7071</i>	$3,68 \times 10^{-4}$ <i>0,0336</i>	$1,25 \times 10^{-3}$ <i>0,0181</i>	$1,41 \times 10^{-3}$ <i>0,0165</i>	$6,47 \times 10^{-4}$ <i>0,0214</i>	$3,59 \times 10^{-4}$ <i>0,0195</i>	$3,71 \times 10^{-4}$ <i>0,0184</i>	$4,02 \times 10^{-4}$ <i>0,0211</i>	$3,82 \times 10^{-4}$ <i>0,0235</i>	$3,24 \times 10^{-4}$ <i>0,0250</i>	$2,64 \times 10^{-4}$ <i>0,0243</i>		
Intestinos	$8,33 \times 10^{-7}$ <i>0,7071</i>	$8,30 \times 10^{-4}$ <i>0,0223</i>	$4,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$7,07 \times 10^{-3}$ <i>0,0074</i>	$3,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0091</i>	$2,14 \times 10^{-3}$ <i>0,0080</i>	$2,32 \times 10^{-3}$ <i>0,0075</i>	$2,54 \times 10^{-3}$ <i>0,0085</i>	$2,45 \times 10^{-3}$ <i>0,0095</i>	$2,09 \times 10^{-3}$ <i>0,0105</i>	$1,75 \times 10^{-3}$ <i>0,0111</i>		
Baço	zero	$1,50 \times 10^{-5}$ <i>0,1662</i>	$1,14 \times 10^{-4}$ <i>0,0600</i>	$1,83 \times 10^{-4}$ <i>0,0459</i>	$1,00 \times 10^{-4}$ <i>0,0547</i>	$5,59 \times 10^{-5}$ <i>0,0465</i>	$5,97 \times 10^{-5}$ <i>0,0459</i>	$6,28 \times 10^{-5}$ <i>0,0522</i>	$6,53 \times 10^{-5}$ <i>0,0526</i>	$5,67 \times 10^{-5}$ <i>0,0524</i>	$4,52 \times 10^{-5}$ <i>0,0466</i>		
Bexiga	zero	zero	$8,51 \times 10^{-7}$ <i>0,6925</i>	$1,26 \times 10^{-5}$ <i>0,1766</i>	$6,31 \times 10^{-6}$ <i>0,2113</i>	$4,27 \times 10^{-6}$ <i>0,1685</i>	$4,82 \times 10^{-6}$ <i>0,1583</i>	$4,98 \times 10^{-6}$ <i>0,1804</i>	$5,22 \times 10^{-6}$ <i>0,1838</i>	$6,30 \times 10^{-6}$ <i>0,1464</i>	$4,25 \times 10^{-6}$ <i>0,1408</i>		
Testículos	zero	zero	$2,48 \times 10^{-6}$ <i>0,4083</i>	$2,43 \times 10^{-5}$ <i>0,1266</i>	$2,89 \times 10^{-5}$ <i>0,1013</i>	$1,88 \times 10^{-5}$ <i>0,0769</i>	$3,14 \times 10^{-5}$ <i>0,0640</i>	$3,94 \times 10^{-5}$ <i>0,0651</i>	$3,77 \times 10^{-5}$ <i>0,0715</i>	$3,93 \times 10^{-5}$ <i>0,0716</i>	$3,26 \times 10^{-5}$ <i>0,0690</i>		
Esqueleto	$1,37 \times 10^{-1}$ <i>0,0016</i>	$2,18 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$2,02 \times 10^{-1}$ <i>0,0013</i>	$1,15 \times 10^{-1}$ <i>0,0018</i>	$3,67 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$9,95 \times 10^{-3}$ <i>0,0046</i>	$7,55 \times 10^{-3}$ <i>0,0043</i>	$7,74 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>	$7,15 \times 10^{-3}$ <i>0,0050</i>	$5,43 \times 10^{-3}$ <i>0,0051</i>	$3,40 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>		
Outros Tecidos	$3,22 \times 10^{-1}$ <i>0,0009</i>	$3,63 \times 10^{-1}$ <i>0,0009</i>	$3,23 \times 10^{-1}$ <i>0,0009</i>	$1,83 \times 10^{-1}$ <i>0,0013</i>	$7,00 \times 10^{-2}$ <i>0,0020</i>	$4,16 \times 10^{-2}$ <i>0,0018</i>	$4,58 \times 10^{-2}$ <i>0,0017</i>	$4,97 \times 10^{-2}$ <i>0,0019</i>	$4,63 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,73 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$2,55 \times 10^{-2}$ <i>0,0028</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.4: Frações absorvidas para fótons, fonte = fígado.*

Fonte = Fígado													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$1,04 \times 10^{-3}$ <i>0,0199</i>	$7,88 \times 10^{-3}$ <i>0,0072</i>	$1,28 \times 10^{-2}$ <i>0,0056</i>	$1,02 \times 10^{-2}$ <i>0,0061</i>	$4,36 \times 10^{-3}$ <i>0,0079</i>	$2,81 \times 10^{-3}$ <i>0,0064</i>	$3,15 \times 10^{-3}$ <i>0,0062</i>	$3,40 \times 10^{-3}$ <i>0,0067</i>	$3,04 \times 10^{-3}$ <i>0,0064</i>	$2,50 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$1,96 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>		
Coração	$3,61 \times 10^{-3}$ <i>0,0107</i>	$8,76 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$9,55 \times 10^{-3}$ <i>0,0065</i>	$5,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0085</i>	$1,90 \times 10^{-3}$ <i>0,0124</i>	$1,05 \times 10^{-3}$ <i>0,0111</i>	$1,11 \times 10^{-3}$ <i>0,0107</i>	$1,19 \times 10^{-3}$ <i>0,0124</i>	$1,13 \times 10^{-3}$ <i>0,0138</i>	$9,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0150</i>	$6,45 \times 10^{-4}$ <i>0,0159</i>		
Pulmões	$9,39 \times 10^{-3}$ <i>0,0066</i>	$1,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0061</i>	$8,75 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$4,09 \times 10^{-3}$ <i>0,0097</i>	$1,35 \times 10^{-3}$ <i>0,0144</i>	$7,72 \times 10^{-4}$ <i>0,0126</i>	$8,18 \times 10^{-4}$ <i>0,0122</i>	$8,94 \times 10^{-4}$ <i>0,0131</i>	$8,17 \times 10^{-4}$ <i>0,0126</i>	$6,58 \times 10^{-4}$ <i>0,0113</i>	$4,33 \times 10^{-4}$ <i>0,0106</i>		
Fígado	$8,57 \times 10^{-1}$ <i>0,0003</i>	$6,25 \times 10^{-1}$ <i>0,0005</i>	$3,92 \times 10^{-1}$ <i>0,0008</i>	$1,53 \times 10^{-1}$ <i>0,0015</i>	$4,72 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$2,73 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,01 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,20 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$2,81 \times 10^{-2}$ <i>0,0028</i>	$1,99 \times 10^{-2}$ <i>0,0034</i>	$1,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0043</i>		
Estômago	$8,90 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$1,63 \times 10^{-2}$ <i>0,0050</i>	$1,54 \times 10^{-2}$ <i>0,0051</i>	$8,25 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$2,91 \times 10^{-3}$ <i>0,0098</i>	$1,71 \times 10^{-3}$ <i>0,0085</i>	$1,87 \times 10^{-3}$ <i>0,0083</i>	$2,02 \times 10^{-3}$ <i>0,0096</i>	$1,87 \times 10^{-3}$ <i>0,0107</i>	$1,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0118</i>	$1,08 \times 10^{-3}$ <i>0,0126</i>		
Rins	$4,82 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$9,09 \times 10^{-3}$ <i>0,0067</i>	$9,51 \times 10^{-3}$ <i>0,0065</i>	$5,37 \times 10^{-3}$ <i>0,0084</i>	$1,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0121</i>	$1,10 \times 10^{-3}$ <i>0,0107</i>	$1,16 \times 10^{-3}$ <i>0,0104</i>	$1,24 \times 10^{-3}$ <i>0,0120</i>	$1,17 \times 10^{-3}$ <i>0,0133</i>	$9,73 \times 10^{-4}$ <i>0,0144</i>	$6,82 \times 10^{-4}$ <i>0,0148</i>		
Intestinos	$1,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0046</i>	$4,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$4,62 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>	$2,93 \times 10^{-2}$ <i>0,0036</i>	$1,12 \times 10^{-2}$ <i>0,0050</i>	$6,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0044</i>	$7,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0042</i>	$7,84 \times 10^{-3}$ <i>0,0049</i>	$7,37 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$6,18 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$4,61 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>		
Baço	$3,75 \times 10^{-6}$ <i>0,3333</i>	$2,19 \times 10^{-4}$ <i>0,0435</i>	$5,77 \times 10^{-4}$ <i>0,0266</i>	$5,18 \times 10^{-4}$ <i>0,0270</i>	$2,20 \times 10^{-4}$ <i>0,0357</i>	$1,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0301</i>	$1,38 \times 10^{-4}$ <i>0,0294</i>	$1,47 \times 10^{-4}$ <i>0,0339</i>	$1,39 \times 10^{-4}$ <i>0,0360</i>	$1,21 \times 10^{-4}$ <i>0,0346</i>	$9,36 \times 10^{-5}$ <i>0,0313</i>		
Bexiga	zero	$4,17 \times 10^{-7}$	$7,47 \times 10^{-6}$	$2,29 \times 10^{-5}$	$1,29 \times 10^{-5}$	$1,04 \times 10^{-5}$	$8,32 \times 10^{-6}$	$9,18 \times 10^{-6}$	$1,00 \times 10^{-5}$	$9,90 \times 10^{-6}$	$7,38 \times 10^{-6}$		
Testículos	zero	<i>1,0000</i>	<i>0,2345</i>	<i>0,1304</i>	<i>0,1485</i>	<i>0,1229</i>	<i>0,1193</i>	<i>0,1379</i>	<i>0,1342</i>	<i>0,1176</i>	<i>0,1118</i>		
	zero	zero	$5,90 \times 10^{-6}$	$6,07 \times 10^{-5}$	$5,46 \times 10^{-5}$	$4,59 \times 10^{-5}$	$4,90 \times 10^{-5}$	$6,37 \times 10^{-5}$	$6,72 \times 10^{-5}$	$6,26 \times 10^{-5}$	$5,20 \times 10^{-5}$		
Esqueleto	$1,53 \times 10^{-2}$ <i>0,0052</i>	$5,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$8,17 \times 10^{-2}$ <i>0,0022</i>	$6,06 \times 10^{-2}$ <i>0,0025</i>	$2,17 \times 10^{-2}$ <i>0,0040</i>	$6,09 \times 10^{-3}$ <i>0,0059</i>	$4,58 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$4,61 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$4,35 \times 10^{-3}$ <i>0,0063</i>	$3,62 \times 10^{-3}$ <i>0,0063</i>	$2,66 \times 10^{-3}$ <i>0,0062</i>		
Outros Tecidos	$7,83 \times 10^{-2}$ <i>0,0022</i>	$1,61 \times 10^{-1}$ <i>0,0015</i>	$1,89 \times 10^{-1}$ <i>0,0013</i>	$1,28 \times 10^{-1}$ <i>0,0016</i>	$5,24 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$3,29 \times 10^{-2}$ <i>0,0020</i>	$3,62 \times 10^{-2}$ <i>0,0019</i>	$3,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,74 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$3,12 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$2,34 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.5: Frações absorvidas para fótons, fonte = estômago.*

Fonte = Estômago													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$2,10 \times 10^{-3}$ <i>0,0141</i>	$1,33 \times 10^{-2}$ <i>0,0055</i>	$1,70 \times 10^{-2}$ <i>0,0049</i>	$1,12 \times 10^{-2}$ <i>0,0058</i>	$4,54 \times 10^{-3}$ <i>0,0078</i>	$2,87 \times 10^{-3}$ <i>0,0063</i>	$3,25 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$3,52 \times 10^{-3}$ <i>0,0066</i>	$3,12 \times 10^{-3}$ <i>0,0063</i>	$2,55 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$1,96 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>		
Coração	$4,17 \times 10^{-7}$ <i>1,0000</i>	$1,90 \times 10^{-4}$ <i>0,0467</i>	$8,64 \times 10^{-4}$ <i>0,0217</i>	$1,04 \times 10^{-3}$ <i>0,0192</i>	$4,65 \times 10^{-4}$ <i>0,0249</i>	$2,75 \times 10^{-4}$ <i>0,0217</i>	$2,88 \times 10^{-4}$ <i>0,0208</i>	$3,06 \times 10^{-4}$ <i>0,0242</i>	$2,83 \times 10^{-4}$ <i>0,0273</i>	$2,64 \times 10^{-4}$ <i>0,0286</i>	$2,08 \times 10^{-4}$ <i>0,0286</i>		
Pulmões	$1,79 \times 10^{-5}$ <i>0,1525</i>	$4,36 \times 10^{-4}$ <i>0,0308</i>	$9,09 \times 10^{-4}$ <i>0,0211</i>	$7,91 \times 10^{-4}$ <i>0,0219</i>	$3,34 \times 10^{-4}$ <i>0,0290</i>	$1,92 \times 10^{-4}$ <i>0,0248</i>	$2,05 \times 10^{-4}$ <i>0,0239</i>	$2,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0263</i>	$2,14 \times 10^{-4}$ <i>0,0248</i>	$1,84 \times 10^{-4}$ <i>0,0217</i>	$1,54 \times 10^{-4}$ <i>0,0185</i>		
Fígado	$3,97 \times 10^{-2}$ <i>0,0032</i>	$7,25 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$7,00 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$3,73 \times 10^{-2}$ <i>0,0032</i>	$1,31 \times 10^{-2}$ <i>0,0047</i>	$7,36 \times 10^{-3}$ <i>0,0042</i>	$7,92 \times 10^{-3}$ <i>0,0041</i>	$8,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>	$7,99 \times 10^{-3}$ <i>0,0052</i>	$6,59 \times 10^{-3}$ <i>0,0059</i>	$4,57 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>		
Estômago	$7,94 \times 10^{-1}$ <i>0,0003</i>	$4,85 \times 10^{-1}$ <i>0,0007</i>	$2,63 \times 10^{-1}$ <i>0,0011</i>	$9,00 \times 10^{-2}$ <i>0,0020</i>	$2,68 \times 10^{-2}$ <i>0,0032</i>	$1,63 \times 10^{-2}$ <i>0,0027</i>	$1,84 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$1,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$1,64 \times 10^{-2}$ <i>0,0036</i>	$1,03 \times 10^{-2}$ <i>0,0046</i>	$4,61 \times 10^{-3}$ <i>0,0058</i>		
Rins	$3,98 \times 10^{-3}$ <i>0,0102</i>	$1,36 \times 10^{-2}$ <i>0,0055</i>	$1,38 \times 10^{-2}$ <i>0,0054</i>	$7,17 \times 10^{-2}$ <i>0,0073</i>	$2,46 \times 10^{-3}$ <i>0,0107</i>	$1,41 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$1,53 \times 10^{-3}$ <i>0,0091</i>	$1,63 \times 10^{-3}$ <i>0,0106</i>	$1,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0116</i>	$1,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0123</i>	$8,85 \times 10^{-4}$ <i>0,0126</i>		
Intestinos	$2,35 \times 10^{-2}$ <i>0,0042</i>	$4,68 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>	$5,06 \times 10^{-2}$ <i>0,0028</i>	$3,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0035</i>	$1,16 \times 10^{-2}$ <i>0,0049</i>	$6,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0043</i>	$7,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0042</i>	$8,17 \times 10^{-3}$ <i>0,0048</i>	$7,66 \times 10^{-3}$ <i>0,0053</i>	$6,35 \times 10^{-3}$ <i>0,0060</i>	$4,75 \times 10^{-3}$ <i>0,0067</i>		
Baço	$8,39 \times 10^{-3}$ <i>0,0070</i>	$1,53 \times 10^{-2}$ <i>0,0052</i>	$1,24 \times 10^{-2}$ <i>0,0057</i>	$5,39 \times 10^{-3}$ <i>0,0084</i>	$1,70 \times 10^{-3}$ <i>0,0129</i>	$9,72 \times 10^{-4}$ <i>0,0112</i>	$1,08 \times 10^{-3}$ <i>0,0108</i>	$1,17 \times 10^{-3}$ <i>0,0123</i>	$1,08 \times 10^{-3}$ <i>0,0130</i>	$8,69 \times 10^{-4}$ <i>0,0128</i>	$5,15 \times 10^{-4}$ <i>0,0130</i>		
Bexiga	zero	$1,25 \times 10^{-6}$ <i>0,5774</i>	$1,68 \times 10^{-5}$ <i>0,1552</i>	$3,34 \times 10^{-5}$ <i>0,1065</i>	$1,58 \times 10^{-5}$ <i>0,1294</i>	$1,07 \times 10^{-5}$ <i>0,1144</i>	$1,15 \times 10^{-5}$ <i>0,1042</i>	$1,33 \times 10^{-5}$ <i>0,1079</i>	$1,30 \times 10^{-5}$ <i>0,1139</i>	$1,09 \times 10^{-5}$ <i>0,1089</i>	$9,69 \times 10^{-6}$ <i>0,0946</i>		
Testículos	zero	zero	$1,49 \times 10^{-5}$ <i>0,1658</i>	$9,30 \times 10^{-5}$ <i>0,0642</i>	$7,57 \times 10^{-5}$ <i>0,0613</i>	$5,60 \times 10^{-5}$ <i>0,0477</i>	$6,22 \times 10^{-5}$ <i>0,0443</i>	$7,60 \times 10^{-5}$ <i>0,0476</i>	$8,18 \times 10^{-5}$ <i>0,0486</i>	$7,47 \times 10^{-5}$ <i>0,0513</i>	$6,74 \times 10^{-5}$ <i>0,0483</i>		
Esqueleto	$3,78 \times 10^{-3}$ <i>0,0105</i>	$1,59 \times 10^{-2}$ <i>0,0051</i>	$2,92 \times 10^{-2}$ <i>0,0037</i>	$2,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0036</i>	$1,23 \times 10^{-2}$ <i>0,0054</i>	$3,56 \times 10^{-3}$ <i>0,0077</i>	$2,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0071</i>	$2,75 \times 10^{-3}$ <i>0,0078</i>	$2,60 \times 10^{-3}$ <i>0,0083</i>	$2,24 \times 10^{-3}$ <i>0,0082</i>	$1,76 \times 10^{-3}$ <i>0,0080</i>		
Outros Tecidos	$1,20 \times 10^{-1}$ <i>0,0017</i>	$2,27 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$2,22 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$1,30 \times 10^{-1}$ <i>0,0016</i>	$5,12 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$3,24 \times 10^{-2}$ <i>0,0020</i>	$3,61 \times 10^{-2}$ <i>0,0019</i>	$3,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,76 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$3,13 \times 10^{-2}$ <i>0,0026</i>	$2,26 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.6: Frações absorvidas para fótons, fonte = rins.*

Fonte = Rins													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	5,25×10 ⁻⁴ <i>0,0281</i>	8,51×10 ⁻³ <i>0,0069</i>	1,39×10 ⁻² <i>0,0054</i>	1,04×10 ⁻² <i>0,0060</i>	4,39×10 ⁻³ <i>0,0079</i>	2,83×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	3,14×10 ⁻³ <i>0,0062</i>	3,39×10 ⁻³ <i>0,0067</i>	3,03×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	2,49×10 ⁻³ <i>0,0055</i>	1,96×10 ⁻³ <i>0,0047</i>		
Coração	zero	5,12×10 ⁻⁵ <i>0,0900</i>	4,34×10 ⁻⁴ <i>0,0307</i>	6,73×10 ⁻⁴ <i>0,0238</i>	3,44×10 ⁻⁴ <i>0,0292</i>	1,97×10 ⁻⁴ <i>0,0259</i>	2,07×10 ⁻⁴ <i>0,0245</i>	2,22×10 ⁻⁴ <i>0,0284</i>	2,12×10 ⁻⁴ <i>0,0314</i>	1,79×10 ⁻⁴ <i>0,0337</i>	1,46×10 ⁻⁴ <i>0,0337</i>		
Pulmões	9,08×10 ⁻⁷ <i>0,6540</i>	1,83×10 ⁻⁴ <i>0,0474</i>	5,69×10 ⁻⁴ <i>0,0267</i>	6,10×10 ⁻⁴ <i>0,0249</i>	2,59×10 ⁻⁴ <i>0,0328</i>	1,51×10 ⁻⁴ <i>0,0283</i>	1,63×10 ⁻⁴ <i>0,0268</i>	1,78×10 ⁻⁴ <i>0,0294</i>	1,64×10 ⁻⁴ <i>0,0283</i>	1,53×10 ⁻⁴ <i>0,0246</i>	1,25×10 ⁻⁴ <i>0,0211</i>		
Fígado	2,72×10 ⁻² <i>0,0039</i>	5,12×10 ⁻² <i>0,0028</i>	5,33×10 ⁻² <i>0,0027</i>	3,02×10 ⁻² <i>0,0035</i>	1,10×10 ⁻² <i>0,0052</i>	6,15×10 ⁻³ <i>0,0046</i>	6,56×10 ⁻³ <i>0,0045</i>	7,02×10 ⁻³ <i>0,0052</i>	6,60×10 ⁻³ <i>0,0058</i>	5,47×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	3,89×10 ⁻³ <i>0,0072</i>		
Estômago	5,00×10 ⁻³ <i>0,0091</i>	1,71×10 ⁻² <i>0,0049</i>	1,72×10 ⁻² <i>0,0048</i>	9,02×10 ⁻³ <i>0,0065</i>	3,17×10 ⁻³ <i>0,0095</i>	1,85×10 ⁻³ <i>0,0083</i>	2,00×10 ⁻³ <i>0,0081</i>	2,15×10 ⁻³ <i>0,0093</i>	2,03×10 ⁻³ <i>0,0104</i>	1,71×10 ⁻³ <i>0,0113</i>	1,16×10 ⁻³ <i>0,0123</i>		
Rins	7,38×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	4,11×10 ⁻¹ <i>0,0008</i>	2,11×10 ⁻¹ <i>0,0012</i>	7,02×10 ⁻² <i>0,0023</i>	2,06×10 ⁻² <i>0,0037</i>	1,22×10 ⁻² <i>0,0032</i>	1,37×10 ⁻² <i>0,0031</i>	1,43×10 ⁻² <i>0,0036</i>	1,16×10 ⁻² <i>0,0043</i>	6,58×10 ⁻³ <i>0,0054</i>	2,73×10 ⁻³ <i>0,0067</i>		
Intestinos	3,67×10 ⁻² <i>0,0033</i>	1,08×10 ⁻¹ <i>0,0019</i>	1,13×10 ⁻¹ <i>0,0018</i>	6,17×10 ⁻² <i>0,0024</i>	2,19×10 ⁻² <i>0,0036</i>	1,28×10 ⁻² <i>0,0032</i>	1,39×10 ⁻² <i>0,0031</i>	1,49×10 ⁻² <i>0,0035</i>	1,39×10 ⁻² <i>0,0040</i>	1,17×10 ⁻² <i>0,0044</i>	8,35×10 ⁻³ <i>0,0050</i>		
Baço	3,86×10 ⁻³ <i>0,0104</i>	9,59×10 ⁻³ <i>0,0065</i>	7,96×10 ⁻³ <i>0,0071</i>	3,44×10 ⁻³ <i>0,0106</i>	1,10×10 ⁻³ <i>0,0160</i>	6,32×10 ⁻⁴ <i>0,0140</i>	6,96×10 ⁻⁴ <i>0,0134</i>	7,44×10 ⁻⁴ <i>0,0154</i>	6,95×10 ⁻⁴ <i>0,0162</i>	5,74×10 ⁻⁴ <i>0,0157</i>	3,44×10 ⁻⁴ <i>0,0155</i>		
Bexiga	zero	2,92×10 ⁻⁶ <i>0,3766</i>	3,29×10 ⁻⁵ <i>0,1104</i>	5,65×10 ⁻⁵ <i>0,0809</i>	2,74×10 ⁻⁵ <i>0,0986</i>	1,72×10 ⁻⁵ <i>0,0925</i>	1,78×10 ⁻⁵ <i>0,0803</i>	2,08×10 ⁻⁵ <i>0,0913</i>	1,90×10 ⁻⁵ <i>0,0970</i>	1,71×10 ⁻⁵ <i>0,0912</i>	1,42×10 ⁻⁵ <i>0,0804</i>		
Testículos	zero	1,23×10 ⁻⁶ <i>0,5775</i>	3,56×10 ⁻⁵ <i>0,1071</i>	1,54×10 ⁻⁴ <i>0,0498</i>	1,16×10 ⁻⁴ <i>0,0496</i>	7,87×10 ⁻⁵ <i>0,0398</i>	9,70×10 ⁻⁵ <i>0,0362</i>	1,17×10 ⁻⁴ <i>0,0387</i>	1,15×10 ⁻⁴ <i>0,0421</i>	1,07×10 ⁻⁴ <i>0,0428</i>	8,44×10 ⁻⁵ <i>0,0419</i>		
Esqueleto	7,89×10 ⁻⁴ <i>0,0230</i>	1,65×10 ⁻² <i>0,0050</i>	3,69×10 ⁻² <i>0,0033</i>	3,73×10 ⁻² <i>0,0032</i>	1,52×10 ⁻² <i>0,0048</i>	4,38×10 ⁻³ <i>0,0069</i>	3,30×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	3,34×10 ⁻³ <i>0,0072</i>	3,16×10 ⁻³ <i>0,0076</i>	2,69×10 ⁻³ <i>0,0077</i>	2,10×10 ⁻³ <i>0,0075</i>		
Outros Tecidos	1,87×10 ⁻¹ <i>0,0013</i>	3,13×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>	2,88×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>	1,63×10 ⁻¹ <i>0,0014</i>	6,31×10 ⁻² <i>0,0021</i>	3,93×10 ⁻² <i>0,0018</i>	4,36×10 ⁻² <i>0,0017</i>	4,75×10 ⁻² <i>0,0019</i>	4,47×10 ⁻² <i>0,0022</i>	3,70×10 ⁻² <i>0,0024</i>	2,63×10 ⁻² <i>0,0027</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.7: Frações absorvidas para fótons, fonte = intestinos.*

Fonte = Intestinos													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$2,04 \times 10^{-3}$	$1,16 \times 10^{-2}$	$1,56 \times 10^{-2}$	$1,11 \times 10^{-2}$	$4,44 \times 10^{-3}$	$2,88 \times 10^{-3}$	$3,21 \times 10^{-3}$	$3,50 \times 10^{-3}$	$3,13 \times 10^{-3}$	$2,55 \times 10^{-3}$	$1,96 \times 10^{-3}$		
	<i>0,0143</i>	<i>0,0059</i>	<i>0,0051</i>	<i>0,0058</i>	<i>0,0078</i>	<i>0,0064</i>	<i>0,0061</i>	<i>0,0066</i>	<i>0,0063</i>	<i>0,0055</i>	<i>0,0047</i>		
Coração	zero	$2,86 \times 10^{-5}$	$2,42 \times 10^{-4}$	$4,10 \times 10^{-4}$	$2,11 \times 10^{-4}$	$1,31 \times 10^{-4}$	$1,35 \times 10^{-4}$	$1,54 \times 10^{-4}$	$1,53 \times 10^{-4}$	$1,30 \times 10^{-4}$	$1,07 \times 10^{-4}$		
	<i>zero</i>	<i>0,1203</i>	<i>0,0411</i>	<i>0,0306</i>	<i>0,0366</i>	<i>0,0316</i>	<i>0,0301</i>	<i>0,0338</i>	<i>0,0369</i>	<i>0,0399</i>	<i>0,0387</i>		
Pulmões	zero	$4,68 \times 10^{-5}$	$2,40 \times 10^{-4}$	$3,10 \times 10^{-4}$	$1,48 \times 10^{-4}$	$8,83 \times 10^{-5}$	$9,48 \times 10^{-5}$	$1,06 \times 10^{-4}$	$1,00 \times 10^{-4}$	$8,63 \times 10^{-5}$	$7,69 \times 10^{-5}$		
	<i>zero</i>	<i>0,0938</i>	<i>0,0412</i>	<i>0,0350</i>	<i>0,0437</i>	<i>0,0369</i>	<i>0,0348</i>	<i>0,0381</i>	<i>0,0363</i>	<i>0,0324</i>	<i>0,0264</i>		
Fígado	$1,06 \times 10^{-2}$	$2,23 \times 10^{-2}$	$2,52 \times 10^{-2}$	$1,60 \times 10^{-2}$	$6,14 \times 10^{-3}$	$3,47 \times 10^{-3}$	$3,71 \times 10^{-3}$	$4,00 \times 10^{-3}$	$3,77 \times 10^{-3}$	$3,13 \times 10^{-3}$	$2,32 \times 10^{-3}$		
	<i>0,0062</i>	<i>0,0043</i>	<i>0,0040</i>	<i>0,0049</i>	<i>0,0069</i>	<i>0,0062</i>	<i>0,0060</i>	<i>0,0069</i>	<i>0,0076</i>	<i>0,0085</i>	<i>0,0094</i>		
Estômago	$2,86 \times 10^{-3}$	$5,72 \times 10^{-3}$	$6,07 \times 10^{-3}$	$3,70 \times 10^{-3}$	$1,40 \times 10^{-3}$	$8,28 \times 10^{-4}$	$9,06 \times 10^{-4}$	$9,60 \times 10^{-4}$	$9,28 \times 10^{-4}$	$7,89 \times 10^{-4}$	$5,68 \times 10^{-4}$		
	<i>0,0120</i>	<i>0,0085</i>	<i>0,0082</i>	<i>0,0102</i>	<i>0,0142</i>	<i>0,0123</i>	<i>0,0119</i>	<i>0,0138</i>	<i>0,0153</i>	<i>0,0167</i>	<i>0,0175</i>		
Rins	$3,53 \times 10^{-3}$	$1,04 \times 10^{-2}$	$1,09 \times 10^{-2}$	$5,97 \times 10^{-3}$	$2,15 \times 10^{-3}$	$1,19 \times 10^{-3}$	$1,28 \times 10^{-3}$	$1,36 \times 10^{-3}$	$1,27 \times 10^{-3}$	$1,09 \times 10^{-3}$	$7,68 \times 10^{-4}$		
	<i>0,0108</i>	<i>0,0063</i>	<i>0,0061</i>	<i>0,0080</i>	<i>0,0116</i>	<i>0,0102</i>	<i>0,0100</i>	<i>0,0116</i>	<i>0,0128</i>	<i>0,0135</i>	<i>0,0137</i>		
Intestinos	$8,43 \times 10^{-1}$	$6,02 \times 10^{-1}$	$3,79 \times 10^{-1}$	$1,51 \times 10^{-1}$	$4,84 \times 10^{-2}$	$2,90 \times 10^{-2}$	$3,21 \times 10^{-2}$	$3,42 \times 10^{-2}$	$3,02 \times 10^{-2}$	$2,17 \times 10^{-2}$	$1,26 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0003</i>	<i>0,0005</i>	<i>0,0008</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0024</i>	<i>0,0021</i>	<i>0,0020</i>	<i>0,0023</i>	<i>0,0027</i>	<i>0,0033</i>	<i>0,0041</i>		
Baço	$2,11 \times 10^{-4}$	$8,09 \times 10^{-4}$	$1,11 \times 10^{-3}$	$7,28 \times 10^{-4}$	$2,85 \times 10^{-4}$	$1,60 \times 10^{-4}$	$1,71 \times 10^{-4}$	$1,82 \times 10^{-4}$	$1,70 \times 10^{-4}$	$1,47 \times 10^{-4}$	$1,15 \times 10^{-4}$		
	<i>0,0443</i>	<i>0,0226</i>	<i>0,0192</i>	<i>0,0229</i>	<i>0,0316</i>	<i>0,0279</i>	<i>0,0268</i>	<i>0,0305</i>	<i>0,0325</i>	<i>0,0312</i>	<i>0,0281</i>		
Bexiga	$1,61 \times 10^{-4}$	$4,87 \times 10^{-4}$	$5,57 \times 10^{-4}$	$3,23 \times 10^{-4}$	$1,28 \times 10^{-4}$	$6,82 \times 10^{-5}$	$6,87 \times 10^{-5}$	$7,25 \times 10^{-5}$	$6,29 \times 10^{-5}$	$5,36 \times 10^{-5}$	$4,13 \times 10^{-5}$		
	<i>0,0509</i>	<i>0,0291</i>	<i>0,0270</i>	<i>0,0345</i>	<i>0,0486</i>	<i>0,0451</i>	<i>0,0434</i>	<i>0,0484</i>	<i>0,0533</i>	<i>0,0519</i>	<i>0,0447</i>		
Testículos	zero	$2,86 \times 10^{-5}$	$2,42 \times 10^{-4}$	$4,51 \times 10^{-4}$	$2,55 \times 10^{-4}$	$1,66 \times 10^{-4}$	$1,75 \times 10^{-4}$	$2,05 \times 10^{-4}$	$1,98 \times 10^{-4}$	$1,76 \times 10^{-4}$	$1,42 \times 10^{-4}$		
	<i>zero</i>	<i>0,1203</i>	<i>0,0411</i>	<i>0,0292</i>	<i>0,0336</i>	<i>0,0286</i>	<i>0,0267</i>	<i>0,0294</i>	<i>0,0320</i>	<i>0,0336</i>	<i>0,0334</i>		
Esqueleto	$6,58 \times 10^{-4}$	$1,31 \times 10^{-2}$	$3,26 \times 10^{-2}$	$3,53 \times 10^{-2}$	$1,45 \times 10^{-2}$	$4,26 \times 10^{-3}$	$3,13 \times 10^{-3}$	$3,15 \times 10^{-3}$	$2,99 \times 10^{-3}$	$2,53 \times 10^{-3}$	$2,01 \times 10^{-3}$		
	<i>0,0251</i>	<i>0,0056</i>	<i>0,0035</i>	<i>0,0033</i>	<i>0,0049</i>	<i>0,0071</i>	<i>0,0066</i>	<i>0,0074</i>	<i>0,0080</i>	<i>0,0081</i>	<i>0,0078</i>		
Outros Tecidos	$1,33 \times 10^{-1}$	$2,47 \times 10^{-1}$	$2,51 \times 10^{-1}$	$1,51 \times 10^{-1}$	$5,94 \times 10^{-2}$	$3,69 \times 10^{-2}$	$4,08 \times 10^{-2}$	$4,45 \times 10^{-2}$	$4,18 \times 10^{-2}$	$3,49 \times 10^{-2}$	$2,55 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0016</i>	<i>0,0011</i>	<i>0,0011</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0021</i>	<i>0,0019</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0020</i>	<i>0,0022</i>	<i>0,0025</i>	<i>0,0028</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.8: Frações absorvidas para fótons, fonte = baço.*

Fonte = Baço											
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	5,80×10 ⁻³ <i>0,0084</i>	2,14×10 ⁻² <i>0,0043</i>	2,19×10 ⁻² <i>0,0043</i>	1,23×10 ⁻² <i>0,0055</i>	4,74×10 ⁻³ <i>0,0076</i>	3,06×10 ⁻³ <i>0,0062</i>	3,48×10 ⁻³ <i>0,0059</i>	3,73×10 ⁻³ <i>0,0065</i>	3,35×10 ⁻³ <i>0,0061</i>	2,74×10 ⁻³ <i>0,0054</i>	1,98×10 ⁻³ <i>0,0049</i>
Coração	zero	1,37×10 ⁻⁵	2,10×10 ⁻⁴	4,33×10 ⁻⁴	2,22×10 ⁻⁴	1,33×10 ⁻⁴	1,58×10 ⁻⁴	1,77×10 ⁻⁴	1,70×10 ⁻⁴	1,41×10 ⁻⁴	1,15×10 ⁻⁴
Pulmões	<i>zero</i>	<i>0,1736</i>	<i>0,0441</i>	<i>0,0298</i>	<i>0,0360</i>	<i>0,0311</i>	<i>0,0285</i>	<i>0,0318</i>	<i>0,0354</i>	<i>0,0385</i>	<i>0,0380</i>
	zero	2,96×10 ⁻⁵	1,86×10 ⁻⁴	3,04×10 ⁻⁴	1,47×10 ⁻⁴	9,28×10 ⁻⁵	1,03×10 ⁻⁴	1,13×10 ⁻⁴	1,07×10 ⁻⁴	9,66×10 ⁻⁵	8,42×10 ⁻⁵
Fígado	<i>zero</i>	<i>0,1183</i>	<i>0,0468</i>	<i>0,0354</i>	<i>0,0433</i>	<i>0,0362</i>	<i>0,0335</i>	<i>0,0368</i>	<i>0,0349</i>	<i>0,0307</i>	<i>0,0257</i>
	9,21×10 ⁻⁵	4,47×10 ⁻³	1,18×10 ⁻²	1,09×10 ⁻²	4,51×10 ⁻³	2,57×10 ⁻³	2,76×10 ⁻³	2,98×10 ⁻³	2,83×10 ⁻³	2,45×10 ⁻³	1,96×10 ⁻³
Estômago	<i>0,0673</i>	<i>0,0096</i>	<i>0,0059</i>	<i>0,0059</i>	<i>0,0081</i>	<i>0,0072</i>	<i>0,0069</i>	<i>0,0079</i>	<i>0,0088</i>	<i>0,0097</i>	<i>0,0103</i>
	3,78×10 ⁻²	6,81×10 ⁻²	5,47×10 ⁻²	2,37×10 ⁻²	7,72×10 ⁻³	4,55×10 ⁻³	5,02×10 ⁻³	5,47×10 ⁻³	5,11×10 ⁻³	4,14×10 ⁻³	2,46×10 ⁻³
Rins	<i>0,0033</i>	<i>0,0024</i>	<i>0,0027</i>	<i>0,0040</i>	<i>0,0061</i>	<i>0,0052</i>	<i>0,0051</i>	<i>0,0059</i>	<i>0,0065</i>	<i>0,0073</i>	<i>0,0087</i>
	1,35×10 ⁻²	3,41×10 ⁻²	2,84×10 ⁻²	1,25×10 ⁻²	3,97×10 ⁻³	2,34×10 ⁻³	2,54×10 ⁻³	2,73×10 ⁻³	2,57×10 ⁻³	2,11×10 ⁻³	1,27×10 ⁻³
Intestinos	<i>0,0055</i>	<i>0,0034</i>	<i>0,0037</i>	<i>0,0055</i>	<i>0,0084</i>	<i>0,0073</i>	<i>0,0071</i>	<i>0,0082</i>	<i>0,0090</i>	<i>0,0097</i>	<i>0,0106</i>
	7,61×10 ⁻³	3,10×10 ⁻²	4,11×10 ⁻²	2,75×10 ⁻²	1,06×10 ⁻²	6,28×10 ⁻³	6,89×10 ⁻³	7,45×10 ⁻³	7,05×10 ⁻³	5,98×10 ⁻³	4,57×10 ⁻³
Baço	<i>0,0074</i>	<i>0,0036</i>	<i>0,0031</i>	<i>0,0037</i>	<i>0,0052</i>	<i>0,0045</i>	<i>0,0044</i>	<i>0,0050</i>	<i>0,0056</i>	<i>0,0061</i>	<i>0,0067</i>
	5,74×10 ⁻¹	2,74×10 ⁻¹	1,33×10 ⁻¹	4,23×10 ⁻²	1,20×10 ⁻²	7,18×10 ⁻³	8,12×10 ⁻³	8,27×10 ⁻³	6,15×10 ⁻³	3,14×10 ⁻³	1,27×10 ⁻³
Bexiga	<i>0,0006</i>	<i>0,0010</i>	<i>0,0016</i>	<i>0,0030</i>	<i>0,0048</i>	<i>0,0041</i>	<i>0,0040</i>	<i>0,0047</i>	<i>0,0055</i>	<i>0,0067</i>	<i>0,0084</i>
	zero	1,64×10 ⁻⁶	2,73×10 ⁻⁵	5,71×10 ⁻⁵	2,63×10 ⁻⁵	1,45×10 ⁻⁵	1,56×10 ⁻⁵	1,63×10 ⁻⁵	1,40×10 ⁻⁵	1,39×10 ⁻⁵	1,20×10 ⁻⁵
Testículos	<i>zero</i>	<i>0,5001</i>	<i>0,1216</i>	<i>0,0821</i>	<i>0,1041</i>	<i>0,0927</i>	<i>0,0844</i>	<i>0,0994</i>	<i>0,1085</i>	<i>0,0990</i>	<i>0,0797</i>
	zero	8,33×10 ⁻⁷	2,87×10 ⁻⁵	1,37×10 ⁻⁴	1,10×10 ⁻⁴	7,11×10 ⁻⁵	8,79×10 ⁻⁵	1,10×10 ⁻⁴	1,10×10 ⁻⁴	9,70×10 ⁻⁵	8,28×10 ⁻⁵
Esqueleto	<i>zero</i>	<i>0,7071</i>	<i>0,1190</i>	<i>0,0528</i>	<i>0,0512</i>	<i>0,0425</i>	<i>0,0377</i>	<i>0,0405</i>	<i>0,0433</i>	<i>0,0458</i>	<i>0,0438</i>
	1,87×10 ⁻⁵	3,10×10 ⁻³	1,33×10 ⁻²	1,95×10 ⁻²	8,99×10 ⁻³	2,71×10 ⁻³	2,04×10 ⁻³	2,14×10 ⁻³	2,05×10 ⁻³	1,77×10 ⁻³	1,44×10 ⁻³
Outros Tecidos	<i>0,1491</i>	<i>0,0115</i>	<i>0,0055</i>	<i>0,0045</i>	<i>0,0063</i>	<i>0,0089</i>	<i>0,0082</i>	<i>0,0090</i>	<i>0,0095</i>	<i>0,0095</i>	<i>0,0091</i>
	3,49×10 ⁻¹	4,00×10 ⁻¹	3,07×10 ⁻¹	1,53×10 ⁻¹	5,69×10 ⁻²	3,61×10 ⁻²	4,06×10 ⁻²	4,48×10 ⁻²	4,22×10 ⁻²	3,35×10 ⁻²	2,28×10 ⁻²
	<i>0,0009</i>	<i>0,0008</i>	<i>0,0010</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0022</i>	<i>0,0019</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0020</i>	<i>0,0022</i>	<i>0,0025</i>	<i>0,0030</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.9: Frações absorvidas para fótons, fonte = bexiga.*

Fonte = Bexiga													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$7,34 \times 10^{-3}$ <i>0,0075</i>	$2,09 \times 10^{-2}$ <i>0,0044</i>	$2,14 \times 10^{-2}$ <i>0,0043</i>	$1,29 \times 10^{-2}$ <i>0,0054</i>	$5,08 \times 10^{-3}$ <i>0,0073</i>	$3,24 \times 10^{-3}$ <i>0,0060</i>	$3,67 \times 10^{-3}$ <i>0,0057</i>	$3,92 \times 10^{-3}$ <i>0,0063</i>	$3,47 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$2,81 \times 10^{-3}$ <i>0,0054</i>	$2,04 \times 10^{-3}$ <i>0,0048</i>		
Coração	zero	zero	$1,36 \times 10^{-5}$	$6,01 \times 10^{-5}$	$5,30 \times 10^{-5}$	$3,73 \times 10^{-5}$	$3,99 \times 10^{-5}$	$5,13 \times 10^{-5}$	$5,45 \times 10^{-5}$	$5,14 \times 10^{-5}$	$4,31 \times 10^{-5}$		
Pulmões	<i>zero</i>	<i>zero</i>	<i>0,1733</i>	<i>0,0795</i>	<i>0,0733</i>	<i>0,0611</i>	<i>0,0540</i>	<i>0,0574</i>	<i>0,0623</i>	<i>0,0643</i>	<i>0,0640</i>		
	zero	zero	$6,37 \times 10^{-6}$	$4,69 \times 10^{-5}$	$3,54 \times 10^{-5}$	$2,19 \times 10^{-5}$	$2,50 \times 10^{-5}$	$3,07 \times 10^{-5}$	$2,96 \times 10^{-5}$	$3,04 \times 10^{-5}$	$2,65 \times 10^{-5}$		
Fígado	<i>zero</i>	<i>zero</i>	<i>0,2499</i>	<i>0,0903</i>	<i>0,0884</i>	<i>0,0702</i>	<i>0,0666</i>	<i>0,0688</i>	<i>0,0650</i>	<i>0,0551</i>	<i>0,0444</i>		
	zero	$2,21 \times 10^{-5}$	$5,33 \times 10^{-4}$	$1,53 \times 10^{-3}$	$9,43 \times 10^{-4}$	$6,01 \times 10^{-4}$	$6,61 \times 10^{-4}$	$7,59 \times 10^{-4}$	$7,41 \times 10^{-4}$	$6,45 \times 10^{-4}$	$5,25 \times 10^{-4}$		
Estômago	<i>zero</i>	<i>0,1371</i>	<i>0,0277</i>	<i>0,0159</i>	<i>0,0176</i>	<i>0,0151</i>	<i>0,0140</i>	<i>0,0155</i>	<i>0,0171</i>	<i>0,0188</i>	<i>0,0197</i>		
	zero	$1,58 \times 10^{-5}$	$2,61 \times 10^{-4}$	$5,80 \times 10^{-4}$	$3,21 \times 10^{-4}$	$2,04 \times 10^{-4}$	$2,27 \times 10^{-4}$	$2,54 \times 10^{-4}$	$2,51 \times 10^{-4}$	$2,13 \times 10^{-4}$	$1,72 \times 10^{-4}$		
Rins	<i>zero</i>	<i>0,1618</i>	<i>0,0395</i>	<i>0,0256</i>	<i>0,0297</i>	<i>0,0257</i>	<i>0,0236</i>	<i>0,0264</i>	<i>0,0289</i>	<i>0,0316</i>	<i>0,0322</i>		
	zero	$5,24 \times 10^{-5}$	$4,85 \times 10^{-4}$	$7,80 \times 10^{-4}$	$4,05 \times 10^{-4}$	$2,37 \times 10^{-4}$	$2,53 \times 10^{-4}$	$2,78 \times 10^{-4}$	$2,71 \times 10^{-4}$	$2,20 \times 10^{-4}$	$1,85 \times 10^{-4}$		
Intestinos	<i>zero</i>	<i>0,0890</i>	<i>0,0290</i>	<i>0,0220</i>	<i>0,0267</i>	<i>0,0229</i>	<i>0,0220</i>	<i>0,0253</i>	<i>0,0276</i>	<i>0,0295</i>	<i>0,0277</i>		
	$2,21 \times 10^{-2}$	$6,33 \times 10^{-2}$	$6,80 \times 10^{-2}$	$3,99 \times 10^{-2}$	$1,47 \times 10^{-2}$	$8,68 \times 10^{-3}$	$9,43 \times 10^{-3}$	$1,02 \times 10^{-2}$	$9,60 \times 10^{-3}$	$8,03 \times 10^{-3}$	$5,75 \times 10^{-3}$		
Baço	<i>0,0043</i>	<i>0,0025</i>	<i>0,0024</i>	<i>0,0030</i>	<i>0,0044</i>	<i>0,0038</i>	<i>0,0037</i>	<i>0,0043</i>	<i>0,0048</i>	<i>0,0053</i>	<i>0,0061</i>		
	zero	$1,16 \times 10^{-5}$	$1,02 \times 10^{-4}$	$1,55 \times 10^{-4}$	$9,31 \times 10^{-5}$	$5,21 \times 10^{-5}$	$5,76 \times 10^{-5}$	$6,84 \times 10^{-5}$	$6,06 \times 10^{-5}$	$5,74 \times 10^{-5}$	$4,80 \times 10^{-5}$		
Bexiga	<i>zero</i>	<i>0,1884</i>	<i>0,0630</i>	<i>0,0494</i>	<i>0,0562</i>	<i>0,0503</i>	<i>0,0463</i>	<i>0,0499</i>	<i>0,0532</i>	<i>0,0513</i>	<i>0,0455</i>		
	$5,84 \times 10^{-1}$	$2,64 \times 10^{-1}$	$1,22 \times 10^{-1}$	$3,74 \times 10^{-2}$	$1,05 \times 10^{-2}$	$6,08 \times 10^{-3}$	$6,89 \times 10^{-3}$	$6,93 \times 10^{-3}$	$4,88 \times 10^{-3}$	$2,06 \times 10^{-3}$	$7,22 \times 10^{-4}$		
Testículos	<i>0,0005</i>	<i>0,0011</i>	<i>0,0017</i>	<i>0,0032</i>	<i>0,0052</i>	<i>0,0044</i>	<i>0,0043</i>	<i>0,0051</i>	<i>0,0061</i>	<i>0,0077</i>	<i>0,0096</i>		
	$8,33 \times 10^{-7}$	$9,02 \times 10^{-4}$	$2,93 \times 10^{-3}$	$2,69 \times 10^{-3}$	$1,09 \times 10^{-3}$	$6,44 \times 10^{-4}$	$7,13 \times 10^{-4}$	$7,76 \times 10^{-4}$	$7,26 \times 10^{-4}$	$6,15 \times 10^{-4}$	$5,09 \times 10^{-4}$		
Esqueleto	<i>0,7071</i>	<i>0,0214</i>	<i>0,0118</i>	<i>0,0119</i>	<i>0,0161</i>	<i>0,0138</i>	<i>0,0133</i>	<i>0,0153</i>	<i>0,0170</i>	<i>0,0182</i>	<i>0,0178</i>		
	$1,10 \times 10^{-4}$	$1,52 \times 10^{-2}$	$4,57 \times 10^{-2}$	$4,74 \times 10^{-2}$	$1,84 \times 10^{-2}$	$5,25 \times 10^{-3}$	$3,89 \times 10^{-3}$	$3,92 \times 10^{-3}$	$3,68 \times 10^{-3}$	$3,13 \times 10^{-3}$	$2,50 \times 10^{-3}$		
Outros Tecidos	<i>0,0614</i>	<i>0,0052</i>	<i>0,0029</i>	<i>0,0028</i>	<i>0,0044</i>	<i>0,0064</i>	<i>0,0060</i>	<i>0,0067</i>	<i>0,0072</i>	<i>0,0074</i>	<i>0,0069</i>		
	$3,74 \times 10^{-1}$	$5,08 \times 10^{-1}$	$4,29 \times 10^{-1}$	$2,22 \times 10^{-1}$	$8,15 \times 10^{-2}$	$5,06 \times 10^{-2}$	$5,60 \times 10^{-2}$	$6,09 \times 10^{-2}$	$5,71 \times 10^{-2}$	$4,59 \times 10^{-2}$	$3,15 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0008</i>	<i>0,0006</i>	<i>0,0007</i>	<i>0,0012</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0016</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0017</i>	<i>0,0019</i>	<i>0,0022</i>	<i>0,0027</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.10: Frações absorvidas para fótons, fonte = testículos.*

Fonte = Testículos													
Alvo ↓	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$2,13 \times 10^{-2}$ <i>0,0044</i>	$3,64 \times 10^{-2}$ <i>0,0033</i>	$3,05 \times 10^{-2}$ <i>0,0036</i>	$1,52 \times 10^{-2}$ <i>0,0050</i>	$5,49 \times 10^{-3}$ <i>0,0070</i>	$3,50 \times 10^{-3}$ <i>0,0057</i>	$3,97 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$4,31 \times 10^{-3}$ <i>0,0060</i>	$3,83 \times 10^{-3}$ <i>0,0058</i>	$3,01 \times 10^{-3}$ <i>0,0052</i>	$2,04 \times 10^{-3}$ <i>0,0049</i>		
Coração	zero	zero	$4,21 \times 10^{-7}$	$1,73 \times 10^{-5}$ <i>0,1497</i>	$1,47 \times 10^{-5}$ <i>0,1370</i>	$1,39 \times 10^{-5}$ <i>0,0921</i>	$1,76 \times 10^{-5}$ <i>0,0862</i>	$1,91 \times 10^{-5}$ <i>0,0961</i>	$2,32 \times 10^{-5}$ <i>0,0942</i>	$2,40 \times 10^{-5}$ <i>0,0918</i>	$2,09 \times 10^{-5}$ <i>0,0931</i>		
Pulmões	zero	zero	$5,08 \times 10^{-17}$	$1,06 \times 10^{-5}$ <i>0,1905</i>	$1,01 \times 10^{-5}$ <i>0,1711</i>	$8,67 \times 10^{-6}$ <i>0,1157</i>	$9,13 \times 10^{-6}$ <i>0,1098</i>	$1,26 \times 10^{-5}$ <i>0,1111</i>	$1,50 \times 10^{-5}$ <i>0,0956</i>	$1,31 \times 10^{-5}$ <i>0,0803</i>	$1,30 \times 10^{-5}$ <i>0,0635</i>		
Fígado	zero	zero	$3,57 \times 10^{-5}$ <i>0,1069</i>	$2,59 \times 10^{-4}$ <i>0,0387</i>	$2,34 \times 10^{-4}$ <i>0,0353</i>	$1,76 \times 10^{-4}$ <i>0,0280</i>	$2,11 \times 10^{-4}$ <i>0,0244</i>	$2,73 \times 10^{-4}$ <i>0,0257</i>	$2,81 \times 10^{-4}$ <i>0,0276</i>	$2,70 \times 10^{-4}$ <i>0,0291</i>	$2,31 \times 10^{-4}$ <i>0,0300</i>		
Estômago	zero	$4,17 \times 10^{-7}$ <i>1,0000</i>	$1,42 \times 10^{-5}$ <i>0,1691</i>	$8,60 \times 10^{-5}$ <i>0,0666</i>	$7,90 \times 10^{-5}$ <i>0,0604</i>	$5,44 \times 10^{-5}$ <i>0,0483</i>	$7,12 \times 10^{-5}$ <i>0,0418</i>	$8,80 \times 10^{-5}$ <i>0,0450</i>	$8,71 \times 10^{-5}$ <i>0,0489</i>	$8,22 \times 10^{-5}$ <i>0,0511</i>	$6,34 \times 10^{-5}$ <i>0,0523</i>		
Rins	zero	$4,17 \times 10^{-7}$ <i>1,0000</i>	$3,10 \times 10^{-5}$ <i>0,1147</i>	$1,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0557</i>	$9,68 \times 10^{-5}$ <i>0,0542</i>	$6,10 \times 10^{-5}$ <i>0,0423</i>	$7,35 \times 10^{-5}$ <i>0,0398</i>	$9,00 \times 10^{-5}$ <i>0,0438</i>	$9,33 \times 10^{-5}$ <i>0,0465</i>	$8,39 \times 10^{-5}$ <i>0,0489</i>	$7,03 \times 10^{-5}$ <i>0,0459</i>		
Intestinos	zero	$2,40 \times 10^{-4}$ <i>0,0416</i>	$1,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0145</i>	$3,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0102</i>	$2,01 \times 10^{-3}$ <i>0,0120</i>	$1,33 \times 10^{-3}$ <i>0,0101</i>	$1,49 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$1,73 \times 10^{-3}$ <i>0,0103</i>	$1,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0114</i>	$1,46 \times 10^{-3}$ <i>0,0125</i>	$1,19 \times 10^{-3}$ <i>0,0133</i>		
Baço	zero	zero	$1,05 \times 10^{-5}$ <i>0,1968</i>	$2,57 \times 10^{-5}$ <i>0,1225</i>	$1,80 \times 10^{-5}$ <i>0,1219</i>	$1,73 \times 10^{-5}$ <i>0,0877</i>	$1,52 \times 10^{-5}$ <i>0,0857</i>	$2,13 \times 10^{-5}$ <i>0,0866</i>	$2,23 \times 10^{-5}$ <i>0,0869</i>	$2,05 \times 10^{-5}$ <i>0,0861</i>	$1,95 \times 10^{-5}$ <i>0,0696</i>		
Bexiga	zero	$6,46 \times 10^{-5}$ <i>0,0800</i>	$1,90 \times 10^{-4}$ <i>0,0463</i>	$1,85 \times 10^{-4}$ <i>0,0455</i>	$7,47 \times 10^{-5}$ <i>0,0625</i>	$3,92 \times 10^{-5}$ <i>0,0590</i>	$3,96 \times 10^{-5}$ <i>0,0561</i>	$4,32 \times 10^{-5}$ <i>0,0611</i>	$4,28 \times 10^{-5}$ <i>0,0660</i>	$3,64 \times 10^{-5}$ <i>0,0651</i>	$2,90 \times 10^{-5}$ <i>0,0554</i>		
Testículos	$7,55 \times 10^{-1}$ <i>0,0004</i>	$4,45 \times 10^{-1}$ <i>0,0007</i>	$2,39 \times 10^{-1}$ <i>0,0011</i>	$8,16 \times 10^{-1}$ <i>0,0021</i>	$2,41 \times 10^{-2}$ <i>0,0034</i>	$1,44 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>	$1,63 \times 10^{-2}$ <i>0,0028</i>	$1,72 \times 10^{-2}$ <i>0,0033</i>	$1,43 \times 10^{-2}$ <i>0,0038</i>	$8,75 \times 10^{-3}$ <i>0,0047</i>	$4,03 \times 10^{-3}$ <i>0,0060</i>		
Esqueleto	$1,48 \times 10^{-3}$ <i>0,0168</i>	$2,19 \times 10^{-2}$ <i>0,0043</i>	$4,46 \times 10^{-2}$ <i>0,0030</i>	$3,92 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$1,44 \times 10^{-2}$ <i>0,0050</i>	$4,17 \times 10^{-3}$ <i>0,0071</i>	$3,19 \times 10^{-3}$ <i>0,0066</i>	$3,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0073</i>	$3,11 \times 10^{-3}$ <i>0,0078</i>	$2,60 \times 10^{-3}$ <i>0,0080</i>	$1,99 \times 10^{-3}$ <i>0,0076</i>		
Outros Tecidos	$1,91 \times 10^{-1}$ <i>0,0013</i>	$2,96 \times 10^{-1}$ <i>0,0010</i>	$2,67 \times 10^{-1}$ <i>0,0011</i>	$1,41 \times 10^{-1}$ <i>0,0015</i>	$5,23 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$3,30 \times 10^{-2}$ <i>0,0020</i>	$3,71 \times 10^{-2}$ <i>0,0019</i>	$4,08 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,85 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$3,15 \times 10^{-2}$ <i>0,0027</i>	$2,21 \times 10^{-2}$ <i>0,0032</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela B.11: Frações absorvidas para fótons, fonte = esqueleto.*

Alvo ↓	Fonte = Esqueleto												
	0,010 MeV	0,015 MeV	0,020 MeV	0,030 MeV	0,050 MeV	0,100 MeV	0,200 MeV	0,500 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$5,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0083</i>	$1,37 \times 10^{-2}$ <i>0,0055</i>	$1,58 \times 10^{-2}$ <i>0,0050</i>	$1,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0059</i>	$4,60 \times 10^{-3}$ <i>0,0077</i>	$3,08 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$3,50 \times 10^{-3}$ <i>0,0059</i>	$3,78 \times 10^{-3}$ <i>0,0064</i>	$3,37 \times 10^{-3}$ <i>0,0061</i>	$2,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0054</i>	$1,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0049</i>		
Coração	$5,07 \times 10^{-4}$ <i>0,0287</i>	$2,18 \times 10^{-3}$ <i>0,0138</i>	$2,70 \times 10^{-3}$ <i>0,0123</i>	$1,74 \times 10^{-3}$ <i>0,0149</i>	$6,75 \times 10^{-4}$ <i>0,0207</i>	$3,80 \times 10^{-4}$ <i>0,0182</i>	$4,10 \times 10^{-4}$ <i>0,0177</i>	$4,49 \times 10^{-4}$ <i>0,0202</i>	$4,28 \times 10^{-4}$ <i>0,0225</i>	$3,61 \times 10^{-4}$ <i>0,0243</i>	$2,75 \times 10^{-4}$ <i>0,0248</i>		
Pulmões	$1,86 \times 10^{-3}$ <i>0,0149</i>	$2,73 \times 10^{-3}$ <i>0,0123</i>	$2,32 \times 10^{-3}$ <i>0,0132</i>	$1,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0173</i>	$4,84 \times 10^{-4}$ <i>0,0243</i>	$2,73 \times 10^{-4}$ <i>0,0208</i>	$2,99 \times 10^{-4}$ <i>0,0201</i>	$3,13 \times 10^{-4}$ <i>0,0222</i>	$3,17 \times 10^{-4}$ <i>0,0208</i>	$2,48 \times 10^{-4}$ <i>0,0191</i>	$1,66 \times 10^{-4}$ <i>0,0180</i>		
Fígado	$2,44 \times 10^{-3}$ <i>0,0131</i>	$8,76 \times 10^{-3}$ <i>0,0069</i>	$1,15 \times 10^{-2}$ <i>0,0059</i>	$8,44 \times 10^{-3}$ <i>0,0068</i>	$3,47 \times 10^{-3}$ <i>0,0092</i>	$2,06 \times 10^{-3}$ <i>0,0081</i>	$2,23 \times 10^{-3}$ <i>0,0077</i>	$2,41 \times 10^{-3}$ <i>0,0089</i>	$2,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0099</i>	$1,91 \times 10^{-3}$ <i>0,0111</i>	$1,40 \times 10^{-3}$ <i>0,0124</i>		
Estômago	$1,42 \times 10^{-4}$ <i>0,0542</i>	$5,40 \times 10^{-4}$ <i>0,0277</i>	$9,05 \times 10^{-4}$ <i>0,0213</i>	$8,93 \times 10^{-4}$ <i>0,0207</i>	$4,37 \times 10^{-4}$ <i>0,0255</i>	$2,80 \times 10^{-4}$ <i>0,0210</i>	$3,09 \times 10^{-4}$ <i>0,0202</i>	$3,31 \times 10^{-4}$ <i>0,0234</i>	$3,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0256</i>	$2,81 \times 10^{-4}$ <i>0,0277</i>	$2,15 \times 10^{-4}$ <i>0,0287</i>		
Rins	$2,58 \times 10^{-5}$ <i>0,1270</i>	$4,03 \times 10^{-4}$ <i>0,0321</i>	$9,30 \times 10^{-4}$ <i>0,0210</i>	$9,26 \times 10^{-4}$ <i>0,0204</i>	$4,34 \times 10^{-4}$ <i>0,0257</i>	$2,65 \times 10^{-4}$ <i>0,0219</i>	$2,87 \times 10^{-4}$ <i>0,0207</i>	$3,02 \times 10^{-4}$ <i>0,0243</i>	$2,86 \times 10^{-4}$ <i>0,0270</i>	$2,42 \times 10^{-4}$ <i>0,0285</i>	$1,96 \times 10^{-4}$ <i>0,0274</i>		
Intestinos	$1,95 \times 10^{-4}$ <i>0,0462</i>	$3,67 \times 10^{-3}$ <i>0,0106</i>	$8,46 \times 10^{-3}$ <i>0,0069</i>	$8,85 \times 10^{-3}$ <i>0,0066</i>	$4,28 \times 10^{-3}$ <i>0,0082</i>	$2,68 \times 10^{-3}$ <i>0,0070</i>	$2,94 \times 10^{-3}$ <i>0,0067</i>	$3,16 \times 10^{-3}$ <i>0,0077</i>	$3,05 \times 10^{-3}$ <i>0,0085</i>	$2,67 \times 10^{-3}$ <i>0,0093</i>	$2,11 \times 10^{-3}$ <i>0,0099</i>		
Baço	$4,17 \times 10^{-7}$ <i>1,0000</i>	$2,29 \times 10^{-5}$ <i>0,1345</i>	$9,43 \times 10^{-5}$ <i>0,0657</i>	$1,28 \times 10^{-4}$ <i>0,0546</i>	$6,49 \times 10^{-4}$ <i>0,0648</i>	$3,99 \times 10^{-5}$ <i>0,0535</i>	$4,36 \times 10^{-5}$ <i>0,0522</i>	$5,10 \times 10^{-5}$ <i>0,0570</i>	$5,03 \times 10^{-5}$ <i>0,0600</i>	$4,28 \times 10^{-5}$ <i>0,0593</i>	$3,43 \times 10^{-5}$ <i>0,0521</i>		
Bexiga	zero	$3,57 \times 10^{-5}$ <i>0,1077</i>	$9,91 \times 10^{-5}$ <i>0,0642</i>	$8,97 \times 10^{-5}$ <i>0,0654</i>	$4,09 \times 10^{-5}$ <i>0,0835</i>	$2,22 \times 10^{-5}$ <i>0,0722</i>	$2,54 \times 10^{-5}$ <i>0,0721</i>	$2,77 \times 10^{-5}$ <i>0,0783</i>	$2,43 \times 10^{-5}$ <i>0,0862</i>	$1,97 \times 10^{-5}$ <i>0,0862</i>	$1,68 \times 10^{-5}$ <i>0,0713</i>		
Testículos	$4,62 \times 10^{-5}$ <i>0,0949</i>	$7,23 \times 10^{-4}$ <i>0,0239</i>	$1,46 \times 10^{-3}$ <i>0,0168</i>	$1,21 \times 10^{-3}$ <i>0,0179</i>	$5,22 \times 10^{-4}$ <i>0,0235</i>	$3,35 \times 10^{-4}$ <i>0,0198</i>	$3,64 \times 10^{-4}$ <i>0,0187</i>	$3,93 \times 10^{-4}$ <i>0,0215</i>	$3,85 \times 10^{-4}$ <i>0,0234</i>	$3,39 \times 10^{-4}$ <i>0,0246</i>	$2,49 \times 10^{-4}$ <i>0,0248</i>		
Esqueleto	$8,44 \times 10^{-1}$ <i>0,0003</i>	$6,51 \times 10^{-1}$ <i>0,0005</i>	$4,63 \times 10^{-1}$ <i>0,0007</i>	$2,19 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$6,40 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$1,81 \times 10^{-2}$ <i>0,0034</i>	$1,46 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$1,47 \times 10^{-2}$ <i>0,0035</i>	$1,21 \times 10^{-2}$ <i>0,0040</i>	$7,83 \times 10^{-3}$ <i>0,0045</i>	$4,33 \times 10^{-3}$ <i>0,0052</i>		
Outros Tecidos	$1,35 \times 10^{-1}$ <i>0,0016</i>	$2,27 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$2,35 \times 10^{-1}$ <i>0,0012</i>	$1,49 \times 10^{-1}$ <i>0,0015</i>	$6,10 \times 10^{-2}$ <i>0,0021</i>	$3,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0018</i>	$4,42 \times 10^{-2}$ <i>0,0017</i>	$4,85 \times 10^{-2}$ <i>0,0019</i>	$4,56 \times 10^{-2}$ <i>0,0022</i>	$3,67 \times 10^{-2}$ <i>0,0025</i>	$2,49 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Apêndice C

Tabelas de Frações Absorvidas para Elétrons Emitidos de Diferentes Órgãos ou Tecidos

Tabela C.1: Frações absorvidas para elétrons, fonte = contorno.*

Fonte = Contorno							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	9,32×10 ⁻¹	8,02×10 ⁻¹	5,23×10 ⁻¹	3,14×10 ⁻¹	2,27×10 ⁻¹	1,27×10 ⁻¹	7,40×10 ⁻²
Coração	0,0001	0,0003	0,0004	0,0006	0,0006	0,0007	0,0008
	1,50×10 ⁻⁷	4,86×10 ⁻⁷	4,46×10 ⁻⁷	8,58×10 ⁻⁷	7,93×10 ⁻⁷	1,94×10 ⁻⁴	1,42×10 ⁻³
Pulmões	0,6635	0,3290	0,2610	0,1779	0,1683	0,0251	0,0111
	4,48×10 ⁻⁷	1,13×10 ⁻⁸	2,04×10 ⁻⁷	5,12×10 ⁻⁷	4,23×10 ⁻⁷	1,44×10 ⁻⁴	8,58×10 ⁻⁴
Fígado	0,5167	0,5541	0,3675	0,2614	0,1837	0,0234	0,0080
	1,28×10 ⁻⁶	2,90×10 ⁻⁶	3,87×10 ⁻⁶	5,68×10 ⁻⁶	1,25×10 ⁻⁴	2,47×10 ⁻³	8,21×10 ⁻³
Estômago	0,2898	0,1349	0,0903	0,0703	0,0309	0,0087	0,0050
	5,61×10 ⁻⁷	7,55×10 ⁻⁷	8,95×10 ⁻⁷	1,84×10 ⁻⁶	3,81×10 ⁻⁵	1,07×10 ⁻³	2,96×10 ⁻³
Rins	0,3838	0,2729	0,1757	0,1274	0,0561	0,0132	0,0082
	5,89×10 ⁻⁷	9,12×10 ⁻⁷	7,31×10 ⁻⁷	9,83×10 ⁻⁷	1,16×10 ⁻⁶	1,61×10 ⁻⁴	1,56×10 ⁻³
Intestinos	0,4811	0,2256	0,1941	0,2045	0,1422	0,0288	0,0096
	2,82×10 ⁻⁶	5,42×10 ⁻⁶	1,08×10 ⁻⁵	4,01×10 ⁻⁵	5,16×10 ⁻⁴	8,24×10 ⁻³	1,93×10 ⁻²
Baço	0,1823	0,0997	0,0840	0,0533	0,0165	0,0049	0,0034
	3,47×10 ⁻⁷	1,99×10 ⁻⁷	4,59×10 ⁻⁷	2,08×10 ⁻⁶	3,22×10 ⁻⁵	6,52×10 ⁻⁴	7,97×10 ⁻⁴
Bexiga	0,4707	0,4725	0,2875	0,2162	0,0628	0,0149	0,0115
	2,25×10 ⁻¹⁸	6,97×10 ⁻⁸	8,85×10 ⁻⁸	5,51×10 ⁻⁶	3,75×10 ⁻⁵	1,93×10 ⁻⁴	1,91×10 ⁻⁴
Testículos	0,5806	0,6051	0,3932	0,1510	0,0673	0,0294	0,0220
	7,59×10 ⁻⁶	2,66×10 ⁻⁵	2,01×10 ⁻⁴	1,52×10 ⁻³	3,16×10 ⁻³	5,63×10 ⁻³	4,94×10 ⁻³
Esqueleto	0,1854	0,0961	0,0318	0,0119	0,0087	0,0068	0,0063
	3,20×10 ⁻⁴	1,05×10 ⁻³	3,51×10 ⁻³	1,05×10 ⁻²	1,74×10 ⁻²	2,89×10 ⁻²	2,98×10 ⁻²
Outros Tecidos	0,0300	0,0163	0,0084	0,0046	0,0035	0,0025	0,0019
	3,69×10 ⁻²	1,06×10 ⁻¹	2,41×10 ⁻¹	3,25×10 ⁻¹	3,47×10 ⁻¹	3,37×10 ⁻¹	2,89×10 ⁻¹
	0,0028	0,0016	0,0009	0,0007	0,0007	0,0007	0,0008

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.2: Frações absorvidas para elétrons, fonte = coração.*

Fonte = Coração							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	2,64×10 ⁻⁶ <i>0,1968</i>	4,90×10 ⁻⁶ <i>0,1167</i>	8,50×10 ⁻⁶ <i>0,0621</i>	1,18×10 ⁻⁵ <i>0,0458</i>	1,46×10 ⁻⁵ <i>0,0405</i>	2,56×10 ⁻³ <i>0,0050</i>	1,75×10 ⁻² <i>0,0013</i>
Coração	9,87×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,64×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,12×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	8,35×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	7,57×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	5,22×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	2,56×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>
Pulmões	3,66×10 ⁻³ <i>0,0090</i>	9,79×10 ⁻³ <i>0,0053</i>	2,05×10 ⁻² <i>0,0034</i>	3,17×10 ⁻² <i>0,0024</i>	3,97×10 ⁻² <i>0,0019</i>	5,01×10 ⁻² <i>0,0012</i>	3,52×10 ⁻² <i>0,0009</i>
Fígado	9,33×10 ⁻⁴ <i>0,0179</i>	2,80×10 ⁻³ <i>0,0103</i>	8,21×10 ⁻³ <i>0,0058</i>	1,82×10 ⁻² <i>0,0038</i>	2,85×10 ⁻² <i>0,0030</i>	6,00×10 ⁻² <i>0,0020</i>	8,75×10 ⁻² <i>0,0016</i>
Estômago	1,60×10 ⁻⁷ <i>0,8119</i>	3,78×10 ⁻⁷ <i>0,3581</i>	1,31×10 ⁻⁶ <i>0,1541</i>	1,52×10 ⁻⁶ <i>0,1389</i>	2,12×10 ⁻⁶ <i>0,1185</i>	4,36×10 ⁻⁶ <i>0,0963</i>	1,82×10 ⁻⁴ <i>0,0223</i>
Rins	2,91×10 ⁻⁷ <i>0,6125</i>	3,19×10 ⁻⁷ <i>0,4155</i>	4,96×10 ⁻⁷ <i>0,2277</i>	1,01×10 ⁻⁶ <i>0,2160</i>	1,25×10 ⁻⁶ <i>0,1330</i>	2,22×10 ⁻⁶ <i>0,1131</i>	5,34×10 ⁻⁶ <i>0,0837</i>
Intestinos	1,99×10 ⁻⁶ <i>0,2383</i>	2,47×10 ⁻⁶ <i>0,1610</i>	4,11×10 ⁻⁶ <i>0,0891</i>	6,59×10 ⁻⁶ <i>0,0812</i>	7,46×10 ⁻⁶ <i>0,0651</i>	1,53×10 ⁻⁵ <i>0,0494</i>	3,23×10 ⁻⁵ <i>0,0347</i>
Baço	1,93×10 ⁻⁷ <i>0,9544</i>	3,49×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	1,98×10 ⁻⁷ <i>0,5065</i>	1,34×10 ⁻⁷ <i>0,3983</i>	1,50×10 ⁻⁷ <i>0,3355</i>	3,02×10 ⁻⁷ <i>0,2709</i>	8,57×10 ⁻⁷ <i>0,1750</i>
Bexiga	zero	1,44×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	8,14×10 ⁻¹⁹ <i>0,4610</i>	6,26×10 ⁻⁹ <i>0,7286</i>	2,83×10 ⁻¹⁸ <i>0,3827</i>	1,04×10 ⁻¹⁷ <i>0,2513</i>	1,45×10 ⁻⁷ <i>0,5106</i>
Testículos	zero	2,01×10 ⁻¹⁸ <i>0,9458</i>	7,63×10 ⁻⁸ <i>0,7306</i>	1,09×10 ⁻⁷ <i>0,4598</i>	4,04×10 ⁻⁸ <i>0,2924</i>	2,80×10 ⁻⁷ <i>0,4997</i>	6,30×10 ⁻⁷ <i>0,2763</i>
Esqueleto	1,58×10 ⁻⁴ <i>0,0408</i>	4,29×10 ⁻⁴ <i>0,0248</i>	1,29×10 ⁻³ <i>0,0138</i>	5,63×10 ⁻³ <i>0,0060</i>	1,35×10 ⁻² <i>0,0036</i>	4,47×10 ⁻² <i>0,0015</i>	6,18×10 ⁻² <i>0,0010</i>
Outros Tecidos	7,62×10 ⁻³ <i>0,0063</i>	2,25×10 ⁻² <i>0,0036</i>	5,66×10 ⁻² <i>0,0021</i>	1,08×10 ⁻¹ <i>0,0014</i>	1,58×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	3,12×10 ⁻¹ <i>0,0006</i>	4,30×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.3: Frações absorvidas para elétrons, fonte = pulmões.*

Fonte = Pulmões									
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$2,79 \times 10^{-6}$ <i>0,1891</i>	$6,32 \times 10^{-6}$ <i>0,1001</i>	$8,35 \times 10^{-6}$ <i>0,0626</i>	$1,18 \times 10^{-5}$ <i>0,0471</i>	$1,61 \times 10^{-5}$ <i>0,0433</i>	$3,43 \times 10^{-5}$ <i>0,0044</i>	$1,85 \times 10^{-2}$ <i>0,0013</i>		
Coração	$6,63 \times 10^{-3}$	$1,74 \times 10^{-2}$	$3,61 \times 10^{-2}$	$5,54 \times 10^{-2}$	$6,87 \times 10^{-2}$	$8,38 \times 10^{-2}$	$5,71 \times 10^{-2}$		
Pulmões	<i>0,0068</i>	<i>0,0041</i>	<i>0,0028</i>	<i>0,0022</i>	<i>0,0020</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0018</i>		
	$9,24 \times 10^{-1}$	$7,96 \times 10^{-1}$	$5,62 \times 10^{-1}$	$3,51 \times 10^{-1}$	$2,51 \times 10^{-1}$	$1,28 \times 10^{-1}$	$6,54 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0002</i>	<i>0,0003</i>	<i>0,0004</i>	<i>0,0005</i>	<i>0,0006</i>	<i>0,0006</i>	<i>0,0006</i>		
Fígado	$1,40 \times 10^{-2}$	$3,82 \times 10^{-2}$	$8,12 \times 10^{-2}$	$1,17 \times 10^{-1}$	$1,33 \times 10^{-1}$	$1,50 \times 10^{-1}$	$1,41 \times 10^{-1}$		
	<i>0,0046</i>	<i>0,0028</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0014</i>	<i>0,0013</i>	<i>0,0013</i>		
Estômago	$1,74 \times 10^{-7}$	$9,06 \times 10^{-7}$	$1,72 \times 10^{-6}$	$2,53 \times 10^{-6}$	$3,15 \times 10^{-6}$	$2,27 \times 10^{-4}$	$1,99 \times 10^{-3}$		
	<i>0,6716</i>	<i>0,2405</i>	<i>0,1804</i>	<i>0,1038</i>	<i>0,1048</i>	<i>0,0236</i>	<i>0,0089</i>		
Rins	$1,01 \times 10^{-6}$	$5,64 \times 10^{-7}$	$7,72 \times 10^{-7}$	$1,72 \times 10^{-6}$	$2,57 \times 10^{-6}$	$3,67 \times 10^{-6}$	$6,11 \times 10^{-4}$		
	<i>0,3892</i>	<i>0,3156</i>	<i>0,1865</i>	<i>0,1441</i>	<i>0,1657</i>	<i>0,0839</i>	<i>0,0138</i>		
Intestinos	$1,11 \times 10^{-6}$	$2,62 \times 10^{-6}$	$5,40 \times 10^{-6}$	$7,65 \times 10^{-6}$	$8,96 \times 10^{-6}$	$1,94 \times 10^{-5}$	$3,81 \times 10^{-4}$		
	<i>0,2786</i>	<i>0,1495</i>	<i>0,0857</i>	<i>0,0683</i>	<i>0,0552</i>	<i>0,0411</i>	<i>0,0136</i>		
Baço	$4,76 \times 10^{-8}$	$1,01 \times 10^{-7}$	$2,87 \times 10^{-7}$	$1,78 \times 10^{-7}$	$2,37 \times 10^{-7}$	$3,75 \times 10^{-7}$	$2,57 \times 10^{-6}$		
	<i>0,6029</i>	<i>0,9697</i>	<i>0,4358</i>	<i>0,2954</i>	<i>0,3188</i>	<i>0,1836</i>	<i>0,1253</i>		
Bexiga	zero	zero	$1,28 \times 10^{-18}$	$2,33 \times 10^{-18}$	$1,19 \times 10^{-8}$	$2,32 \times 10^{-8}$	$9,35 \times 10^{-8}$		
	<i>zero</i>	<i>zero</i>	<i>0,6784</i>	<i>0,3535</i>	<i>1,0000</i>	<i>0,8514</i>	<i>0,5349</i>		
Testículos	$2,28 \times 10^{-9}$	$4,58 \times 10^{-8}$	$2,45 \times 10^{-8}$	$1,84 \times 10^{-8}$	$6,13 \times 10^{-8}$	$9,32 \times 10^{-8}$	$3,91 \times 10^{-7}$		
	<i>1,0000</i>	<i>1,0000</i>	<i>0,9315</i>	<i>0,5488</i>	<i>0,4155</i>	<i>0,3146</i>	<i>0,2536</i>		
Esqueleto	$3,17 \times 10^{-3}$	$9,52 \times 10^{-3}$	$3,24 \times 10^{-2}$	$9,17 \times 10^{-2}$	$1,25 \times 10^{-1}$	$1,18 \times 10^{-1}$	$8,86 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0096</i>	<i>0,0054</i>	<i>0,0027</i>	<i>0,0014</i>	<i>0,0011</i>	<i>0,0010</i>	<i>0,0009</i>		
Outros Tecidos	$5,23 \times 10^{-2}$	$1,38 \times 10^{-1}$	$2,88 \times 10^{-1}$	$3,83 \times 10^{-1}$	$4,18 \times 10^{-1}$	$5,06 \times 10^{-1}$	$5,09 \times 10^{-1}$		
	<i>0,0023</i>	<i>0,0013</i>	<i>0,0008</i>	<i>0,0006</i>	<i>0,0005</i>	<i>0,0004</i>	<i>0,0004</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.4: Frações absorvidas para elétrons, fonte = fígado.*

Fonte = Fígado							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	3,06×10 ⁻⁶ <i>0,1722</i>	5,60×10 ⁻⁶ <i>0,0983</i>	7,95×10 ⁻⁶ <i>0,0618</i>	1,26×10 ⁻⁵ <i>0,0488</i>	2,62×10 ⁻⁴ <i>0,0200</i>	4,57×10 ⁻³ <i>0,0039</i>	1,45×10 ⁻² <i>0,0015</i>
Coração	1,40×10 ⁻⁴ <i>0,0467</i>	4,00×10 ⁻⁴ <i>0,0273</i>	1,17×10 ⁻³ <i>0,0155</i>	2,58×10 ⁻³ <i>0,0101</i>	4,07×10 ⁻³ <i>0,0080</i>	8,52×10 ⁻³ <i>0,0053</i>	1,25×10 ⁻² <i>0,0038</i>
Pulmões	1,13×10 ⁻³ <i>0,0162</i>	3,10×10 ⁻³ <i>0,0096</i>	6,62×10 ⁻³ <i>0,0061</i>	9,62×10 ⁻³ <i>0,0045</i>	1,10×10 ⁻² <i>0,0037</i>	1,28×10 ⁻² <i>0,0026</i>	1,22×10 ⁻² <i>0,0019</i>
Fígado	9,91×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,75×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,38×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	8,86×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	8,36×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	6,89×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	4,67×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>
Estômago	5,83×10 ⁻⁴ <i>0,0228</i>	1,69×10 ⁻³ <i>0,0132</i>	4,10×10 ⁻³ <i>0,0083</i>	7,38×10 ⁻³ <i>0,0061</i>	1,03×10 ⁻² <i>0,0051</i>	1,74×10 ⁻² <i>0,0038</i>	2,13×10 ⁻² <i>0,0030</i>
Rins	3,02×10 ⁻⁴ <i>0,0317</i>	8,67×10 ⁻⁴ <i>0,0185</i>	2,15×10 ⁻³ <i>0,0115</i>	3,95×10 ⁻³ <i>0,0083</i>	5,53×10 ⁻³ <i>0,0070</i>	9,22×10 ⁻³ <i>0,0051</i>	1,14×10 ⁻² <i>0,0038</i>
Intestinos	1,05×10 ⁻³ <i>0,0170</i>	3,07×10 ⁻³ <i>0,0098</i>	7,79×10 ⁻³ <i>0,0060</i>	1,51×10 ⁻² <i>0,0042</i>	2,24×10 ⁻² <i>0,0034</i>	4,09×10 ⁻² <i>0,0024</i>	5,45×10 ⁻² <i>0,0019</i>
Baço	1,14×10 ⁻¹⁷ <i>0,2978</i>	4,89×10 ⁻⁷ <i>0,3696</i>	3,80×10 ⁻⁷ <i>0,2852</i>	4,53×10 ⁻⁷ <i>0,1910</i>	7,33×10 ⁻⁷ <i>0,2225</i>	1,21×10 ⁻⁵ <i>0,0794</i>	2,91×10 ⁻⁴ <i>0,0167</i>
Bexiga	1,99×10 ⁻¹⁸ <i>0,5836</i>	1,67×10 ⁻¹⁸ <i>0,6535</i>	3,51×10 ⁻¹⁸ <i>0,4100</i>	2,20×10 ⁻⁷ <i>0,7978</i>	6,30×10 ⁻⁸ <i>0,6338</i>	3,73×10 ⁻⁸ <i>0,4928</i>	2,16×10 ⁻⁷ <i>0,5330</i>
Testículos	4,45×10 ⁻¹⁸ <i>0,8952</i>	3,25×10 ⁻⁸ <i>0,9025</i>	5,22×10 ⁻⁸ <i>0,5902</i>	1,55×10 ⁻⁷ <i>0,6173</i>	6,12×10 ⁻⁸ <i>0,4594</i>	2,83×10 ⁻⁷ <i>0,2111</i>	1,01×10 ⁻⁶ <i>0,2014</i>
Esqueleto	4,66×10 ⁻⁵ <i>0,0679</i>	1,39×10 ⁻⁴ <i>0,0397</i>	6,66×10 ⁻⁴ <i>0,0177</i>	4,31×10 ⁻³ <i>0,0066</i>	1,04×10 ⁻² <i>0,0040</i>	2,64×10 ⁻² <i>0,0021</i>	3,69×10 ⁻² <i>0,0015</i>
Outros Tecidos	5,31×10 ⁻³ <i>0,0075</i>	1,54×10 ⁻² <i>0,0044</i>	3,78×10 ⁻² <i>0,0027</i>	6,91×10 ⁻² <i>0,0019</i>	9,69×10 ⁻² <i>0,0015</i>	1,76×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>	2,67×10 ⁻¹ <i>0,0006</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.5: Frações absorvidas para elétrons, fonte = estômago.*

	Fonte = Estômago									
	Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno		$3,26 \times 10^{-6}$ <i>0,1632</i>	$6,81 \times 10^{-6}$ <i>0,0911</i>	$9,27 \times 10^{-6}$ <i>0,0577</i>	$1,46 \times 10^{-5}$ <i>0,0496</i>	$3,31 \times 10^{-4}$ <i>0,0175</i>	$8,24 \times 10^{-3}$ <i>0,0028</i>	$2,22 \times 10^{-2}$ <i>0,0011</i>		
Coração		$1,38 \times 10^{-7}$ <i>0,9864</i>	$3,11 \times 10^{-7}$ <i>0,3417</i>	$8,00 \times 10^{-7}$ <i>0,2276</i>	$1,04 \times 10^{-6}$ <i>0,1722</i>	$1,26 \times 10^{-6}$ <i>0,1564</i>	$2,89 \times 10^{-6}$ <i>0,0978</i>	$1,07 \times 10^{-4}$ <i>0,0302</i>		
Pulmões		$1,97 \times 10^{-7}$ <i>0,6270</i>	$2,92 \times 10^{-7}$ <i>0,3808</i>	$6,20 \times 10^{-7}$ <i>0,2557</i>	$6,50 \times 10^{-7}$ <i>0,1813</i>	$9,96 \times 10^{-7}$ <i>0,1457</i>	$7,63 \times 10^{-5}$ <i>0,0290</i>	$6,74 \times 10^{-4}$ <i>0,0089</i>		
Fígado		$2,45 \times 10^{-3}$ <i>0,0111</i>	$7,12 \times 10^{-3}$ <i>0,0064</i>	$1,72 \times 10^{-2}$ <i>0,0040</i>	$3,12 \times 10^{-2}$ <i>0,0029</i>	$4,38 \times 10^{-2}$ <i>0,0024</i>	$7,36 \times 10^{-2}$ <i>0,0017</i>	$8,92 \times 10^{-2}$ <i>0,0015</i>		
Estômago		$9,89 \times 10^{-1}$ <i>0,0001</i>	$9,67 \times 10^{-1}$ <i>0,0001</i>	$9,20 \times 10^{-1}$ <i>0,0002</i>	$8,50 \times 10^{-1}$ <i>0,0002</i>	$7,80 \times 10^{-1}$ <i>0,0003</i>	$5,62 \times 10^{-1}$ <i>0,0004</i>	$2,94 \times 10^{-1}$ <i>0,0005</i>		
Rins		$4,46 \times 10^{-6}$ <i>0,1465</i>	$1,68 \times 10^{-5}$ <i>0,1012</i>	$1,12 \times 10^{-4}$ <i>0,0428</i>	$8,63 \times 10^{-4}$ <i>0,0150</i>	$2,73 \times 10^{-3}$ <i>0,0086</i>	$1,29 \times 10^{-2}$ <i>0,0039</i>	$1,99 \times 10^{-2}$ <i>0,0027</i>		
Intestinos		$1,20 \times 10^{-3}$ <i>0,0159</i>	$3,59 \times 10^{-3}$ <i>0,0091</i>	$9,27 \times 10^{-3}$ <i>0,0055</i>	$1,80 \times 10^{-2}$ <i>0,0038</i>	$2,58 \times 10^{-2}$ <i>0,0031</i>	$4,53 \times 10^{-2}$ <i>0,0022</i>	$5,99 \times 10^{-2}$ <i>0,0018</i>		
Baço		$3,10 \times 10^{-4}$ <i>0,0311</i>	$9,34 \times 10^{-4}$ <i>0,0178</i>	$2,39 \times 10^{-3}$ <i>0,0108</i>	$5,35 \times 10^{-3}$ <i>0,0069</i>	$8,84 \times 10^{-3}$ <i>0,0050</i>	$1,72 \times 10^{-2}$ <i>0,0030</i>	$1,74 \times 10^{-2}$ <i>0,0022</i>		
Bexiga		zero	$1,85 \times 10^{-18}$ <i>0,6634</i>	$6,30 \times 10^{-18}$ <i>0,3283</i>	$1,14 \times 10^{-7}$ <i>0,6599</i>	$1,85 \times 10^{-8}$ <i>0,7157</i>	$7,98 \times 10^{-8}$ <i>0,4634</i>	$2,30 \times 10^{-7}$ <i>0,3472</i>		
Testículos		$6,37 \times 10^{-18}$ <i>0,8066</i>	$2,42 \times 10^{-9}$ <i>1,0000</i>	$1,44 \times 10^{-7}$ <i>0,5011</i>	$1,95 \times 10^{-7}$ <i>0,3745</i>	$2,72 \times 10^{-7}$ <i>0,3807</i>	$4,28 \times 10^{-7}$ <i>0,1976</i>	$9,03 \times 10^{-7}$ <i>0,1894</i>		
Esqueleto		$3,47 \times 10^{-5}$ <i>0,0839</i>	$9,46 \times 10^{-5}$ <i>0,0508</i>	$3,18 \times 10^{-4}$ <i>0,0266</i>	$1,01 \times 10^{-3}$ <i>0,0131</i>	$2,20 \times 10^{-3}$ <i>0,0080</i>	$4,83 \times 10^{-3}$ <i>0,0041</i>	$8,22 \times 10^{-3}$ <i>0,0028</i>		
Outros Tecidos		$7,21 \times 10^{-3}$ <i>0,0065</i>	$2,05 \times 10^{-2}$ <i>0,0038</i>	$4,95 \times 10^{-2}$ <i>0,0023</i>	$9,15 \times 10^{-2}$ <i>0,0016</i>	$1,34 \times 10^{-1}$ <i>0,0013</i>	$2,53 \times 10^{-1}$ <i>0,0007</i>	$3,13 \times 10^{-1}$ <i>0,0005</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.6: Frações absorvidas para elétrons, fonte = rins.*

Fonte = Rins							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	3,09×10 ⁻⁶ <i>0,1659</i>	6,28×10 ⁻⁶ <i>0,1004</i>	8,19×10 ⁻⁶ <i>0,0603</i>	1,22×10 ⁻⁵ <i>0,0463</i>	1,69×10 ⁻⁵ <i>0,0392</i>	1,65×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	1,55×10 ⁻² <i>0,0014</i>
Coração	2,25×10 ⁻¹⁷ <i>0,3573</i>	3,48×10 ⁻⁷ <i>0,3707</i>	5,69×10 ⁻⁷ <i>0,2608</i>	5,04×10 ⁻⁷ <i>0,1754</i>	9,07×10 ⁻⁷ <i>0,1467</i>	1,65×10 ⁻⁶ <i>0,1560</i>	4,05×10 ⁻⁶ <i>0,1033</i>
Pulmões	3,23×10 ⁻⁷ <i>0,5915</i>	1,69×10 ⁻⁷ <i>0,5202</i>	2,43×10 ⁻⁷ <i>0,3214</i>	5,97×10 ⁻⁷ <i>0,1815</i>	7,94×10 ⁻⁷ <i>0,2038</i>	1,56×10 ⁻⁶ <i>0,1065</i>	2,68×10 ⁻⁴ <i>0,0141</i>
Fígado	1,70×10 ⁻³ <i>0,0133</i>	4,95×10 ⁻³ <i>0,0077</i>	1,20×10 ⁻² <i>0,0049</i>	2,18×10 ⁻² <i>0,0035</i>	3,08×10 ⁻² <i>0,0029</i>	5,16×10 ⁻² <i>0,0021</i>	6,37×10 ⁻² <i>0,0018</i>
Estômago	4,60×10 ⁻⁶ <i>0,1564</i>	2,10×10 ⁻⁵ <i>0,0926</i>	1,41×10 ⁻⁴ <i>0,0380</i>	1,14×10 ⁻³ <i>0,0131</i>	3,64×10 ⁻³ <i>0,0075</i>	1,72×10 ⁻² <i>0,0036</i>	2,63×10 ⁻² <i>0,0028</i>
Rins	9,84×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,55×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	8,92×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	7,99×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	7,05×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	4,38×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>	2,08×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>
Intestinos	8,41×10 ⁻⁴ <i>0,0188</i>	2,53×10 ⁻³ <i>0,0107</i>	7,29×10 ⁻³ <i>0,0061</i>	1,83×10 ⁻² <i>0,0036</i>	3,38×10 ⁻² <i>0,0026</i>	1,03×10 ⁻¹ <i>0,0014</i>	1,63×10 ⁻¹ <i>0,0010</i>
Baço	3,69×10 ⁻⁵ <i>0,0866</i>	1,20×10 ⁻⁴ <i>0,0483</i>	4,21×10 ⁻⁴ <i>0,0246</i>	1,41×10 ⁻³ <i>0,0129</i>	3,11×10 ⁻³ <i>0,0085</i>	1,16×10 ⁻² <i>0,0037</i>	1,16×10 ⁻² <i>0,0027</i>
Bexiga	2,66×10 ⁻¹⁸ <i>0,5973</i>	1,94×10 ⁻⁹ <i>1,0000</i>	2,39×10 ⁻⁸ <i>0,8689</i>	3,97×10 ⁻⁸ <i>0,5171</i>	4,32×10 ⁻⁸ <i>0,4922</i>	1,48×10 ⁻⁷ <i>0,3557</i>	4,96×10 ⁻⁷ <i>0,2850</i>
Testículos	1,71×10 ⁻¹⁸ <i>0,7071</i>	2,00×10 ⁻⁷ <i>0,6634</i>	1,39×10 ⁻⁷ <i>0,7207</i>	1,28×10 ⁻⁷ <i>0,3973</i>	3,69×10 ⁻⁷ <i>0,2216</i>	8,61×10 ⁻⁷ <i>0,2239</i>	1,71×10 ⁻⁶ <i>0,1550</i>
Esqueleto	9,75×10 ⁻⁶ <i>0,1094</i>	1,20×10 ⁻⁵ <i>0,0729</i>	2,09×10 ⁻⁵ <i>0,0426</i>	2,66×10 ⁻⁵ <i>0,0311</i>	4,90×10 ⁻⁵ <i>0,0336</i>	1,97×10 ⁻³ <i>0,0074</i>	1,73×10 ⁻² <i>0,0025</i>
Outros Tecidos	1,27×10 ⁻² <i>0,0048</i>	3,65×10 ⁻² <i>0,0028</i>	8,67×10 ⁻² <i>0,0017</i>	1,57×10 ⁻¹ <i>0,0012</i>	2,21×10 ⁻¹ <i>0,0009</i>	3,68×10 ⁻¹ <i>0,0006</i>	4,04×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.7: Frações absorvidas para elétrons, fonte = intestinos.*

	Fonte = Intestinos									
	Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno		$3,45 \times 10^{-6}$	$5,99 \times 10^{-6}$	$1,06 \times 10^{-5}$	$3,99 \times 10^{-5}$	$5,11 \times 10^{-4}$	$7,66 \times 10^{-3}$	$1,75 \times 10^{-2}$		
		<i>0,1619</i>	<i>0,0950</i>	<i>0,0669</i>	<i>0,0507</i>	<i>0,0149</i>	<i>0,0030</i>	<i>0,0013</i>		
Coração		$1,30 \times 10^{-8}$	$2,81 \times 10^{-7}$	$3,50 \times 10^{-7}$	$3,75 \times 10^{-7}$	$3,55 \times 10^{-7}$	$1,38 \times 10^{-6}$	$2,65 \times 10^{-6}$		
		<i>1,0000</i>	<i>0,4605</i>	<i>0,2981</i>	<i>0,2568</i>	<i>0,1962</i>	<i>0,1648</i>	<i>0,1138</i>		
Pulmões		$1,67 \times 10^{-8}$	$2,94 \times 10^{-8}$	$2,72 \times 10^{-7}$	$4,93 \times 10^{-7}$	$2,90 \times 10^{-7}$	$8,56 \times 10^{-7}$	$1,56 \times 10^{-5}$		
		<i>0,7594</i>	<i>0,9176</i>	<i>0,3203</i>	<i>0,2637</i>	<i>0,2053</i>	<i>0,1721</i>	<i>0,0510</i>		
Fígado		$5,40 \times 10^{-4}$	$1,61 \times 10^{-3}$	$3,99 \times 10^{-3}$	$7,78 \times 10^{-3}$	$1,15 \times 10^{-2}$	$2,09 \times 10^{-2}$	$2,79 \times 10^{-2}$		
		<i>0,0236</i>	<i>0,0136</i>	<i>0,0085</i>	<i>0,0059</i>	<i>0,0048</i>	<i>0,0034</i>	<i>0,0028</i>		
Estômago		$1,58 \times 10^{-4}$	$4,57 \times 10^{-4}$	$1,15 \times 10^{-3}$	$2,22 \times 10^{-3}$	$3,19 \times 10^{-3}$	$5,54 \times 10^{-3}$	$7,26 \times 10^{-3}$		
		<i>0,0436</i>	<i>0,0256</i>	<i>0,0158</i>	<i>0,0113</i>	<i>0,0093</i>	<i>0,0069</i>	<i>0,0053</i>		
Rins		$8,56 \times 10^{-5}$	$2,38 \times 10^{-4}$	$6,56 \times 10^{-4}$	$1,65 \times 10^{-3}$	$3,10 \times 10^{-3}$	$9,35 \times 10^{-3}$	$1,49 \times 10^{-2}$		
		<i>0,0598</i>	<i>0,0352</i>	<i>0,0204</i>	<i>0,0124</i>	<i>0,0088</i>	<i>0,0048</i>	<i>0,0033</i>		
Intestinos		$9,91 \times 10^{-1}$	$9,73 \times 10^{-1}$	$9,35 \times 10^{-1}$	$8,79 \times 10^{-1}$	$8,29 \times 10^{-1}$	$6,77 \times 10^{-1}$	$4,56 \times 10^{-1}$		
		<i>0,0001</i>	<i>0,0001</i>	<i>0,0001</i>	<i>0,0002</i>	<i>0,0002</i>	<i>0,0003</i>	<i>0,0005</i>		
Baço		$1,44 \times 10^{-7}$	$9,66 \times 10^{-7}$	$9,94 \times 10^{-6}$	$5,54 \times 10^{-5}$	$1,43 \times 10^{-4}$	$6,01 \times 10^{-4}$	$1,21 \times 10^{-3}$		
		<i>0,7252</i>	<i>0,3505</i>	<i>0,1396</i>	<i>0,0561</i>	<i>0,0342</i>	<i>0,0156</i>	<i>0,0090</i>		
Bexiga		$2,07 \times 10^{-7}$	$1,38 \times 10^{-6}$	$8,56 \times 10^{-6}$	$4,49 \times 10^{-5}$	$1,28 \times 10^{-4}$	$4,84 \times 10^{-4}$	$5,70 \times 10^{-4}$		
		<i>0,8412</i>	<i>0,3947</i>	<i>0,1593</i>	<i>0,0690</i>	<i>0,0403</i>	<i>0,0181</i>	<i>0,0121</i>		
Testículos		$1,12 \times 10^{-17}$	$1,14 \times 10^{-7}$	$4,27 \times 10^{-7}$	$4,62 \times 10^{-7}$	$7,13 \times 10^{-7}$	$1,41 \times 10^{-6}$	$6,70 \times 10^{-6}$		
		<i>0,4356</i>	<i>0,7100</i>	<i>0,3158</i>	<i>0,2140</i>	<i>0,2171</i>	<i>0,1448</i>	<i>0,0942</i>		
Esqueleto		$8,74 \times 10^{-6}$	$1,36 \times 10^{-5}$	$1,85 \times 10^{-5}$	$3,78 \times 10^{-5}$	$8,05 \times 10^{-5}$	$1,78 \times 10^{-3}$	$1,27 \times 10^{-2}$		
		<i>0,1173</i>	<i>0,0682</i>	<i>0,0478</i>	<i>0,0424</i>	<i>0,0340</i>	<i>0,0082</i>	<i>0,0030</i>		
Outros Tecidos		$8,20 \times 10^{-3}$	$2,37 \times 10^{-2}$	$5,84 \times 10^{-2}$	$1,07 \times 10^{-1}$	$1,49 \times 10^{-1}$	$2,55 \times 10^{-1}$	$3,30 \times 10^{-1}$		
		<i>0,0060</i>	<i>0,0035</i>	<i>0,0021</i>	<i>0,0015</i>	<i>0,0012</i>	<i>0,0008</i>	<i>0,0005</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.8: Frações absorvidas para elétrons, fonte = baço.*

	Fonte = Baço									
	Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno		5,92×10 ⁻⁶ <i>0,1170</i>	8,42×10 ⁻⁶ <i>0,0770</i>	1,20×10 ⁻⁵ <i>0,0517</i>	6,80×10 ⁻⁵ <i>0,0378</i>	1,32×10 ⁻³ <i>0,0094</i>	2,42×10 ⁻² <i>0,0016</i>	2,87×10 ⁻² <i>0,0010</i>		
Coração		1,13×10 ⁻⁷	2,51×10 ⁻⁷	2,73×10 ⁻⁷	3,76×10 ⁻⁷	5,04×10 ⁻⁷	1,30×10 ⁻⁶	2,64×10 ⁻⁶		
Pulmões		0,9628 <i>0,9628</i>	0,5266 <i>0,5266</i>	0,3104 <i>0,3104</i>	0,2068 <i>0,2068</i>	0,2169 <i>0,2169</i>	0,1596 <i>0,1596</i>	0,1185 <i>0,1185</i>		
Fígado		9,46×10 ⁻⁸	2,14×10 ⁻⁷	1,53×10 ⁻⁷	2,03×10 ⁻⁷	4,03×10 ⁻⁷	9,60×10 ⁻⁷	3,21×10 ⁻⁶		
		0,8263 <i>0,8263</i>	0,4327 <i>0,4327</i>	0,3927 <i>0,3927</i>	0,3411 <i>0,3411</i>	0,2548 <i>0,2548</i>	0,1656 <i>0,1656</i>	0,0922 <i>0,0922</i>		
Estômago		3,06×10 ⁻⁶	4,19×10 ⁻⁶	7,44×10 ⁻⁶	1,06×10 ⁻⁵	1,24×10 ⁻⁵	2,61×10 ⁻⁴	5,95×10 ⁻³		
		0,1837 <i>0,1837</i>	0,1119 <i>0,1119</i>	0,0694 <i>0,0694</i>	0,0531 <i>0,0531</i>	0,0426 <i>0,0426</i>	0,0209 <i>0,0209</i>	0,0047 <i>0,0047</i>		
		1,50×10 ⁻³	4,43×10 ⁻³	1,15×10 ⁻²	2,54×10 ⁻²	4,24×10 ⁻²	8,29×10 ⁻²	8,37×10 ⁻²		
		0,0142 <i>0,0142</i>	0,0081 <i>0,0081</i>	0,0049 <i>0,0049</i>	0,0032 <i>0,0032</i>	0,0024 <i>0,0024</i>	0,0017 <i>0,0017</i>	0,0016 <i>0,0016</i>		
Rins		1,37×10 ⁻⁴	4,30×10 ⁻⁴	1,46×10 ⁻³	5,00×10 ⁻³	1,12×10 ⁻²	4,20×10 ⁻²	4,22×10 ⁻²		
		0,0460 <i>0,0460</i>	0,0255 <i>0,0255</i>	0,0130 <i>0,0130</i>	0,0068 <i>0,0068</i>	0,0044 <i>0,0044</i>	0,0022 <i>0,0022</i>	0,0019 <i>0,0019</i>		
Intestinos		1,71×10 ⁻⁵	5,68×10 ⁻⁵	3,76×10 ⁻⁴	2,24×10 ⁻³	5,84×10 ⁻³	2,38×10 ⁻²	4,77×10 ⁻²		
		0,0986 <i>0,0986</i>	0,0569 <i>0,0569</i>	0,0237 <i>0,0237</i>	0,0095 <i>0,0095</i>	0,0059 <i>0,0059</i>	0,0028 <i>0,0028</i>	0,0019 <i>0,0019</i>		
Baço		9,69×10 ⁻¹	9,11×10 ⁻¹	7,84×10 ⁻¹	6,16×10 ⁻¹	4,83×10 ⁻¹	2,51×10 ⁻¹	1,25×10 ⁻¹		
		0,0001 <i>0,0001</i>	0,0002 <i>0,0002</i>	0,0003 <i>0,0003</i>	0,0004 <i>0,0004</i>	0,0005 <i>0,0005</i>	0,0006 <i>0,0006</i>	0,0006 <i>0,0006</i>		
Bexiga		zero	7,69×10 ⁻¹⁸	7,11×10 ⁻⁸	2,90×10 ⁻⁸	9,75×10 ⁻⁸	1,38×10 ⁻⁷	2,57×10 ⁻⁷		
		zero <i>zero</i>	0,4303 <i>0,4303</i>	1,0000 <i>1,0000</i>	0,9753 <i>0,9753</i>	0,4402 <i>0,4402</i>	0,2909 <i>0,2909</i>	0,2458 <i>0,2458</i>		
Testículos		4,98×10 ⁻¹⁸	1,06×10 ⁻⁷	4,65×10 ⁻⁸	1,72×10 ⁻⁷	3,55×10 ⁻⁷	9,01×10 ⁻⁷	1,19×10 ⁻⁶		
		0,5826 <i>0,5826</i>	0,6310 <i>0,6310</i>	0,6360 <i>0,6360</i>	0,3939 <i>0,3939</i>	0,2624 <i>0,2624</i>	0,2717 <i>0,2717</i>	0,1489 <i>0,1489</i>		
Esqueleto		5,67×10 ⁻⁶	8,19×10 ⁻⁶	1,06×10 ⁻⁵	1,42×10 ⁻⁵	1,58×10 ⁻⁵	3,46×10 ⁻⁵	1,69×10 ⁻³		
		0,1489 <i>0,1489</i>	0,0915 <i>0,0915</i>	0,0592 <i>0,0592</i>	0,0437 <i>0,0437</i>	0,0380 <i>0,0380</i>	0,0299 <i>0,0299</i>	0,0071 <i>0,0071</i>		
Outros Tecidos		2,88×10 ⁻²	8,37×10 ⁻²	2,02×10 ⁻¹	3,49×10 ⁻¹	4,53×10 ⁻¹	5,17×10 ⁻¹	3,96×10 ⁻¹		
		0,0032 <i>0,0032</i>	0,0018 <i>0,0018</i>	0,0010 <i>0,0010</i>	0,0007 <i>0,0007</i>	0,0005 <i>0,0005</i>	0,0003 <i>0,0003</i>	0,0004 <i>0,0004</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.9: Frações absorvidas para elétrons, fonte = bexiga.*

Fonte = Bexiga									
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV		
Contorno	$6,46 \times 10^{-6}$ <i>0,1208</i>	$8,56 \times 10^{-6}$ <i>0,0727</i>	$1,19 \times 10^{-5}$ <i>0,0484</i>	$8,69 \times 10^{-4}$ <i>0,0130</i>	$5,27 \times 10^{-3}$ <i>0,0049</i>	$2,47 \times 10^{-2}$ <i>0,0016</i>	$2,50 \times 10^{-2}$ <i>0,0012</i>		
Coração	zero	$1,84 \times 10^{-7}$	$4,78 \times 10^{-8}$	$9,95 \times 10^{-8}$	$9,61 \times 10^{-8}$	$1,72 \times 10^{-7}$	$7,59 \times 10^{-7}$		
	<i>zero</i>	<i>0,7495</i>	<i>0,6766</i>	<i>0,4569</i>	<i>0,3588</i>	<i>0,4440</i>	<i>0,3250</i>		
Pulmões	$3,63 \times 10^{-18}$	$1,68 \times 10^{-17}$	$3,39 \times 10^{-8}$	$1,91 \times 10^{-7}$	$1,38 \times 10^{-7}$	$1,64 \times 10^{-7}$	$6,04 \times 10^{-7}$		
	<i>0,6394</i>	<i>0,3047</i>	<i>1,0000</i>	<i>0,6012</i>	<i>0,4795</i>	<i>0,2876</i>	<i>0,2498</i>		
Fígado	$1,54 \times 10^{-7}$	$5,25 \times 10^{-7}$	$1,12 \times 10^{-6}$	$1,98 \times 10^{-6}$	$2,55 \times 10^{-6}$	$5,50 \times 10^{-6}$	$1,12 \times 10^{-5}$		
	<i>0,7491</i>	<i>0,3549</i>	<i>0,1553</i>	<i>0,1527</i>	<i>0,1092</i>	<i>0,0868</i>	<i>0,0692</i>		
Estômago	$2,37 \times 10^{-7}$	$2,11 \times 10^{-7}$	$4,12 \times 10^{-7}$	$6,75 \times 10^{-7}$	$8,28 \times 10^{-7}$	$1,82 \times 10^{-6}$	$3,36 \times 10^{-6}$		
	<i>0,7076</i>	<i>0,5016</i>	<i>0,3188</i>	<i>0,2013</i>	<i>0,1868</i>	<i>0,1608</i>	<i>0,1064</i>		
Rins	$5,09 \times 10^{-7}$	$6,31 \times 10^{-7}$	$5,49 \times 10^{-7}$	$6,58 \times 10^{-7}$	$1,26 \times 10^{-6}$	$2,19 \times 10^{-6}$	$4,82 \times 10^{-6}$		
	<i>0,5112</i>	<i>0,2983</i>	<i>0,2410</i>	<i>0,1933</i>	<i>0,1357</i>	<i>0,1161</i>	<i>0,1020</i>		
Intestinos	$3,09 \times 10^{-5}$	$1,50 \times 10^{-4}$	$1,15 \times 10^{-3}$	$7,10 \times 10^{-3}$	$1,99 \times 10^{-2}$	$7,03 \times 10^{-2}$	$8,28 \times 10^{-2}$		
	<i>0,0692</i>	<i>0,0368</i>	<i>0,0136</i>	<i>0,0053</i>	<i>0,0031</i>	<i>0,0016</i>	<i>0,0014</i>		
Baço	$4,61 \times 10^{-18}$	$1,14 \times 10^{-7}$	$1,31 \times 10^{-7}$	$1,74 \times 10^{-7}$	$4,77 \times 10^{-7}$	$5,17 \times 10^{-7}$	$1,04 \times 10^{-6}$		
	<i>0,5348</i>	<i>0,7173</i>	<i>0,5903</i>	<i>0,3002</i>	<i>0,3581</i>	<i>0,2653</i>	<i>0,1712</i>		
Bexiga	$9,70 \times 10^{-1}$	$9,13 \times 10^{-1}$	$7,92 \times 10^{-1}$	$6,29 \times 10^{-1}$	$4,83 \times 10^{-1}$	$2,17 \times 10^{-1}$	$1,03 \times 10^{-1}$		
	<i>0,0001</i>	<i>0,0002</i>	<i>0,0003</i>	<i>0,0004</i>	<i>0,0005</i>	<i>0,0005</i>	<i>0,0006</i>		
Testículos	$9,40 \times 10^{-7}$	$1,46 \times 10^{-6}$	$1,66 \times 10^{-6}$	$3,00 \times 10^{-6}$	$3,82 \times 10^{-6}$	$6,48 \times 10^{-6}$	$1,85 \times 10^{-4}$		
	<i>0,4057</i>	<i>0,2466</i>	<i>0,1301</i>	<i>0,1021</i>	<i>0,0994</i>	<i>0,0759</i>	<i>0,0181</i>		
Esqueleto	$1,18 \times 10^{-5}$	$1,75 \times 10^{-5}$	$2,62 \times 10^{-5}$	$3,22 \times 10^{-5}$	$3,72 \times 10^{-5}$	$5,91 \times 10^{-5}$	$1,42 \times 10^{-2}$		
	<i>0,1041</i>	<i>0,0587</i>	<i>0,0379</i>	<i>0,0283</i>	<i>0,0239</i>	<i>0,0192</i>	<i>0,0025</i>		
Outros Tecidos	$3,01 \times 10^{-2}$	$8,67 \times 10^{-2}$	$2,06 \times 10^{-1}$	$3,61 \times 10^{-1}$	$4,87 \times 10^{-1}$	$6,24 \times 10^{-1}$	$5,61 \times 10^{-1}$		
	<i>0,0031</i>	<i>0,0018</i>	<i>0,0010</i>	<i>0,0006</i>	<i>0,0004</i>	<i>0,0003</i>	<i>0,0003</i>		

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.10: Frações absorvidas para elétrons, fonte = testículos.*

Fonte = Testículos							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	4,59×10 ⁻⁵ <i>0,0719</i>	2,25×10 ⁻⁴ <i>0,0326</i>	1,78×10 ⁻³ <i>0,0107</i>	1,27×10 ⁻² <i>0,0036</i>	2,56×10 ⁻² <i>0,0023</i>	4,44×10 ⁻² <i>0,0012</i>	3,94×10 ⁻² <i>0,0010</i>
Coração	5,57×10 ⁻¹⁹ <i>1,0000</i>	2,23×10 ⁻¹⁸ <i>1,0000</i>	5,30×10 ⁻⁸ <i>0,8342</i>	2,40×10 ⁻⁸ <i>0,5435</i>	1,60×10 ⁻⁷ <i>0,7710</i>	6,63×10 ⁻⁸ <i>0,4498</i>	2,06×10 ⁻⁷ <i>0,2874</i>
Pulmões	4,70×10 ⁻¹⁸ <i>0,8217</i>	4,68×10 ⁻¹⁸ <i>0,4126</i>	1,71×10 ⁻¹⁷ <i>0,3342</i>	3,72×10 ⁻¹⁷ <i>0,1923</i>	4,95×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	6,10×10 ⁻⁸ <i>0,4296</i>	2,13×10 ⁻⁷ <i>0,4095</i>
Fígado	7,64×10 ⁻¹⁸ <i>0,5972</i>	8,41×10 ⁻⁸ <i>0,5835</i>	3,11×10 ⁻⁷ <i>0,3327</i>	4,26×10 ⁻⁷ <i>0,2954</i>	9,32×10 ⁻⁷ <i>0,2947</i>	1,92×10 ⁻⁶ <i>0,1355</i>	3,92×10 ⁻⁶ <i>0,1099</i>
Estômago	9,99×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	2,51×10 ⁻⁸ <i>0,7713</i>	2,23×10 ⁻⁷ <i>0,4500</i>	9,74×10 ⁻⁸ <i>0,5302</i>	2,99×10 ⁻⁷ <i>0,4754</i>	7,95×10 ⁻⁷ <i>0,2757</i>	9,94×10 ⁻⁷ <i>0,2749</i>
Rins	4,86×10 ⁻¹⁸ <i>0,5617</i>	1,31×10 ⁻⁷ <i>0,7072</i>	1,11×10 ⁻⁷ <i>0,5003</i>	1,92×10 ⁻⁷ <i>0,3294</i>	2,32×10 ⁻⁷ <i>0,3216</i>	7,08×10 ⁻⁷ <i>0,2482</i>	1,66×10 ⁻⁶ <i>0,1948</i>
Intestinos	1,25×10 ⁻⁶ <i>0,3556</i>	1,45×10 ⁻⁶ <i>0,2085</i>	2,98×10 ⁻⁶ <i>0,1083</i>	4,19×10 ⁻⁶ <i>0,0766</i>	6,35×10 ⁻⁶ <i>0,0752</i>	1,13×10 ⁻⁵ <i>0,0531</i>	6,82×10 ⁻⁵ <i>0,0273</i>
Baço	1,83×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	2,19×10 ⁻¹⁸ <i>0,4075</i>	1,78×10 ⁻⁸ <i>0,7732</i>	1,05×10 ⁻⁸ <i>0,9080</i>	4,65×10 ⁻⁸ <i>0,7068</i>	1,62×10 ⁻⁷ <i>0,3554</i>	2,07×10 ⁻⁷ <i>0,3309</i>
Bexiga	8,12×10 ⁻¹⁸ <i>0,3823</i>	8,80×10 ⁻⁸ <i>0,7238</i>	3,78×10 ⁻⁸ <i>0,6626</i>	1,55×10 ⁻⁷ <i>0,3177</i>	3,02×10 ⁻⁷ <i>0,3317</i>	3,71×10 ⁻⁷ <i>0,2314</i>	1,04×10 ⁻⁵ <i>0,0707</i>
Testículos	9,85×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,57×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	8,96×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	8,09×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	7,23×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	4,80×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	2,57×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>
Esqueleto	1,15×10 ⁻⁵ <i>0,0998</i>	1,75×10 ⁻⁵ <i>0,0596</i>	2,22×10 ⁻⁵ <i>0,0397</i>	2,82×10 ⁻⁵ <i>0,0295</i>	1,15×10 ⁻⁴ <i>0,0277</i>	4,80×10 ⁻³ <i>0,0052</i>	1,76×10 ⁻² <i>0,0023</i>
Outros Tecidos	1,46×10 ⁻² <i>0,0045</i>	4,20×10 ⁻² <i>0,0026</i>	1,00×10 ⁻¹ <i>0,0016</i>	1,73×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	2,29×10 ⁻¹ <i>0,0008</i>	3,40×10 ⁻¹ <i>0,0006</i>	3,69×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.

Tabela C.11: Frações absorvidas para elétrons, fonte = esqueleto.*

Fonte = Esqueleto							
Alvo ↓	0,100 MeV	0,200 MeV	0,400 MeV	0,700 MeV	1,000 MeV	2,000 MeV	4,000 MeV
Contorno	3,32×10 ⁻⁴ <i>0,0301</i>	1,04×10 ⁻³ <i>0,0167</i>	3,51×10 ⁻³ <i>0,0084</i>	1,08×10 ⁻² <i>0,0041</i>	1,73×10 ⁻² <i>0,0028</i>	2,81×10 ⁻² <i>0,0015</i>	2,91×10 ⁻² <i>0,0011</i>
Coração	1,15×10 ⁻⁵ <i>0,1596</i>	2,91×10 ⁻⁵ <i>0,1015</i>	9,98×10 ⁻⁵ <i>0,0518</i>	4,10×10 ⁻⁴ <i>0,0235</i>	1,01×10 ⁻³ <i>0,0149</i>	3,34×10 ⁻³ <i>0,0082</i>	4,69×10 ⁻³ <i>0,0065</i>
Pulmões	1,36×10 ⁻⁴ <i>0,0466</i>	4,06×10 ⁻⁴ <i>0,0261</i>	1,37×10 ⁻³ <i>0,0135</i>	4,00×10 ⁻³ <i>0,0072</i>	5,53×10 ⁻³ <i>0,0056</i>	5,50×10 ⁻³ <i>0,0044</i>	4,18×10 ⁻³ <i>0,0037</i>
Fígado	1,81×10 ⁻⁵ <i>0,1130</i>	6,59×10 ⁻⁵ <i>0,0616</i>	3,43×10 ⁻⁴ <i>0,0255</i>	2,26×10 ⁻³ <i>0,0097</i>	5,50×10 ⁻³ <i>0,0064</i>	1,40×10 ⁻² <i>0,0042</i>	1,97×10 ⁻² <i>0,0036</i>
Estômago	1,84×10 ⁻⁶ <i>0,3696</i>	1,05×10 ⁻⁵ <i>0,1576</i>	3,99×10 ⁻⁵ <i>0,0776</i>	1,31×10 ⁻⁴ <i>0,0416</i>	2,77×10 ⁻⁴ <i>0,0290</i>	6,12×10 ⁻⁴ <i>0,0201</i>	1,03×10 ⁻³ <i>0,0130</i>
Rins	6,09×10 ⁻⁷ <i>0,4865</i>	8,04×10 ⁻⁷ <i>0,2692</i>	8,29×10 ⁻⁷ <i>0,1910</i>	1,23×10 ⁻⁶ <i>0,1290</i>	3,42×10 ⁻⁶ <i>0,1491</i>	1,81×10 ⁻⁴ <i>0,0282</i>	1,64×10 ⁻³ <i>0,0093</i>
Intestinos	3,17×10 ⁻⁶ <i>0,1766</i>	6,22×10 ⁻⁶ <i>0,1091</i>	1,03×10 ⁻⁵ <i>0,0762</i>	2,57×10 ⁻⁵ <i>0,0619</i>	7,26×10 ⁻⁵ <i>0,0460</i>	1,84×10 ⁻³ <i>0,0091</i>	1,31×10 ⁻² <i>0,0037</i>
Baço	9,53×10 ⁻¹⁸ <i>0,3720</i>	9,55×10 ⁻⁸ <i>0,5835</i>	4,08×10 ⁻⁷ <i>0,3688</i>	1,12×10 ⁻⁷ <i>0,4013</i>	2,09×10 ⁻⁷ <i>0,4240</i>	4,00×10 ⁻⁷ <i>0,2897</i>	4,66×10 ⁻⁵ <i>0,0412</i>
Bexiga	2,40×10 ⁻¹⁸ <i>0,4852</i>	4,38×10 ⁻⁸ <i>1,0000</i>	8,28×10 ⁻⁹ <i>0,7527</i>	7,97×10 ⁻⁸ <i>0,4366</i>	9,52×10 ⁻⁸ <i>0,2878</i>	3,10×10 ⁻⁷ <i>0,2520</i>	9,43×10 ⁻⁵ <i>0,0287</i>
Testículos	7,80×10 ⁻⁷ <i>0,3439</i>	7,10×10 ⁻⁷ <i>0,2764</i>	9,32×10 ⁻⁷ <i>0,1598</i>	1,95×10 ⁻⁶ <i>0,1331</i>	1,21×10 ⁻⁵ <i>0,0946</i>	5,89×10 ⁻⁴ <i>0,0169</i>	2,17×10 ⁻³ <i>0,0085</i>
Esqueleto	9,71×10 ⁻¹ <i>0,0001</i>	9,17×10 ⁻¹ <i>0,0002</i>	7,99×10 ⁻¹ <i>0,0003</i>	6,49×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	5,36×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	3,25×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>	1,87×10 ⁻¹ <i>0,0006</i>
Outros Tecidos	2,78×10 ⁻² <i>0,0033</i>	8,01×10 ⁻² <i>0,0018</i>	1,93×10 ⁻¹ <i>0,0011</i>	3,26×10 ⁻¹ <i>0,0007</i>	4,14×10 ⁻¹ <i>0,0005</i>	5,22×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>	4,78×10 ⁻¹ <i>0,0004</i>

*Os valores em itálico são os erros relativos estimados.