

**Mônica Paiva Schettini**

**AVANÇOS NO DESENVOLVIMENTO DE UM FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E  
ANTROPOMÉTRICO DE TÓRAX HUMANO E AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM  
MODELO DE VOXEL DE TÓRAX NA RADIOTERAPIA DE TUMORES DO TERÇO  
MÉDIO DO ESÔFAGO**

**Belo Horizonte**

**2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Mônica Paiva Schettini

AVANÇOS NO DESENVOLVIMENTO DE UM FANTOMA  
ANTROPOMÓRFICO E ANTROPOMÉTRICO DE TÓRAX HUMANO E  
AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM MODELO DE VOXEL DE TÓRAX NA  
RADIOTERAPIA DE TUMORES DO TERÇO MÉDIO DO ESÔFAGO

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências e  
Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da  
Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito  
parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e  
Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Aplicações das Radiações na  
Medicina

Orientador: Prof. Tarcísio Passos Ribeiro Campos

Escola de Engenharia da UFMG

Belo Horizonte  
2006

*A Deus.*

*Ao Frederico, meu esposo, aos meus queridos pais,  
Joel e Rita, e aos meus grandes mestres que me  
serviram de inspiração.*

## ***AGRADECIMENTOS***

Agradeço ao meu orientador professor **Tarcísio Passos Ribeiro Campos**, pela atenção e paciência.

Agradeço aos meus pais, exemplos de vida. À minha irmã Paloma.

Agradeço a Dindinha, minha querida madrinha.

Agradeço à Professora Lídia Maria Andrade pelo grande incentivo.

Ao Bruno e Lucas, meus queridos primos, que já desfrutam da vida docente.

Agradeço a Faculdade São Camilo Minas Gerais, local onde me apaixonei pela vida docente e aos meus alunos do Curso Técnico em Radiologia.

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

Agradeço especialmente ao Dr. Pedro Ernani Maciel, médico radiologista da Clínica IMRAD Diagnósticos, que gentilmente realizou a Tomografia Computadorizada do Fantoma.

## RESUMO

Este trabalho propõe o desenvolvimento de dois fantomas um computacional e outro real antropomórfico-antropométrico de tórax feminino para avaliação dosimétrica na radioterapia de tumores do terço médio do esôfago. O fantoma computacional foi desenvolvido através de imagens de tomografia computadorizada de tórax, de um paciente do sexo feminino, as quais foram seqüencialmente digitalizadas e lançadas no programa SISCODES que juntamente com as informações da densidade e da composição química dos tecidos e órgãos humanos do tórax. Foram realizadas simulações computacionais no código MCNP5 reproduzindo o protocolo de tratamento de tumores do terço médio do esôfago por teleterapia de 6MV e braquiterapia intracavitária através do posicionamento de fontes seladas de  $\text{Cf}^{252}$  e  $\text{Ir}^{192}$ . Nas curvas de isodose geradas para cada situação, pode-se observar a distribuição espacial da dose de fótons e nêutrons no tronco feminino. Por sua vez, o fantoma real antropomórfico-antropométrico foi preenchido com órgãos constituídos de material tecido equivalente. O arcabouço do tórax foi preparado anteriormente no NRI, incluindo pele, tecido muscular, mama e estrutura óssea. Foram preparados tecidos equivalentes para o coração, baço e fígado, que juntamente com os pulmões, a traquéia e o esôfago, foram introduzidos no fantoma de tórax. Foram calculadas as somas das energias cinéticas das partículas secundárias ionizantes com carga, por unidade de massa (KERMA) do tecido humano e do material tecido equivalente presente no fantoma. Observa-se que os valores de KERMA para os tecidos equivalentes estão próximos aos dos tecidos humanos. As imagens tomográficas do fantoma mostraram que as densidades obtidas da resposta radiológica do material tecido equivalente são similares às dos tecidos humanos, o que torna o fantoma adequado para estudos em radiodosimetria em radioterapia, radioproteção e no controle da qualidade da imagem em equipamentos de radiodiagnóstico.

## **ABSTRACT**

This work considers the development of two phantoms: a computational and a other anthropomorphic and anthropometric of female thorax for dosimetric evaluation by radiotherapy in the tumors of the middle thoracic esophagus. The computational panthom was developed through images of computerized tomography scan by female patient, which sequentially had been digitalized and included in SISCODES program that also was fed of information of the density and the chemical composition of human tissues and organs. Computational simulations in code MCNP5 had been carried through reproducing the protocol of treatment by tumors of the middle thoracic esophagus, for external radiotherapy of 6MV and brachyterapy through the positioning of radioisotopes sources from Cf-252 and Ir-192. In the generated curves of isodose for each situation, the deposition from energy's photons and neutrons in the female trunk can be observed. The anthropomorphic and anthropometric phantom was completed with organs developed with material equivalent tissue. The trunck was prepared previously in the NRI, including skin, muscular tissue, breast and bone structure. It had been prepared with equivalents tissue for the heart, spleen and liver, that together with the lungs, the trachea and the esophagus, was introduced in the thorax phantom. The additions of the kinetic energies of ionizing secondary charged particles was calculated, for unit of mass (KERMA) of the human tissue and the materials equivalents tissues presents in the phantom. It is observed that the values of KERMA for tissues equivalents are next to the ones to human tissues. The computed tomographic images shows the equivalent density like the same human structures, becoming the phantom adviced for studies in dosimetric in radiotherapy, radiation protection and the control of the image's quality in diagnostic equipment.

## ABREVIATURAS

Al = alumínio

ARN = Autoridad Regulatoria Nuclear

C = carbono

Ca = cálcio

CaHPO<sub>4</sub> = hidrogeno fosfato de cálcio ou fosfato ácido de cálcio

Cf = califórnio

cGy = centigray

Cl = cloro

cm = centímetros

CMC = carbometilcelulose

°C = graus centígrados

eV = eletronsvolts

FDG = flúor desóxiglicose

Fe = ferro

g = gramas

Gy = gray

H = hidrogênio

h = hora

ICRU = internacional commission on radiotion units and measurements

INCA = instituto nacional do câncer

Ir = irídio

J = joule

K = potássio

KERMA = kinetic energy release in matter

KeV = kiloeletronvolts

Kg = kilograma

kV = kilovolts

m = metro

mAs = miliampères

MCNP5 = monte carlo n particle transport code

MeV = megaeletronvolts

Mg = magnésio

mg = miligrama

ml = milílitros

mm = milímetro

MTE = material tecido equivalente

MV = megavoltagem

n = nêutrons

N = nitrogênio

Na = sódio

NaCl = cloreto de sódio

NRI = núcleo de radiação ionizante

NTCP = normal tissue complications probability

O = oxigênio

P = fósforo

PET = positron emission tomography

S = enxofre

s = segundos

TC = tomografia computadorizada

TLD = termo luminescence dosimetry

Co = cobalto

TNM = classificação dos tumores malignos

UH = unidade hounsfield

UICC = união internacional contra o câncer

USE = ultrasonografia endoscópica

$\gamma$  = gama/fótons

## LISTA DE FIGURAS

### Capítulo II

FIGURA 1: Vista anterior do mediastino (esôfago cervical, torácico e abdominal).....	06
FIGURA 2: Corte histológico da parede do esôfago. 1. Mucosa; 2. Muscular da mucosa; 3. Submucosa; 4. Muscular própria (circular e longitudinal) .....	07
FIGURA 3: Representação espacial das taxas brutas de mortalidade por câncer de esôfago, por 100.000 homens, nas Unidades da Federação, entre 1995 e 1999. ....	10
FIGURA 4: Representação espacial das taxas brutas de mortalidade por câncer de esôfago, por 100.000 mulheres, nas Unidades da Federação, entre 1995 e 1999. ....	11
FIGURA 5: Endoscopia digestiva alta visualizando carcinoma de células escamosas do terço médio do esôfago pouco diferenciado invasivo.....	14
FIGURA 6: Esofagografia baritada evidenciando o desvio do eixo do esôfago .....	15
FIGURA 7: Modelos de próteses utilizadas nos tratamentos de estenoses neoplásicas do esôfago.....	21
FIGURA 8: Histograma dose-volume comparativo para volume pulmonar irradiado em função da dose. Foram representadas as curvas resultantes das técnicas de quatro campos em “X”(X), três campos em “T”(T), três campos em “Y” (Y), dois campos látero-laterais (LL) e dois campos ântero-posteriores (AP).....	24
FIGURA 9: Histograma dose-volume comparativo para medula espinhal irradiada em função da dose. Foram representadas as curvas resultantes das técnicas de quatro campos em “X”(X), três campos em “T”(T), três campos em “Y” (Y), dois campos látero-laterais (LL) e dois campos ântero-posteriores (AP).....	24
FIGURA 10: NTCP para medula espinhal: as curvas representam três extensões diferentes do órgão, em função da dose e risco de complicação (mielite). As coordenadas representam o risco de complicação em função da dose recebida por determinado volume de tecido. Notar semelhança das curvas, independentemente da extensão irradiada, considerando 5, 10 e 20 cm do órgão.....	25
FIGURA 11: NTCP para pulmões: as curvas representam porcentagem de tecido pulmonar sendo irradiado(100%, 67% e 33%), em função da dose e risco de complicação (pneumonite). Notar que a variação do volume irradiado ocorre uma grande variação em relação à probabilidade de complicação.....	25
FIGURA 12: Fantoma BOMAB .....	34

### Capítulo III

FIGURA 13: Esboço anatômico do fatoma real de tórax. Visualização da localização dos órgãos no interior da cavidade torácica e no quadrante superior do abdome. ....	44
--	----

## Capítulo IV

FIGURA 14: Vistas anterior e posterior do fantoma antropomórfico-antrométrico de tórax.....	55
FIGURA 15: Vista inferior do fantoma de tórax. Cavidade torácica com os arcos costais e músculos intercostais construídos com material tecido equivalente.....	56
FIGURA 16: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o baço humano e para o tecido equivalente baço.....	60
FIGURA 17: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o coração humano e para o material tecido equivalente coração.....	61
FIGURA 18: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o pulmão humano e para o material tecido equivalente pulmão.....	61
FIGURA 19: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o fígado humano e para o material tecido equivalente fígado.....	62
FIGURA 20: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o baço humano e para o tecido equivalente baço.....	63
FIGURA 21: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o coração humano e para o material tecido equivalente coração.....	63
FIGURA 22: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o pulmão humano e para o material tecido equivalente pulmão.....	64
FIGURA 23: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o fígado humano e para o material tecido equivalente fígado.....	64
FIGURA 24: Desvio dos valores de kerma entre o baço humano e o baço construído por material tecido equivalente para fótons.....	65
FIGURA 25: Desvio dos valores de kerma entre o coração humano e o coração construído por material tecido equivalente para fótons.....	66
FIGURA 26: Desvio dos valores de kerma entre o pulmão humano e o pulmão construído por material tecido equivalente para fótons.....	66
FIGURA 27: Desvio dos valores de kerma entre o fígado humano e o fígado construído por material tecido equivalente para fótons.....	67
FIGURA 28: Desvio dos valores de kerma entre o baço humano e o baço construído por material tecido equivalente para nêutrons.....	68
FIGURA 29: Desvio dos valores de kerma entre o coração humano e o coração construído por material tecido equivalente para nêutrons.....	69
FIGURA 30: Desvio dos valores de kerma entre o pulmão humano e o pulmão construído por material tecido equivalente para nêutrons.....	69
FIGURA 31: Desvio dos valores de kerma entre o fígado humano e o fígado construído por material tecido equivalente para nêutrons.....	70

FIGURA 32: Vista anterior do coração humano (A) e material tecido equivalente envolvido com silicone (B) .....	72
FIGURA 33: Vista anterior do fígado humano (A) e material tecido equivalente e (B).....	72
FIGURA 34: Vista anterior dos pulmões direito e esquerdo respectivamente (A) e material tecido equivalente (B) .....	73
FIGURA 35: Vista anterior da baço (A) e material tecido equivalente (B) .....	73
FIGURA 36: Vista inferior da cavidade torácica. Observa-se no mediastino médio o coração (A), os brônquios principais (B e C, respectivamente) e no mediastino posterior o esôfago e aorta (D e E).....	74
FIGURA 37: Vista anterior tridimensional do fantoma de tórax, visualizando a mama no hemitórax esquerdo. ....	76
FIGURA 38: Vista súpero-anterior do fantoma de tórax, visualizando as clavículas. ....	77
FIGURA 39: Vista ínfero-anterior do fantoma de tórax, visualizando o fígado, a direita e o baço a esquerda. ....	77
FIGURA 40: Reconstrução em 3D por TC do fantoma em corte frontal, visualizando a traquéia, brônquios, mediastino e pulmões .....	78
FIGURA 41: Reconstrução em 3D por TC do fantoma em corte sagital, visualizando o mediastino, os corpos das vértebras e os discos intervertebrais.....	78
FIGURA 42: Corte axial do fantoma, visualização do mediastino superior e da mama esquerda .....	79
FIGURA 43: Corte axial do fantoma, visualização do mediastino médio, em evidência os brônquios principais, o esôfago anterior ao corpo da vértebra e a aorta lateralmente .....	79
FIGURA 44: Corte axial do fantoma, visualização do mediastino médio, a região mais densa representa o coração .....	80
FIGURA 45: Corte axial do fantoma, visualização dos quadrantes superiores do abdome, em evidência o fígado e o baço .....	80
FIGURA 46: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.....	81
FIGURA 47: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.....	82
FIGURA 48: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.....	82
FIGURA 49: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.....	83
FIGURA 50: Corte axial de tórax do modelo de voxel após transferido para o código MCNP5.....	83
FIGURA 51: Corte sagital de tórax após ser transferido para o código MCNP5.....	84
FIGURA 52: Corte frontal de tórax após ser transferido para o código MCNP5.....	84

FIGURA 53: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada em função de dois campos de irradiação látero-laterais 5x5 de radioterapia megavoltagem com espectro 6MV .....	85
FIGURA 54: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Cf-252 posicionada no esôfago, computando a componente de nêutrons da emissão da fonte .....	86
FIGURA 55: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Cf-252 posicionada no esôfago, computando a componente de fótons da emissão da fonte.....	87
FIGURA 56: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Ir-192 posicionada no esôfago, computando a componente de fótons da emissão da fonte.....	88

## LISTA DE TABELAS

### Capítulo II

TABELA 1: Estadiamento clínico do câncer de esôfago TNM (UICC,1987) .....	17
TABELA 2: Porcentagem de dose de irradiação (e valores absolutos supondo que a isodose de 95% corresponda a 60 Gy estimada para todo o tecido pulmonar, um terço e dois terços do volume do órgão .....	25
TABELA 3: Dose mínima de irradiação estimada (em porcentagem e valores absolutos, supondo que a isodose de 95% corresponda a 60 Gy) para quaisquer volumes da medula espinhal .....	25

### Capítulo III

TABELA 4: Composição elemental em percentuais de massa dos tecidos humanos utilizados na construção dos órgãos do fantoma .....	38
TABELA 5: Tabela extraída do programa “Adminin” do programa SISCODES utilizada para a construção do fantoma de voxel de tórax .....	40

### Capítulo IV

TABELA 6: Composição elemental em percentuais de massa dos tecidos humanos baseados na ICRU-44 e do material tecido equivalente desenvolvido para o fantoma.....	58
TABELA 7: Densidades do tecido humano e do material tecido equivalente desenvolvido para o fantoma.....	59
TABELA 8: Comparação da massa (g) dos órgãos humanos e dos construídos por material tecido equivalente.....	71
TABELA 9: Densidades na escala de Hounsfield dos tecidos humanos e dos materiais tecidos equivalentes do fantoma.....	75

## SUMÁRIO

Resumo .....	iv
Abstract.....	v
Abreviaturas.....	vi
Lista de figuras do capítulo II.....	ix
Lista de figuras do capítulo III .....	ix
Lista de figuras do capítulo IV .....	x
Lista de tabelas do capítulo II.....	xiii
Lista de tabelas do capítulo III .....	xiii
Lista de tabelas do capítulo IV .....	xiii
I. Introdução.....	01
II.1 Objetivo principal .....	02
II.2 Objetivos específicos .....	02
II.3 Motivação .....	03
II.4 Organização do trabalho .....	03
II. Estado da Arte.....	05
II.1. O Esôfago .....	05
II.2 O Câncer de Esôfago .....	08
II.2.1 Métodos Diagnósticos.....	14
II.2.2 Tratamento .....	18
II.2.2.1 Dosimetria.....	22
II.2.2.1.1 Radioterapia de Feixes Externos.....	23
II.2.2.1.2 Braquiterapia.....	27
II.2.2.1.3 Complicações observadas nos tratamentos radioterápicos .....	29
II.3 Fantasmas .....	29
III. Material e Método .....	35
III.1 Desenvolvimento do fantoma computacional de voxel.....	35
III.1.1 Procedimentos para a simulações computacionais .....	39

III.1.2 Desenvolvimento para avaliação dos Kermas do Material Tecido Equivalente .....	42
III.2 Desenvolvimento do fantoma real de tórax .....	43
III.2.1 Desenvolvimento do Material Tecido Equivalente .....	45
III.2.2 Preparo das peças anatômicas.....	50
III.2.3 Obtenção das imagens tomográficas do fantoma antropomórfico-antropométrico.....	54
IV. Resultados .....	55
IV.1 Fantoma antropomórfico-antropométrico .....	55
IV.1.1 Composição do material tecido equivalente.....	56
IV.1.2 Avaliação dos Kermas dos tecidos equivalentes .....	59
IV. 1.3 Peças anatômicas .....	71
IV. 1.4 Resposta radiográfica do fantoma .....	74
IV.2 Fantoma de voxel de tórax .....	81
IV.2.1 Imagens do fantoma de voxel.....	81
IV.2.2 Simulações computacionais .....	83
V. Discussão .....	89
VI. Conclusões e Perspectivas.....	93
Referências .....	95
ANEXOS .....	99

# **I. Introdução**

A incidência de câncer vem aumentando cada vez mais na população mundial. A radioterapia é uma das modalidades terapêuticas desta doença que além de tratar o tumor atinge os tecidos saudáveis adjacentes.

Com o intuito de estudar a radiodosimetria e o comportamento das partículas ionizantes utilizadas na radioterapia, seja na teleterapia ou braquiterapia de tumores, o Núcleo de Radiação Ionizante – NRI do Departamento de Engenharia Nuclear da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais vem desenvolvendo projetos de pesquisa de construção de fantomas antropomórficos e antropométricos reais e computacionais.

Seguindo esta proposta de pesquisa, este trabalho apresenta o desenvolvimento de material tecido equivalente para órgãos internos do tórax, para compor um tórax feminino antropomórfico e antropométrico já desenvolvido pelo NRI.

Além do fantoma real, o trabalho apresenta a construção de um fantoma computacional de tórax em modelo de voxel para simulações de teleterapia e braquiterapia em tumores do terço médio do esôfago utilizando o código MCNP5 – Monte Carlo N-Particle Transporte Code.

Os resultados deste estudo somam-se a outros que vem sendo desenvolvidos pelo NRI para que estes sejam otimizados e aplicados nos planejamentos radioterápicos, nos estudos de dosimetria e de radiodiagnóstico.

## **I.1 Objetivo Principal**

O trabalho propõe a construção de um fantoma computacional, seguido da confecção de órgãos construídos por material tecido equivalente que irão compor um fantoma real de tórax antropomórfico e antropométrico para a avaliação dosimétrica em radioterapia de tumores do terço médio de esôfago, do tipo carcinoma de células escamosas.

## **I.2 Objetivos Específicos**

- i) Desenvolver um fantoma computacional de tórax em modelo tridimensional de voxel para estudos de simulações computacionais de protocolos empregados na radioterapia de tumores do terço médio do esôfago.
- ii) Desenvolver os cálculos de KERMA (Energias Cinéticas das Partículas Ionizantes) dos tecidos humanos e do material tecido equivalente coração, pulmão, fígado e baço.
- iii) Compor um fantoma antropomórfico-antropométrico real de tórax que atenda aos requisitos de composição química, densidade e anatomia, equiparáveis aos tecidos e órgãos humanos, através da elaboração de órgãos internos constituídos de tecidos biológicos equivalentes, para fins de futuros estudos de dosimetria no tratamento radioterápico de tumores do terço médio do esôfago.

### **I.3 Motivação**

A incidência crescente dos cânceres de esôfago, principalmente do terço médio, devido às mudanças sócio-econômicas (mudança dos hábitos alimentares, consumo excessivo de álcool e tabaco). A baixa probabilidade de cura, em torno de 37% (INCA, 2003) quando o diagnóstico é precoce, justificam qualquer iniciativa que leve ao aprimoramento do tratamento. A possibilidade de aplicação da braquiterapia intracavitária pela viabilidade de abertura intraluminal presente no esôfago, aliada a uma localização anatômica delicada que dificulta o planejamento radioterápico e a pouca existência de modelos experimentais para o estudo da radioterapia no câncer de esôfago, motivam a introdução de ferramentas computacionais e experimentais que possam trazer acurácia ao planejamento radiodosimétrico dos tumores do terço médio do esôfago.

### **I.4 Organização do Trabalho**

O trabalho propõe a implementação de um modelo computacional tridimensional de voxel e o emprego deste em simulações de protocolos de radioterapia de tumores de esôfago através do código MCNP-5, bem como a construção de órgãos com material tecido equivalente para compor um fantoma antropomórfico e antropométrico de tórax humano para futuras avaliações dosimétricas em radioterapia de tumores do terço médio do esôfago, do tipo carcinoma de células escamosas.

O capítulo I apresenta a introdução do trabalho com sua proposta e a sua importância no contexto das pesquisas desenvolvidas pelo NRI.

As revisões bibliográficas, apresentadas no capítulo II, tratam das questões anatômicas do esôfago, o câncer de esôfago, os métodos diagnósticos, tratamentos, considerações sobre a dosimetria utilizada na radioterapia e o emprego de fantasmas nos estudos de dosimetria.

O desenvolver de todo o trabalho, como a construção dos fantasmas computacional e real, o desenvolvimento dos cálculos de KERMA, a montagem do fantoma e a obtenção das imagens tomográficas são apresentadas no capítulo III, materiais e métodos.

Os resultados das etapas do trabalho, sendo a composição química obtida de cada material tecido equivalente construído, as avaliações dos valores KERMA dos tecidos equivalentes em função dos tecidos humanos, a resposta radiográfica do fantoma e as simulações computacionais são apresentados no capítulo IV.

A discussão dos resultados deste trabalho está presente no capítulo V, onde pode-se situar os resultados do trabalho em relação ao que foi encontrado na literatura.

Por fim, no capítulo VI, as conclusões do trabalho são apresentadas, juntamente com as propostas futuras de continuidade dos estudos.

## **II. Estado da Arte**

### **II.1 O Esôfago**

O esôfago compreende um canal muscular, com cerca de 25 cm de comprimento, que se estende da faringe ao estômago. Tem origem no pescoço, ao nível da borda inferior da cartilagem cricóide da laringe, à altura da sexta vértebra cervical. Apresenta trajetória descendente ao longo da face anterior da coluna vertebral. No tórax, percorre o mediastino posterior, atravessa o diafragma, através do hiato esofágico e penetra na cavidade abdominal onde termina no óstio cárdico do estômago, à altura da décima primeira vértebra torácica (WILLIAMS, 1995).

Por ser um canal longo, o esôfago passa por várias regiões conforme demonstra a figura 1. É dividido anatomicamente em três porções: porção cervical, quando este passa pelo pescoço, posteriormente à traquéia. A porção torácica quando passa pelo tórax, através do mediastino, posterior à traquéia a seguir situa-se dorsalmente e à direita do arco aórtico, descendo pelo mediastino posterior onde mantém relação com a aorta. Finalmente, a porção abdominal do esôfago, mede cerca de 1,25 cm de comprimento, sendo a mais curta em relação às outras porções. Situado na face posterior do lobo esquerdo do fígado, onde em seguida uni-se ao estômago através da junção esofagogástrica (D'ANGELO & FATTINI, 2000).



Figura 1: Vista anterior do mediastino  
(esôfago cervical, torácico e abdominal)  
Fonte: Atlas de Anatomia Humana (Netter, 2003).

Sua parede possui quatro camadas: externa ou fibrosa, muscular, submucosa ou areolar e interna ou mucosa. A camada muscular é constituída de dois estratos de considerável espessura: um externo, de fibras longitudinais e outro interno, de fibras circulares. As fibras longitudinais dispõem-se, na parte inicial do esôfago, em três fascículos: um ventral, inserido na crista vertical da face posterior da lâmina da cartilagem cricóide pelo tendão cricoesofágico. E os outros fascículos, um de cada lado, contínuos com as fibras musculares da faringe. À medida que descem, os feixes musculares se fundem, constituindo uma camada uniforme que cobre a superfície externa do órgão (GRAY, 1988).

As fibras circulares são contínuas acima com as do músculo constritor inferior da faringe, transversais nas porções cranial e caudal do canal, mas oblíquas na parte intermédia. As

fibras musculares na parte cranial do esôfago são constituídas de músculo estriado, a parte média é mista (músculo estriado e liso) e parte inferior contém apenas fibras de músculo liso.

A camada submucosa ou areolar une frouxamente às camadas muscular e mucosa. Contém vasos sanguíneos, tecido linfático, nervos, glândulas mucosas que se abrem na superfície por um ducto excretor. A camada mucosa é espessa, de cor avermelhada cranialmente e pálida caudalmente. Está disposta em pregas longitudinais que desaparecem com a distensão do órgão. Entre a mucosa e a submucosa, existe uma lâmina de fibras musculares não estriadas dispostas longitudinalmente (GRAY, 1988).

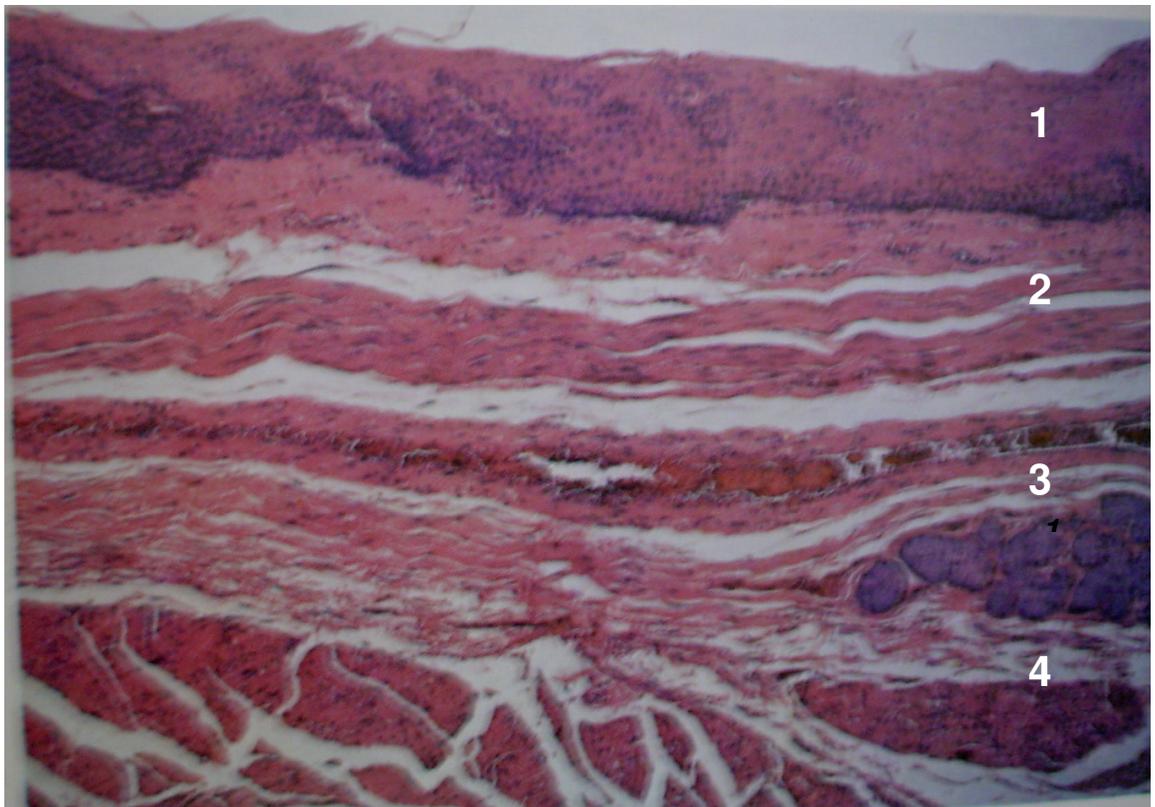


Figura 2: Corte histológico da parede do esôfago. 1. Mucosa; 2. Muscular da mucosa; 3. Submucosa; 4. Muscular própria (circular e longitudinal)

Fonte: Atlas de Enfermidades do Trato Gastrointestinal Superior (OTTENJANN & ELSTER, 1980).

As artérias que irrigam o esôfago derivam da artéria tireóidea inferior, ramos da aorta torácica descendente e das artérias bronquiais, das artérias gástrica esquerda e da frênica inferior, ramos da aorta abdominal. As veias que drenam o esôfago desembocam nas veias tireóidea inferior, ázigos, hemi-ázigos e veias gástricas, formando assim uma importante via de anastomose entre a veia porta e as veias sistêmicas. Os nervos derivam do ramo recorrente do nervo vago, que inervam a musculatura estriada do órgão, e do tronco do nervo vago e do simpático, que inervam a musculatura lisa (GRAY, 1988).

Os linfonodos regionais que recebem a drenagem linfática do esôfago cervical, são os linfonodos cervicais, incluindo os supraclaviculares, para o esôfago torácico, os mediastinais e perigástricos (INCA, 2004).

## **II.2 O Câncer de Esôfago**

O câncer de esôfago é o terceiro em frequência entre os tumores do aparelho digestivo, sendo sua ocorrência maior em homens do que em mulheres, na proporção de 3:1. Incide principalmente a partir da sexta década e é raro antes dos 30 anos (FORONES, 1999).

De acordo com as estimativas de incidência de câncer no Brasil para o ano de 2006 do Instituto Nacional do Câncer - INCA, devem ocorrer cerca de 10.580 novos casos de câncer de esôfago, sendo 7.970 homens e 2.610 mulheres.

Geograficamente há um cinturão de câncer de esôfago que se estende da Ásia, região do Mar Cáspio no norte do Irã e da antiga União Soviética, passando pela Ásia Central e Mongólia, até o norte da China. A população destas áreas geralmente não consomem álcool e o nível de tabagismo é baixo, portanto, o clima é um fator importante (embora não possa ser visto como um fator isolado para esta doença), pois estas áreas de risco para o câncer de

esôfago apresentam um clima árido e um solo alcalino. Na China, a taxa de mortalidade por câncer de esôfago, comparada a dos Estados Unidos é cerca de 70 vezes maior. Os negros americanos têm uma incidência maior do que os brancos, e nos Estados Unidos as pessoas que residem em áreas urbanas estão sob maior risco do que as residentes em áreas rurais, devido às condições de vida (RUBIN & FARBER, 2002).

No ocidente, o etilismo e o tabagismo são os maiores fatores de risco e estão associados com 80% a 90% de todos os casos de carcinoma de células escamosas (RUBIN & FARBER, 2002).

No Brasil as maiores taxas de mortalidade entre homens e mulheres, estão concentradas na região sudeste e sul, conforme mostram as figuras 3 e 4.

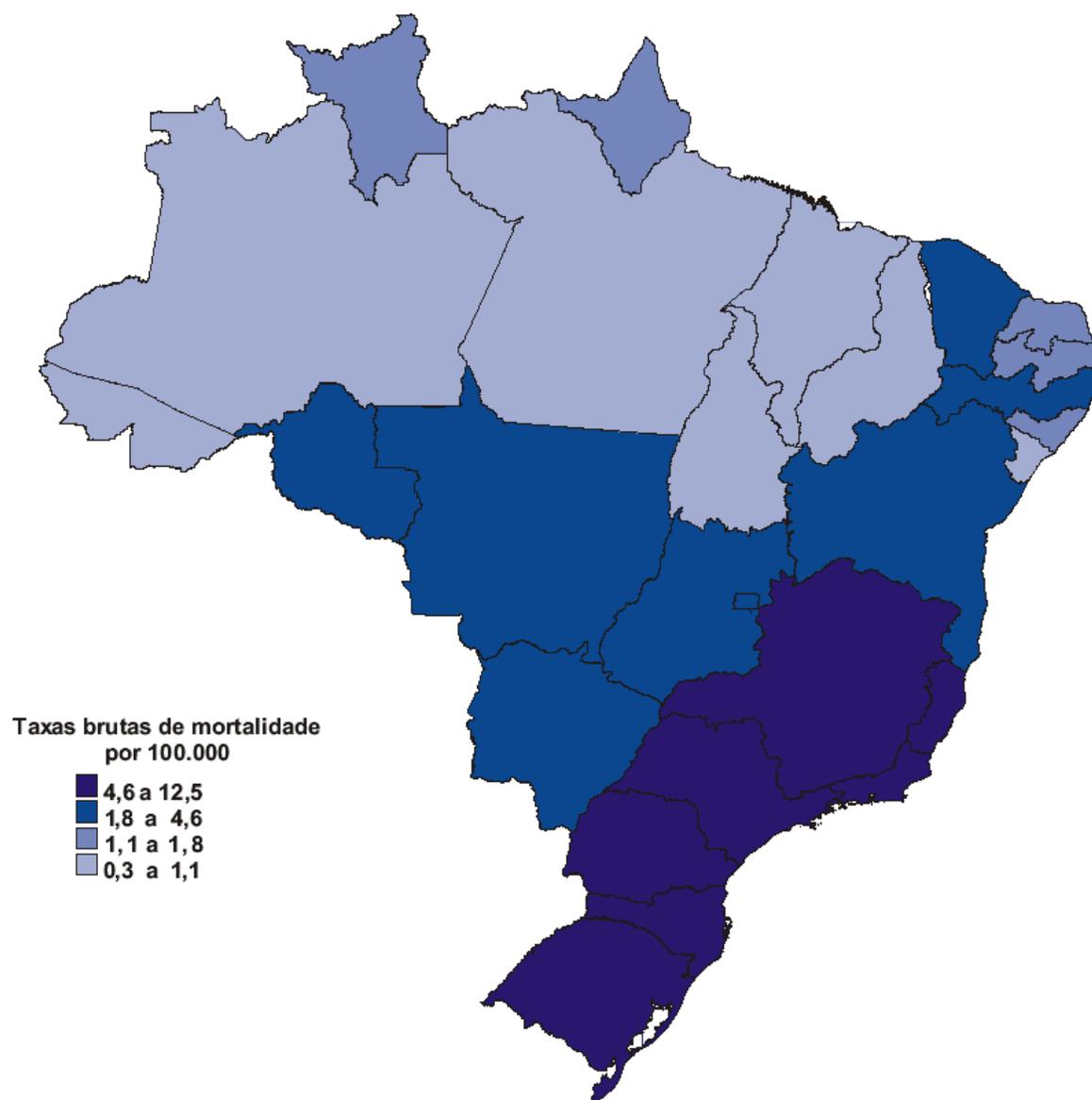


Figura 3: Representação espacial das taxas brutas de mortalidade por câncer de esôfago, por 100.000 homens, nas Unidades da Federação, entre 1995 e 1999.  
 Fonte: Instituto Nacional do Câncer (2005).

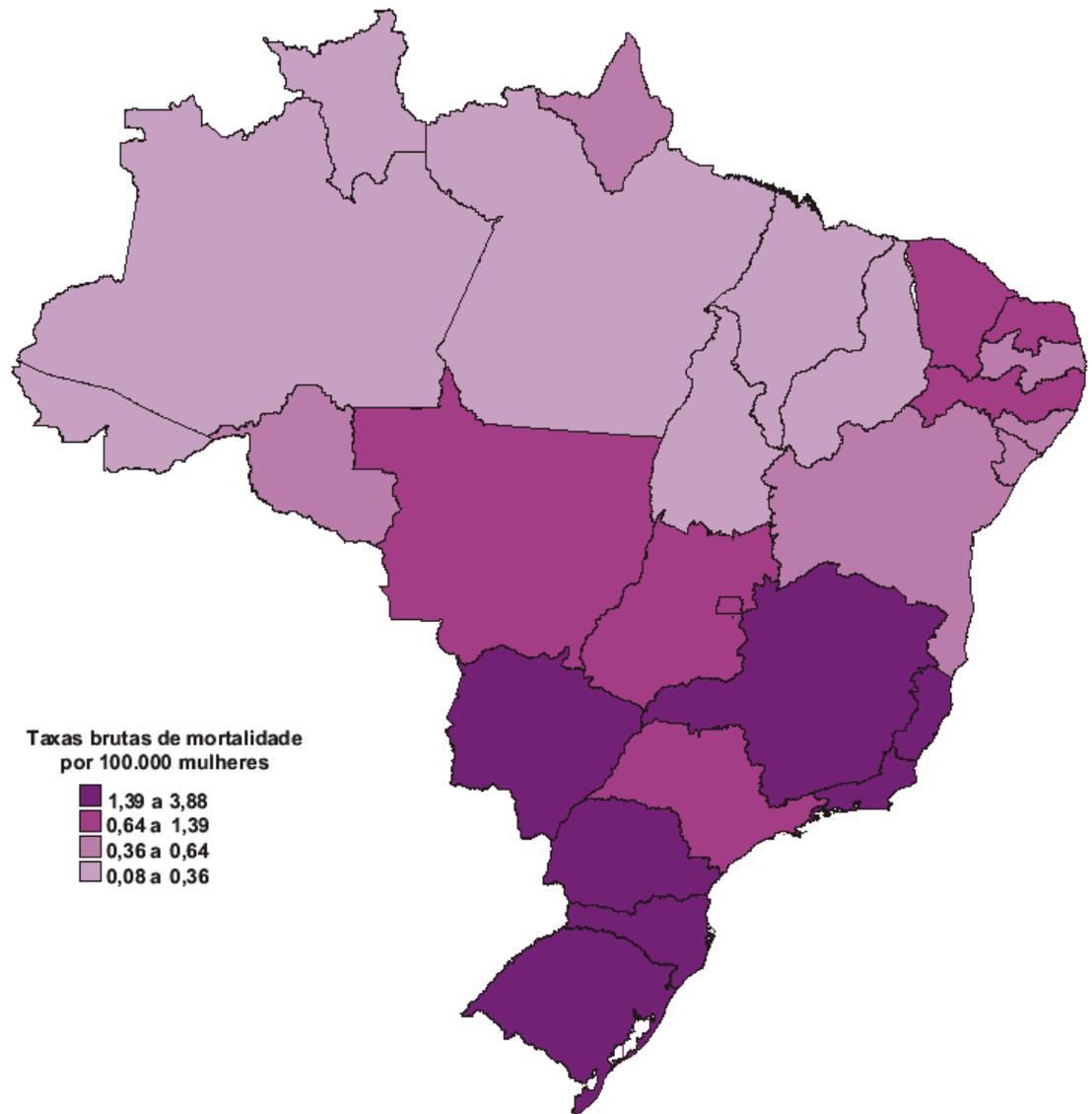


Figura 4: Representação espacial das taxas brutas de mortalidade por câncer de esôfago, por 100.000 mulheres, nas Unidades da Federação, entre 1995 e 1999.  
 Fonte: Instituto Nacional do Câncer (2005).

O baixo nível sócio-econômico e as deficiências de vitaminas A e C, de Molibdênio, Zinco e Ferro também são considerados de risco (FORONES, 1999). A ingestão de nitrosaminas através da dieta (preparação e estocagem de alimentos) ou produzidas pelo estômago e de cáustico (soda cáustica) compreendem fatores carcinogênicos. A ação das nitrosaminas é aumentada pelo álcool, por deficiências nutricionais e por micotoxicidade. O consumo de vegetais em conserva, de bebidas e sopas quentes, está associado a um risco maior de câncer de esôfago (FISHER & BRADY, 1997).

Algumas doenças estão associadas a carcinogênese esofágica como esôfago de Barret, tilose, síndrome de Plummer-Vison, acalasia, hérnia de hiato associada à esofagite por refluxo, o estado de conservação dos dentes, além do tabagismo e etilismo. Publicações têm demonstrado a correlação do HPV (Papiloma Vírus Humano 16 e 18) com o carcinoma espinocelular de esôfago (FORONES, 1999).

Segundo Salvajoli (1999) aproximadamente 95% dos cânceres de esôfago são constituídos por carcinomas de células escamosas e 4 a 5% são adenocarcinomas que iniciam-se no esôfago distal e devem estar associados com metaplasia colunar do epitélio (esôfago de Barret). É significativo o aumento da incidência de adenocarcinoma do esôfago em relação ao carcinoma espinocelular, ocorrendo mais freqüentemente em homens brancos de meia-idade. O carcinoma de células escamosas é mais freqüente em fumantes após os 60 anos. Alterações da mucosa que se caracterizam por atipia celular, precedem o aparecimento do câncer. A ausência de serosa possibilita maior disseminação local por continuidade e faz com que a maioria tenha diagnóstico já em fase avançada (FORONES, 1999).

As formas mais comuns são polipóide, ulcerosa e infiltrativa, sendo esta a mais freqüente. O crescimento do tumor em direção à luz pode determinar obstrução, provocando odinofagia

(dor no momento da deglutição) e disfagia (dificuldade de deglutição) inicialmente a sólidos sendo progressiva a líquidos (FORONES, 1999).

Geralmente, a maior incidência de câncer de esôfago, ocorre no terço torácico médio. Segundo Yin (1997), de 1.212 pacientes tratados com irradiação primária, apresentaram a seguinte ocorrência: 44 cervical, 282 do terço torácico superior, 742 do terço torácico médio e 144 do terço torácico inferior. Os tumores do terço inferior geralmente invadem os linfonodos abdominais, já os do terço superior e médio, os cervicais e supraclaviculares.

Os tumores de esôfago desenvolvem-se silenciosamente, sendo assintomáticos no início. Disfagia e perda de peso têm sido observadas em mais de 90% dos pacientes. A odinofagia está presente em mais de 50% dos pacientes, podendo se observar rouquidão pela paralisia das pregas vocais devido a compressão do nervo laríngeo recorrente e tosse crônica decorrente de fístula traqueoesofágica ou da aspiração de alimentos ou saliva (SALVAJOLI, 1999). Pacientes podem desenvolver anemia ferropriva por perda crônica de sangue e pneumonia aspirativa (FORONES, 1999).

De acordo com os estudos de Forones (1999), o exame clínico não auxilia no diagnóstico precoce. Adenomegalia cervical ou supraclavicular, derrame pleural, ascite, hepatomegalia, dor óssea podem ser sinais de doença avançada. As metástases mais frequentes ocorrem no pulmão e fígado, podendo ocorrer metástases cerebrais e ósseas, sendo estas mais raras.

Pacientes com câncer de esôfago são de risco para tumores de cabeça, pescoço, laringe e pulmão. Os portadores de carcinoma de esôfago cervical tendem apresentar sintomas mais precoces do que os de esôfago torácico (SALVAJOLI, 1999).

## II.2.1 Métodos Diagnósticos

Com a presença dos sintomas exige-se a realização de exames para confirmar o diagnóstico e fazer o estadiamento do tumor. Os exames visam a avaliação da extensão local ou à distância da doença para o adequado planejamento terapêutico. Doença localmente avançada ou com metástases à distância é contra-indicada a cirurgia radical (FORONES, 1999).

O câncer de esôfago pode ser diagnosticado pela endoscopia digestiva alta e por radiografia contrastada. A endoscopia permite a visualização, a mensuração e a biópsia da lesão, conforme indicam as setas na figura 5.

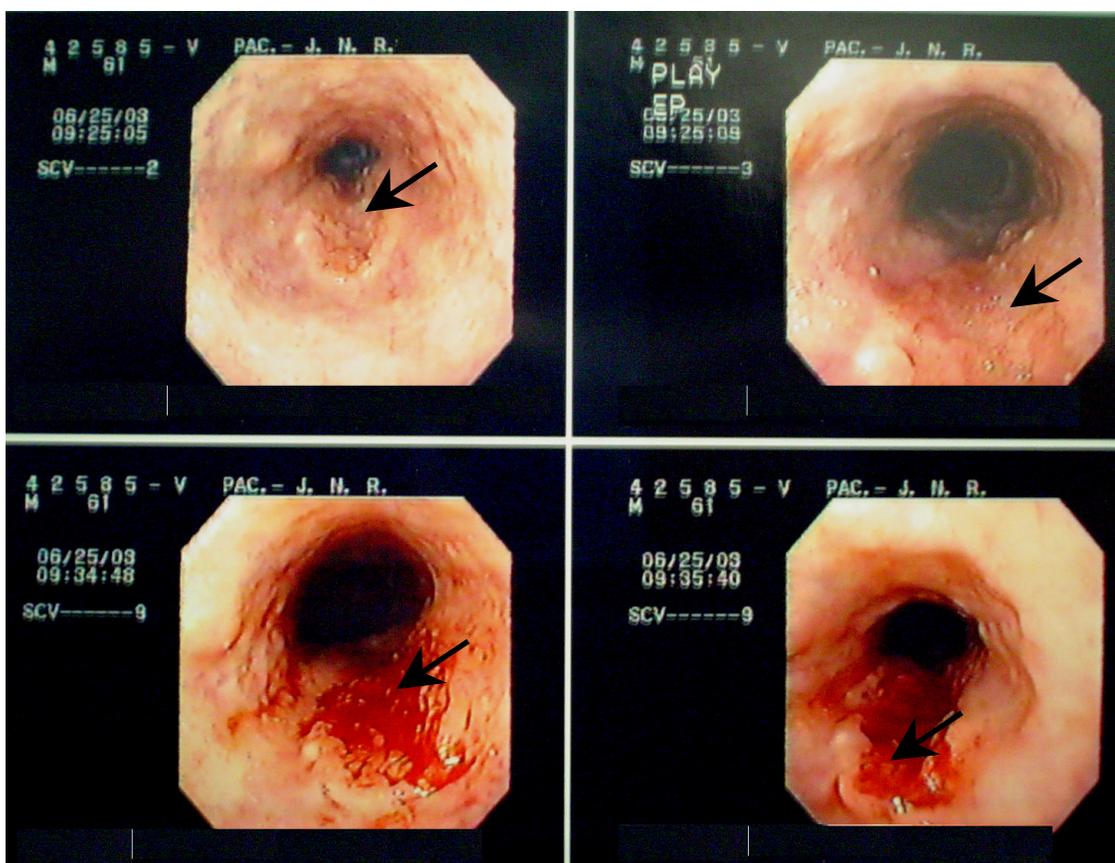


Figura 5: Endoscopia digestiva alta visualizando carcinoma de células escamosas do terço médio do esôfago pouco diferenciado invasivo.

Fonte: Clínica Cirúrgica do Dr. Frederico Lucchini

As lesões podem ser identificadas pela endoscopista através do uso de corantes (azul de toluidina ou lugol) que coram o tecido normal e não o anormal. O esôfagograma de duplo contraste, demonstrado pela figura 6, é utilizado para determinar a localização, a extensão da lesão, o desvio do eixo do esôfago, o grau de obstrução e a presença de fístula traqueoesofágica (FORONES, 1999).

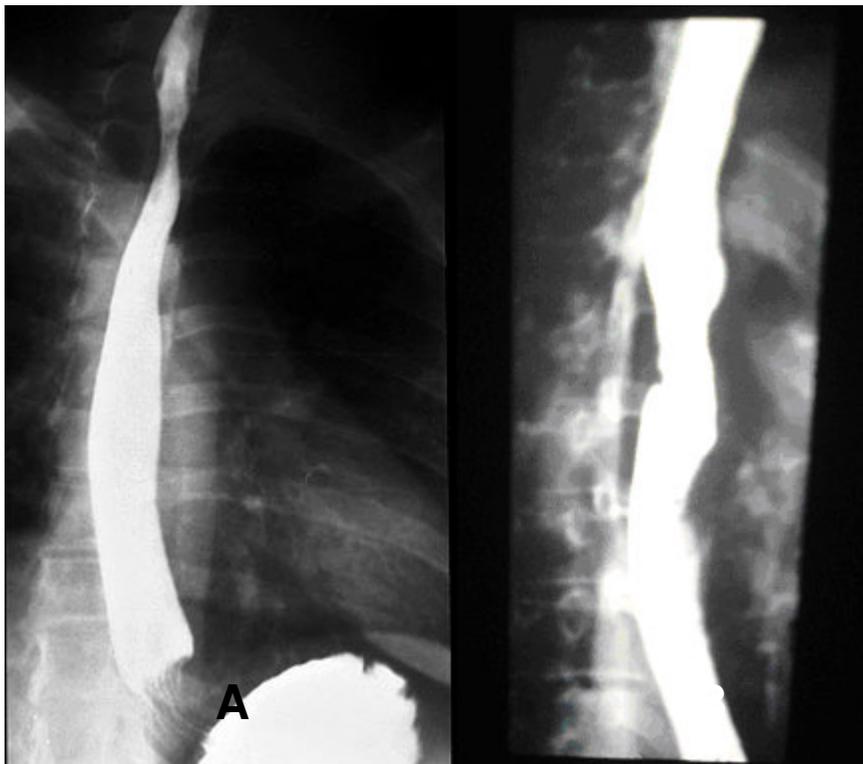


Figura 6: A: esofagografia baritada normal; B: esofagografia baritada evidenciando desvio do eixo do esôfago.

Fonte: Clínica Cirúrgica do Dr. Frederico Lucchini

Para Salvajoli (1999) a toracoscopia e a laparoscopia têm acurácia superior a 92%, também se têm mostrado úteis para o estadiamento e avaliação do tumor, sendo utilizada para determinar o tipo de tratamento a ser instituído. Este aconselha a realização da broncoscopia para observar lesões acima ou ao nível da carina, para possível detecção da invasão do tumor para a árvore traqueobrônquica como também a detecção da fístula traqueoesofágica. O estadiamento da doença conforme tabela 1 consiste na aferição do tamanho e da extensão do tumor. Esta conduta é de vital importância para definir o tratamento e requer a realização de um conjunto de exames como a radiografia de tórax, tomografia computadorizada (TC) do tórax e do abdome para se conhecer a extensão da lesão primária, detectar linfonodos regionais comprometidos e para detectar doença metastática no pulmão e fígado. A ultrasonografia endoscópica (USE) permite avaliar a invasão da mucosa, submucosa, camada muscular e adventícia, assim como a presença de linfonodos regionais (FORONES, 1999).

**Tabela 1 - Estadiamento clínico do câncer de esôfago tnm (UICC, 1987)**

<b>Estádio</b>	<b>TNM</b>
0	TisN0M0
I	T1N0M0
II - IIa	T2-3N0M0
IIb	T1-2N1M0
III	T3N1M0 T4NqM0
IV	TqNqM1

Tis = tumor in situ; T1 = invasão de submucosa; T2 = invasão de muscularis própria; T3 = invasão de adventícia; T4 = invasão de estruturas adjacentes; Tq = qualquer T; N0 = sem metástase linfonodal; N1 = metástase em linfonodos perigástricos a menos de 3 cm do tumor e cervical e supraclavicular, mediastinais, perigástricos excluindo troco celíaco; M0 = sem metástase à distância; M1 = com metástase à distância; Mq = qualquer M.

Fonte: Revista Sinopse de Gastroenterologia, Abril 1999.

Testes feitos por Sakamoto et al. (2004), onde avaliaram a capacidade da USE – ultrasonografia endoscópica de detectar em 171 linfonodos de 56 pacientes com carcinoma de esôfago superficial, linfonodos acometidos por metástase, observaram que para linfonodos mediastinais a sensibilidade foi de 83,3%, a especificidade de 100% e a acurácia de 96,5%. Foram também analisados linfonodos de outras regiões e a sensibilidade foi de 89%, a especificidade de 75% e a acurácia de 84%.

Associada a USE, a biópsia por aspiração por agulha fina para a detecção de metástase em linfonodos paraesofágicos e perigástricos, a sensibilidade foi de 80 – 90% e a especificidade de 90 – 100% (SAKAMOTO et al., 2004).

A USE tem a qualidade diagnóstica limitada, porque informações da patologia e da biologia do tumor não são obtidas simplesmente. Para aumentar a acurácia, necessita-se combinar outras modalidades diagnósticas, como CT, Doppler USE, FDG-PET (Flúor Desóxiglicose-Tomografia por Emissão de Pósitrons) para detectar com precisão as metástases em linfonodos regionais ou à distância (SAKAMOTO et al., 2004).

Estudos de Luketich et al. (1997), relataram que de 03 casos utilizando PET em pacientes com câncer de esôfago para diagnóstico de metástases, este método detectou a possibilidade de metástase à distância nos 03 casos, e estas foram confirmadas através de biópsia. Seus resultados sugerem que o PET pode desempenhar um papel importante por ser um procedimento não invasivo para o diagnóstico, podendo fazer o estadiamento de tumores em pacientes com câncer de esôfago, poupando-os de métodos invasivos para biópsias. Além disso, também tem sido pesquisado a utilização de métodos para diagnosticar metástases em linfonodos usando procedimentos moleculares (NATSUGOE et al., 2002).

## **II. 2.2 Tratamento**

Os pacientes com câncer de esôfago podem receber como formas de tratamento a cirurgia, a radioterapia, a quimioterapia ou a combinação destas três modalidades terapêuticas (INCA, 2002).

A cirurgia de esôfago é um procedimento de alta morbidade e mortalidade, devido ao diagnóstico da doença ser feito, na maioria das vezes, em estádios mais avançados. Soma-se a isto o fato dos pacientes serem fumantes, etilistas e desnutridos. A baixa sobrevida faz

com que os médicos acreditem que o tratamento paliativo seja a única forma de beneficiar o paciente, sendo as ressecções radicais restritas a tumores pequenos (FORONES, 1999).

O tratamento preferencial dessas lesões é a ressecção cirúrgica com margens adequadas. A esofagectomia com esofagogastroplastia é o tratamento de escolha para as lesões precoces e para os tumores obstrutivos, sem evidências de metástases, tendo os pacientes condições clínicas de anestesia geral (SALVAJOLI, 1999).

Em lesões localmente avançadas e irressecáveis o tratamento se baseia na radioterapia concomitante à quimioterapia (ARAÚJO et al., 1991).

A sobrevida está relacionada ao estadiamento, a extensão, a invasão de linfonodos e ao grau de diferenciação do tumor. Tumores restritos à mucosa ou submucosa são potencialmente curáveis com cirurgia. Nestes casos a sobrevida após cinco anos é de 90%. No entanto, o diagnóstico neste estágio clínico é de 7% a 10% dos casos, sendo 75% dos tumores diagnosticados em estágio III. Nos estádios II e III a sobrevida após cinco anos cai para 34% e 15% respectivamente. (FORONES, 1999).

A quimioterapia pré-operatória não aumenta a morbidade ou mortalidade operatória nos estádios II e III. Nos doentes em estágio IIb e III (T3N1M0) pode aumentar o índice de ressecabilidade e a sobrevida nos doentes que respondem ao tratamento com diminuição do tamanho do tumor. (FORONES, 1999).

Várias drogas quimioterápicas foram testadas em doentes com câncer de esôfago, sendo que as que tiveram melhor resposta foram o 5-Fluoracil, Mitocina, Cisplatina, Vindesina e o Paclitaxel (FORONES, 1999).

Nos pacientes em estágio III (T4NqM0) e IV, o tratamento visa melhorar em pouco tempo a disfagia e com isso melhorar a sobrevida. Os principais métodos terapêuticos são radioterapia, laser, prótese, alcoolização e braquiterapia. A cirurgia paliativa para melhorar a

disfagia vem perdendo lugar em face do risco cirúrgico e do tempo necessário para o restabelecimento do paciente (FORONES, 1999).

A radioterapia pode ser utilizada no tratamento das neoplasias esofágicas de forma pré ou pós-operatória, com ou sem quimioterapia, ou de forma primária exclusiva (SALVAJOLI, 1999).

A radioterapia externa pode aumentar a sobrevida. A melhora da disfagia demora entre três a quatro semanas após o início da terapêutica e nos primeiros dias há piora da disfagia, o que pode motivar o paciente a abandonar a terapia (FORONES, 1999).

As próteses esofágicas, demonstradas pela figura 7, sendo plásticas ou metálicas, podem ser colocadas por via endoscópica ou através de operação e medem entre 9 a 12 cm. A melhora da disfagia é rápida, mas dificilmente o doente volta a ingerir normalmente. Algumas complicações como a migração, obstrução por alimento ou pelo próprio tumor podem ocorrer. A colocação de prótese especial consiste na melhor forma de tratamento de pacientes com fístula traqueoesofágica, onde a radioterapia é contra indicada (FORONES, 1999).



Figura 7: Modelos de próteses utilizadas nos tratamentos de estenoses neoplásicas do esôfago.  
Fonte: Laboratório Ethicon

De acordo com Forones (1999), o tratamento a laser possibilita a recanalização do tumor e melhora da disfagia, que atinge 50% a 60% para a ingestão de sólidos ou semi-sólidos. A grande desvantagem deste tratamento é o crescimento do tumor, tornando-se necessário reaplicar o procedimento ou indicar uma outra forma de tratamento. A associação entre laser e prótese é uma das melhores formas de tratamento paliativo.

A alcoolização é feita em várias sessões de injeção de álcool absoluto na área do tumor por via endoscópica, iniciando na porção distal do câncer e tem a finalidade de provocar necrose do tumor (FORONES, 1999).

### **II.2.2.1 Dosimetria**

As doses de radioterapia utilizadas no tratamento são geralmente doses totais entre 60 e 64 Gy (JOHN et al., 1989, KAVANGH et al., 1991). Segundo Fisher & Brady (1997), para o tratamento da doença subclínica, 50 Gy em cinco semanas têm sido geralmente utilizados, enquanto para a doença macroscópica deve-se considerar uma dose entre 60 a 65 Gy, em frações de 180 a 200 cGy, cinco vezes por semana. De acordo com Salvajolli (1999) os pacientes que recebem o tratamento quimioterápico concomitante podem receber uma dose ligeiramente inferior, por volta de 54 a 56 Gy.

Várias técnicas de tratamento têm combinado campos angulados e ortogonais para se obter doses efetivas de irradiação do tumor primário, sem, contudo, ultrapassar doses de tolerância nos tecidos normais (FISHER & BRADY, 1997). No caso de tumores de esôfago torácico, os principais órgãos que limitam as doses totais de tratamento são o coração, os pulmões e a medula espinhal (JUSTINO et al., 2003).

O uso de sistemas de planejamento tridimensional em radioterapia, baseados na reconstrução tridimensional das imagens obtidas em exames de TC, tem facilitado a análise e a comparação entre diversos planos de tratamento, e pode prevenir de maneira mais exata, as doses de radiação que atingem o tumor e os tecidos normais adjacentes (JUSTINO et al., 2003).

### **II.2.2.1.1 Radioterapia de Feixes Externos**

A radioterapia esofágica geralmente requer campos largos e aparelhos de megavoltagem de altas energias, preferencialmente, para minimizar a dose no pulmão, podendo ser também empregado unidades de cobalto (SALVAJOLI, 1999).

Devido ao padrão de disseminação ao longo da mucosa esofágica, margens generosas, de 5 a 6 cm, no sentido craniocaudal são geralmente recomendadas. As margens laterais devem estar 2 a 3 cm além da doença visivelmente demonstrável (SALVAJOLI, 1999).

Geralmente, após uma dose inicial de 4.500 cGy em campos paralelos e opostos, quatro campos com um volume em forma geométrica de um paralelepípedo (boxe), ou uma primeira fase até 3.000 cGy em campos paralelos e opostos e após quatro campos em “boxe” para poupar dose aos pulmões, dose adicional de reforço deve ser administrada utilizando-se técnicas que não atinjam a medula espinhal para tumores dos dois terços superiores, como três campos: um anterior e dois oblíquos anteriores; quatro campos oblíquos ou dois campos oblíquos, na dependência do tipo de equipamento que está sendo utilizado (SALVAJOLI, 1999).

É importante localizar o volume-alvo e as estruturas normais radiosensíveis ao redor do tumor, como a medula espinhal, pulmões e as estruturas do mediastino. Diante disso, as imagens obtidas por TC se fazem necessárias para o planejamento radioterápico (JUSTINO et al., 2003).

Justino et al. (2003) fizeram simulações de tratamentos radioterápicos através de imagens de tomografia computadorizada de tórax, de uma paciente de 62 anos de idade, a qual apresentava um carcinoma espinocelular avançado e irrissecável no terço médio do esôfago. Foram traçados campos, os quais pudessem englobar toda a região do tumor, levando em consideração

as margens de segurança e foram feitas simulações com dois campos paralelos e opostos ântero-posteriores, dois campos látero-laterais, três campos em “Y”, quatro campos em “X”, três campos em “T”. Para cada simulação foram obtidos os histogramas dose-volume, a partir da dose estimada para o tratamento do tumor na curva de isodose de 95%. Foram obtidos os histogramas do pulmão e medula espinhal (figuras 8 e 9) e comparados às curvas de NTCP – Normal Tissue Complication Probability (figuras 10 e 11).

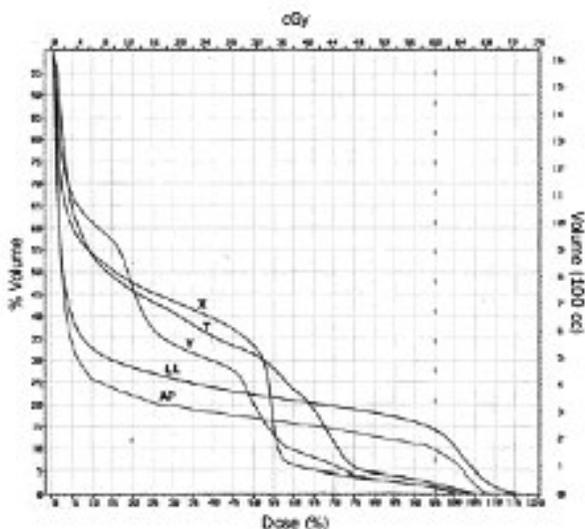


Figura 8: Histograma dose-volume comparativo para volume pulmonar irradiado em função da dose. Foram representadas as curvas resultantes das técnicas de quatro campos em “X”(X), três campos em “T”(T), três campos em “Y”(Y), dois campos látero-laterais (LL) e dois campos ântero-posteriores (AP) (Justino, 2003).

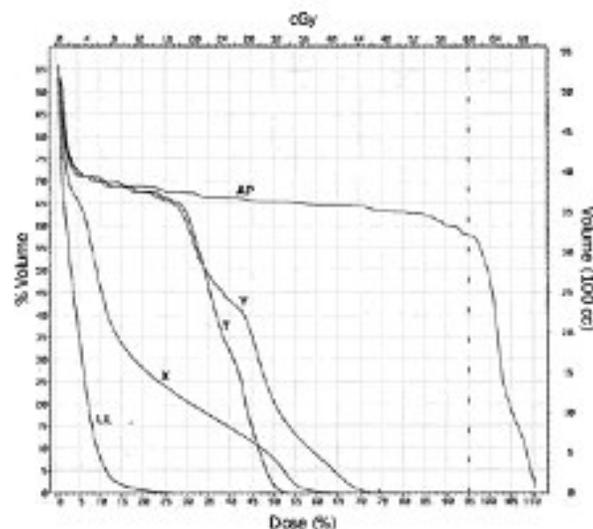


Figura 9: Histograma dose-volume comparativo para medula espinhal irradiada em função da dose. Foram representadas as curvas resultantes das técnicas de quatro campos em “X”(X), três campos em “T”(T), três campos em “Y”(Y), dois campos látero-laterais (LL) e dois campos ântero-posteriores (AP) (Justino, 2003).

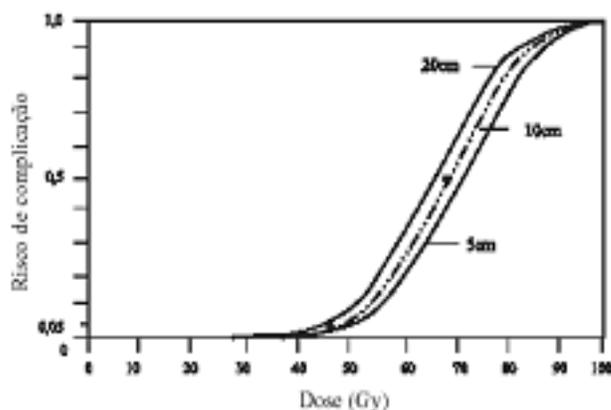


Figura 10: NTCP para medula espinhal: as curvas representam três extensões diferentes do órgão, em função da dose e risco de complicação (mielite). As coordenadas representam o risco de complicação em função da dose recebida por determinado volume de tecido. Notar semelhança das curvas, independentemente da extensão irradiada, considerando 5, 10 e 20 cm do órgão (Justino, 2003, adaptado de Burman et al.).

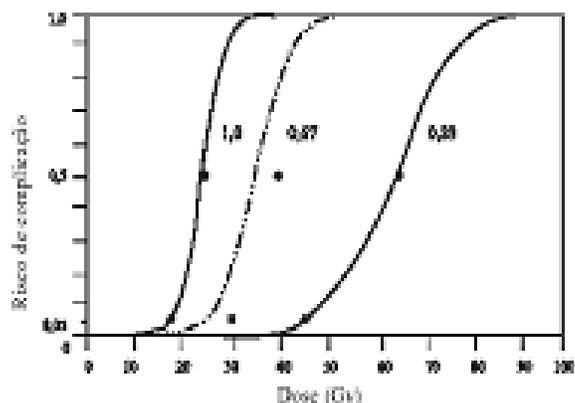


Figura 11: NTCP para pulmões: as curvas representam porcentagem de tecido pulmonar sendo irradiado (100%, 67% e 33%), em função da dose e risco de complicação (pneumonite). Notar que a variação do volume irradiado ocorre uma grande variação em relação à probabilidade de complicação (Justino, 2003, adaptado de Burman et al.).

**TABELA 2 – Porcentagem de dose de irradiação (e valores absolutos supondo que a isodose de 95% corresponda a 60 Gy) estimada para todo o tecido pulmonar, um terço de dois terços do volume do órgão.**

Volume	Látero-lateral	Três campos Y	Quatro campos X	Três campos T	Ântero-posterior
Total	1% (0,6 Gy)	1% (0,6 Gy)	1% (0,6 Gy)	1% (0,6 Gy)	1% (0,6 Gy)
Um terço	10% (6 Gy)	28% (18 Gy)	49% (30 Gy)	40% (25 Gy)	5% (3 Gy)
Dois terços	2% (1,2 Gy)	6% (4 Gy)	5% (3 Gy)	5% (3 Gy)	3% (2 Gy)

Fonte: Planejamento Tridimensional para Radioterapia de Tumores de Esôfago: Comparação de Técnicas de Tratamento e Análise de Probabilidade de Complicações (JUSTINO et al., 2003).

**TABELA 3 – Dose máxima (Dmáx) de irradiação estimada (em porcentagem e valores absolutos, supondo que a isodose de 95% corresponde a 60 Gy) para quaisquer volumes da medula espinhal.**

	Látero-lateral	Três campos Y	Quatro campos X	Três campos T	Ântero-posterior
Dmáx.	25% (16 Gy)	70% (44 Gy)	60% (38 Gy)	52% (32 Gy)	110% (69 Gy)

Fonte: Planejamento Tridimensional para Radioterapia de Tumores de Esôfago: Comparação de Técnicas de Tratamento e Análise de Probabilidade de Complicações (JUSTINO et al., 2003).

Justino et al., afirmam que no caso da irradiação paliativa ou curativa dos tumores irressecáveis do esôfago, quando se necessita usar doses altas de irradiação no tumor primário e não se dispõe de sistemas de planejamento tridimensional, os estudiosos sugerem a combinação de pelo menos duas técnicas de tratamento: ântero-posterior e as técnicas com campos em “Y”, “T”, ou látero-laterais, para o balanceamento das doses em pulmões e medula espinhal. Ou a técnica de três campos durante todo o tratamento.

Segundo Salvajoli (1999), para as lesões dos dois terços inferiores do esôfago, o boost é sempre administrado por técnicas de três ou quatro campos com feixes que possam minimizar ao máximo o volume de tecido pulmonar normal dentro do volume de tratamento. A técnica de três campos consiste em um campo anterior e dois campos posteriores oblíquos, com o paciente em decúbito ventral, enquanto o arranjo em quatro campos geralmente consiste em dois campos anteriores oblíquos e dois posteriores oblíquos ou quatro campos paralelos e opostos em esquema de “boxe”, tudo na dependência do tipo de equipamento de que se dispõe.

Quando a técnica de três campos é utilizada, os campos anterior e posterior devem ser descontínuos antes de se atingir a dose de tolerância máxima da medula espinhal, já que o campo anterior contribui com a dose adicional sobre a mesma. Os campos oblíquos podem ser angulados, na técnica de quatro campos, para que uma dose mínima atinja a medula espinhal (SALVAJOLI, 1999).

A colocação do boost no terço superior do esôfago é mais trabalhoso devido a topografia irregular do contorno externo do paciente nessa região, à curvatura da medula espinhal e ao ângulo do esôfago quando atinge o tórax (SALVAJOLI, 1999).

Para a radioterapia pré-operatória é indicada uma dose de 4.500 cGy em 25 frações, cinco vezes por semana, sendo o volume a ser irradiado e a técnica a ser empregada determinados

pela localização tumoral. A cirurgia deve ser realizada entre quatro e seis semanas do término da irradiação, para pacientes com lesão residual macroscópica não são submetidos a tratamento pós-operatório com altas doses, mas sim a tratamento paliativo (SALVAJOLI, 1999).

Para a irradiação pós-operatória, o volume a ser irradiado e as técnicas a serem empregadas dependem da localização da lesão e do sítio de lesão residual. O tratamento é administrado em frações de 180 cGy/dia, cinco frações por semana, em um total de 6.000 a 6.500 cGy, se as margens forem exíguas e de 7.000 cGy para margens microscopicamente comprometidas.

#### **II.2.2.1.2 Braquiterapia**

Muitos centros têm pesquisado a braquiterapia e estudos mostram que esta técnica tem sido usada como terapia primária e com intuito paliativo. Pode ser aplicada em alta taxa ou baixa taxa de dose, embora haja diferenças técnicas e radiobiológicas entre as duas taxas de dose e não há claramente vantagens terapêuticas entre elas (MINSKY, 2003).

A braquiterapia isolada é uma modalidade terapêutica paliativa e resulta em uma taxa de controle local do tumor de 25% a 35% e uma média de sobrevida de 5 meses (MINSKY, 2003). Em estudos randomizados feitos por Sur et al. (1996) não há diferenças no controle local do tumor e na sobrevida com braquiterapia com alta taxa de dose comparada com a radioterapia por feixes externos. A combinação da braquiterapia com outras modalidades terapêuticas parece mostrar um efeito positivo para o tratamento do câncer avançado de esôfago (SUR et al., 1996).

No período de 1989 a 1999 na Universidade de Turku, na Finlândia, 40 pacientes com câncer de esôfago inoperável foram tratados com terapia combinada de radiação externa e radiação

intraluminal. A radiação externa foi realizada com uma dose média total de 40 Gy dadas em 20 frações. Concomitante, na mesma semana, após a radiação externa foi aplicada uma dose média de 10 Gy de radiação intraluminal em 4 frações. A braquiterapia intraluminal foi utilizada sem dificuldades técnicas e não foram observadas maiores complicações. Dezesesseis dos 40 pacientes, tiveram seus sintomas aliviados imediatamente e em muitos casos a progressão da doença pode ser retardada, comprovada após vários exames endoscópicos. As taxas de sobrevida foram de 30% para 1 ano e 17,5% para 2 anos (HUJALA, 2002).

O número ideal de frações e a dose usada na braquiterapia em combinação com radioterapia externa não foram ainda estabelecidos. Estudos de Hishikawa et al. (1987) têm estimado que o total da dose acima de 20 Gy aumenta o risco de hemorragia e a formação de estenose. A terapia combinada é eficaz e oferece aos pacientes 5 meses com deglutição normal.

O tratamento intraluminal para os tumores de esôfago tem seu valor paliativo e podem ser utilizadas técnicas de baixa taxa de dose com tubo de Césio, Rádio, sementes de Iodo, fios de Irídio ou técnicas de alta taxa de dose com fontes de Cobalto ou Irídio (SALVAJOLI, 1999).

### **II.2.2.1.3 Complicações Observadas nos Tratamentos Radioterápicos**

Na braquiterapia, têm sido observadas estenoses e mais raramente fístulas. As estenoses podem ser revertidas com uma simples dilatação. Outras complicações têm sido relatadas como pneumonites, pericardites, miocardites e lesão da medula espinhal, associadas a radioterapia externa (SALVAJOLI, 1999).

Na radioterapia externa o principal efeito colateral agudo é a esofagite que se inicia algumas semanas após o tratamento. Descamações secas dentro dos campos de irradiação são observadas no final do curso do tratamento (FORONES, 1999). Nas irradiações do terço superior do esôfago pode ocorrer xerostomia e perda do paladar (SALVAJOLI, 1999).

A preocupação maior dentro das complicações é a formação de fístula traqueosofágica ou hemorragia que pode ocorrer quando o tumor atinge diretamente a árvore brônquica ou a aorta (MISNK, 2003).

A fibrose do tecido pulmonar pode ocorrer e está diretamente relacionada com a intensidade e o volume de pulmão irradiado, sendo que, grande volume do coração irradiado pode ocorrer derrame pericárdico e miocardites. Taxas limitadas a 5.000 cGy ou menos, com 180 a 200 cGy por fração, pode evitar mielite actínica (SALVAJOLI, 1999).

## **II.3 Fantomas**

Com o aumento das aplicações das radiações ionizantes a necessidade de medir as doses absorvidas dentro e em torno dos tecidos do corpo necessita do uso cuidadoso de materiais

selecionados para os quais fantomas e detectores de radiação são construídos (ICRU REPORT 44, 1989).

Segundo a ICRU REPORT 44 (1989) a fundamental vantagem do emprego destes materiais é permitir a determinação de doses absorvidas, quando as características da partícula são desconhecidas. Qualquer que seja a razão para a estimativa de dose absorvida, os materiais apropriados podem ser usados na construção de qualquer tamanho de fantoma. Esta é uma realidade para todas as categorias de fantomas desde um simples tanque regular de líquido, blocos sólidos até modelos antropomórficos complexos (ICRU REPORT 44, 1989).

As medidas exatas das doses absorvidas são essenciais na radioterapia para a rotineira calibração do equipamento e sempre que novas técnicas são avaliadas para o uso clínico (ICRU REPORT 44, 1989).

Por causa da diversidade das radiações e várias modalidades de tratamento usadas em centros modernos de radioterapia, físicos das radiações exigem medições dosimétricas e utilizam para tal, uma vasta variedade de materiais e fantomas nas formas sólida, líquida ou gasosa, simulando diferentes tipos de tecidos (ICRU REPORT 44, 1989).

A introdução da tomografia computadorizada no planejamento do tratamento radioterápico tem oferecido uma melhora na precisão e no realismo da medição da dosimetria, além de oferecer informações detalhadas na distribuição e na propriedade de atenuação dos tecidos do corpo (JUSTINO et al., 2003).

No radiodiagnóstico, a dosimetria do paciente é obtida quando a capacidade da imagem de uma nova técnica é avaliada. Seções parciais do corpo ou de modelos antropomórficos são usadas para avaliar as doses superficial e interna do corpo em técnicas como a mamografia, radiologia digital, tomografia computadorizada e na calibração de equipamentos de medicina nuclear (GAMBARINI et al., 1997).

A utilização da tomografia computadorizada, com capacidade de identificar pequenas diferenças na composição dos tecidos, tem estimulado a melhora de muitos materiais utilizados na construção de fantasmas empregados na avaliação de imagens (ICRU REPORT 44, 1989).

Na radioproteção, utiliza-se fantasmas para a obtenção de dose de corpo inteiro e em órgãos avaliada por campos de irradiação. São utilizados campos de partículas carregadas, fótons e nêutrons oriundos de fontes de radiação externa ou internamente incorporadas com rádionuclídeos (LEE et al., 1998).

Desde a introdução do uso destes materiais simuladores de tecidos, a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) tem empregado o termo material de tecido equivalente a qual o define como: "... um material, do qual as propriedades de absorção e dispersão, para uma dada radiação, simula aproximadamente um dado material biológico, como tecido mole, músculo, osso ou gordura...".

O conjunto de características químicas e físicas escolhido depende do objetivo da aplicação. Duas características físicas são utilizadas como critério para a seleção do material substituto, primeiro: a interação da radiação no tecido do corpo e segundo: a quantidade dosimétrica no ponto de interesse no tecido do corpo (ICRU REPORT 44, 1989).

Quando um volume de tecido substituto é usado para simular a interação da radiação, este volume é denominado fantoma (ICRU REPORT 44, 1989).

Os fantasmas foram empregados no início do século XX, sendo os primeiros, tanques de água e blocos de cera usados em experimentos com raios X. A partir de 1960 foram introduzidos tecidos substitutos e com isso fantasmas mais elaborados começaram a surgir e sendo cada vez mais empregados na radioterapia, radioproteção, dentre outros (MAIA, 2004).

A ICRU estabelece duas categorias funcionais para os fantomas: 1) fantoma de calibração: usados para estabelecer a resposta dos detetores de radiação e para corrigir informações obtidas de imagens digitais; 2) fantomas de imagem: usados para assegurar a qualidade da imagem. Funcionalmente são divididos em fantomas corporais (antropomórficos) que apresentam a forma, tamanho, posição anatômica, densidade de massa de um corpo humano ou parte dele, e são compostos de vários tecidos substitutos com a mesma composição química e interação radioativa do tecido natural. Fantomas de referência são homogêneos com geometria, dimensões, composição elemental e densidade de massa claramente definidas. Na ICRU Report 33 a especificação é de 30 cm de diâmetro de referência da esfera. A esfera tem composição elemental de tecido mole, 10,1% H, 11,1% C, 26% N, 76,2% O, por massa, e a densidade de massa é de  $1000 \text{ Kg m}^{-3}$ . Este fantoma é usado na radioproteção para definição de quantidades operacionais por dose equivalente. Fantomas *standards ou* padrões são usados para intercomparação das condições variáveis da radiação (MAIA, 2004). Podem ser usados em equipamentos de imaginologia médica como a tomografia computadorizada, ressonância magnética, mamógrafos, medicina nuclear, em sistemas radiográficos e também na radioterapia.

Por sua vez, fantomas virtuais ou computacionais consistem de sistemas computacionais que através de códigos realizam o cálculo de dose e simulação de radioterapia, auxiliando no planejamento terapêutico e privando o paciente de maior exposição à radiação (CAON, 2004).

Muitos centros estudam a utilização e a composição de tecidos substitutos e de fantomas para o emprego no controle de dose seja na área da imaginologia médica, radioproteção e ou da radioterapia.

No “Institute of Radiological Sciences, National Yang-Ming University, Lee et al.(1989) utilizaram o fantoma Rando e dosímetros termoluminescente (TLD) para avaliação de dose estimada em órgãos de residentes de prédios construídos por vigas de aço estrutural contaminadas por  $\text{Co}^{60}$ , em Taiwan, em 1993. Foram obtidas as doses distribuídas pelos órgãos no modelo através de uma simulação feita através de um irradiador de  $\text{Co}^{60}$  e o fantoma foi posicionado nos cômodos dos prédios contaminados para a medição da dose recebida pelos residentes.

Shypailo et al. (1998), no “Baylor College of Medicine, Houston”, desenvolveram, para estudos dosimétricos, um conjunto de quatro fantomas de corpo inteiro antropomórfico e antropométrico, simulando o esqueleto humano de 4, 10, 15 e 18 anos de idade para medir a absorção da energia dual dos raios x. O fantoma foi construído a base de resina epóxi e  $\text{CaHPO}_4$  revestido por polietileno para simular o excesso de gordura e apresentando uma solução aquosa de NaCl a 0,6% para simular a diferença tecidual. Cada fantoma foi baseado no desenho BOMAB apresentado na figura 8, construído em 10 seções, representando cabeça, pescoço, torso, região pélvica, braço, antebraço, coxa e perna.

É de grande importância o conhecimento das doses aplicadas provenientes das radiações ionizantes, sejam elas utilizadas no radiodiagnóstico, na radioproteção ou na radioterapia. Por isso, o emprego destes modelos reais simuladores (fantomas) torna-se necessário para a obtenção de informações radiodosimétricas sejam elas quantitativas ou qualitativas (SHYPAILO et al., 1998).

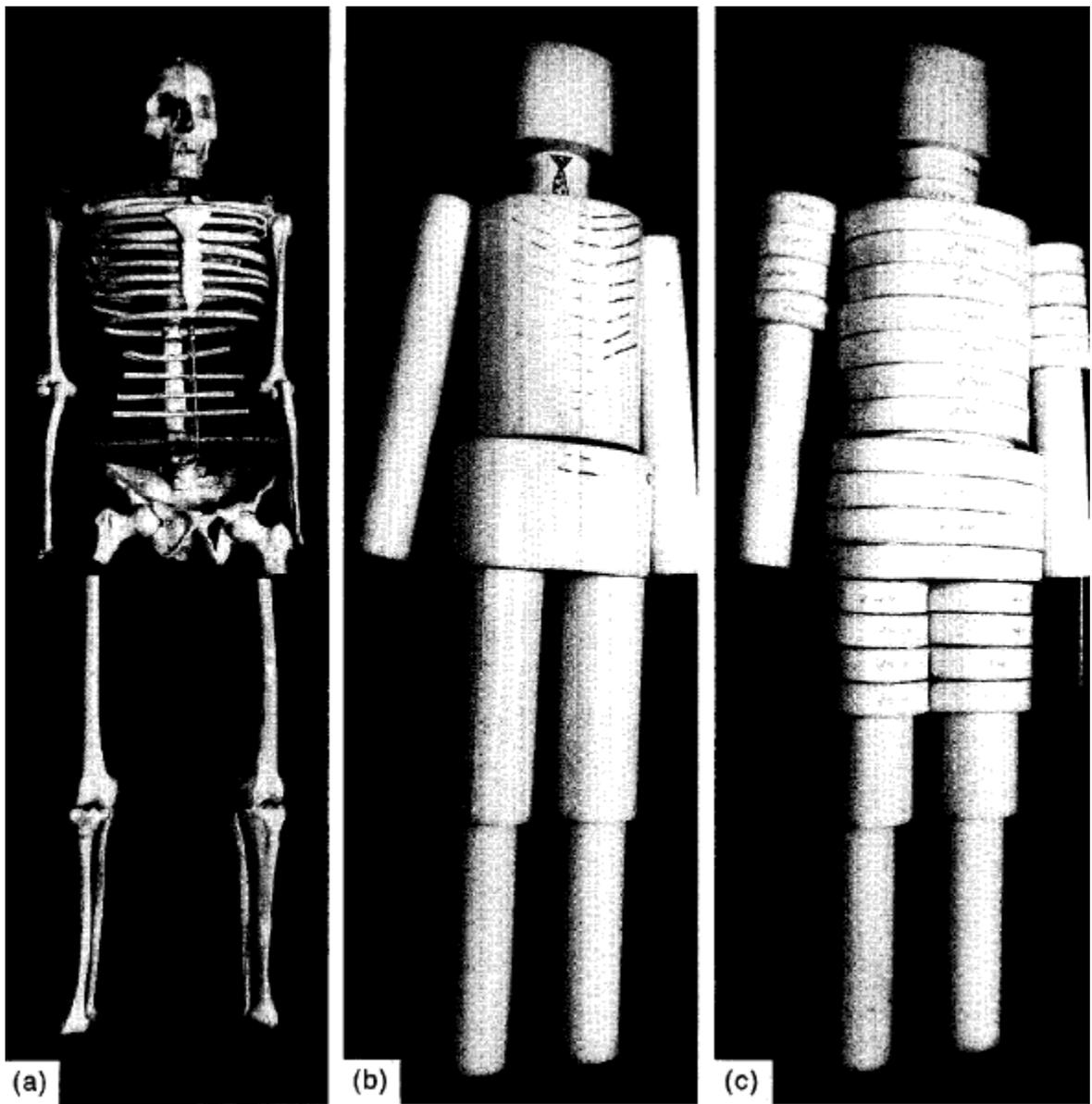


Figura 12: Fantoma BOMAB (b) apresentando a morfologia do esqueleto humano (a) e cobertura de tecido adiposo (c).

Fonte: Whole-body Phantoms with Anthropomorphic-shaped Skeletons for Avaluation .of Dual-energy X-ray Absorptiometry Measurements. Shypailo et al., 1998.

### **III. MATERIAI E MÉTODO**

#### **III.1 Desenvolvimento do Fantoma Computacional de Voxel**

##### *Aquisição das Imagens Tomográficas de Tórax*

As imagens de tórax trabalhadas através do fantoma computacional foram obtidas através de um tomógrafo de corpo inteiro do tipo Dual Slice, marca Elcint, pertencente ao Departamento de Radiologia, setor de Tomografia Computadorizada do Hospital Mater Dei (Belo Horizonte/MG), sendo documentadas em filme radiográfico da marca Kodak® tamanho 35x43 cm. O protocolo adotado para a aquisição das imagens foi o programa de tórax, com seleção para janela mediastinal e técnica helicoidal.

Os cortes tomográficos com espessura de 5,5 mm e espaçamento variando entre 5,0 mm e 10,0 mm, tiveram início na fúrcula esternal (incisura jugular) até as cúpulas diafragmáticas. Totalizaram 20 cortes axiais, sendo estudados em janela para tecidos moles, cuja abertura variava de 92 a 386 UH (Unidade de Hounsfield\*) de densidade em graus de cinza, com utilização de 120kV e 165mAs. O exame apresentava características anatômicas normais, sem alterações de densidade, ou seja, isento de lesões patológicas ou traumáticas.

##### *Digitalização das Imagens*

Os cortes tomográficos obtidos foram escaneados seqüencialmente e armazenados no programa computacional SISCODES, desenvolvido pelo grupo de pesquisa Núcleo de Radiação Ionizante – NRI, pertencente ao Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da UFMG.

\* Unidade de Hounsfield: representação numérica em Tomografia Computadorizada das densidades das estruturas do corpo humano.

As imagens escaneadas e armazenadas no programa computacional utilizado, foram analisadas, trabalhadas, codificadas, sendo arquivadas e identificadas. Cada imagem foi centralizada e colocada em um mesmo enquadramento, para garantir que o ponto central fosse o mesmo para todas e que todas as estruturas anatômicas fossem visualizadas.

O propósito do escaneamento das imagens foi de criar um modelo volumétrico tridimensional (X, Y, Z) de tórax em modelo de voxel, de um indivíduo adulto, o mais próximo do real, somando todas as imagens tomográficas.

#### *Codificação das Imagens*

No programa SISCODES cada tecido foi relacionado a um tom dos graus de cinza. Neste momento foi utilizado um Atlas de Anatomia por Imagens (WEIR et al., 2000), para que cada estrutura fosse identificada e que cada *pixel* de um determinado tecido fosse relacionado a um grau de cinza. Estruturas do arcabouço ósseo do tórax, do mediastino e pulmonares foram identificadas.

#### *Listagem da Composição Química e Densidade dos Tecidos – Criação do Modelo de Voxel*

Estudos feitos da composição e densidade dos tecidos dos órgãos contidos no interior da cavidade torácica foram realizados pelo método computacional citado. Foram levados em consideração o arcabouço ósseo, músculos, a pele, pulmões e órgãos do mediastino, como traquéia, brônquios, esôfago, aorta e o coração. A medula espinhal também foi incluída no estudo.

Utilizou-se como referência para o desenvolvimento do material tecido equivalente de cada órgão presente no fantoma, a Internacional Commission on Radiation Units and Measurements – IRCU REPORT 44 (1989), Appendix A – Body Tissue Compositions.

A tabela 4 apresenta a composição química e as densidades de massa dos tecidos do corpo humano, utilizadas neste estudo.

Estas informações foram transferidas para o programa computacional SISCODES e a cada tecido foi relacionada uma cor, diferente da escala em graus de cinza. Cada pixel que constitui o órgão era associado à cor do respectivo órgão e assim foram sendo preenchidos pixel a pixel e gerando assim o modelo tridimensional. Este apresenta imagens referentes ao modelo de voxel nos planos frontal, sagital e axial.

**TABELA 4 – Composição elemental em percentuais de massa dos tecidos humanos utilizados na construção do fantoma**

Órgão/Tecido	Composição Elemental	Percentuais de Massa Tecido Humano
Coração	H	10.3
	C	12.1
	N	3.2
	O	73.4
	Na	0.1
	P	0.1
	S	0.2
	Cl	0.3
	K	0.2
	Fe	0.1
Pulmão	H	10.3
	C	10.5
	N	3.1
	O	74.9
	Na	0.2
	P	0.2
	S	0.3
	Cl	0.3
	K	0.2
	Fígado	H
C		13.9
N		3.0
O		71.6
Na		0.2
P		0.3
S		0.3
Cl		0.2
K		0.2
Baço		H
	C	11.3
	N	3.2
	O	74.1
	Na	0.1
	P	0.3
	S	0.2
	Cl	0.2
	K	0.3

Fonte: ICRU REPORT 44, 1989.

### **III. 1.1 Procedimentos para Simulações Computacionais**

Para as simulações computacionais de teleterapia e braquiterapia foi utilizado o código MCNP5 (Monte Carlo N-Particle Transport Code) que compreende um método estatístico para a previsão de taxas de interação, transferência de energia por interação e da trajetória das partículas incidentes (ROGERS et al., 1995).

#### *Modelo de Voxel*

O programa SISCODES gerou uma malha numérica ordenada, onde cada elemento é um volume finito tridimensional preenchido por um universo que representa um material de composição homogênea. A malha gerada para o tórax é constituída da seguinte orientação espacial: (-30:30; -24:23; -16:16) que representa 61x48x33 voxels.

#### *Modelo Analítico do Corpo Humano*

Foram definidos volumes, materiais e suas densidades seguidos das superfícies geométricas características que descrevem o indivíduo em estudo. Os parâmetros geométricos destas superfícies foram obtidos da métrica do indivíduo, incluindo a sua altura, largura, diâmetro do tórax, dos membros e da cabeça. Tais superfícies são representadas por cilindros, elipsóides, cones, planos, esferas, etc.

#### *Materiais e Composições Químicas*

Foi utilizado o banco de dados do programa “ADMIN” (Administração do SISCODES), conforme tabela 5, que oferece informações das concentrações dos elementos constituintes e da densidade dos tecidos de interesse para a definição do modelo de voxel.

**TABELA 5 – Tabela extraída do programa “adminin” do programa siscodes utilizada para a construção do fantoma de vóxel de tórax**

Nome	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Cor
ar	0.0012	
ar externo	0.0012	
baco	1.06	
cartilagem	1.1	
coracao	1.05	
esofago	1.05	
figado	1.06	
medula espinhal	1.04	
musculo esqueletico	1.05	
osso corpo vertebral	1.18	
osso cortical da vertebra	1.92	
osso costela	3.2	
osso esterno	1.1	
pulmao sadio	0.26	
tecido adiposo adulto	0.95	
tecido mole	1.03	
tecido nervoso	1.04	
traqueia	1.1	
vasos base	1.06	

Para as simulações computacionais através do código de Monte Carlo, foram utilizadas as seguintes fontes:  $\text{Cf}^{252}$ ,  $\text{Ir}^{192}$  e dois campos de irradiação de 6 MV (megavoltagem).

As fontes de  $\text{Cf}^{252}$  e  $\text{Ir}^{192}$ , para a simulação de braquiterapia foram posicionadas na cavidade intraluminal do esôfago, à altura da carina da traquéia, espacialmente seguindo o eixo de orientação (0; -0,5; 0,87). A fonte representa um cilindro de raio de 0,3 mm.

A fonte de  $\text{Cf}^{252}$  apresenta blindagem metálica com dimensões 25 mm de comprimento x 0,60 mm de diâmetro. Já a fonte de  $\text{Ir}^{192}$  é selada e apresenta 4 mm de comprimento x 0,6 mm de diâmetro. O centro das fontes foi colocado na mesma posição, seguindo a mesma orientação.

Para a simulação de teleterapia foram utilizados dois campos opostos látero-laterais, de irradiação de 6 MV com janelas de 5x5.

#### *Solicitações das Simulações*

Foi solicitado ao código de Monte Carlo, valores da taxa de dose no plano  $z=6$ , referente ao centro da posição da fonte. A taxa de dose foi solicitada em todos os voxels representativos deste plano. O número das partículas avaliadas foi de 4 milhões para cada simulação.

### III. 1.2 Desenvolvimento para Avaliação dos Kermas do Material Tecido Equivalente

O KERMA (Kinetic Energy Release in Matter) compreende as somas das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas para partículas ionizantes incidentes sem carga (nêutrons ou fótons)  $dE_{tr}$  incidentes em um material de massa  $dm$  (ARN, 1998),

onde:

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

tendo unidade de  $J.kg^{-1}$  ou Gray.

Foram calculados os valores de coeficientes de conversão de fluência de Kerma dos tecidos humanos e dos materiais tecidos equivalentes baço, coração, fígado e pulmões, através da soma, ponderada em percentual de massa dos coeficientes de conversão de fluência-Kerma para fótons e nêutrons de cada elemento químico constituinte do tecido, para cada faixa de energia, de acordo com as equações abaixo.

$$K_n = \sum K_{n(e)} \times M_{(e)} / M_v$$

$$K_f = \sum K_{f(e)} \times M_{(e)} / M_v$$

$K_n$  é o coeficiente de conversão de fluência de nêutrons para Kerma de um tecido para uma dada faixa de energia;  $K_{n(e)}$  é o coeficiente de conversão fluência de nêutrons para Kerma do elemento (e) constituinte do tecido para a mesma faixa de energia;  $M_{(e)}$  é a massa do elemento (e) e  $M_v$  é soma da massa total dos elementos químicos que constituem o tecido. Sendo  $K_f$  o coeficiente de conversão fluência de fótons para Kerma de um tecido para uma

dada faixa de energia. Por sua vez,  $K_{f(e)}$  é o coeficiente de conversão fluência de fótons-Kerma do elemento (e) constituinte do tecido para mesma faixa de energia.

Para o cálculo destes valores foi utilizado o programa computacional Microsoft Excel. Tabelas foram criadas (anexos 1 a 5) para representar os valores em percentuais em massa dos principais elementos que participam da composição química dos órgãos humanos e do material tecido equivalente de cada órgão construído.

Foram calculados os coeficientes de absorção de energia mássicos ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) dos seguintes elementos químicos: H, C, N, O, Na, Mg, Al, P, S, Cl, K, Ca, Fe. Para os cálculos de Kerma para fótons foram utilizados os seguintes fatores de conversão:  $10^3 \text{ g/kg}$ ;  $1,6022 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}$ ,  $1,60 \times 10^{-10} \text{ Gy/MeVg}^{-1}$ .

Os percentuais de erro absoluto foram calculados para cada coeficiente de conversão de fluência de Kerma para nêutrons e fótons conforme as expressões abaixo:

$$\text{Erro Absoluto}_{(n)} = \frac{|K_{(n)} \text{ TE} - K_{(n)} \text{ TH}|}{K_{(n)} \text{ TH}} \cdot 100$$

$$\text{Erro Absoluto}_{(f)} = \frac{|K_{(f)} \text{ TE} - K_{(f)} \text{ TH}|}{K_{(f)} \text{ TH}} \cdot 100$$

### III.2 Desenvolvimento do Fantoma Real de Tórax

Após revisão da literatura pertinente, foi feito o projeto do fantoma real de tórax com finalidade para estudos de dosimetria para tratamento radioterápico de tumores do esôfago. Neste projeto inicial foi elaborado o esboço anatômico do fantoma (Figura 13) e definidos os órgãos de maior relevância radiológica. Foi dada a prioridade para os órgãos radiosensíveis normalmente adjacentes ao tumor.

Sequencialmente foram selecionados os sais e compostos orgânicos e obtidos os cálculos estequiométricos para se obter as concentrações ideais, em percentuais de massa dos elementos químicos que compõem o material tecido equivalente. Houve uma preocupação na escolha dos sais, dando prioridade àqueles de comportamento inerte, para minizar a interação entre os mesmos e a liberação de gases durante as misturas.

Foram pesquisados os possíveis elementos que poderiam dar consistência às peças anatômicas que constituem o fantoma, sem alterar a composição química de forma significativa do material tecido equivalente. Definido este elemento, os modelos anatômicos foram esculpidos em argila, seguindo o padrão anatômico de cada órgão, como morfologia e proporção. Estes modelos foram utilizados para obtenção dos moldes em silicone, para que o material de tecido equivalente de cada órgão pudesse ser moldado.

Os moldes foram preenchidos com material tecido equivalente. As peças anatômicas construídas por material tecido equivalente tiveram a sua massa, as densidades mássicas e volume medidos e calculados.

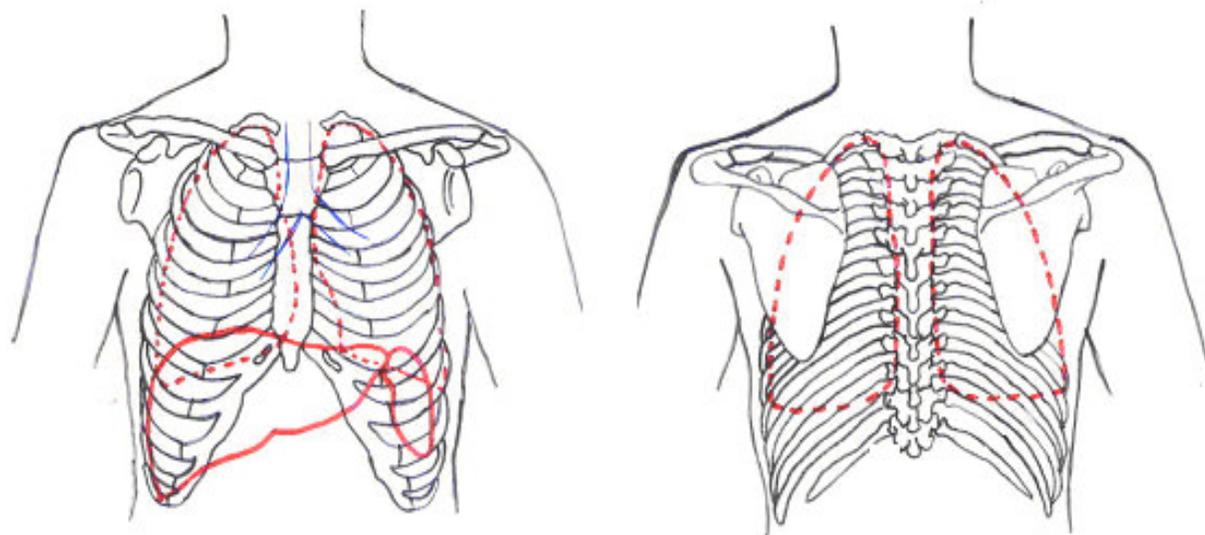


Figura 13: Esboço anatômico do fantoma real de tórax. Visualização da localização dos órgãos no interior da cavidade torácica e nos quadrantes superiores do abdome.

Fonte: Mônica Paiva Schettini

### **III.2.1 Desenvolvimento do Material Tecido Equivalente**

É importante salientar que as quantidades e especificações dos materiais tecidos equivalentes envolvidos na construção dos órgãos internos do fantoma de tórax real não foram apresentadas, pelo fato do projeto de construção de fantasmas desenvolvido pelo grupo de pesquisa NRI estar sujeito a registro de patente.

#### *Confecção do Arcabouço Ósseo, Discos Intervertebrais, Músculo, Pele e Mama*

A confecção dos tecidos equivalentes: osso, discos intervertebrais, músculo, pele e mama foram desenvolvidos pela Médica Dr. Margareth Maia. Para a confecção do material tecido equivalente osso utilizado foi empregado osso altoclavado, resina de poliéster e catalisador MEK. Este material desenvolvido compôs os 12 pares de costelas, as 12 vértebras torácicas e o esterno (manúbrio, corpo e processo xifóide).

Para a simulação dos discos intervertebrais, que apresentam conformação semelhante a seu leito (corpo da vértebra) foi utilizado material de borracha siliconizada de baixa densidade de cor preta, tipo HAIT, sendo gastos  $45 \text{ cm}^3$ , juntamente com cola termoplástica (MAIA, 2004).

No material tecido equivalente músculo foram utilizados os seguintes materiais: líquido polimerizante; oxalato de amônio; fosfato de sódio monobásico anidro; entre outros sais adicionados a acrílico auto polimerizante do tipo JET; polimetilmetacrilato (PMMA). Além de outros compostos químicos para enriquecimento do material na proporção encontrada no tecido muscular (MAIA, 2004).

A pele confeccionada apresenta colágeno farmacêutico em pó; silicone sanitário transparente amil amino químico; compressas de gaze hidrófila estéril Farmax® 7x7 cm<sup>2</sup>; tela de gaze cirúrgica em rolo 3 m<sup>2</sup> (MAIA, 2004).

O tecido mamário compreende material de tecido mamário equivalente; água deionizada; acetato de amônia e outros sais (MAIA, 2004).

#### *Confeção do Material Tecido Equivalente Baço, Coração, Fígado e Pulmões*

Para a elaboração do material tecido equivalente do baço, coração, fígado e pulmões realizou-se primeiramente os cálculos estequiométricos, baseados na tabela de composição dos tecidos do corpo, da ICRU REPORT 44 (1989) para a obtenção das concentrações dos compostos químicos que pudessem suprimir as concentrações de C, H, O, N, Cl, K, Na, P e S em seus percentuais de massa dos órgãos naturais citados acima. Estas concentrações em gramas foram multiplicadas à proporção do volume de cada órgão para se obter a massa de cada composto químico utilizado.

#### *Confeção do Material Tecido Equivalente Baço*

Foram utilizados na mistura para a elaboração do material tecido equivalente baço, sais e compostos orgânicos fornecedores dos seguintes elementos presentes no tecido esplênico: C, H, O, N, Cl, K, Na, P e S. Os sais foram dissolvidos em 1/3 do volume total do baço (33,33 ml) de água destilada na mesma proporção, em um Becker Vidrolabor®, com capacidade de 250ml, em banho-maria modelo HM 1001 Hemoquímica®, a 37°C. Sendo a mistura homogeneizada por um bastão de vidro.

Utilizando os mesmos materiais e procedimentos, o composto orgânico carbometilcelulose - CMC foi dissolvido, em água destilada, também em banho-maria a 56°C e a temperatura foi elevada devido à dificuldade de dissolução do composto em temperaturas inferiores.

Em um terceiro Becker com água destilada, em banho-maria a 60°C foi dissolvido o colágeno animal, para dar consistência ao material tecido equivalente para que o mesmo pudesse ser moldado e seguir os padrões morfológicos similares ao do órgão natural (conformação anatômica e tamanho).

Após os três procedimentos misturou-se as três partes, em um Becker Vidrolabor®, com capacidade de 250 ml, adicionou-se fungicida Anfotericina B em pó, para evitar o desenvolvimento de microorganismos.

Para medir a quantidade de água destilada utilizada nos três procedimentos, utilizou-se uma proveta, marca Vidrolex®, capacidade de 500 ml.

A massa dos sais e compostos orgânicos foi mensurada através de uma balança de precisão digital, Acculab®, modelo V-I mg, capacidade 120g. Utilizou-se uma placa de Petri como recipiente de pesagem, calibrando a tara na balança, retirando da medida a massa do recipiente. A mistura foi colocada nas formas de moldagem das peças anatômicas.

#### *Confecção do Material Tecido Equivalente Coração*

Foram utilizados na mistura para a elaboração do material tecido equivalente coração sais e compostos orgânicos fornecedores dos seguintes elementos presentes no tecido cardíaco: C, H, O, N, Cl, K, Na, P e S. Os sais foram dissolvidos em 1/3 do volume total do coração (83,33 ml) de água destilada, em um Becker Vidrolabor®, com capacidade de 400ml, em banho-maria modelo HM 1001 Hemoquímica®, a 37°C, sendo a mistura homogeneizada por um bastão de vidro.

Utilizando os mesmos materiais e procedimentos anteriores, o composto orgânico CMC foi dissolvido em água destilada, também em banho-maria a 56°C.

Em um terceiro Becker foi colocada a água destilada, em banho-maria a 60°C foi dissolvido o colágeno animal para dar consistência ao material tecido equivalente para que o mesmo pudesse ser moldado e seguir o padrão morfológico similar (conformação anatômica e tamanho).

Após os três procedimentos misturou-se as três partes, em um Becker Vidrolabor®, com capacidade de 400 ml, adicionou-se fungicida Anfotericina B.

Para medir a quantidade de água destilada utilizada nos três procedimentos, utilizou-se uma proveta marca Vidrolex®, capacidade de 500 ml.

A massa dos sais e compostos orgânicos foi mensurada através de uma balança de precisão digital, Acculab®, modelo V-I mg, capacidade 120g. Utilizou-se uma placa de Petri como recipiente de pesagem, desprezado a sua massa. A mistura foi colocada nas formas de moldagem das peças anatômicas.

#### *Confecção do Material Tecido Equivalente Fígado*

Foram utilizados na mistura para a elaboração do material tecido equivalente fígado sais e compostos orgânicos fornecedores dos seguintes elementos presentes no tecido hepático: C, H, O, N, Cl, K, Na, P e S. Os sais foram dissolvidos em 1/3 do volume total do fígado (400ml) de água destilada, em um Becker Vidrolabor®, com capacidade de 1000ml, em banho-maria modelo HM 1001 Hemoquímica®, a 37°C. Sendo a mistura homogeneizada por um bastão de vidro.

Utilizando os mesmos materiais e procedimentos, o composto orgânico CMC foi dissolvido, em 400ml de água destilada, também em banho-maria a 56°C.

Em um terceiro Becker com 400ml de água destilada, em banho-maria a 60°C foi dissolvido o colágeno animal, para dar consistência ao material tecido equivalente para que o mesmo pudesse ser moldado e seguir o padrão morfológico similar (conformação anatômica e tamanho).

Após os três procedimentos misturou-se as três partes, em 02 Beckeres Vidrolabor®, com capacidade de 1000 ml , adicionou-se fungicida Anfotericina B.

Para medir a quantidade de água destilada utilizada nos três procedimentos, utilizou-se uma proveta marca Vidrolex®, capacidade de 500 ml. A massa dos sais e compostos orgânicos foi mensurada através de uma balança de precisão digital, Acculab®, modelo V-I mg, capacidade 120g. Utilizou-se uma placa de Petri como recipiente de pesagem, desprezado a sua massa. A mistura foi colocada nas formas de moldagem das peças anatômicas.

#### *Confeção do Material Tecido Equivalente Pulmão Direito e Esquerdo*

Primeiramente o material tecido equivalente pulmão foi elaborado com as misturas dos sais, juntamente com o composto orgânico (CMC) e o colágeno animal como nos demais tecidos equivalentes confeccionados. Após esta mistura foram adicionadas bolinhas de isopor para simular os espaços aéreos. Este procedimento não obteve sucesso, pois as bolinhas de isopor impediam a adesão entre as partes e o órgão se desfazia.

Na segunda tentativa foram utilizados na mistura para a elaboração do material tecido equivalente pulmão direito e esquerdo sais e compostos orgânicos fornecedores dos seguintes elementos presentes no tecido pulmonar: C, H, O, N, Cl, K, Na, P e S.

Os sais foram dissolvidos em 1/3 do volume total de cada pulmão (266,67 ml para o direito e 233,33 ml para o esquerdo) de água destilada, em dois Beckers Vidrolabor®, com

capacidade de 1000ml, em banho-maria modelo HM 1001 Hemoquímica®, a 37°C, sendo a mistura homogeneizada por um bastão de vidro.

Utilizando os mesmos materiais e procedimentos anteriores, o composto orgânico CMC foi dissolvido, no volume respectivo para cada pulmão, em água destilada, em banho-maria a 56°C. Em seguida, em dois Beckers (um para cada pulmão), com os volumes respectivos para cada pulmão de água destilada, em banho-maria a 60°C foi dissolvido o colágeno animal, para dar consistência ao material tecido equivalente.

Após os três procedimentos misturou-se as três partes de cada pulmão, em 02 Beckeres Vidrolabor®, com capacidade de 1000 ml, adicionou-se fungicida Anfotericina B.

Para medir a quantidade de água destilada utilizada nos três procedimentos, utilizou-se uma proveta marca Vidrolex®, capacidade de 500 ml. A massa dos sais e compostos orgânicos foi mensurada através de uma balança de precisão digital, Acculab®, modelo V-I mg, capacidade 120 g. Utilizou-se uma placa de Petri como recipiente de pesagem, desprezando a sua massa.

### **III.2.2 Preparo das Peças Anatômicas**

#### *Estudo das peças anatômicas que compõem o fantoma*

Primeiramente foram realizados estudos da anatomia dos órgãos que iriam compor o fantoma de tórax: pulmões, coração, traquéia, aorta, além dos órgãos localizados nos quadrantes superiores do abdome, como fígado, baço e estômago. Esses estudos compreendiam a consulta em Atlas e livros textos de anatomia humana, para se obter informações do volume do órgão estudado, a sua massa, inserção, localização e a relação anatômica com outros órgãos.

### *Confecção das peças anatômicas para molde*

Após o estudo das características anatômicas de cada órgão, foi esculpida cada peça anatômica em argila. Cada escultura foi esculpida obedecendo, na medida do possível, as peculiaridades anatômicas de cada órgão. Foram utilizados no total 6,0 kg de argila para esculpir o fígado, pulmões e baço. Para o coração, foi utilizado um modelo anatômico com padrões anatômicos aceitáveis.

### *Moldagem das peças anatômicas: baço, fígado e coração*

Em seguida a secagem das peças anatômicas em argila e a peça anatômica em resina para o coração, estas foram moldadas em borracha de silicone, do tipo SILASTIC R MT-1000, adicionado catalizador MEK, para acelerar o seu endurecimento. Após o endurecimento da borracha de silicone, as peças foram desenformadas, gerando assim, moldes das peças anatômicas. O material tecido equivalente de cada órgão foi introduzido em cada molde de borracha de silicone, em seguida, para acelerar o processo, os moldes foram colocados na geladeira. No decorrer de dois dias as peças já estavam prontas para serem desenformadas. Após retirar as peças anatômicas de tecido equivalente dos moldes, estas recebiam um banho de borracha de silicone, para serem envolvidas e assim evitar a sua desidratação, impedindo alterações no volume e na consistência do material tecido equivalente.

### *Moldagem dos pulmões*

A primeira tentativa foi de colocar bolinhas de isopor no tecido equivalente dos pulmões para simularem os espaços aéreos, não foi concretizada, pelo fato destas impedirem a adesão ao material. Diante disso, foram estudadas várias alternativas.

Uma das alternativas estudadas que teve sucesso foi a utilização de espuma de poliuretano para servir de base para o material tecido equivalente dos pulmões. Diante disso, foram utilizadas 02 espumas de poliuretano, apresentando o volume e morfologia equivalentes aos dos pulmões direito e esquerdo. Cada espuma, referente a cada pulmão foi imersa em material tecido equivalente dos seus respectivos pulmões. Logo em seguida, cada espuma embebida de material tecido equivalente, referente a cada pulmão, foi envolvida com plástico filme de pvc transparente, para evitar a sua desidratação.

#### *Confecção do mediastino e do seu conteúdo*

As estruturas contidas no mediastino não foram construídas por material tecido equivalente, exceto o coração.

A traquéia e brônquios foram confeccionados por tubo corrugado de polietileno de 5,0 cm de diâmetro. Os brônquios foram colados à traquéia com cola plástica, para formar a carina.

Para o esôfago e a aorta foi utilizada borracha siliconizada para ar comprimido, com parede de 3,0 mm de espessura. Para a colagem de ambos, foi utilizado selante de silicone 731, Dow Corning®.

O espaço mediastinal, compreendido entre os dois pulmões, foi preenchido por glicerina sólida, dissolvida, em banho-maria, modelo HM 1001 Hemoquímica® a 70°C.

#### *Confecção do diafragma*

Para a simulação do diafragma foi utilizada uma manta de borracha de 1,5 mm, de cor rósea.

### *Montagem do Fantoma de Tórax*

Após a confecção de todas as peças anatômicas que compõem o fantoma, o mesmo foi montado. Colocou-se primeiramente a traquéia, junto aos brônquios direito e esquerdo, o esôfago, aorta e o coração, todos envolvidos em um saco plástico transparente simples onde foi acrescentado a glicerina dissolvida. Após a solidificação da glicerina, foram posicionados os pulmões direito e esquerdo no interior da cavidade torácica.

Constantemente era verificada a posição dos órgãos, para obedecer ao padrão anatômico de localização dos mesmos.

Após a solidificação do mediastino, o diafragma, simulado pela manta de borracha de 1,5 mm, foi inserido, seguindo a morfologia das cúpulas diafragmáticas posicionadas comumente ao nível da 10<sup>a</sup> ou 11<sup>a</sup> vértebra torácica (GARDNER, 1988). As bordas da manta de borracha foram fixadas nos VI últimos pares de costelas, na extremidade inferior do esterno e à coluna vertebral (D'ANGELO & FATTINI, 2000). Na parte central da manta de borracha que simula o diafragma foram feitos dois orifícios para permitir a passagem da aorta, no hiato aórtico e o esôfago, no hiato esofágico.

Na porção inferior que simula a cúpula diafragmática direita foi colocado o fígado e na porção inferior da cúpula diafragmática esquerda o baço. Entre o fígado e o baço foi colocado um saco plástico simples com bolinhas de isopor para simular o estômago. A abertura inferior do fantoma de tórax foi fechada por uma malha de borracha, para conter as estruturas inseridas no interior do fantoma.

### **III.2.3 Obtenção das Imagens Tomográficas do Fantoma**

Foram obtidas imagens tomográficas do fantoma em posição supina, em cortes axiais e reconstrução em 3D nos planos frontal e sagital através do aparelho de tomografia computadorizada, modelo ELSCINT CTTWIN, helicoidal, pertencente à Clínica IMRAD DIAGNÓSTICOS, gentilmente realizadas pelo médico radiologista Dr. Pedro Ernani Maciel. Os cortes foram feitos com a espessura de 5,0 mm x 5,0 mm e a dosagem utilizada para a aquisição das imagens foi de 120 Kv e 150 mAs.

## IV. Resultados

### IV.1 Fantoma de Tórax Antropomórfico-Antropométrico

A construção do arcabouço ósseo e as coberturas de pele e músculo, juntamente com uma mama no hemitórax esquerdo do fantoma de tórax foi realizada pela médica Margareth Maia, e o mesmo apresenta 37,0 cm de comprimento no plano anterior, 33,0 cm de largura superior, 39,0 cm de comprimento no plano posterior e 40,0 cm de largura inferior.

O fantoma apresenta conformação anatômica semelhante à anatomia do tórax humano, conforme demonstra a figura 14.

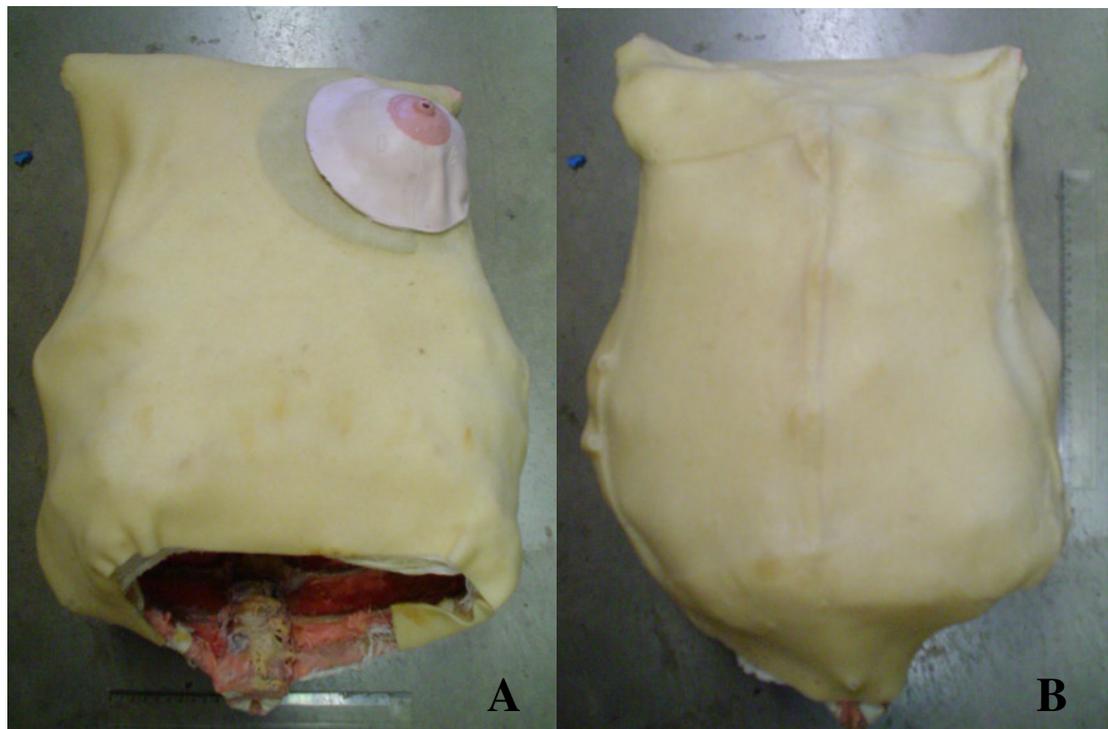


Figura 14: Vistas anterior (A) e posterior (B) do fantoma antropomórfico-antrométrico de tórax.

A figura 15 apresenta a visão inferior do fantoma, tornando visível a cavidade torácica que também segue os padrões anatômicos humanos.

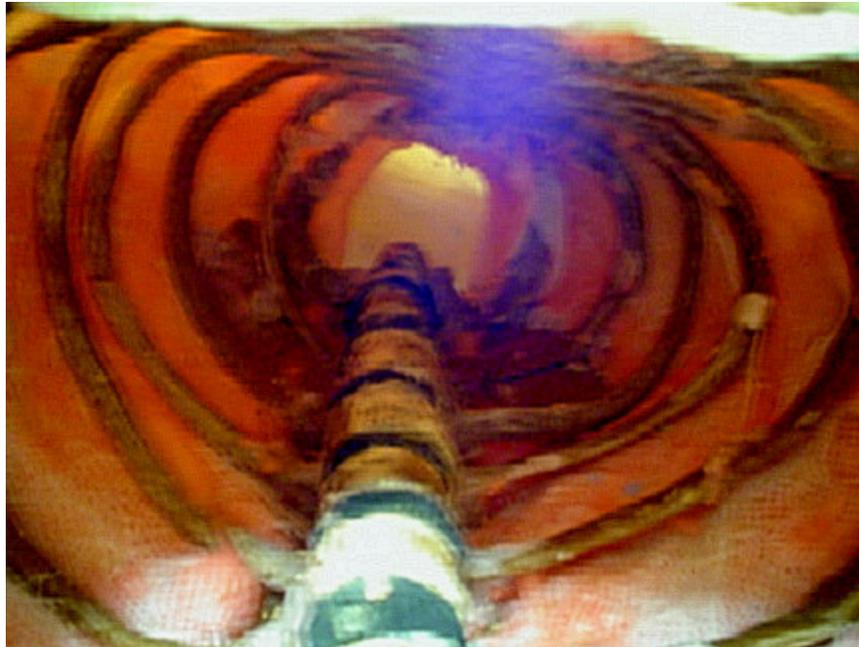


Figura 15: Vista inferior do fantoma de tórax. Cavidade torácica com os arcos costais e músculos intercostais construídos com material tecido equivalente.

#### **IV.1.1 Composição do Material Tecido Equivalente**

O material tecido equivalente dos órgãos construídos apresentam composição química e densidade semelhantes às encontradas nos tecidos humanos. A tabela 6 apresenta uma comparação dos percentuais em massa dos elementos químicos presentes nos tecidos humanos e no material tecido equivalente dos órgãos construídos presentes na cavidade do fantoma.

Podemos observar que os valores dos percentuais dos elementos são muito próximos do real, isto não aplica diretamente para o elemento carbono (C), pois a sua concentração em comparação com o tecido humano apresenta aproximadamente 50% inferior ao padrão

humano. Essa redução da concentração de C é suprida pelo acréscimo de colágeno animal à mistura para a confecção do material tecido equivalente, já que o colágeno animal é rico em proteínas e estas apresentam grandes cadeias de carbono em sua estrutura molecular. Entretanto, visto que a impossibilidade de caracterizar estequiometricamente o colágeno animal, a proporção de inclusão de colágeno não foi incorporada na tabela 4. Portanto, é importante considerar que os órgãos humanos apresentam tecido conjuntivo, que por sua vez, é rico em colágeno.

**TABELA 6 – Composição elemental em percentuais de massa dos tecidos humanos baseados na ICRU-44 e do material tecido equivalente desenvolvido para o fantoma**

Órgão/Tecido	Composição Elemental	Percentuais de Massa	
		Tecido Humano (ICRU-44)	Material Tecido Equivalente
Coração	H	10.3	10.2
	C	12.1	5.3
	N	3.2	3.2
	O	73.4	76.9
	Na	0.1	0.1
	P	0.1	0.1
	S	0.2	0.2
	Cl	0.3	0.3
	K	0.2	0.3
	Fe	0.1	-
Pulmão	H	10.3	10.0
	C	10.5	4.9
	N	3.1	3.1
	O	74.9	74.9
	Na	0.2	0.2
	P	0.2	0.3
	S	0.3	0.3
	Cl	0.3	0.3
	K	0.2	0.2
	Fígado	H	10.2
C		13.9	4.7
N		3.0	3.0
O		71.6	75.1
Na		0.2	0.2
P		0.3	0.3
S		0.3	0.3
Cl		0.2	0.2
K		0.2	0.3
Baço		H	10.3
	C	11.3	5.1
	N	3.2	3.2
	O	74.1	75.4
	Na	0.1	0.1
	P	0.3	0.3
	S	0.2	0.2
	Cl	0.2	0.2
	K	0.3	0.3

As densidades dos tecidos humanos e do material tecido equivalente dos órgãos são apresentadas pela tabela 7, a qual demonstra que há equivalência entre os valores apresentados.

**TABELA 7 – Densidades do tecido humano e do material tecido equivalente desenvolvido para o fantoma**

Órgão/Tecido	Densidade/ICRU-44 (Kg.m <sup>-3</sup> )	Densidade (medida experimental)/Material Tecido Equivalente (Kg.m <sup>-3</sup> )
Coração	1060	992
Pulmão	260	350
Fígado	1060	1050
Baço	1060	1000

#### **IV.1.2 Avaliação dos Kermas dos Tecidos Equivalentes**

Através dos cálculos de Kerma para cada tecido humano e equivalente foram gerados gráficos que fornecem o comportamento das partículas incidentes no tecido em relação aos feixes de partículas incidentes em uma faixa de energia que varia de 10<sup>-3</sup> a 10<sup>2</sup> MeV para fótons e de 10<sup>-10</sup> a 10<sup>2</sup> MeV para nêutrons. São apresentados gráficos que informam os

desvios dos valores de Kerma entre o tecido humano e o tecido equivalente construído para cada partícula.

*Valores de Kerma para o Material Tecido Equivalente Baço, Coração, Pulmões e Fígado para Fótons*

As figuras 16, 17, 18 e 19 apresentam os valores de kerma em função da energia dos fótons para cada tecido humano estudado e para cada material tecido equivalente desenvolvido. Observa-se que as curvas, para todos os tecidos analisados são similares, traduzindo valores equivalentes entre cada tecido, onde o efeito Compton predomina na faixa de energia estudada.

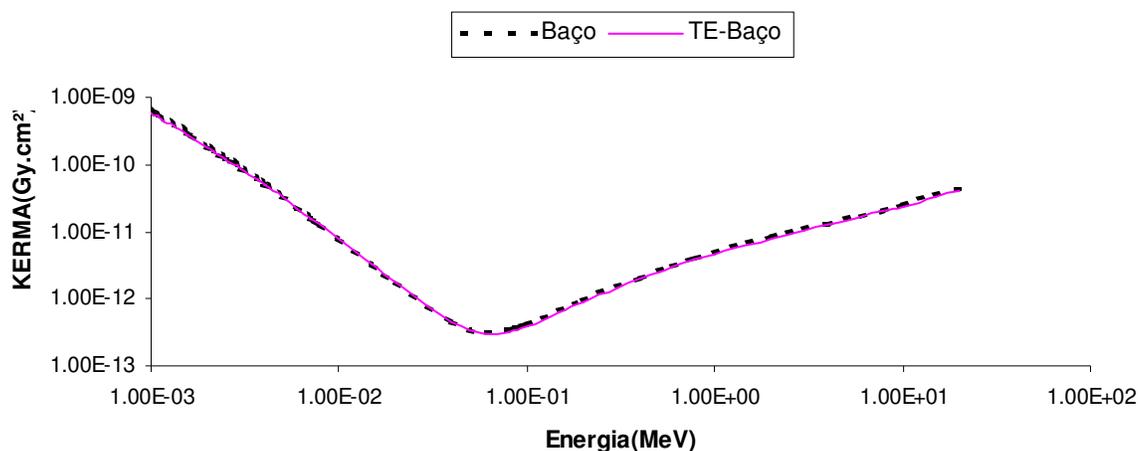


Figura 16.: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o baço humano e para o tecido equivalente baço.

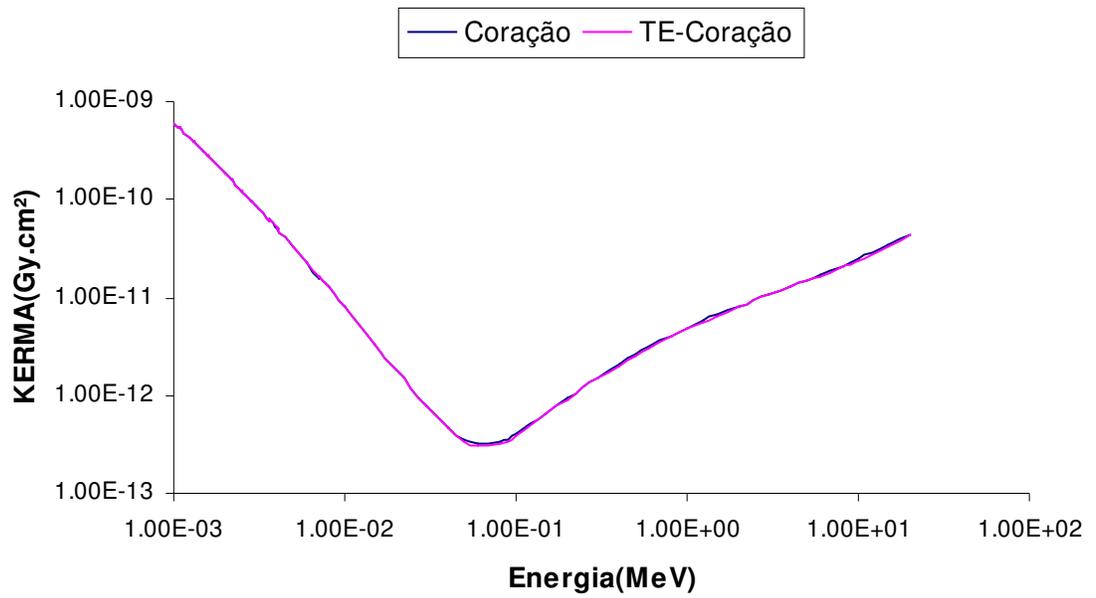


Figura 17.: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o coração humano e para o material tecido equilavente coração.

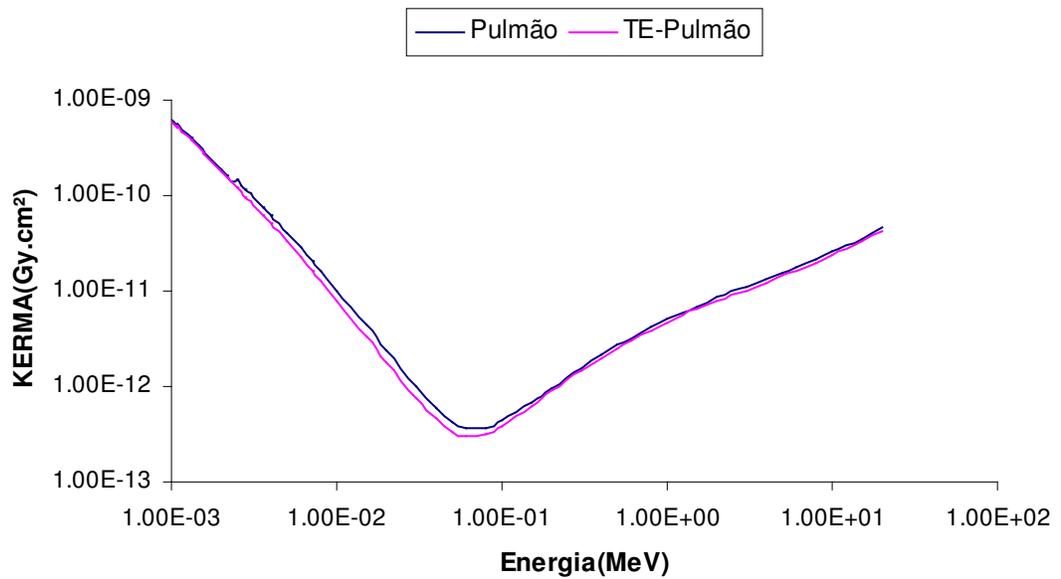


Figura 18.: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o pulmão humano e para o material tecido equilavente pulmão.

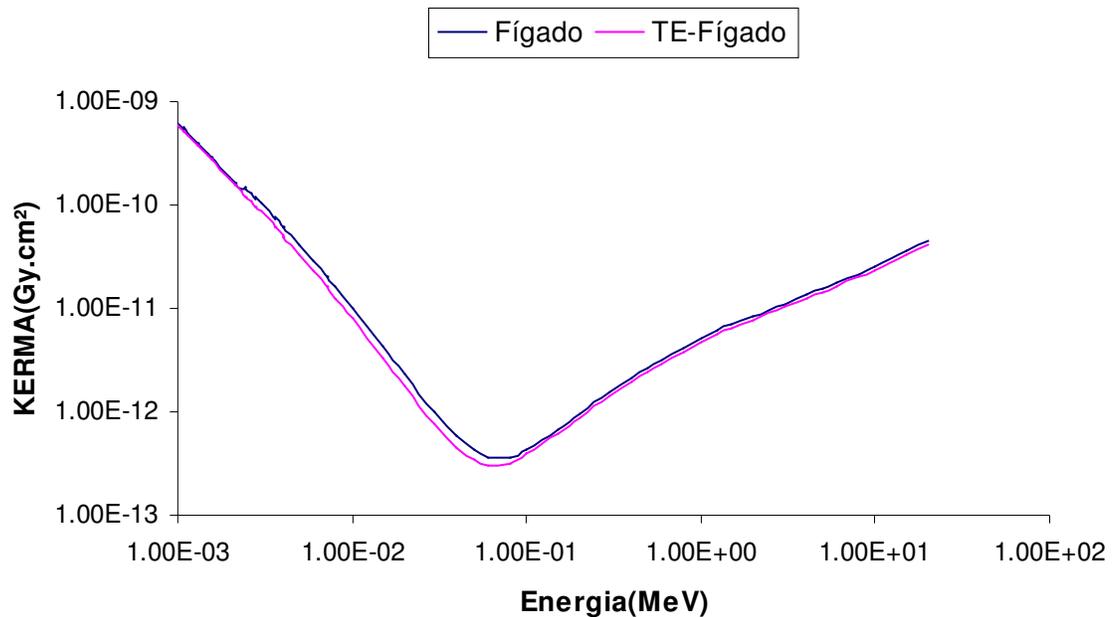


Figura 19.: Valores de KERMA em função da energia dos fótons para o fígado humano e para o material tecido equivalente fígado.

*Valores de Kerma para o Material Tecido Equivalente Baço, Coração, Pulmões e Fígado para Nêutrons*

As figuras 20, 21, 22 e 23 apresentam os valores de Kerma em função da energia dos nêutrons para cada tecido humano estudado e para cada material tecido equivalente desenvolvido. Observa-se que as curvas são semelhantes, prevalecendo, na dada faixa de energia estudada, os nêutrons térmicos numa faixa de energia menor que 1 eV e os nêutrons rápidos acima de 0,5 MeV.

Nos materiais biológicos, os nêutrons rápidos perdem energia essencialmente por interação de espalhamento elástico com o elemento hidrogênio, portanto prevalecendo esta interação no material estudado.

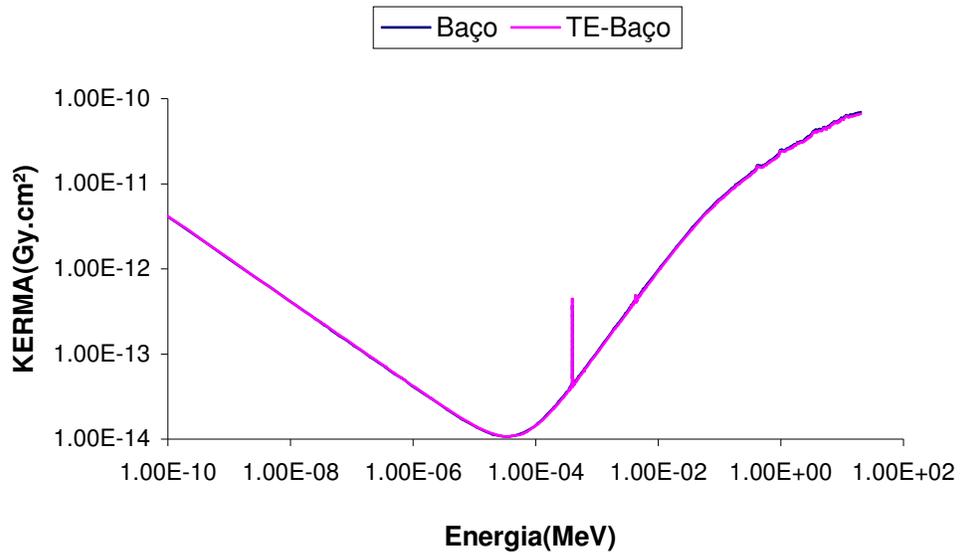


Figura 20.: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o baço humano e para o tecido equilavente baço.

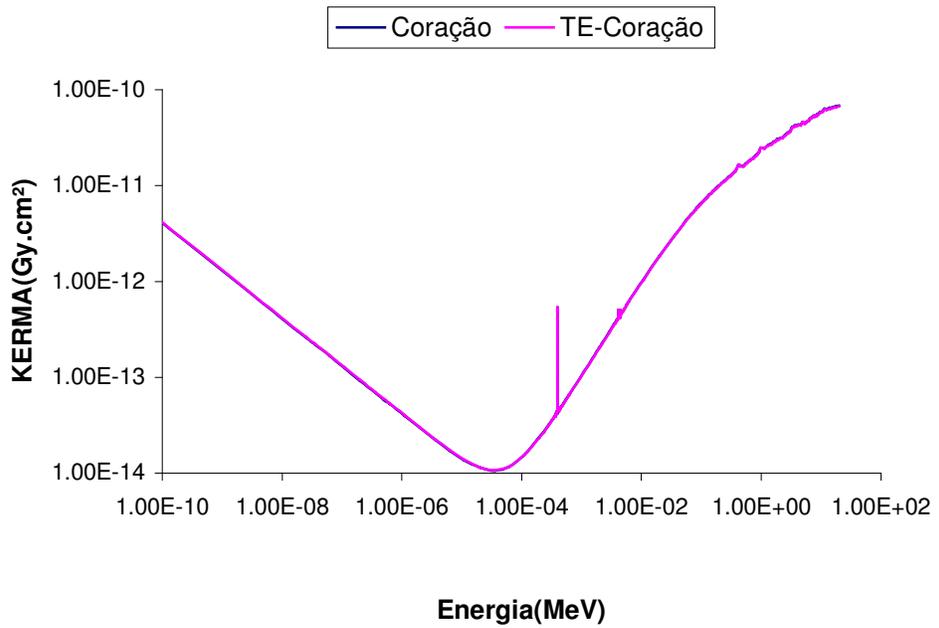


Figura 21.: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o coração humano e para o material tecido equilavente coração.

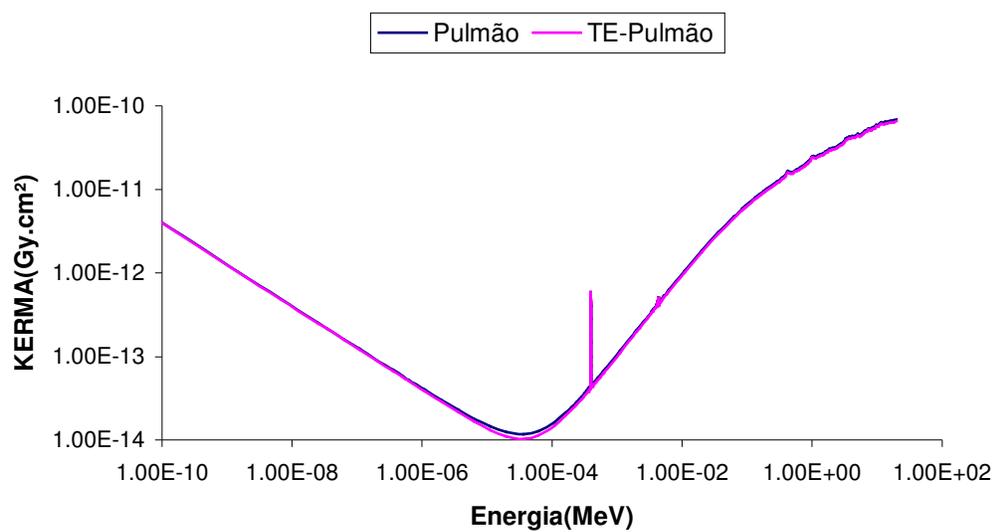


Figura 22.: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o pulmão humano e para o material tecido equilavente pulmão.

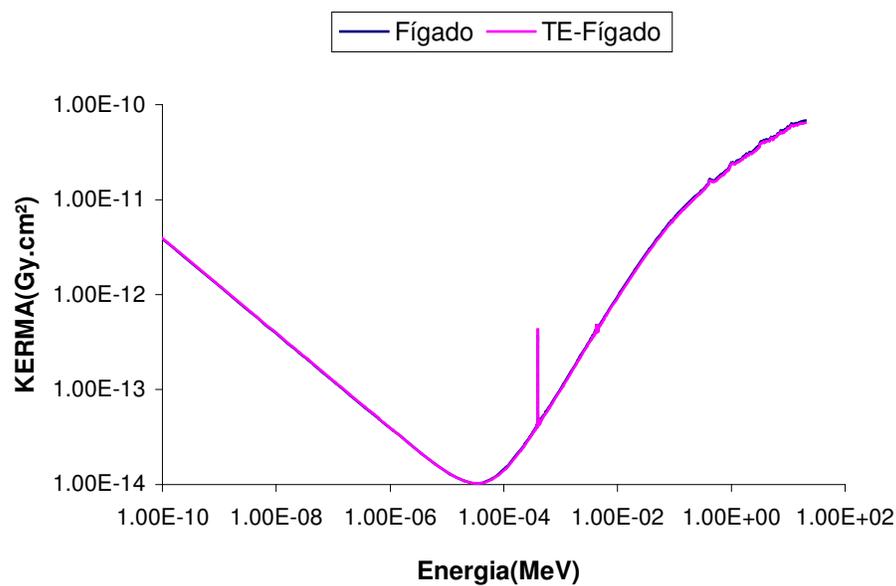


Figura 23.: Valores de KERMA em função da energia de nêutrons para o fígado humano e para o material tecido equilavente fígado.

### *Valores de Erro Absoluto para os Kermas Calculados para Fótons*

As figuras 24, 25, 26 e 27 apresentam os gráficos do desvio absoluto entre os tecidos humanos estudados e os construídos por material tecido equivalente. Para fótons de energia inferior a 80 KeV o erro mínimo é menor que 1% para baço, coração e fígado. Em uma faixa de energia mais alta, superior a 80 KeV o erro chega a quase 5%, para baço, coração e fígado. Para o pulmão (figura 26) o erro máximo chega a 24% para fótons de baixa energia.

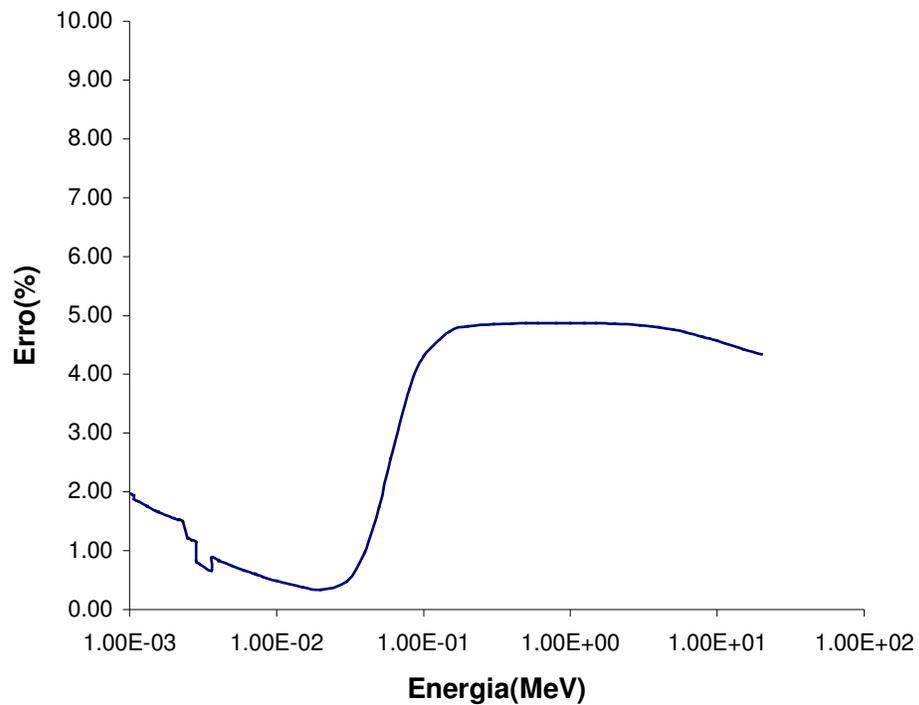


Figura 24: Desvio dos valores de kerma entre o baço humano e o baço construído por material tecido equivalente para fótons

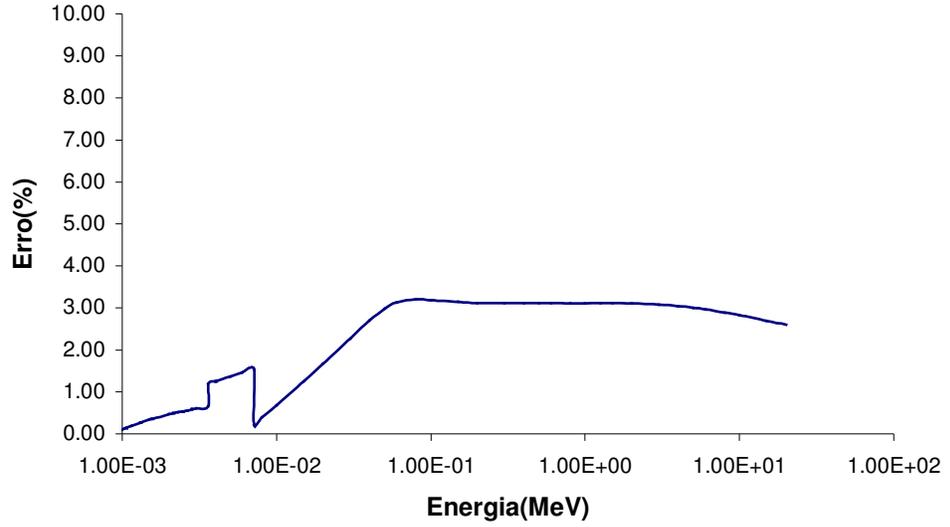


Figura 25: Desvio dos valores de kerma entre o coração humano e o coração construído por material tecido equivalente para fótons

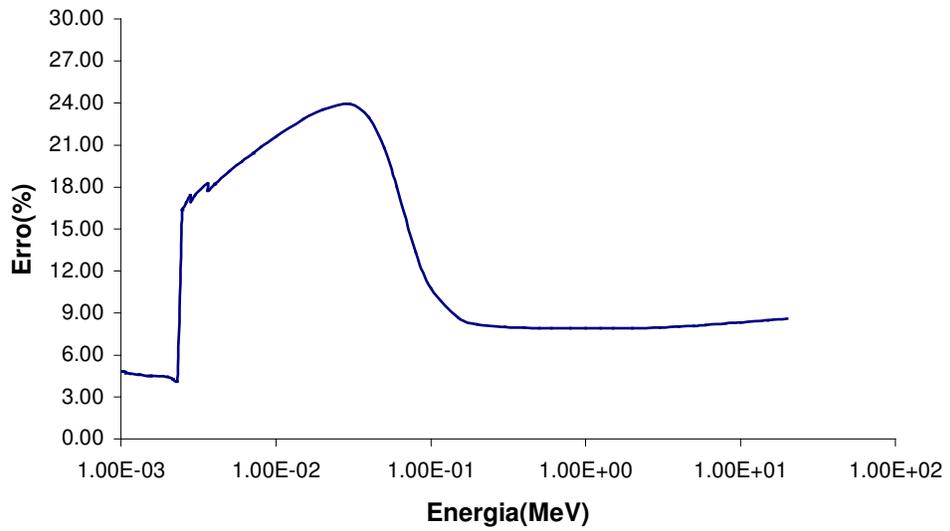


Figura 26: Desvio dos valores de kerma entre o pulmão humano e o pulmão construído por material tecido equivalente para fótons

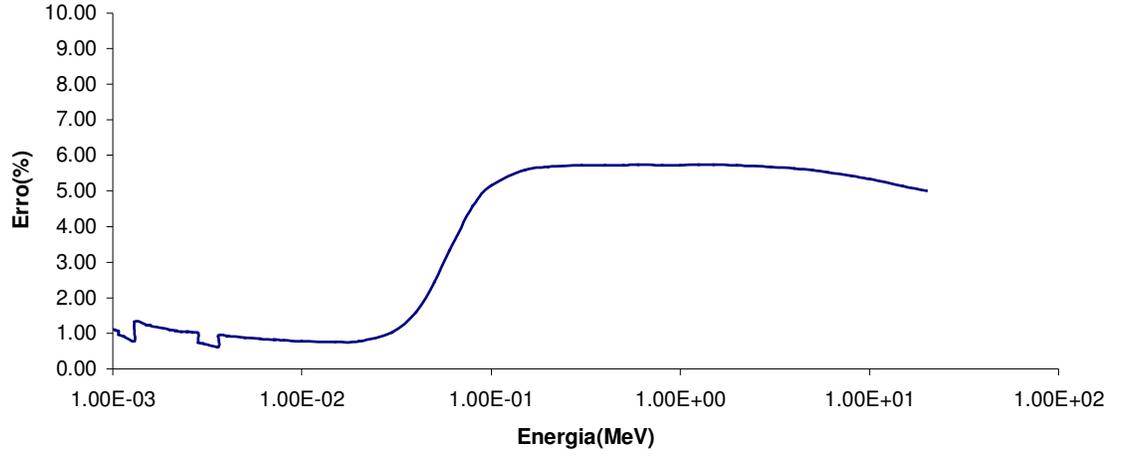


Figura 27: Desvio dos valores de kerma entre o fígado humano e o fígado construído por material tecido equivalente para fótons

### *Valores de Erro Absoluto para os Kermas Calculados para Nêutrons*

As figuras 28, 29, 30 e 31 apresentam o desvio em porcentagem de erro entre os tecidos humanos estudados e os construídos por material tecido equivalente. Para nêutrons térmicos, os erros giram em torno de 1%. Para nêutrons rápidos, os valores de erro oscilam em picos elevados caracterizando o efeito de ressonância possivelmente ocorridos pelos choques das partículas com os núcleos de H e N dos tecidos. Entretanto, em média é inferior a 3,5%.

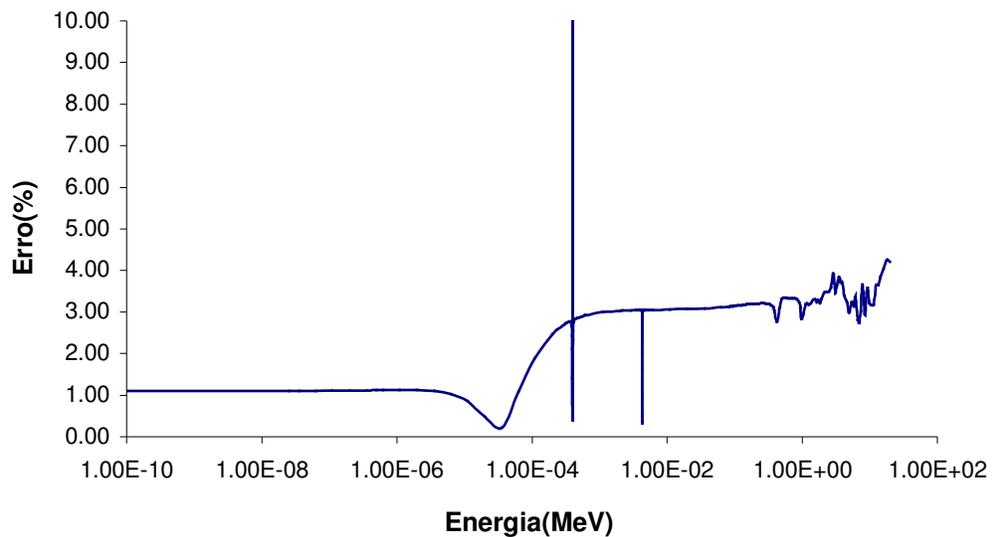


Figura 28: Desvio dos valores de kerma entre o baço humano e o baço construído por material tecido equivalente para nêutrons.

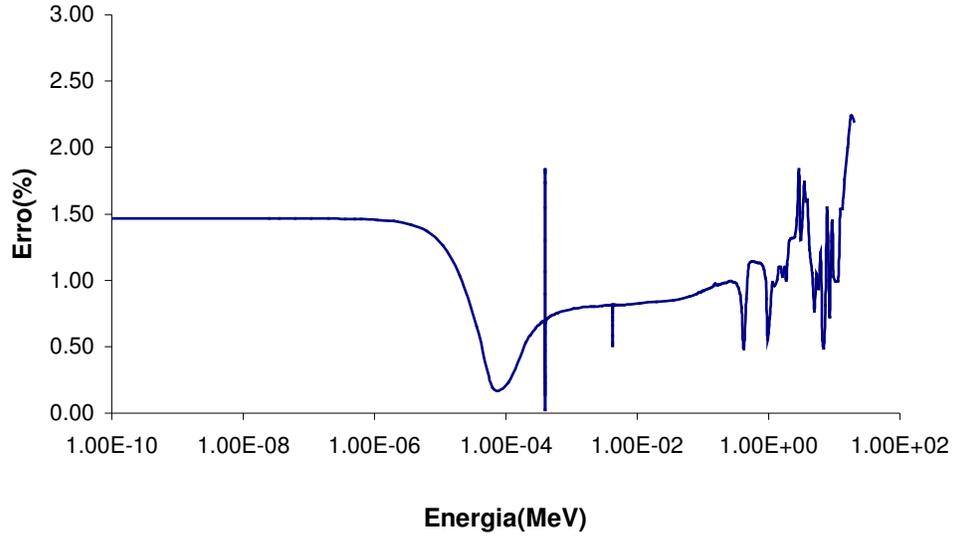


Figura 29: Desvio dos valores de kerma entre o coração humano e o coração construído por material tecido equivalente para nêutrons.

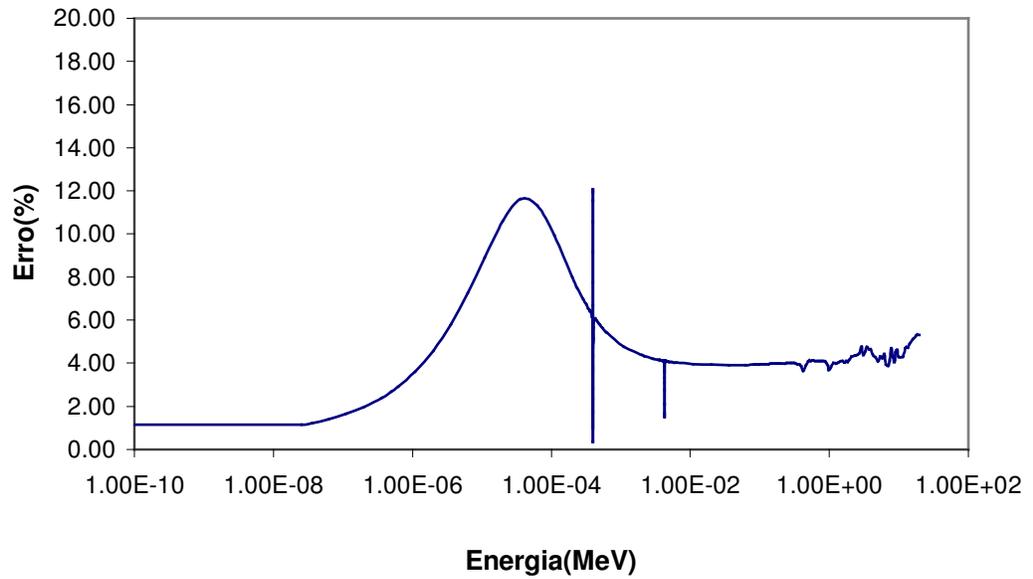


Figura 30: Desvio dos valores de kerma entre o pulmão humano e o pulmão construído por material tecido equivalente para nêutrons.

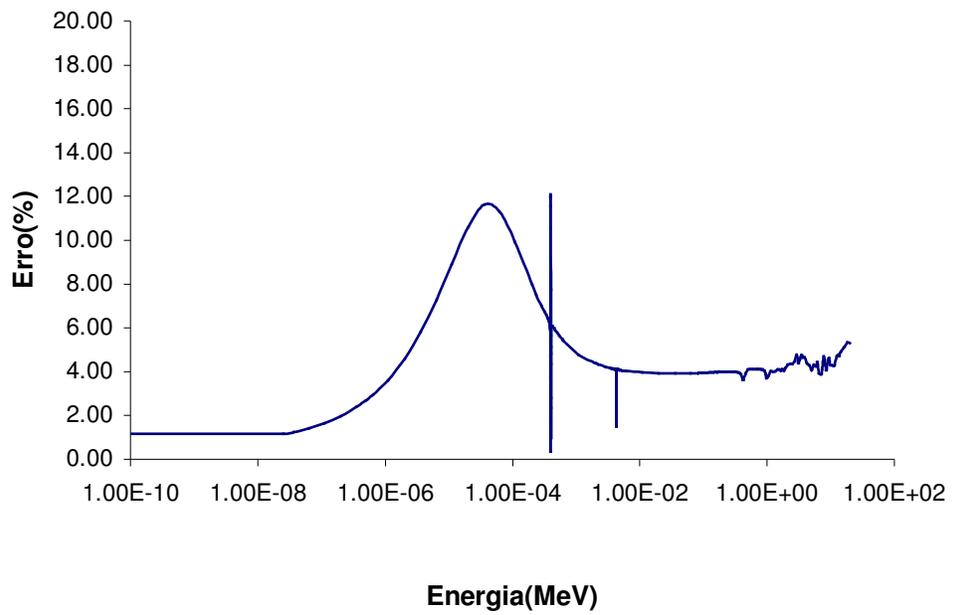


Figura 31: Desvio dos valores de kerma entre o fígado humano e o fígado construído por material tecido equivalente para nêutrons.

### IV.1.3 Peças Anatômicas

As peças anatômicas construídas por material tecido equivalente seguiram, dentro de suas limitações, os padrões anatômicos encontrados nos livros textos e nos Atlas de anatomia humana. A tabela 8 mostra similaridade da massa em gramas do órgão humano em comparação as dos órgãos construídos por material tecido equivalente.

**TABELA 8 – Comparação da massa (g) dos órgãos humanos e dos construídos por material tecido equivalente (MTE)**

Órgão/Tecido	Massa (g) do órgão humano*	Massa (g) do órgão MTE
Coração	230 - 280 g	248 g
Pulmão	Direito 625 g	422 g
	Esquerdo 567 g	370 g
Fígado	1200 - 1400 g	1255 g
Baço	100 - 250 g	112 g

\*Fonte: Goss, Gray Anatomia Humana, 29<sup>a</sup> edição, Ed. Guanabara Koogan 1988.

A morfologia das peças anatômicas construídas por material tecido equivalente e as dos órgãos humanos são mostradas através das figuras 32, 33, 34, 35 e 36.

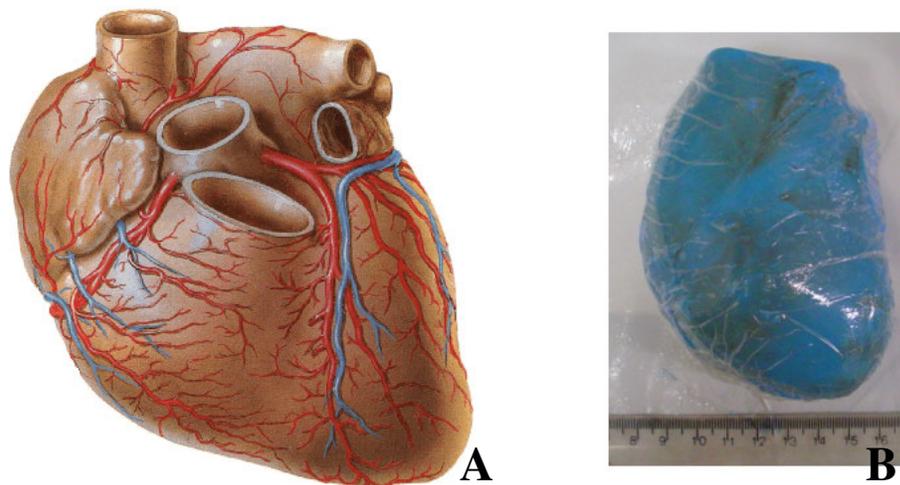


Figura 32 Vista anterior do coração humano (A) e do material tecido equivalente coração envolvido com silicone (B)  
Fonte: A - Atlas de Anatomia Humana (NETTER, 2003)

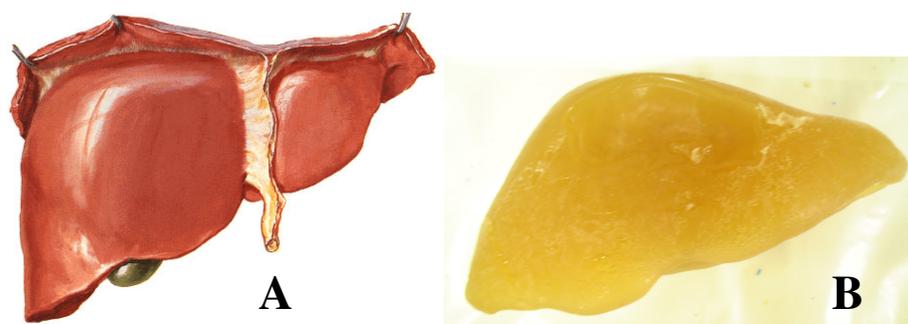


Figura 33: Vista anterior do fígado humano (A) e do material tecido equivalente fígado (B)  
Fonte: A - Atlas de Anatomia Humana (NETTER, 2003)

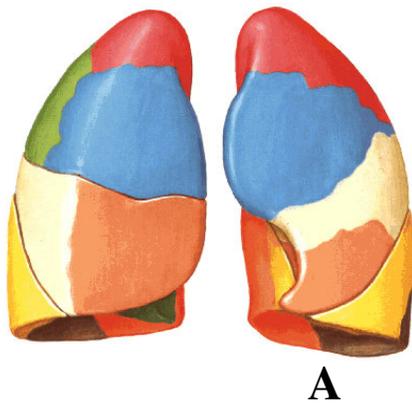


Figura 34: Vista anterior dos pulmões direito e esquerdo respectivamente (A) e do material tecido equivalente pulmão (B)

Fonte: A - Atlas de Anatomia Humana (NETTER, 2003)

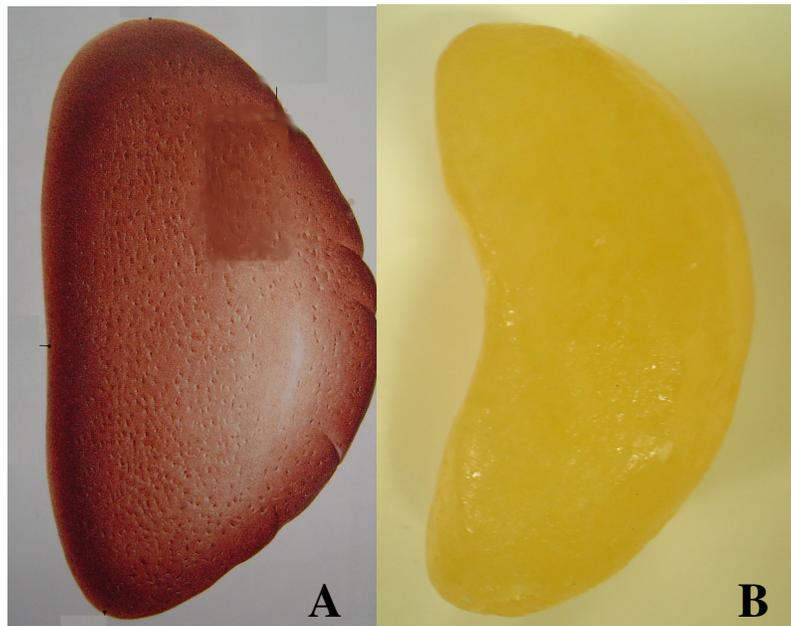


Figura 35: Vista anterior da baço (A) e do material tecido equivalente baço (B)

Fonte: A - Atlas de Anatomia Humana (SOBOTTA, 2002)

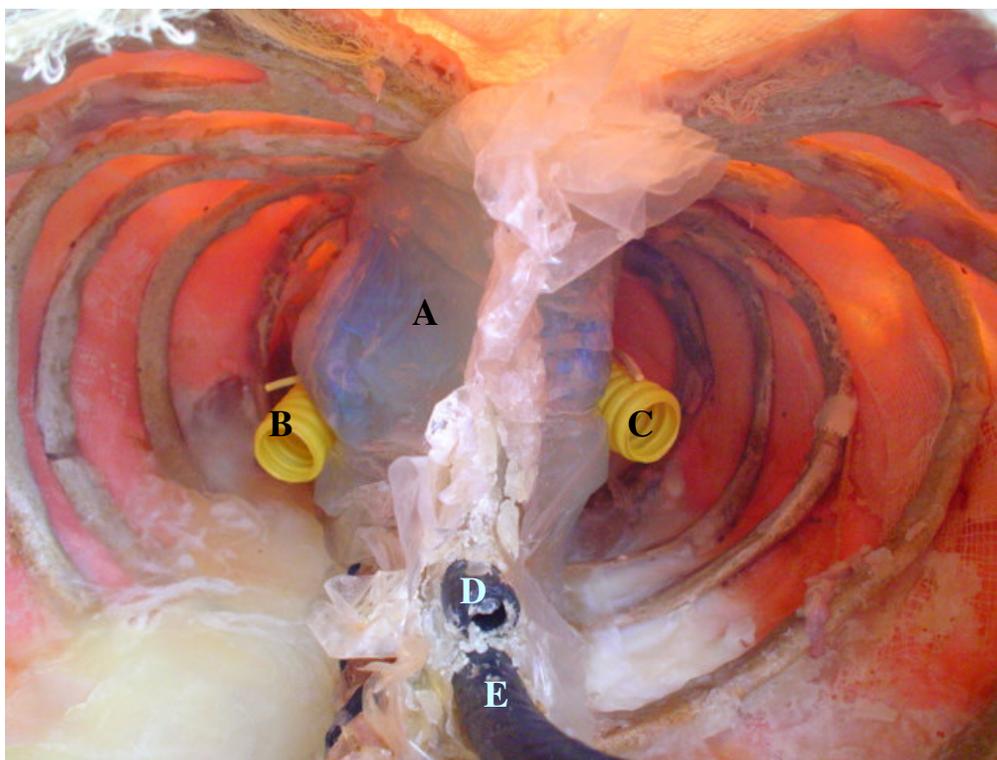


Figura 36: Vista inferior da cavidade torácica. Observa-se no mediastino médio o coração (A), os brônquios principais (B e C, respectivamente) e no mediastino posterior o esôfago (D) e aorta (E).

#### **IV.1.4 Resposta Radiográfica do Fantoma**

As imagens tomográficas permitiram a visualização das estruturas que representam o tecido ósseo e os tecidos moles do fantoma, além de visualizarem as estruturas que simulam os órgãos cavitários como traquéia e esôfago.

As densidades em graus de cinza das estruturas construídas de material tecido equivalente são similares às densidades encontradas em imagens tomográficas do tórax humano, conforme os valores na escala Hounsfield demonstrados na tabela 9.

**TABELA 9 – Densidades na escala de hounsfield dos tecidos humanos e dos materiais tecidos equivalentes do fantoma**

Órgão/Tecido	Tecido Humano UH - Unidade de Hounsfield*	MTE UH
Traquéia (lúmen)	-1000 UH	-974,6 UH
Mediastino	-80 a 50 UH	37,6 UH
Pulmão	-900 a -500 UH	-963,6 UH
Esterno (osso esponjoso)	30 a 230 UH	636,3 UH
Fígado	60 a 70 UH	60,9 UH
Baço	40 a 50 UH	81,5 UH
Coração (músculo estriado)	40 a 50 UH	88,6 UH

\* Fonte: Hofer, Tomografia Computodorizada, Ed. Revinter, 2003.

As figuras 37, 38 e 39 demonstram a visão tridimensional do fantoma, obtidas por TC, as quais evidenciam as características antômicas antropomórficas e antropométricas do fantoma. As regiões pulmonares, o mediastino, parte do hipocôndrio direito são ilustradas pelas figuras 40 e 41 que representam a reconstrução tridimensional do fantoma em cortes frontal e sagital. Alguns cortes axiais obtidos da seqüência tomográfica durante o exame são representados pelas figuras 42, 43, 44 e 45.



Figura 37: Vista anterior tridimensional do fantoma de tórax, visualizando a mama no hemitórax esquerdo.

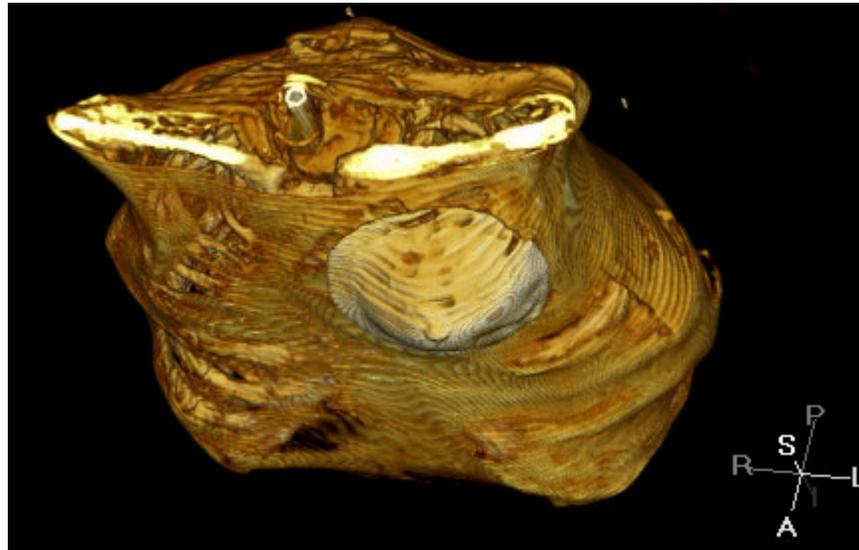


Figura 38: Vista súpero-anterior do fantoma de tórax, visualizando as clavículas.



Figura 39: Vista ínfero-anterior do fantoma de tórax, visualizando o fígado, a direita e o baço a esquerda.

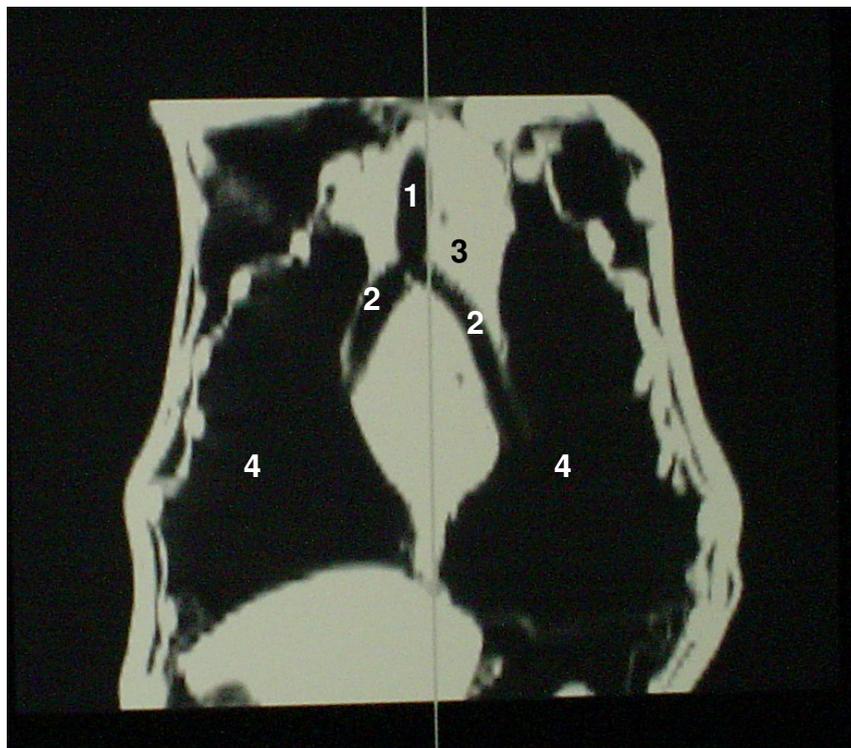


Figura 40: Reconstrução em 3D por TC do fantoma em corte frontal, visualizando a traquéia (1), brônquios (2), mediastino (3) e pulmões (4).

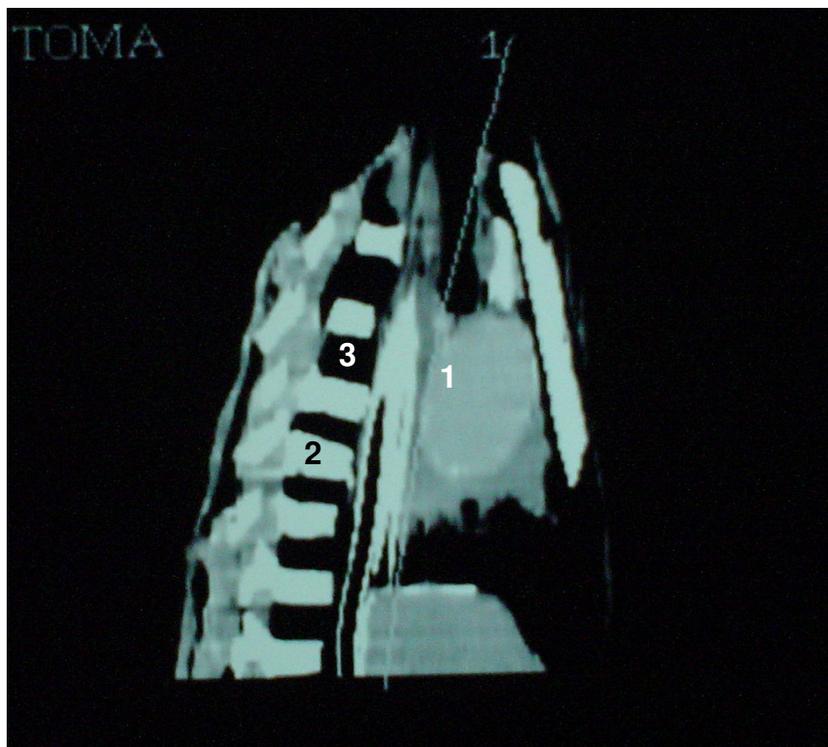


Figura 41: Reconstrução em 3D por TC do fantoma em corte sagital, visualizando o mediastino (1), os corpos das vértebras (2) e os discos intervertebrais (3).

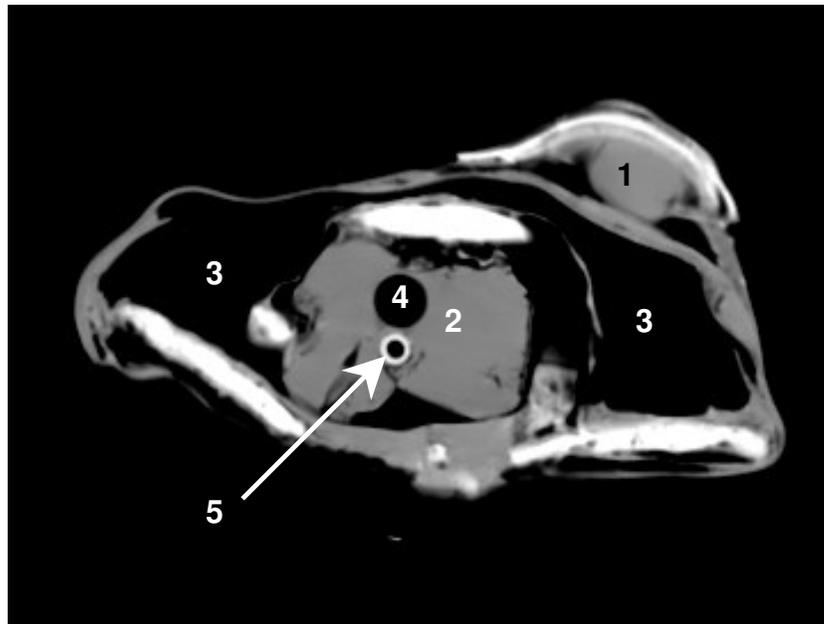


Figura 42: Corte axial do fantoma, visualização da mama esquerda (1), mediastino superior (2), pulmões (3), traquéia (4) e esôfago (5).

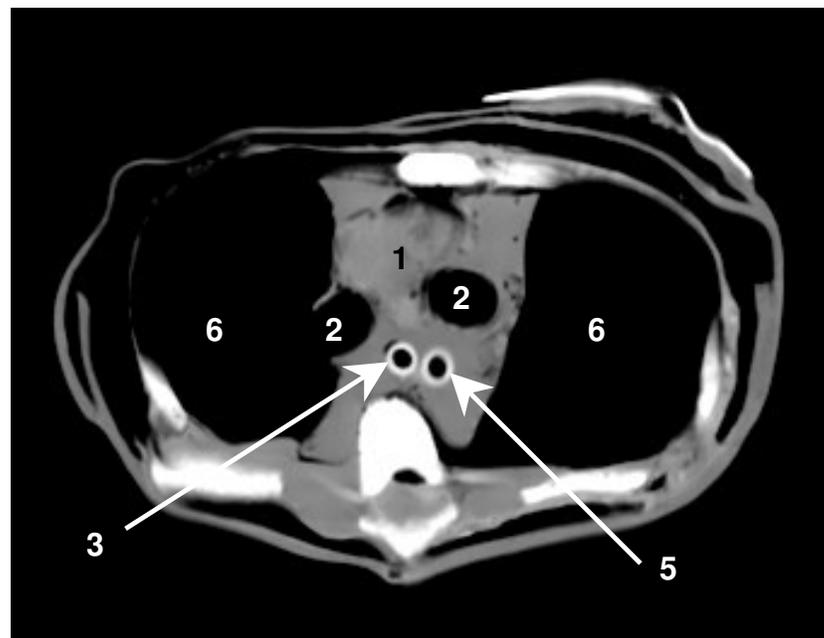


Figura 43: Corte axial do fantoma, visualização do mediastino médio (1), em evidência os brônquios principais (2), o esôfago (3), aorta (5) e pulmões (6).

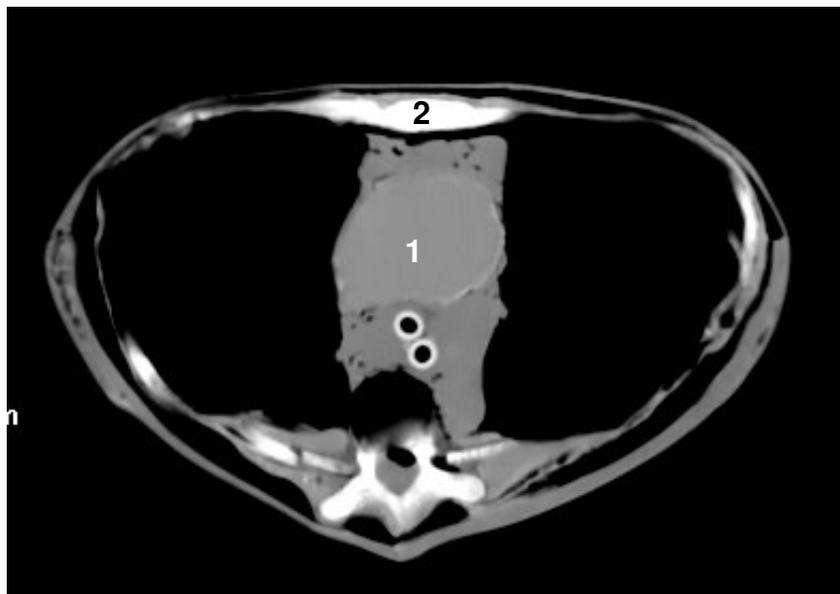


Figura 44: Corte axial do fantoma, visualização do mediastino médio, a região mais densa representa o coração (1), o esterno anteriormente (2).

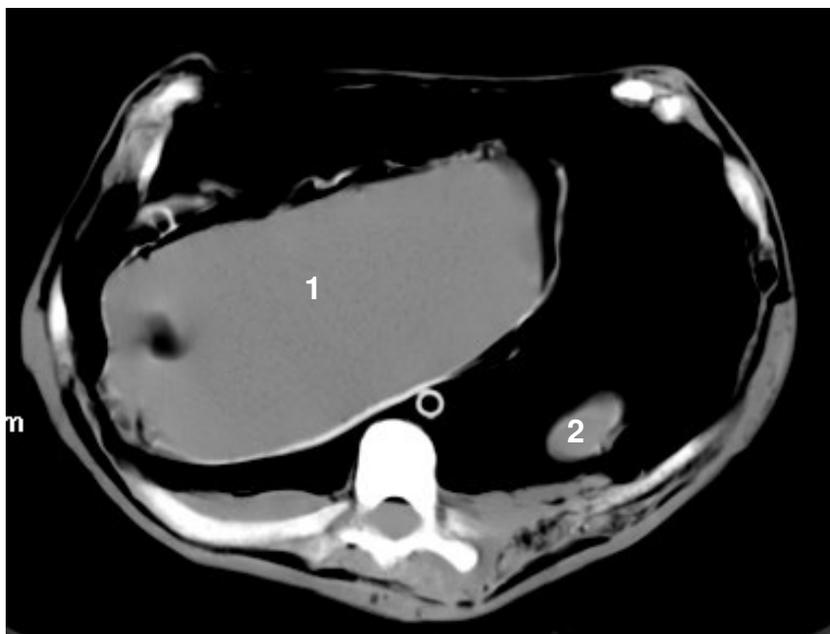


Figura 45: Corte axial do fantoma, visualização dos quadrantes superiores do abdome, em evidência o fígado (1) e o baço (2).

## IV.2 Fantoma de Voxel de Tórax

O fantoma de voxel de tórax foi gerado em padrão colorido (figuras 46, 47, 48 e 49), onde cada cor representa um tecido com composição química e densidade conhecidos. Neste modelo são identificados tridimensionalmente o arcabouço ósseo do tórax, as regiões pulmonares, a medula espinhal, a parede muscular, o mediastino e suas principais estruturas, como coração, traquéia, brônquios e vasos.

### IV.2.1 Imagens do Fantoma de Voxel

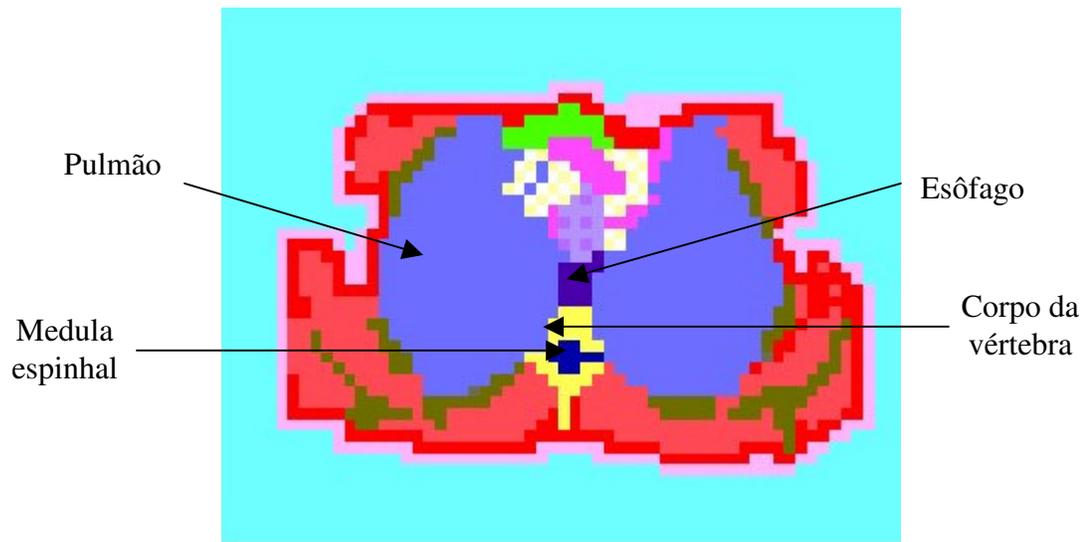


Figura 46: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.

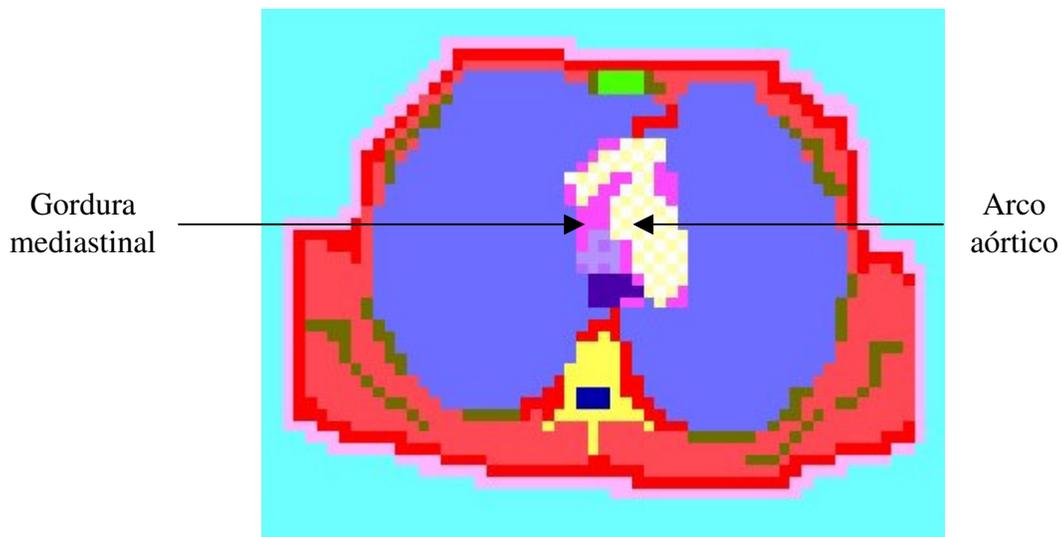


Figura 47: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.



Figura 48: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.

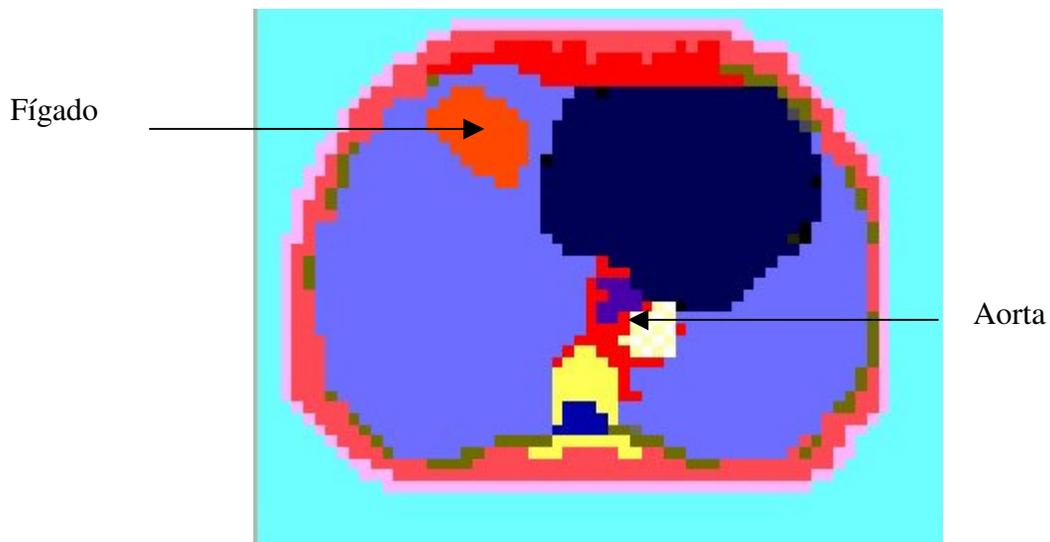


Figura 49: Corte axial de tórax. Imagem colorida digitalizada no programa SISCODES, onde cada cor corresponde a um tecido.

#### IV.2.2 Simulações Computacionais

Após o programa SISCODES ter gerado uma malha numérica ordenada, que foi transferida para o código MCNP5 que pode ser visualizada pela interface gráfica do código, conforme as figuras 50, 51 e 52.

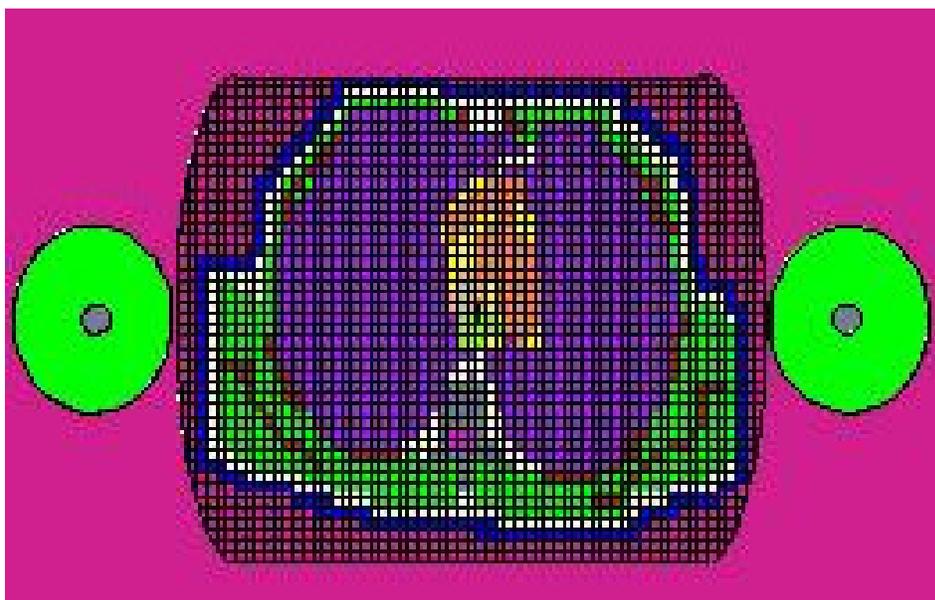


Figura 50: Corte axial de tórax do modelo de voxel após transferido para o código MCNP5.

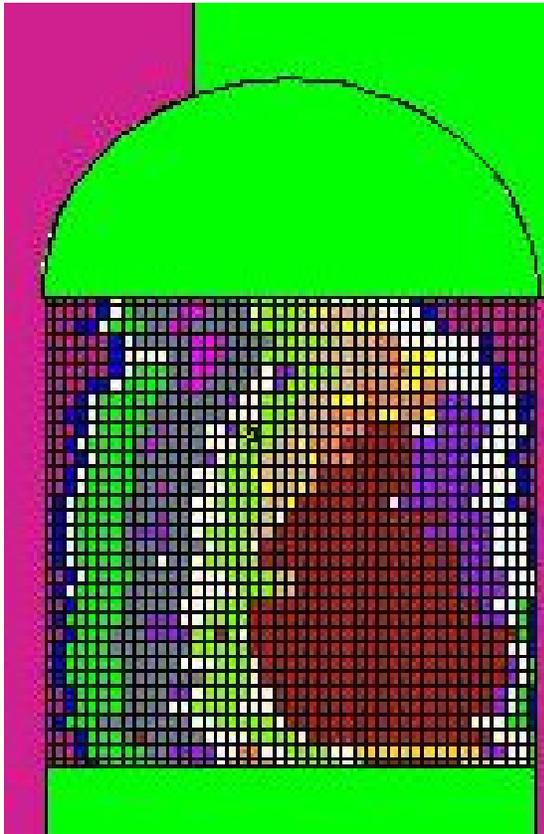


Figura 51: Corte sagital de tórax após ser transferido para o código MCNP5.

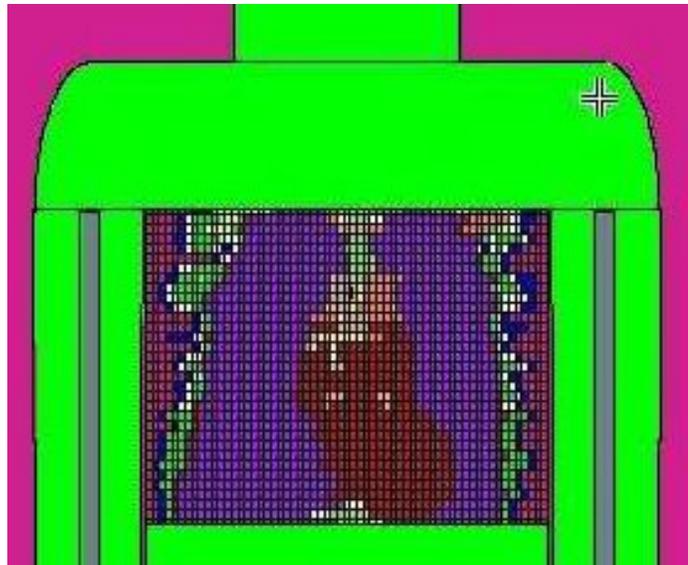


Figura 52: Corte frontal de tórax após ser transferido para o código MCNP5.

As simulações apresentaram os seguintes tempos de execução: 1) fonte de 6MV: 652,75 minutos; 2) fonte de Ir-192: 463 minutos; 3) fonte de Cf-252 para nêutrons: 1210 minutos; 4) Cf-252 para fótons: 425 minutos.

Através das simulações foram obtidas as curvas de isodose para cada partícula utilizada. A figura 53 apresenta a distribuição espacial das taxas de dose dos fótons de 6MV aplicados em dois campos látero-laterais com janela 5x5. Observa-se que a radiação sofre um espalhamento lateral muito elevado produzindo altas taxas de dose fora do isocentro e que a região pulmonar apresenta pontos quentes de até 90% de dose recebida fora do esôfago. Nesta simulação a taxa de dose máxima chega a 1Gy/min, para uma emissão de  $6.10^{14}$   $\gamma/s$ .

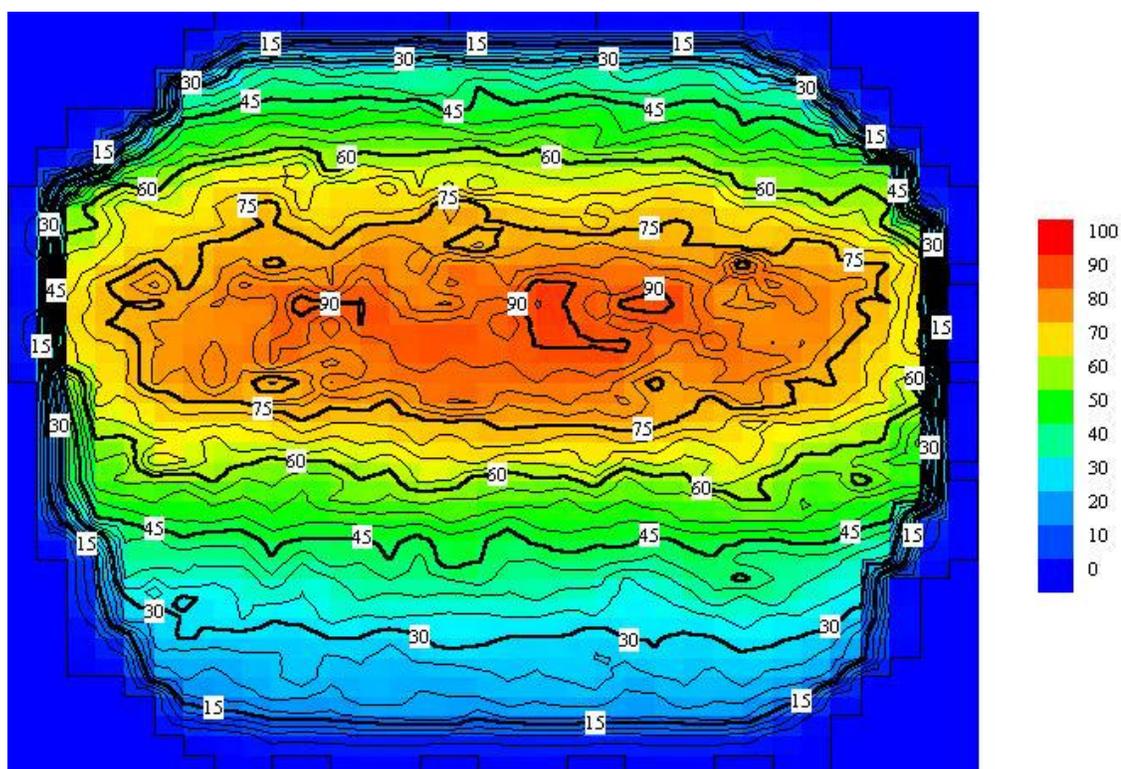


Figura 53: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada em função de dois campos de irradiação látero-laterais 5x5 de radioterapia megavoltagem com espectro 6MV.

Para as simulações utilizando Cf-252 foram obtidas as curvas de isodose conforme demonstra a figura 54. A distribuição das partículas de nêutrons fica mais concentrada, e as regiões radiosensíveis recebem um percentual menor de taxa de dose em relação aos fótons de 6 MV de energia. Os valores de taxa de dose máxima para nêutrons chegam a 9 Gy/h, para uma emissão de fonte de  $10^{11}$  n/s. Observa-se também que há uma concentração de taxas de dose elevadas na região do mediastino, em estruturas como a aorta e a traquéia. No caso da aorta este fato é explicado devido a grande quantidade de água presente no plasma sanguíneo.

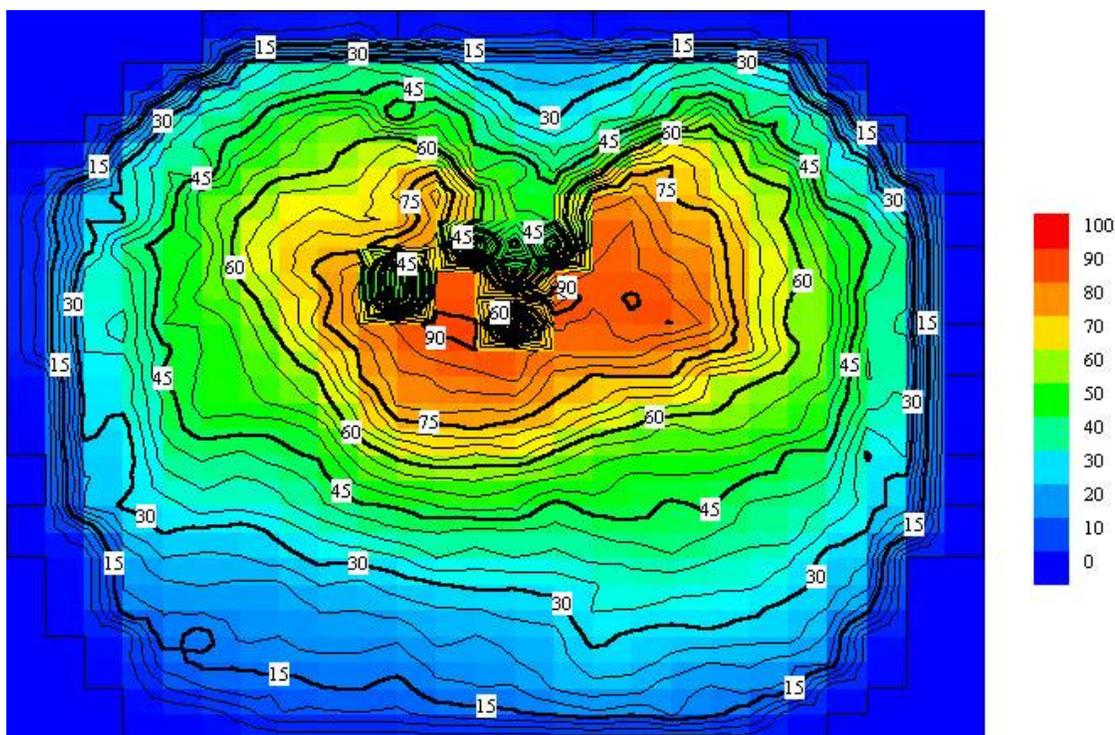


Figura 54: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Cf-252 posicionada no esôfago, computando a componente de nêutrons da emissão da fonte.

A distribuição de fótons de Cf-252 é característica conforme mostra a figura 55. Observamos que os fótons de Cf-252 se comportam de forma equivalente aos fótons de Ir-192. Há um espalhamento quase isotrópico da radiação, com altas taxas de dose envolvendo os órgãos radiosensíveis como pulmões e medula espinhal. As taxas de doses máximas chegam a 7,60 Gy/h, para a emissão de fonte de  $10^{11}$   $\gamma/s$ . O mesmo pode ser observado na figura 56 para os fótons de Ir-192, que apresenta taxa de dose máxima de 2,38 Gy/h, para uma emissão de fonte de  $10^{10}$   $\gamma/s$ .

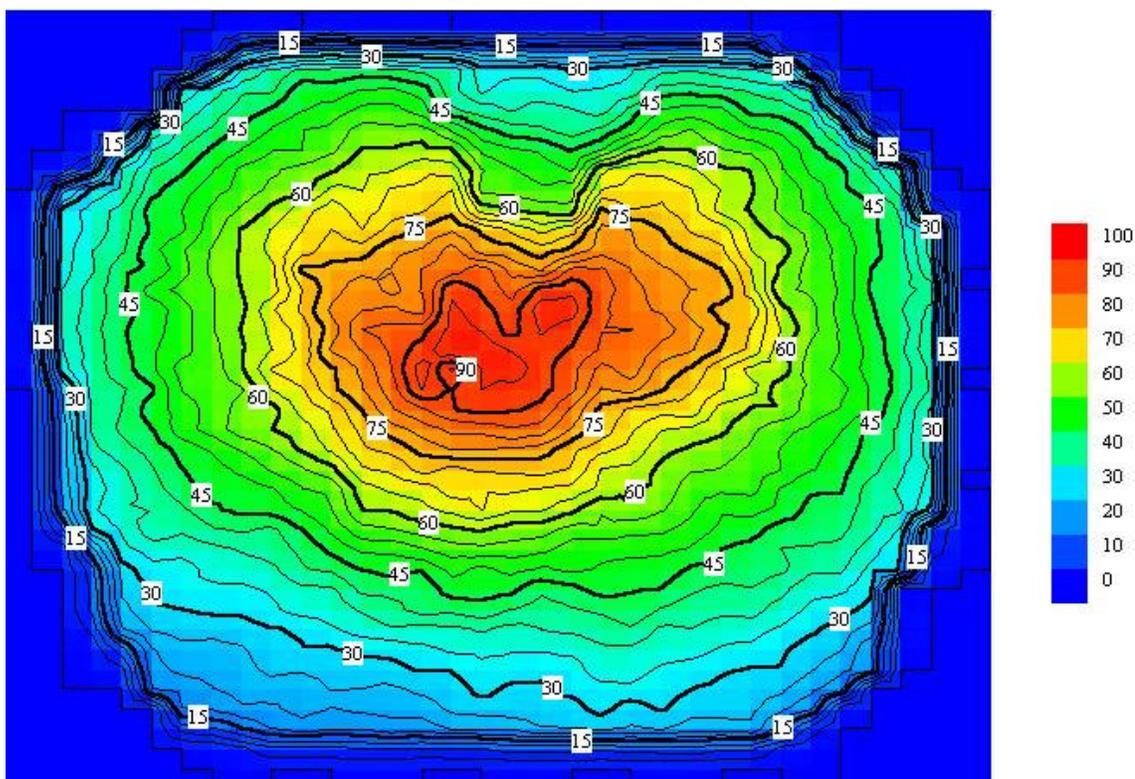


Figura 55: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Cf-252 posicionada no esôfago, computando a componente de fótons da emissão da fonte.

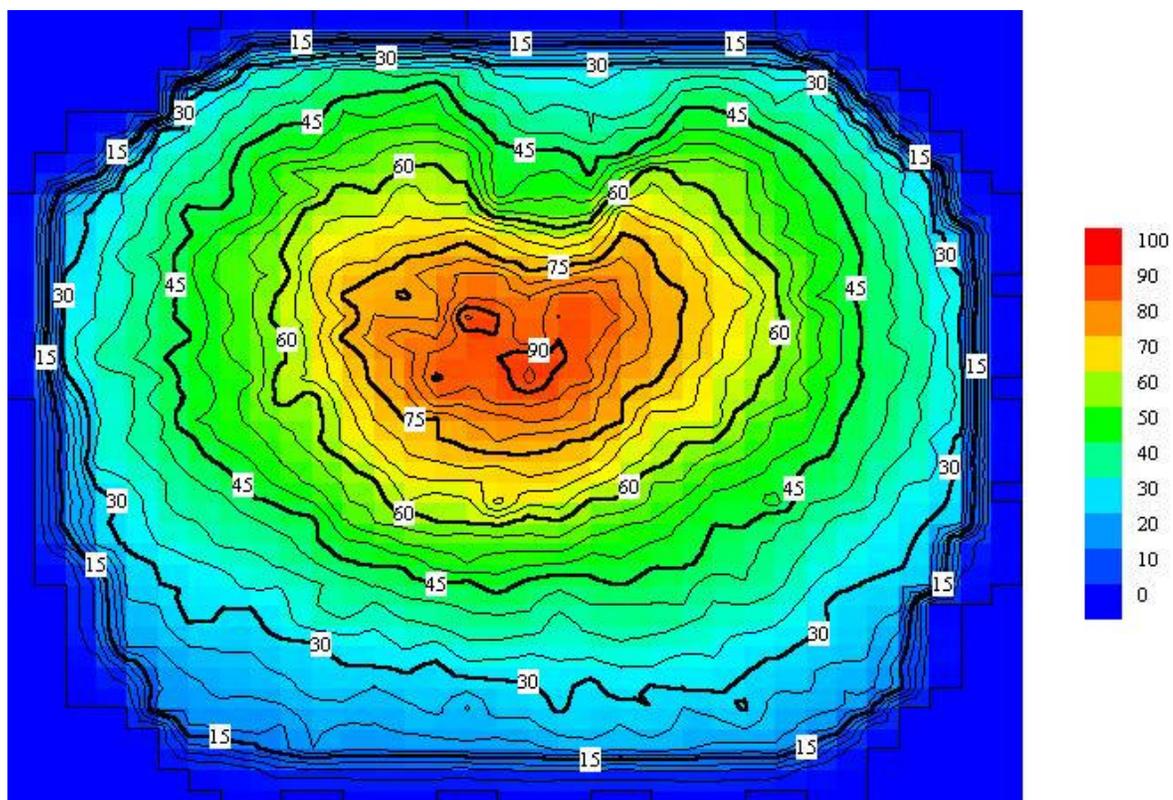


Figura 56: Distribuição espacial de taxa de dose normalizada de uma exposição por braquiterapia de Ir-192 posicionada no esôfago, computando a componente de fótons da emissão da fonte.

## V. Discussão

As conformações anatômicas e a composição química dos tecidos do arcabouço torácico e dos órgãos contidos no interior do fantoma são similares às humanas. As similaridades anatômica e elemental do fantoma, o coloca em uma posição de proximidade com a realidade, já que muitos fantomas utilizados para diversos estudos apresentam formas e composição química distintas às humanas. Por exemplo, Shypailo et al. (1998) desenvolveram para estudos dosimétricos, um conjunto de quatro fantomas de corpo inteiro antropomórfico e antropométrico, simulando o esqueleto humano de 4, 10, 15 e 18 anos de idade construído a base de resina epóxi e  $\text{CaHPO}_4$  revestido por polietileno para simular a gordura e apresentando uma solução aquosa de NaCl a 0,6% para simular a diferença química entre os tecidos. Gambarini et al. (1997) utilizaram um gel a base de agarose para analisar os níveis de dose de partículas gama, nêutrons térmicos e prótons utilizados em radioterapia. Lee et al. (1998) utilizaram o fantoma Rando, construído por material acrílico para estimar a dose equivalente recebida por residentes de um prédio construído por vigas metálicas contaminadas com cobalto-60. Lin et al. (2002) usaram um fantoma de água com 30 cm de raio e 10 cm de largura para medir a dose de superfície na pele para o estudo de complicações dermatológicas na radioterapia. Analisando a constituição química destes fantomas, nenhum simula de forma equivalente o tecido humano junto às interações das radiações com a matéria. Sendo assim, pode-se esperar resultados dosimétricos adversos aos encontrados em seres humanos, pelo fato de não utilizarem o material tecido equivalente e a anatomia equivalente à espécie humana.

As figuras 16 a 23 apresentam os gráficos com os valores de KERMA para o material tecido equivalente desenvolvido para cada órgão que demonstram a equivalência entre o

MTE e os tecidos humanos. Quanto à interação dos fótons com a matéria predomina-se o efeito Compton dentro da faixa de energia estudada tanto para radiodiagnóstico quanto para radioterapia. Para nêutrons prevalece o espalhamento elástico, característico em materiais contendo núcleos leves, como os tecidos biológicos.

As imagens tomográficas do fantoma de tórax antropomórfico-antropométrico revelam as densidades do material tecido equivalente em escala Hounsfield onde os valores estão muito próximos aos tecidos humanos. Os pulmões construídos de material tecido equivalente apresentam valores na escala de Hounsfield de aproximadamente -963,6 UH, sendo para o pulmão humano hígido os valores variam de -900 a -500 UH. Para o material tecido equivalente fígado, o mesmo apresenta 60,9 UH em comparação com os valores de 60 a 70 UH para o fígado humano. Os valores em UH encontrados nos órgãos constituídos de material tecido equivalente na tomografia computadorizada do fantoma real de tórax são perfeitamente equiparáveis aos valores humanos. Já o esterno construído por material tecido equivalente apresenta valor na escala de Hounsfield bem superior ao encontrado na literatura. Este osso foi construído por material tecido equivalente simulando a substância óssea compacta, sendo que este apresenta grande concentração de substância óssea esponjosa. Desta forma, localmente o fantoma diverge da resposta humana. O MTE baço apresenta uma resposta radiográfica representada pelos valores na escala de Hounsfield de 81,5 UH, sendo que a literatura apresenta valores de 40 a 50 UH. Esta grande alteração pode estar associada a concentração de colágeno animal, o mesmo se aplica para o coração além de não simular as cavidades cardíacas preenchidas de sangue. Para melhorar a resposta radiográfica do fantoma as composições químicas dessas estruturas serão reavaliadas, assim como a concentração de colágeno animal e novos órgãos serão construídos.

O fantoma de voxel de tórax retrata os tecidos com suas características físicas e químicas. Quando este modelo é transferido para o código MCNP5 as características são preservadas e a simulação da interação da partícula com o tecido torna-se mais próxima do real. Lin et al. (2002) aplicaram o código Monte Carlo para simular a distribuição de dose na pele aplicando raios X de 6 e 15 MV de energia, com campos de 10x10 cm<sup>2</sup> e 20x20 cm<sup>2</sup>. Justino et al. (2003) compara diversas técnicas de irradiação para câncer de esôfago, onde empregaram um sistema de planejamento tridimensional para simulações com dois campos paralelos e opostos ântero-posteriores, dois campos látero-laterais, três campos em “Y”, quatro campos em “X”, três campos em “T” todos com técnica de isocentro. Neste estudo os autores observaram que no caso dos pulmões a técnica de quatro campos em “X” e a que irradia com maior dose um terço do volume pulmonar, já a técnica com dois campos látero-laterais também levam à maior irradiação dos pulmões. Para a medula espinhal as técnicas de quatro campos em “X” e dois campos ântero-posteriores são proibitivas para o tratamento pois a dose máxima nestas técnicas correspondem a 60% e 110% respectivamente, sendo a técnica de dois campos látero-laterais a mais segura e adequada para a medula espinhal, pois a dose máxima corresponde a 25% e para o volume total dos pulmões 1% da dose total. Observando a distribuição do percentual de taxa de dose obtida na simulação no código MCNP5 para teleterapia de espectro de 6 MV, em campos látero-laterais, de tumores do terço médio do esôfago, as taxas de dose para a medula espinhal chegam a 45% e para os pulmões apresenta pontos quentes de 75% a 90% da dose, bem superior às encontradas por Justino. O que poderia explicar esta diferença talvez seria o sistema de planejamento tridimensional utilizado por Justino, que possivelmente não leva em consideração a interação da radiação com os tecidos humanos, visto que utilizaram um fantoma experimental de água, passando despercebida a possibilidade de espalhamento na passagem

das partículas nucleares por diferentes materiais/tecidos com densidades diferentes. Segundo Tahuata (2003) os fótons podem penetrar em um material/tecido e percorrer grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Por esse motivo, as simulações que foram utilizados fótons de 6 MV, de Cf-252 e Ir-192 terem as suas curvas de isodose bem abrangentes, caracterizando a dispersão das partículas.

De acordo com Tahuata (2003) o nêutron possui massa e não interage com a matéria por meio da força coulombiana, por isso é bastante penetrante. As radiações secundárias geradas são freqüentemente núcleos de recuo com alto poder de ionização, principalmente para materiais hidrogenados. No entanto, as simulações de braquiterapia utilizando nêutrons de Cf-252 as curvas de isodose se apresentam concentradas, em regiões do mediastino, caracterizando a deposição de energia localmente, como na aorta e na posição onde a fonte se encontra, além de uma distribuição quase isotrópica ao longo dos pulmões.

## **VI. Conclusões e Perspectivas**

A proposta de desenvolver os órgãos internos do fantoma de tórax feminino através de um material tecido equivalente com composição química e densidade similares aos tecidos humanos, apresentando características antropomórficas e antropométricas, torna o seu emprego viável em experimentos de dosimetria em radioterapia, pois os órgãos do fantoma são removíveis tornando-se fácil a colocação de dosímetros em diversos pontos de interesse. Os resultados dos valores de KERMA apresentam equivalência entre os tecidos humanos e o material tecido equivalente proporcionando o emprego do fatoma em estudos de dosimetria em radiodiagnóstico e em radioterapia.

A resposta radiográfica do fantoma, através da tomografia computadorizada, evidencia que os valores em UH encontrados na maioria dos órgãos construídos por material tecido equivalente presentes no fantoma são similares às dos tecidos humanos, tornando o uso do fantoma aplicável em estudos de calibração de aparelhos de radiodiagnóstico. Aqueles órgãos que na tomografia computadorizada do fantoma, tais como coração e baço que apresentaram valores em UH superiores aos valores encontrados na literatura, serão reavaliados e construídos novamente com o intuito de otimizar a resposta radiográfica do fantoma e assim obter melhores resultados.

As simulações computacionais através do código de MCNP5 evidenciam, através das curvas de isodose, como os fótons e nêutrons utilizados nas simulações se espalham através dos tecidos indicando os pontos de maior percentual de dose. Isto comprova a importância de um planejamento tridimensional no tratamento de tumores do terço médio do esôfago permitindo assim, uma precisão e uma avaliação melhor das doses nos órgãos radiosensíveis, como pulmões, coração e medula espinhal.

As simulações de teleterapia e braquiterapia realizadas no código MCNP5 mostraram-se uma ferramenta importante para simular o transporte das partículas ao longo da estrutura heterogênea do corpo humano. Assim poderemos fazer estudos comparativos entre os ensaios radiodosimétricos teóricos de braquiterapia e teleterapia utilizando o fantoma, baseados nas simulações computacionais aplicando também outras fontes de radioisótopos.

## REFERÊNCIAS

ARAÚJO, C., M., SOUHAMI L., GIL, R. A., et al., A randomized trial comparing radiation therapy versus concomitant radiation therapy and chemotherapy in carcinoma of the thoracic esophagus. **Cancer**. 1991, v. 67, p. 2258-2261.

Autoridad Regulatoria Nuclear, **Curso de post-graduação em proteção radiológica y seguridad nuclear**, tomo 1. Republica Argentina: 1998. Cap. Radiodosimetria, 8 p.

BRASIL, Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer. [http:// www.inca.org.br](http://www.inca.org.br) [acesso em 13/05/2005 ].

CAON, M., Voxel-based computational models of real human anatomy: a review. **Radiation and Environmental Biophysics**. 2004

CASTRO, L. P., SAVASSI-ROCHA, P. R., RODRIGUES, M. A. G., MURAD, A. M., **Tópicos em gastroenterologia: câncer do aparelho digestivo**, Rio de Janeiro: Medsi, 2002. 91-98 p.

DANGELO, J.G., FATTINI, C.A., **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2ª ed., Rio de Janeiro: Atheneu 1989. 686p.

FISHER S. A., BRADY, L. W., **Principles and Practice of Radiation Oncology**. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publisher, 1997, 1241-1243 p.

FISHER S. A., BRADY, L., W., Esophagus, In: Perez, C.A., brady L. W., eds. Principles and practice of radiation oncology – 3 rd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997, 1241-1258 p.

FORONES, N. M., Câncer de esôfago. **Revista Sinopse de Gastroenterologia**. Abril, 1999, A3, N1.

GAMBARINI, G., MONTI, D., FUMAGALLI, M. L., et al., Phantom dosimeters examined by nmr analysis: promising technique for 3-d determination of absorbed dose. **Appl. Radiat. Isot.** 1997, v. 48, n. 10-12, p. 1477-1484.

GARDNER, E., GRAY D. J., O'RAHILLY, R., **Anatomia: estudo regional do corpo**. 4ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 336 p.

GIOVAGNONI, A., VALERI, G., FERRARA, C., MRI of esophageal câncer. **Abnominal Imaging**. 2002, v. 27, p 361-366.

GRAY, H., GOSS, C. M., **Gray Anatomia**, 29ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 445, 628, 981, 1018 p.

HAAGA J.; LANZIERI C.; ZERHOUNI E. **Tomografia computadorizada e ressonância magnética do corpo humano**, volume 1. 3ª ed. Rio de Janeiro, 1996: Guanabara Koogan. v.1. 681-682 p.

HAREYAMA M., NISHIO M., KAGAMI Y., et al., Intracavitary brachytherapy combined with external-beam irradiation for squamous cell carcinoma of the thoracic esophagus. **Int. J .Radiat. Oncol. Biol. Phys.** 1992, v.24, p. 235-240.

HIROTA, S., TSUJINO, K., HISHIKAWA, Y., et al., Endoscopic findings of radiation esophagitis in concurrent chemoradiotherapy for intratoracic malignancies. **Radiotherapy & Oncology**. 2001, v. 58, p. 273-278.

HISHIKAWA Y, IZUMI M, KURISU K, TANIGUCHI M, KAMIKONYA N., Esophageal ulceration following high-dose-rate intraluminal brachytherapy for esophageal cancer. **Radiother. Oncol.** 1993 Sep, v. 28, p. :252-254.

HOFER, M., **Tomografia computadorizada: manual prático de ensino**. Rio de Janeiro: Revinter, 2005. 12p.

HUJALA K., SIPILA J., MINN H., RUOTSALAINEN P., GRENMAN R. Combined external and intraluminal radiotherapy in the treatment of advanced oesophageal cancer. **Radiother Oncol.** 2002 Jul, v.64, p. 41-45.

INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Radiation quantities and units - ICRU REPORT 33**. Bethesda: 1980.

INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement - ICRU REPORT 44**. Maryland: 1989.

INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement - ICRU REPORT 63**. Maryland: 1999.

JUHL J., CRUMMY A., KUHLMAN J. **Interpretação Radiológica**. 7<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 12-13 p.; 485-962 p.

JUSTINO, P. B. Et al., **Planejamento tridimensional para radioterapia de tumores de esôfago: comparação de técnicas de tratamento e análise de probabilidade de complicações**. **Radiol. Bras**, Jun 2003, vol.36, no.3, p.157-162.

KAPLAN, I. **Física Nuclear**. Madrid: Aguilar, 1961.

KAVANAGH B., ANSCHER M., LEOPOLD, K., et al., Patterns of failure following combined modality therapy for esophageal cancer, 1884-1990. **Radiat. Oncol. Biol. Phys.** 1992, v. 24, p. 633-642.

KUMAR M. U, SWAMY K., SUPE S.S., ANANTHA N., Influence of intraluminal brachytherapy dose on complications in the treatment of esophageal cancer. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.** 1993 Dec, v. 27, p. 1069-1072.

KUMAR M. U., RANGANATH H. T., NARAYANA B. S, et al., Intraluminal brachytherapy in oesophageal cancer: a simple afterloading technique. **Clin. Oncol. (R. Coll. Radiol.)**. 1992 Mar, v.4, p. 119-122.

LEE J.S., DONG, S. L., WU, T. H., Estimation of organ dose equivalents from residents of radiation-contaminated buildings with rando phantom measurements. **Appl. Radiat. Isot.** May, 1998, v. 50, p. 867-873.

LIN S.Y., CHU, T. C., LIN J. P. HUANG, C. Y., Monte carlo simulation of surface percent depth dose. **Appl. Radiat. Isot.** Jun, 2001, v. 56, p. 505-510.

LUKETICH, J. D., SCHAUER, P. URSO, K. et al., Minimally invasive surgical biopsy confirms PET findings in esophageal cancer. **Surgical Endoscopy**. 1997, v. 11, p. 1213-1215.

MAIA, M. **Fantoma antropomórfico-antropométrico de tórax para fins de radioproteção e dosimetria**. 2004. 24-37f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Pós-Graduação da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

MINSKY B. D., The role of radiation therapy in the treatment of esophagus cancer. **J. Esophageal Society and Springer-Verlag**. Sept, 2003, v.1, p. 1-15.

NATSUGOE S., NAKASHIMA S., MATUMOTO M., et al., **Biologic and imaging diagnosis of lymph node metastasis in esophageal carcinoma**, J. Surg. Oncol. 2002, V.81, 25-32p.

NETTER, F.H., **Atlas de Anatomia Humana**. 2ª ed. Porto Alegre: Art Med, 2000. 189,204,220,270 p.

OTTENJANN, R., ELSTER K., **Atlas de enfermidades do trato gastrointestinal superior**, Smith Kline, 1980. 42 p.

POSTLETHWAIT, R. W., **Clínicas cirúrgicas da América do norte**, volume 4 – cirurgia esofágica, Rio de Janeiro: Interamericana, 1983. 995-1001 p.

ROGERS, D. W. O., FADDEGON, B. A., DING G. X., et al., BEAM: A Monte Carlo code simulate radiotherapy treatment units. *Med. Phys.* 1995, v. 22, p. 503-523.

RUBIN E., FARBER J., **Patologia**, 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 655 p.

SAKAMOTO, F., NATSUGOE, S., YOSHINAKA, H., et al., Usefulness and limitations of endoscopic ultrasonography for detection of lymph node metastasis in esophageal cancer. *J. Gastroenterol.* 2004, v. 39, p. 90-91.

SALVAJOLI J.V, SOUHAMI, L. FARIA, S. L.: **Radioterapia em Oncologia**. Rio de Janeiro: Medsi 1999. Cap. 21, 565-579 p.

SHYPAIOLO, R. J., POSADA, J. K. J., ELLIS, K. J., Whole-body phantoms with anthropomorphic-shaped skeletons for evaluation of dual-energy X-ray absorptiometry measurements. **Appl. Radiat. Isot.** May-Jun, 1998, v. 49, n.5-6, p. 503-505.

SKINNER, D. B., BELSEY, R. H. R., Management of esophageal disease. Canada: Saunders Company, 1988. 715-764 p.

SOBOTTA,J., BECHER,H. **Atlas de Anatomia Humana**, volume 2 Tronco, Vísceras e Extremidade Inferior, 21ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 153 p.

SUR R., DONDE B., FALKSON C., AHMED S.N., LEVIN V., NAG S., WONG R, JONES G., Randomized prospective study comparing high-dose-rate intraluminal brachytherapy (HDRILBT) alone with HDRILBT and external beam radiotherapy in the palliation of advanced esophageal cancer. **Brachytherapy**. 2004, v. 3, p. 191-195.

TAHUATA, L., SALATI, I., DI PRINZIO, R., et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003. 82 p.

WEIR, J., ABRAHAMS P. H., **Atlas de Anatomia em Imagens**. São Paulo: Manole, 2000. 93-101 p.

WILLIAMS, P. L., WARWICK, R. DYSON M., et al., **Gray Anatomia**, volume 2, 37<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. 1254-1257 p.

YIN W. Radiotherapy of carcinoma of oesophagus in China. **Chin Med J (Engl)**. 1997 Apr, v.110, 289-293 p.

## **ANEXOS**

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)