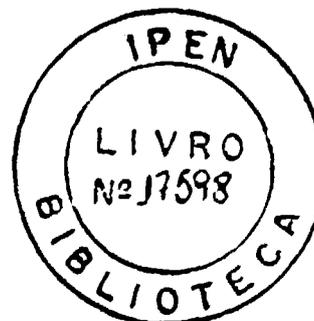


INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MODELO MATEMÁTICO DA
REGIÃO DA CABEÇA DE UM SER HUMANO ADULTO
PARA USO EM CÁLCULOS DE DOSE INTERNA

Leila Mara Facioli

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
"Mestre na Área de Concentração em
Tecnologia Nuclear Básica".



Orientador: Dr. Sudameique Fernandes Deus

SÃO PAULO
1984

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Sudernaique Fernandes Deus pela cuidadosa orientação e incentivo no transcorrer deste trabalho.

Aos colegas do Centro de Processamento de Dados, Antonio S. Gouveia e Lucia Estela M. S. Cruz pela colaboração prestada.

Ao Goro Hironoto pelas valiosas discussões.

À PRONUCLEAR pelo auxílio financeiro.

Ao IPEN - CNEN/SP pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MODELO MATEMÁTICO
DA REGIÃO DA CABEÇA DE UM SER HUMANO ADULTO
PARA USO EM CÁLCULOS DE DOSE INTERNA

LEILA MARA FACIOLI

RESUMO

Sabe-se que a distribuição espacial da radiação espalhada num determinado meio, e portanto a fração absorvida específica, dependem da forma do meio, do tipo de material espalhador, de sua massa e da energia da radiação incidente.

Tendo isso em mente um novo modelo matemático da região da cabeça de um ser humano adulto foi desenvolvido de uma forma mais realística que os modelos já existentes.

As frações absorvidas específicas foram obtidas por meio do programa "ALGAM: a computer program for estimating internal dose from gamma-ray sources in a man phantom", que foi modificado para incluir o modelo proposto neste trabalho.

O novo programa foi processado para dois órgãos fonte: tiroíde e cérebro e para 12 energias distintas do fóton incidente distribuídas no intervalo de 0,010 a 4,0 MeV.

Os resultados obtidos, quando comparados aos de Snyder e cols., mostram que a razão entre as frações absorvidas específicas nos órgãos cunha no modelo proposto neste trabalho e no modelo de Snyder apresenta uma variação, para os dois órgãos fonte considerados de 0,0543 a 13,2, sendo a distribuição da razão, nesse intervalo, praticamente uniforme entre as duas extremas.

DEVELOPMENT OF A NEW MATHEMATICAL MODEL
REPRESENTING THE HEAD REGION OF THE ADULT
HUMAN FOR USE IN INTERNAL DOSE CALCULATIONS

LEILA MARA FACIOLI

A B S T R A C T

The spatial distribution of the scattered radiation in a medium depends on the shape, type and mass of the medium as well as the energy of the incident radiation.

Having this in mind a new mathematical model representing the head region of the adult man had been developed in a more realistic fashion than the existing models in order to achieve an improvement in the accuracy of the internal dose calculations.

The specific absorbed fractions had been obtained by program "ALGAM: a computer program for estimating internal dose from gamma-ray sources in a man phantom", which had been modified to include the model proposed in this work.

The new program had been processed for two source organs: thyroid and brain and for 12 incident photon energies ranging from 0,010 to 4,0 MeV.

The obtained results, when compared with the Snyder's one, show that the ratio of the specific absorbed fractions in the common organs of the model proposed in this work relative to the Snyder's model, ranged from 0,0543 to 13,2 for the two source organs considered; the ratio distribution along this interval is practically uniform between the above values.

SUMARIO

RESUM

ABSTRACT

PAGINA

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO	1
I.1. Princípios de Radioproteção	1
I.2. Métodos de Medida de Dose	3
I.3. Homem Referência	4
I.4. Modelo Matemático do Homem Referência	6
I.5. Objetivos do Trabalho	15

CAPÍTULO II

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	16
II.1. Interação da Radiação com a Matéria	16
II.1.1. Efeito Fotoelétrico	16
II.1.2. Espalhamento Compton	18
II.1.3. Produção de Pares	20
II.1.4. Coeficiente de Atenuação Linear Total	22
II.2. O Método de Monte Carlo	22
II.2.1. Avaliação de Integrais Triplas	22

II.2.2. Aplicação do Método de Monte Carlo ao Processo de Transporte da Radiação	24
II.2.2.1. Distância Percorrida pelo Fóton entre duas Interações Sucessivas	25
II.2.2.2. Estimativa da Fração Absorvida Específica	26
II.2.2.3. Análise Estatística	29
II.3. Cálculo da Dose Absorvida e da Dose Equivalente Comprometida para Radionuclídeos Distribuídos no Corpo	31

CAPÍTULO III

DESENVOLVIMENTO DO NOVO MODELO MATEMÁTICO DA REGIÃO QUE REPRESENTA A CABEÇA E O PESCOÇO DE UM SER HUMANO ADULTO	35
III.1. Introdução	35
III.2. Descrição Matemática da Região que Representa a Cabeça e o Pescoço de um Ser Humano Adulto	36
III.2.1. Cabeça	36
III.2.2. Pescoço	38
III.3. Descrição Matemática do Esqueleto da Região da Cabeça	38
III.3.1. Crânio	38
III.3.2. Sub-Região Superior do Rosto	40
III.3.3. Arcada Dentária Superior	43
III.3.4. Arcada Dentária Inferior	43
III.3.5. Mandíbula	44
III.3.6. Região Cervical da Coluna Vertebral	44
III.4. Descrição Matemática dos Órgãos da Região da Cabeça	45

III.4.1. Cérebro	45
III.4.2. Glândula Hipófise	45
III.4.3. Globos Oculares	45
III.4.4. Cristalinos dos Olhos	46
III.4.5. Glândulas Salivares	46
III.4.5.1. Glândulas Parótidas	46
III.4.5.2. Glândulas Submandibulares	48
III.4.5.3. Glândulas Sublinguais	49
III.4.6. Tireóide	49
III.5. Estimativa dos Volumes	50
III.5.1. Análise Estatística	50
III.5.2. Valores Obtidos	51
III.6. Medula Óssea	56

CAPÍTULO IV

PROGRAMA PARA ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA	59
IV.1. Programa ALGAM 97	59
IV.2. Programa ALGAM 117	61
IV.2.1. Desenvolvimento da Sub-Rotina Fonte	61
IV.2.2. Modificações Introduzidas no Programa Original	63

CAPÍTULO V

RESULTADOS OBTIDOS	66
--------------------------	----

CAPÍTULO VI

ANÁLISE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES	76
SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS	83
APÊNDICE A	84
APÊNDICE B	87
APÊNDICE C	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

I.1 - PRINCÍPIOS DE RADIOPROTEÇÃO

O campo da energia atômica tomou um grande impulso com a descoberta dos raios X por Roentgen em 8 de novembro de 1895, enquanto que a energia nuclear vem se desenvolvendo desde que o homem iniciou a primeira reação em cadeia em Chicago a 2 de dezembro de 1942. Com estes desenvolvimentos surgiu um grande aumento na exposição à qual o homem e seu ambiente podem estar sujeitos. Sabe-se que a radiação ionizante tem um grande número de aplicações tanto na medicina e campos afins como na indústria e pesquisas. Contudo, além das aplicações benéficas, como na medicina, quando o risco é menor que o benefício* causado pela sua aplicação, elas podem também produzir grandes danos aos seres vivos. Reatores, aceleradores de alta energia, equipamentos de raios X e o uso de radioisótopos em pesquisa e medicina representam perigos potenciais não unicamente para os próprios trabalhadores mas também para a população como um todo.

Em vista disso, nos diversos tipos de atividades que utilizam a energia atômica ou nuclear, a Radioproteção vem se preocupando em resguardar o homem e seu ambiente, bem como em preservar a continuidade das espécies contra os efeitos biológicos nocivos da radiação.

Para que se possa proteger o homem e o seu ambiente dos efeitos nocivos da radiação e das substâncias radioativas é preciso determinar o grau de proteção que deve ser dado. O homem não pode trabalhar com radiação sem liberar parte dela em seu ambiente nem sem receber alguma do

* ver Apêndice A

se. Existe uma certa quantidade de radiação que pode ser tolerada com pro babilidade de dano ao corpo muito pequena em que, como dito acima, os ris cos são menores que os benefícios causados pela sua aplicação.

Os estudos sobre os efeitos biológicos da radiação levaram à conclusão que para certos efeitos existe um limiar de dose abaixo do qual o efeito não aparece. A existência de um limiar de dose não significa que não há efeitos para doses inferiores. Mesmo para doses bem baixas sempre ocorrem os fenômenos de ionização com conseqüências químicas e bioquímicas. Para outros efeitos parece não existir um limiar de dose, pois estudos feitos com doses muito baixas levaram à conclusão que todas as outras causas, que não a radiação, provocam o mesmo efeito com frequência da mes ma ordem de grandeza.

Os efeitos que possuem um limiar são chamados não-estocásti cos. A gravidade desses efeitos varia com a dose e portanto existe um li miar para sua manifestação. Como exemplo pode-se citar a catarata do cris talino dos olhos que ocorre para doses absorvidas* a partir de 5 Gy para radiações beta e gama.

Por outro lado, os efeitos que não possuem limiar são chama dos estocásticos e são aqueles em que a probabilidade de ocorrência, em vez de sua gravidade, é considerada uma função da dose. Como exemplo po dem ser citados os efeitos hereditários e alguns efeitos somáticos como a carcinogênese.

Desta forma, a Radioproteção tem-se preocupado em assegurar que qualquer prática envolvendo exposição à radiação seja justificada, além de prevenir os efeitos não-estocásticos e limitar a probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos a níveis considerados aceitáveis.

* ver Apêndice A

No sistema atual de limitação de dose busca-se uma interpretação mais objetiva daquilo que possa ser considerado como risco aceitável. Recomenda-se que as doses sejam mantidas tão baixas quando razoavelmente exequíveis, levando-se em conta aspectos econômicos e sociais.

A limitação de dose requer a aplicação de unidades adequadas de radiação a partir de conceitos que definam de modo claro e inequívoco as grandezas a serem quantificadas, bem como o desenvolvimento de técnicas que tornem possíveis tais medidas.

Os principais conceitos, unidades e quantidades de radiação utilizadas em Radioproteção e que são de interesse no presente trabalho estão definidas no Apêndice A.

I.2 - MÉTODOS DE MEDIDA DE DOSE

As medidas de dose no caso de irradiação externa, isto é, radiações que se originam de fontes situadas fora do corpo humano, podem ser feitas por meio de dosímetros individuais como os filmes fotográficos, cristais termoluminescentes, vidros radiofotoluminescentes e câmaras de ionização, ou ainda, essas medidas podem ser estimadas pelo mapeamento dos níveis de radiação nas áreas de trabalho⁽²⁷⁾.

No caso da contaminação interna, que é uma consequência da presença de material radioativo no interior do corpo humano, a dose recebida pode ser obtida conhecendo-se a distribuição e a quantidade de material presente no corpo, sendo que essa quantidade é determinada pela análise "in vivo" ou "in vitro".

A análise "in vivo" consiste em medir diretamente a quantidade de material radioativo presente no corpo utilizando um contador de corpo inteiro ligado a um multicanal. Este tipo de análise espectrométrica pode ser aplicado em todos os casos onde os radionuclídeos incorporados e

mitem raios X ou gama. Essa análise é também feita para emissores beta que apresentam uma alta atividade ou energia de tal modo que a pequena quantidade de bremsstrahlung resultante possa ser medida.

Este método que é suficientemente preciso e tem uma alta eficiência resolve o problema de pelo menos 90% dos radionuclídeos de interesse⁽²⁷⁾.

As medidas "in vitro" são indiretas e o que se mede é a radioatividade excretada pelo corpo, principalmente na urina e em alguns casos, como o Pu-239, nas fezes. A vantagem desse método é que mesmo a radiação alfa e a radiação beta de baixa energia podem ser detectadas. A desvantagem é que a atividade é determinada unicamente após a separação radioquímica do elemento; para cada radionuclídeo deve-se desenvolver uma técnica de separação. Além disso, os modelos metabólicos e as suposições usadas nos cálculos levam a uma atividade corpórea, ou num determinado órgão, não muito precisas.

Como consequência de uma contaminação o indivíduo continua a ser irradiado mesmo após ter deixado a área em que foi contaminado e portanto torna-se importante a adoção de medidas preventivas para se evitar a incorporação de materiais radioativos, quer por inalação, ingestão, através da pele intacta ou, ainda, por meio de ferimentos.

I.3 - HOMEM REFERÊNCIA

Para estimar a dose absorvida no corpo humano em consequência de fontes externas ou internas é necessário o conhecimento de algumas características da fonte de radiação e do indivíduo exposto. No caso de fontes externas é preciso ter informações da posição do indivíduo em relação ao campo de radiação e dos seus dados físicos e químicos tais como a massa, a dimensão e a composição elementar dos tecidos e órgãos. Entretanto,

para estimar a dose absorvida resultante da incorporação de substâncias radioativas é ainda necessário o conhecimento de alguns dados biológicos, como por exemplo a taxa de incorporação, de absorção e de excreção, e também do modelo metabólico do radionuclídeo incorporado.

Como há uma variação considerável dos dados físicos e biológicos de indivíduo para indivíduo, é importante a existência de um indivíduo com características bem definidas e que sirva de referência para estimativa de dose.

Em 1949, na Conferência de Chalk River, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) apresentou e formalizou vários dados físicos e biológicos do primeiro "Homem Padrão"⁽⁴⁰⁾.

Em 1963 a ICRP, por intermédio do grupo de trabalho da Comissão II⁽²²⁾, realizou uma revisão e uma extensão do conceito do "Homem Padrão" o qual foi mudado para "Homem Referência". A importância dessa nova conceituação reside no fato de que o homem referência não pretende representar um indivíduo médio e nem a média de um grupo específico da população sendo desnecessária a sua definição em termos estatísticos. Além disso, como as suas características estão bem definidas, existe uma base sólida para os procedimentos de cálculo de dose e para a estimativa dos fatores de ajuste para um tipo de indivíduo bem específico.

O homem referência é definido com as características de um indivíduo entre 20 e 30 anos de idade, 1,70 m de altura e 70 kg de massa. Essencialmente, padronizaram-se dados referentes às massas, dimensões e características físicas em termos de órgãos e tecidos biológicos, bem como as composições elementares dos tecidos e dos órgãos do corpo todo, além de dados referentes à incorporação e excreção diárias de certos compostos.

1.4 - MODELO MATEMÁTICO DO HOMEM REFERÊNCIA

Uma vez estabelecido o homem referência pela ICRP, vários métodos⁽³³⁾ foram desenvolvidos para avaliação da dose absorvida nos vários órgãos e regiões do corpo humano.

Um dos métodos empregados para estimativa da dose absorvida utiliza o conceito de fração de energia absorvida, ϕ , introduzida por Ellett, Callahan e Brownell⁽⁸⁾ e definida como sendo a fração de energia dos fótons emitidos pelo radionuclídeo localizado numa região fonte, que foi absorvida pela região alvo. Eles ensaiaram o método para modelos de volumes cilíndricos, esféricos e elípticos.

Fisher e Snyder⁽¹²⁾ aperfeiçoaram esses modelos geométricos e desenvolveram um simulador matemático representando um ser humano adulto. A partir desse simulador foram obtidos os simuladores correspondendo ao recém-nascido e às crianças de 1, 5, 10 e 15 anos de idade, reduzindo-se cada região do simulador adulto por meio de fatores escolhidos e representativos de cada idade⁽¹²⁾.

Esses simuladores infantis foram refinados^(16,18,24) e em 1978 foi desenvolvido um novo modelo matemático representando uma criança de 10 anos de idade⁽⁷⁾, modelo esse que por ser mais realístico que o de Fisher e Snyder⁽¹²⁾, tomou-se por base para o desenvolvimento deste trabalho.

O primeiro simulador matemático representando um ser humano adulto, desenvolvido por Fisher e Snyder⁽¹²⁾, era homogêneo, possuindo formas geométricas muito simples, conforme mostrado na figura I.1.

Em 1969, Snyder, Fisher, Ford e Warner⁽⁴¹⁾ desenvolveram um simulador matemático heterogêneo levando-se em conta o tamanho, a forma, a composição e a densidade dos órgãos. Esse simulador matemático contém os dados aproximados do homem referência.

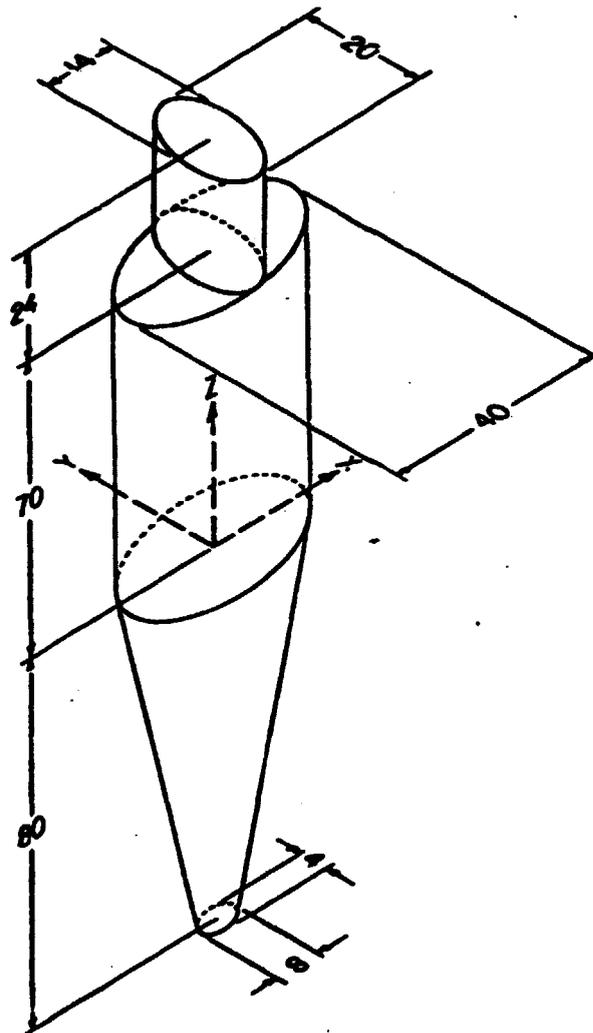


Figura I.1 - Primeiro simulador matemático desenvolvido por Fisher e Snyder (as medidas indicadas são em centímetro)

Posteriormente, Snyder e cols.⁽⁴²⁾ introduziram algumas modificações nesse simulador que resultaram no modelo apresentado nas figuras 1.2, 1.3 e 1.4. Observa-se na figura 1.2, que o simulador matemático se encontra na posição ereta e está externamente dividido em três principais regiões, que são representadas pelas seguintes figuras geométricas:

- (1) um cilindro elíptico que representa o pescoço e a parte inferior da cabeça, sendo que a sua parte superior é representada por uma secção de um elipsóide. Essas duas partes formam a região da cabeça.
- (2) um cilindro elíptico, que representa o tronco e os braços, forma a região do tronco.
- (3) dois cones circulares seccionados no vértice, que representam as pernas e os pés, formam a região dos membros inferiores e, anexo, junto ao corpo, existe um plano que limita a região genital masculina.

Internamente encontram-se os órgãos e o esqueleto (figuras 1.3 e 1.4) que são representados pelas figuras geométricas mais simples possíveis, consistentes com as dimensões, forma e posição real de cada órgão no corpo⁽⁴²⁾.

Quanto à composição elementar do simulador matemático, considera-se que seja formado essencialmente por apenas três tipos de tecidos: tecido pulmonar, tecido do esqueleto e o restante, genericamente denominado por tecido mole.

A composição química do pulmão difere de outros órgãos em virtude da ausência quase total de gordura e da presença de uma quantidade percentual maior de sangue⁽⁴²⁾. O esqueleto inclui o tecido ósseo (cortical e trabecular), a medula óssea (hematopoética e adiposa) e outros componentes orgânicos como cartilagem e tecido periarticular.

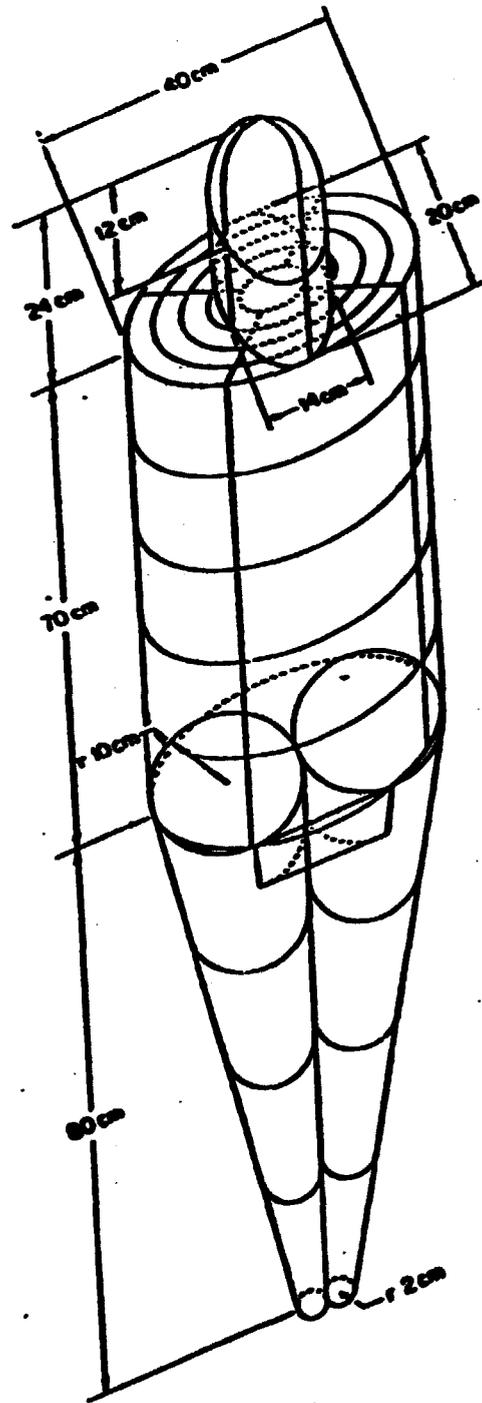


Figura 1.2 - Vista exterior do simulador matemático de Snyder e cols.

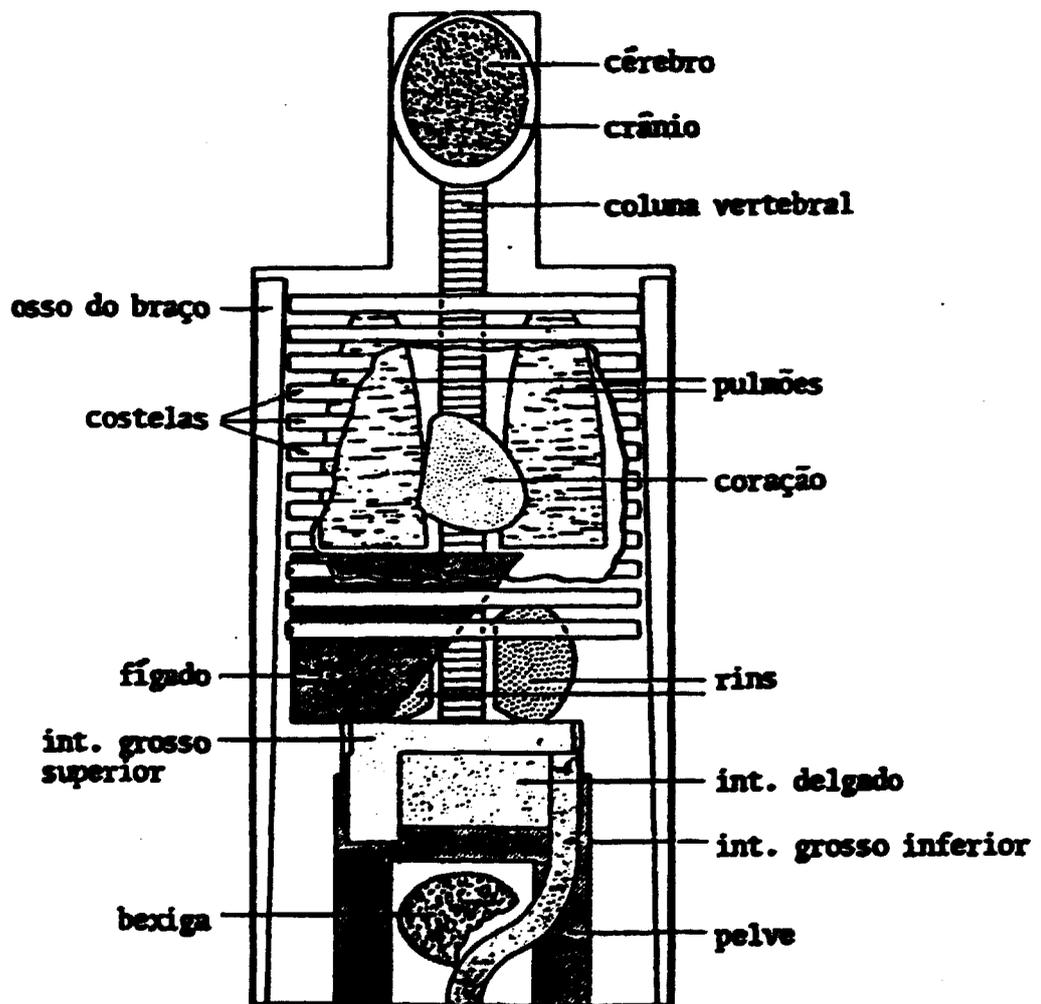


Figura 1.3 - Vista anterior dos principais órgãos representados no simulador matemático de Snyder e cols.

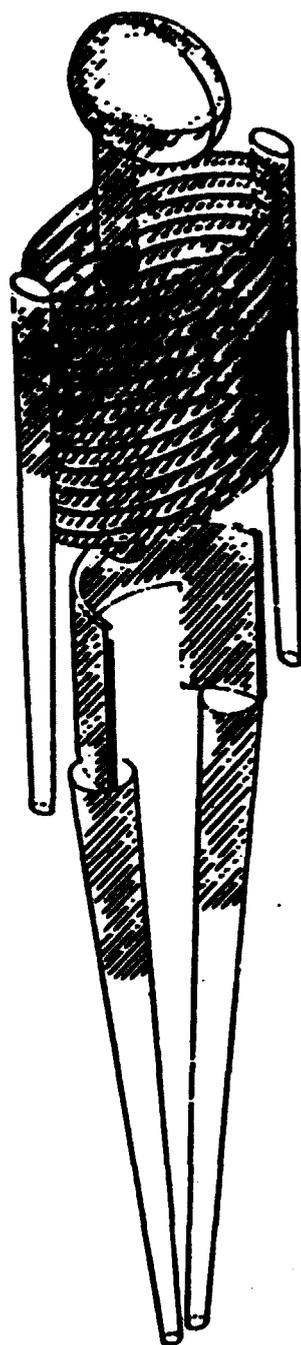


Figura 1.4 - Esqueleto do simulador matemático de Snyder e cols.

As equações que descrevem o simulador matemático de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ são apresentadas no Apêndice B.

Em 1976, Hwang, Shoup e Poston⁽¹⁷⁾ fizeram algumas modificações e adições ao simulador matemático adulto de Snyder e cols. A região da cabeça foi modificada para incluir os ossos faciais, como mostrado nas figuras I.5 e I.6.

O crânio, no modelo de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ era representado pela região compreendida entre dois elipsóides não concêntricos, de modo que sua parte inferior era mais espessa que a superior para compensar a massa do esqueleto da mandíbula. No modelo de Hwang e cols.⁽¹⁷⁾, o crânio foi modificado passando a ser representado pela região compreendida entre dois elipsóides concêntricos (figura I.5).

A glândula tireóide foi deslocada para uma posição mais próxima da região cervical da coluna vertebral e foram também acrescentadas as principais glândulas salivares que consistem de três pares de glândulas, a saber: parótidas, submandibulares e sublinguais, mostradas nas figuras I.5 e I.6. Na região do tronco foi acrescentada a vesícula biliar (figura I.5).

Lewis e Ellis⁽³⁰⁾ acrescentaram ao simulador matemático de Snyder e cols. três sub-regiões que representam a traquéia, os brônquios e o esôfago.

Em 1980, durante o desenvolvimento de simuladores matemáticos infantis, Cristy⁽⁶⁾ efetuou algumas modificações no simulador matemático adulto. Os seios femininos foram adicionados ao tronco e o coração foi substituído pelo modelo de Coffey⁽⁵⁾. Os pulmões tiveram que ser modificados em razão do novo modelo do coração; a diferença no tamanho entre o pulmão esquerdo e o direito, não representada no simulador de Snyder e cols.⁽⁴²⁾, foi considerada no trabalho de Cristy.

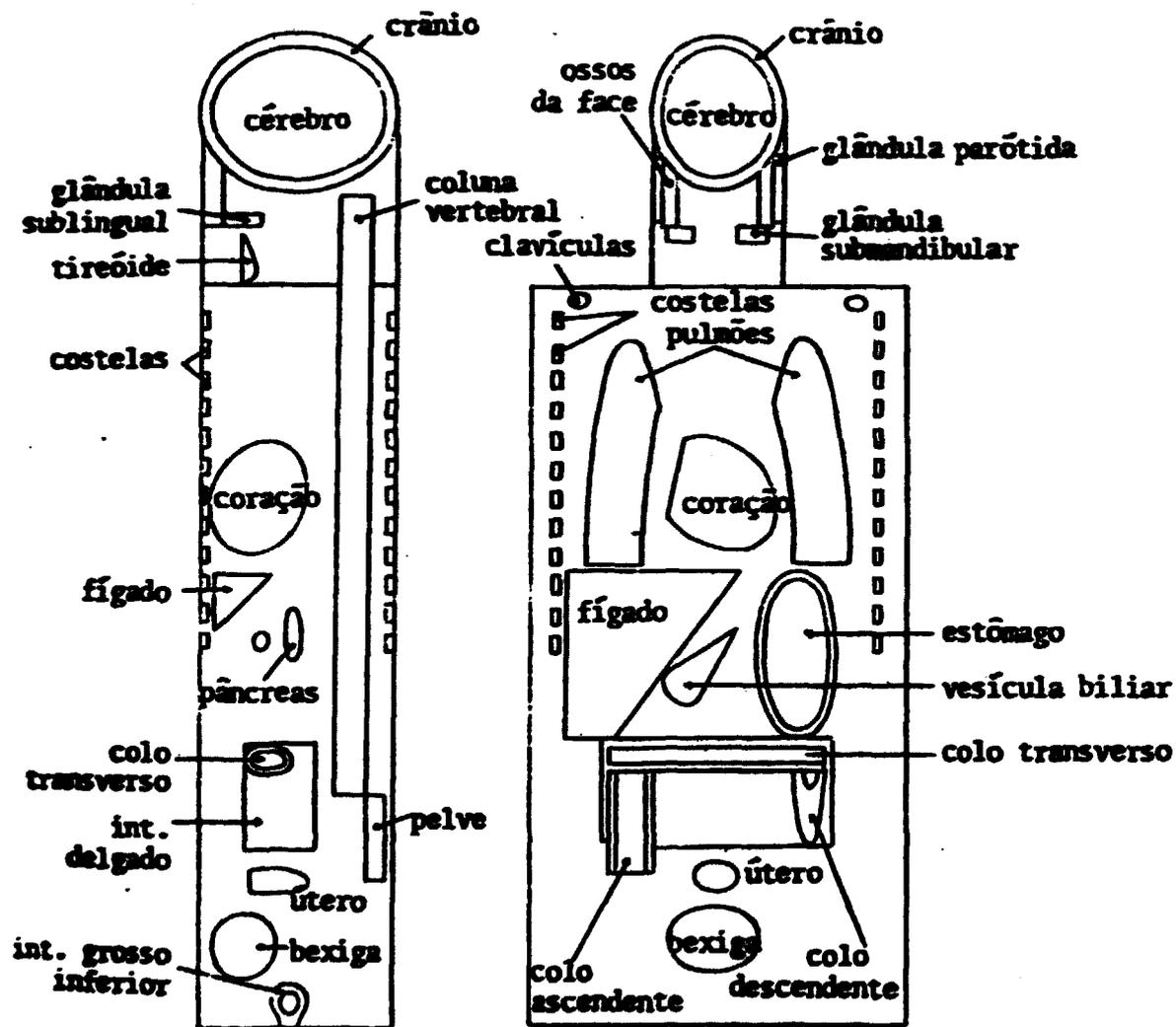


Figura 1.5 - Vista lateral e anterior do simulador matemático com as modificações introduzidas por Hwang e cols.

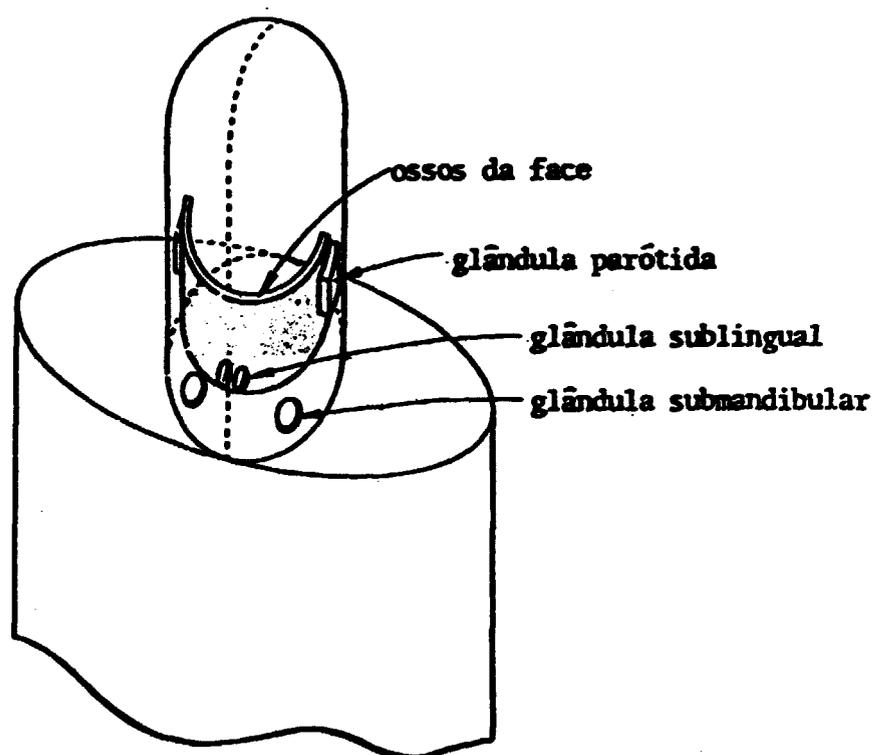


Figura I.6 - Vista da região da cabeça do simulador matemático ilustrando a localização das glândulas salivares introduzidas por lã e col.

Alguns estudos foram feitos no sentido de car heterogeneidade aos órgãos internos do simulador matemático adulto^(15,45). Além disso foi feito um estudo sobre a crescimento do útero durante a gravidez⁽³⁸⁾.

I.5 - OBJETIVOS DO TRABALHO

Como a dose nos órgãos internos e no corpo todo depende muito da distribuição de energia espalhada no seu interior, a forma do espalhador (principalmente a do esqueleto) e a distância entre os órgãos têm um papel preponderante nas estimativas de dose absorvida por esses órgãos.

Tendo isso em mente, os objetivos desse trabalho são:

- (1) Desenvolver um novo modelo matemático da região que representa a cabeça do simulador matemático adulto, para que represente de uma maneira mais realística a de um ser humano adulto.
- (2) Estimar, utilizando o método de Monte Carlo, a fração absorvida específica (fração de energia absorvida por unidade de massa) em cada um dos órgãos selecionados, denominados "órgãos alvo", quando fontes de fótons monoenergéticos estão distribuídas uniformemente nos órgãos chamados "órgãos fonte" e,
- (3) Comparar os resultados com aqueles obtidos por Snyder e cols.⁽⁴²⁾.

CAPÍTULO II

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

No decorrer deste capítulo encontram-se descritos os fundamentos teóricos utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

II.1 - INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Para se poder avaliar os danos causados pela radiação ao incidir sobre um determinado meio absorvedor, é necessário o conhecimento dos mecanismos pelos quais a radiação interage com a matéria.

Na maioria dos casos, a interação da radiação com os átomos que constituem o meio absorvedor envolve uma transferência de energia da radiação ao meio com o qual ela interage. Estas interações podem ocorrer com os elétrons atômicos ou com os núcleos dos átomos do meio absorvedor e podem resultar em ionização ou excitação dos átomos sendo que uma parte da energia da radiação incidente é convertida em calor.

A probabilidade de ocorrência de um certo tipo de interação, e consequentemente o poder de penetração dos vários tipos de radiação dependem do tipo e da energia da radiação bem como da natureza do meio absorvedor.

No caso da radiação eletromagnética, os três principais mecanismos de interação com a matéria são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares.

II.1.1 - EFEITO FOTOELÉTRICO

Um fóton incidente não pode ser totalmente absorvido por um elétron livre, pois desse modo não há conservação de momento. En-

tratamente, se o elétron está ligado ao átomo, o fóton pode ser totalmente absorvido, sendo o momento conservado pelo recuo do átomo. A esse efeito dá-se o nome de fotoelétrico.

Como o átomo todo participa, o processo fotoelétrico pode ser visualizado como uma interação do fóton primário com a nuvem de elétrons do átomo, na qual toda a energia do fóton é absorvida e um elétron geralmente da camada K ou L é ejetado.

A energia cinética desse elétron ao deixar o átomo será igual à diferença entre a energia do fóton incidente, $h\nu$, e a energia de ligação, B_e , do elétron ao átomo. Portanto

$$T = h\nu - B_e \quad (2.1)$$

sendo h a constante de Planck e ν a frequência associada ao fóton.

A energia restante, B_e , aparece sob a forma de um raio X ou elétron Auger quando a lacuna deixada pelo elétron é preenchida por um outro elétron de uma das camadas mais externas.

A probabilidade de ocorrer uma interação fotoelétrica é descrita pela secção de choque atômica, σ_a . Ela é aproximadamente proporcional a $\frac{Z^4}{(h\nu)^3}$ e portanto varia fortemente com o número atômico do material e decresce com o aumento da energia do fóton incidente.

Se um feixe colimado de n fótons/s, cada fóton com energia $h\nu$, incide sobre uma folha fina de absorvedor contendo N átomos/cm³ e espessura dx , então o número dn dos fótons primários que sofrem interação fotoelétrica por segundo será:

$$- \frac{dn}{n} = N \sigma_a dx \quad (2.2)$$

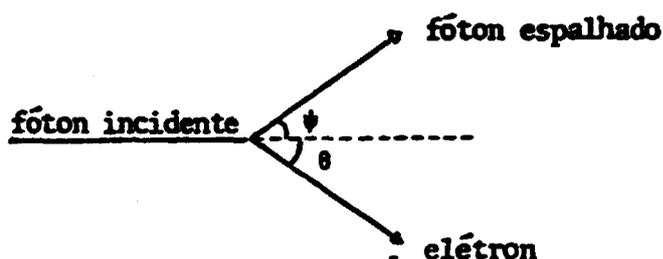
onde σ_a é a secção de choque atômica em cm²/átomo.

O coeficiente de atenuação linear para o efeito fotoelétrico é definido por:

$$\tau = \tau_a N \quad (2.3)$$

II.1.2 - ESPALHAMENTO COMPTON

No espalhamento Compton, parte da energia do fóton incidente é transferida como energia de recuo do elétron e a restante permanece com o fóton espalhado. Esquematicamente:



Pela conservação de energia:

$$h\nu = h\nu' + T \quad (2.4)$$

onde $h\nu$ é a energia do fóton incidente

$h\nu'$ é a energia do fóton espalhado

T é a energia cinética do elétron de recuo, que pode ser suficientemente grande para ser tratada relativisticamente, portanto:

$$T = m_0 c^2 \left[\frac{1}{\sqrt{1 - (v/c)^2}} - 1 \right] \quad (2.5)$$

sendo $m_0 c^2$ a energia de repouso do elétron, v a sua velocidade, e c a velocidade da luz.

Pela conservação de momento tem-se duas equações:

uma para a componente x e outra para a componente y do momento:

$$\text{componente x: } \frac{hv}{c} = \frac{hv'}{c} \cos\psi + \frac{m_0 v}{\sqrt{1 - (v/c)^2}} \cos\theta \quad (2.6)$$

$$\text{componente y: } 0 = \frac{hv'}{c} \sin\psi - \frac{m_0 v}{\sqrt{1 - (v/c)^2}} \sin\theta \quad (2.7)$$

A energia cinética do elétron de recuo e a energia do fóton espalhado podem ser obtidas pelas expressões:

$$T = hv \frac{(1 - \cos\psi) \alpha}{1 + (1 - \cos\psi) \alpha} \quad (2.8)$$

$$e \quad hv' = \frac{hv}{1 + (1 - \cos\psi) \alpha} \quad (2.9)$$

$$\text{onde} \quad \alpha = \frac{hv}{m_0 c^2}$$

A energia cinética do elétron de recuo tem seu valor máximo quando $\cos\psi = -1$, ou seja, $\psi = 180^\circ$ (colisão frontal). A energia do elétron nesse caso é:

$$T_{\max} = hv \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (2.10)$$

e a do fóton espalhado é:

$$hv'_{\min} = hv \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (2.11)$$

O elétron receberá a menor energia numa colisão em que o fóton espalhado continua com sua frequência inicial na direção frontal e o elétron é ejetado com velocidade praticamente zero numa direção perpendicular à trajetória do fóton.

A discussão feita até aqui se refere a um único processo de espalhamento Compton. Para se saber a contribuição do efeito Compton na atenuação de um feixe de raios gama na matéria, é necessário calcular a probabilidade de que tal processo de espalhamento ocorra. Esta probabilidade foi calculada com base na mecânica quântica relativística por Klein e Nishina (11,25,26). Eles demonstraram teoricamente que a seção de choque de espalhamento por elétron, σ_e , decresce gradualmente com o aumento da energia e é independente do número atômico do material.

De um modo análogo ao caso anterior, define-se o coeficiente de atenuação linear, σ , para o efeito Compton:

$$\sigma = N Z \sigma_e \quad (7.12)$$

onde Z é o número de elétrons por átomo do absorvedor e N é o número de átomos por cm^3 .

II.1.3 - PRODUÇÃO DE PARES

Quando a energia do fóton incidente é maior ou igual a 1,022 MeV, o fóton pode ser absorvido pelo mecanismo de produção de pares.

De acordo com a equação relativística de Einstein, $E = mc^2$, existe uma relação direta entre massa e energia.

Ao passar próximo ao núcleo do átomo, o fóton é submetido ao forte campo do núcleo e sua energia pode ser convertida na massa de um par pósitron - elétron.

Neste processo, nenhuma carga eletrônica líquida é criada, já que pósitron e elétron carregam a mesma carga porém de sinais opostos.

Se o fóton tem energia em excesso de 1,022 MeV, esse excesso aparecerá como energia cinética das duas partículas. Portanto:

$$h\nu = 1,022 + T_+ + T_- \quad (2.13)$$

onde T_+ e T_- são as energias cinéticas do pósitron e do elétron respectivamente.

O pósitron formado pode se combinar com um elétron livre e produzir dois fótons. Este processo é conhecido como processo de aniquilação do pósitron.

Por causa da conservação do momento, os dois fótons, cada um com energia de 0,511 MeV são emitidos na mesma direção porém em sentidos opostos.

A secção de choque por átomo para produção de pares é dada por:

$$\sigma_a^k = \sigma_0 Z^2 \left(\frac{28}{9} \ln \frac{2h\nu}{m_0 c^2} - \frac{218}{27} \right) \quad (2.14)$$

onde

$$\sigma_0 = \frac{1}{137} \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2$$

Conclui-se que a secção de choque para a formação de pares depende de Z^2 e da energia e que este processo é importante para altas energias e elementos pesados.

De um modo análogo aos casos anteriores, define-se o coeficiente de atenuação linear para produção de pares:

$$k = \sigma_a^k N \quad (2.15)$$

onde N é o número de átomos por cm^3 do absorvedor.

II.1.4 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR TOTAL

Quando um fóton atravessa um material, pode interagir por qualquer um dos processos descritos anteriormente.

A probabilidade que ele atravesse uma espessura x sem interagir é dada pelo produto das probabilidades de não interação de cada um dos efeitos separados. Portanto, para um feixe incidente de n_0 fótons/cm²s tem-se

$$\frac{n}{n_0} = e^{-\sigma x} e^{-\tau x} e^{-kx} = e^{-(\sigma + \tau + k)x} = e^{-\mu x} \quad (2.16)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear total.

Se a espessura x for expressa em termos da densidade superficial de massa; multiplicando-a pela densidade ρ do material, então o coeficiente μ também será expresso em termos da densidade, μ/ρ , que é o coeficiente de atenuação da massa total.

II.2 - O MÉTODO DE MONTE CARLO

O método de Monte Carlo é uma técnica de análise numérica que utiliza a amostragem estatística para a solução de problemas físicos ou matemáticos. Um modelo estatístico é amostrado de distribuições de probabilidade apropriadas que representam o sistema sendo simulado e por intermédio de médias estatísticas estimam-se as respostas requeridas.

A seguir será mostrado como este método pode ser aplicado no cálculo de volumes de sólidos e no processo de transporte da radiação.

II.2.1 - AVALIAÇÃO DE INTEGRAIS TRIPLAS

Nesse ítem será discutido um dos métodos⁽²⁹⁾ utilizados para avaliação de integrais triplas (volumétricas) da forma:

$$I = \int_S f(P) \, dv \quad (2.17)$$

onde $P(x,y,z)$ é um ponto do espaço
 dv é a diferencial do volume
 f é uma função escalar de valor real
 S representa um sólido qualquer.

O método básico de Monte Carlo para avaliação de integrais fornece uma estimativa da equação (2.17) por meio dos valores médios de f computados para um grande número de pontos escolhidos aleatoriamente. Especificamente, a estimativa da equação (2.17) é dada pela soma

$$I_e = \frac{V}{N} \sum_{i=1}^N f(P_i) \quad (2.18)$$

onde P_i são os pontos aleatórios distribuídos independente e uniformemente em S .

V é o volume de S

N é o número de pontos

Contudo, esse método não pode ser aplicado diretamente a sólidos complicados pelo fato de que o volume V é desconhecido e técnicas de geração de pontos aleatórios uniformemente distribuídos em regiões complexas não são disponíveis.

Para solucionar este problema, considera-se um sólido simples B (por exemplo um cubo ou um paralelepípedo) que contém S em seu interior e define-se

$$f^*(P) = f(P) X(P) \quad (2.19)$$

onde $X(P)$ é a função característica de S , isto é,

$$X(P) = \begin{cases} 1 & \text{se } P \text{ pertence a } S \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2.20)$$

A integral de f^* sobre B é igual à integral desejada de f sobre S. Para estimar a integral (2.17) aplica-se o método de Monte Carlo a f^* e obtêm-se a estimativa

$$I_e = \frac{V_b}{N} \sum_{i=1}^N f(P_i) \quad (2.21)$$

onde V_b é o volume do sólido B

$\sum_{i=1}^N$ é a somatória dos P_i que pertencem a S, isto é, para os P_i tais que $X(P_i) = 1$

Observa-se que todas as quantidades do segundo membro da equação (2.21) são conhecidas ou fáceis de serem calculadas se os pontos P_i que pertencem a S podem ser computacionalmente distinguidos daqueles que estão fora de S, isto é, se é possível avaliar a função característica de S.

O valor de I_e converge para o valor exato de I quando N aumenta, mas esta convergência é lenta, o desvio padrão é inversamente proporcional à raiz quadrada de N, portanto um grande número de pontos e consequentemente um longo tempo de execução são requeridos para a obtenção de resultados precisos.

II.2.2 - APLICAÇÃO DO MÉTODO DE MONTE CARLO AO PROCESSO DE TRANSPORTE DA RADIAÇÃO

O transporte da radiação através de meios materiais é um fenômeno que pode ser considerado probabilístico, uma vez que ele envolve o conceito de secção de choque que é a probabilidade de que a radiação interaja com o material de uma determinada maneira.

Na aplicação do método de Monte Carlo na solução desse processo de transporte, simula-se desde o processo de geração da radiação

ção, sua direção, a trajetória percorrida por esta radiação, a sequência de eventos de espalhamento e absorção até o seu desaparecimento. Esquemáticamente pode-se colocar a solução deste problema no diagrama representado pela figura II.1.

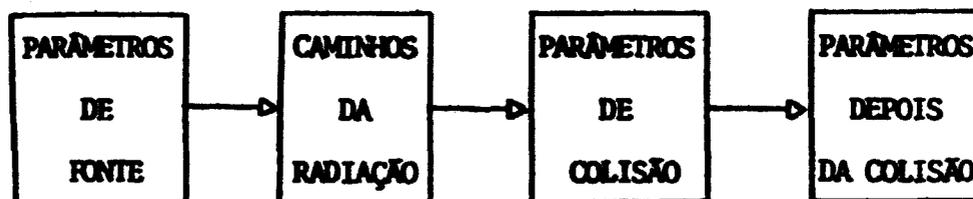


Figura II.1 - Diagrama de uma aplicação do método de Monte Carlo em processos de transporte.

II.2.2.1 - DISTÂNCIA PERCORRIDA PELO FÓTON ENTRE DUAS

INTERAÇÕES SUCESSIVAS

Como mostrado em II.1.4 a probabilidade de um fóton percorrer uma distância x sem sofrer interação é dada por:

$$\frac{n}{n_0} = e^{-\mu x} \quad (2.22)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear total.

A probabilidade do fóton sofrer uma interação no intervalo $(x, x + dx)$ é:

$$f(x) dx = \mu e^{-\mu x} dx \quad (2.23)$$

A probabilidade que a interação do fóton ocorra a uma distância d do ponto onde o fóton se originou é dada pela função distribuição de probabilidade,

$$P(d) = \int_0^d f(x) dx = 1 - e^{-\mu d} \quad (2.24)$$

Para amostrar a distribuição, o número aleatório, r , escolhido do intervalo $0 < r < 1$, é equacionado com a distribuição.

$$r = 1 - e^{-\mu d} \quad (2.25)$$

ou
$$\ln(1 - r) = -\mu d \quad (2.26)$$

Como r é um número aleatório distribuído uniformemente no intervalo de 0 a 1, $1 - r$ também o é, e portanto a distância percorrida pelo fóton até sofrer a primeira interação ou a distância percorrida entre duas interações sucessivas é dada por

$$d = \frac{-\ln r}{\mu} \quad (2.27)$$

II.2.2.2 - ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA

Para que se possa estimar a fração absorvida específica num determinado material é necessário o conhecimento da fração de energia depositada e da massa desse material.

A energia depositada pelo fóton num meio depende do tipo de interação ocorrida. Os tipos de interação considerados foram descritos em II.1.

A sequência de eventos de espalhamento e absorção que segue a emissão de um fóton é conhecida como uma "história". Essas histórias são determinadas usando-se os coeficientes de atenuação de massa, $\mu_{pe}(E)$, $\mu_c(E)$ e $\mu_{pp}(E)$ para o efeito fotoelétrico, Compton e produção de pares respectivamente, para o meio considerado.

Como a probabilidade de absorção do fóton predomina a baixas energias, sabe-se que poucos percorrerão grandes distâncias e conseqüentemente a estatística do número de interações será

pobre nesse caso. Para compensar essa situação atribui-se a cada fóton um peso, W , que expressa a sua probabilidade de sobrevivência e que inicialmente tem o valor 1. Esse peso é reduzido a cada processo de interação Compton. A redução do peso é expressa por:

$$W_n = W_{n-1} \frac{\nu_c(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})} \quad (2.28)$$

onde W_n é o peso do fóton após a n -ésima interação

W_{n-1} é o peso do fóton antes da n -ésima interação

$\frac{\nu_c(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência do efeito Compton

A distância percorrida pelo fóton até sofrer a primeira interação é determinada por meio de uma equação análoga à 2.27,

$$d = \frac{-\ln r}{\nu_0} \quad (2.29)$$

utilizando para o coeficiente de atenuação de massa um valor ν_0 , maior ou igual aos dos coeficientes de atenuação de massa dos meios em consideração. Dessa maneira, a distância determinada é a menor distância percorrida pelo fóton para que possa ocorrer uma interação, qualquer que seja o meio em que ele se encontre.

A probabilidade de ocorrência de interação num ponto é dada por ν_i/ν_0 , onde ν_i é o coeficiente de atenuação de massa total do meio em que o fóton se encontra. Então um jogo de chance é feito com probabilidade de aceitação ν_i/ν_0 . Se o resultado do jogo for favorável, o local é aceito como ponto de interação. Se não for favorável, o fóton continua seu trajeto na mesma direção, com a mesma energia e peso

estatístico. A maneira pela qual esse jogo de chance é feito será discutida em detalhes no capítulo IV.

A energia E_n^* depositada na n-ésima interação é dada por:

$$E_n^* = N_{n-1} \left[\frac{\nu_{pe}(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})} E_{n-1} + \frac{\nu_c(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})} (E_{n-1} - E_n) + \frac{\nu_{pp}(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})} (E_{n-1} - 2m_0c^2) \right] \quad (2.30)$$

onde E_{n-1} é a energia do fóton antes da n-ésima interação

m_0c^2 é a energia de repouso de um elétron

$\frac{\nu_{pe}(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico

$\frac{\nu_c(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência do efeito Compton

$\frac{\nu_{pp}(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência de produção de pares

Da expressão (2.30) pode-se observar que toda energia do fóton é absorvida quando ocorre o efeito fotoelétrico ou a produção de pares.

Quando ocorre a interação Compton é computada a energia transferida à região alvo e o ângulo de espalhamento utilizando as equações de Klein-Nishina^(11,25,26).

Para simular os dois fótons emitidos pela aniquilação do pósitron, tem início a história de um fóton ao qual é

atribuída uma direção aleatória a partir do ponto onde ocorreu a produção de pares, uma energia de 0,511 MeV e um peso

$$N_n = 2 N_{n-1} \frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\nu(E_{n-1})} \quad (2.31)$$

Esse fóton tem duas vezes o peso do fóton primário para representar o par de fótons que são produzidos na aniquilação do pósitron.

As partículas carregadas originais das interações citadas em II.1 têm um papel importante na determinação do espectro de deposição de energia porque podem acarretar a fuga de energia do órgão onde a interação ocorreu. Essa fuga pode se dar por meio das radiações secundárias, por exemplo a radiação de freamento (bremsstrahlung) e também pelas suas próprias fugas do material.

Contudo, os fótons produzidos por bremsstrahlung não são considerados, pois a fração da energia total dissipada por esse processo é muito pequena comparada com as energias aqui consideradas.

Dessa maneira, neste trabalho considera-se que os elétrons secundários perdem sua energia no ponto de sua produção. Tal hipótese pode ser justificada tendo em vista que o caminho percorrido por essas partículas, no intervalo de energia considerado, é muito pequeno quando comparado com as dimensões da maioria dos órgãos alvo de interesse.

II.2.2.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

A cada estimativa da energia absorvida está associado um desvio padrão.

Seja E_{ni}^* a energia depositada, na região considerada, na n -ésima interação do i -ésimo fóton. A energia total, E_i^* , depositada por esse fóton é dada por:

$$E_i^* = \sum_{n=1}^{m_i} E_{ni}^* \quad (2.32)$$

onde m_i é o número de interações do fóton i ocorridas nessa região.

A estimativa da energia média \bar{E} depositada por fóton na região é:

$$\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i^* \quad (2.33)$$

onde N é o número de fótons seguidos.

Segue-se que o desvio padrão, $\sigma_{\bar{E}}$, de \bar{E} é dado por:

$$\sigma_{\bar{E}} = \left(\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (E_i^* - \bar{E})^2 \right)^{1/2} \quad (2.34)$$

Desde que os valores da fração absorvida e da fração absorvida específica diferem de \bar{E} somente por um fator constante, eles têm o mesmo coeficiente de variação, CV , de \bar{E} :

$$CV = 100 \frac{\sigma_{\bar{E}}}{\bar{E}} \quad (2.35)$$

Se os valores de E_i^* obedecerem a uma distribuição normal, a precisão obtida na estimativa da fração absorvida pode ser avaliada pela análise do desvio padrão $\sigma_{\bar{E}}$. Isto ocorre quando os alvos de interesse estão bem próximos da fonte, pois, em regiões que estão a muitos caminhos livres médio da fonte ou que possuem um pequeno vo-

lume, o número de interações é pequeno e σ_{E} não é considerado como um dado válido para se estimar o intervalo de confiança de \bar{E} . Nesses casos observa-se um coeficiente de variação maior que 50%.

II.3 - CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA E DA DOSE EQUIVALENTE COMPROMETIDA PARA RADIONUCLÍDEOS DISTRIBUÍDOS NO CORPO

O cálculo da dose absorvida média na região alvo, para radionuclídeos distribuídos uniformemente numa região fonte do corpo, baseia-se no formalismo apresentado por Loevinger e Berman^(31,32) que utiliza os conceitos de fração absorvida e fração absorvida específica. Matematicamente tem-se:

$$\bar{D}(v + r) = \frac{\bar{A}_r}{m_v} \sum_i \Delta_i \phi_i (v + r) \quad \text{Gy} \quad (2.36)$$

ou

$$\bar{D}(v + r) = \bar{C}_r \sum_i \Delta_i \phi_i (v + r) \quad \text{Gy} \quad (2.37)$$

onde v indica o volume da região alvo

r indica a região fonte

m_v é a massa da região alvo em (g)

\bar{A}_r é a atividade acumulada na região fonte em (MBq dia)

\bar{C}_r é a concentração acumulada em (MBq dia/g) utilizada quando a fonte coincide com o alvo

Δ_i é a quantidade de energia emitida por desintegração na forma de radiação do tipo i em (g Gy/MBq dia)

ϕ_i é a fração de energia absorvida para o i -ésimo tipo de radiação emitido pelo radionuclídeo.

Para radiações de abundância fracional n_i e energia única ou média E_i em MeV, a constante Δ_i , é dada por:

$$\Delta_i = 13,8 n_i E_i \text{ g Gy/MBq dia} \quad (2.38)$$

Substituindo a expressão (2.38) em (2.36) tem-se:

$$\bar{D}(v+r) = 13,8 \frac{\bar{A}_r}{m_v} \sum_i n_i E_i \phi_i(v+r) \text{ Gy} \quad (2.39)$$

A expressão (2.39) somente é válida para as situações onde a região alvo é um volume.

No caso onde as regiões alvo apresentam geometria puntiforme, linear ou superficial, Loevinger e Berman^(31,32) generalizaram a equação (2.36) introduzindo o conceito de fração de energia absorvida por unidade de massa do alvo (fração absorvida específica),

$$\phi_i(v+r) = \frac{\phi(v+r)}{m_v} \text{ g}^{-1} \quad (2.40)$$

Em geral, a fração absorvida específica em qualquer região alvo r_1 , como resultado de qualquer região fonte r_2 , é definida por um processo de limite:

$$\phi_i(r_1+r_2) = \lim_{v \rightarrow r_1} \phi_i(v+r_2) = \frac{\bar{D}_i(r_1+r_2)}{\bar{A}_{r_2} \Delta_i} \quad (2.41)$$

onde v é o volume que contém a região r_1 .

Portanto a equação de dose mais geral é obtida da equação (2.41):

$$\bar{D}(r_1+r_2) = 13,8 \bar{A}_{r_2} \sum_i n_i E_i \phi_i(r_1+r_2) \text{ Gy} \quad (2.42)$$

A grandeza dose absorvida considera a energia absorvida no tecido sem fazer alusão aos danos biológicos, sendo portanto insuficiente por si só para predizer a gravidade ou a probabilidade dos efeitos preju-

diciais à saúde causados pela radiação. Por isso foi necessário definir uma nova grandeza⁽²¹⁾ que corresponde melhor aos efeitos biológicos da radiação. Essa grandeza, chamada de dose equivalente, H, encontra-se definida no Apêndice A.

Para os propósitos de planejamento em Radioproteção assume-se que o risco de um dado efeito biológico varia linearmente com a dose equivalente. Nessas circunstâncias o risco de um efeito é determinado pela dose equivalente total média em todo órgão ou tecido em risco independente do tempo durante o qual a dose foi absorvida. Para o planejamento de trabalhos com materiais radioativos a ICRP⁽¹⁹⁾ recomenda que o período apropriado para integração da dose equivalente seja um tempo de vida de trabalho, ou seja 50 anos.

A dose equivalente total média em qualquer tecido durante 50 anos após a incorporação de um radionuclídeo é chamada de dose equivalente comprometida, H_{50} , a qual é portanto dada por:

$$H_{50}(r_1 + r_2) = 13,8 \bar{A}_{r_2} \sum_i n_i E_i Q_i \phi_i(r_1 + r_2) N \quad \text{Sv} \quad (2.44)$$

onde Q_i^* é o fator de qualidade da radiação do tipo i e N^* é o produto de todos os outros fatores modificadores.

A atividade \bar{A}_{r_2} acumulada na região r_2 durante 50 anos é dada por:

$$\bar{A}_{r_2} = \int_0^{50a} A_{r_2}(t) dt \quad (2.45)$$

* ver Apêndice A

onde $A_{r_2}(t)$ é a atividade na região r_2 no tempo t após a incorporação do radionuclídeo.

CAPÍTULO III

DESENVOLVIMENTO DO NOVO MODELO MATEMÁTICO DA REGIÃO QUE REPRESENTA A CABEÇA E O PESCOÇO DE UM SER HUMANO ADULTO

III.1 - INTRODUÇÃO

A principal alteração externa feita na região da cabeça do simulador matemático de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ foi a divisão dessa região em duas sub-regiões na qual uma representa a cabeça propriamente dita e a outra representa o pescoço. Esse último foi acrescentado tendo em vista o cálculo da dose absorvida na tireóide especialmente no caso de certos radiofármacos se encontrarem no cérebro e também nos casos de radiografias em que a tireóide se localiza nas proximidades ou dentro do campo de raios χ ⁽³⁶⁾.

Quanto à parte interna houve uma mudança na forma do crânio, mandíbula e a introdução das cavidades oculares, fossas nasais e arcadas dentárias. A introdução das arcadas dentárias foi feita com o objetivo de tornar o simulador matemático útil na estimativa da dose absorvida nos órgãos e tecidos da região da cabeça no caso de exposições dentárias.

Foram também introduzidos a glândula hipófise, os globos oculares e os cristalinos dos olhos. Os cristalinos dos olhos foram acrescentados com o intuito de tornar possível a estimativa da dose absorvida nesse tecido principalmente nos casos onde o radionuclídeo se encontra no cérebro. A forma e a posição das glândulas salivares, apresentadas por Hwang e cols.⁽¹⁷⁾, foram aperfeiçoadas tendo-se em vista que a manifestação de câncer nessas glândulas tem sido atribuída a exposições de raios χ ⁽¹⁷⁾.

Após uma pesquisa bibliográfica nos livros de anatomo-

nia^(1,2,3,4,13,14,28,37,44,47) e nos dados atribuídos ao homem referên-
cia⁽²²⁾ foram obtidos os valores das massas, apresentados na tabela III.1,
as formas geométricas com as dimensões e posições dos órgãos e ossos con-
siderados na região da cabeça de um ser humano adulto.

Os tipos de tecidos considerados no presente trabalho são, co-
mo no ORNL-5000⁽⁴²⁾, o tecido do pulmão, o tecido do esqueleto e o tecido
mole de densidades iguais a $0,2958 \text{ g/cm}^3$; $1,4862 \text{ g/cm}^3$ e $0,9869 \text{ g/cm}^3$,
respectivamente.

As formas das partes consideradas na região da cabeça foram a-
proximadas por sólidos geométricos simples com a finalidade de se minimi-
zar o tempo de computação.

III.2 - DESCRIÇÃO MATEMÁTICA DA REGIÃO QUE REPRESENTA A CABEÇA E O PESCO- ÇO DE UM SER HUMANO ADULTO

As equações que descrevem a região que representa a cabeça e
o pescoço de um ser humano adulto foram determinadas considerando-se o
sistema de coordenadas descrito no Apêndice B e as formas e posições obti-
das dos livros de anatomia. Os parâmetros dessas equações foram ajustados
durante o cálculo dos volumes, descrito em III.5, de tal modo que os valo-
res referentes às massas estivessem o mais próximo possível dos valores
obtidos da literatura.

III.2.1 - CABEÇA

A cabeça é representada por um cilindro elíptico cor-
tado por um plano inclinado em sua parte postero-inferior e cujo topo é
fechado com metade de um elipsóide conforme visto na figura III.2. O volu-
me da cabeça é $4352,71 \text{ cm}^3$, sua massa é $4770,10 \text{ g}$ e suas inequações são:

TABELA III.1 - Massa inicial de cada sub-região

SUB - REGIÃO	MASSA INICIAL (g)
ARCADA DENTARIA SUPERIOR	24,00
ARCADA DENTARIA INFERIOR	22,00
MANDIBULA E ARCADA DENTARIA INFERIOR	120,00
OSSOS DA CABECA (EXCETO MANDIBULA E ARCADA DENTARIA INFERIOR)	1180,00
CEREBRO	1400,00
GLANDULA HIPOFISE	0,60
GLOBOS OCULARES	15,00
CRISTALINOS DOS OLHOS	0,40
GLANDULAS SALIVARES	
PAROTIDAS	50,00
SUBMANDIBULARES	25,00
SUBLINGUAIS	10,00
PIREOIDE	20,00

Para $75,6 \leq z \leq 89,6$

$$\left(\frac{x}{7,8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,7}\right)^2 \leq 1$$

$$y \leq 0,2969 z - 16,54$$

e para $89,6 < z \leq 97,0$,

$$\left(\frac{x}{7,8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,7}\right)^2 + \left(\frac{z - 89,6}{7,4}\right)^2 \leq 1$$

III.2.2 - PESCOÇO

O pescoço é representado por um cilindro circular (figura III.2). Seu volume é $503,55 \text{ cm}^3$, sua massa $540,88 \text{ g}$ e suas inequações são:

$$x^2 + (y - 0,55)^2 \leq (5,35)^2$$

$$70,0 \leq z < 75,6$$

III.3 - DESCRIÇÃO MATEMÁTICA DO ESQUELETO DA REGIÃO DA CABEÇA

III.3.1 - CRÂNIO

O crânio, caixa óssea destinada a abrigar o cérebro, é representado por dois elipsóides concêntricos cortados por dois planos inclinados. Nele se encontra a sela túrcica, que é uma cavidade onde a glândula hipófise se situa (vide figura III.3). Seu volume é $587,29 \text{ cm}^3$ e sua massa é $872,84 \text{ g}$.

As inequações que descrevem o crânio são:

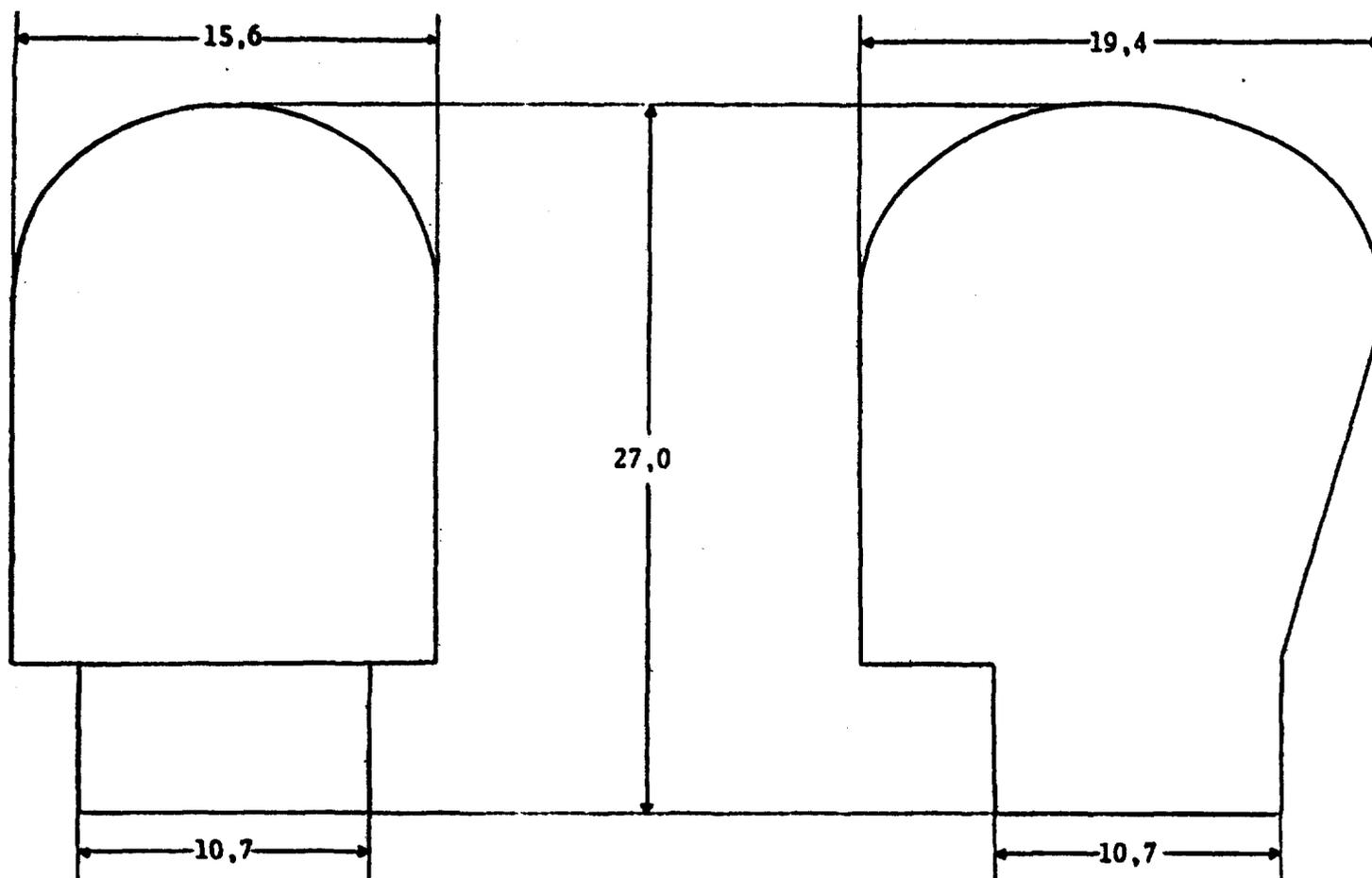


Figura III.2 - Vista frontal e lateral da região que representa a cabeça e o pescoço de um ser humano adulto (as medidas indicadas são em centímetro)

elipsóide e plano externos

$$\left(\frac{x}{7,6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 89,6}{7,2}\right)^2 \leq 1$$

$$z \geq -0,7579 y + 82,4 \quad \text{para } y \leq 0$$

elipsóide e plano internos

$$\left(\frac{x}{6,75}\right)^2 + \left(\frac{y}{8,65}\right)^2 + \left(\frac{z - 89,6}{6,35}\right)^2 \geq 1$$

$$z \leq -0,7341 y + 83,25 \quad \text{para } y \leq 0$$

A sela túrcica é representada por um elipsóide que após uma rotação e translação possui a seguinte expressão:

$$\left(\frac{x'}{0,75}\right)^2 + \left(\frac{y'}{0,55}\right)^2 + \left(\frac{z'}{0,35}\right)^2 \leq 1$$

onde $x' = x$

$$y' = 0,866(y + 2,3) - 0,5(z - 84,6)$$

$$z' = 0,5(y + 2,3) + 0,866(z - 84,6)$$

III.3.2 - SUB-REGIÃO SUPERIOR DO ROSTO

A sub-região superior do rosto é descrita por um cilindro elíptico sólido cortado por um plano vertical, um plano inclinado que a separa do crânio e um plano horizontal que a separa da arcada dentária superior. Nessa sub-região estão localizadas as fossas nasais e as cavidades oculares como mostrado na figura III.3. O volume da sub-região superior do rosto é 155,86 cm³ e a massa é 231,63 g.

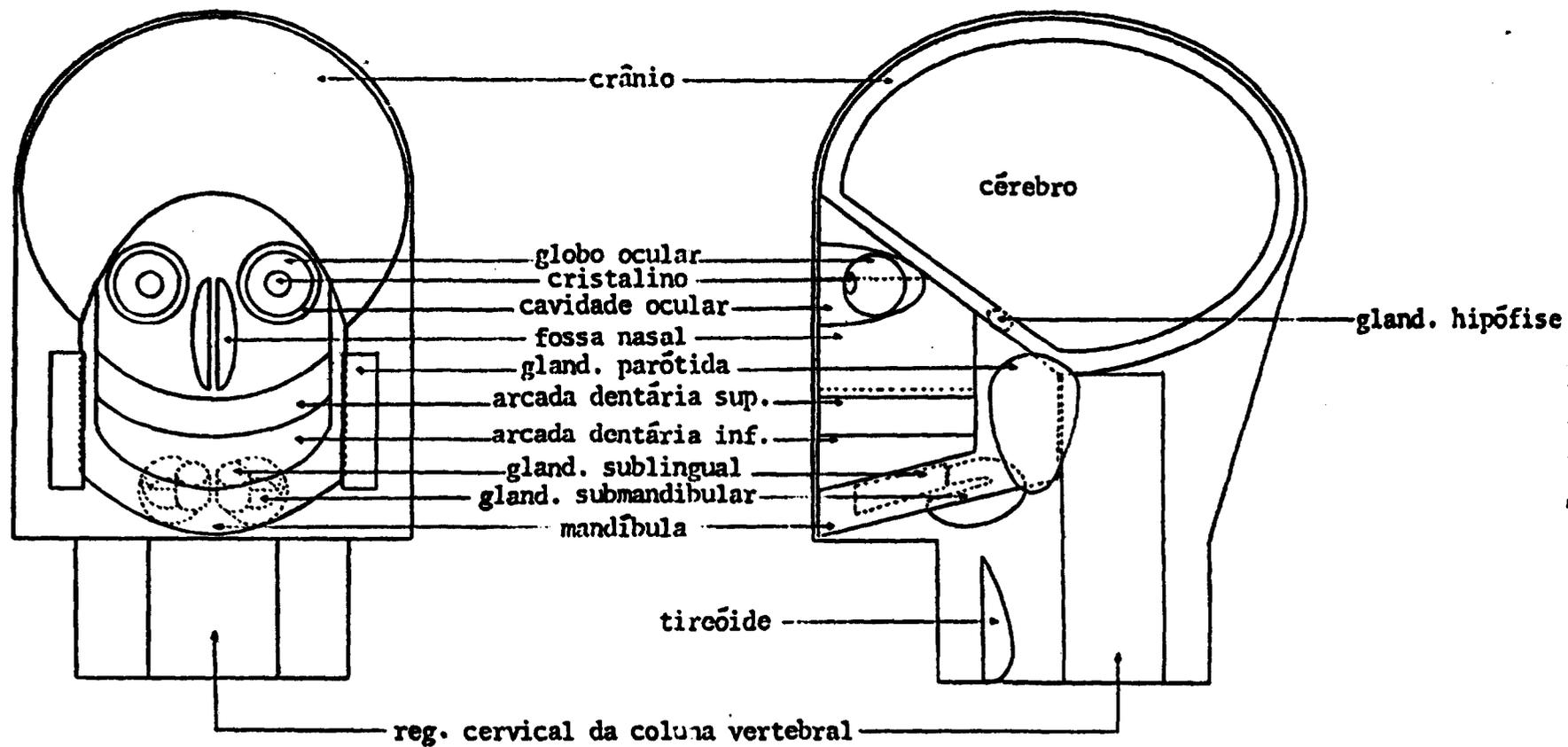


Figura III.3 - Vista frontal e lateral do esqueleto e dos órgãos internos da região que representa a cabeça e o pescoço de um ser humano adulto

As inequações que descrevem a sub-região superior do rosto são:

$$\left(\frac{x}{4,8}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{6,2}\right)^2 \leq 1$$

$$y \leq -3,3$$

$$81,4 \leq z \leq -0,7579 y + 82,4$$

As fossas nasais são representadas por duas metades de cilindros elípticos horizontais, dispostos simetricamente em relação ao eixo x e cortados pela superfície cilíndrica que define a sub-região superior do rosto e pelo plano inclinado que separa essa sub-região do crânio. As inequações são:

$$\left(\frac{|x| - 0,15}{0,70}\right)^2 + \left(\frac{z - 83,95}{2,25}\right)^2 \geq 1$$

$$-3,3 - 6,2 \left[1 - \left(\frac{x}{4,8}\right)\right]^{1/2} \leq y \leq -3,3$$

$$81,7 \leq z \leq -0,7579 y + 82,4$$

Para $|x| \geq 0,15$ tem-se as fossas nasais propriamente ditas e para $|x| < 0,15$ tem-se o septo nasal.

As cavidades oculares são definidas como sendo duas partes de elipsóides, dispostas simetricamente em relação ao eixo x, cortados pela superfície cilíndrica que define a sub-região superior do rosto. As inequações que as definem são:

$$\left(\frac{|x| - 2,6}{1,6}\right)^2 + \left(\frac{y + 9,5}{4,2}\right)^2 + \left(\frac{z - 85,95}{1,6}\right)^2 \geq 1$$

$$\left(\frac{x}{4,8}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{6,2}\right)^2 \leq 1$$

III.3.3 - ARCADA DENTÁRIA SUPERIOR

A arcada dentária superior é definida como a região compreendida entre dois cilindros elípticos concêntricos cortados por um plano vertical e dois horizontais conforme mostrado nas figuras III.3 e III.4. Seu volume é $16,16 \text{ cm}^3$, sua massa $24,02 \text{ g}$ e suas inequações são:

$$\left(\frac{x}{3,92}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{6,2}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x}{3,02}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{5,85}\right)^2 \geq 1$$

$$y \leq -3,3$$

$$81,4 \leq z \leq 79,85$$

III.3.4 - ARCADA DENTÁRIA INFERIOR

A arcada dentária inferior é definida como a região compreendida entre dois cilindros elípticos concêntricos cortados por três planos: um inclinado, um horizontal e um vertical (figuras III.3 e III.4). O volume da arcada dentária inferior é $14,71 \text{ cm}^3$, a massa é $21,86 \text{ g}$ e as inequações são:

$$\left(\frac{x}{3,92}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{6,2}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x}{3,02}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{5,85}\right)^2 \geq 1$$

$$y \leq 3,3$$

$$0,25 y + 80,03 \leq z \leq 79,85$$

III.3.5 - MANDÍBULA

A mandíbula, osso que sustenta a arcada dentária inferior, é definida como a região compreendida entre dois cilindros elípticos cortados por dois planos verticais ($y = 0$ e $y = -3,3$) e três planos inclinados, como visto nas figuras III.3 e III.4. Seu volume é $69,30 \text{ cm}^3$, sua massa $102,99 \text{ g}$ e suas inequações são:

Para $y \leq 0$

$$\left(\frac{x}{5,12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,5}\right)^2 \leq 1$$

$$z \geq 0,2526 y + 78,2$$

Para $-3,3 \leq y \leq 0$

$$\left(\frac{x}{4,27}\right)^2 + \left(\frac{y}{8,3}\right)^2 \geq 1$$

$$z \leq -0,7579 y + 82,4$$

Para $y \leq -3,3$

$$\left(\frac{x}{3,02}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{5,0}\right)^2 \geq 1$$

$$z \leq 0,25 y + 85,03$$

III.3.6 - REGIÃO CERVICAL DA COLUNA VERTEBRAL

A região cervical é representada por um cilindro elíptico que vai da extremidade superior do tronco até a base do crânio (vide figura III.3). O volume dessa região é $194,78 \text{ cm}^3$, a massa $289,48 \text{ g}$ e as inequações são:

$$\left(\frac{x}{2,5}\right)^2 + \left(\frac{y - 2,15}{2,0}\right)^2 \leq 1$$

$$70,0 \leq z \leq 82,4$$

III.4 - DESCRIÇÃO MATEMÁTICA DOS ÓRGÃOS DA REGIÃO DA CABEÇA

III.4.1 - CÉREBRO

O cérebro é descrito por um elipsóide cortado por um plano inclinado como mostrado na figura III.3. O volume do cérebro é 1469,99 cm³ e a massa é 1450,73 g. Sua representação matemática é a seguinte:

$$\left(\frac{x}{6,75}\right)^2 + \left(\frac{y}{8,65}\right)^2 + \left(\frac{z - 89,6}{6,35}\right)^2 \leq 1$$

$$z \geq -0,7341 y + 83,25 \text{ para } y \leq 0$$

III.4.2 - GLÂNDULA HIPÓFISE

A glândula hipófise é um corpo ovóide cuja principal porção está situada em uma cavidade óssea, a sela túrcica.

Ela é descrita por um elipsóide onde foram feitas uma translação e uma rotação (vide figura III.3). O volume da glândula hipófise é 0,60 cm³, a massa é 0,60 g e as expressões que a descrevem são:

$$\left(\frac{x'}{0,75}\right)^2 + \left(\frac{y'}{0,55}\right)^2 + \left(\frac{z'}{0,35}\right)^2 \leq 1$$

onde $x = x'$

$$y' = 0,866 (y + 2,3) - 0,5 (z - 84,6)$$

$$z' = 0,5 (y + 2,3) + 0,866 (z - 84,6)$$

III.4.3 - GLOBOS OCULARES

Os globos oculares são definidos como sendo duas esferas, dispostas simetricamente em relação ao plano yz, cortadas pela su-

perfície cilíndrica que define a região do rosto (vide figura III.3). O volume de ambos os globos oculares é 14,76 cm³, a massa é 14,57 g e as inequações são:

$$(|x| - 2,6)^2 + (y + 7,27)^2 + (z - 85,95)^2 \leq (1,24)^2$$

$$\left(\frac{x}{4,8}\right)^2 + \left(\frac{y + 3,3}{6,2}\right)^2 \leq 1$$

III.4.4 - CRISTALINOS DOS OLHOS

Os cristalinos dos olhos são representados pela região de intersecção de duas esferas conforme mostrado na figura III.3. O volume de ambos os cristalinos é 0,41 cm³, a massa 0,40 g e as inequações que os descrevem são:

$$(|x| - 2,36)^2 + (y + 7,79)^2 + (z - 85,95)^2 \leq (0,65)^2$$

$$(|x| - 2,36)^2 + (y + 8,61)^2 + (z - 85,95)^2 \leq (0,65)^2$$

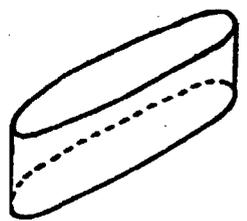
III.4.5 - GLÂNDULAS SALIVARES

III.4.5.1 - GLÂNDULAS PARÓTIDAS

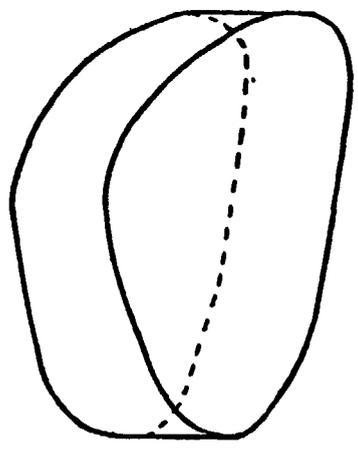
Essas glândulas situam-se de cada lado da face, entre a pele e a mandíbula.

Elas são definidas como a região compreendida entre dois cilindros elípticos concêntricos cortados por duas superfícies, conforme visto nas figuras III.3 e III.4. O volume de ambas as glândulas é 50,79 cm³, a massa 50,12 g e as inequações são :

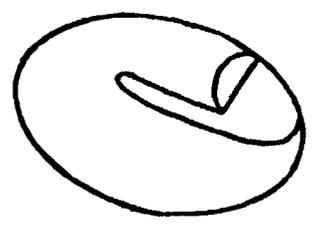
$$\left(\frac{x}{6,81}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,7}\right)^2 \leq 1$$



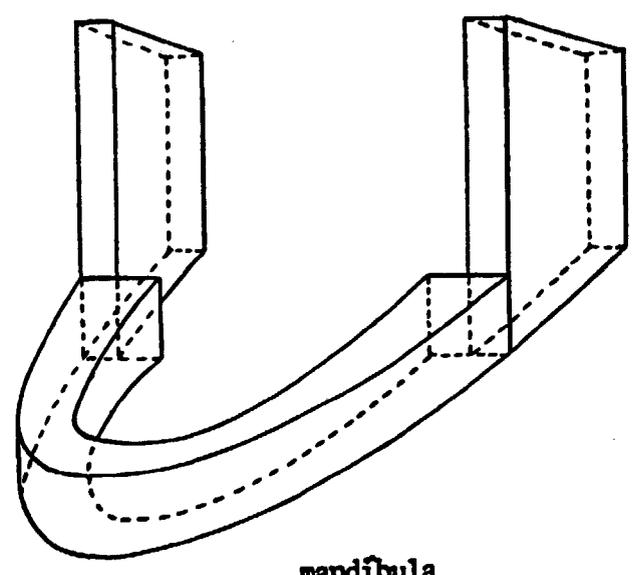
glândula sublingual



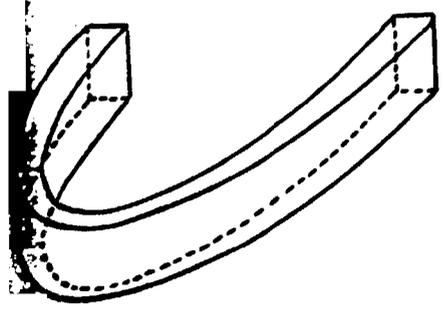
glândula parótida



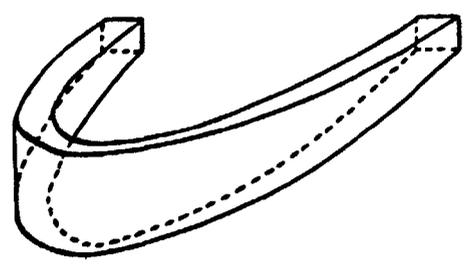
glândula submandibular



mandíbula



arcada dentária superior



arcada dentária inferior

Figura III.4 - Modelos matemáticos para as glândulas salivares, mandíbula e arcadas dentárias

$$\left(\frac{x}{5,4}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,7}\right)^2 \geq 1$$

Para $81,7 \leq z \leq 83,15$

$$\left(\frac{y + 1,0}{1,75}\right)^2 + \left(\frac{z - 81,7}{1,45}\right)^2 \leq 1$$

e para $77,65 \leq z < 81,7$

$$\left(\frac{y + 1,0}{1,81}\right)^2 + \left(\frac{z - 83,15}{5,5}\right)^2 \leq 1$$

III.4.5.2 - GLÂNDULAS SUBMANDIBULARES

Essas glândulas, dispostas simetricamente em relação ao plano yz, são definidas pela região compreendida entre dois elipsóides cortados por um plano como visto nas figuras III.3 e III.4. O volume de ambas as glândulas é 25,34 cm³ e a massa é 25,01 g. Após uma rotação e translação, as inequações que definem este par de glândulas são:

$$\left(\frac{x'}{1,3}\right)^2 + \left(\frac{y'}{2,0}\right)^2 + \left(\frac{z'}{1,33}\right)^2 \leq 1 \text{ (elipsóide externo)}$$

onde $x' = |x| - 1,6$

$$y' = 0,9681(y + 3,25) + 0,2504(z - 77,6)$$

$$z' = -0,2504(y + 3,25) + 0,9681(z - 77,6)$$

$$\left(\frac{x'_1}{4,38}\right)^2 + \left(\frac{y'_1}{2,4}\right)^2 + \left(\frac{z'_1}{0,2}\right)^2 \geq 1 \text{ (elipsóide interno)}$$

onde $x'_1 = |x| - 1,6$

$$y'_1 = 0,9681(y + 5,25) + 0,2504(z - 77,45)$$

$$z'_1 = -0,2504(y + 5,25) + 0,9681(z - 77,45)$$

$$y_2' \geq 0,2586 z_2' \text{ para } z \geq 75,6$$

$$\text{onde } y_2' = 0,9681(y + 4,3) + 0,2504 z$$

$$z_2' = -0,2504(y + 4,3) + 0,9681 z$$

III.4.5.3 - GLÂNDULAS SUBLINGUAIS

As glândulas sublinguais estão dispostas simetricamente em relação ao plano yz e são descritas por cilindros e lípticos cortados por dois planos inclinados (vide figuras III.3 e III.4). O volume de ambas as glândulas sublinguais é $10,06 \text{ cm}^3$, a massa é $9,93 \text{ g}$ e as inequações são:

$$\left(\frac{|x| - 0,80}{0,67}\right)^2 + \left(\frac{y + 6,2}{1,8}\right)^2 \leq 1$$

$$z \leq 0,25 y + 79,83$$

$$z \geq 0,3 y + 79,13$$

III.4.6 - TIREÓIDE

A tireóide é definida pela região compreendida entre as metades de dois cilindros concêntricos cortados por uma superfície como mostrado na figura III.3. Seu volume é $20,01 \text{ cm}^3$ e sua massa é $19,75 \text{ g}$.

As inequações que a descrevem são:

$$x^2 + (y + 0,8)^2 \leq (2,2)^2$$

$$x^2 + (y + 0,8)^2 \geq (1,0)^2$$

$$y + 0,8 \leq 0$$

$$70,0 \leq z \leq 75,0$$

$$[(y + 0,8) - |x|]^2 \geq 2[x^2 + (y + 0,8)^2] \tau^2$$

onde $\tau = \frac{2(\sqrt{2} - 2)}{5} (z - 70,0) + 1$ para $0 \leq z - 70,0 \leq 5/4$

$$\tau = \frac{2(2 - \sqrt{2})}{15} (z - 70,0) + \frac{2\sqrt{2} - 1}{3}$$
 para $5/4 < z - 70,0 \leq 5$

III.5 - ESTIMATIVA DOS VOLUMES

Tendo em vista que os cálculos dos volumes de algumas partes seriam difíceis utilizando-se métodos analíticos e geométricos, optou-se pelo método de Monte Carlo.

O programa desenvolvido para a estimativa dos volumes é baseado na teoria apresentada no capítulo II e a técnica empregada foi a da rejeição^(25,43).

O volume da região de interesse é obtido pela seguinte expressão:

$$V = \frac{\text{(número de pontos que caíram na região de interesse)} \cdot \text{(volume da caixa)}}{\text{(número total de pontos gerados no interior da caixa)}}$$

A palavra caixa, nesse caso, é usada para representar um sólido simples, de volume conhecido, que contém no seu interior o modelo matemático da região cujo volume é desejado.

III.5.1 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

O programa desenvolvido para a estimativa dos volumes possui somente dois resultados possíveis, um evento que pode ocorrer com probabilidade p e seu complemento q . Portanto p designará a probabilidade do ponto gerado cair no interior da região de interesse e $q = 1 - p$ a probabilidade do ponto gerado cair fora dessa região.

Sendo N o número de pontos gerados no interior da caixa e M o número de pontos que pertencem à região de interesse, tem-se:

$$p = \frac{M}{N} \quad (3.1)$$

A função distribuição de probabilidade para esse cálculo é uma distribuição binomial⁽⁴³⁾. Consequentemente o desvio padrão do número de pontos gerados no interior da região de interesse é dado por:

$$\sigma = \sqrt{p q N} \quad (3.2)$$

Para o volume tem-se

$$V \pm \sigma_V = (M \pm \sigma) \frac{V_C}{N} \quad (3.3)$$

ou

$$V \pm \sigma_V = \frac{M V_C}{N} \pm \frac{\sigma V_C}{N} \quad (3.4)$$

onde V_C é o volume da caixa.

Comparando-se membro a membro os termos da expressão (3.4) tem-se que o desvio padrão do volume da região de interesse é dado por:

$$\sigma_V = \frac{\sigma V_C}{N} \quad (3.5)$$

O diagrama de blocos desse programa para um órgão genérico é apresentado na figura III.5.

III.5.2 - VALORES OBTIDOS

Os valores obtidos pelo processamento do programa para a estimativa dos volumes, descrito anteriormente, considerando-se

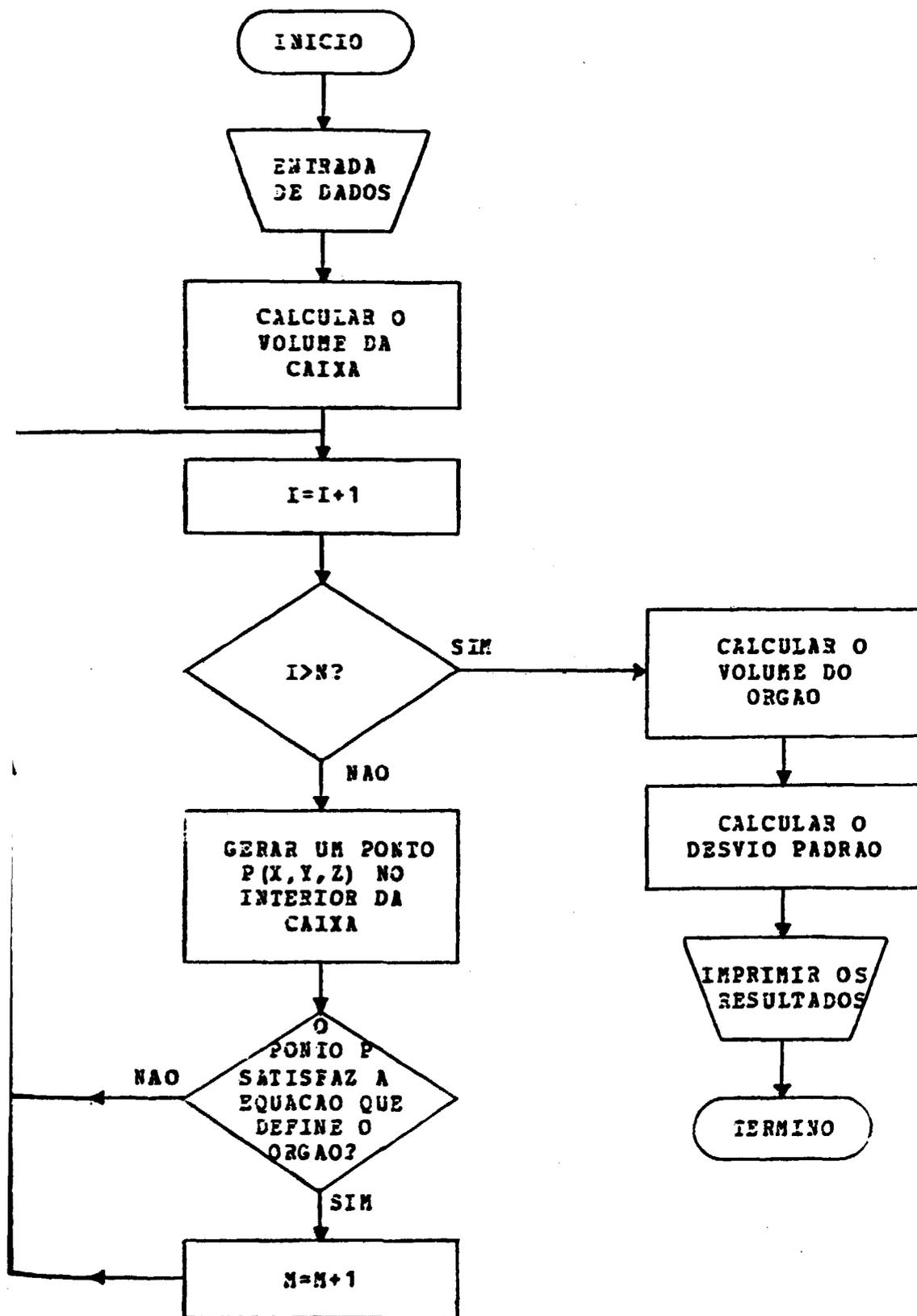


Figura III.5 - Diagrama de blocos do programa para a estimativa do volume de um órgão genérico

100.000 iterações são apresentados na tabela III.2. Nessa tabela também se encontram o desvio padrão do volume e a massa, obtida considerando-se a densidade do tecido que compõe cada região.

A massa da cabeça e a do pescoço foram obtidas somando-se as massas de tecido mole e de esqueleto contidas em cada sub-região.

Assim para a cabeça tem-se:

massa de esqueleto = 1412,09 g

volume de esqueleto = 950,13 cm³

O volume de tecido mole na cabeça é obtido pela diferença entre o volume total da cabeça e o volume de esqueleto nela contido. Portanto:

volume de tecido mole = 3402,58 cm³

que corresponde a uma massa de tecido mole de 3358,01 g.

Para o pescoço, a massa de esqueleto corresponde à da região cervical da coluna vertebral, ou seja, 130,73 g com um volume de 87,96 cm³. Portanto:

volume de tecido mole = 415,59 cm³

massa de tecido mole = 410,14 g

Como foram feitos arredondamentos nos valores dos parâmetros das inequações que descrevem cada região, o volume final e conseqüentemente a massa final de algumas sub-regiões sofreu um desvio percentual dos valores iniciais, como é mostrado na tabela III.3. O maior desvio percentual entre os valores das massas inicial e final foi de -4,37% e corresponde aos ossos da cabeça (exceto mandíbula e arcada dentá

TABELA III.2 - Volume, desvio padrão e massa final de cada sub-região

S U B - R E G I A O	VOLUME (cm ³)	DESVIO PADRAO (%)	MASSA FINAL (g)
CRANIO	587,29	0,78	872,84
SUB-REGIAO SUPERIOR DO FCSTO	155,86	0,42	231,63
ARCADA DENTARIA SUPERIOR	16,16		24,02
ARCADA DENTARIA INFERIOR	14,71	0,79	21,86
MANDIBULA	69,30	1,09	102,99
REGIAO CERVICAL DA COLUNA VERTEBRAL	194,78		289,48
CEREBRO	1469,99	0,32	1450,73
GLANDULA HIPOFISE	0,60		0,60
GLOBOS OCULARES	14,76	0,34	14,57
CRISTALINOS DOS OLHOS	0,41	0,39	0,40
GLANDULAS SALIVARES			
PAROTIDAS	50,79	0,17	50,12
SUBMANDIBULARES	25,34	0,53	25,01
SUBLINGUAIS	10,06	0,30	9,93
PIREOIDE	20,01	0,38	19,75
PELE DA REGIAO DA CABECA	294,54	0,21	290,69
REGIAO DA CABECA	4826,27	0,20	5310,97
CABECA	4352,71	0,22	4770,10
MSCOCO	503,55		540,88

TABELA III.3 - Desvio percentual das massas

S U B - R E G I A O	MASSA INICIAL (g)	MASSA FINAL (g)	DESVIO PERCENTUAL
ARCADA DENTARIA SUPERIOR	24,00	24,02	0,08
ARCADA DENTARIA INFERIOR	22,00	21,85	-0,64
MANDIBULA E ARCADA DENTARIA INFERIOR	120,00	124,85	4,04
OSSOS DA CABECA (EXCETO MANDIBULA E ARCADA DENTARIA INFERIOR)	1180,00	1128,49	-4,37
CEREBRO	1400,00	1450,73	3,62
GLANDULA HIPOFISE	0,60	0,60	-0,50
GLOBOS OCULARES	15,00	14,57	-2,87
CRISTALINOS DOS OLHOS	0,40	0,40	1,25
GLANDULAS SALIVARES			
PAROTIDAS	50,00	50,12	0,24
SUBMANDIBULARES	25,00	25,01	0,04
SUBLINGUAIS	10,00	9,93	-0,70
TIROIDE	20,00	19,75	-1,25

ria inferior). Contudo, esse desvio é considerado insignificante se comparado com as variações normais de 30% de indivíduo para indivíduo⁽³⁾.

III.6 - MEDULA ÓSSEA

Como mencionado em I.4 o esqueleto do simulador matemático é composto de uma mistura homogênea de tecido cortical, trabecular, cartilaginosa, periarticular e medula óssea.

Como se sabe existem dois tipos de medula óssea: a vermelha que é hematopoeticamente ativa e a amarela que não tem função hematopoiética e consiste principalmente de tecido adiposo.

O valor da massa total de medula óssea presente no esqueleto de um ser humano adulto, obtida dos dados atribuídos ao homem referência⁽²²⁾ que é usado no simulador matemático, é de 3000 g sendo que 1500 g corresponde à medula óssea hematopoética e 1500 g à medula óssea adiposa.

A estimativa do risco somático em razão da irradiação da medula óssea humana por radiações ionizantes requer um conhecimento não somente da dose recebida mas também da fração da medula óssea hematopoética total que é irradiada. Essa fração pode ser determinada se a distribuição da medula óssea hematopoética é conhecida.

A distribuição de medula óssea hematopoética no esqueleto da região da cabeça de um ser humano adulto, segundo Ellis⁽¹⁰⁾, é apresentada na tabela III.4.

A partir dos dados apresentados nessa tabela, foi obtida a massa de medula óssea hematopoética presente em cada osso.

Os valores da massa e do volume da medula óssea total, da medula óssea hematopoética e da medula óssea adiposa que foram consideradas no presente trabalho, são apresentados na tabela III.5.

Os volumes da medula óssea total, hematopoética e adiposa foram obtidos pela razão entre as massas presentes em cada osso e a densidade do tecido mole, ou seja, $0,9869 \text{ g/cm}^3$.

TABELA III.4 - Distribuição da Medula Óssea Hematopoética no Esqueleto da Região da Cabeça

Região da Cabeça	Porcentagem da Massa Total da Medula Óssea Hematopoética no Corpo Todo
Ossos da Cabeça	13,1
Crânio	11,9
Mandíbula	1,2
Região Cervical da Coluna Vertebral	3,4

TABELA III.5 - Massa e Volume da Medula Óssea Total, Hematopoética e Adiposa em cada Osso

Região da Cabeça	Medula Óssea Total		Medula Óssea Hematopoética		Medula Óssea Adiposa	
	massa(g)	volume(cm ³)	massa(g)	volume(cm ³)	massa(g)	volume(cm ³)
Ossos da Cabeça	262,0	265,5	196,5	199,1	65,5	66,4
Crânio	238,0	241,2	178,5	180,9	59,5	60,3
Mandíbula	24,0	24,3	18,0	18,2	6,0	6,1
Região Cervical da Coluna Vertebral	68,0	68,9	51,0	51,7	17,0	17,2

CAPÍTULO IV

PROGRAMA PARA ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA

IV.1 - PROGRAMA ALGAM 97

O programa para estimativa da fração absorvida específica foi desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL) por Warner e Craig⁽⁴⁶⁾ sob o código ALGAM 97. O programa efetua o cálculo da fração absorvida específica em 97 regiões alvo do simulador matemático de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ para fontes de fótons de 12 energias distintas distribuídas uniformemente em qualquer órgão fonte.

Esse programa utiliza o método de Monte Carlo aplicado ao processo de transporte da radiação descrito no capítulo II.

O ALGAM 97 é composto de um programa principal e de 32 sub-rotinas que podem ser dispostas em três grupos básicos:

- (1) sub-rotina fonte
- (2) sub-rotinas que encerram a geometria do meio
- (3) sub-rotinas que incluem o sistema de transporte do fóton, isto é, o método de Monte Carlo.

Na sub-rotina fonte, que simula um particular órgão ou uma região do corpo que contém o material radioativo, são determinados aleatoriamente o ponto de partida e a direção inicial do fóton. Também são atribuídos e este fóton uma energia inicial e um peso, W , igual a unidade.

Nas sub-rotinas do grupo (3), a distância percorrida por este fóton é obtida utilizando-se a equação (2.29) descrita anteriormente

$$d = \frac{-\ln r}{\mu_0}$$

Uma vez determinada a distância percorrida pelo fóton obtém-se, por intermédio das sub-rotinas que encerram a geometria do meio, o órgão ou a região que o fóton se encontra.

Como mencionado em II.2.2.2, a probabilidade de ocorrência de interação é dada por μ_i/μ_0 onde μ_i é o coeficiente de atenuação de massa total do meio em consideração.

Para saber se esse local é aceito como ponto de interação, gera-se um número aleatório r , uniformemente distribuído no intervalo de 0 a 1. Se r for maior que μ_i/μ_0 o local não é aceito como ponto de interação e o fóton continua o seu trajeto na mesma direção e sentido, com a mesma energia e peso estatístico. Se r for menor ou igual a μ_i/μ_0 o local é aceito como ponto de interação e então é calculada, por meio da equação (2.30), a energia total depositada por colisão, isto é, a soma das energias depositadas por colisão correspondentes aos processos de interação fotoelétrico, Compton e produção de pares. Essa energia é registrada e armazenada para o órgão alvo em questão.

Em cada colisão, a energia inicial atribuída ao fóton é reduzida, assim como a sua probabilidade de sobrevivência, expressa pelo peso dado pela equação (2.28).

A história da trajetória do fóton termina quando:

- (1) ele escapa do simulador matemático
- (2) sua energia torna-se menor do que 4 keV, ou
- (3) seu peso é reduzido a um valor menor do que 10^{-5}

Nos dois últimos casos, considera-se que a energia foi localmente absorvida.

Se a história do fóton não terminou por uma das três condi-

ções especificadas acima, ele continuará seu vôo carregando o saldo da energia e do peso da última interação, com um novo ângulo de espalhamento determinado aleatoriamente. Determina-se então a distância percorrida por esse fóton sobrevivente, o meio em que ele se encontra, a probabilidade de ocorrência de interação e a redução na energia e no peso até que sua história termine. Quando isso ocorrer, retorna-se à sub-rotina fonte e a história de um novo fóton se inicia, gerando-se novas coordenadas e novos ângulos de saída. Esse processo se repete até que as histórias de todos os fótons considerados inicialmente na região fonte sejam registradas.

Finalmente determina-se a energia depositada em cada órgão alvo de massa m_v . A fração absorvida específica em cada um dos órgãos alvos é obtida pela expressão:

$$\phi = \frac{1}{m_v} \frac{\text{(energia depositada no órgão alvo)}}{\text{(energia total emitida pelo órgão fonte)}}$$

O diagrama de blocos do programa ALGAM 97 é mostrado na figura IV.1.

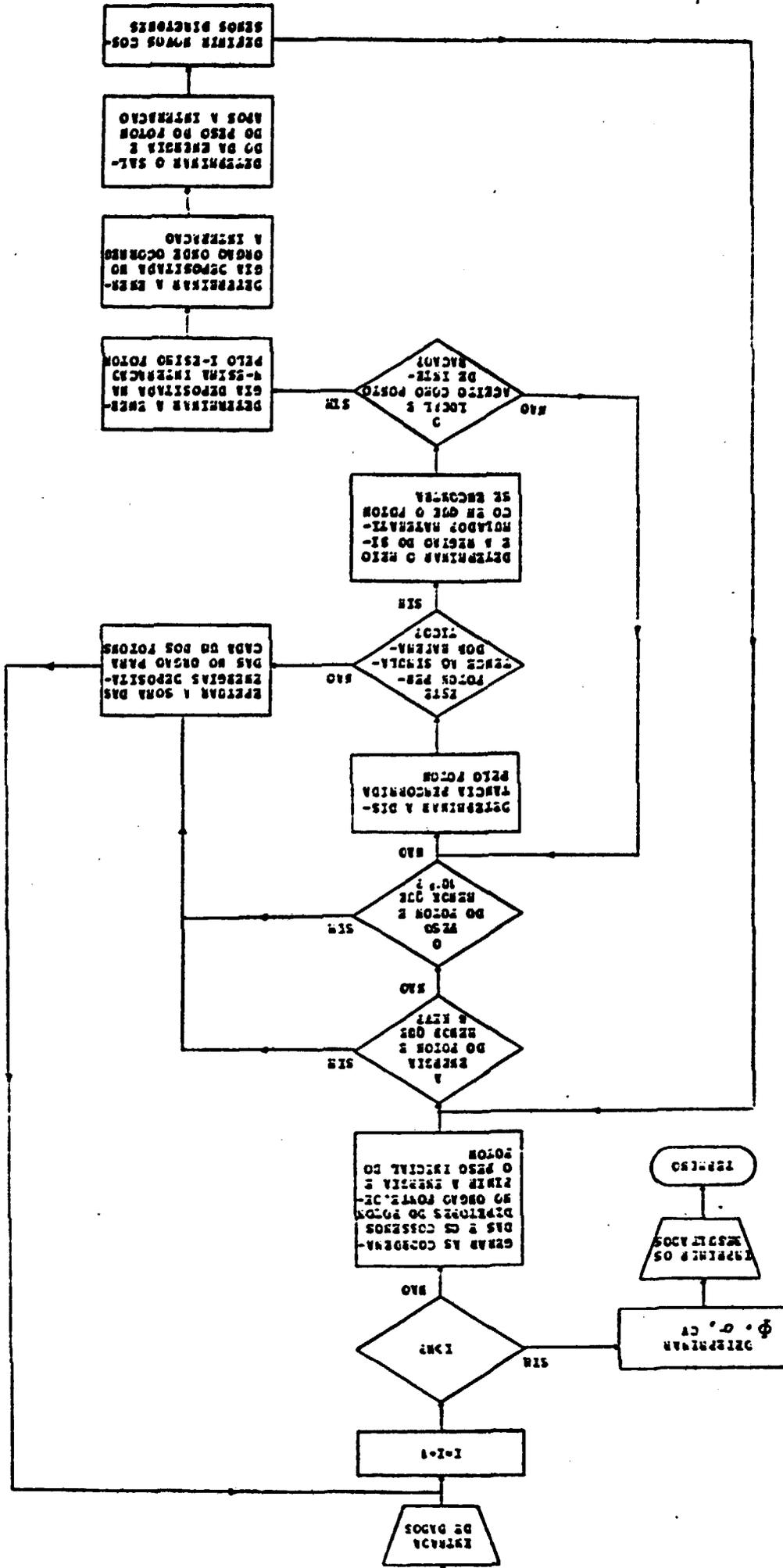
IV.2 - PROGRAMA ALGAM 117

IV.2.1 - DESENVOLVIMENTO DA SUB-ROTINA FONTE

Os órgãos fonte dos fótons monoenergéticos considerados no presente trabalho foram a tireóide e o cérebro, para cada um dos quais foi desenvolvida uma sub-rotina fonte.

O funcionamento e a esquematização dessas sub-rotinas são idênticas às descritas para o programa ALGAM 97 diferindo apenas na geometria do órgão.

Figura IV.1 - Diagrama de blocos do programa ALCAM-97



No desenvolvimento dessas sub-rotinas foi empregada a técnica de rejeição^(25,43) do método de Monte Carlo.

Assim, gera-se um ponto aleatório dentro de uma caixa que contém no seu interior o modelo matemático do órgão fonte. Se o ponto gerado não pertencer a esse órgão ele é rejeitado e um novo ponto é gerado no interior da caixa. O processo se repete até que o ponto gerado pertença ao órgão considerado. Em seguida geram-se os cossenos diretores que fornecerão uma direção aleatória a esse fóton. Finalmente atribui-se uma energia inicial e um peso ao fóton e em seguida retorna-se ao programa principal para o início da história do fóton.

Apresenta-se na figura IV.2 o diagrama de blocos da sub-rotina fonte e no Apêndice C encontram-se as listagens do mesmo.

IV.2.2 - MODIFICAÇÕES INTRODUZIDAS NO PROGRAMA ORIGINAL

Com a modificação do modelo matemático que representa a região da cabeça de um ser humano adulto, várias sub-rotinas do programa ALGAM 97 tiveram que ser alteradas.

As principais alterações foram feitas nas sub-rotinas que encerram a geometria do meio, mais particularmente na sub-rotina HEAD na qual efetuou-se a substituição do modelo matemático desenvolvido por Snyder e cols.⁽⁴²⁾ pelo modelo proposto nesse trabalho.

Na sub-rotina HEAD, além das modificações efetuadas na forma da região da cabeça, foram acrescentadas algumas sub-regiões, cujas equações foram descritas no capítulo III, que são: sub-região superior do rosto, septo nasal, fossas nasais, arcada dentária superior, arca da dentária inferior, mandíbula, glândula hipófise, globos oculares, cristalinolinos dos olhos, glândulas salivares (parótidas, submandibulares, sub-linguais) e a região cervical da coluna vertebral.

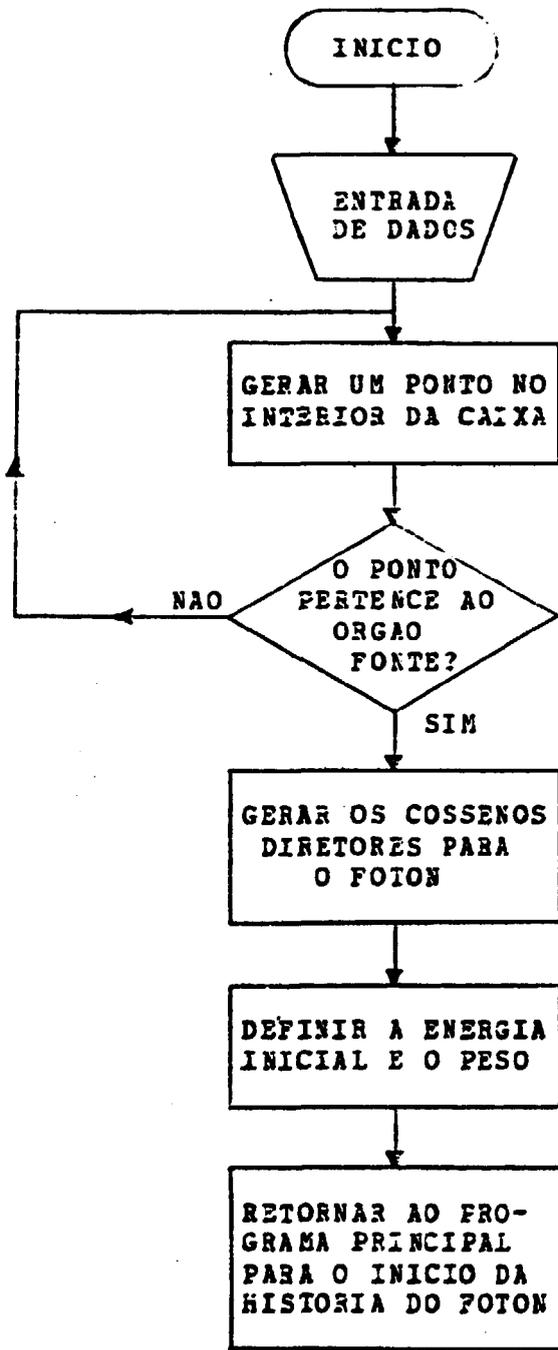


Figura IV.2 - Diagrama de blocos da sub-rotina fonte

Em consequência da inclusão dessas sub-regiões, o programa ALGAM 97 passou a fornecer resultados da fração absorvida específica para 117 regiões alvos, sendo que o novo código denomina-se ALGAM 117.

As outras sub-rotinas que dependiam do número total de órgãos alvos foram adaptadas para tornar todo o programa compatível com as alterações descritas.

A listagem da sub-região HEAD do programa ALGAM 117 encontra-se no Apêndice C.

CAPÍTULO V

RESULTADOS OBTIDOS

Como exposto no capítulo IV, o programa original, ALGAM 97 , que contém o modelo matemático de um ser humano adulto, desenvolvido por Snyder e cols.⁽⁴²⁾ , fornece estimativas da fração absorvida específica e do coeficiente de variação para 97 regiões alvo do simulador.

Contudo, no ORNL-5000⁽⁴²⁾ estão publicados resultados da fração absorvida específica somente para 22 das 97 regiões sendo que os resultados para algumas regiões que são de interesse na comparação com o modelo proposto neste trabalho não são apresentados.

Além disso, a comparação dos resultados torna-se difícil em virtude do ORNL-5000 não apresentar os coeficientes de variação para cada uma das energias e para cada um dos órgãos alvo.

Portanto, para que se pudesse fazer a comparação do modelo proposto neste trabalho com o modelo desenvolvido por Snyder e cols., os programas ALGAM 117 e ALGAM 97 descritos no capítulo V foram processados no computador IBM/370, modelo 155, do Centro de Processamento de Dados do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP.

As frações absorvidas específicas para os órgãos alvo selecionados foram obtidas considerando-se histórias de 60.000 fótons, de energias discretas no intervalo de 0,010 a 4,0 MeV, distribuídos uniformemente no órgão fonte.

Apresentam-se nas tabelas V.1 e V.2 as estimativas da fração absorvida específica, ϕ , e os respectivos coeficientes de variação, CV ,

para os órgãos selecionados considerando-se o modelo proposto neste trabalho e tendo como órgãos fonte a tireóide (tabela V.1) e o cérebro (tabela V.2).

Nas tabelas V.3 e V.4 encontram-se os resultados obtidos considerando-se o modelo de Snyder e cols. e os mesmos órgãos fonte.

TABELA V.1 - Fração absorvida específica (ϕ) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo proposto neste trabalho. Fontes de fótons distribuídas uniformemente na tireóide

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FÓTON (R.V)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,10	
	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)
OSSOS DA CABEÇA			3,49E-8	44	1,54E-6	7,2	1,55E-5	2,2	2,68E-5	1,6	1,60E-5	1,7
CRÂNIO							1,90E-6	7,2	7,49E-6	3,4	6,96E-6	2,9
OSSOS DA REG. SUP. ROSTO					2,28E-7	39	1,19E-5	6,1	3,66E-5	3,3	2,64E-5	3,2
SEPTO NASAL							1,33E-5	21	4,04E-5	11	1,82E-5	12
POSSAS NASAIS							3,17E-6	24	8,83E-6	11	1,09E-5	9,1
ARCADA DENTÁRIA SUP.							3,16E-5	10	6,21E-5	6,6	3,94E-5	6,8
ARCADA DENTÁRIA INF.					3,45E-6	36	6,53E-5	8,3	1,02E-4	5,4	5,06E-5	6,0
MANDIBULA			5,45E-7	44	1,72E-5	7,6	1,24E-4	2,7	1,44E-4	2,3	6,71E-5	2,6
REG. CERVICAL			1,72E-5	5,2	1,11E-4	1,9	3,11E-4	1,1	3,12E-4	1,0	1,53E-4	1,2
M.M. ^a DA REG. DA CABEÇA			3,59E-6	5,2	2,41E-5	1,9	7,44E-5	0,98	8,01E-5	0,88	4,15E-5	1,1
CRÂNIO							1,93E-6	7,2	7,49E-6	3,4	6,96E-6	2,9
MANDIBULA			5,45E-7	44	1,72E-5	7,6	1,24E-4	2,7	1,44E-4	2,3	6,71E-5	2,6
REG. CERVICAL			1,73E-5	5,2	1,11E-4	1,9	3,11E-4	1,1	3,12E-4	1,0	1,53E-4	1,2
M.A. ^b DA REG. DA CABEÇA			3,59E-6	5,2	2,41E-5	1,9	7,45E-5	0,98	8,01E-5	0,88	4,15E-5	1,1
CRÂNIO							1,90E-6	7,2	7,49E-6	3,4	6,96E-6	2,9
MANDIBULA			5,45E-7	44	1,72E-5	7,6	1,24E-4	2,7	1,44E-4	2,3	6,71E-5	2,6
REG. CERVICAL			1,72E-5	5,2	1,11E-4	1,9	3,11E-4	1,1	3,12E-4	1,0	1,53E-4	1,2
CERVO							3,26E-7	14	2,07E-6	4,6	3,44E-6	3,4
GLANDULA HIPOFISE									2,05E-5	44		
GLÓBOS OCULARES									1,89E-6	40	4,40E-6	18
CRISTALINOS DOS OLHOS												
GLAND. SALIVARES			4,36E-6	19	3,04E-5	6,0	7,14E-5	3,2	5,72E-5	2,8	3,63E-5	3,2
PAROTIDAS							9,42E-6	10	1,70E-5	6,4	1,47E-5	6,2
SUBMANDIBULARES			1,34E-5	19	9,48E-5	5,3	1,93E-4	3,6	1,34E-4	3,4	7,87E-5	4,0
SUBLINGUAIS					1,87E-5	22	7,75E-5	8,0	6,67E-5	6,8	3,89E-5	8,6
TIREÓIDE	4,27E-2	0,18	2,92E-2	0,33	1,81E-2	0,47	7,21E-3	0,69	2,40E-3	0,90	1,47E-3	1,1
TECIDO DA REG. DA CABEÇA	8,33E-5	0,93	2,04E-4	0,48	2,54E-4	0,35	1,33E-4	0,38	1,00E-4	0,50	6,37E-5	0,59
PELE DA REG. DA CABEÇA			5,94E-6	7,6	3,35E-5	3,2	4,20E-5	2,1	2,56E-5	2,0	1,97E-5	2,3
REG. DA CABEÇA	1,87E-4	1,066	1,42E-4	0,079	1,65E-4	0,14	1,21E-4	0,25	7,06E-5	0,40	4,29E-5	0,50

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA V.1 (Cont!) - Fração absorvida específica (f) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados

do modelo proposto neste trabalho. Fontes de fótons distribuídas uniformemente na tireóide

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,20		0,50		1,0		1,5		2,0		4,0	
	f	CV (%)	f	CV (%)	f	CV (%)	f	CV (%)	f	CV (%)	f	CV (%)
OSSOS DA CARCA	1,10E-5	2,0	9,43E-6	2,4	9,18E-6	2,7	8,77E-6	3,0	8,08E-6	3,2	6,94E-6	3,6
CRANIO	5,12E-6	3,2	4,69E-6	3,9	4,80E-6	4,4	4,61E-6	4,8	4,35E-6	5,1	3,98E-6	5,6
OSIOS DA REG. SUP. ROSTO	1,70E-5	3,7	1,51E-5	4,5	1,53E-5	5,1	1,30E-5	5,7	1,39E-5	5,9	1,04E-5	7,1
SEPTO NASAL	1,70E-5	14	1,10E-5	20	1,09E-5	25	8,09E-6	29	9,29E-6	28		
POSSAS NASAIS	9,80E-6	11	1,19E-5	13	1,30E-5	15	1,24E-5	16	8,88E-6	20	7,72E-6	22
ARCADA DENTARIA SUP.	2,58E-5	7,8	2,09E-5	11	2,31E-5	12	2,24E-5	13	1,37E-5	18	1,82E-5	17
ARCADA DENTARIA INF.	3,09E-5	7,9	2,91E-5	10	2,19E-5	11	2,25E-5	14	1,50E-5	17	1,43E-5	19
MANDIBULA	4,01E-5	3,3	3,55E-5	4,3	2,72E-5	5,4	2,49E-5	5,7	2,44E-5	6,5	2,07E-5	7,4
REG. CERVICAL	9,46E-5	1,5	7,86E-5	1,9	6,37E-5	2,2	6,29E-5	2,4	5,92E-5	2,5	4,90E-5	2,9
1.ª ^a DA REG. DA CABECA	2,61E-5	1,3	2,22E-5	1,6	1,96E-5	1,8	1,84E-5	2,0	1,71E-5	2,1	1,45E-5	2,5
CRANIO	5,12E-6	3,2	3,68E-6	3,9	4,80E-6	4,4	4,61E-6	4,8	4,35E-6	5,1	3,98E-6	5,6
MANDIBULA	4,01E-5	3,3	3,55E-5	4,3	2,72E-5	5,4	2,49E-5	5,7	2,44E-5	6,5	2,07E-5	7,4
REG. CERVICAL	9,46E-5	1,5	7,86E-5	1,8	6,97E-5	2,2	6,29E-5	2,4	5,92E-5	2,5	4,90E-5	2,9
2.ª ^a DA REG. DA CARCA	2,61E-5	1,3	2,21E-5	1,6	1,96E-5	1,8	1,84E-5	2,0	1,71E-5	2,1	1,45E-5	2,5
CRANIO	5,12E-6	3,2	4,69E-6	3,9	4,80E-6	4,4	4,61E-6	4,8	4,35E-6	5,1	3,98E-6	5,6
MANDIBULA	4,01E-5	3,3	3,55E-5	4,3	2,72E-5	5,4	2,49E-5	5,7	2,44E-5	6,5	2,07E-5	7,4
REG. CERVICAL	9,46E-5	1,5	7,86E-5	1,9	6,37E-5	2,2	6,29E-5	2,4	5,92E-5	2,5	4,90E-5	2,9
CEREBRO	3,32E-6	3,2	4,01E-6	3,6	4,25E-6	3,8	4,29E-6	4,0	4,53E-6	4,0	3,39E-6	4,9
GLANDULA HIPOFISE	1,53E-5	42										
GLANDS OCULARES	5,41E-6	22	9,19E-6	22	4,78E-6	29	9,88E-6	28	4,39E-6	36	5,42E-6	38
CRISTALINOS DOS OLHOS												
GLAND. SALIVARES	3,24E-5	4,0	3,50E-5	4,8	3,37E-5	5,5	2,94E-5	6,3	2,83E-5	6,6	2,37E-5	7,7
PANCREAS	1,45E-5	7,2	1,54E-5	9,2	1,89E-5	9,5	1,52E-5	12	1,16E-5	13	1,21E-5	14
SUBMANDIBULARES	6,74E-5	5,1	7,55E-5	6,0	6,52E-5	7,4	5,96E-5	8,3	6,25E-5	8,4	4,72E-5	10
SUBLINGUAIS	3,42E-5	11	3,19E-5	14	2,88E-5	17	2,52E-5	18	2,64E-5	19	2,31E-5	22
TIREOIDE	1,58E-3	1,3	1,66E-3	1,5	1,53E-3	1,8	1,43E-3	1,9	1,29E-3	2,1	1,49E-3	2,4
PELDO DA REG. DA CARCA	6,34E-5	0,64	6,52E-5	0,75	6,04E-5	0,87	5,59E-5	0,96	5,15E-5	1,0	4,22E-5	1,2
PELE DA REG. DA CABECA	1,90E-5	2,8	2,01E-5	3,4	1,98E-5	3,9	1,80E-5	4,3	1,73E-5	4,6	1,33E-5	5,5
REG. DA CABECA	3,67E-5	0,51	3,84E-5	0,58	3,58E-5	0,65	3,34E-5	0,72	3,08E-5	0,77	2,54E-5	0,90

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA V.2 - Fração absorvida específica (φ) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo proposto neste trabalho. Fontes de fótons distribuídas uniformemente no cérebro

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,10	
	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)
OSSOS DA CABECA	2,03E-5	2,5	5,38E-5	1,3	1,52E-4	0,75	2,65E-4	0,46	2,08E-4	0,48	8,76E-5	0,70
CRANIO	2,92E-5	2,5	9,96E-5	1,3	2,17E-4	0,76	3,64E-4	0,47	2,62E-4	0,52	1,03E-4	0,75
OSSOS DA REG. SUP. ROSTO			1,25E-4	46	5,98E-6	10	5,90E-5	3,0	1,16E-4	1,9	7,21E-5	2,0
SEPTO NASAL							4,80E-5	13	9,42E-5	7,3	5,56E-5	7,4
FOSSAS NASAIS							1,16E-5	14	2,80E-5	6,2	2,80E-5	6,2
ARCADA DENTARIA SUP.							3,56E-6	35	2,38E-5	10	1,81E-5	9,0
ARCADA DENTARIA INF.							1,59E-6	39	1,84E-5	13	1,41E-5	11
MANDIBULA					7,54E-7	43	1,26E-5	8,4	3,99E-5	4,2	2,77E-5	4,0
REG. CERVICAL					2,61E-7	36	9,66E-6	6,1	2,96E-5	3,2	2,52E-5	2,9
M.A. ^a DA REG. DA CABECA	2,10E-5	2,5	7,19E-5	1,3	1,56E-4	0,76	2,66E-4	0,47	1,98E-4	0,50	8,14E-5	0,71
CRANIO	2,91E-5	2,5	9,97E-5	1,3	2,16E-4	0,76	3,65E-4	0,47	2,63E-4	0,51	1,03E-4	0,75
MANDIBULA					7,54E-7	43	1,26E-5	8,4	3,89E-5	4,2	2,77E-5	4,0
REG. CERVICAL					2,61E-7	36	9,66E-6	6,1	2,97E-5	3,2	2,52E-5	2,9
M.A. ^b DA REG. DA CABECA	2,10E-5	2,5	7,19E-5	1,3	1,57E-4	0,75	2,65E-4	0,47	1,98E-4	0,50	8,13E-5	0,71
CRANIO	2,92E-5	2,5	9,36E-5	1,3	2,17E-4	0,76	3,64E-4	0,47	2,62E-4	0,51	1,03E-4	0,75
MANDIBULA					7,54E-7	43	1,26E-5	8,4	3,89E-5	4,2	2,77E-5	4,0
REG. CERVICAL					2,61E-7	36	9,65E-6	6,1	2,96E-5	3,2	2,52E-5	2,9
CEREBRO	6,72E-4	0,087	6,30E-4	0,12	5,56E-4	7,19	3,77E-4	0,30	1,83E-4	0,44	1,12E-4	0,53
GLANDULA HIPOFISE			1,83E-4	36	1,31E-4	36	1,45E-4	26	1,04E-4	21	9,01E-5	26
GLÓBOS OCULARES							2,01E-5	14	3,25E-5	8,3	2,61E-5	8,6
CRISTALINOS DOS OLHOS									3,34E-5	46		
GLAND. SALIVARES							2,73E-6	16	8,37E-6	6,7	8,67E-6	5,9
PAROTIDAS							3,71E-6	19	8,99E-6	8,7	9,59E-6	7,4
SUBMANDIBULARES							1,79E-6	32	6,32E-6	11	8,99E-6	10
SUBLINGUAIS									5,30E-6	25	3,20E-6	21
TIPOIDE									2,00E-6	31	2,79E-6	20
TRONCO DA REG. DA CABECA					7,46E-7	9,2	7,65E-6	2,4	1,51E-5	1,4	1,46E-5	1,3
PELR DA REG. DA CABECA					2,19E-6	13	1,51E-5	3,6	2,09E-5	2,2	1,82E-5	2,3
REG. DA CABECA	1,88E-4	0,059	1,99E-4	0,033	1,88E-4	0,054	1,70E-4	0,11	1,08E-4	0,28	5,91E-5	0,42

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo proposto neste trabalho. Fontes de fótons distribuídas uniformemente no cérebro

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,20		0,50		1,0		1,5		2,0		4,0	
	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)
OSSOS DA CABEÇA	5,60E-5	0,86	4,87E-5	1,1	4,55E-5	1,2	4,14E-5	1,4	3,90E-5	1,5	3,18E-5	1,7
CRÂNIO	6,52E-5	0,94	3,74E-5	1,2	5,42E-5	1,4	4,86E-5	1,5	4,55E-5	1,6	3,73E-5	1,9
OSSOS DA REG. SUP. ROSTO	4,66E-5	2,3	3,85E-5	2,9	3,38E-5	3,5	3,29E-5	3,7	3,20E-5	3,9	2,57E-5	4,6
SEPIO NASAL	3,74E-5	9,7	3,13E-5	13	2,77E-5	16	2,44E-5	17	1,91E-5	20	1,83E-5	22
FOSSAS NASAIS	2,70E-5	7,1	3,01E-5	9,4	2,44E-5	10	2,57E-5	11	2,43E-5	12	1,67E-5	15
ARCADA DENTARIA SUP.	1,66E-5	9,8	1,29E-5	14	1,25E-5	17	1,21E-5	18	1,45E-5	17	1,17E-5	20
ARCADA DENTARIA INF.	1,22E-5	12	9,34E-6	17	9,50E-6	20	1,11E-5	20	5,83E-6	28	6,71E-6	29
MANDIBULA	1,49E-5	4,7	1,49E-5	6,3	1,46E-5	7,3	1,39E-5	8,1	1,26E-5	8,8	9,76E-6	10
REG. CERVICAL	1,68E-5	3,3	1,47E-5	4,1	1,31E-5	4,8	1,31E-5	5,2	1,25E-5	5,4	1,02E-5	6,4
M.A. DA REG. DA CABEÇA	5,19E-5	0,89	4,55E-5	1,1	4,29E-5	1,3	3,87E-5	1,4	3,63E-5	1,5	2,98E-5	1,8
CRÂNIO	6,52E-5	0,93	3,74E-5	1,2	5,41E-5	1,4	4,85E-5	1,5	4,55E-5	1,6	3,74E-5	1,9
MANDIBULA	1,49E-5	4,7	1,49E-5	6,3	1,46E-5	7,3	1,39E-5	8,1	1,26E-5	8,8	9,76E-6	10
REG. CERVICAL	1,68E-5	3,3	1,47E-5	4,1	1,31E-5	4,8	1,31E-5	5,2	1,25E-5	5,4	1,02E-5	6,4
M.A. DA REG. DA CABEÇA	5,19E-5	1,89	4,55E-5	1,1	4,28E-5	1,3	3,87E-5	1,4	3,63E-5	1,5	2,97E-5	1,8
CRÂNIO	6,52E-5	0,94	3,74E-5	1,2	5,42E-5	1,4	4,86E-5	1,5	4,55E-5	1,6	3,73E-5	1,9
MANDIBULA	1,49E-5	4,7	1,47E-5	4,1	1,46E-5	7,3	1,39E-5	8,1	1,26E-5	8,8	9,76E-6	10
REG. CERVICAL	1,68E-5	3,3	1,47E-5	4,1	1,31E-5	4,8	1,31E-5	5,2	1,25E-5	5,4	1,02E-5	6,4
CEREBRO	1,09E-4	0,56	1,11E-4	0,65	1,02E-4	0,76	9,51E-5	0,83	8,72E-5	0,89	7,06E-5	1,0
GLANDULA HIPOFISE	8,50E-5	30	7,77E-5	31	4,95E-5	47	1,47E-4	36				
GLANBOS OCULARES	3,13E-5	9,3	3,62E-5	11	3,07E-5	14	2,94E-5	15	3,29E-5	15	2,14E-5	20
CRISTALINOS DOS OLHOS												
GLAND. SALIVARES	1,02E-5	6,7	1,14E-5	7,9	1,01E-5	9,7	9,36E-6	1,1	8,74E-6	11	7,73E-6	13
PANCREAS	1,11E-5	8,3	1,19E-5	10	1,22E-5	12	1,04E-5	13	1,03E-5	13	7,98E-6	17
SUBMANDIBULARES	9,34E-6	13	1,11E-5	14	8,64E-6	19	8,04E-6	21	7,56E-6	23	8,12E-6	24
SUBLINGUAIS	7,55E-6	22	9,30E-6	24	3,06E-6	38	7,56E-6	35	3,97E-6	45	5,71E-6	36
TIREOIDE	3,89E-6	23	3,91E-6	26	4,29E-6	31	5,22E-6	28	4,57E-6	28	4,17E-6	36
TECIDO DA REG. DA CABEÇA	1,44E-5	1,4	1,54E-5	1,6	1,55E-5	1,8	1,41E-5	1,9	1,35E-5	2,1	1,12E-5	2,4
PELE DA REG. DA CABEÇA	2,01E-5	2,6	2,13E-5	3,2	2,19E-5	3,7	2,03E-5	4,0	1,86E-5	4,4	1,81E-5	4,7
REG. DA CABEÇA	5,07E-5	0,44	3,00E-5	0,49	4,54E-5	0,56	4,30E-5	0,61	3,98E-5	0,66	3,26E-5	0,77

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA V.3 - Fração absorvida específica (ϕ) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo de Snyder e cols.. Fontes de fótons distribuídas uniformemente na tireóide

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,10	
	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)
OSSOS DA CABEÇA							1,38E-5	2,5	2,93E-5	1,6	1,96E-5	1,7
M.A. ^a DA REG. DA CABEÇA							5,63E-6	3,2	1,83E-5	1,9	1,53E-5	1,9
CRANIO							2,33E-6	7,1	1,13E-5	3,1	1,12E-5	2,7
MANDIBULA							3,36E-5	2,6	6,03E-5	1,8	3,47E-5	2,1
REG. CERVICAL									2,81E-5	3,9	2,28E-5	3,7
M.A. ^b DA REG. DA CABEÇA							5,63E-6	3,2	1,83E-5	1,9	1,53E-5	1,9
CRANIO							2,33E-6	7,1	1,13E-5	3,1	1,12E-5	2,7
MANDIBULA							3,36E-5	2,6	6,03E-5	1,8	3,47E-5	2,1
REG. CERVICAL									2,81E-5	3,9	2,28E-5	3,7
CEREBRO							2,47E-7	16	2,80E-6	4,0	4,74E-6	2,8
TIREOIDE	4,29E-2	0,18	2,94E-2	0,33	1,83E-2	0,47	7,39E-3	0,68	2,43E-3	0,90	1,46E-3	1,1
TECIDO DA REG. DA CABEÇA	8,30E-5	0,93	2,04E-4	0,48	2,64E-4	0,35	2,22E-4	0,36	1,15E-4	0,50	6,70E-5	0,59
PELE DA REG. DA CABEÇA			7,09E-6	8,2	2,84E-5	3,5	4,41E-5	2,3	2,71E-5	2,2	1,85E-5	2,5
REG. DA CABEÇA	1,96E-4	3,066	1,90E-4	0,081	1,70E-4	0,15	1,19E-4	0,27	6,31E-5	0,42	4,00E-5	0,52

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

dos no modelo de Snyder e cols.. Fontes de fótons distribuídas uniformemente na tireóide

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,20		0,50		1,0		1,5		2,0		4,0	
	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)	φ	CV (%)
OSSOS DA CABEÇA	1,31E-5	1,9	1,11E-5	2,3	1,01E-5	2,7	9,91E-6	2,8	9,55E-6	3,0	7,97E-6	3,4
H.É. ^a DA REG. DA CABEÇA	1,02E-5	2,1	8,45E-6	2,6	7,71E-6	3,0	7,71E-6	3,2	7,31E-6	3,4	6,13E-6	3,9
CRANIO	7,73E-6	2,9	5,68E-6	3,6	5,99E-6	4,2	6,35E-6	4,3	5,81E-6	4,7	5,10E-6	5,3
MANDIBULA	2,22E-5	2,3	1,88E-5	2,9	1,70E-5	3,4	1,60E-5	3,7	1,60E-5	3,8	1,29E-5	4,5
REG. CERVICAL	1,44E-5	4,2	1,10E-5	5,4	1,04E-5	6,3	9,55E-6	7,0	9,50E-6	7,4	7,39E-6	8,8
S.A. ^b DA REG. DA CABEÇA	1,02E-5	2,1	8,45E-6	2,6	7,71E-6	3,0	7,71E-6	3,2	7,31E-6	3,4	6,13E-6	3,9
CRANIO	7,73E-6	2,9	5,69E-6	3,6	5,99E-6	4,2	6,34E-6	4,3	5,81E-6	4,7	5,10E-6	5,3
MANDIBULA	2,22E-5	2,3	1,88E-5	2,9	1,70E-5	3,4	1,60E-5	3,7	1,60E-5	3,8	1,29E-5	4,5
REG. CERVICAL	1,44E-5	4,2	1,10E-5	5,4	1,04E-5	6,3	9,56E-6	7,0	9,50E-6	7,4	7,38E-6	8,8
CEREBRO	5,54E-6	2,7	5,89E-6	2,9	6,27E-6	3,2	5,63E-6	3,5	5,97E-6	3,5	5,15E-6	4,0
TIROIDE	1,57E-3	1,3	1,67E-3	1,5	1,56E-3	1,8	1,43E-3	1,9	1,32E-3	2,1	1,09E-3	2,4
TECIDO DA REG. DA CABEÇA	6,81E-5	0,63	7,03E-5	0,73	6,47E-5	0,84	5,99E-5	0,92	5,50E-5	0,99	4,49E-5	1,2
PELE DA REG. DA CABEÇA	1,88E-5	3,0	2,02E-5	3,7	2,06E-5	4,1	1,83E-5	4,7	1,74E-5	4,9	1,49E-5	5,6
REG. DA CABEÇA	3,80E-5	0,53	3,87E-5	0,59	3,60E-5	0,67	3,34E-5	0,74	3,11E-5	0,79	2,55E-5	0,92

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA V.4 - Fração absorvida específica (ϕ) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo de Snyder e cols.. Fontes de fótons distribuídas uniformemente no cérebro

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,10	
	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)	ϕ	CV (%)
OSSOS DA CABECA	1,98E-5	2,5	5,87E-5	1,3	1,49E-4	3,76	2,60E-4	0,47	2,09E-4	0,49	8,91E-5	0,71
M.A. ^a DA REG. DA CABECA	1,68E-5	2,9	5,97E-5	1,4	1,26E-4	0,98	2,17E-4	0,57	1,75E-4	0,58	7,53E-5	0,81
CRANIO	2,15E-5	3,1	7,56E-5	1,5	1,63E-4	3,96	2,78E-4	0,63	2,19E-4	0,65	9,09E-5	0,89
MANDIBULA	1,69E-5	4,5	5,70E-5	2,4	1,26E-4	1,5	2,32E-4	1,0	1,93E-4	0,99	8,65E-5	1,3
REG. CERVICAL							1,15E-6	19	1,53E-5	5,2	1,70E-5	4,2
M.A. ^b DA REG. DA CABECA	1,68E-5	2,8	5,87E-5	1,4	1,27E-4	0,88	2,17E-4	0,57	1,74E-4	0,58	7,52E-5	0,81
CRANIO	2,15E-5	3,1	7,56E-5	1,5	1,63E-4	0,96	2,77E-4	0,63	2,18E-4	0,65	9,08E-5	0,89
MANDIBULA	1,69E-5	4,5	5,70E-5	2,4	1,26E-4	1,5	2,32E-4	1,0	1,93E-4	0,99	8,65E-5	1,3
REG. CERVICAL							1,15E-6	19	1,53E-5	0,52	1,70E-5	4,2
CEREBRO	6,73E-4	0,085	5,30E-4	0,12	5,56E-4	3,19	3,77E-4	0,30	1,82E-4	0,45	1,12E-4	0,53
TIREOIDE									2,71E-6	21	5,45E-6	16
PRONTO DA REG. DA CABECA							1,83E-6	4,7	8,99E-6	1,8	1,11E-5	1,5
PELE DA REG. DA CABECA					4,28E-6	9,9	2,15E-5	3,3	2,59E-5	2,1	2,23E-5	2,3
REG. DA CABECA	1,97E-4	2,059	1,97E-4	0,034	1,95E-4	0,059	1,74E-4	0,13	1,09E-4	0,29	5,99E-5	0,43

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA V.4 (Cont.) - Fração absorvida específica (φ) e coeficiente de variação (CV) para os órgãos selecionados do modelo de Snyder e cols..Fontes de fótons distribuídas uniformemente no cérebro

ÓRGÃO ALVO.	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,20		0,50		1,0		1,5		2,0		4,0	
	φ	CV(%)	φ	CV(%)	φ	CV(%)	φ	CV(%)	φ	CV(%)	φ	CV(%)
OSSOS DA CABECA	5,63E-5	0,87	3,96E-5	1,1	4,60E-5	1,2	4,15E-5	1,4	3,89E-5	1,5	3,15E-5	1,7
M.M. ^a DA REG. DA CABECA	4,70E-5	0,98	4,25E-5	1,2	3,95E-5	1,4	3,49E-5	1,6	3,36E-5	1,6	2,71E-5	1,9
CRANIO	5,76E-5	1,1	5,10E-5	1,3	4,73E-5	1,5	4,16E-5	1,7	4,00E-5	1,8	3,20E-5	2,1
MANDIBULA	5,41E-5	1,5	4,74E-5	1,8	4,38E-5	2,1	4,13E-5	2,3	3,71E-5	2,5	3,06E-5	2,9
REG. CERVICAL	1,14E-5	4,7	1,10E-5	5,6	1,07E-5	6,5	9,24E-6	7,3	9,94E-6	7,3	8,37E-6	8,6
M.M. ^b DA REG. DA CABECA	4,70E-5	0,99	4,25E-5	1,2	3,95E-5	1,4	3,49E-5	1,6	3,36E-5	1,6	2,70E-5	1,9
CRANIO	5,76E-5	1,1	5,10E-5	1,3	4,73E-5	1,5	4,16E-5	1,7	4,00E-5	1,8	3,20E-5	2,1
MANDIBULA	5,41E-5	1,5	4,74E-5	1,8	4,38E-5	2,1	4,13E-5	2,3	3,70E-5	2,5	3,06E-5	2,9
REG. CERVICAL	1,14E-5	4,7	1,10E-5	5,6	1,07E-5	6,5	9,24E-6	7,3	9,94E-6	7,3	8,37E-6	8,6
CEREBRO	1,09E-4	0,57	1,10E-4	0,66	1,01E-4	0,76	9,51E-5	0,83	8,79E-5	0,89	6,97E-5	1,1
TIROIDE	3,84E-6	19	7,00E-6	22	6,22E-6	27	9,03E-6	23	4,02E-6	31	6,91E-6	31
TECIDO DA REG. DA CABECA	1,20E-5	1,6	1,30E-5	1,8	1,25E-5	2,0	1,19E-5	2,1	1,18E-5	2,2	1,01E-5	2,5
PELE DA REG. DA CABECA	2,45E-5	2,7	2,63E-5	3,2	2,61E-5	3,7	2,32E-5	4,1	2,32E-5	4,3	1,89E-5	4,9
REG. DA CABECA	5,11E-5	0,45	5,03E-5	0,50	4,66E-5	0,57	4,34E-5	0,63	4,07E-5	0,67	3,27E-5	0,79

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

CAPÍTULO VI

ANÁLISE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES

Com a substituição do modelo que representa a região da cabeça do simulador matemático de Snyder e cols.⁽⁴²⁾, pelo modelo proposto neste trabalho, a altura e a massa total do mesmo sofreram uma pequena variação. Na tabela VI.1 são apresentados os valores da altura, e da massa total para o simulador matemático de Snyder e cols. antes e após a substituição do modelo que representa a região da cabeça. Na última coluna dessa tabela encontram-se os valores atribuídos ao homem referência.

Verifica-se portanto que as alterações introduzidas resultaram num modelo cujos valores da altura e da massa total apresentavam um desvio insignificante em relação aos valores do simulador de Snyder e cols. (0,33% na massa e 2,8% na altura) e aos atribuídos ao homem referência (0,15% na massa e -0,24% na altura).

Por meio do processamento dos programas ALGAM 117 e ALGAM 97, descritos no capítulo IV, obteve-se as frações absorvidas específicas (ϕ) e os respectivos coeficientes de variação (CV) para os órgãos alvo selecionados no modelo proposto neste trabalho (tabelas V.1 e V.2) e no modelo de Snyder e cols. (tabelas V.3 e V.4) considerando como órgãos fonte a tireóide (tabelas V.1 e V.3) e o cérebro (tabelas V.2 e V.4).

Os espaços em branco que aparecem nas tabelas V.1 a V.4 se referem aos casos em que o coeficiente de variação excedeu a 50%, como consequência da não interação de fótons, ou de um número estatisticamente pequeno de interações ocorridas nos órgãos alvo. Nesses casos a estimativa da fração absorvida específica não é confiável podendo variar de um fator 2 a 5⁽⁴²⁾.

TABELA VI.1 - Altura e Massa Total do Simulador Matemático de Snyder e Cols. Antes e Após a Substituição do Modelo Matemático que Representa a Região da Cabeça

	Simulador de Snyder e cols.	Simulador de Snyder e cols. após a substituição da Região da Cabeça	Valores atribuídos ao Homem Referência
massa (g)	69878,10	70106,67	70000,00
altura (cm)	165,00	169,60	170,00

Como exposto no capítulo II, um pequeno número de interações ocorre em regiões que estão a muitos caminhos livres médio da fonte ou que possuem um pequeno volume como é o caso típico dos cristalinos dos olhos e da glândula hipófise.

O método que utiliza o fator de crescimento (build-up) para meios infinitos tem-se mostrado uma alternativa mais confiável para estimativa da fração absorvida específica nesses casos com erro inferior a um fator 2⁽⁴²⁾.

No presente trabalho, as estimativas da fração absorvida específica foram obtidas usando-se somente o método de Monte Carlo. Dessa forma, sugere-se que futuramente os valores da fração absorvida específica para os casos acima citados também sejam avaliados pelo método que utiliza o fator de crescimento.

Analisando os resultados dos programas, observou-se que para energias inferiores a 30 keV não houve interação dos fótons com a maioria dos órgãos alvo. Esse fato pode ser explicado pela ocorrência do efeito fotoelétrico que predomina nessa faixa de energia, sendo os fótons absorvidos quase que totalmente numa distância menor que a do órgão alvo.

Nas tabelas V.1 a V.4 verifica-se que para uma dada energia as frações absorvidas específicas em qualquer órgão alvo do esqueleto e nas medulas ósseas hematopoética e adiposa presentes nesse órgão possuem o mesmo valor. Isso ocorre por se considerar que a energia absorvida por grama de medula seja igual à absorvida pela parte óssea, o que, principalmente para baixas energias onde há predominância do efeito fotoelétrico, superestima a dose na medula e subestima a dose no tecido ósseo⁽¹⁵⁾.

Analisando os coeficientes de variação (CV) dos órgãos alvo que são comuns aos dois modelos, verificou-se que os CV obtidos pelo pro-

grama ALGAM 117 possuem a mesma ordem de grandeza daqueles obtidos no ALGAM 97, o que significa que os resultados a serem comparados estão no mesmo intervalo de confiabilidade.

A comparação dos resultados obtidos considerando-se o modelo proposto neste trabalho e o modelo de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ foi feita calculando-se a razão entre as frações absorvidas específicas obtidas nos órgãos que são comuns aos dois modelos, para cada energia e para cada órgão fonte.

Nas tabelas VI.2 e VI.3 apresentam-se as referidas razões considerando-se respectivamente a tireóide e o cérebro como órgãos fonte.

Para o caso da tireóide como órgão fonte verificou-se que a razão entre as frações absorvidas específicas obtidas considerando-se o modelo proposto neste trabalho e o modelo de Snyder e cols. variou de 0,621 a 13,2.

Os órgãos alvo que apresentaram razão inferior a 1 foram o cérebro, a medula óssea do crânio e os ossos da cabeça. Essa diferença foi ocasionada pela completa modificação na forma dos ossos da cabeça e à introdução do pescoço.

Entretanto, para a medula óssea da mandíbula e da região cervical, essa razão variou de 1,53 a 3,69 e de 6,23 a 11,1 respectivamente. O fato da razão ser maior que 1 para esses órgãos alvo é que no modelo proposto neste trabalho a tireóide encontra-se mais próxima da mandíbula e da região cervical que no modelo de Snyder e cols.

Para a tireóide, a razão entre as ϕ aproximou-se de 1 como era esperado, visto que nesse caso ela é o próprio órgão fonte.

Na tabela VI.3 apresentam-se os resultados da comparação entre os dois modelos, tendo como órgão fonte o cérebro.

TABELA VI.2 - Razão entre as frações absorvidas específicas nos órgãos comuns ao modelo proposto neste trabalho e ao modelo de Snyder, tendo a tireóide como órgão fonte

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,010	0,015	0,020	0,030	0,050	0,10	0,20	0,50	1,0	1,5	2,0	4,0
OSSOS DA CABEÇA				1,12	0,915	0,857	0,840	0,886	0,909	0,885	0,846	0,871
H.R. ^a DA REG. DA CABEÇA				13,2	4,38	2,71	2,56	2,63	2,54	2,39	2,34	2,37
CRANIO				0,815	0,663	0,621	0,662	0,701	0,801	0,727	0,749	0,780
MANDIBULA				3,69	2,39	1,93	1,81	1,89	1,60	1,81	1,53	1,61
REG. CERVICAL					11,1	6,71	6,66	7,15	6,61	6,58	6,23	6,64
H.A. ^b DA REG. DA CABEÇA				13,2	4,38	2,71	2,56	2,63	2,54	2,39	2,34	2,37
CRANIO				0,815	0,663	0,621	0,662	0,701	0,801	0,727	0,749	0,780
MANDIBULA				3,69	2,39	1,93	1,81	1,89	1,60	1,81	1,53	1,61
REG. CERVICAL					11,1	6,71	6,66	7,15	6,61	6,58	6,23	6,64
CEREBRO				1,32	0,739	0,726	0,690	0,681	0,678	0,760	0,759	0,658
TIREÓIDE	0,995	0,993	0,989	0,976	0,988	1,01	1,01	0,994	0,981	1,01	0,977	1,00
TECIDO DA REG. DA CABEÇA	1,00	1,00	0,962	0,896	0,870	0,951	0,931	0,927	0,934	0,933	0,936	0,940
PELE DA REG. DA CABEÇA		0,980	1,06	0,952	0,945	1,01	1,01	0,995	0,961	0,984	0,994	0,893
REG. DA CABEÇA	0,954	0,958	0,971	1,03	1,12	1,07	1,02	0,995	0,994	1,00	0,990	0,996

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

TABELA VI.3 - Razão entre as frações absorvidas específicas nos órgãos comuns ao modelo proposto neste trabalho e ao modelo de Snyder, tendo o cérebro como órgão fonte

ÓRGÃO ALVO	ENERGIA DO FOTON (MeV)											
	0,010	0,015	0,020	0,030	0,050	0,10	0,20	0,50	1,0	1,5	2,0	4,0
OSSOS DA CABEÇA	1,02	1,01	1,02	1,02	0,995	0,983	0,995	0,982	0,989	0,998	1,00	0,853
M.R. ^a DA REG. DA CABEÇA	1,25	1,22	1,24	1,23	1,14	1,08	1,08	1,07	1,08	1,11	1,08	1,10
CRÂNIO	1,36	1,32	1,33	1,31	1,20	1,13	1,13	1,12	1,15	1,17	1,14	1,17
MANDIBULA				0,0543	0,202	0,320	0,349	0,314	0,333	0,334	0,341	0,319
REG. CERVICAL				8,40	1,94	1,48	1,47	1,34	1,22	1,42	1,26	1,22
M.A. ^b DA REG. DA CABEÇA	1,25	1,22	1,24	1,23	1,14	1,08	1,08	1,07	1,08	1,11	1,08	1,10
CRÂNIO	1,36	1,32	1,33	1,31	1,20	1,13	1,13	1,12	1,15	1,17	1,14	1,17
MANDIBULA				0,0543	0,202	0,320	0,349	0,314	0,333	0,334	0,341	0,319
REG. CERVICAL				8,40	1,94	1,48	1,47	1,34	1,22	1,42	1,26	1,22
CEREBRO	0,999	1,00	1,00	1,00	1,01	1,00	1,00	1,01	1,01	1,00	0,992	1,01
TIREÓIDE					0,738	0,512	1,01	0,559	0,690	0,578	1,14	0,603
TECIDO DA REG. DA CABEÇA				4,18	1,68	1,32	1,23	1,22	1,24	1,19	1,14	1,11
PELE DA REG. DA CABEÇA			0,509	0,702	0,807	0,816	0,820	0,802	0,839	0,897	0,802	0,958
REG. DA CABEÇA	0,954	0,954	0,964	0,977	0,991	0,987	0,992	0,994	0,996	0,991	0,978	0,997

a - medula óssea hematopoética

b - medula óssea adiposa

A razão entre as ϕ obtidas variou, nesse caso, de 0,0543 a 8,40.

O fator 0,0543 corresponde à razão entre as ϕ na medula óssea da mandíbula. A diferença apresentada entre os dois modelos deve-se ao fato de que no modelo de Snyder a região designada para representar a medula óssea da mandíbula é a parte inferior da camada elipsoidal que envolve o cérebro, ficando assim em contato direto com o mesmo, que nesse caso é o órgão fonte.

Para a medula óssea da região cervical, a razão entre as ϕ variou de 1,22 a 8,40 e isso se deve ao fato de o crânio ser mais espesso na parte inferior do modelo de Snyder, formando assim uma espécie de blindagem para a região cervical.

Também nesse caso, a razão entre as ϕ para o próprio órgão fonte, o cérebro, está em torno de 1, como esperado.

Assim, conclui-se que, em ambos os casos simulados, o modelo de Snyder e cols.⁽⁴²⁾ subestima a dose em alguns órgãos alvo, como é o caso da medula óssea da região cervical, e superestima em outras, como na medula óssea da mandíbula para o cérebro como órgão fonte.

Em vista dos resultados apresentados e da forma mais realística do modelo desenvolvido nesse trabalho, pode-se concluir que as frações absorvidas específicas aqui obtidas são provavelmente mais próximas da real.

SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS

- Desenvolvimento de um novo modelo matemático para o restante do corpo⁽⁶⁾ do modelo proposto e cálculo das frações absorvidas específicas para os órgãos alvo de interesse.
- Estimativa da dose absorvida nos órgãos internos de indivíduos em consequência da passagem de uma nuvem radioativa.
- Estimativa da dose absorvida pelos órgãos internos de indivíduos submetidos aos raios-X diagnósticos.

APÊNDICE A

CONCEITOS, QUANTIDADES E UNIDADES USADAS EM RADIOPROTEÇÃO^(19,21)

1 - BENEFÍCIO (B)

Entende-se por "benefício" todos os aspectos positivos recebidos pela sociedade, ocasionados pela introdução de uma prática, e não aqueles que serão recebidos por um grupo particular ou indivíduos de uma população.

2 - DETRIMENTO (G)

O "detrimento" é definido como o conceito matemático do "valor esperado" do dano provocado por uma dose de radiação, considerando-se não somente as probabilidades de ocorrência de cada tipo de efeito deletério, mas também a sua gravidade. Desta forma, se p_i é a probabilidade de sofrer o efeito i , cuja gravidade é expressa por um fator de peso g_i , o detrimento, G , num grupo composto de P indivíduos é:

$$G = \sum_i P p_i g_i$$

3 - EXPOSIÇÃO (X)

Essa grandeza é definida como o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto de todas as cargas elétricas dos íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando, todos os elétrons (nêgatrões e pósitrões) liberados pelos fótons, num elemento de volume de ar, cuja massa é dm , são completamente freados no ar.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

A unidade de exposição é o coulomb por quilograma.

O roentgen que é a unidade especial de exposição pode ser usada temporariamente até 1985 e vale:

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1} \text{ (exatamente)}$$

4 - DOSE ABSORVIDA (D)

É o quociente de $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria de massa dm .

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}$$

A sua unidade é J kg^{-1} .

O nome da unidade especial para a dose absorvida é gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

A unidade especial de dose absorvida, rad, pode ser usada temporariamente

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

5 - DOSE EQUIVALENTE (H)

É o produto de D , Q , N no ponto de interesse no tecido, onde D é a dose absorvida, Q é o fator de qualidade e N é o produto de todos os outros fatores modificadores como por exemplo o fator de distribuição de radionuclídeos num órgão após uma contaminação interna.

$$H = D Q N$$

A sua unidade é J kg^{-1}

O nome especial para a unidade da dose equivalente é
sievert (Sv)

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

A unidade especial da dose equivalente, rem, pode ser usada temporariamente.

$$1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$$

O fator de qualidade Q é utilizado para levar em consideração a eficácia biológica das partículas carregadas que produzem a dose absorvida. Ele é definido como uma função da transferência linear de energia, L_w , na água, para o ponto de interesse. Qualquer valor de Q como uma função de L_w poderá ser obtido interpolando os valores apresentados na tabela abaixo:

L_w na água (keV/ μ m)	Q
3,5 ou menos	1
7	2
23	5
53	10
175 ou mais	20

Atualmente o ICRP⁽⁵⁾ tem assumido o valor 1 para N.

APÊNDICE B

1 - INTRODUÇÃO

As inequações que descrevem o simulador matemático de Snyder e cols.⁽⁴²⁾, são relativas a um sistema de coordenadas cuja origem está situada no centro da base do tronco, onde o eixo positivo z estende-se verticalmente na direção e sentido pés-cabeça e os eixos positivos y e x dirigem-se, respectivamente, para a parte posterior e à esquerda do simulador matemático.

As inequações que definem cada uma das regiões do simulador mencionadas no capítulo I são apresentadas a seguir.

2 - REGIÃO DA CABEÇA

$$\left(\frac{x}{7}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 + \left(\frac{z - 85,5}{8,5}\right)^2 \leq 1 \quad 85,5 \leq z \leq 94$$

e

$$\left(\frac{x}{7}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 \leq 1 \quad \text{para } 70 \leq z \leq 85,5$$

O volume total é de 4655 cm³ e a massa, 5083 g.

3 - REGIÃO DO TRONCO

$$\left(\frac{x}{20}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 \leq 1 \quad \text{para } 0 \leq z \leq 70$$

O volume do tronco é de 43982 cm³ e a massa, 42701 g.

4 - REGIÃO DOS MEMBROS INFERIORES

$$x^2 + y^2 \leq x \left(20 + \frac{z}{5}\right), \quad -80 \leq z \leq 0 \quad \text{para a perna esquerda}$$

$$x^2 + y^2 \leq -x \left(20 + \frac{z}{5} \right), \quad -80 \leq z \leq 0 \text{ para a perna direita}$$

O volume total de ambas as pernas é de 20776 cm³ e a massa, 21901 g.

5 - REGIÃO GENITAL MASCULINA

para $-4,8 \leq z \leq 0$

$$-\left(10 + \frac{z}{10} \right) \leq x \leq \left(10 + \frac{z}{10} \right),$$

$$-\left(10 + \frac{z}{10} \right) \leq y \leq 0,$$

e

$$\left(x \pm \left(10 + \frac{z}{10} \right) \right)^2 + y^2 \geq \left(10 + \frac{z}{10} \right)^2$$

O volume total da região genital é de 196,3 cm³ e a massa, 193,7 g.

O simulador matemático é ainda subdividido por planos verticais e horizontais e cilindros elípticos concêntricos, num total de 101 regiões geométricas.

A seguir apresentam-se as regiões que definem o modelo do esqueleto.

6 - OSSOS DA PERNA

Os ossos de cada perna são representados por um tronco de cone de secção circular. A expressão para o osso da perna esquerda é:

$$\left(x - 10 - \frac{8}{79,8} z \right)^2 + y^2 \leq \left(3,5 + \frac{2,5}{79,8} z \right)^2, \quad -79,8 \leq z \leq 0$$

O volume dos ossos de ambas as pernas é 2799 cm^3 e a massa é 4160 g .

7 - OSSOS DO BRAÇO

Os ossos de cada braço são representados por um tronco de cone de secção elíptica. A expressão para os ossos do braço esquerdo é:

$$\left[\frac{(14/138)(z - 69) + (x - 18,4)}{1,4} \right]^2 + \left(\frac{y}{2,7} \right)^2 \leq \left[\frac{138 \cdot (z - 69)}{138} \right]^2,$$

$$0 \leq z \leq 69$$

O volume dos ossos de ambos os braços é 956 cm^3 e a massa é 1421 g .

8 - PELVE

A pelve é representada por uma porção do volume compreendido entre dois cilindros circulares não concêntricos descrita por:

$$x^2 + (y + 3)^2 \leq (12)^2$$

$$x^2 + (y + 3,8)^2 \geq (11,3)^2$$

$$y + 3 \geq 0$$

$$0 \leq z \leq 22$$

$$y \leq 5 \text{ se } z \leq 14$$

O volume da pelve é $606,1 \text{ cm}^3$ e sua massa é $900,8 \text{ g}$

9 - COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é definida por um cilindro elíptico dado por:

$$\left(\frac{x}{2}\right)^2 + \left(\frac{y - 5,5}{2,5}\right)^2 \leq 1, \quad 22 \leq z \leq 78,5$$

O volume da coluna vertebral é 887,5 cm³ e a massa é 1319 g.

10 - CRÂNIO

O crânio é representado pelo volume compreendido entre dois elipsóides não concêntricos, cujas inequações são:

$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9}\right)^2 + \left(\frac{z - 86,5}{6,5}\right)^2 \geq 1$$

$$\left(\frac{x}{6,8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,8}\right)^2 + \left(\frac{z - 85,5}{8,3}\right)^2 \leq 1$$

O volume do crânio é 846,6 cm³ e sua massa é 1258 g.

11 - COSTELAS

As costelas são representadas pela porção situada entre dois cilindros elípticos concêntricos, os quais são cortados por planos horizontais igualmente espaçados, e os volumes de interesse são tomados alternadamente.

Eles satisfazem as seguintes inequações:

$$\left(\frac{x}{17}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,8}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x}{16,5}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,3}\right)^2 \geq 1$$

$$35,1 \leq z \leq 67,3$$

e com a condição que a parte inteira de $\left(\frac{z - 35,1}{1,4}\right)$ seja par.

O volume total das costelas é 694 cm³ e a massa, 1031 g.

12 - CLAVÍCULAS

As clavículas são representadas por duas porções de toróides. As inequações que as definem são:

$$(z - 68,25)^2 + (20 - \sqrt{x^2 + (y - 11,1)^2})^2 \leq 0,7883^2$$

$$0,89145 \leq \frac{11,1 - y}{|x|} \leq 7,0342, \quad y \leq 0$$

O volume de ambas as clavículas é de 54,7 cm³ e a massa 82 g.

13 - ESCÁPULAS

A escápula é representada pela porção situada entre dois cilindros elípticos. As inequações que definem a escápula esquerda são:

$$\left(\frac{x}{17}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,8}\right)^2 > 1$$

$$\left(\frac{x}{19}\right)^2 + \left(\frac{y}{9,8}\right)^2 \leq 1$$

$$50,9 \leq z \leq 67,3$$

$$y > 0$$

$$0,25 < \frac{y}{x} < 0,80$$

O volume de cada escápula é de 100,7 cm³ e a massa de 150 g.

A seguir apresentam-se as regiões que definem os órgãos internos.

14 - GLÂNDULAS ADRENAIS

Cada glândula adrenal é definida como metade de um elipsóide que se situa no topo do rim. A glândula adrenal esquerda é dada por:

$$\left(\frac{x - 4,5}{1,5}\right)^2 + \left(\frac{y - 6,5}{0,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 38}{5}\right)^2 \leq 1, \quad z \geq 38$$

O volume de ambas as glândulas adrenais é 15,71 cm³ e a massa é 15,5 g.

15 - BEXIGA

A bexiga é representada pela região compreendida entre dois elipsóides cujas inequações são:

$$\left(\frac{x}{4,958}\right)^2 + \left(\frac{y + 4,5}{3,458}\right)^2 + \left(\frac{z - 8}{3,458}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x}{4,706}\right)^2 + \left(\frac{y + 4,5}{3,206}\right)^2 + \left(\frac{z - 8}{3,206}\right)^2 \geq 1$$

O volume da bexiga é 45,73 cm³ e sua massa 45,13 g.

16 - CÉREBRO

O cérebro é representado por um elipsóide. A inequação que o define é:

$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9}\right)^2 + \left(\frac{z - 86,5}{6,5}\right)^2 \leq 1$$

O volume do cérebro é 1470 cm³ e a massa 1451 g.

17 - ESTÔMAGO

O estômago é representado pelo volume compreendido entre dois elipsóides de inequações:

$$\left(\frac{x-8}{4}\right)^2 + \left(\frac{y+4}{3}\right)^2 + \left(\frac{z-35}{8}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x-8}{3,387}\right)^2 + \left(\frac{y+4}{2,387}\right)^2 + \left(\frac{z-35}{7,387}\right)^2 \geq 1$$

O volume do estômago é 1519 cm³ e a massa 150 g.

18 - INTESTINO DELGADO

O intestino delgado é representado por uma secção de cilindro circular, dada por:

$$x^2 + (y + 3,8)^2 \leq (11,3)^2$$

$$-4,86 \leq y \leq 2,2$$

$$17 \leq z \leq 27$$

O volume do intestino delgado é de 649 cm³ e a massa 640 g.

19 - INTESTINO GROSSO SUPERIOR

O intestino grosso superior é constituído pelo colo ascendente e pelo colo transversal.

O colo ascendente é definido pelas inequações:

$$(x + 8,5)^2 + (y + 2,36)^2 \leq 2,5^2$$

$$(x + 8,5)^2 + (y + 2,36)^2 \geq 1,7915^2$$

$$14,45 \leq z \leq 24$$

O volume da parede desse órgão é de $91,22 \text{ cm}^3$ e a massa de $90,02 \text{ g}$.

O colo transverso é representado pela região compreendida entre dois cilindros elípticos cujas inequações são:

$$\left(\frac{y + 2,36}{2,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 25,5}{1,5}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{y + 2,36}{1,973}\right)^2 + \left(\frac{z - 25,5}{0,973}\right)^2 \geq 1$$

$$-10,5 \leq x \leq 10,5$$

O volume da parede do colo transverso é de $120,7 \text{ cm}^3$ e a massa $119,2 \text{ g}$

20 - INTESTINO GROSSO INFERIOR

O intestino grosso inferior é constituído pelo colo descendente e pelo colo sigmóide.

O colo descendente é descrito pelas inequações:

$$\left(\frac{x - x_0}{1,88}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{2,13}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x - x_0}{1,58}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{1,34}\right)^2 \geq 1$$

$$8,72 \leq z \leq 24$$

onde

$$x_0 = 9 + \frac{0,28(z - 24)}{15,28}$$

$$y_0 = \frac{2,5(8,72 - z)}{15,28}$$

O colo descendente tem um volume de $90,59 \text{ cm}^3$ e uma massa de $89,4 \text{ g}$.

O colo signóide é representado por dois toróides definidos pelas inequações:

(porção superior)

$$\sqrt{(x-3)^2 + (z-8,72)^2} - 5,72^2 + y^2 \leq 1,57^2$$

$$\sqrt{(x-3)^2 + (z-8,72)^2} - 5,72^2 + y^2 \geq 0,91^2$$

$$x \geq 3 \text{ e } z \leq 8,72$$

(porção inferior)

$$\sqrt{(x-3)^2 + z^2} - 3^2 + y^2 \leq 1,57^2$$

$$\sqrt{(x-3)^2 + z^2} - 3^2 + y^2 \geq 0,91^2$$

$$x \leq 3 \text{ e } z \geq 0$$

O volume do colo signóide é de $70,42 \text{ cm}^3$ e a massa é $69,5 \text{ g}$.

21 - CORAÇÃO

O coração é representado por metade de um elipsóide associado a uma semi-esfera que é cortada por um plano.

$$\left(\frac{x_1}{8}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{5}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{5}\right)^2 \leq 1$$

$$x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 \leq 5^2 \text{ se } x_1 < 0$$

$$\frac{x_1}{3} + \frac{z_1}{5} \geq -1 \text{ se } x_1 < 0$$

$$\text{onde } x_1 = 0,6943(x + 1) - 0,3237(y + 3) - 0,6428(z - 51)$$

$$y_1 = 0,4226(x + 1) + 0,9063(y + 3)$$

$$z_1 = 0,5826(x + 1) - 0,2717(y + 3) + 0,7660(z - 51)$$

O volume do coração é de 603,1 cm³ e a massa de 595,2 g.

22 - RINS

Cada rim é definido por um elipsóide seccionado por um plano.

O rim esquerdo é expresso por:

$$\left(\frac{x - 6}{4,5}\right)^2 + \left(\frac{y - 6}{1,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 32,5}{5,5}\right)^2 \leq 1 \text{ e } x > 3$$

O volume de ambos os rins é 288 cm³ e a massa 284,2 g.

23 - FÍGADO

O fígado é definido por um cilindro elíptico cortado por um plano. Ele é expresso por:

$$\left(\frac{x}{16,5}\right)^2 + \left(\frac{y}{8}\right)^2 \leq 1,$$

$$\frac{x}{35} + \frac{y}{45} - \frac{z}{43} \leq -1$$

$$27 \leq z \leq 43$$

O volume do fígado é de 1833 cm³ e a massa 1809 g.

24 - PULMÕES

Cada pulmão é definido pela metade de um elipsóide que tem u-

na secção anterior removida. O pulmão esquerdo é expresso por:

$$\left(\frac{x - 8,5}{5}\right)^2 + \left(\frac{y}{7,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 43,5}{24}\right)^2 \leq 1$$

$$z \geq 43,5$$

$$\left(\frac{x - 2,5}{5}\right)^2 + \left(\frac{y}{7,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 43,5}{24}\right)^2 \geq 1 \text{ se } y < 0$$

O volume de ambos os pulmões é de 3378 cm³ e a massa é 999,2 g.

25 - OVÁRIOS

Cada ovário é representado por um elipsóide. O ovário esquerdo é dado por:

$$(x - 6) + \left(\frac{y}{0,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 15}{2}\right)^2 \leq 1$$

O volume de ambos os ovários é de 8,378 cm³ e a massa 8,268 g.

26 - PÂNCREAS

O pâncreas é definido pela metade de um elipsóide com uma secção removida. As expressões que o definem são:

$$\left(\frac{x}{15}\right)^2 + y + \left(\frac{z - 37}{3}\right)^2 \leq 1,$$

$$x \geq 0,$$

$$z \geq 37 \text{ se } x > 3$$

O volume do pâncreas é de 61,07 cm³ e a massa de 60,27 g.

27 - PELE

A pele é representada por uma camada de 0,2 cm de espessura que se estende sobre a superfície do simulador matemático. O seu volume é de 2828 cm³ e a massa 2791 g.

28 - BACO

O baco é representado por um elipsóide, cuja inequação é:

$$\left(\frac{x - 11}{3,5}\right)^2 + \left(\frac{y - 3}{2}\right)^2 + \left(\frac{z - 37}{6}\right)^2 \leq 1$$

O volume do baco é de 175,9 cm³ e a massa de 173,6 g.

29 - TESTÍCULOS

Os testículos são definidos por dois elipsóides. A expressão que define o elipsóide esquerdo é:

$$\left(\frac{x - 1,3}{1,3}\right)^2 + \left(\frac{y - 3}{2}\right)^2 + \left(\frac{z - 37}{6}\right)^2 \leq 1$$

O volume de ambos os testículos é de 37,57 cm³ e a massa de 37,08 g.

30 - TIMO

O timo é representado por um elipsóide dado por:

$$\left(\frac{x + 2}{3}\right)^2 + \left(\frac{y + 6}{0,5}\right)^2 + \left(\frac{z - 60,5}{4}\right)^2 \leq 1$$

e tem um volume de 25,13 cm³ e uma massa de 24,8 g.

31 - TIREÓIDE

A tireóide é definida pela região compreendida entre as metades de dois cilindros concêntricos cortados por uma superfície. As inequações que a descrevem são:

$$x^2 + (y + 6)^2 \leq (2,2)^2,$$

$$x^2 + (y + 6)^2 \geq (1)^2,$$

$$y + 6 \leq 0,$$

$$70 \leq z \leq 75,$$

$$[(y + 6) - |x|]^2 \geq 2[x^2 + (y + 6)^2]\tau^2,$$

na qual

$$\tau = \frac{2(\sqrt{2} - 2)}{5} (z - 70) + 1 \text{ para } 0 \leq z - 70 \leq \frac{5}{4}$$

e

$$\tau = \frac{2(2 - \sqrt{2})}{15} (z - 70) + \frac{2\sqrt{2} - 1}{3} \text{ para } \frac{5}{4} < z - 70 \leq 5$$

O volume da tireóide é de 19,89 cm³ e a massa é 19,63 g.

32 - ÚTERO

O útero é representado por um elipsóide cortado por um plano e dado por:

$$\left(\frac{x}{2,5}\right)^2 + \left(\frac{y + 2}{5}\right)^2 + \left(\frac{z - 14}{1,5}\right)^2 \leq 1$$

$$y \geq -4,5$$

O volume do útero é de 66,27 cm³ e a massa de 65,40 g.

APENDICE C

LISTAGEM DOS PROGRAMAS DE COMPUTADOR DO MODELO DESENVOLVIDO NESTE TRABALHO

SUBROUTINE SOURCE

POTONS MONOENERGETICOS UNIFORMEMENTE DISTRIBUIDOS NO CEREBRO

COMMON/GAMNB/Y, Y, Z, ALP, BET, GAM, ENER, WGT, DUM (4), INEDB, NRG, DOM, NAME
COMMON/PARAM/NGAMA, EZERO, DUM2 (6), NHED
COMMON/SKEM/EO (30), PROB (30), NUMEN (30), NE

```
2 Y=FLTRNF (J) *13.5-6.75
  Z=FLTRNF (R) *17.3-8.65
  Z=FLTRNF (R) *12.7+83.25
  YY=Y*Y
  ZZ=(Z-89.5)**2
  IF (YY/45.56+YY/74.82+ZZ/40.32.GT.1.) GO TO 2
  IF (Y.GT.0.) GO TO 4
  PLAN=-.7341*Y+83.25
  IF (Z.LT.PLAN) GO TO 2
4 CALL GTIS (ALP, BET, GAM)
  ENZR = EZERO
  WGT = 1.
  INEDB=2
  RETURN
  END
```

SUBROUTINE SOURCE

C
C
C
C

FGTONS MEMOENERGETICOS UNIFORMEMENTE DISTRIBUIDOS NA TIREOIDE

COMMON/GAMMB/X,Y,Z,ALP,BET,GAM,ENER,WGT,DUM(4),IMEDB,NRG,DCM,NAME
COMMON/PARAM/NGAMA,EZERO,DUM2(6),NMED
COMMON/SKEM/E0(30),PROB(30),NUMEN(30),NE

C

```

2 X=FLTRNF(0)*4.4-2.2
  Y=FLTRNF(R)*2.2-3.0
  Z=FLTRNF(R)*5.+70.
  XX=X*X
  YY=(Y+.8)**2
  CIL=XX+YY
  IF(CIL.GT.4.84.OR.CIL.LT.1.)GO TO 2
  IF(Z.GT.71.25)GO TO 3
  T=-(Z*.2343146)+17.402020
  GO TO 4
3 T=Z*.0781048-4.857864
4 TT=T*T
  SUP=((Y+.8)-ABS(X))**2
  IF(SUP.LT.CIL*TT*2.)GO TO 2
  CALL GTISO(ALP,BET,GAM)
  ENER = EZERO
  WGT = 1.
  IMED3=2
  RETURN
  END

```

```

SUBROUTINE HEAD( J, JO, JS)
C
C
COMMON/GAMMA/X,Y,Z,DUMMY(9)
JS = 96
XX=X*X
YY=Y*Y
ZZ=(Z-89.6)**2
CIL=XX/57.76+YY/90.25
IF(Z.LT.75.6) GO TO 72
C CABECA
IF(Y)2,2,4
2 PLEX=-.7579*Y+82.4
IF(Z.LT.PLEX) GO TO 12
PLIN=-.7341*Y+83.25
IF(Z.GT.PLIN) GO TO 4
C SELA TURCICA
Y1=-.866*(Y+2.3)-.5*(Z-84.6)
Z1=-.5*(Y+2.3)+.866*(Z-84.6)
YY1=Y1*Y1
ZZ1=Z1*Z1
IF(XX/.56+YY1/.3+ZZ1/.12.GT.1.) GO TO 5
C GLANDULA HIPOFISE
J = 97
JC = 100
RETURN
4 IF(CIL+ZZ/51.84.GT.1.) GO TO 12
IF(XX/45.56+YY/74.82+ZZ/40.32.LT.1.) GO TO 8
C CRANIO
6 J = 76
JC = 118
RETURN
C CEREBRO
8 J = 6
JO = 100
RETURN
12 IF(Z.LT.89.6) GO TO 15
C PELE
14 J = 81
JO = 82
RETURN
16 IF(CIL.GT.1.) GO TO 14
IF(Y.LE.0.) GO TO 20
PLH=-.2969*Z-16.74
IF(Y.GT.PLH) GO TO 14
18 IF(XX/6.25+(Y-2.15)**2/4.00.GT.1.) GO TO 64
C REGIAC CERVICAL DA COLUNA VERTEBRAL
J = 117
JO = 78
RETURN
20 IF(Y.GT.-3.3) GO TO 62
IF(Y.GT.-4.6) GO TO 21
IF(Z.LT.75.8) GO TO 14
21 IF(Z.LE.81.4) GO TO 36
IF(XX/23.04+(Y+3.3)**2/38.44.GT.1.) GO TO 78
ZF=(Z-85.95)**2
XF=(ABS(X)-2.6)**2
IF(XF/2.56+(Y+9.5)**2/17.64+ZF/2.56.GT.1.) GO TO 28

```

```

IF(XF+(Y+7.267)**2+ZF.GT.1.545) GO TO 78
XC=(ABS(X)-2.36)**2
IF(XC+(Y+7.789)**2+ZF.GT..42) GO TO 24
IF(XC+(Y+8.612)**2+ZF.GT..42) GO TO 24
IF(X.LT.0.) GO TO 22
C CRISTALINO DO OLHO ESQUERDO
  J = 104
  JC = 106
  RETURN
C CRISTALINO DO OLHO DIREITO
  22 J = 105
  JC = 106
  RETURN
  24 IF(X.LT.0.) GO TO 26
C GLCOC OCULAR ESQUERDO
  J = 101
  JC = 103
  RETURN
C GLCOC OCULAR DIREITO
  26 J = 102
  JC = 103
  RETURN
  28 IF((ABS(X)-.15)**2/.49+(Z-83.95)**2/5.06.GT.1.)GO TO 34
  IF(ABS(X).GT..15) GO TO 30
C SEPTO NASAL
  J = 99
  JC = 118
  RETURN
  30 IF(X.LT.0.) GO TO 32
C FOSSA NASAL ESQUERDA
  J = 61
  JC = 63
  RETURN
C FOSSA NASAL DIREITA
  32 J = 62
  JC = 63
  RETURN
C REGIÃO SUPERIOR DO ROSTO
  34 J = 98
  JC = 118
  RETURN
  36 IF(XX/15.37+(Y+3.3)**2/38.44.GT.1.)GO TO 78
  IF(XX/9.12+(Y+3.3)**2/34.22.LT.1.)GO TO 40
  IF(Z.LT.79.85)GO TO 38
C ARCAIA DENTARIA SUPERIOR
  J = 107
  JC = 118
  RETURN
  38 IF(Z.LT..25*Y+80.025) GO TO 40
C ARCAIA DENTARIA INFERIOR
  J = 108
  JC = 118
  RETURN
  40 IF(XX/26.21+YY/90.25.GT.1.) GO TO 78
  IF(XX/9.12+(Y+3.3)**2/25.LT.1.) GO TO 44
  IF(Z.LT..2526*Y+78.2) GO TO 78
C MANDIBULA
  42 J = 109

```

```
C  GLANDULA PAROTIDA DIREITA
70  J = 111
    JG = 116
    RETURN
C  PESCECO
72  IF(XX+(Y-.55)**2.GT.2E.52) GO TO 14
    IF(Y.GT.0.) GC TO 13
    YC=Y+.8
    YC2=YC*YC
    CYX=XX+YC2
    IF(CYX.GT.4.84.DR.CYX.LT.1.) GC TO 78
    IF(YC.GT.0.) GO TO 78
    IF(Z.GT.75.) GC TO 78
    IF(Z.GT.71.25) GO TO 74
    TA=-(Z*.234314E)+17.4020203
    GC TO 76
74  TA=2*.0781048-4.857864
76  IF((YC-ABS(X))**2.LT.CYX*TA*TA*2.) GO TO 78
C  TIPECIDE
    J = 88
    JO = 100
    RETURN
C  TECIDO
78  J = 91
    JC = 92
    RETURN
    END
```

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ANSON, B.J. ed. Morris' human anatomy. 12.ed. New York, McGraw-Hill, 1966.
- 2 - APRILE, H.; FIGUN, M.E.; GARINO, R.R. Anatomia odontologica. Buenos Aires, El Ateneo, 1975.
- 3 - BORISOV, B.K. & MAREI, A.N. Weight parameters of adult human skeleton. Health Phys., 27(2):224-9, 1974.
- 4 - CHOQUET, J. Précis de médecine: anatomie dentaire. Paris, Lamarre, 1926.
- 5 - COFFEY, J.L.; CRISTY, M.; GORDON, G.W. Specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in the heart chambers and heart wall of a heterogeneous phantom. J. Nucl. Med., 22:65-71, 1981.
- 6 - CRISTY, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., June 1980. (ORNL/NUREG/TM-367).
- 7 - DEUS, S.F. Desenvolvimento do fantasma matemático de uma criança de 10 anos de idade para fins de dosimetria interna. São Paulo, 1978. (Tese de Doutorado, Instituto de Energia Atômica).
- 8 - ELLETT, W.H.; CALLAHAN, A.B.; BROWNELL, G.L. Gamma-ray dosimetry of internal emitters 1. Monte Carlo calculations of absorbed dose from point sources. Brit. J. Radiol., 37:45-52, 1964.
- 9 - ELLETT, W.H.; BROWNELL, G.L.; REDDY, A.R. An assessment of Monte Carlo calculations to determine gamma ray dose from internal emitters. Phys. Med. Biol., 13:219-30, 1968.

- 10 - ELLIS, R.E. The distribution of active bone marrow in the adult. Phys. Med. Biol., 5:255-8, 1961.
- 11 - EVANS, R.D. The atomic nucleus. New York, McGraw-Hill, 1955. p.672-736.
- 12 - FISHER JR., H.L. & SNYDER, W.S. Variation of dose delivered by ^{137}Cs as a function of body size from infancy to adulthood. In: HEALTH Physics Division annual progress report for period ending July 31, 1966. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., Oct. 1966. p. 221-8. (ORNL-4007).
- 13 - GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. Anatomy: A regional study of human structure. 2.ed. Philadelphia, Saunders, 1969.
- 14 - GRAY, H. Anatomy of the human body. 27.ed., Philadelphia Lea & Fabiger, 1959.
- 15 - HIROMOTO, G. Fração absorvida no esqueleto e medula óssea resultante de fótons distribuídos no esqueleto. São Paulo 1979. (Dissertação de Mestrado, IPEN); (IPEN-DT-03).
- 16 - HWANG, J.M.L.; SHOUP, R.L., POSTON, J.W. Mathematical descriptions of a newborn human for use in dosimetry calculations. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., Sep. 1976. (ORNL/TM-5453).
- 17 - HWANG, J.M.L.; SHOUP, R.L.; POSTON, J.M. Modifications and additions to the pediatric and adult mathematical phantoms. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Laboratory, Sep. 1976. (ORNL-5454)
- 18 - HWANG, J.M.L.; SHOUP, R.L.; WARNER, G.G.; POSTON, J.W. Mathematical descriptions of a one - and five - year old child for use in dosimetry calculations. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., Mar. 1976. (ORNL/TM-5293).

- 19 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Radiation quantities and units. Washington, D.C., 1980. (ICRP-Report 33).
- 20 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Limits for intakes of radionuclides by workers. Oxford, Pergamon, 1979. (ICRP-pub 30, parte 1).
- 21 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, Pergamon, 1977. (Adopted by the Commission January, 17, 1977). (ICRP-26).
- 22 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Report of the task group on reference man. Oxford, Pergamon, 1974. (ICRP-pub 23).
- 23 - JOHNS, H.E. The physics of radiology. Springfield, Charles C. Thomas, 1961.
- 24 - JONES, R.M.; POSTON, J.W.; HWANG, J.L.; JONES, T.D.; WARNER, G.G. Development and use of a fifteen year-old equivalent mathematical phantom for internal dose calculations. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., Jun. 1976. (ORNL/TM-5278).
- 25 - KAHN, H. Applications of Monte Carlo. Sta. Monica, Calif., Rand Co., 1954. p.62-5. (AECU-3259).
- 26 - KAPLAN, I. Física nuclear. São Paulo, Guanabara Dois, 1978.
- 27 - KIEFER, H.; MAUSHART, R.; MEJDHL, V. Radiation dosimetry. In: ATTIX, F.H. & TOCHILIN, E. Radiation dosimetry. New York, Academic, 1969. v.3 p.557-606.

- 28 - KROGMAN, W.M. Growth of man. Tabul. Biol., 20:1-963, 1941.
- 29 - LEE, J.T. & REQUICHA, A.A.G. Algorithms for computing the volume and other integral properties of solids. 1. Known methods and open issues. Commun. ACM, 25(9):635-41, 1982.
- 30 - LENTIS, C.A. & ELLIS, R.E. Additions to the Snyder mathematical phantom. Phys. Med. Biol., 24:1019-24, 1979.
- 31 - LOEVINGER, R. & BERMAN, M. A formalism for calculation of absorbed dose from radionuclides. Phys. Med. Biol., 13:205-17, Apr. 1968.
- 32 - LOEVINGER, R. & BERMAN, M. A scheme for absorbed-dose calculations for biologically distributed radionuclides. J. Nucl. Med. 9(Suppl. 1):7-16, 1968.
- 33 - LOEVINGER, R.; HOLT, J.G.; HINE, G.J. Internally administered radioisotopes. In: HINE, G.J. & BROWNELL, G.L., eds. Radiation Dosimetry. New York, N.Y., Academic, 1956. p.801-73.
- 34 - MAURER, W.A. Curso de cálculo diferencial e integral: funções de várias variáveis e aplicações. São Paulo, Edgard Blucher, 1968.
- 35 - PAPOULIS, A. Probability, random variables and stochastic processes. New York, McGraw-Hill, 1965.
- 36 - ROSENSTEIN, M. Organ doses in diagnostic radiology. Rockville, Maryland, U.S. Department of Health, Education, and Welfare, May 1976. (FDA-76-8030).
- 37 - SAPPEY, C. Tratado di anatomia descrittiva. Napoli, Detken & Rocholl, 1878. v.1.
- 38 - SEGRETO, V.S.A. Cálculo de Monte Carlo da dose equivalente recebida por um feto humano de fontes gama localizadas no trato gastroin-

- testinal. São Paulo, 1978. (Dissertação de mestrado, Instituto de Energia Atômica).
- 39 - SHREIDER, Y.A., ed. The Monte Carlo method: the method of statistical trials. Oxford, Pergamon, 1966. (International series of monographs in pure and applied mathematics, v.87).
- 40 - SNYDER, W.S. The standard man in relation to internal dose concepts. Am. Ind. Hyg. Ass. J., 27:539-45, Nov./Dec. 1966.
- 41 - SNYDER, W.S.; FISHER JR., H.L.; FORD, M.R.; WARNER, G.G. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. J. Nucl. Med., 10(Suppl.3):7-52, 1969.
- 42 - SNYDER, W.S.; FORD, M.R.; WARNER, G.G.; WATSON, S.B. A tabulation of dose equivalent per microcurie-day for source and target organs of an adult for various radionuclides. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., Nov. 1974. (ORNL-5000).
- 43 - SPANIER, J. & GELBARD, E.M. Monte Carlo principles and neutron transport problems. Reading, Mass., Addison Wesley, 1969.
- 44 - TESTUT, L. & JACOB, O. Précis d'anatomie topographique avec applications medico-chirurgicales. Paris, G. Doin, 1930.
- 45 - TODO, A.S. Desenvolvimento de um modelo matemático para o rim e estimativa da fração absorvida específica utilizando o método de Monte Carlo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Jan. 1980. (IPEN-DT-05).
- 46 - WARNER, G.G. & CRAIG JR., A.M. ALGAM: a computer program for estimating internal dose from gamma-ray sources in a man phantom. Oak Ridge, Tn., Oak Ridge National Lab., June, 1968. (ORNL-TM-2250).

- 47 - WOLF-HEIDEGGER, G. Atlas de anatomia humana. 3.ed. Guanabara ,
Koogan, 1978.
- 48 - WOODARD, H.Q. & HOLODNY, E. A summary of the data of Mechanik on
the distribution of human bone marrow. Phys. Med. Biol., 5:57-9,
1960.