

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO MATEMÁTICO PARA O RIM E
ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA UTILIZANDO
O MÉTODO DE MONTE CARLO**

Alberto Saburo Todo

**DISSERTAÇÃO E TESE - IPEN 5
IPEN - DT - 5**

JANEIRO/1980

CONSELHO DELIBERATIVO

MEMBROS

Dr. Luiz Cintra do Prado – Presidente
Dr. Edgardo Azevedo Soares Júnior – Vice-Presidente

CONSELHEIROS

Dr. Alcino Modesto de Costa
Dr. Ivano Humbert Marchesi
Dr. Admar Cervellini
Dr. Waldyr Muniz Olive

REPRESENTANTES

Dr. Jacob Charcot Pereira Rios
Dr. Paolo Enrico Maria Zaghen

SUPERINTENDENTE

Hermani Augusto Lopes de Amorim

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO MATEMÁTICO PARA O RIM E
ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA UTILIZANDO
O MÉTODO DE MONTE CARLO**

Alberto Saburo Todo

**Dissertação para obtenção do Título de "Mestre -
Área Tecnologia Nuclear" - Orientador Dr. Gian-Marco
A. A. Sordi. Apresentada e defendida em 19 de março
de 1979, no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
SÃO PAULO - BRASIL**

Série DISSERTAÇÃO E TESE IPEN

INIS Categories and Descriptors

C55

INTERNAL IRRADIATION: Mathematical models

MATHEMATICAL MODELS: Kidneys

KIDNEYS: Radiation doses

RADIATION DOSES: Monte Carlo method

SUMÁRIO

	Página
1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – Objetivos de Proteção Radiológica	1
1.2 – Princípios Básicos de Proteção Radiológica	2
1.3 – Principais Quantidades Utilizadas em Proteção Radiológica	2
1.4 – Principais Limites de Dose	3
1.5 – Dosimetria	3
1.6 – Homem Referência	4
1.7 – Modelo Matemático do Homem Referência	5
1.8 – Objetivo do Trabalho	10
2 – CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	13
2.1 – Avaliação das Integrais Definidas pelo Método de Monte Carlo	13
2.1.1 – Avaliação do Valor Médio de uma Função	13
2.1.2 – Avaliação da Área	14
2.2 – Método de Monte Carlo Aplicado ao Processo de Interação de Fótons em um Meio Finito	15
2.2.1 – Considerações Gerais	15
2.2.2 – Obtenção da Equação que Expressa a Distância Percorrida pelo Fóton Entre Duas Interações Sucessivas Utilizando Números Aleatórios	16
2.2.3 – Tipos de Interações, Energia Dissipada e Peso Estatístico	18
2.3 – Determinação da Fração Absorvida para Elétrons Monoenergéticos	19
2.4 – Formalismo para o Cálculo da Dose Absorvida e Equivalente para Radionuclídeos Distribuídos no Corpo	23
3 – DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DO RIM HETEROGÊNIO	27
3.1 – Descrição Anatômica do Rim	27
3.2 – Modelo Matemático que Representa o Rim Externamente	28
3.3 – Modelo Matemático que Representa as Regiões Internas do Rim	34
3.4 – Particularidade do Modelo	37
3.5 – Estimativa dos Volumes das Regiões Cortical, Medular e Coletora do Rim pelo Método de Monte Carlo	41
3.5.1 – Estimativa dos Volumes	41
3.5.2 – Análise Estatística	41

4 – PROGRAMA PARA O CÁLCULO DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA PARA FÓTONS	42
4.1 – Programa ALGAM 97	44
4.1.1 – Descrição Funcional do Programa	44
4.1.2 – Estatística do Programa ALGAM 97	45
4.2 – Programa ALGAM 103	46
4.2.1 – Programa Fonte para o Modelo Matemático do Rim Heterogêneo	46
4.2.2 – Alterações Introduzidas no Programa ALGAM 97	48
5 – PROGRAMA PARA O CÁLCULO DA FRAÇÃO ABSORVIDA PARA ELÉTRONS MONOENERGÉTICOS	50
5.1 – Programa Principal	51
5.2 – Sub-Rotina ALVO	56
5.3 – Sub-Rotina CALC	57
5.4 – Sub-Rotina EFEVAL	59
6 – RESULTADOS OBTIDOS	61
7 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES	76
7.1 – Discussão das Relações de Massa, Volume e Densidade	76
7.2 – Discussão dos Resultados Apresentados para os Diferentes Órgãos e sua Comparação com os do Modelo Matemático do Rim Homogêneo	76
7.3 – Discussão dos Resultados Apresentados pelas Diferentes Regiões do Rim	80
7.4 – Discussão dos Resultados para Fontes de Elétrons Monoenergéticos	84
APÊNDICE I	86
APÊNDICE II	89
APÊNDICE III	98
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	134

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO MATEMÁTICO PARA O RIM E ESTIMATIVA DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA UTILIZANDO O MÉTODO DE MONTE CARLO

Alberto Saburo Todo

RESUMO

Desenvolveu-se neste trabalho um modelo matemático para o rim, distinguindo-se a região cortical, a medular e a coletora.

Inicialmente, este modelo foi utilizado para estimar a fração de energia absorvida por unidade de massa nos órgãos e nas várias partes do corpo, quando fontes de fótons estão uniformemente distribuídas no interior de cada uma das regiões acima mencionadas.

Posteriormente, este mesmo modelo foi utilizado para avaliar a fração de energia absorvida no rim e nas suas regiões, quando fontes de elétrons monoenergéticos estão uniformemente distribuídas na região cortical, ou na medular, ou ainda na coletora.

Todos os resultados são apresentados e discutidos, sendo que os obtidos para fontes de fótons monoenergéticos foram comparados com aqueles do modelo matemático do rim homogêneo que se encontram no ORNL-5000.

1 – INTRODUÇÃO

1.1 – Objetivos da Proteção Radiológica

O desenvolvimento científico e tecnológico alcançado no campo da energia atômica tem proporcionado à sociedade novos recursos em vários setores da sua atividade, como na geração de energia, na medicina, na agricultura e na indústria. O seu emprego traz, associados aos benefícios^{*}, detrimientos^{*} que poderão atingir alguns dos membros da sociedade e seu meio ambiente. Desta forma, nos ramos de atividades que utilizam a energia atômica, a Proteção Radiológica vem se preocupando em resguardar o homem e o seu meio ambiente, assim como em preservar a continuidade das espécies contra os efeitos nocivos da radiação. Para tornar possível a concretização destes objetivos, organizações internacionais como a Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU), a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), a Organização Mundial de Saúde (WHO) e outras de cunho internacional e nacional como a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) no Brasil, vêm trabalhando para que o risco^{*} assumido pelo uso da radiação ionizante seja mantido a níveis aceitáveis. Assim, desde um passado não muito remoto, em que a Proteção Radiológica deu os seus primeiros passos na defesa contra os efeitos detriminentais provocados pela radiação, muitos conhecimentos foram armazenados e posteriormente utilizados para o aperfeiçoamento das idéias e dos métodos de proteção.

^{*} Ver apêndice I.

Aprovada para publicação em Março/1979.

Nota: A redação, ortografia, conceitos e revisão final são de responsabilidade do Autor.

A corrente de pensamento atual, em Proteção Radiológica, prevê a ocorrência de dois tipos de efeitos que são: os efeitos *Estocásticos* e os *Não-Estocásticos*.

Os efeitos *Estocásticos* são aqueles em que a probabilidade de ocorrência de um dado efeito, independente da sua gravidade, é considerada como uma função da dose sem limiar. Como exemplo podem ser citados os efeitos hereditários e alguns efeitos somáticos como a carcinogênese. Por outro lado, os efeitos *Não-Estocásticos* são aqueles em que a gravidade do efeito varia com a dose, portanto existe um limiar para sua manifestação. Para este caso pode citar-se a catarata, a redução do número das células da medula óssea hematopoiética que se traduz por deficiências hematológicas, e a destruição das células das gônadas que levam à diminuição da fertilidade.

Desta forma, a Proteção Radiológica 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.

1.2 – Princípios Básico de Proteção Radiológica

Dentro do contexto acima exposto os principais aspectos de limitac^o de dose, recomendados pela ICRP⁽²¹⁾, incluem:

- 1) Nenhuma prática envolvendo o uso da radiação ionizante deverá ser adotada, a menos que a sua introdução proporcione um benefício líquido positivo.
- 2) Toda exposição deverá ser mantida tão baixa quanto razoavelmente alcançável, considerando os fatores econômicos e sociais.
- 3) A dose equivalente para os indivíduos não deve exceder os limites recomendados para as circunstâncias apropriadas.

O primeiro item refere-se à justificação da prática, a qual poderá ser avaliada por meio de uma análise custo benefício. Aqui entende-se por benefício todos os aspectos positivos recebidos pela sociedade, ocasionado pela introdução de uma prática e não os recebidos por um grupo restrito de indivíduos de uma população. Para o custo são considerados a soma de todos os aspectos negativos tangíveis* e intangíveis* incluindo custos monetários e qualquer dano à saúde humana e ao seu ambiente⁽²⁰⁾.

O segundo item refere-se à otimização da prática tornando máximo o benefício líquido à população e portanto mínimo os custos de proteção e detrimento biológico.

O terceiro item é de grande importância quando os benefícios e os detrimientos biológicos não são recebidos pelos mesmos membros da população. Assim, a limitação dos detrimientos biológicos individuais deverá obedecer os limites de dose equivalente estabelecidos.

1.3 – Principais Quantidades Utilizadas em Proteção Radiológica

Para a correta aplicação dos conceitos desenvolvidos, foram criadas unidades especiais a serem utilizadas na medida da quantidade de radiação emitida por uma fonte ou recebida por um alvo.

As grandezas utilizadas em Proteção Radiológica, estabelecidas pela ICRU^(17,18) para quantificar a radiação recebida pelo homem, de interesse no presente trabalho, são: Exposição*(X), Dose Absorvida*(D) e Dose Equivalente*(H) cujas unidades são, respectivamente, o "Roentgen (R)" o "rad (rad)" e o "rem (rem)".

* ver apêndice I.

Sabe-se, porém, que de acordo com a resolução da Comissão Internacional de Pesos e Medidas (CIPM)^(24,33,34) a unidade da dose absorvida, "rad", foi substituída pelo "Gray (Gy)" que é definida como 1 J/Kg ou 100 rad e o "Roentgen" por uma unidade dada em "Coulomb por Kg de ar".

Para a dose equivalente a ICRP⁽²¹⁾ tem utilizado o "Sievert (Sv)" em substituição ao "rem". O "Sievert" é definido como 1 J/Kg ou 100 rem, sendo que os valores atribuídos aos fatores de qualidade continuam os mesmos.

1.4 – Principais Limites de Dose

Os limites de dose equivalente para trabalhadores com radiação e indivíduos do público, adotados pela CNEN⁽⁷⁾, encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1

Limites de Dose Equivalente para Trabalhadores e Indivíduos do Público

ÓRGÃOS	TRABALHADOR		INDIVÍDUOS DO PÚBLICO
	ANUAL (rem)	TRIMESTRAL (rem)	ANUAL (rem)
Gônadas, Corpo inteiro e Medula Óssea Hematopoética	5	3	0,5
Pele, osso e tireóide	30	15	3,0
Mãos, Pés, Tornozelos e Antebraços	75	40	7,5
Demais Órgãos	15	8	1,5

Sabe-se, porém, que a ICRP⁽²¹⁾ tem feito menção a novos limites anuais de dose equivalente para trabalhadores e indivíduos do público, baseada nos efeitos *estocásticos* e *não estocásticos*.

Em vista deste fato a IAEA⁽¹⁶⁾ está, atualmente, revendo os seus limites para se atualizar a ICRP.

1.5 – Dosimetria

Para a correta aplicação dos limites de dose equivalentes apresentados na Tabela 1, é necessário que a escolha dos métodos de medida sejam os mais apropriados a cada circunstância imposta pela utilização do material radioativo.

Assim, a medida das doses pode ser desdobrada em dois grupos que são: a dosimetria externa e a dosimetria interna.

Em Protecção Radiológica é usual dividir a dosimetria externa em dosimetria de área e pessoal. Na dosimetria de área as medidas são efetuadas no ambiente de trabalho para prevenir sobre exposições ou detectar situações de irradiação anormais, utilizando para este fim detectores Geiger-Müller, câmaras de ionização, cintiladores ou contadores proporcionais. A dosimetria pessoal é realizada para o controle da dose individual e é efetuada utilizando-se dosímetros de bolso, filmes fotográficos, cristais termoluminescentes e outros⁽²⁾.

Na dosimetria interna a dose recebida pelos trabalhadores é obtida conhecendo-se a quantidade de material radioativo presente no corpo e cuja medida é efetuada pela análise "in vivo" ou "in vitro".

A análise "in vivo" consiste em medir diretamente a quantidade de material radioativo presente no corpo, por meios físicos, utilizando por exemplo, um contador de Corpo Inteiro. O aspecto positivo encontrado nesta técnica é justamente o fato da medida ser direta, rápida e eficiente para radiações penetrantes como raios-X e radiação γ . Por outro lado, a desvantagem é que ela é insensível às radiações de curto alcance as quais são absorvidas pelo próprio corpo.

Na análise "in vitro", o método utilizado para se obter a atividade incorporada consiste em determinar a quantidade de radioisótopos presente em material biológico, principalmente nos excretas. A vantagem encontrada neste método é que mesmo a radiação α e a radiação β de baixa energia podem ser detectadas. A desvantagem é que se mede somente uma fração da atividade incorporada, isto é, aquela excretada e não a incorporada. Esta última pode ser inferida por cálculos desde que sejam conhecidos os parâmetros necessários.

Para os indivíduos do público a avaliação da dose é baseada na descarga de material radioativo no meio ambiente. Não se costuma medir a dose recebida por cada pessoa do público mas sim a quantidade de radiação presente no local de liberação, para posteriormente calcular a dose que um grupo hipotético crítico³ receberia.

Para estimar a dose absorvida pelo corpo humano é necessário o conhecimento de algumas características do indivíduo exposto. Numa irradiação por fontes externas é preciso ter informações dos dados físicos do indivíduo tais como: a massa, a dimensão e a composição elementar dos tecidos e órgãos, bem como da sua posição no campo de radiação. Entretanto, para estimar a dose absorvida resultante da incorporação de substâncias radioativas é ainda necessário o conhecimento de dados biológicos quanto a ingestão, taxa de respiração, absorção e excreção.

Em virtude dos dados físicos e biológicos variarem de um indivíduo para outro as doses absorvidas resultantes da incorporação de uma mesma quantidade de material radioativo podem ser diferentes em cada um deles. Desta forma, torna-se importante a existência de um indivíduo com características bem definidas e que sirva de referência para a estimativa da dose.

1.6 – Homem Referência

O conceito do *homem referência* foi introduzido pela ICRP para padronizar os dados físicos e biológicos necessários para o cálculo da dose interna.

A sua introdução deu-se em 1949, na Conferência de Chalk River⁽³⁸⁾, onde foram selecionados vários dados físicos e biológicos como sendo os mais apropriados para representar os valores médios de um homem adulto.

Mais recentemente, a ICRP, por intermédio de estudos realizados pelo grupo de trabalho da COMISSÃO II⁽²²⁾, deu um significado mais amplo a este conceito, em virtude do crescente risco potencial de exposição à população, provocado pelo contínuo aumento de instalações nucleares de pesquisa e potência.

³ ver apêndice I.

A importância desta nova conceituação reside no fato de que o *homem referência* não pretenda 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 da dose e para a estimativa dos fatores de ajuste para um tipo de indivíduo bem específico. Esclarece-se, também, que para definir este *homem referência* tomaram-se os dados básicos que caracterizam o próprio homem e os parâmetros de maior importância para a estimativa da dose. Desta forma, a utilização deste *homem referência* é restrita ao campo de aplicação da radiação ionizante.

A seguir apresentam-se algumas de suas principais características:

altura de 170 cm

massa de 70 Kg

idade na faixa de 20 a 30 anos

volume de ar inalado de 2.10^7 cm³/dia

volume de água incorporada de 3,0 l/dia

Sabe-se que dos 3,0 litros da água incorporada por dia, 1,95 litros é por consumo na forma líquida, 0,7 litros por meio dos alimentos e 0,35 litros por oxidações internas.

Além destes dados, a ICRP⁽²²⁾ preocupada com a crescente possibilidade de exposição da população, que reúne indivíduos de ambos os sexos e de todas as faixas etárias, elaborou um completo estudo a respeito do homem.

Da literatura, observa-se que foram efetuadas minuciosas pesquisas sobre as características físicas e biológicas do homem. Encontram-se dados sobre a massa, a dimensão, a densidade de cada órgão, bem como suas composições biológicas quanto a proteínas, lipídios, carboidratos e outros. Além destes, verificam-se dados relacionados com a composição elementar (C,O,H, . . .) dos tecidos do corpo e dos órgãos e também com a incorporação e excreção dos elementos.

Pela importância do conceito e pela riqueza de informações contidas no *homem referência*⁽²²⁾, ele tem sido de grande utilidade na avaliação da dose, tendo sido aceito pela maioria dos países, incluindo o Brasil.

1.7 – Modelo Matemático do Homem Referência

As dificuldades encontradas para a avaliação da dose absorvida nos vários órgãos e regiões do corpo, quando fontes radioativas estão presentes no seu interior, foram e são motivos de grande preocupação por parte das autoridades.

O objetivo comum a muitos pesquisadores é desenvolver técnicas e alternativas cada vez mais eficientes para a solução destas dificuldades. Uma delas é representada pela complicada estrutura e forma geométrica dos diferentes órgãos que compõe o corpo, bem como da diferente distribuição de radioisótopos no seu interior, além de não se poder desprezar a presença da radiação espalhada.

Vários métodos foram utilizados⁽²⁷⁾ até que Ellett, Callahan e Browell⁽¹¹⁾ introduziram o conceito de fração de energia absorvida^o, que por meio de um formalismo matemático apropriado

^o fração de energia absorvida ou fração absorvida, $\phi(V \leftarrow r)$ é a fração de energia, dos fótons emitidos pelo radionuclídeo localizado numa região fonte r , que foi absorvida pela região alvo de volume V onde se deseja calcular a dose.

possíveis o cálculo da dose. Eles usaram o método para medidas de volumes cilíndricos, esféricos e esféricos cujos resultados encontram-se no box 15⁽¹⁵⁾.

(15) Posteriormente, Snyder, Fisher, Ford e Warner aperfeiçoaram os métodos geométricos.

construindo um sistema matemático que contém as duas aproximações de homem referência como a dimensão, forma, composição e a densidade, ver Tabela II e III. Em vista disso espera-se que o cálculo da fração absorvida, utilizando este sistema matemático não discorde muito do caso real de um homem que tenha características similares às do homem referência. Este sistema matemático é construído por figuras geométricas regulares tais como cilindros elípticos, seções de cones, esferas, esferas e planos que simulam as formas e as dimensões do corpo humano. Observa-se na Figura 1, que ele se encontra na posição exata e está extremamente 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 extremidade superior é representada por uma seção de elipse.

- 2 - Um cilindro elíptico que representa o tronco e os braços.

- 3 - Dois cones circulares seccionados no vértice que representam as pernas e os pés e anexo junto ao tronco, existe um plano que delimita a região genital.

As equações matemáticas que definem cada uma das regiões acima mencionadas são expressas a seguir:

- extremidade superior e inferior da cabeça:

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

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

- região do tronco:

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

- região dos membros:

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

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

Tabela II

Comparação entre as Massas dos Órgãos do Fantasma Matemático
e do Homem Referência

ÓRGÃO	MASSA (g)	
	HOMEM REFERÊNCIA	FANTASMA MATEMÁTICO
Adrenais	14	15,5
Bexiga	45 parede; 200 conteúdo	45,13 parede; 200 conteúdo
Trato gastro-intestinal		
estômago	150 parede; 250 conteúdo	150 parede; 246,9 conteúdo
intestino delgado-conteúdo	640 parede; 400 conteúdo	1044 parede e conteúdo
intestino grosso superior	210 parede; 220 conteúdo	209,2 parede; 220 conteúdo
intestino grosso inferior	160 parede; 135 conteúdo	160,1 parede; 136,8 conteúdo
Rins (ambos)	310	284,2
Fígado	1 800	1 809
Pulmões (ambos, com sangue)	1 000	999,2
linfonodos respiratórios	15	15
Outros tecidos	48 000	48 480 (28 000g para músculo; 12 500g para tecido adiposo)
Ovários	11	8,268
Pâncreas	100	60,27
Esqueleto	10 000	10 470
osso trabecular	1 000	1 000
osso cortical	4 000	4 000
medula óssea hematopoética	1 500	1 500
medula óssea adiposa	1 500	1 500
Pele	2 600	2 833
Baço	180	173,6
Testículos	35	37,08
Timo	20	24,8
Tireóide	20	19,63
Útero	80	65,4
Corpo inteiro	70 000	69 880

Tabela III

Composição Elementar dos Tecidos do Fantasma Matemático (em % por Massa)

ELEMENTO	TECIDO ÓSSEO ^a	TECIDO PULMONAR ^b	TECIDO MOLE ^c
H	7,07	10,21	10,47
C	22,79	10,01	23,02
N	3,87	2,80	2,34
O	45,56	75,98	63,21
Na	0,32	0,19	0,13
Mg	0,11	$7,4 \cdot 10^{-3}$	0,015
P	6,94	0,081	0,24
S	0,17	0,23	0,22
Cl	0,14	0,27	0,14
K	0,15	0,20	0,21
Ca	9,91	$7,0 \cdot 10^{-3}$	0
Fe	$8,0 \cdot 10^{-3}$	0,037	$6,3 \cdot 10^{-3}$
Zn	$4,8 \cdot 10^{-3}$	$1,1 \cdot 10^{-3}$	$3,2 \cdot 10^{-3}$
Rb	0	$3,7 \cdot 10^{-4}$	$5,7 \cdot 10^{-4}$
Sr	$3,2 \cdot 10^{-3}$	$5,9 \cdot 10^{-6}$	$3,4 \cdot 10^{-5}$
Zr	0	0	$8,0 \cdot 10^{-4}$
Pb	$1,1 \cdot 10^{-3}$	$4,1 \cdot 10^{-5}$	$1,6 \cdot 10^{-5}$

^adensidade = $1,4862 \text{ g/cm}^3$ ^bdensidade = $0,2958 \text{ g/cm}^3$ ^cdensidade = $0,9869 \text{ g/cm}^3$

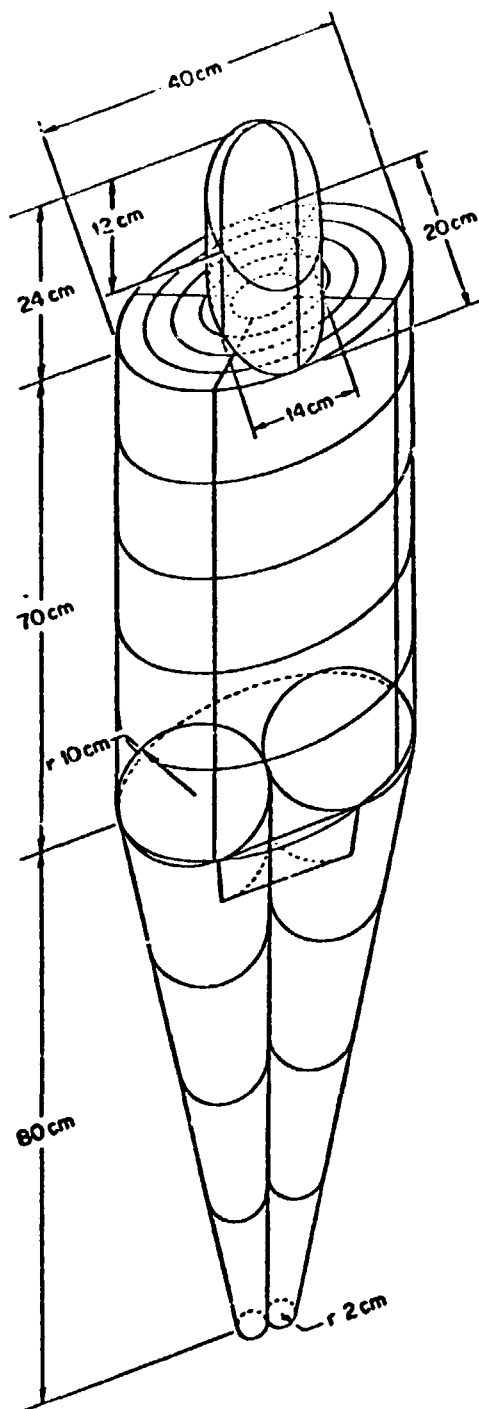


Figura 1 – Vista exterior do fantasma matemático que representa o homem adulto

-- região genital:

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

$$\left(10 + \frac{z}{10}\right) \leq y \leq 0, \quad -4,8 \leq z \leq 0 \quad \text{e}$$

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

Considera-se, também, que cada uma das regiões acima mencionadas estão divididas em sub-regiões, por planos verticais e horizontais e cilindricos elípticos concêntricos.

A origem do sistema de coordenadas que define este fantasma matemático está situada no centro da base do tronco. O eixo positivo z estende-se verticalmente em direção à cabeça e os outros eixos positivos y e x dirigem-se, respectivamente, para a parte posterior e à esquerda do fantasma matemático.

Internamente encontram-se os órgãos e o esqueleto que foram definidos dentro do mesmo princípio adotado para a parte externa do fantasma matemático, utilizando figuras geométricas, às quais são vistas na Figura 2 e 3 cujas equações encontram-se no Apêndice II.

Sabe-se, também, que o fantasma matemático é constituído por três tipos de tecido que são: o tecido do pulmão, o tecido ósseo 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.

O hidrogênio, o oxigênio, o nitrogênio e o carbono são os principais elementos que constituem estes tecidos, sendo que no esqueleto o cálcio e o fósforo estão presentes em maior porcentagem que no tecido pulmonar e no tecido mole, ver Tabela III. Ressalta-se que, embora as densidade das regiões sejam diferentes, a composição e a densidade de cada órgão do fantasma matemático são consideradas homogêneas. A representação da forma destes órgãos por equações matemáticas são aproximadas, sendo que ainda podem ser efetuados vários refinamentos. Tem-se conhecimento que desde o princípio desta década vários estudos estão sendo efetuados para aperfeiçoar e aprimorar este fantasma matemático e seus órgãos^(8,41). Dentre eles, Snyder e seus colaboradores iniciaram estudos no sentido de dar heterogeneidade aos órgãos⁽¹⁵⁾ e estudar casos especiais como o do crescimento do útero durante a gravidez⁽³⁵⁾.

1.8 – Objetivo do Trabalho

O presente trabalho tem por objetivo três itens básicos que são:

- 1 – Desenvolver um modelo matemático para o rim distinguindo as regiões cortical, medular e coletora.
- 2 – Substituir o modelo do rim homogêneo, que está no fantasma matemático, pelo modelo acima mencionado e estimar a fração de energia absorvida por unidade de massa "fração absorvida específica", ϕ , nas regiões ora introduzidas, nos órgãos e nas regiões do corpo, quando fontes de fótons monoenergéticos estão distribuídas uniformemente

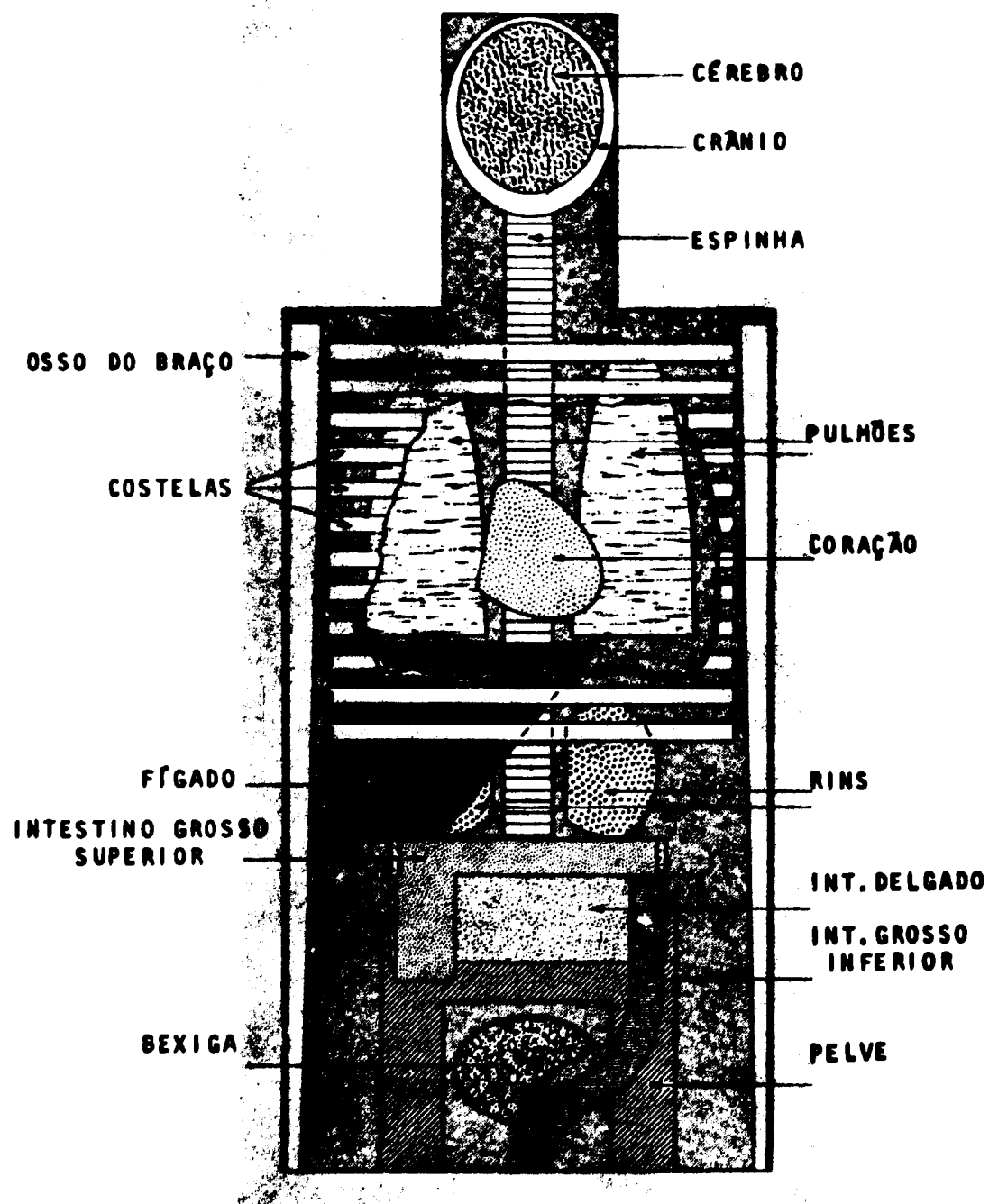


Figura 2 - Vista anterior dos principais órgãos na cabeça e no tronco do *fantasma matemático*

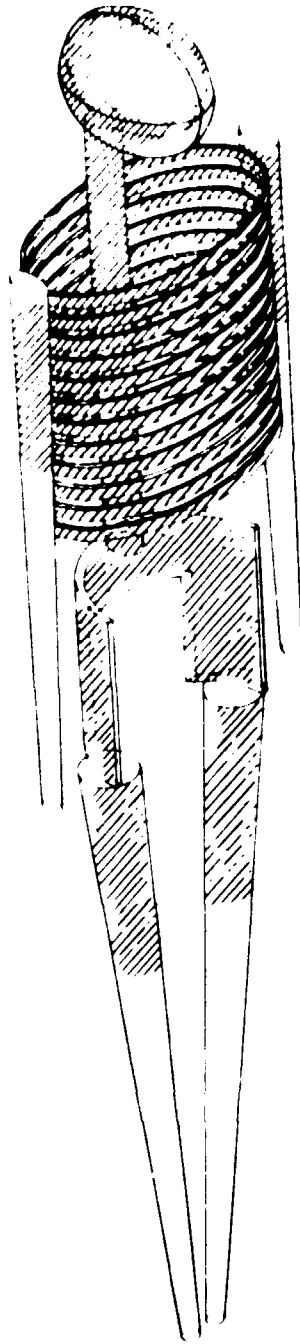


Figura 3 – Esqueleto do *fantasma matemático* adulto

na região cortical, na medular ou na coletora. Em seguida pretende-se compará-las com os resultados apresentados no ORNL-5000⁽⁴³⁾, que foram obtidos utilizando o modelo matemático do rim homogêneo.

- 3 – Avaliar a fração de energia absorvida, ϕ , em cada uma das três regiões do rim, acima mencionadas, quando fontes de elétrons monoenergéticos estão distribuídas uniformemente na região cortical, na medular ou na coletora. Pretende-se, desta forma, analisar a distribuição da fração absorvida nas regiões do rim, para elétrons de diferentes energias.

A proposição deste trabalho baseia-se no conhecimento de que as regiões do rim, ao contrário de alguns órgãos que concentram substâncias radioativas de maneira praticamente uniforme^(31,28), em níveis macroscópicos, desempenham diferentes funções e como resultado podem concentrar diferentes quantidades de radionuclídeos e apresentar diferentes tempos de retenção^(29,39,40).

2 – CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

No decorrer do presente capítulo encontram-se descritos os fundamentos teóricos utilizados no desenvolvimento deste trabalho. Inicialmente, apresentam-se duas técnicas para a avaliação das integrais definidas pelo *Método de Monte Carlo*, sendo que uma delas será utilizada no programa de computador desenvolvido para estimar o volume das regiões do modelo matemático do rim e a outra no desenvolvimento da teoria deste mesmo capítulo. Posteriormente, apresenta-se o *Método de Monte Carlo* aplicado ao processo de interação de fótons, a ser utilizado no programa ALGAM 97 descrito no Capítulo 4. No item seguinte desenvolve-se a teoria necessária para a estimativa da fração absorvida para elétrons monoenergéticos utilizando-se o formalismo e as tabelas de Berger⁽³⁾. Por fim apresentam-se os formalismos para o cálculo da dose absorvida e equivalente a partir da fração absorvida e fração absorvida específica.

2.1 – Avaliação das Integrais Definidas pelo Método de Monte Carlo

Apresentam-se a seguir duas técnicas que permitem a avaliação da integral

$$J = \int_a^b f(x) dx$$

pelo *Método de Monte Carlo*^(6,36). A primeira consiste em avaliar o valor médio da função $f(x)$ e a segunda baseia-se na interpretação geométrica da integral como uma área.

2.1.1 – Avaliação do Valor Médio de Uma Função

Chama-se de ξ uma variável aleatória que está distribuída uniformemente no intervalo (a,b) , com uma função densidade de probabilidade $P_{\xi}(x)$ que é definida pelas equações:

$$p_{\xi}(x) = \begin{cases} \frac{1}{b-a} & \text{se } a \leq x \leq b \\ 0 & \text{se } x \notin (a,b) \end{cases}$$

e que satisfaz a condição de normalização $\int_a^b p_{\xi}(x) dx = 1$.

O valor esperado da função $f(\xi)$ é:

$$Mf(\xi) = \int_a^b f(x) p_{\xi}(x) dx = \frac{J}{b-a}$$

Se for efetuado um grande número de amostragens N e encontrados os valores $\xi_1, \xi_2, \xi_3, \dots, \xi_N$ para a variável aleatória ξ tem-se:

$$Mf(\xi) \approx \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(\xi_i)$$

então define-se

$$\theta_1 = \frac{b-a}{N} \sum_{i=1}^N f(\xi_i)$$

que dará uma estimativa aproximada da integral J .

Na prática, $f(\xi_i)$ é computada para uma sequência de valores ξ_i , a soma $f(\xi_1) + f(\xi_2) + f(\xi_3) + \dots + f(\xi_i) + \dots + f(\xi_N)$ é acumulada e θ_1 é computado após terem sido efetuados todos os N testes.

2.1.2 – Avaliação da Área

Para maior simplicidade considera-se:

$$0 \leq f(x) \leq c$$

Chama-se de (η, c) um ponto aleatório uniformemente distribuído no retângulo ABFE, ver Figura 4, definido por:

$$ABFE = \{x, y \in R / a \leq x \leq b \text{ e } 0 \leq y \leq c\}$$

Então a função densidade de probabilidade do ponto aleatório (η, c) é $p_{\eta c}(x, y)$, onde:

$$p_{\eta c}(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{c(b-a)} & \text{se } (x, y) \in \text{ao retângulo ABFE} \\ 0 & \text{se } (x, y) \notin \text{ao retângulo ABFE} \end{cases}$$

Gerando N pontos $(\eta_1, \epsilon_1), (\eta_2, \epsilon_2), \dots, (\eta_N, \epsilon_N)$ no interior do retângulo ABFE e se N' destes pontos pertencerem à área sob a curva $y = f(x)$, a razão das áreas de ABCD por ABFE é aproximadamente a razão N' por N ou:

$$\frac{\int_a^b f(x) dx}{c(b-a)} \approx \frac{N'}{N}$$

Então define-se:

$$\theta_2 = c(b-a) \frac{N'}{N}$$

como sendo uma estimativa aproximada da integral J.

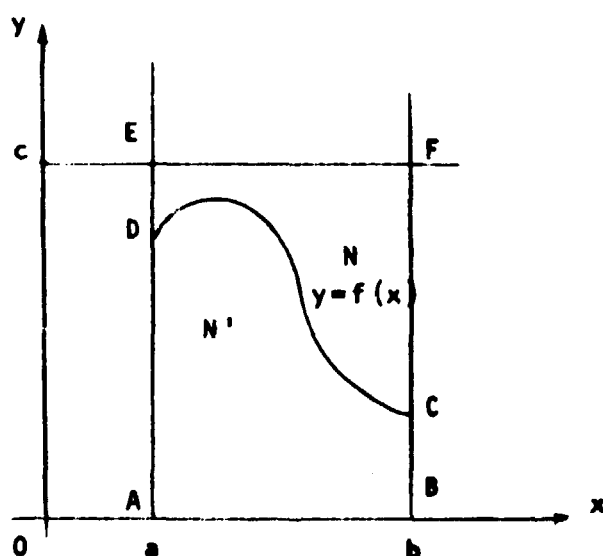


Figura 4 - Retângulo ABFE e a função $y = f(x)$

Na prática ensaia-se a condição $\epsilon_i < f(\eta_i)$ para cada ponto (η_i, ϵ_i) . Se esta é satisfeita adiciona-se um ao contador de N' , caso contrário rejeita-se o ponto. Após todos N pontos terem sido ensaiados calcula-se θ_2 .

Ressalta-se que os métodos apresentados podem ser estendidos para integrais multi-dimensionais da forma:

$$\int_G f(p) dP,$$

onde, G é uma região arbitrária do espaço de n dimensões. O ponto P é definido como, $P = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$ pertencente a região G e dP será dado como $dP = dx_1, dx_2, \dots, dx_n$.

2.2 - Método de Monte Carlo Aplicado ao Processo de Interação de Fótons em um Meio Finito

2.2.1 - Considerações Gerais

A técnica de Monte Carlo pode ser utilizada para simular o processo de interação dos fótons e

para determinar a fração de energia dissipada em um meio finito daquela emitida por uma região fonte. Esta fração de energia é obtida expressando as equações de espalhamento e de absorção dos fótons como distribuição de probabilidade e normalizando-as de modo que possam ser amostradas eficientemente utilizando uma série de números aleatórios uniformemente distribuídos na região fonte. Então, amostram-se as distribuições de probabilidade um número adequado de vezes para determinar a energia média dissipada pelos fótons originários da região fonte. O número de histórias do fóton, requerido para dar resultados significativos, depende da sua energia e da geometria do alvo. Desde que a difusão dos fótons é tratada passo a passo a utilização desta técnica só é possível com o emprego de computadores.

Desta forma, num *programa de Monte Carlo*, a direção inicial do fóton é selecionada por meio de uma sub-rotina que gera os números aleatórios uniformemente distribuídos no intervalo de 0 a 1, ver Apêndice III, a fim de simular uma fonte isotrópica. A distância que o fóton percorre antes da sua primeira interação é encontrada amostrando a função distribuição de probabilidade apropriada para a energia do fóton. A energia depositada em cada interação é obtida conhecendo-se: a probabilidade de ocorrência de cada processo físico envolvido, a energia do fóton antes e depois da colisão e as propriedades do meio.

2.2.2 – Obtenção da Equação que Expressa a Distância Percorrida pelo Fóton Entre Duas Interações Sucessivas Utilizando Números Aleatórios

Seja um feixe colimado de n_0 fótons/cm² seg, cada um de energia $h\nu_0$, incidindo perpendicularmente numa placa de material absorvedor que tem N átomos/cm³ e espessura l , ver Figura 5. O número dn de fótons que são removidos do feixe num incremento de distância dx em x é expresso por:

$$-dn = n N \sigma_t dx \quad (2.1)$$

onde

σ_t é a seção de choque microscópica total (cm²/átomo) e é função da energia do fóton

n é o número de fótons que atravessa a distância x no material absorvedor (fótons/cm² seg)

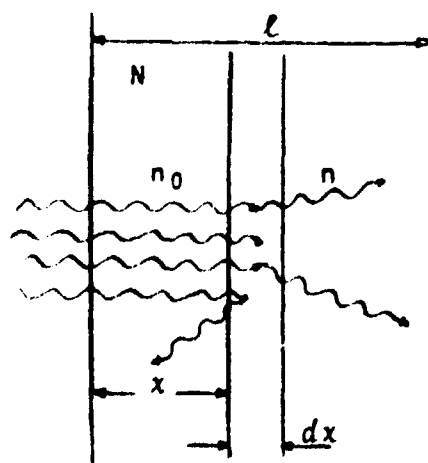


Figura 5 – Representação esquemática dos processos de atenuação e absorção da radiação eletromagnética

Integrando a equação (2.1) e aplicando a condição $n = n_0$ para $x = 0$, obtém-se:

$$n = n_0 e^{-\sigma_t N x} \quad (2.2)$$

Portanto da equação (2.1) a razão dn/n representa a probabilidade do fóton sofrer uma interação ao percorrer a distância dx , e da equação (2.2) a razão n/n_0 representa a probabilidade do fóton percorrer uma distância x sem sofrer interação.

Então, chamado de $p(x)dx$, a probabilidade do fóton sofrer uma colisão no intervalo x e $(x + dx)$, tem-se

$$p(x)dx = (e^{-\sigma_t N x}) N \sigma_t dx \quad (2.3)$$

e, a probabilidade de um fóton sofrer a sua primeira interação no intervalo de 0 a x é expressa por:

$$P(x) = \int_0^x p(x') dx' \quad (2.4)$$

Em seguida substituindo a expressão (2.3) em (2.4) e resolvendo, obtém-se:

$$P(x) = 1 - e^{-\sigma_t N x} \quad \text{para } x \geq 0 \quad (2.5)$$

Assim, $P(x)$ é conhecida como função distribuição de probabilidade para a primeira interação numa distância menor ou igual a x .

Sabe-se⁽⁴⁴⁾ que a cada número aleatório R distribuído uniformemente no intervalo de 0 a 1 existe uma variável correspondente X de uma função distribuição de probabilidade $P(X)$ que obedece a relação

$$R = \int_0^x dP(X)$$

portanto,

$$R = \int_0^x p(X) dX$$

ou

$$R = P(x) = 1 - e^{-\sigma_t N x} \quad x \geq 0$$

ou

$$\ln(1 - R) = -\sigma_t N x \quad (2.6)$$

Fazendo $n_1 = N$ temos:

$$x = \frac{\ln(1-R)}{\mu} \quad (2.7)$$

sendo,

μ o coeficiente de atenuação linear total do meio em que o fóton se encontra.

Como R é um número aleatório distribuído uniformemente no intervalo de 0 a 1, então (1-R) também o é, e para um valor particular da variável x , tem-se

$$d = -\frac{\ln R}{\mu} \quad (2.8)$$

Assim, a equação (2.8) expressa a distância d percorrida pelo fóton até sofrer a primeira interação ou entre duas interações sucessivas, num meio de coeficiente de atenuação linear total μ , quando se gera um número aleatório R, distribuído uniformemente no intervalo de 0 a 1.

2.2.3 – Tipos de Interações, Energia Dissipada e Peso Estatístico⁽³⁶⁾

Para determinar a energia depositada nos pontos onde ocorrem as interações é necessário o conhecimento dos processos físicos envolvidos. Os principais processos de interação a considerar são: Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e a Produção de Pares.

O efeito Fotoelétrico predomina à baixa energia e é caracterizado pela completa transferência da energia do fóton incidente ao elétron orbital do átomo. O efeito Compton ocorre com maior frequência numa faixa de energia mais elevada que a do fotoelétrico e, na interação, o fóton cede parte da sua energia ao elétron do átomo alvo, e é espalhado com uma energia cinética menor. Já, a interação do fóton com o campo eletromagnético de um núcleo atômico, ou menos provavelmente com os elétrons orbitais, causa a sua completa absorção e a produção de um par nêutron-pósitron. Este processo de interação chama-se Produção de Pares.

Desta forma a "história" de um fóton será determinada utilizando o coeficiente de atenuação de massa para o efeito Fotoelétrico ($\mu_{FE}(E)$), Compton ($\mu_C(E)$) e Produção de Pares ($\mu_{pp}(E)$) do meio que está sendo amostrado.

Tendo conhecimento que a probabilidade de absorção do fóton predomina a baixa energia, sabe-se que poucos deles percorrerão grandes distâncias e conseqüentemente a estatística do número de interações para esta situação será pobre. Para compensar esta situação atribui-se ao fóton um peso, W que expressa a sua probabilidade de sobrevivência. Este peso é reduzido à cada processo de interação Compton e quando o seu valor for menor que 10^{-5} considera-se que o fóton foi localmente absorvido.

Desta forma, o peso do fóton após a n -ésima interação, W_n , será expressa por:

$$W_n = W_{n-1} \frac{\mu_C(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} \quad (2.9)$$

onde:

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

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

A energia absorvida na n-ésima interação, E_n , é:

$$E_n = W_{n-1} \left[\frac{\mu_{FE}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} E_{n-1} + \frac{\mu_c(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} (E_{n-1} - E_n) + \frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} (E_{n-1} - 2m_0 c^2) \right] \quad (2.10)$$

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

$\frac{\mu_{FE}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência do efeito Fotoelétrico

$\frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}$ é a probabilidade de ocorrência do efeito Produção de Pares

$m_0 c^2$ é a energia de repouso do elétron

Podem-se observar na equação (2.10) que toda energia do fóton é absorvida quando ocorre o efeito Fotoelétrico e a Produção de Pares. Particularmente, quando ocorre a Produção de Pares, o pósitron é aniquilado pelo elétron orbital do átomo e dois novos fótons de energia igual a $m_0 c^2$ (0,51 MeV) são emitidos. O peso atribuído a cada um destes fótons é dado por:

$$W_n = 2 W_{n-1} \frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} \quad (2.11)$$

Quando ocorre a interação Compton é computada a energia transferida à região alvo e o ângulo de espalhamento, utilizando as equações de Klein-Nishina^(12,23).

2.3 – Determinação da Fração Absorvida para Elétrons Monoenergéticos ^(3,13)

Para a faixa de energia comuns em aplicações médicas os processos de espalhamento e absorção de um meio não são significativamente alterados pela passagem de partículas carregadas como o elétron. Portanto, a equação de transporte que descreve a difusão, penetração e moderação dos elétrons é linear⁽⁴⁾ e o acréscimo de dose absorvida provocada por uma fonte elementar é independente de presença das outras.

Por um processo de recorrência mostra-se que a contribuição de cada fonte à dose é independente da presença das demais e, portanto, pode-se somar a contribuição de cada uma delas.

Supondo um meio homogêneo, uniforme e ilimitado, pode-se dividir o problema do cálculo da dose de elétrons em duas partes distintas: a primeira contém todos os aspectos físicos do problema, que já foram apresentados por Berger⁽³⁾ e uma segunda que é inteiramente geométrica e que ora se propõe.

Então, a fração absorvida, ϕ , na região alvo R_2 com a fonte distribuída na região R_1 , pode ser estimada pela utilização da equação de Berger⁽³⁾ para uma fonte puntiforme de elétrons monoenergéticos. Embora a primeira fonte de dados provém da teoria do Spencer⁽⁴⁵⁾, utilizar-se-á o formalismo e as tabelas de Berger⁽³⁾. Sabe-se, então, que a fração absorvida específica, ϕ , é expressa em termos da quantidade tabelada $F(\xi, E_0)$ dada por:

$$F(\xi, E_0) = 4 \pi \rho |\hat{X}|^2 X_{90} \phi(|\hat{X}|, E_0) \quad (2.12)$$

onde,

$F(\xi, E_0)$ é a distribuição de dose absorvida escalar (quantidade adimensional)

ρ é a densidade do meio (g/cm^3).

$|\hat{X}|$ é a distância da fonte puntiforme ao alvo (cm)

X_{90} é a distância que o elétron percorre até dissipar 90% da sua energia (cm)

E_0 é a energia inicial do elétron (MeV)

$\phi(|\hat{X}|, E_0)$ é a fração absorvida por unidade de massa para uma distância \hat{X} da fonte puntiforme (g^{-1})

ξ é o quociente de $|\hat{X}|$ por X_{90} ($\xi = |\hat{X}|/X_{90}$) (quantidade adimensional)

Desta forma, o procedimento para estimar ψ ou ϕ , numa região alvo R_2 , para a fonte de elétrons distribuídos em R_1 , será descrito em termos de ϕ , entretanto os cálculos serão efetuados utilizando $F(\xi, E_0)$ da equação (2.12).

Supondo que o elétron de energia E_0 se origine no centro do sistema de coordenadas 0, a fração de energia absorvida por um elemento de volume dV_A em torno de \hat{X} é dada por:

$$d\phi(\hat{X}) = \rho dV_A \phi(|\hat{X}|, E_0) \quad (2.13)$$

Integrando-se sobre uma região alvo R_2 , obtém-se a fração de energia absorvida, para uma fonte puntiforme localizada na origem de coordenadas, isto é,

$$\phi(R_2 \leftarrow 0) = \rho \int_{R_2} dV_A \phi(|\hat{X}|, E_0) \quad (2.14)$$

Para obter a fração absorvida, $\phi(R_2 \leftarrow R_1)$, com a fonte distribuída uniformemente sobre R_1 , é necessário integrar a equação (2.14) sobre R_1 . Assim, utilizando \hat{Y} para designar a posição de uma fonte de volume elementar dV_P , vem:

$$\phi(R_2 \leftarrow R_1) = \frac{\rho}{\rho |R_1|} \int_{R_1} \rho dV_F \int_{R_2} dV_A \phi(|\hat{X} - \hat{Y}|, E_0) \quad (2.15)$$

onde,

$|\hat{X} - \hat{Y}|$ é o comprimento do vetor $\hat{X} - \hat{Y}$, ver Figura 6

$\rho |R_1|$ representa a massa da região R_1 , a qual é proporcional à energia emitida.

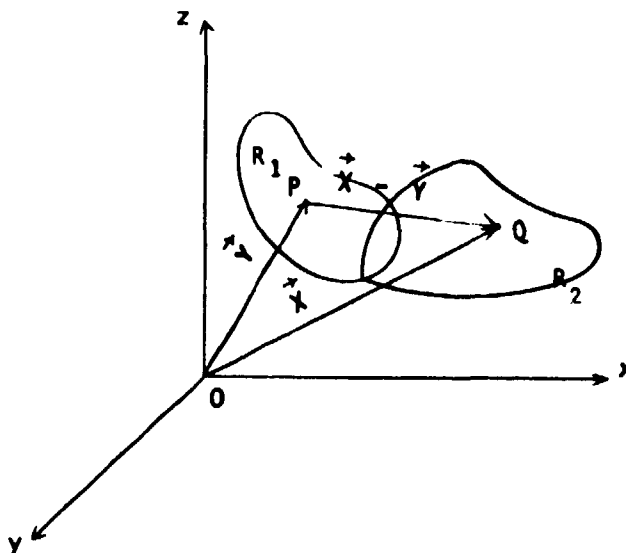


Figura 6 - Representação esquemática da região fonte R_1 , do alvo R_2 e dos vetores \hat{X} e \hat{Y}

Desde que $\phi(|\hat{X} - \hat{Y}|, E_0) = 0$, quando $|\hat{X} - \hat{Y}| > R$, onde R é o alcance do elétron, pode-se evitar limites de integração complicados utilizando a função característica de R_2 , $X_{R_2}(\hat{X})$, dada por:

$$X_{R_2}(\hat{X}) = \begin{cases} 1 & \text{se } \hat{X} \in R_2 \\ 0 & \text{se } \hat{X} \notin R_2 \end{cases}$$

Então:

$$\phi(R_2 \leftarrow R_1) = \frac{\rho}{\rho |R_1|} \int_{R_1} \rho dV_F \int_{|\hat{X} - \hat{Y}| \leq R} dV_A \phi(|\hat{X} - \hat{Y}|, E_0) X_{R_2}(\hat{X}) \quad (2.16)$$

A integral da equação (2.16) é avaliada pelo *Método de Monte Carlo* apresentado no item 2.1.1.

Sabe-se então que, se N pontos são seleccionados de uma região K e se $f(W_i)$ é computado para cada ponto amostra W_i , tem-se:

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(W_i) \approx \frac{1}{|K|} \int_K f(W) dW \quad (2.17)$$

No presente caso a região que está sendo amostrada é o espaço K, de seis dimensões, definido por: $R_1 \times S$, onde S é uma esfera que tem como raio o alcance do elétron. Um ponto deste espaço é dado pelo par (Q,P) tal que P está em R_1 e Q na esfera $|\vec{X} - \vec{Y}| \leq R$. Então, considerando $\rho = 1$ para água e substituindo a equação (2.16) em (2.17) e fazendo

$$f(W) = \phi(|\vec{X} - \vec{Y}|, E_0) \chi_{R_2}(\vec{X}),$$

vem:

$$\begin{aligned} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \phi(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \chi_{R_2}(\vec{X}_i) \approx \\ \frac{1}{|R_1| \frac{4\pi R^3}{3}} \int_{R_1} dV_F \int_{|\vec{X} - \vec{Y}| \leq R} dV_A \phi(|\vec{X} - \vec{Y}|, E_0) \chi_{R_2}(\vec{X}) \end{aligned} \quad (2.18)$$

ou

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \phi(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \chi_{R_2}(\vec{X}_i) \approx \frac{\phi(R_2 + R_1)}{4\pi R^3/3} \quad (2.19)$$

Uma das dificuldades surgidas com esta aproximação é que substituindo a equação (2.12) no integrando da equação (2.18) observa-se que há um ponto de singularidade para $|\vec{X}| = |\vec{Y}|$, embora ela seja integrável. Além disso, se a distância $|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|$ for próxima de zero espera-se uma contribuição muito grande para o valor de ϕ . Naturalmente, isto somente ocorrerá se R_1 e R_2 tiverem partes em comum, sendo que o procedimento para o cálculo de ϕ deve continuar válido. Para evitar esta dificuldade, $\phi(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0)$ foi substituído pelo seu valor médio estimado numa pequena esfera de raio r_0 , especificado no final deste item. Desta forma, quando $|\vec{X}_i - \vec{Y}_i| < r_0$, $\phi(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0)$ será substituído por:

$$\bar{\phi}(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{3}{4\pi r_0^3} \int_{|\vec{X}_i - \vec{Y}_i| \leq r_0} dV_A \phi(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \quad (2.20)$$

Substituindo a equação (2.12) em (2.20) e fazendo $dV_A = 4\pi r^2 dr$ vem:

$$\bar{\phi}(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{3}{4\pi r_0^3} \int_0^{r_0} F\left(\frac{|\vec{X} - \vec{Y}|}{X_{90}}, E_0\right) dr \quad (2.21)$$

Resolvendo esta última equação utilizando o conceito desenvolvido no item 2.1.1, tem-se:

$$\bar{\phi}(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{3\bar{F}}{4\pi r_0^2 X_{90}} \quad (2.22)$$

onde,

\bar{F} é o valor médio de $F(\xi, E_0)$ no intervalo $0 \leq \xi \leq r_0/X_{90}$.

Apresentam-se a seguir dados fornecidos por Berger⁽³⁾, nas Tabelas IV e V necessários para o cálculo da fração absorvida para elétrons monoenergéticos.

Observa-se na Tabela IV, que o valor de $F\left(\frac{|\vec{X} - \vec{Y}|}{X_{90}}, E_0\right)$ varia lentamente com $|\vec{X} - \vec{Y}|/X_{90}$, e a sua substituição por \bar{F} ocasionará uma falsificação no contorno de R_2 uma vez que toda esfera pode não estar contida nessa região R_2 . Portanto, é conveniente manter o valor de r_0 pequeno; que foi tomado como $r_0 = 0,1 X_{90}$.

2.4 – Formalismo para o Cálculo da Dose Absorvida e Equivalente para Radionuclídeos Distribuídos no Corpo

O cálculo da dose, para fonte de Radionuclídeos distribuído no corpo, baseia-se no formalismo apresentado por Loevinger e Berman^(25,26) que utiliza as quantidades denominadas fração absorvida, ϕ , e fração absorvida específica, $\bar{\phi}$.

Desta forma, o cálculo da dose absorvida média, \bar{D} , utilizando o conceito de fração absorvida é expresso pelo produto dos seguintes fatores:

- 1 – Atividade ou Concentração do radionuclídeo que está irradiando os tecidos ou órgãos levando em consideração o tempo de duração do evento.
- 2 – Quantidade de Energia emitida pelo radionuclídeo.
- 3 – Fração de energia do fóton emitido pelo radionuclídeo que foi absorvida pelo tecido ou órgãos.

ou matematicamente por:

$$\bar{D}(V \leftarrow r) = \frac{\bar{A}_r}{m_v} \Delta_1 \phi(V \leftarrow r) \quad \text{rad} \quad (2.23)$$

ou

$$\bar{D}(V \leftarrow r) = \bar{C}_r \Delta_1 \phi(V \leftarrow r) \quad \text{rad} \quad (2.24)$$

onde:

r indica a região fonte de qualquer geometria

V indica o volume da região alvo

Tabela IV

Distribuição da Dose Absorvida Escalar, $F \left[\frac{|\vec{X} - \vec{Y}|}{X_{90}}, E_0 \right]$, na Água
para Elétrons Monoenergéticos

$\frac{ \vec{X} - \vec{Y} }{X_{90}}$	DOSE ABSORVIDA ESCALAR								
	ENERGIA DO ELÉTRON (MeV)								
	4,000	2,000	1,000	0,700	0,400	0,200	0,100	0,050	0,025
0,00	0,75	0,68	0,61	0,57	0,52	0,48	0,45	0,43	0,43
0,05	0,75	0,69	0,61	0,58	0,53	0,48	0,46	0,44	0,44
0,10	0,75	0,69	0,62	0,59	0,54	0,50	0,47	0,45	0,46
0,15	0,76	0,70	0,63	0,60	0,56	0,52	0,50	0,48	0,49
0,20	0,76	0,71	0,65	0,62	0,58	0,55	0,53	0,51	0,52
0,25	0,77	0,72	0,67	0,65	0,61	0,58	0,56	0,55	0,56
0,30	0,78	0,74	0,70	0,68	0,65	0,62	0,61	0,59	0,61
0,35	0,79	0,76	0,73	0,71	0,69	0,66	0,66	0,65	0,67
0,40	0,80	0,78	0,76	0,75	0,73	0,72	0,71	0,71	0,73
0,45	0,82	0,80	0,80	0,80	0,79	0,78	0,78	0,78	0,80
0,50	0,83	0,84	0,85	0,85	0,84	0,84	0,85	0,86	0,87
0,55	0,86	0,87	0,90	0,90	0,91	0,92	0,93	0,94	0,95
0,60	0,89	0,92	0,95	0,96	0,98	1,00	1,01	1,03	1,04
0,65	0,96	0,99	1,02	1,03	1,05	1,08	1,10	1,12	1,12
0,70	0,99	1,04	1,08	1,10	1,13	1,20	1,19	1,21	1,22
0,75	1,04	1,11	1,16	1,18	1,23	1,26	1,28	1,30	1,28
0,80	1,09	1,16	1,22	1,25	1,30	1,35	1,37	1,37	1,35
0,85	1,12	1,21	1,28	1,30	1,36	1,40	1,41	1,42	1,40
0,90	1,13	1,20	1,29	1,31	1,37	1,39	1,42	1,41	1,37
0,95	1,10	1,15	1,21	1,23	1,29	1,31	1,33	1,33	1,33
1,00	0,97	1,00	1,03	1,04	1,06	1,09	1,11	1,13	1,14
1,05	0,77	0,78	0,79	0,80	0,80	0,81	0,83	0,85	0,86
1,10	0,45	0,47	0,49	0,50	0,51	0,51	0,50	0,49	0,46
1,15	0,12	0,18	0,20	0,21	0,22	0,22	0,22	0,20	0,17

Tabela V

Alcance do Elétron $R(E_0)$; Distância que o Elétron Percorre
para Dissipar 90% da sua Energia $X_{90}(E_0)$;

Razão $\frac{X_{90}(E_0)}{R(E_0)} = a$; Valor Médio da Dose Absorvida Escalar $\bar{F}(E_0)$

E_0 (MeV)	$R(E_0)$ (cm)	$X_{90}(E_0)$ (cm)	a	$\bar{F}(E_0)$
4,000	1,9873	1,5700	0,79	0,7500
2,000	0,9610	0,7400	0,77	0,6867
1,000	0,4316	0,3280	0,76	0,6133
0,700	0,2724	0,2070	0,76	0,5800
0,400	0,1263	0,0960	0,76	0,5300
0,200	0,0439	0,0334	0,76	0,4867
0,100	0,0139	0,0106	0,76	0,4600
0,050	0,0042	0,0032	0,75	0,4400
0,025	0,0013	0,0010	0,76	0,4433

\bar{A}_r é a atividade acumulada em r, ($\mu\text{Ci} - \text{dia}$) definida por:

$$\bar{A}_r = \int_0^t A(t) dt, \text{ sendo que } A(t) \text{ é a atividade presente no } \text{órgão fonte no tempo } t \text{ após a administração da atividade } A \text{ em } (\mu\text{Ci})$$

\bar{C}_r é a concentração acumulada em ($\mu\text{Ci} - \text{dia/g}$) (utilizada quando a fonte coincide com o alvo).

m_v é a massa do órgão em que a dose está sendo calculada em (g)

Δ é a constante de dose absorvida ou a quantidade de energia emitida pelo radionuclídeo em ($\text{g.rad}/\mu\text{Ci} - \text{dia}$)

ϕ é a fração absorvida (adimensional)

Sabe-se que em geral um radionuclídeo ao se desintegrar emite radiações de diferentes tipos e energias⁽⁹⁾ e desde que os processos de espalhamento e absorção dependem deste fato, a fração absorvida é computada para cada caso. Então, a fração absorvida, ϕ_i , para o i-ésimo tipo de radiação emitida pelo radionuclídeo é expressa por:

$$\phi_i = \frac{\text{energia absorvida pela região alvo para a radiação do i-ésimo tipo emitido pela fonte}}{\text{energia da radiação do i-ésimo tipo emitido pela fonte}}$$

Analogamente determina-se a constante Δ_i que expressa a energia total emitida por desintegração, pelo i-ésimo tipo de radiação. Então a constante Δ_i , para radiações de abundância fracional n_i e energia média \bar{E}_i , em MeV, será:

$$\Delta_i = 1,602 \times 10^{-6} \text{ (erg/MeV)} \times 10^{-2} \text{ (rad/erg.g)} \times 3,7 \times 10^4 \text{ (des}/\mu\text{Ci} \cdot \text{seg)} \times \\ \times 8,64 \times 10^4 \text{ (seg/dia)} \times n_i \bar{E}_i \text{ (MeV/des)}$$

ou

$$\Delta_i = 51,13 n_i \bar{E}_i \text{ (g.rad}/\mu\text{Ci-dia)} \quad (2.25)$$

Assim a equação (2.23) torna-se:

$$\bar{D} \text{ (V} \leftarrow r) = 51,13 \frac{\bar{A}_r}{m_v} \sum n_i E_i \phi_i \text{ (V} \leftarrow r) \text{ rad} \quad (2.26)$$

Sendo que esta expressão é válida quando a região alvo é um volume. Posteriormente, Loevinger e Berman^(25,26) generalizaram a equação (2.26) tornando-a válida para regiões alvos de geometria puntiforme, linear, superficial ou volumétrica, introduzindo o conceito da fração absorvida específica. A fração absorvida específica, ϕ , é expressa por:

$$\phi_i(V+r) = \frac{\phi(V+r)}{m_v}$$

Agora, se o volume V da região alvo tende a um ponto, ou a uma linha, ou ainda a uma superfície, a massa m e a fração absorvida $\phi(V+r)$ tenderão a zero mas a razão $\phi(V+r)/m$ aproximar-se-á de um valor finito. Matematicamente expressa-se por:

$$\phi_i(r_1+r_2) = \lim_{V \rightarrow r_1} \phi(V+r_2) = \frac{D_i(r_1+r_2)}{\tilde{A}_{r_2} \Delta_i} g^{-1} \quad (2.27)$$

onde,

V é o volume que contém a região r_1

\tilde{A}_{r_2} é a atividade acumulada na região fonte r_2

A equação (2.27) não é válida quando existem pontos em comum entre a região fonte e a região alvo, a menos que r_1 também seja um volume. Então a equação que expressa a dose absorvida média utilizando o conceito da fração absorvida específica, ϕ , torna-se:

$$\bar{D}(r_1+r_2) = 51,13 \tilde{A}_{r_2} \sum n_i \bar{E}_i \phi_i(r_1+r_2) \text{ rad} \quad (2.28)$$

Por sua vez a dose equivalente média $\bar{H}(r_1+r_2)$ é obtida a partir da equação (2.28), multiplicando-a pelos fatores de qualidade $Q_i(r_2)$ e pelos fatores modificadores $N_i(r_2)$ para o i -ésimo tipo de radiação, então:

$$\bar{H}(r_1+r_2) = 51,13 \tilde{A}_{r_2} \sum n_i \bar{E}_i \phi_i(r_1+r_2) Q_i(r_2) N_i(r_2) \text{ rem} \quad (2.29)$$

3 – DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DO RIM HETEROGÊNIO

O teor deste capítulo resume-se na construção de um modelo matemático para o rim que possa ser utilizado na estimativa da dose, quando a distribuição de um determinado radionuclídeo não ocorre uniformemente no interior do referido órgão.

Ressalta-se que, para o desenvolvimento do modelo matemático foram considerados somente os aspectos anatómicos macroscópicos das regiões do rim, que são de maior importância para a avaliação da dose.

3.1 – Descrição Anatômica do Rim^(1,14,22,46)

* ver apêndice I.

Os rins são órgãos pares que desempenham funções de primordial importância contribuindo para o equilíbrio fisiológico do organismo. São os órgãos encarregados do controle do teor de água no corpo, do equilíbrio eletrolítico e da pressão osmótica dos líquidos corporais, além do equilíbrio ácido-base e da excreção dos produtos finais do metabolismo e de algumas substâncias tóxicas.

Os rins ocupam a região posterior do abdômem, lateralmente à coluna vertebral, junto ao músculo psoas maior e num plano oblíquo entre o plano frontal e o sagital. Os polos superiores dos rins estão aproximadamente na altura da décima segunda vértebra dorsal e os polos inferiores próximos da segunda ou terceira vértebra lombar.

Os órgãos mais importantes que fazem limites com os rins são: a glândula supra renal que cobre o polo superior de cada um dos rins; o fígado, a segunda porção do duodeno, a flexura direita do colo e a parte do intestino delgado que estão em contato com a face anterior do rim direito; enquanto que o estômago, o pâncreas, a flexura esquerda do colo, o baço e parte do intestino delgado estão para a face anterior do rim esquerdo. As faces posteriores dos rins fazem fronteira com o diafragma, o músculo psoas maior, o quadrado lombar, ramos do plexo lombar, a duodécima costela e a borda lateral do eretor da coluna.

Quanto à forma nota-se que a superfície externa do rim é toda convexa exceto na borda medial que é chanfrada na altura do hilo, por onde passam os vasos renais maiores assim como o ureter, coníforme se observa na Figura 7.

As dimensões dos rins são definidas segundo três variáveis, a saber: o comprimento na direção do polo superior e inferior, a espessura na direção da face anterior e posterior, e a largura na direção da borda medial e lateral. Desta forma os dados obtidos pelos estudos de vários autores (1,14,22,30,37,46), com rins normais, apresentam uma variação de 10 a 13 cm para o comprimento, 3 a 4 cm para a espessura e 5 a 7 cm para a largura. A massa de cada rim pode variar de 125 a 170 g e o volume de 120 a 180 cm³.

Externamente, os rins são recobertos por uma fina cápsula fibrosa, ver Figura 8, envolvida por uma camada abundante de tecido adiposo e a fáscia renal. O hilo do rim conduz ao seio renal, e é envolto pela continuação da cápsula fibrosa, que contém a pelve, nervos e vasos sanguíneos imersos em gordura. A pelve renal é a extremidade dilatada do ureter a qual no interior do seio renal divide-se em dois ou três tubos curtos e largos, os chamados cálices renais maiores que por sua vez subdividem-se em sete a quatorze cálices renais menores. Além destes detalhes, pelo estudo do corte do rim, observam-se duas regiões bem nítidas, a externa, de coloração pálida, de 0,4 a 1,3 cm de espessura, denominada córtex e outra mais interna, a medula, de cor mais escura. A medula do rim é formada por massas cônicas denominadas pirâmides renais ou pirâmides de Malpighi, que podem variar quantitativamente de 8 a 18, contendo cada uma os túbulos coletores e parte dos túbulos secretores. Perpendicularmente à base das pirâmides, os túbulos coletores, que na sua maior parte estão situados na região medular, projetam-se em direção ao córtex periférico, em forma de pequenas estrias chamadas raios medulares ou de Ferrein. Opostamente, o ápice de cada pirâmide dirige-se em direção à pelve, fundindo-se nos cálices renais menores. Os tecidos situados entre as pirâmides renais pertencem a região cortical e chamam-se colunas renais ou colunas de Bertin.

3.2 – Modelo Matemático que Representa o Rim Externamente

O trabalho que segue refere-se ao desenvolvimento do modelo matemático do rim heterogêneo proposto no Capítulo 1. Este modelo difere do atual, homogêneo, na dimensão e massa, mas a principal alteração refere-se à caracterização das regiões cortical, medular e coletores. Esclarece-se, também que o modelo matemático do rim direito e esquerdo possuem as mesmas dimensões, massa e volume e são simétricos em relação ao plano yOz do fantasma matemático. Desta forma, como as equações que o definem, também, são simétricas, as menções e as deduções serão efetuadas apenas para o rim direito,

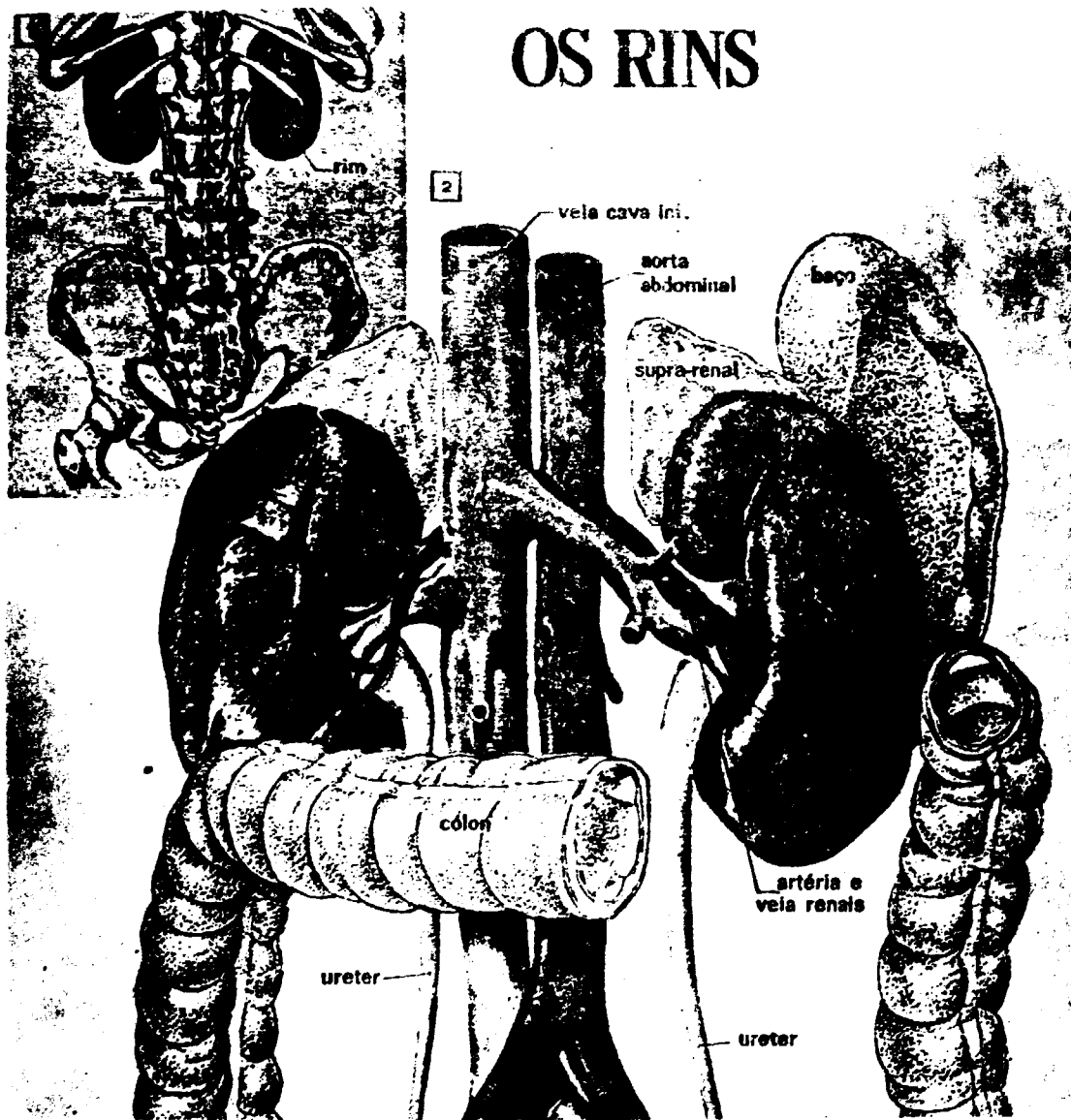


Figura 7 -- Ilustração da forma externa do rim e da sua situação em relação aos órgãos vizinhos

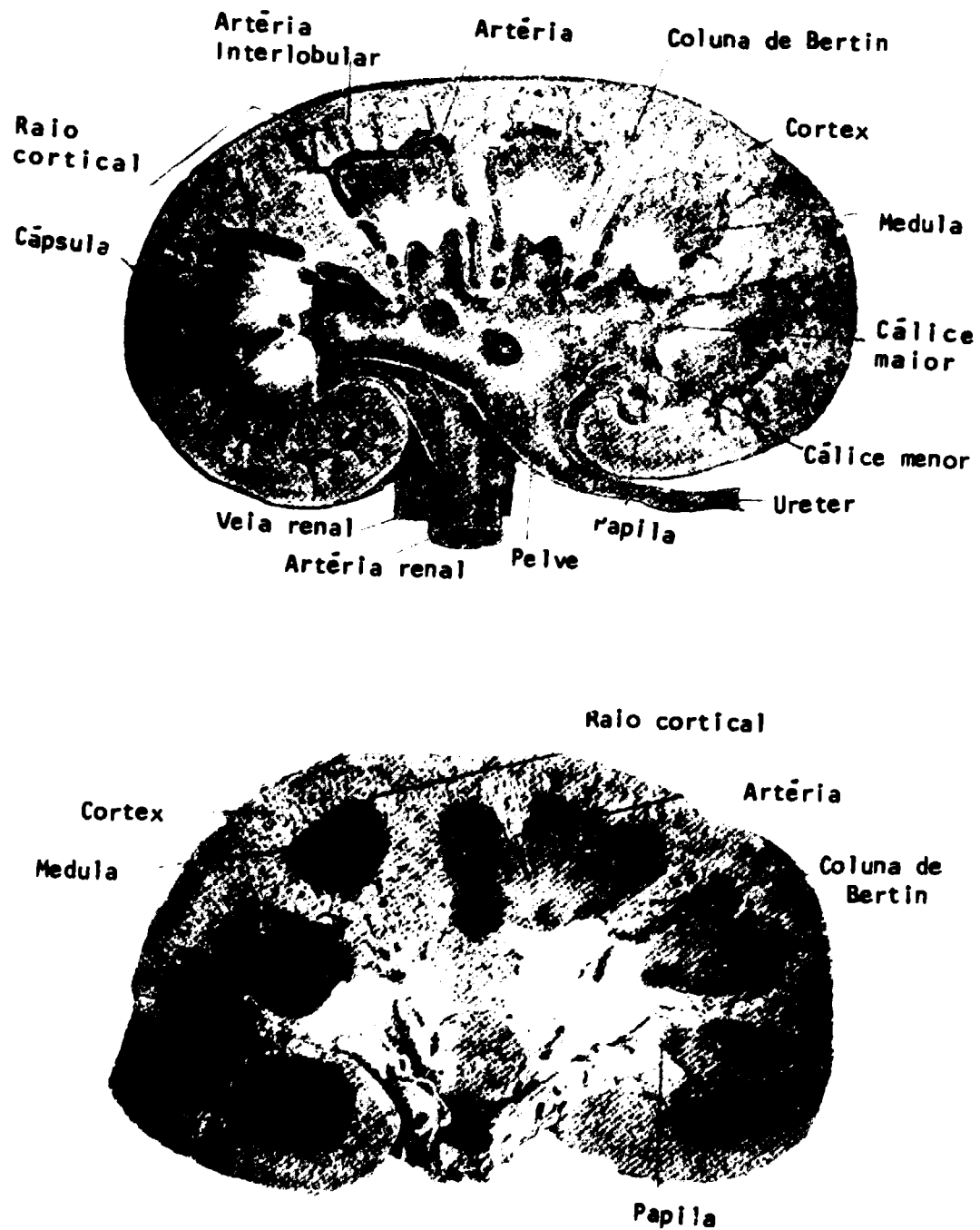


Figura 8 -- Secção longitudinal do RIM destacando a sua estrutura interna⁽¹⁾. Está representado em tamanho natural

sendo que para o rim esquerdo serão apresentadas somente as equações finais. Feitas estas considerações parte-se para a apresentação do modelo proposto.

Externamente representou-se o rim pela figura geométrica de um elipsóide, cortado por um plano paralelo ao eixo longitudinal e perpendicular ao eixo transversal, ver Figura 9. Assim, toda a superfície externa é convexa, exceto a face chanfrada do elipsóide que corresponde à borda medial do rim. Adotou-se para cada rim a massa de aproximadamente 155 g e o volume de 157 cm^3 ; e para as dimensões dos eixos longitudinal e antero-posterior do elipsóide que representam, respectivamente, o comprimento e a espessura do rim os valores de 11,4 cm e 3,4 cm. A largura, do rim por sua vez, corresponde ao segmento maior do eixo transversal, que vai desde a superfície do elipsóide até o ponto onde o plano que o secciona intercepta este eixo, medindo 6,9 cm.

No modelo proposto os eixos de coordenadas x' , y' e z' correspondem, respectivamente, aos eixos transversal, antero-posterior e longitudinal do elipsóide. A origem O' destes eixos encontra-se no centro do elipsóide.

A equação geral que expressa matematicamente a figura geométrica do elipsóide é dada por:

$$\frac{x'^2}{a^2} + \frac{y'^2}{b^2} + \frac{z'^2}{c^2} = 1 \quad (3.1)$$

onde a , b e c são os comprimentos dos semi-eixos do elipsóide na direção de x' , y' e z' , respectivamente.

Sabe-se, então, que $c = 5,7 \text{ cm}$ e $b = 1,7 \text{ cm}$ e que correspondem respectivamente ao semi-eixo longitudinal e ao semi-eixo antero-posterior do elipsóide. Para obter o semi-eixo transversal a , na direção do eixo coordenada x' , fez-se necessária a realização de alguns cálculos, uma vez que o elipsóide é seccionado pelo plano paralelo ao seu eixo longitudinal e que intercepta o eixo transversal em $x' = d$. Então, chamando de m o segmento que representa a largura do rim direito, temos $m = 6,9 \text{ cm}$ e

$$m = |a| + |d| \quad (3.2)$$

onde d é a distância da origem das coordenadas ao ponto onde o plano secciona o eixo transversal do elipsóide.

A seguir pretende-se obter a equação que expressa o volume da calota elíptica, da Figura 9 que associada à equação (3.2) explicitará a incógnita procurada a . Desta forma, passa-se à determinação da equação que expressa o volume da figura geométrica que representa o rim direito, em função de a , b , c e d , a partir da integral

$$V = \iiint_V dx' dy' dz'$$

Com relação aos limites de integração, o polo superior do elipsóide está limitado pela superfície

$$z = c \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2} - \frac{y'^2}{b^2}}$$

e opostamente pela superfície

$$z = c \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2} - \frac{y'^2}{b^2}}$$

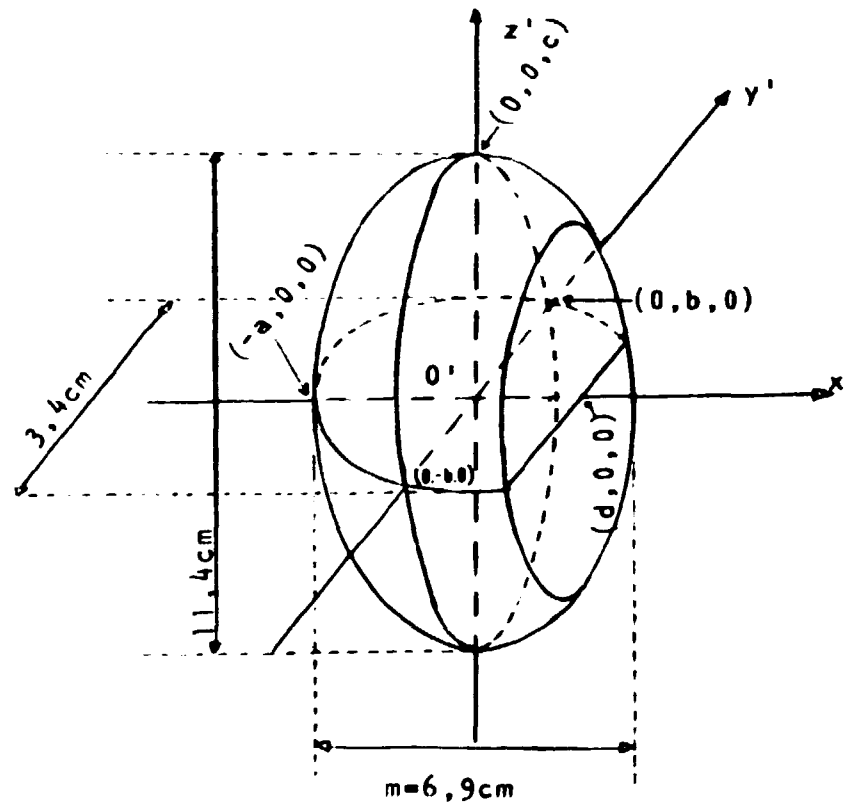


Figura 9 – Elipsóide seccionado por um plano representando o rim direito, onde se observa o eixo longitudinal na direção do eixo coordenada z' , o eixo antero-posterior na direção do eixo de coordenada y' e o segmento maior do eixo transversal na direção do eixo coordenada x'

Sabe-se também, que a projeção do elipsóide sobre o plano $x'O'y'$ é a elipse,

$$\frac{x'^2}{a^2} + \frac{y'^2}{b^2} = 1$$

seccionada, cujos limites na direção do eixo y' são dados por

$$y' = \pm b \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2}}$$

e cujo eixo x' estende-se desde $x' = -a$ até $x' = d$.

Resumindo, tem-se:

$$c \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2} - \frac{y'^2}{b^2}} < x' < c \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2} - \frac{y'^2}{b^2}}$$

$$b \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2}} < y' < b \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2}}$$

$$-a < x' < a$$

e a integral torna-se:

$$V = \int_{-a}^a \int_{-p}^q \int_{-q}^q dz' dy' dx'$$

onde:

$$p = b \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2}} \quad q = c \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a^2} - \frac{y'^2}{b^2}}$$

a qual resolvendo⁽³²⁾, chega-se a expressão:

$$V = \frac{\pi bc}{3} \left[2a + 3d - \frac{d^3}{a^2} \right] \quad (3.3)$$

A seguir, isolando-se d na equação (3.2) e substituindo-o na equação (3.3) tem-se:

$$V = \frac{\pi bc}{3} \left[2a + 3(m - a) - \frac{(m - a)^3}{a^2} \right]$$

ou

$$\frac{3V}{\pi bc} z^3 - 3m^2 a + m^3 = 0 \quad (3.4)$$

Resolvendo-se esta equação em a obtém-se:

$$a = \frac{m^2 \pi bc \left[1 + \sqrt{1 - \frac{4V}{3\pi bcm}} \right]}{2V}$$

e, por fim, substituindo os valores de b , c , m e V já mencionados anteriormente encontrou-se para o semi-eixo transversal do elipsóide, a , os valores 4,3 cm e 4,9 cm.

Adotou-se no presente trabalho o valor $a = 4,3$ cm em virtude da forma do elipsóide obtido aproximarse mais ao do órgão em estudo. Em seguida substituindo a na equação (3.2) obtém-se $d = 2,6$ cm.

Assim, a superfície da figura geométrica que representa o rim direito é definida pela equação:

$$\frac{x'^2}{4,3^2} + \frac{y'^2}{1,7^2} + \frac{z'^2}{5,7^2} = 1 \quad \text{e} \quad x' \leq 2,6 \quad (3.5)$$

e consequentemente o rim esquerdo por:

$$\frac{x'^2}{4,3^2} + \frac{y'^2}{1,7^2} + \frac{z'^2}{5,7^2} = 1 \quad \text{e} \quad x' \geq 2,6 \quad (3.5a)$$

Para representar as regiões cortical, medular e coletora do rim, introduziram-se novas figuras geométricas que são descritas no item seguinte.

3.3 – Modelo Matemático que Representa as Regiões Internas do Rim

Internamente, dirigindo-se para o centro do órgão a partir da superfície externa, observa-se a presença de uma camada periférica que pertence à região cortical. Para representá-la introduziu-se no interior do primeiro elipsóide seccionado por um plano paralelo ao plano $y'O'z'$ definido pela equação (3.5), um outro com as mesmas características geométricas, sendo que a porção de interesse situa-se na camada entre estas figuras geométricas.

O comprimento dos semi-eixos deste novo elipsóide na direção dos eixos coordenadas x' e z' foram obtidos reduzindo-se de 0,7 cm o comprimento dos respectivos semi-eixos do elipsóide definido pela equação (3.5) e este mesmo valor foi estabelecido para a distância entre os planos, ver Figura 10. Para o comprimento do semi-eixo na direção do eixo coordenada y' reduziu-se de 0,8 cm de modo análogo aos outros eixos.

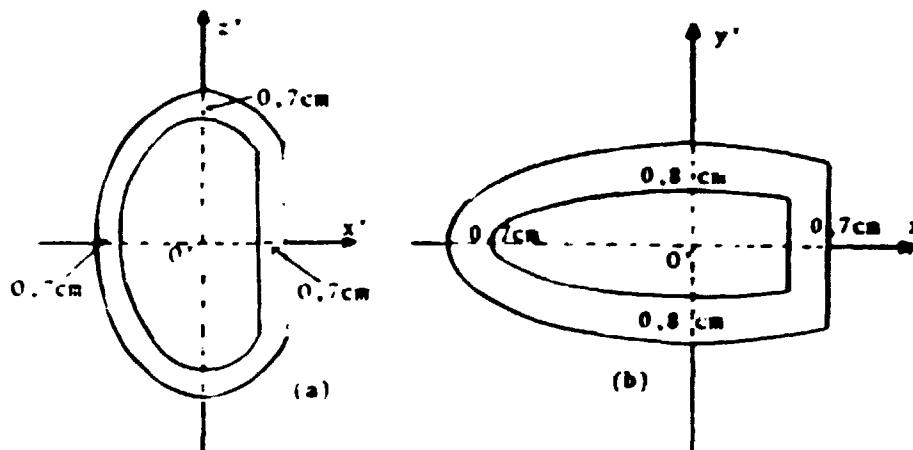


Figura 10 – Secção longitudinal (a) e secção transversal (b) da figura geométrica que representa o rim, mostrando a espessura da camada periférica da região cortical

Desta forma a equação deste novo elipsóide é dada por:

$$\frac{x'^2}{(4,3 - 0,7)^2} + \frac{y'^2}{(1,7 - 0,8)^2} + \frac{z'^2}{(5,7 - 0,7)^2} = 1 \quad \text{com } x' \leq 1,9$$

ou

$$\frac{x'^2}{3,6^2} + \frac{y'^2}{0,9^2} + \frac{z'^2}{5,0^2} = 1 \quad \text{e } x' \leq 1,9 \quad (3.6)$$

para o rim direito e consequentemente para o rim esquerdo:

$$\frac{x'^2}{3,6^2} + \frac{y'^2}{0,9^2} + \frac{z'^2}{5,0^2} = 1 \quad \text{e } x' \geq 1,9 \quad (3.6a)$$

Quanto à porção situada entre a camada cortical periférica e a pelve, Figura 8, encontra-se a medula do rim que é formada por massas cônicas. Estas massas cônicas são limitadas na base inferior pelo elipsóide definido pela equação (3.6) e na base superior pela pelve renal assumindo a forma de um tronco de cone. Para o presente trabalho, assumiu-se um valor representativo de 13 cones para tornar o seu posicionamento e equacionamento mais simples.

Quanto ao posicionamento destas massas cônicas, todas apresentam o vértice na origem do sistema de coordenadas cartesianas O' , sendo que cinco delas estão orientadas na direção dos eixos do elipsóide, cujos eixos de rotação são definidos respectivamente, pelas coordenadas $(0,1,0)$; $(0,0,1)$; $(-1,0,0)$; $(0,-1,0)$; $(0,0,-1)$ e as oito restantes pelas coordenadas $(1,1,1)$; $(1,-1,1)$; $(1,1,-1)$; $(1,-1,-1)$; $(-1,1,1)$; $(-1,1,-1)$; $(-1,-1,1)$; $(-1,-1,-1)$. Pode-se notar a ausência da "massa cônica" no sentido do eixo de coordenada x' positivo, local onde o ureter penetra no rim.

O ângulo formado pela geratriz do cone e o seu eixo de rotação é de 27,2 graus para todas as massas cônicas, observando-se que os volumes assim obtidos não são todos iguais.

O volume dos troncos de cone, em ordem decrescente, são os definidos pelas seguintes coordenadas: em primeiro $(0,0,1)$; $(0,0,-1)$, em segundo $(-1,0,0)$, em terceiro $(-1,1,1)$; $(-1,-1,1)$; $(-1,1,-1)$; $(-1,-1,-1)$, a seguir $(1,1,1)$; $(1,-1,1)$; $(1,1,-1)$; $(1,-1,-1)$ e por fim $(0,1,0)$; $(0,-1,0)$.

Os diferentes valores obtidos para os volumes de cada cone e, consequentemente, para as suas formas, não estão em total discordância com o que se observa no órgão real.

O ângulo de 27,2 graus, foi obtido impondo-se que a soma dos volumes dos treze troncos de cones fosse igual àquela citada pela ICRP⁽²²⁾ e pelo trabalho de Mac Affee⁽²⁸⁾ que é aproximadamente 25% do volume total do rim. Esclarece-se também que para que um ponto $P(x'_0, y'_0, z'_0)$ pertença a qualquer um dos 13 cones deve obedecer a seguinte condição:

$$\cos 27,2^\circ \leq \cos \psi \quad \text{ou} \quad 27,2^\circ \geq \psi$$

sendo

$$\cos \psi = \frac{(x'_0, y'_0, z'_0) \cdot (t, u, v)}{\sqrt{x_0'^2 + y_0'^2 + z_0'^2} \sqrt{t^2 + u^2 + v^2}}$$

$$\cos \psi = \frac{x'_0 t + y'_0 u + z'_0 v}{\sqrt{x'^2_0 + y'^2_0 + z'^2_0} \sqrt{t^2 + u^2 + v^2}}$$

onde

ψ é o ângulo formado pelo eixo de rotação do cone e o eixo que passa pelo ponto $P(x'_0, y'_0, z'_0)$ e a origem O' , ver Figura 11.

t, u e v são as coordenadas dos pontos que, juntamente com a origem O' , definem os eixos de rotação de qualquer um dos treze cones.

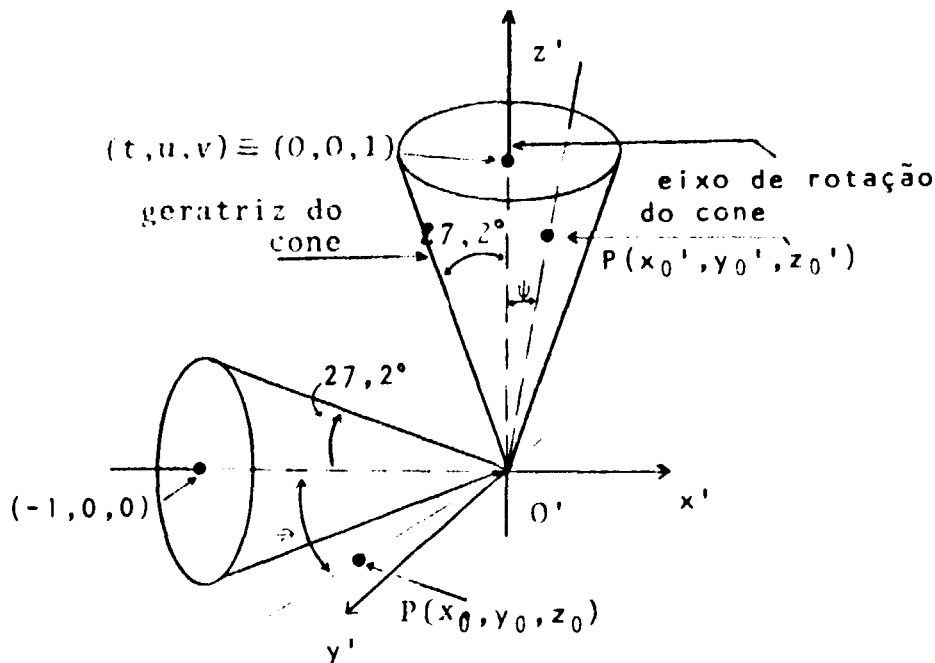


Figura 11 – Apresentação do ângulo ψ e das coordenadas t, u e v . Observam-se as massas cônicas nas direções dos eixos z' positivo e x' negativo para as situações em que o ponto $p(x'_0, y'_0, z'_0)$ pertence ou não à região medular do rim

Por fim, na região central do rim, conforme se observa na Figura 7, encontra-se a pelve, com um volume variável de 5 a 11 cm³ segundo Allen⁽¹⁾.

Embora se tenha conhecimento que o sistema coletor intra renal apresenta uma configuração bastante complexa, com um número variável de cálices maiores e menores, para maior simplicidade, o modelo anatômico do sistema coletor foi representado por um elipsóide mais um cilindro elíptico. Para o elipsóide, adotou-se da literatura⁽⁴⁶⁾, as seguintes dimensões: 3,0 cm na direção do eixo x' , 0,8 cm na direção do eixo y' e estimou-se em 4,0 cm o comprimento na direção do eixo z' . Desta forma a equação matemática, para ambos os rins é:

$$\frac{x'^2}{1,5^2} + \frac{y'^2}{0,4^2} + \frac{z'^2}{2,0^2} = 1 \quad (3.7)$$

Quanto ao cilindro elíptico adotou-se as seguintes dimensões: 1,1 cm na direção do eixo x' , 1,4 cm na direção do eixo y' e 2,4 cm na direção do eixo z' . Assim a equação matemática que o representa é dada por:

$$\frac{y'^2}{0,7^2} + \frac{z'^2}{1,2^2} = 1 \quad \text{e} \quad 1,5 \leq x' \leq 2,6 \quad (3.8)$$

para o rim direito e,

$$\frac{y'^2}{0,7^2} + \frac{z'^2}{1,2^2} = 1 \quad \text{e} \quad -2,6 \leq x' \leq -1,5 \quad (3.8)a$$

para o rim esquerdo.

Pelas equações (3.7) e (3.8), e Figura 12 observa-se que a face plana do cilindro elíptico toca o elipsóide, cujo ponto de tangência é dado pelas coordenadas (1,5,0,0).

O comprimento do eixo longitudinal do elipsóide foi estimado ajustando o volume deste elipsóide e do cilindro elíptico ao volume do sistema coletor; este último citado por Mac Affee⁽²⁸⁾ e pela ICRP⁽²⁷⁾, que atribui um valor de aproximadamente 5% do volume total do rim.

3.4 – Particularidade do Modelo

Ensaiou-se, também, a possibilidade das massas cônicas interceptarem o cilindro elíptico, ver Figura 13, mais especificamente as definidas pelos eixos de rotação que passam pelos pontos (1,1,1); (1,1,-1); (1,-1,1); (1,-1,-1) e cujo vértice se localiza na origem do sistema de coordenadas do elipsóide O' .

A demonstração que segue será apresentada apenas para a massa cônica cujo eixo de rotação é definido pelas coordenadas (1,1,1) e (0,0,0) pois o procedimento para as demais é similar.

O que se pretende é demonstrar se existe algum ponto comum ao cilindro elíptico definido pela equação (3.8) e ao cone acima referido. Para simplificar será considerada somente a elipse que define o contorno da face plana do cilindro elíptico, voltada para a origem das coordenadas. Se algum ponto $P(x'_0, y'_0, z'_0)$ pertencente a esta elipse, também, pertencer à massa cônica, então o cilindro elíptico e a massa cônica terão partes em comum.

Da Figura 13, tem-se que:

$$z'_0 = 1,2 \operatorname{sen} \theta$$

$$y'_0 = 0,7 \operatorname{cos} \theta$$

$$x'_0 = 1,5$$

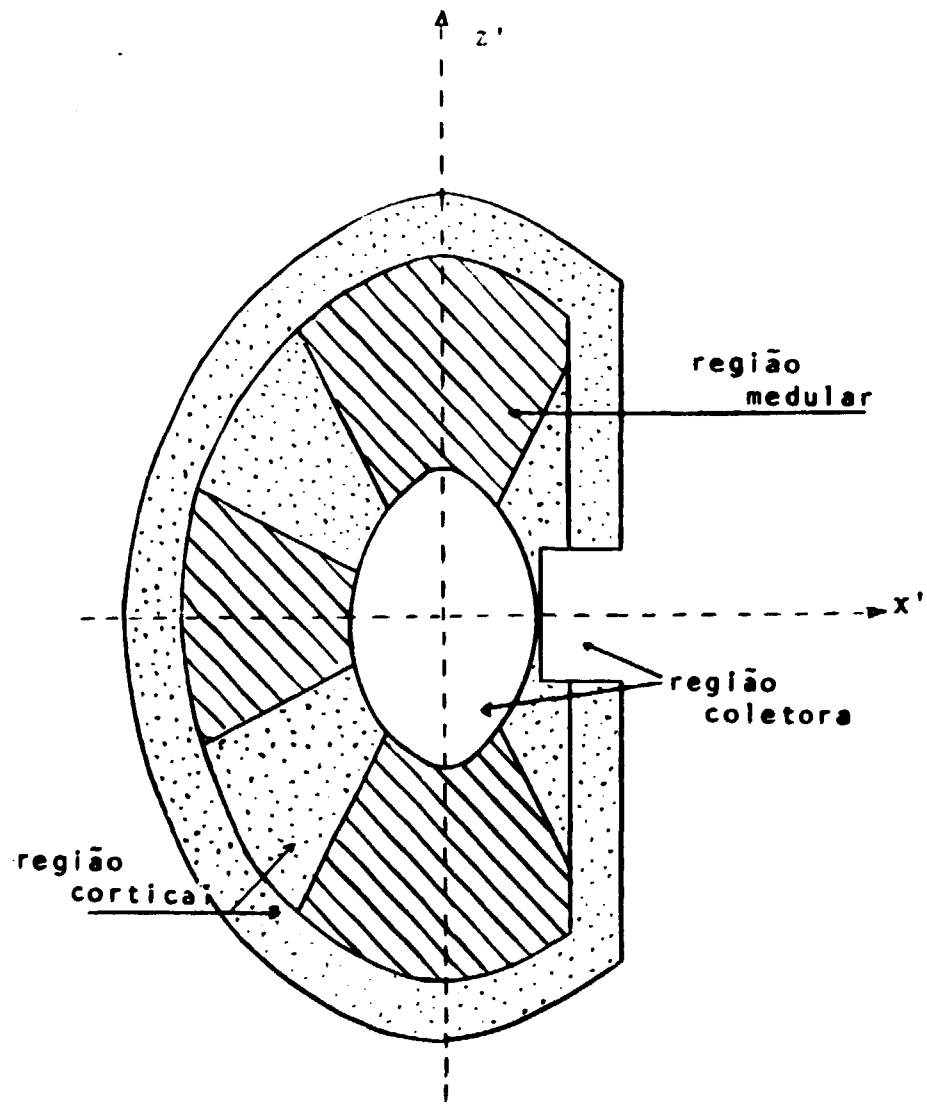


Figura 12 - Corte longitudinal do modelo matemático que representa o rim direito mostrando as regiões cortical, medular e coletora

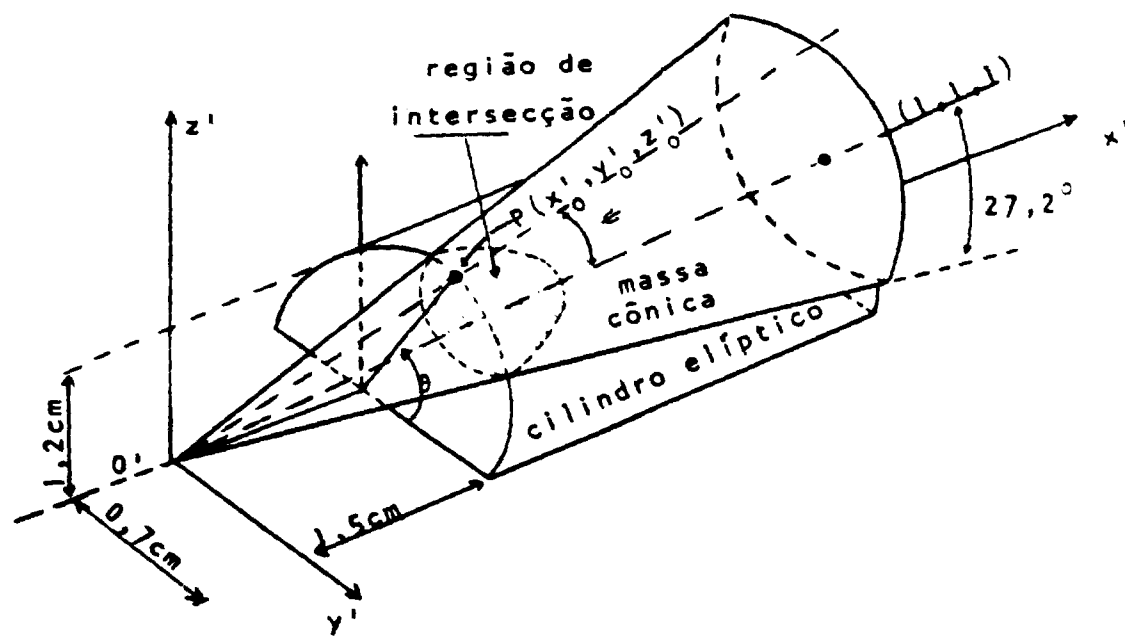


Figura 13 – Vista parcial da situação em que um dos cones intercepta o cilindro elíptico

onde θ é o ângulo formado pelo eixo longitudinal da elipse, e o eixo definido pelas coordenadas do ponto $P(x'_0, y'_0, z'_0)$ e $(1,5,0,0)$. Para o presente caso θ varia de 0 a $\pi/2$. Seja ψ o ângulo formado pelo eixo de rotação que define a massa cônica e o eixo definido pelas coordenadas do ponto $P(x'_0, y'_0, z'_0)$ e a origem O' . Então, a condição para que haja interseção é dada por:

$$\cos 27,2^\circ \leq \cos \psi \quad (3.9)$$

onde,

$$\cos \psi = \frac{(1,5, 0,7 \cos \theta, 1,2 \operatorname{sen} \theta) \cdot (1,1,1)}{\sqrt{(1,5)^2 + (0,7 \cos \theta)^2 + (1,2 \operatorname{sen} \theta)^2} \cdot \sqrt{1^2 + 1^2 + 1^2}}$$

ou

$$\cos \psi = \frac{1,5 + 0,7 \cos \theta + 1,2 \operatorname{sen} \theta}{\sqrt{(1,5)^2 + (0,7 \cos \theta)^2 + (1,2 \operatorname{sen} \theta)^2} \sqrt{3}} \quad (3.10)$$

Desta forma se a condição dada por (3.9) é satisfeita ao variar θ de 0 a $\pi/2$, a massa cônica intercepta o cilindro elíptico. Os resultados obtidos indicam que a interseção ocorre no intervalo $0,1298\pi < \theta < 0,3558\pi$ quando variamos θ de 0 a $\pi/2$.

No presente modelo, considerou-se que as partes em comum pertencem à região medular, isto é, às massas cônicas. Portanto, a nova forma assumida pelo cilindro elíptico, vista frontalmente encontra-se na Figura 14.

Para o cálculo do volume das regiões cortical, medular e coletora foram introduzidas as considerações acima discutidas.

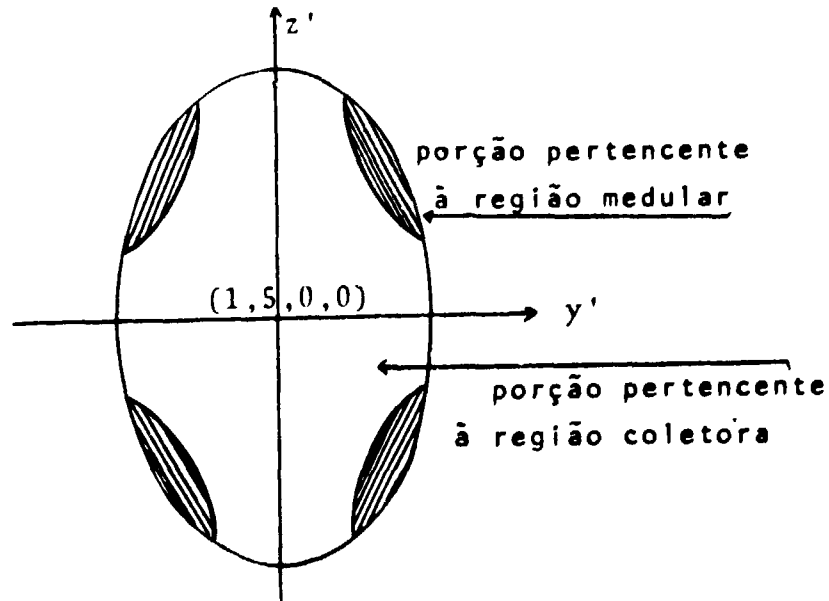


Figura 14 – Vista frontal do cilindro elíptico que mostra as regiões de interseção que fazem parte da região medular

3.5 – Estimativa dos Volumes das Regiões Cortical, Medular e coletora do Rim pelo Método de Monte Carlo

3.5.1 – Estimativa dos Volumes

Uma vez equacionada cada uma das regiões que compõem o modelo matemático do rim, partiu-se para o cálculo dos seus volumes. Tendo em vista que os cálculos dos volumes de cada uma das secções dos cones, truncados nos vértices e nas bases por elipsóides, seriam difíceis utilizando-se métodos geométricos e analíticos, optou-se pelo *Método de Monte Carlo*.

A teoria utilizada encontra-se no Capítulo 2 item 2.1.2 sendo que o método empregado é o método da rejeição^(23,44). Este método consiste em selecionar de uma dada região, somente os pontos gerados nas sub-regiões de interesse.

Desta forma, o programa de computador construído consiste em gerar pontos aleatórios dentro de uma caixa, em forma de paralelepípedo, que contém no seu interior o modelo matemático do rim heterogêneo. Assim, os pontos gerados aleatoriamente definem um lugar geométrico dentro da caixa, dado pelas coordenadas x' , y' e z' .

As arestas da caixa acima mencionada possuem as seguintes dimensões: 6,9 cm, 3,4 cm, 11,4 cm nas direções dos eixos x' , y' e z' , respectivamente.

Inicialmente, gera-se um ponto, $P(x',y',z')$, no interior da caixa e verifica-se se ele pertence ao elipsóide que define o modelo do rim. Se o ponto gerado não pertencer à este elipsóide ele é rejeitado e o processo se repete. Quando o ponto for interno ao elipsóide dado pela equação (3.5), passa-se a verificar em que região ele foi gerado, isto é, na região cortical, na região coletora ou em qualquer dos treze cones que representam a região medular. A seguir armazena-se, independentemente, o número de pontos que caíram em cada uma destas regiões. O processo se repete até se obter um número de pontos que seja estatisticamente significativo. Isto foi conseguido utilizando-se 120 000 pontos.

Desta forma, o volume V de cada uma região será obtido pela expressão:

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

A massa de cada região poderá ser obtida conhecendo-se a densidade do meio, que foi considerada como sendo $0,98686 \text{ g/cm}^3$.

3.5.2 – Análise Estatística

No programa utilizado existem dois resultados possíveis, um evento que pode ocorrer com probabilidade P e o seu complemento q . Chama-se então de P_j a probabilidade do ponto gerado cair no interior da j -ésima região do modelo matemático do rim, onde:

$j = 1$ é a região cortical

$j = 2$ é a região medular

$j = 3$ é a região coletora

Analogamente $q_j = 1 - p_j$ é a probabilidade do ponto gerado cair fora da j -ésima região do modelo matemático do rim. Sendo n_j o número total de pontos gerados no interior da j -ésima região do modelo matemático do rim e N os gerados no interior do paralelepípedo, tem-se que:

$$p_j = \frac{n_j}{N}$$

Demonstra-se⁽⁴⁴⁾ que a função de distribuição $F_{N_j}(t)$ para o presente cálculo é uma distribuição binomial então:

$$\sigma_j = \sqrt{p_j q_j N}$$

que é o desvio padrão do número de pontos gerados dentro da j -ésima região. Desta forma, para o volume tem-se:

$$V_j \pm \sigma_{V_j} = \frac{N_j \pm \sigma_j}{N} V$$

ou

$$V_j \pm \sigma_{V_j} = \frac{N_j}{N} V \pm \frac{\sigma_j V}{N}$$

portanto,

$$\sigma_{V_j} = \frac{\sigma_j}{N} V$$

onde:

σ_{V_j} é o desvio padrão no volume da j -ésima região

V é o volume do paralelepípedo

V_j é o volume da j -ésima região

A seguir apresenta-se o diagrama de bloco do programa desenvolvido, Figura 15. No Apêndice III encontra-se a listagem deste programa.

4 – PROGRAMA PARA O CÁLCULO DA FRAÇÃO ABSORVIDA ESPECÍFICA PARA FÓTONS

A fração absorvida específica, ϕ , necessária para o cálculo da dose absorvida, foi obtida por meio de um programa de computador desenvolvido no *Oak Ridge National Laboratory (ORNL)* sob o código ALGAM 97⁽⁴⁷⁾. O programa utiliza o *Método de Monte Carlo* mencionado no Capítulo 2, no qual foi inserido o fantasma matemático do Homem Referência. O ALGAM 97 fornece os resultados da

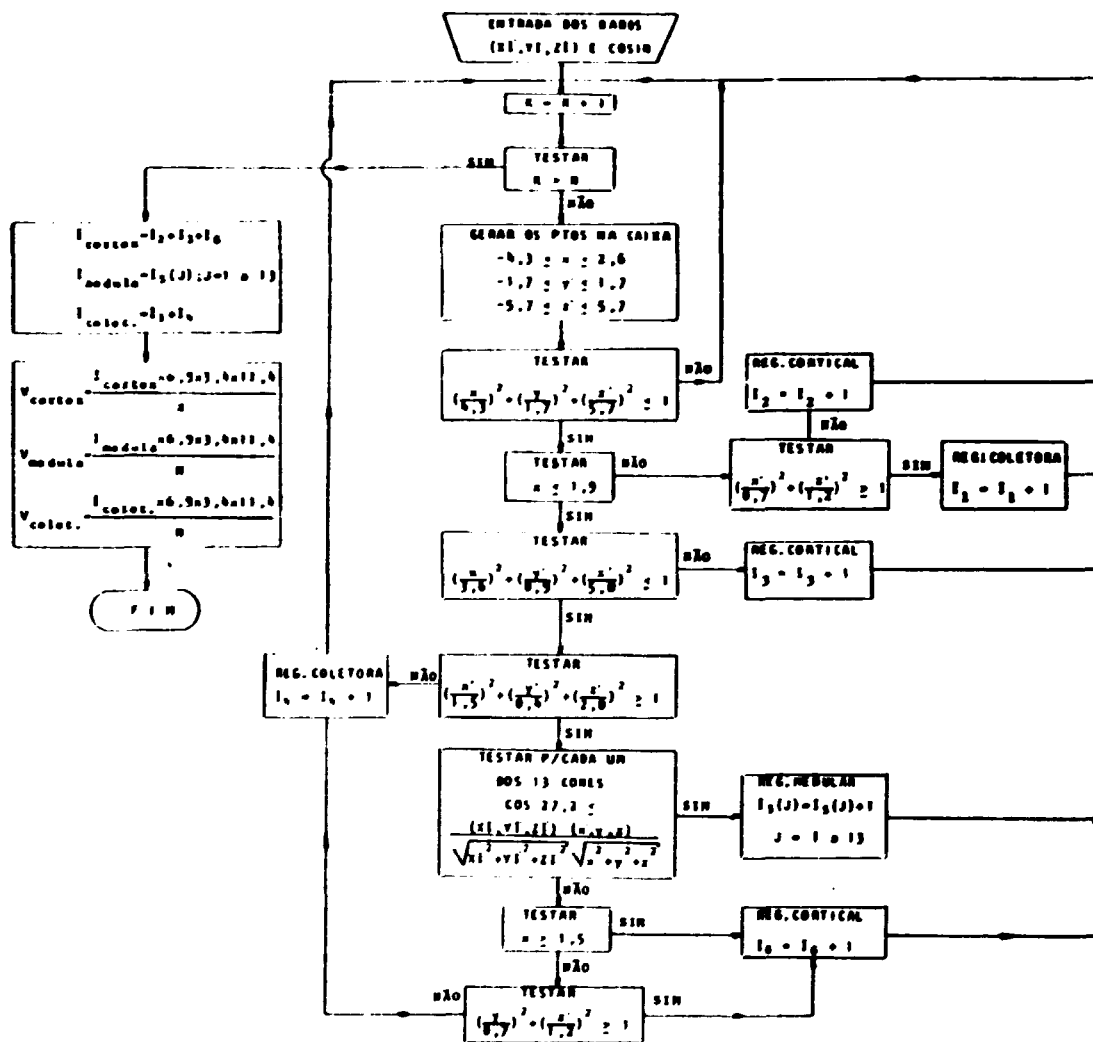


Figura 15 - Diagrama de bloco do programa para o cálculo do volume das regiões do rim

fração absorvida para fótons de 12 energias distintas e para 97 regiões alvos, que incluem regiões do corpo e órgãos, alguns dos quais equacionados no Apêndice II.

No presente trabalho algumas das sub-rotinas do programa ALGAM 97 foram alteradas em virtude da substituição do modelo matemático do rim homogêneo pelo modelo matemático do rim heterogêneo, desenvolvido no Capítulo III. Construiu-se, também, uma nova sub-rotina fonte para o modelo matemático do rim heterogêneo.

Em virtude da inclusão do novo modelo matemático do rim, o programa ALGAM 97 passou a fornecer os resultados da fração absorvida para 103 regiões alvos, sendo que o novo código denomina-se ALGAM 103.

A seguir são descritos o funcionamento do programa ALGAM 97, a nova sub-rotina fonte e as alterações efetuadas na sub-rotina "TRUNK" onde se localiza o modelo matemático do rim como órgão alvo.

4.1 – Programa ALGAM 97

4.1.1 – Descrição Funcional do Programa

O principal objetivo do programa ALGAM 97 é estimar a fração absorvida nos órgãos e regiões do fantasma matemático quando fótons de energia conhecida são emitidos de uma região fonte. O programa é composto de várias sub-rotinas que poderão ser dispostas em três grupos básicos: (1) a sub-rotina fonte, (2) as sub-rotinas que encerram a geometria do meio e (3) as sub-rotinas que incluem o sistema de transporte do fóton, isto é, o *Método de Monte Carlo* aplicado aos processos de interação dos fótons.

O propósito da sub-rotina fonte é a de simular um particular órgão do corpo que contém o material radioativo. Dentro deste órgão fonte é que se inicia todo o complicado processo para o cálculo da fração absorvida.

Desta forma, escolhem-se aleatoriamente as coordenadas x',y',z' que definirão o ponto de partida do fóton. Em seguida, associa-se a este ponto três cossenos diretores, também, escolhidos aleatoriamente, que definirão os ângulos de saída do fóton. Atribui-se, também, uma energia inicial E_0 e um peso igual à unidade que está relacionado com a probabilidade de sobrevivência deste fóton. Posteriormente, estas informações são passadas para o sistema de transporte do fóton, onde será determinada a distância percorrida por esta radiação eletromagnética utilizando a equação (2.8), isto é,

$$d = -\frac{\ln R}{\mu}$$

No programa, esta distância é calculada utilizando para o coeficiente de atenuação de massa total um valor, μ_0 , maior ou igual aos dos coeficientes de atenuação de massa das regiões em consideração, isto é, tecido mole, tecido pulmonar e o tecido ósseo. Este procedimento permite que a distância determinada seja a menor distância percorrida pelo fóton para que possa ocorrer uma colisão, qualquer que seja o meio em que ele se encontre. Neste ponto é utilizada a sub-rotina que encerra a geometria do meio, para determinar o órgão ou a região na qual o fóton se encontra. Uma vez definido este local, gera-se um número aleatório R para determinar a probabilidade de ocorrência da colisão dada por μ_i/μ_0 , onde μ_i é o coeficiente de atenuação de massa total do meio em que o fóton se encontra. Se o número aleatório R, gerado uniformemente no intervalo de 0 a 1, for maior que μ_i/μ_0 a colisão não ocorre e o fóton continua o seu trajeto na mesma direção, com a mesma energia e peso estatístico.

Posteriormente, joga-se uma nova chance para determinar o local da próxima interação e o processo se repete. Entretanto, se o resultado é favorável, isto é, $R \leq \mu_i/\mu_0$ o local é aceito como ponto de colisão e neste caso o programa considera a ocorrência de um dos seguintes processos de interação: espalhamento Compton, efeito Fotoelétrico ou Produção de Pares.

A energia depositada nesta colisão, determinada pela equação (2.10) é registrada e armazenada para o órgão alvo em questão. Se o local da interação, escolhido aleatoriamente, pertencer à região do osso é chamada uma sub-rotina especial para calcular a quantidade de energia depositada na medula óssea vermelha, medula óssea amarela e na porção restante do osso. Desta forma, em cada colisão, a energia inicial atribuída ao fóton é reduzida, assim como a sua probabilidade de sobrevivência expressa pelo peso dada pela equação (2.9).

A história de um fóton terminará quando: ele escapa do fantasma matemático, ou sua energia for menor que 4 KeV, ou ainda se o seu peso for menor que 10^{-5} . Esclarece-se que são consideradas para a história de um fóton as seguintes etapas: a sua origem, o caminho percorrido, as interações sofridas e a energia depositada até o seu desaparecimento por qualquer um dos três processos já mencionados. Se a sua história não findou, o fóton continua o seu vôo carregando o saldo da energia e do peso da última colisão, com um novo ângulo de espalhamento determinado aleatoriamente. Neste caso, determina-se novamente a distância onde ocorrerá a próxima colisão, o seu meio, a probabilidade de ocorrência, o processo físico de interação e a redução na energia e no peso até o término de sua história.

Em seguida, o programa ALGAM 97 coleta todas as informações dos seus registros, referentes às frações de energia emitidas pelo órgão fonte e que foram absorvidas, por cada órgão alvo, em cada colisão e os rearmazena em novos arquivos que contêm as frações absorvidas para cada fóton. Posteriormente, retorna-se à sub-rotina fonte para o início da história de um novo fóton de energia E_0 e peso unitário, gerando-se novas coordenadas x',y',z' e novos ângulos de espalhamento. O programa ALGAM 97 utilizado, repete este processo até que sejam registradas histórias de 60000 fótons. Quando este número é alcançado determina-se a energia média depositada em cada órgão alvo. Em seguida determina-se a fração absorvida, ϕ , nestes órgãos pela expressão:

$$\phi = \frac{\text{energia média depositada no órgão alvo}}{\text{energia total emitida pelo órgão fonte}}$$

4.1.2 – Estatística do Programa ALGAM 97

O procedimento para o cálculo do desvio padrão, $\sigma_{\bar{E}}$, e do coeficiente de variação, CV, de \bar{E} , no programa ALGAM 97, para cada região é apresentado a seguir.

Seja E_{n_i} a energia depositada numa determinada região, na n-ésima interação do i-ésimo fóton. Então, a energia total, E_i^* , depositada por este fóton para esta mesma região é dada por:

$$E_i^* = \sum_{n=1}^{n_i} E_{n_i}^*$$

onde n_i é o número total de interações sofridas pelo i-ésimo fóton na região em consideração. Assim, a energia média, \bar{E} , depositada pelos fótons emitidos por uma região fonte é:

$$\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i^*$$

onde, N é o número total de fótons amostrados.

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

$$\sigma_{\bar{E}}^2 = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (E_i^o - \bar{E})^2$$

Desde que a fração absorvida é proporcional a \bar{E} , o seu desvio padrão estará variando do mesmo fator, de modo que o coeficiente de variação para a fração absorvida será o mesmo de \bar{E} . Desta forma:

$$CV = \frac{100 \sigma_{\bar{E}}}{\bar{E}} \quad \text{ou} \quad CV = \frac{100 \sigma_{\phi}}{\phi}$$

expresso em porcentagem.

Quando a distribuição de \bar{E} é aproximadamente normal, pode-se determinar o intervalo de confiança utilizando o seu desvio padrão. Entretanto, existem várias indicações⁽⁴³⁾ que \bar{E} não tem uma distribuição normal quando o coeficiente de variação é maior que 50%. Isto geralmente ocorre quando o número de interações for menor que 100, dos 60000 fótons amostrados para a estimativa da fração absorvida. Sob esta circunstância $\sigma_{\bar{E}}$ não pode ser utilizado para estimar o intervalo de confiança.

Um pequeno número de interações pode ocorrer para a região que tem um pequeno volume ou que está localizada a vários caminhos livres médio da fonte, sendo que estes fatores podem estar presentes simultaneamente.

A seguir apresenta-se o diagrama de bloco do programa ALGAM 97, Figura 16.

4.2 – Programa ALGAM 103

4.2.1 – Programa Fonte para o Modelo Matemático do Rim Heterogêneo

Para alcançar um dos objetivos propostos neste trabalho construiu-se a sub-rotina fonte apropriada ao modelo heterogêneo do rim. Na realidade, pela heterogeneidade introduzida no modelo matemático do rim, cada uma das suas sub-regiões passaram a funcionar, no programa, como se fossem órgãos independentes. Desta forma, fez-se necessária a construção de três novas sub-rotinas fontes, a saber: sub-rotina com a fonte na região cortical, sub-rotina com a fonte na região medular e sub-rotina com a fonte na região coletora.

O funcionamento e a esquematização destas sub-rotinas são idênticas, diferindo apenas na geometria da região.

Inicialmente gera-se um número aleatório, R , distribuído uniformemente no intervalo de 0 a 1 e verifica-se se R é maior ou menor que 1/2, atribuindo, desta forma, igual probabilidade do fóton inicial partir da região fonte no rim direito ou da região fonte do rim esquerdo. Posteriormente geram-se as α -coordenadas aleatórias do ponto $P(x', y', z')$, dentro de um paralelepípedo retangular que contém a região fonte de interesse. A origem das coordenadas, O' , situa-se no centro do elipsóide que define o rim, dado pela equação (3.5) ou (3.5)a. Se o ponto gerado $P(x', y', z')$ não pertencer à região fonte de interesse ele é rejeitado e gera-se um novo ponto dentro deste mesmo paralelepípedo. Este processo repete-se até que o ponto gerado pertença à região fonte considerada. Em seguida transportam-se as coordenadas do ponto $P(x', y', z')$ para a origem, O , que está localizada no centro da base do tronco do fantasma matemático, fazendo:

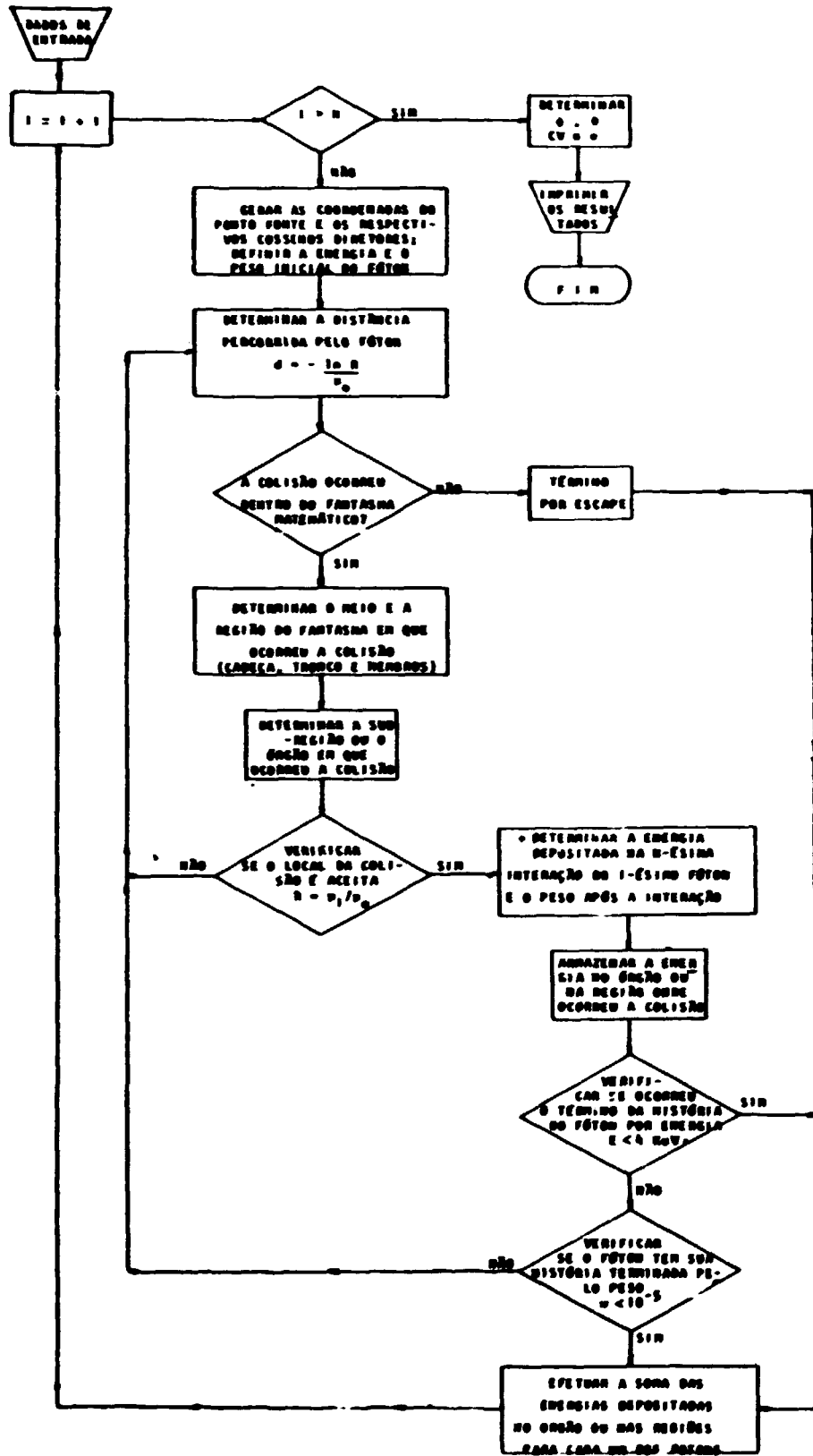


Figura 16 - Diagrama de bloco do programa ALGAM-97

$$x = x' - 6$$

$$y = y' + 6$$

$$z = z' + 32,5$$

para o rim direito e,

$$x = x' + 6$$

$$y = y' + 6$$

$$z = z' + 32,5$$

para o rim esquerda.

Feito isto, giram-se os eixos diretores que dão uma direção aleatória a este fóton. Posteriormente, atribui-se ao fóton uma energia inicial e peso. Assim, o comando retorna ao programa principal para o início da história do fóton.

Apresenta-se a seguir o diagrama de bloco do programa fonte, Figura 17, e no Apêndice III encontram-se as listagens do mesmo.

4.2.2 – Alterações Introduzidas no Programa ALGAM 97

A principal alteração introduzida no programa foi na sub-rotina "TRUNK" na qual efetuou-se a substituição do modelo matemático do rim homogêneo pelo modelo proposto neste trabalho, isto é, modelo heterogêneo com as regiões cortical, medular e coletora.

Na sub-rotina TRUNK do ALGAM 97 observam-se as equações que definem todos os órgãos presentes na região do tronco e, também, os parâmetros JS, J, JO que poderão assumir valores entre 1 e 100, sendo que a cada número está associado um órgão ou uma região do fantasma matemática. Nesta sub-rotina, JS é o parâmetro que indica a ocorrência de colisão na região do tronco, J por sua vez explicita o órgão em que ocorreu a colisão e JO indica se este órgão é par ou ímpar.

Quando os órgãos alvos estão presentes aos pares, JO assume o mesmo valor para ambos os órgãos, do contrário ele assume um valor que não define nenhum órgão ou região (neste caso o programa assume JO = 100). A importância destes números é que são eles que identificam a região ou órgão no qual a energia emitida pela fonte foi depositada em cada colisão. Neste caso, JS assume o valor 94 que indica a região do tronco, J assume os valores 16 e 17 para o rim esquerdo e o rim direito, respectivamente, e JO assume o valor 18 indicando que os rins são órgãos pares.

A sub-rotina TRUNK do ALGAM 103 contém o modelo desenvolvido neste trabalho; sendo que a introdução das regiões constituintes do rim implicou no aumento de mais três regiões em cada um dos órgãos, perfazendo um total de seis regiões alvos para o órgão par, a saber: região cortical do rim direito e esquerdo, região medular do rim direito e esquerdo e a região coletora do rim direito e esquerdo.

As equações que definem o novo modelo dos rins foram dadas no item 3.2 e 3.3, as quais foram introduzidas no mesmo local do modelo homogêneo. Em virtude desta modificação faz-se

* ver apêndice III.

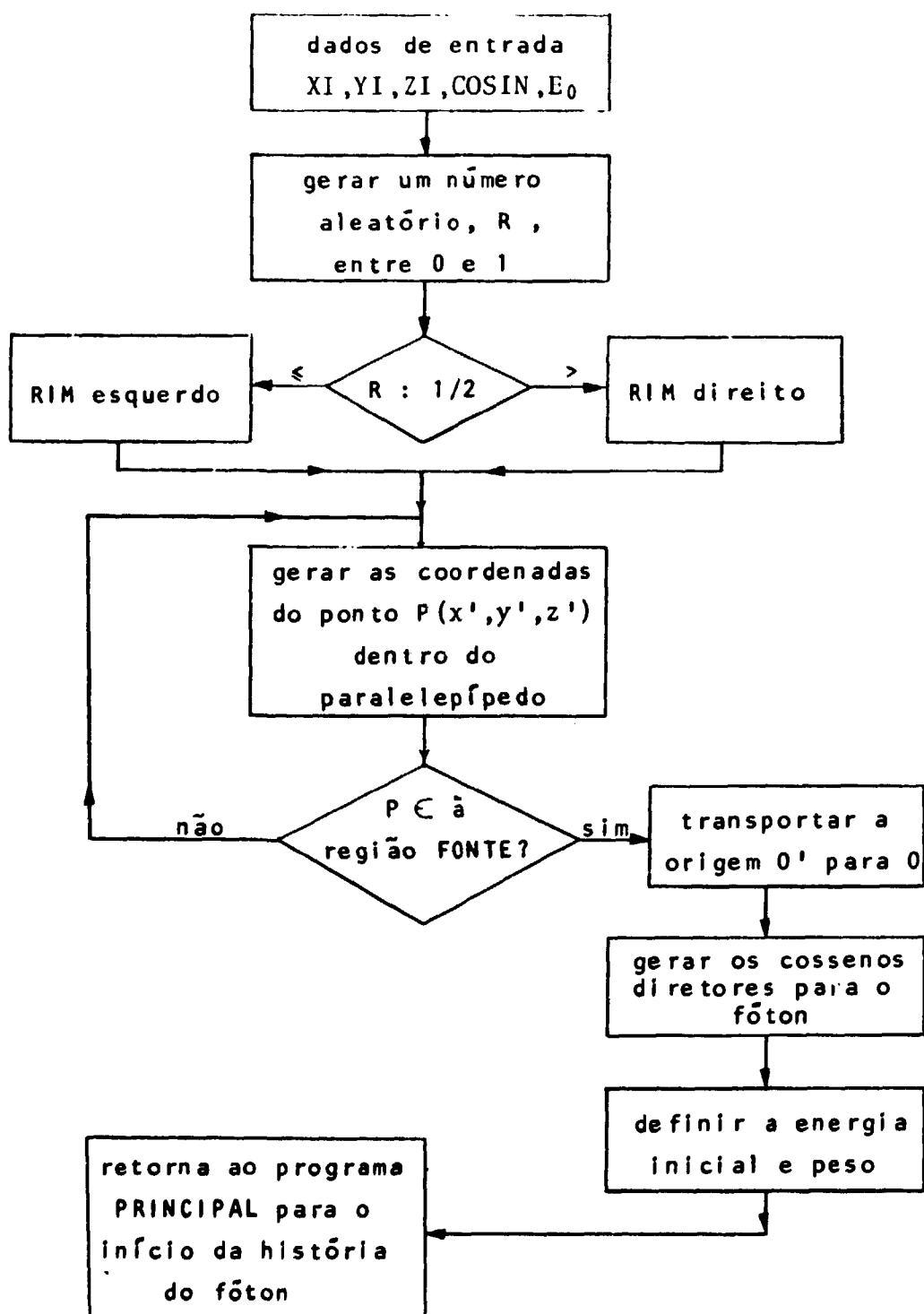


Figura 17 – Diagrama de bloco da sub-rotina FONTE do programa ALGAM 103

necessária a introdução de mais uma nova variável JST além dos já existentes JS, J, JO. Desta forma, o valor atribuído a JST indicará a ocorrência da colisão no rim esquerdo ou no rim direito e J passará a indicar a colisão ocorrida nas sub-regiões do modelo matemático do rim, permanecendo as demais variáveis com as mesmas funções. Assim, os novos valores atribuídos a estes quatro parâmetros são:

- JS = 100 indica a ocorrência da colisão na região do tronco
- J = 16 indica a ocorrência da colisão na região cortical do rim esquerdo
- J = 17 indica a ocorrência da colisão na região medular do rim esquerdo
- J = 18 indica a ocorrência da colisão na região coletora do rim esquerdo
- JST = 19 indica a ocorrência da colisão no rim esquerdo
- J = 20 indica a ocorrência da colisão na região cortical do rim direito
- J = 21 indica a ocorrência da colisão na região medular do rim direito
- J = 22 indica a ocorrência da colisão na região coletora do rim direito
- JST = 23 indica a ocorrência da colisão no rim direito
- JO = 24 indica a ocorrência da colisão nos rins.

Além dessas alterações, a introdução destas seis novas sub-regiões, funcionando no programa como se fossem órgãos independentes, acarretaram modificações simples nas outras sub-rotinas que dependiam do número total de órgãos alvos.

Apenas a título de esclarecimento, para facilitar as comparações entre os programas ALGAM 97 e ALGAM 103, as demais alterações efetuadas estão apresentadas no Apêndice III, juntamente com as listagens do sub-programa TRUNK.

5 – PROGRAMA PARA O CÁLCULO DA FRAÇÃO ABSORVIDA PARA ELÉTRONS MONOENERGÉTICOS

A construção do programa foi baseada na teoria apresentada no Capítulo 2, sendo que ele utiliza os dados obtidos por Berger⁽³⁾. Assim, o programa desenvolvido tem por objetivo estimar a fração absorvida, ϕ (alvo \leftarrow fonte), nas três regiões do modelo matemático do rim, quando a fonte de elétrons monoenergéticos estiver localizada na região cortical, na região medular ou na região coletora, como segue:

- ϕ (córtex \leftarrow córtex); ϕ (medula \leftarrow córtex); ϕ (coletora \leftarrow córtex)
- ϕ (córtex \leftarrow medula); ϕ (medula \leftarrow medula); ϕ (coletora \leftarrow medula)
- ϕ (córtex \leftarrow coletora); ϕ (medula \leftarrow coletora); ϕ (coletora \leftarrow coletora)

Desta forma foi necessário construir três programas fontes. Ressalta-se, também, que para a estimativa de ϕ foi utilizado somente o modelo do rim direito uma vez que este estudo tem por objetivo

a análise da distribuição da fração absorvida em cada uma das regiões do modelo matemático do rim heterogêneo. Supos-se que os rins são simétricos e de mesma dimensão, por isso, a fração absorvida estimada num deles é igual ao outro. A importância desta estimativa reside no fato que muitos radionuclídeos utilizados para fins médicos passam pelo rim e apresentam, no seu esquema de desintegração, radiações eletrônicas.

A seguir apresenta-se a descrição funcional do programa e das sub-rotinas utilizadas.

5.1 – Programa Principal

A fração absorvida na região alvo R_2 , para o caso em que a fonte de elétrons localiza-se na região R_1 , é obtida avaliando a integral dada no Capítulo 2, item 2.3, isto é:

$$\phi (R_2 \leftarrow R_1) = \frac{\rho}{\rho |R_1|} \int_{R_1} dV_F \int_{|\vec{X} - \vec{Y}| < R} dV_A \phi (|\vec{X} - \vec{Y}|, E_0) \chi_{R_2} (\vec{X}) \quad (5.1)$$

Então utilizando a teoria do item 2.1.1 a integral da expressão (5.1) torna-se:

$$\phi (R_2 \leftarrow R_1) = \frac{4\pi R^3}{3N} \sum_{i=1}^N \phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \chi_{R_2} (\vec{X}_i) \quad (5.2)$$

ou

$$\phi (R_2 \leftarrow R_1) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{4\pi R^3}{3} \phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \chi_{R_2} (\vec{X}_i)$$

ou

$$\phi (R_2 \leftarrow R_1) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \quad (5.3)$$

Assim, pretende-se, na prática, avaliar

$$\phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{4\pi R^3}{3} \phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) \chi_{R_2} (\vec{X}_i) \quad (5.4)$$

ou

$$\phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{4\pi R^3}{3} \frac{F(\xi, E_0)}{4\pi (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|)^2 \chi_{90}} \chi_{R_2} (\vec{X}_i)$$

ou

$$\phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{R^3 F(\xi, E_0)}{3 (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|)^2 \chi_{90}} \chi_{R_2} (\vec{X}_i) \quad (5.5)$$

para uma seqüência de vetores \vec{X}_i, \vec{Y}_i tal que $|\vec{X}_i - \vec{Y}_i| \leq R$ e posteriormente, efetuar a soma:

$$\phi_1 (|\vec{X}_1 - \vec{Y}_1|, E_0), \phi_2 (|\vec{X}_2 - \vec{Y}_2|, E_0), \dots, \phi_N (|\vec{X}_N - \vec{Y}_N|, E_0)$$

Após, ensaiar N eventos, computa-se $\phi(R_2 \leftarrow R_1)$ pela expressão (5.3).

Os valores atribuídos a $F(\xi, E_0)$ e X_{90} encontram-se respectivamente nas Tabelas IV e V e fazem parte dos dados de entrada do programa juntamente com as demais variáveis destas tabelas.

Desta forma, para avaliar $\phi_i (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0)$ da equação (5.5) resta obter as coordenadas do ponto $P(x', y', z')$ que está na região fonte R_1 e do ponto $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ que está na região alvo R_2 , ver Figura 18.

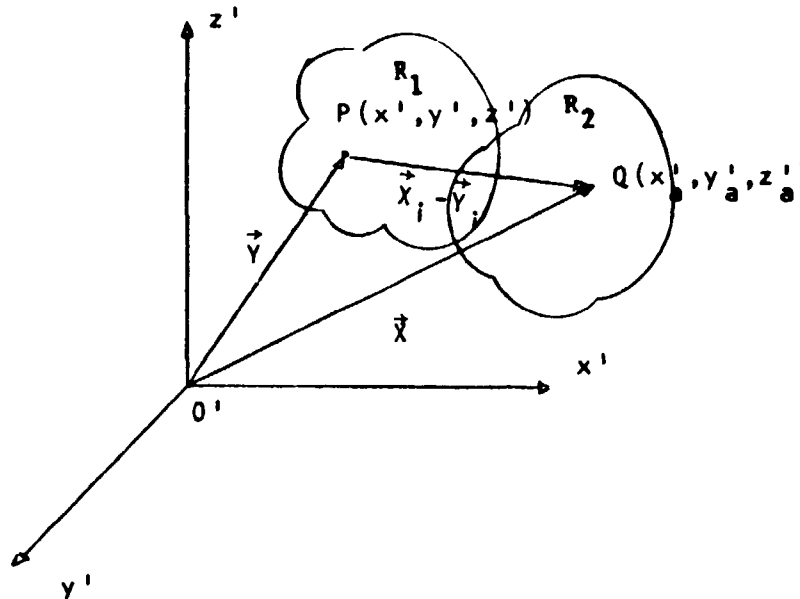


Figura 18 - Representação esquemática do ponto fonte $P(x', y', z')$, do alvo $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ e dos vetores \vec{X}_i e \vec{Y}_i

Uma vez obtidos $P(x', y', z')$ e $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ determina-se $|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|$ fazendo:

$$|\vec{X}_i - \vec{Y}_i| = [(x' - x'_a)^2 + (y' - y'_a)^2 + (z' - z'_a)^2]^{1/2} \quad (5.6)$$

Então, com base nestas informações e utilizando o modelo matemático do rim heterogêneo desenvolvido no Capítulo 3, partiu-se para a construção do programa. Para determinar as coordenadas do ponto $P(x', y', z')$ definiu-se uma caixa em forma de paralelepípedo e introduziu-se no seu interior a região fonte de interesse, isto é, a região cortical, ou a região medular ou, ainda, a região coletora. Em seguida, utilizando a sub-rotina FLTRNF* gerou-se as coordenadas do ponto $P(x', y', z')$ no interior desta caixa. Se $P(x', y', z')$ não pertencer à região fonte de interesse, ele é rejeitado e torna-se a gerar um novo ponto dentro deste mesmo paralelepípedo. Quando o ponto $P(x', y', z')$, pertencer à região fonte considerada, é chamada a sub-rotina ALVO, ver item 5.2. Esta sub-rotina gera as coordenadas d_1, d_2, d_3 referente ao

* ver apêndice III.

ponto alvo D, no interior de uma esfera de raio igual ao alcance do elétron e cujo centro O'' coincide com o ponto $P(x', y', z')$, ver Figura 19.

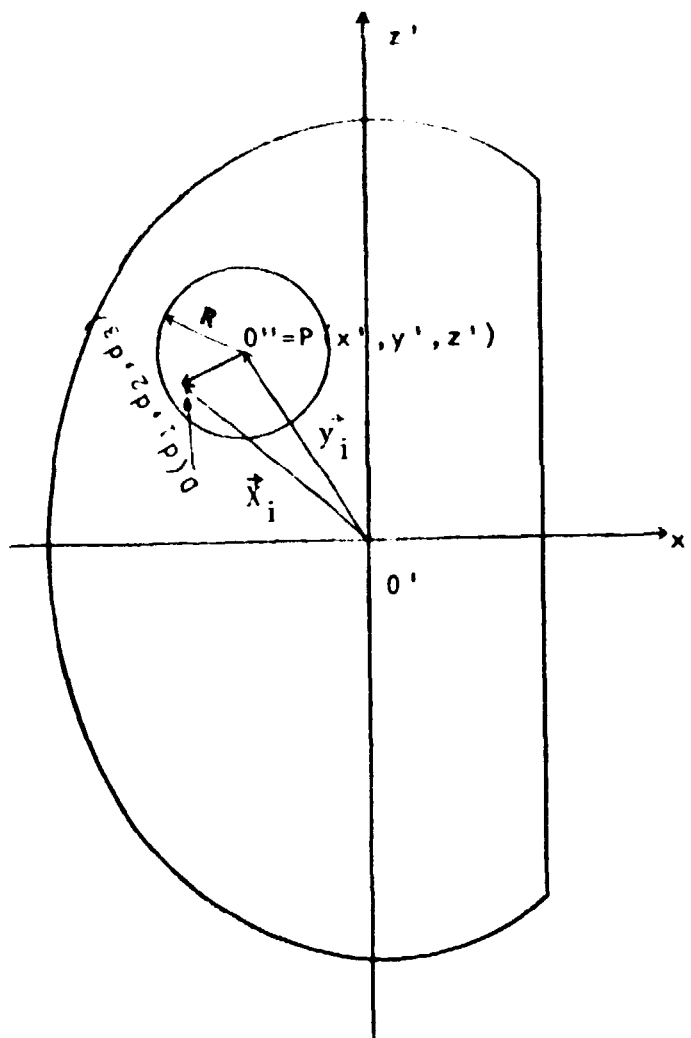


Figura 19 – Representação esquemática da esfera de raio, R , igual ao alcance do elétron e o ponto alvo $D(d_1, d_2, d_3)$

Posteriormente transformam-se as coordenadas do ponto alvo $D(d_1, d_2, d_3)$ para o mesmo sistema de coordenadas do ponto fonte $P(x', y', z')$ fazendo:

$$x'_0 = x' + d_1$$

$$y'_0 = y' + d_2$$

$$z'_0 = z' + d_3$$

Então, $D(d_1, d_2, d_3) = Q(x'_a, y'_a, z'_a)$. Em seguida determina-se a distância do ponto fonte, $P(x', y', z')$ ao ponto alvo, $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ pela expressão:

$$SMODUL = \{ (x' - x'_a)^2 + (y' - y'_a)^2 + (z' - z'_a)^2 \}^{1/2}$$

ou

$$SMODUL = (d_1^2 + d_2^2 + d_3^2)^{1/2} \quad (5.7)$$

Então, verifica-se em que região do modelo matemático do rim heterogêneo foi gerado o ponto alvo $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$. Isto é obtido utilizando as equações (3.5), (3.6), (3.7) e (3.8) e eliminando as regiões que não o contém por meio de sucessivos ensaios.

Se o ponto $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ não pertencer ao modelo matemático do rim heterogêneo o que, também, é uma das alternativas, desvia-se o comando para um contador ($kk = kk + 1$) que irá registrar o número destas ocorrências, e em seguida retorna-se ao início do programa para uma nova partida. Por outro lado, se o ponto $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$ pertencer à qualquer uma das regiões do modelo em estudo, chama-se a sub-rotina CALC, ver item 5.3, que irá determinar a fração absorvida naquele local. A fração absorvida, assim obtida, será armazenada em variáveis independentes $\phi_{ij}(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0)$, onde i indica o i -ésimo evento e j a região alvo do rim que está sendo amostrada. Aqui j pode ser a região cortical, a região medular ou a região coletora. Estes procedimentos repetem-se até que sejam atingidos 30000 pares de pontos $P(x', y', z')$ e $Q(x'_a, y'_a, z'_a)$. Posteriormente, determina-se a fração absorvida, $\bar{\phi}_j(R_2 \leftarrow R_1)$, em cada uma das regiões do modelo matemático do rim heterogêneo, fazendo:

$$\bar{\phi}_j(R_2 \leftarrow R_1) = \frac{\sum_{i=1}^N \phi_{ij}(|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0)}{N} \quad (5.8)$$

onde $N = 30000$.

A expressão (5.8) indica o valor médio da fração absorvida, $\bar{\phi}_j(R_2 \leftarrow R_1)$. O erro padrão e o coeficiente de variação para o presente cálculo foram obtidos avaliando-se ϕ_{ij} e ϕ_{ij}^2 para cada evento e determinando o valor médio de $\bar{\phi}_j$ pela expressão (5.8). Então, o erro padrão, σ_j de $\bar{\phi}_j(R_2 \leftarrow R_1)$, para a j -ésima região alvo em consideração, é dada por:

$$\sigma_j = \left[\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (\phi_{ij} - \bar{\phi}_j)^2 \right]^{1/2}$$

ou

$$\sigma_j = \left[\frac{\frac{\sum_{i=1}^N \phi_{ij}^2}{N} - \bar{\phi}_j^2}{N-1} \right]^{1/2} \quad (5.9)$$

O coeficiente de variação, CV, expresso em porcentagem foi obtido pela expressão:

$$(CV) = \frac{100 \sigma_j}{\bar{\phi}_j} \quad (5.10)$$

Na Figura 20, apresenta-se o diagrama de bloco do programa principal. A listagem de todo o programa é apresentada no Apêndice III.

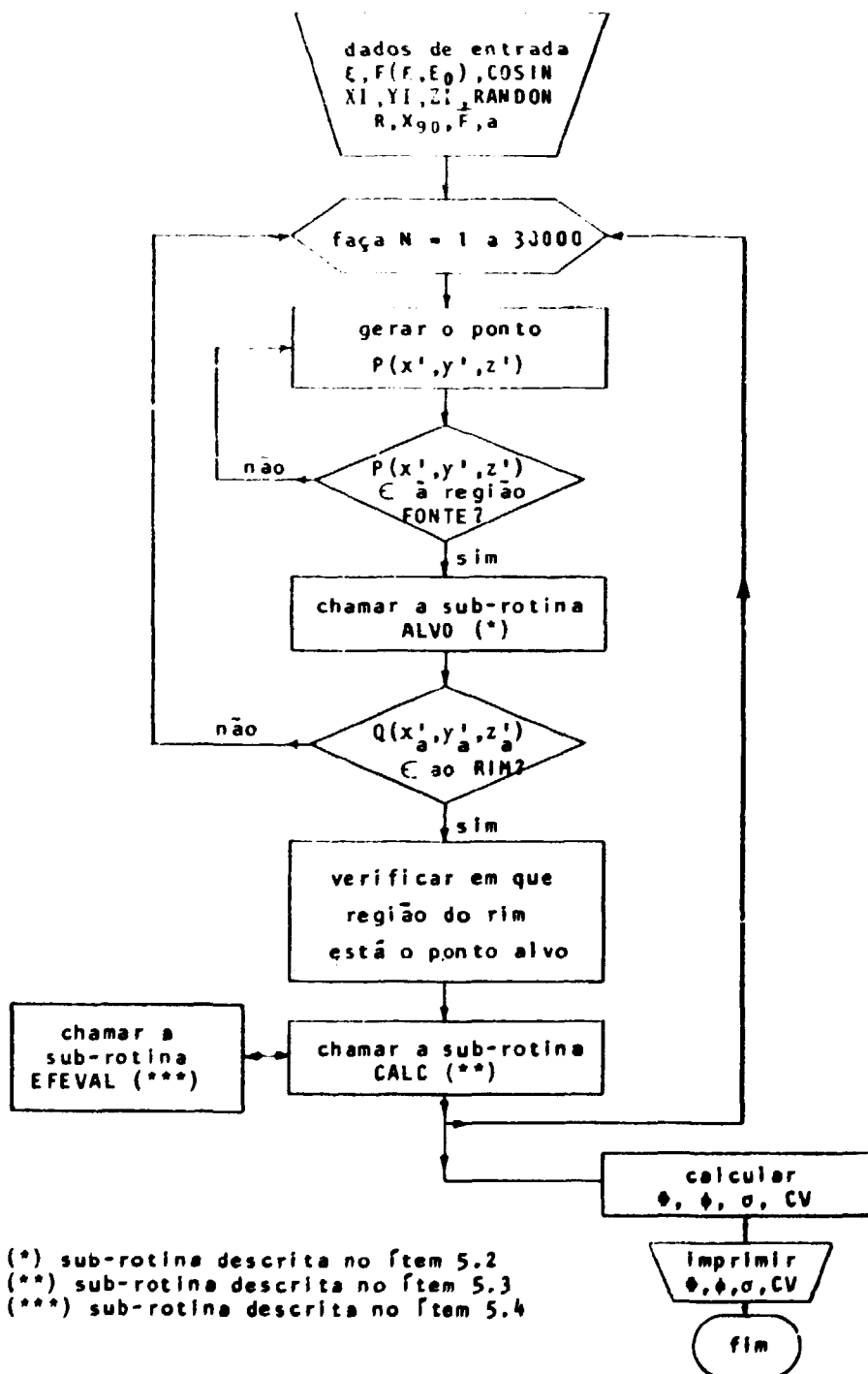


Figura 20 - Diagrama de bloco do programa PRINCIPAL

5.2 - Sub-Rotina Alvo

É a sub-rotina que gera os pontos aleatórios alvos, $D(T'', U'', V'')$, no interior de uma esfera de raio igual ao alcance do elétron, R , de energia E_0 . Desta forma pretende-se associar a cada ponto fonte, $P(x', y', z')$, definido no programa principal um ponto alvo, $D(T'', U'', V'')$.

Inicialmente, monta-se um cubo de aresta igual a $2R$ e define-se no seu interior a esfera acima mencionada de modo que os seus centros sejam coincidentes, ver Figura 21.

Em seguida gera-se um ponto aleatório, $D(T'', U'', V'')$, no interior do cubo e utilizando a inequação,

$$T''^2 + U''^2 + V''^2 \leq R^2 \quad (5.11)$$

faz-se um ensaio para verificar se ele pertence ou não à esfera. Quando a inequação (5.11) for satisfeita, $D(T'', U'', V'')$ pertencerá à esfera e este será considerado o ponto alvo correspondente ao ponto fonte $P(x', y', z')$. A ocorrência deste evento será armazenada no contador JSUM3 que indicará o número de sucessos. Em seguida retorna-se ao programa principal transportando as coordenadas do ponto alvo e o valor atual de JSUM3 para o prosseguimento do cálculo da fração absorvida deste evento.

Por outro lado, quando $D(T'', U'', V'')$ não pertence à esfera, ele é rejeitado, e torna-se a gerar um novo ponto aleatório no interior do cubo até que seja satisfeita a inequação (5.11). Entretanto, para evitar a possibilidade, embora remota, do programa entrar num processo repetitivo e contínuo de gerar um ponto aleatório no interior do cubo e este não pertencer à esfera, introduziu-se um segundo contador, I , que irá registrar e controlar o número destes eventos, ver diagrama de bloco. Desta forma quando I ultrapassar N_0 eventos (para o presente programa fez-se $N_0 = 6$, porém, poderá ser utilizado qualquer número inteiro positivo que optimize o tempo de computação e seja considerado economicamente viável para cada circunstância) o comando do sub-programa será desviado de volta ao programa principal onde será gerado um novo ponto fonte, $P(x', y', z')$ em substituição ao antigo. Assim o processo para gerar o ponto alvo, $D(T'', U'', V'')$, correspondente a este novo ponto fonte se reiniciará. Todo o processo aqui descrito repete-se até que JSUM3 atinja o valor 30000.

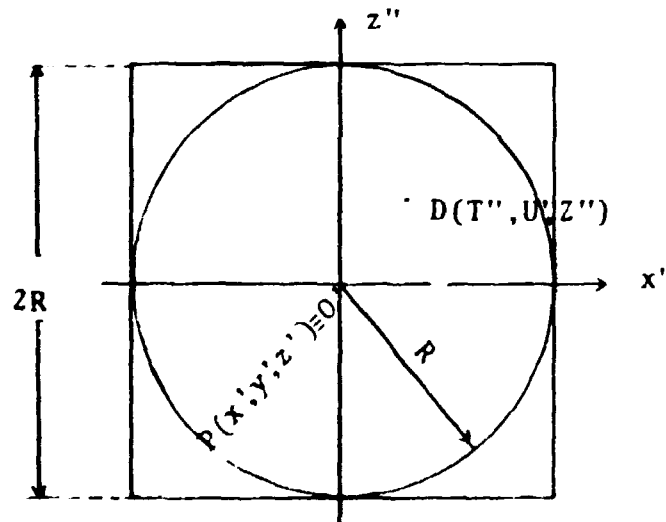


Figura 21 - Vista seccionada do cubo de aresta $2R$ que contém no seu interior a esfera de raio R , onde R é o alcance do elétron

A seguir apresenta-se o diagrama de bloco do sub-programa ALVO, Figura 22, sendo que a listagem encontra-se no Apêndice III.

5.3 – Sub-Rotina CALC

É a sub-rotina utilizada para calcular a fração absorvida, ϕ_{ij} , que está na somatória da expressão (5.8), utilizando os dados de Berger⁽³⁾.

Ela é chamada pelo programa principal e os dados de entrada aqui utilizados são os que se encontram nas Tabelas IV e V e também a distância, SMODUL, do ponto fonte ao ponto alvo.

Então verifica-se se SMODUL satisfaz ou não a condição $|\hat{X}_i - \hat{Y}_i| < r_0$ para $r_0 = 0,1 X_{90}$. isto é, $SMODUL < 0,1 X_{90}$. Se a condição acima é satisfeita, determina-se a fração absorvida para o i-ésimo evento substituindo ϕ da equação (5.4) por $\bar{\phi}$ dada pela equação (2.22).

Assim,

$$\phi_{ij} (|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|, E_0) = \frac{4\pi R^3}{3} \bar{\phi}_i (|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|, E_0) X_{R2} (\hat{X}_i)$$

ou

$$\phi_{ij} (|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|, E_0) = \frac{4\pi R^3}{3} \frac{3\bar{F}}{4\pi r_0^2 X_{90}} X_{R2} (\hat{X}_i)$$

e utilizando o fato de que $r_0 = 0,1 X_{90}$ e $a = X_{90}/R$, esta última dada na Tabela V tem-se:

$$\phi_{ij} (r_0, E_0) = \frac{4\pi X_{90}^3}{3 a^3} \frac{3\bar{F}}{4\pi 0,1 X_{90}^2 X_{90}}$$

ou

$$\phi_{ij} (r_0, E_0) = \frac{100 \bar{F}}{a^3} \quad (5.12)$$

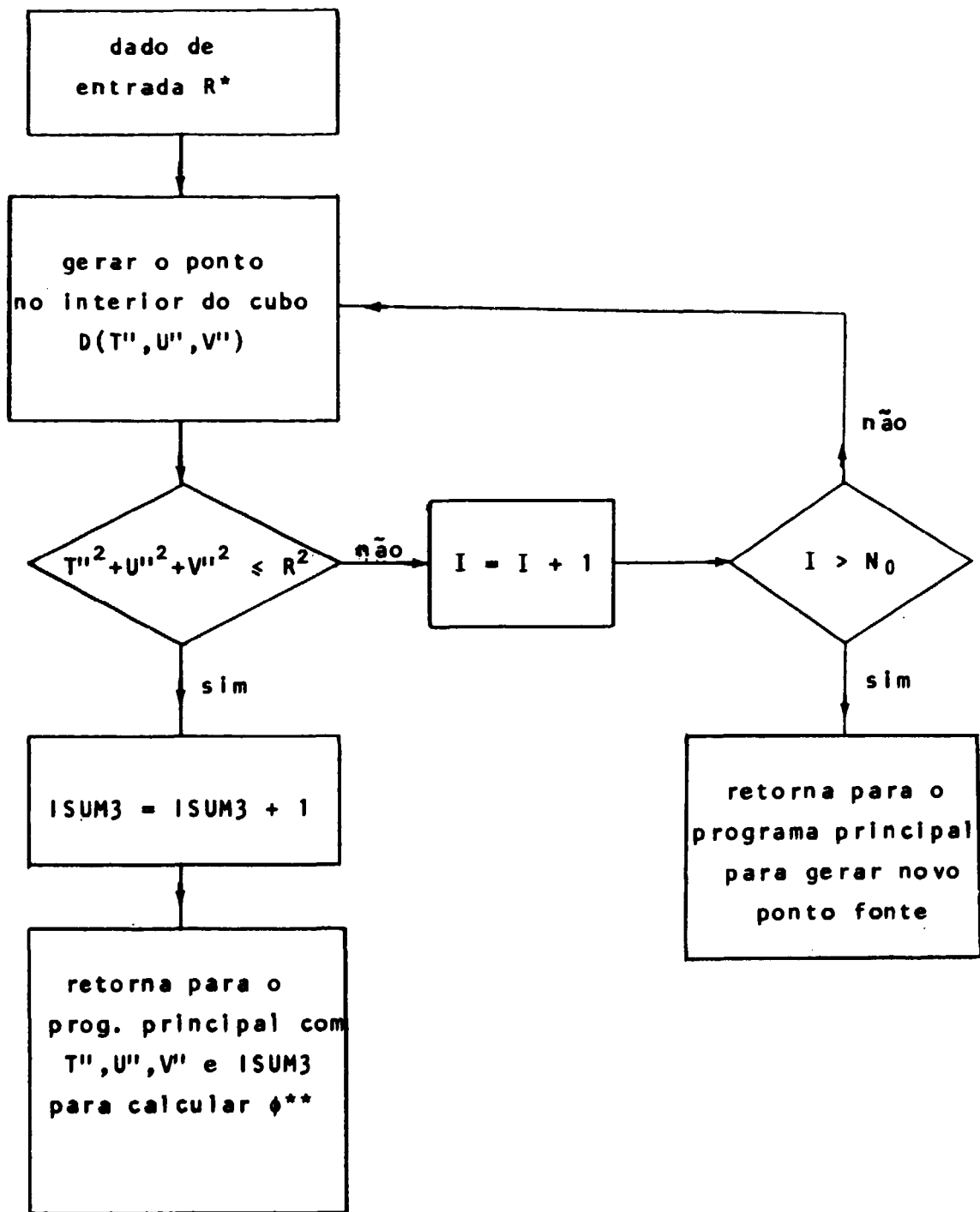
Caso a condição $SMODUL < 0,1 X_{90}$ não for satisfeita, a fração absorvida será determinada utilizando a equação (5.5), isto é:

$$\phi_{ij} (|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|, E_0) = \frac{\bar{n}^3 F(\xi, E_0)}{3 (|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|)^2 X_{90}} X_{R2} (\hat{X}_i)$$

e, sabendo-se que

$$a = \frac{X_{90}}{R} \quad \text{e} \quad \xi_i = \frac{|\hat{X}_i - \hat{Y}_i|}{X_{90}}$$

vem:



* R é o alcance do elétron

** φ é a fração absorvida

Figura 22 – Diagrama de bloco do sub-programa ALVO

$$\phi_{ij} (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{4\pi X_{90}^3}{3 a^3} \frac{F(\xi_i, E_0)}{4\pi \xi_i^2 X_{90}^2 X_{90}}$$

ou

$$\phi_{ij} (|\vec{X}_i - \vec{Y}_i|, E_0) = \frac{F(\xi_i, E_0)}{3a^2 \xi_i^2} \quad (5.13)$$

Neste caso define-se a variável $SMOD = SMODUL/X_{90}$ que corresponde a

$$\xi = \frac{|\vec{X} - \vec{Y}|}{X_{90}} \quad \text{da Tabela IV.}$$

Desta forma o valor de $F(\xi, E_0)$ ou $F(SMOD, E_0)$, correspondente a $SMOD$, será determinado pela sub-rotina EFEVAL apresentada no item seguinte.

Por fim, os valores obtidos para ϕ_{ij} e, também, para ϕ_{ij}^2 retornam para o programa principal onde são armazenados e, em seguida, inicia-se um novo evento gerando-se um outro ponto fonte.

Apresenta-se o diagrama de bloco desta sub-rotina na Figura 23.

5.4 – Sub-Rotina EFEVAL

Dado um valor qualquer para

$$\xi = \frac{|\vec{X} - \vec{Y}|}{X_{90}}$$

a sub-rotina EFEVAL determinará, por interpolação, o valor correspondente de $F(\xi, E_0)$, utilizando a Tabela IV. Nesta mesma tabela observa-se que ξ assume valores de 0 a 1,15 variando em intervalos uniformes de 0,05.

No presente programa, a variável

$$SMOD = \frac{SMODUL}{X_{90}}$$

corresponde a ξ da Tabela IV e $SMODUL$ é definida pela expressão (5.6). Então, dado $SMOD$ a presente sub-rotina determinará o valor de $F(SMOD, E_0)$. Para os casos em que o valor de $SMOD$ for maior que 1,15 a presente sub-rotina assume para $F(SMOD, E_0)$ o valor de $F(1,15, E_0)$. Se o valor assumido pela variável $SMOD$ estiver no intervalo $0 \leq \xi \leq 1,15$ tem-se duas situações: uma delas é quando o valor assumido pela variável $SMOD$ coincidir com o valor de ξ da Tabela IV, neste caso $F(SMOD, E_0)$ é o próprio valor da tabela, $F(\xi, E_0)$. Caso contrário o valor de $F(SMOD, E_0)$ é determinado por interpolação utilizando a expressão:

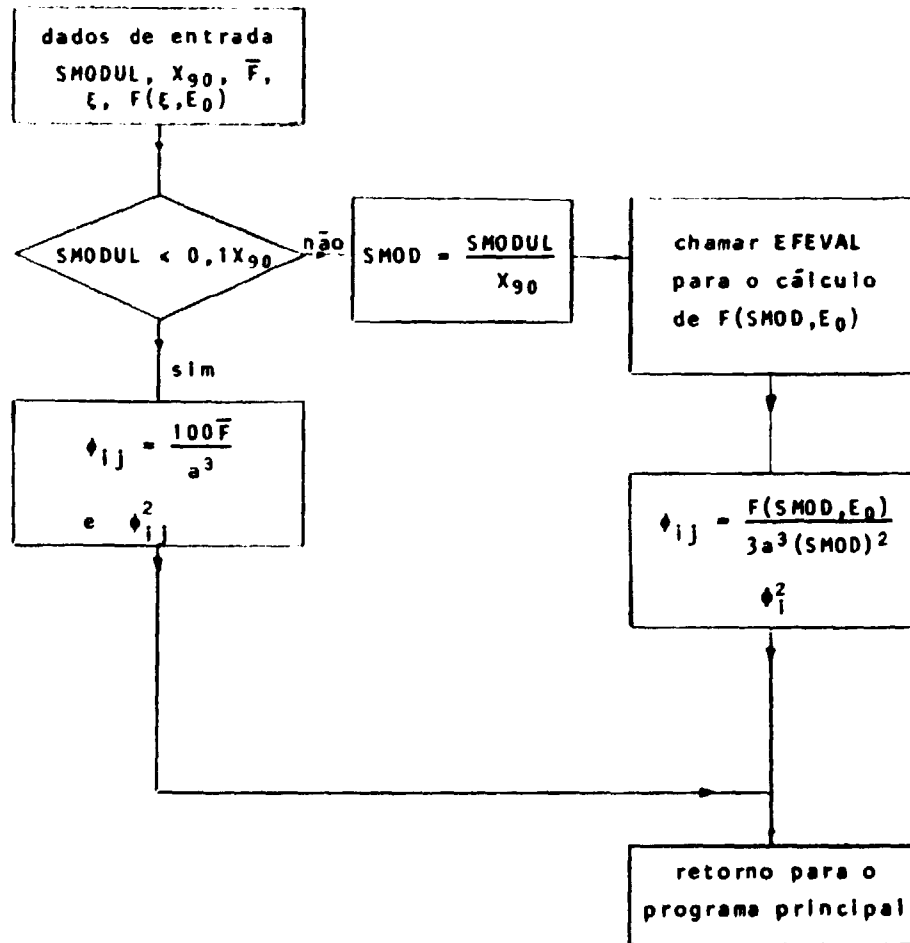


Figura 23 – Diagrama de bloco da sub-rotina CALC

$$F(\text{SMOD}, E_0) = \frac{[D(L+1) - D(L)] [\text{SMOD} - C(L)]}{C(L+1) - C(L)} + D(L) \quad (5.14)$$

onde

$C(L)$ e $D(L)$ representam respectivamente os valores de ξ e $F(\xi, E_0)$, da Tabela IV

L expressa a ordem sequencial dos valores crescentes de ξ , isto é, $L = 1, 2, 3, 4, \dots, 24$ para $\xi = 0; 0,05; 0,10; \dots; 1,15$, respectivamente.

Ver a seqüência dada a seguir

$C(1) \equiv 0,00$	$D(1)$
$C(2) \equiv 0,05$	$D(2)$
.		.
.		.
.		.
$C(L - 1)$	$D(L - 1)$
SMOD	$F(\text{SMOD}, E_0)$
$C(L)$	$D(L)$
.		.
.		.
.		.
$C(24) \equiv 1,15$	$D(24)$

O valor de $F(\text{SMOD}, E_0)$ assim obtido retorna para a sub-rotina CALC onde EFEVAL foi chamada.

A seguir apresenta-se o diagrama de bloco desta sub-rotina, na Figura 24.

6 -- RESULTADOS OBTIDOS

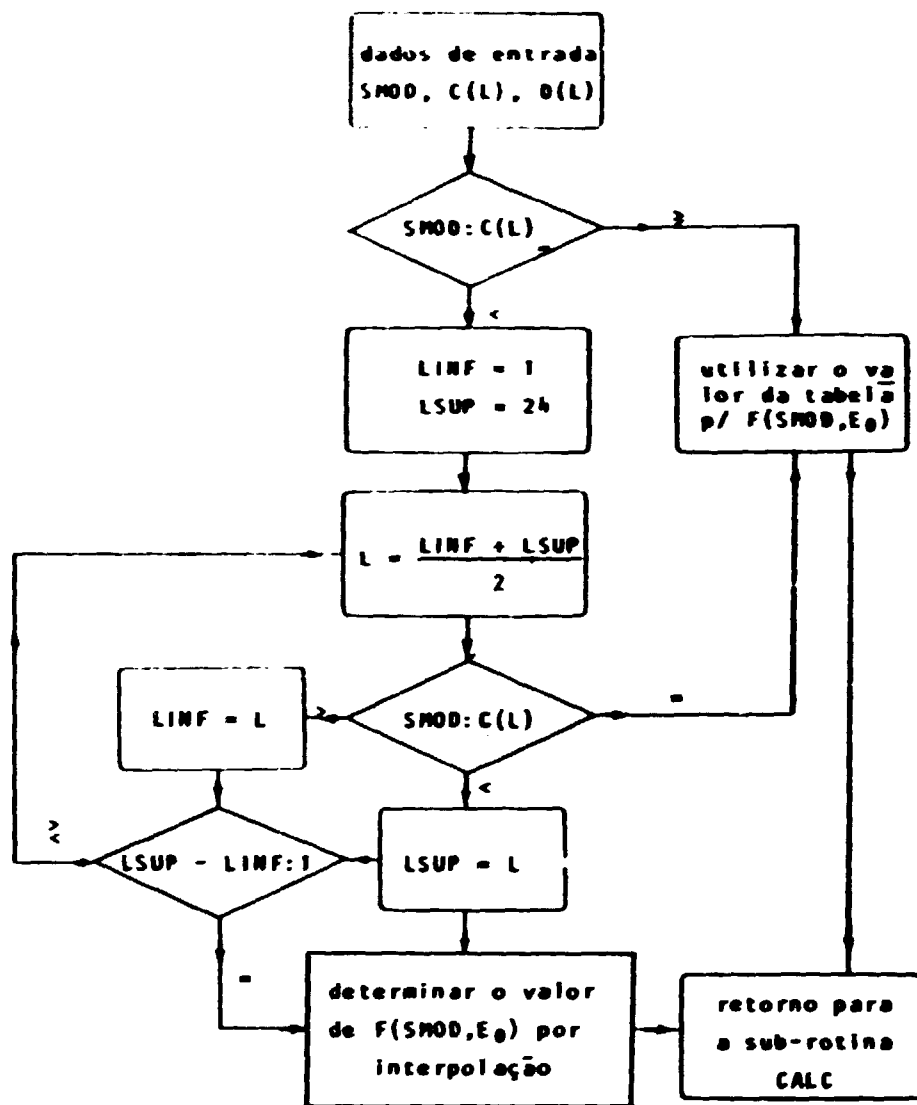
Para obtenção dos resultados foram utilizados os programas desenvolvidos nos capítulos anteriores e estes foram processados no computador IBM/370, modelo 155, do *Centro de Processamento de Dados do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN)*.

Os resultados que seguem são apresentados em tabelas e encontram-se na seguinte ordem:

Tabela VI -- volume das regiões do rim, as suas respectivas massas e o desvio padrão.

Tabelas VII a XII -- fração absorvida específica, ϕ , e o respectivo coeficiente de variação, CV, para fótons de 12 energias entre 0,010 a 4,000 MeV.

Tabelas XIII a XV -- fração absorvida, ϕ , e o respectivo coeficiente de variação, CV, para elétrons.



$C(L)$ é a variável que corresponde a ξ .
 L é um número inteiro que assume os valores no intervalo 1 e 24 e expressa a ordem sequencial dos valores crescentes de ξ .
 $LINF$ é o valor assumido por L tal que $C(L) < SMOD$.
 $LSUP$ é o valor assumido por L tal que $C(L) > SMOD$.
 $C(LINF) < SMOD < C(LSUP)$

Figura 24 -- Diagrama de bloco da sub-rotina EFEVAL

A apresentação dos resultados da fração absorvida específica, ϕ , para fótons e do respectivo coeficiente de variação, CV, foram separados em duas partes, a saber: Os resultados apresentados nas Tabelas VII, VIII e IX, que fornecem os valores de ϕ e CV para os 22 órgãos alvos do fantasma matemático e para fontes de fótons de 12 energias discretas distribuídas uniformemente na região cortical, ou na região medular ou ainda na região coletora do rim. As tabelas seguintes Tabelas X, XI e XII, fornecem os valores de ϕ e CV considerando como alvo (coluna 1 das tabelas) cada uma das sub-regiões do rim direito e esquerdo, seguido do rim direito, esquerdo e ambos. Os resultados para os últimos três casos são obtidos efetuando-se a média ponderada sobre a massa das regiões envolvidas.

Esclarece-se que encontram-se no setor de Aplicações Científicas do Centro de Processamento de Dados do IPEN os programas utilizados na obtenção de ϕ e CV para fótons, sob o código ALGAM 103. Cada um destes programas fornecem resultados para 103 regiões alvos, de onde foram selecionadas as 22 principais que estão apresentadas nas Tabelas VII a XII.

As Tabelas XIII, XIV e XV fornecem as frações absorvidas para os elétrons e os respectivos coeficientes de variação, CV, considerando como alvo a região cortical, medular e coletora do rim. Como fontes foram considerados elétrons de 9 energias discretas distribuídos uniformemente na região cortical ou na medular ou ainda na região coletora do órgão em estudo.

Tabela VI

Volume e Massa do Rim e das suas Regiões

	volume* (cm ³)	massa* (g)	desvio padrão σ
Região cortical	109,84	108,40	0,38
Região medular	39,31	38,79	0,27
Região coletora	7,82	7,72	0,13
Rim	156,97	154,91	0,38

densidade do meio = 0,9869 g/cm³

* os dados são válidos para ambos os rins

Tabela VII

Fração Absorvida Específica (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região CORTICAL dos Rins

ALVC	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,100	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	$3,43 \cdot 10^{-6}$	54	$3,67 \cdot 10^{-5}$	15	$8,31 \cdot 10^{-5}$	9,1	$1,04 \cdot 10^{-4}$	6,4	$5,99 \cdot 10^{-5}$	5,9	$4,22 \cdot 10^{-5}$	6,6
Bexiga*	—	—	—	—	—	—	—	—	$3,51 \cdot 10^{-7}$	32	$1,16 \cdot 10^{-6}$	20
Estômago*	—	—	$2,00 \cdot 10^{-9}$	100	$5,08 \cdot 10^{-7}$	33	$8,24 \cdot 10^{-6}$	6,3	$1,69 \cdot 10^{-5}$	3,7	$1,35 \cdot 10^{-5}$	3,7
Intestino delgado	—	—	$4,84 \cdot 10^{-8}$	48	$8,42 \cdot 10^{-7}$	11	$6,84 \cdot 10^{-6}$	3,2	$1,28 \cdot 10^{-5}$	2,0	$1,21 \cdot 10^{-5}$	1,9
Int. grosso sup.*	—	—	—	—	$4,49 \cdot 10^{-7}$	30	$6,16 \cdot 10^{-6}$	6,4	$1,26 \cdot 10^{-5}$	3,5	$1,19 \cdot 10^{-5}$	3,3
Int. grosso inf.*	—	—	—	—	$6,72 \cdot 10^{-10}$	76	$5,55 \cdot 10^{-7}$	21	$2,43 \cdot 10^{-6}$	8,1	$2,82 \cdot 10^{-6}$	7,3
Rins	$2,95 \cdot 10^{-3}$	0,14	$2,40 \cdot 10^{-3}$	0,23	$1,79 \cdot 10^{-3}$	0,32	$9,07 \cdot 10^{-4}$	0,48	$3,55 \cdot 10^{-4}$	0,64	$2,11 \cdot 10^{-4}$	0,76
Fígado	$4,17 \cdot 10^{-11}$	63	$9,25 \cdot 10^{-7}$	9,1	$5,30 \cdot 10^{-6}$	3,6	$1,67 \cdot 10^{-5}$	1,8	$2,02 \cdot 10^{-5}$	1,4	$1,58 \cdot 10^{-5}$	1,4
Pulmões	—	—	—	—	$7,99 \cdot 10^{-8}$	37	$1,21 \cdot 10^{-6}$	6,9	$3,34 \cdot 10^{-6}$	3,4	$3,29 \cdot 10^{-6}$	3,0
Outros tecidos	$1,84 \cdot 10^{-6}$	1,29	$5,10 \cdot 10^{-6}$	0,66	$7,80 \cdot 10^{-6}$	0,45	$8,91 \cdot 10^{-6}$	0,34	$6,77 \cdot 10^{-6}$	0,37	$5,04 \cdot 10^{-6}$	0,42
Ovários	—	—	—	—	—	—	$2,41 \cdot 10^{-7}$	75	$1,24 \cdot 10^{-6}$	32	$3,61 \cdot 10^{-6}$	28
Pâncreas	—	—	$5,12 \cdot 10^{-7}$	71	$4,43 \cdot 10^{-6}$	19	$2,71 \cdot 10^{-5}$	6,3	$3,50 \cdot 10^{-5}$	4,2	$2,40 \cdot 10^{-5}$	4,6
Esqueleto	$1,67 \cdot 10^{-9}$	95	$3,04 \cdot 10^{-7}$	6,6	$2,05 \cdot 10^{-6}$	2,4	$7,17 \cdot 10^{-6}$	1,2	$9,99 \cdot 10^{-6}$	0,87	$6,15 \cdot 10^{-6}$	0,95
Medula óssea	$1,79 \cdot 10^{-9}$	93	$6,14 \cdot 10^{-7}$	7,6	$4,89 \cdot 10^{-6}$	2,7	$1,85 \cdot 10^{-5}$	1,3	$2,65 \cdot 10^{-5}$	1,0	$1,61 \cdot 10^{-5}$	1,1
hematopoética												
Medula óssea	$2,22 \cdot 10^{-9}$	98	$3,74 \cdot 10^{-7}$	6,7	$2,48 \cdot 10^{-6}$	2,4	$8,51 \cdot 10^{-6}$	1,2	$1,21 \cdot 10^{-5}$	0,92	$7,58 \cdot 10^{-6}$	1,0
adiposa												
Pele do corpo	—	—	$2,70 \cdot 10^{-7}$	12	$1,34 \cdot 10^{-6}$	5,0	$2,73 \cdot 10^{-6}$	2,7	$2,31 \cdot 10^{-6}$	2,2	$1,94 \cdot 10^{-6}$	2,2
Baço	$4,04 \cdot 10^{-7}$	48	$1,30 \cdot 10^{-5}$	7,8	$4,19 \cdot 10^{-5}$	4,0	$7,45 \cdot 10^{-5}$	2,6	$5,36 \cdot 10^{-5}$	2,4	$3,52 \cdot 10^{-5}$	2,6
Testículos	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	$4,11 \cdot 10^{-9}$	100
Timo	—	—	—	—	—	—	$3,52 \cdot 10^{-10}$	85	$3,30 \cdot 10^{-7}$	44	$9,13 \cdot 10^{-7}$	32
Tireóide	—	—	—	—	—	—	—	—	$2,26 \cdot 10^{-9}$	100	$3,15 \cdot 10^{-7}$	72
Útero	—	—	—	—	—	—	$1,64 \cdot 10^{-7}$	66	$2,13 \cdot 10^{-5}$	17	$3,55 \cdot 10^{-6}$	11
Corpo inteiro	$1,43 \cdot 10^{-3}$	0,059	$1,43 \cdot 10^{-3}$	0,038	$1,39 \cdot 10^{-3}$	0,075	$1,22 \cdot 10^{-3}$	0,14	$9,00 \cdot 10^{-6}$	0,25	$6,39 \cdot 10^{-6}$	0,34

* considera-se somente a parede do órgão

continua ...

continuação

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	$3,81 \cdot 10^{-5}$	8,2	$3,62 \cdot 10^{-5}$	11	$3,49 \cdot 10^{-5}$	12	$3,33 \cdot 10^{-5}$	14	$3,97 \cdot 10^{-5}$	13	$2,58 \cdot 10^{-5}$	18
Bexiga*	$1,65 \cdot 10^{-6}$	21	$1,54 \cdot 10^{-6}$	22	$1,55 \cdot 10^{-6}$	26	$1,34 \cdot 10^{-6}$	32	$2,14 \cdot 10^{-6}$	31	$8,79 \cdot 10^{-7}$	39
Estômago*	$1,25 \cdot 10^{-5}$	4,3	$1,07 \cdot 10^{-5}$	6,0	$1,11 \cdot 10^{-5}$	6,9	$9,39 \cdot 10^{-6}$	8,0	$7,84 \cdot 10^{-6}$	9,0	$8,09 \cdot 10^{-6}$	9,8
Intestino delgado	$1,06 \cdot 10^{-5}$	2,1	$9,89 \cdot 10^{-6}$	2,6	$8,91 \cdot 10^{-6}$	3,0	$8,13 \cdot 10^{-6}$	3,4	$8,31 \cdot 10^{-6}$	3,4	$6,54 \cdot 10^{-6}$	4,1
Int. grosso sup.*	$1,04 \cdot 10^{-5}$	3,9	$9,05 \cdot 10^{-6}$	5,5	$8,18 \cdot 10^{-6}$	6,7	$8,33 \cdot 10^{-6}$	7,3	$8,08 \cdot 10^{-6}$	7,6	$6,51 \cdot 10^{-6}$	9,1
Int. grosso inf.*	$2,86 \cdot 10^{-6}$	8,2	$2,98 \cdot 10^{-6}$	11	$2,68 \cdot 10^{-6}$	13	$2,67 \cdot 10^{-6}$	14	$2,14 \cdot 10^{-6}$	16	$2,14 \cdot 10^{-6}$	18
Rins	$2,15 \cdot 10^{-4}$	0,86	$2,31 \cdot 10^{-4}$	1,0	$2,11 \cdot 10^{-4}$	1,2	$1,97 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,79 \cdot 10^{-4}$	1,4	$1,43 \cdot 10^{-4}$	1,6
Fígado	$1,43 \cdot 10^{-5}$	1,5	$1,29 \cdot 10^{-5}$	1,8	$1,28 \cdot 10^{-5}$	2,0	$1,12 \cdot 10^{-5}$	2,2	$1,11 \cdot 10^{-5}$	2,3	$9,34 \cdot 10^{-6}$	2,6
Pulmões	$3,26 \cdot 10^{-6}$	3,4	$3,23 \cdot 10^{-6}$	4,3	$3,06 \cdot 10^{-6}$	5,0	$2,94 \cdot 10^{-6}$	5,4	$3,22 \cdot 10^{-6}$	5,5	$2,76 \cdot 10^{-6}$	6,2
Outros tecidos	$4,88 \cdot 10^{-6}$	0,44	$4,93 \cdot 10^{-6}$	0,50	$4,64 \cdot 10^{-6}$	0,58	$4,48 \cdot 10^{-6}$	0,62	$4,20 \cdot 10^{-6}$	0,66	$3,54 \cdot 10^{-6}$	0,77
Ovários	$3,95 \cdot 10^{-6}$	33	$2,54 \cdot 10^{-6}$	40	$2,81 \cdot 10^{-6}$	43	$2,67 \cdot 10^{-6}$	48	$2,47 \cdot 10^{-6}$	55	$2,64 \cdot 10^{-6}$	61
Pâncreas	$2,08 \cdot 10^{-5}$	5,5	$2,27 \cdot 10^{-5}$	6,8	$2,02 \cdot 10^{-5}$	8,3	$1,76 \cdot 10^{-5}$	9,4	$1,52 \cdot 10^{-5}$	10	$1,54 \cdot 10^{-5}$	11
Esqueleto	$3,98 \cdot 10^{-6}$	1,1	$3,24 \cdot 10^{-6}$	1,4	$3,10 \cdot 10^{-6}$	1,6	$2,85 \cdot 10^{-6}$	1,8	$2,66 \cdot 10^{-6}$	1,9	$2,20 \cdot 10^{-6}$	2,2
Medula óssea hematopoética	$1,01 \cdot 10^{-5}$	1,3	$8,22 \cdot 10^{-6}$	1,6	$7,67 \cdot 10^{-6}$	1,9	$7,04 \cdot 10^{-6}$	2,1	$6,46 \cdot 10^{-6}$	2,3	$5,20 \cdot 10^{-6}$	2,6
Medula óssea adiposa	$4,90 \cdot 10^{-6}$	1,2	$4,02 \cdot 10^{-6}$	1,5	$3,78 \cdot 10^{-6}$	1,8	$3,51 \cdot 10^{-6}$	2,0	$3,29 \cdot 10^{-6}$	2,1	$2,68 \cdot 10^{-6}$	2,5
Pele do corpo	$2,04 \cdot 10^{-6}$	2,6	$2,32 \cdot 10^{-6}$	3,1	$2,40 \cdot 10^{-6}$	3,5	$2,21 \cdot 10^{-6}$	3,9	$2,12 \cdot 10^{-6}$	4,1	$2,09 \cdot 10^{-6}$	4,2
Baço	$3,15 \cdot 10^{-5}$	3,0	$3,13 \cdot 10^{-5}$	3,7	$2,65 \cdot 10^{-5}$	4,4	$2,45 \cdot 10^{-5}$	4,9	$2,49 \cdot 10^{-5}$	5,0	$1,97 \cdot 10^{-5}$	6,0
Testículos	$8,88 \cdot 10^{-8}$	46	$8,51 \cdot 10^{-7}$	50	$6,27 \cdot 10^{-8}$	61	$3,78 \cdot 10^{-7}$	90	$4,54 \cdot 10^{-7}$	77	$4,20 \cdot 10^{-7}$	98
Timo	$8,08 \cdot 10^{-7}$	37	$1,52 \cdot 10^{-6}$	46	$6,91 \cdot 10^{-7}$	54	$1,09 \cdot 10^{-6}$	59	$8,95 \cdot 10^{-7}$	68	$1,00 \cdot 10^{-6}$	66
Tireóide	$3,43 \cdot 10^{-8}$	71	$1,63 \cdot 10^{-7}$	83	$3,30 \cdot 10^{-7}$	61	$4,74 \cdot 10^{-8}$	68	$3,01 \cdot 10^{-7}$	79	$1,16 \cdot 10^{-6}$	75
Útero	$3,44 \cdot 10^{-6}$	12	$3,61 \cdot 10^{-6}$	14	$3,78 \cdot 10^{-6}$	17	$3,26 \cdot 10^{-6}$	20	$2,33 \cdot 10^{-6}$	26	$2,99 \cdot 10^{-6}$	23
Corpo inteiro	$5,86 \cdot 10^{-6}$	0,34	$5,82 \cdot 10^{-6}$	0,37	$5,47 \cdot 10^{-6}$	0,41	$5,17 \cdot 10^{-6}$	0,45	$4,89 \cdot 10^{-6}$	0,48	$4,08 \cdot 10^{-6}$	0,57

Tabela VIII

Fração Absorvida Específica (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região MEDULAR dos Rins

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,100	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	$1,09 \cdot 10^{-6}$	100	$1,46 \cdot 10^{-5}$	23	$5,30 \cdot 10^{-5}$	11	$7,04 \cdot 10^{-6}$	7,1	$6,01 \cdot 10^{-5}$	6,2	$4,43 \cdot 10^{-5}$	6,9
Bexiga*	—	—	—	—	—	—	$1,95 \cdot 10^{-7}$	100	$7,49 \cdot 10^{-7}$	27	$1,28 \cdot 10^{-6}$	19
Estômago*	—	—	—	—	$8,14 \cdot 10^{-7}$	28	$8,68 \cdot 10^{-6}$	6,5	$1,66 \cdot 10^{-5}$	3,7	$1,46 \cdot 10^{-5}$	3,6
Intestino delgado	—	—	$3,38 \cdot 10^{-8}$	63	$8,88 \cdot 10^{-7}$	10	$6,79 \cdot 10^{-6}$	3,2	$1,26 \cdot 10^{-5}$	2,0	$1,16 \cdot 10^{-5}$	1,9
Inte. grosso sup.*	—	—	$1,79 \cdot 10^{-10}$	100	$2,37 \cdot 10^{-7}$	37	$5,71 \cdot 10^{-6}$	6,4	$1,31 \cdot 10^{-5}$	3,5	$1,09 \cdot 10^{-5}$	3,5
Int. grosso inf.*	—	—	—	—	$5,32 \cdot 10^{-8}$	62	$8,35 \cdot 10^{-7}$	19	$2,07 \cdot 10^{-6}$	9,2	$3,33 \cdot 10^{-6}$	7,0
Rins	$3,22 \cdot 10^{-3}$	0,062	$2,94 \cdot 10^{-3}$	0,12	$2,26 \cdot 10^{-3}$	0,23	$1,13 \cdot 10^{-3}$	0,41	$4,30 \cdot 10^{-4}$	0,59	$2,53 \cdot 10^{-4}$	0,69
Fígado	—	—	$2,55 \cdot 10^{-7}$	16	$3,48 \cdot 10^{-6}$	4,3	$1,51 \cdot 10^{-5}$	1,8	$2,00 \cdot 10^{-5}$	1,4	$1,51 \cdot 10^{-5}$	1,4
Pulmões	—	—	—	—	$5,26 \cdot 10^{-8}$	37	$1,41 \cdot 10^{-6}$	6,6	$3,17 \cdot 10^{-6}$	3,4	$3,47 \cdot 10^{-6}$	3,0
Outros tecidos	$4,45 \cdot 10^{-8}$	8,5	$1,75 \cdot 10^{-6}$	1,2	$5,20 \cdot 10^{-6}$	0,69	$7,88 \cdot 10^{-6}$	0,37	$6,49 \cdot 10^{-6}$	0,38	$4,95 \cdot 10^{-6}$	0,43
Ovários	—	—	—	—	—	—	$1,92 \cdot 10^{-7}$	86	$5,07 \cdot 10^{-6}$	29	$4,47 \cdot 10^{-6}$	23
Pâncreas	—	—	$8,61 \cdot 10^{-10}$	100	$2,40 \cdot 10^{-6}$	24	$2,58 \cdot 10^{-5}$	6,1	$3,42 \cdot 10^{-5}$	4,2	$2,56 \cdot 10^{-5}$	4,2
Esqueleto	—	—	$1,47 \cdot 10^{-7}$	9,5	$1,40 \cdot 10^{-6}$	2,8	$6,33 \cdot 10^{-6}$	1,2	$9,53 \cdot 10^{-6}$	0,89	$6,04 \cdot 10^{-6}$	0,96
Medula óssea hematopóitica	—	—	$2,85 \cdot 10^{-7}$	11	$3,13 \cdot 10^{-6}$	3,2	$1,61 \cdot 10^{-5}$	1,4	$2,51 \cdot 10^{-5}$	1,0	$1,56 \cdot 10^{-5}$	1,1
Medula óssea adiposa	—	—	$1,80 \cdot 10^{-7}$	9,6	$1,71 \cdot 10^{-6}$	2,9	$7,54 \cdot 10^{-6}$	1,3	$1,16 \cdot 10^{-5}$	0,94	$7,49 \cdot 10^{-6}$	1,0
Pele do corpo	—	—	$1,36 \cdot 10^{-7}$	17	$1,14 \cdot 10^{-6}$	5,3	$2,61 \cdot 10^{-6}$	2,8	$2,17 \cdot 10^{-6}$	2,2	$1,92 \cdot 10^{-6}$	2,2
Baço	$1,53 \cdot 10^{-11}$	71	$4,07 \cdot 10^{-6}$	13	$2,74 \cdot 10^{-5}$	4,9	$6,22 \cdot 10^{-5}$	2,7	$4,93 \cdot 10^{-5}$	2,5	$3,24 \cdot 10^{-5}$	2,7
Testículos	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	$2,28 \cdot 10^{-10}$	100
Timo	—	—	—	—	—	—	—	—	$4,27 \cdot 10^{-7}$	65	$7,63 \cdot 10^{-7}$	33
Tireóide	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	$1,13 \cdot 10^{-7}$	100
Útero	—	—	—	—	—	—	$2,63 \cdot 10^{-7}$	53	$1,76 \cdot 10^{-6}$	17	$3,47 \cdot 10^{-6}$	11
Corpo Inteiro	$1,43 \cdot 10^{-5}$	0,069	$1,43 \cdot 10^{-5}$	0,036	$1,40 \cdot 10^{-5}$	0,071	$1,23 \cdot 10^{-5}$	0,14	$9,04 \cdot 10^{-6}$	0,26	$6,46 \cdot 10^{-6}$	0,33

* considera-se somente a parede do órgão

continua...

continuação

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	$3,93 \cdot 10^{-5}$	8,4	$3,19 \cdot 10^{-5}$	11	$3,48 \cdot 10^{-5}$	13	$3,11 \cdot 10^{-5}$	14	$2,30 \cdot 10^{-5}$	16	$2,52 \cdot 10^{-5}$	17
Bexiga*	$1,18 \cdot 10^{-6}$	21	$1,23 \cdot 10^{-6}$	27	$2,01 \cdot 10^{-6}$	31	$3,95 \cdot 10^{-7}$	33	$7,62 \cdot 10^{-7}$	46	$9,68 \cdot 10^{-7}$	49
Estômago*	$1,24 \cdot 10^{-5}$	4,3	$1,13 \cdot 10^{-5}$	6,0	$1,02 \cdot 10^{-5}$	7,2	$1,06 \cdot 10^{-5}$	7,6	$8,47 \cdot 10^{-6}$	8,6	$7,88 \cdot 10^{-6}$	9,9
Intestino delgado	$1,06 \cdot 10^{-5}$	2,1	$9,92 \cdot 10^{-6}$	2,6	$8,96 \cdot 10^{-6}$	3,0	$8,82 \cdot 10^{-6}$	3,3	$8,28 \cdot 10^{-6}$	3,5	$6,64 \cdot 10^{-6}$	4,0
Int. grosso sup.*	$1,05 \cdot 10^{-5}$	4,1	$9,45 \cdot 10^{-6}$	5,4	$8,85 \cdot 10^{-6}$	6,4	$8,93 \cdot 10^{-6}$	6,9	$7,92 \cdot 10^{-6}$	7,6	$6,99 \cdot 10^{-6}$	8,8
Int. grosso inf.*	$2,50 \cdot 10^{-6}$	6,3	$2,89 \cdot 10^{-6}$	11	$2,81 \cdot 10^{-6}$	13	$2,87 \cdot 10^{-6}$	13	$2,82 \cdot 10^{-6}$	14	$2,39 \cdot 10^{-6}$	17
Rins	$2,63 \cdot 10^{-4}$	0,77	$2,74 \cdot 10^{-4}$	0,92	$2,55 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,34 \cdot 10^{-4}$	1,2	$2,16 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,74 \cdot 10^{-4}$	1,5
Fígado	$1,41 \cdot 10^{-5}$	1,5	$1,38 \cdot 10^{-5}$	1,7	$1,20 \cdot 10^{-5}$	2,1	$1,1 \cdot 10^{-5}$	2,3	$1,03 \cdot 10^{-5}$	2,4	$8,82 \cdot 10^{-6}$	2,7
Pulmões	$3,17 \cdot 10^{-6}$	3,4	$3,42 \cdot 10^{-6}$	4,1	$3,28 \cdot 10^{-6}$	4,8	$3,13 \cdot 10^{-6}$	5,4	$3,02 \cdot 10^{-6}$	5,7	$2,49 \cdot 10^{-6}$	6,6
Outros tecidos	$4,70 \cdot 10^{-6}$	0,46	$4,73 \cdot 10^{-6}$	0,52	$4,48 \cdot 10^{-6}$	0,59	$4,26 \cdot 10^{-6}$	0,64	$4,03 \cdot 10^{-6}$	0,68	$3,40 \cdot 10^{-6}$	0,79
Ovários	$4,68 \cdot 10^{-6}$	27	$3,92 \cdot 10^{-6}$	36	$2,54 \cdot 10^{-6}$	49	$4,59 \cdot 10^{-6}$	47	$2,77 \cdot 10^{-6}$	68	$3,73 \cdot 10^{-7}$	54
Pâncreas	$2,29 \cdot 10^{-5}$	5,4	$2,12 \cdot 10^{-5}$	6,9	$2,21 \cdot 10^{-5}$	8,1	$1,72 \cdot 10^{-5}$	9,4	$1,89 \cdot 10^{-5}$	9,7	$1,22 \cdot 10^{-5}$	12
Esqueleto	$3,93 \cdot 10^{-6}$	1,1	$3,20 \cdot 10^{-6}$	1,4	$2,88 \cdot 10^{-6}$	1,7	$2,79 \cdot 10^{-6}$	1,8	$2,66 \cdot 10^{-6}$	1,9	$2,26 \cdot 10^{-6}$	2,2
Medula óssea												
hematopoética	$1,01 \cdot 10^{-5}$	1,3	$8,05 \cdot 10^{-6}$	1,7	$7,12 \cdot 10^{-6}$	2,0	$6,64 \cdot 10^{-6}$	2,1	$6,47 \cdot 10^{-6}$	2,3	$5,39 \cdot 10^{-6}$	2,6
Medula óssea												
adiposa	$4,81 \cdot 10^{-6}$	1,2	$3,95 \cdot 10^{-6}$	1,5	$3,56 \cdot 10^{-6}$	1,9	$3,46 \cdot 10^{-6}$	2,0	$3,30 \cdot 10^{-6}$	2,1	$2,83 \cdot 10^{-6}$	2,5
Pele do corpo	$1,90 \cdot 10^{-6}$	2,7	$2,27 \cdot 10^{-6}$	3,1	$2,31 \cdot 10^{-6}$	3,5	$2,22 \cdot 10^{-6}$	3,9	$2,25 \cdot 10^{-6}$	4,0	$1,79 \cdot 10^{-6}$	4,8
Baço	$3,06 \cdot 10^{-5}$	3,0	$2,80 \cdot 10^{-5}$	3,9	$2,52 \cdot 10^{-5}$	4,6	$2,57 \cdot 10^{-5}$	4,8	$2,19 \cdot 10^{-5}$	5,4	$1,84 \cdot 10^{-5}$	6,2
Testículos	$9,00 \cdot 10^{-8}$	40	$5,37 \cdot 10^{-7}$	59	$2,63 \cdot 10^{-7}$	59	$7,82 \cdot 10^{-7}$	53	$4,44 \cdot 10^{-7}$	58	$4,92 \cdot 10^{-7}$	77
Timo	$8,60 \cdot 10^{-7}$	33	$1,16 \cdot 10^{-6}$	45	$8,66 \cdot 10^{-7}$	48	$1,10 \cdot 10^{-6}$	48	$1,29 \cdot 10^{-7}$	57	$2,42 \cdot 10^{-7}$	65
Tireóide	$2,79 \cdot 10^{-10}$	100	$8,96 \cdot 10^{-8}$	91	$1,26 \cdot 10^{-7}$	100	$2,36 \cdot 10^{-8}$	98	$1,40 \cdot 10^{-6}$	66	$4,01 \cdot 10^{-7}$	97
Útero	$3,21 \cdot 10^{-6}$	11	$2,54 \cdot 10^{-6}$	16	$3,52 \cdot 10^{-6}$	19	$3,72 \cdot 10^{-6}$	18	$2,67 \cdot 10^{-6}$	24	$2,14 \cdot 10^{-6}$	27
Corpo inteiro	$5,93 \cdot 10^{-6}$	0,34	$5,88 \cdot 10^{-6}$	0,36	$5,50 \cdot 10^{-6}$	0,41	$5,21 \cdot 10^{-6}$	0,45	$4,90 \cdot 10^{-6}$	0,48	$4,09 \cdot 10^{-6}$	0,57

* considera-se somente a parede do órgão

Tabela IX

Fração Absorvida Específica (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região COLETORA dos Rins

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,100	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	—	—	$1,58 \cdot 10^{-7}$	99	$1,58 \cdot 10^{-5}$	21	$3,79 \cdot 10^{-5}$	9,6	$3,89 \cdot 10^{-5}$	7,1	$3,37 \cdot 10^{-5}$	7,6
Bexiga*	—	—	—	—	—	—	$3,85 \cdot 10^{-9}$	97	$4,83 \cdot 10^{-7}$	40	$1,28 \cdot 10^{-6}$	16
Estômago*	—	—	$2,93 \cdot 10^{-12}$	100	$7,10 \cdot 10^{-7}$	26	$7,74 \cdot 10^{-6}$	6,6	$1,73 \cdot 10^{-5}$	3,6	$1,36 \cdot 10^{-5}$	3,6
Intestino delgado	—	—	$8,34 \cdot 10^{-13}$	100	$3,58 \cdot 10^{-7}$	16	$5,52 \cdot 10^{-6}$	3,7	$1,18 \cdot 10^{-5}$	2,1	$1,18 \cdot 10^{-5}$	1,9
Int. grosso sup.*	—	—	—	—	$3,09 \cdot 10^{-7}$	41	$4,87 \cdot 10^{-6}$	7,1	$1,17 \cdot 10^{-5}$	3,6	$1,22 \cdot 10^{-5}$	3,3
Int. grosso inf.*	—	—	—	—	$1,04 \cdot 10^{-7}$	100	$4,84 \cdot 10^{-7}$	23	$1,99 \cdot 10^{-6}$	9,3	$2,80 \cdot 10^{-6}$	7,4
Rins	$3,17 \cdot 10^{-3}$	0,081	$2,92 \cdot 10^{-3}$	0,13	$2,30 \cdot 10^{-3}$	0,23	$1,21 \cdot 10^{-3}$	0,39	$4,54 \cdot 10^{-4}$	0,56	$2,67 \cdot 10^{-4}$	0,67
Fígado	—	—	$1,40 \cdot 10^{-8}$	68	$1,40 \cdot 10^{-6}$	6,6	$1,03 \cdot 10^{-5}$	2,2	$1,68 \cdot 10^{-5}$	1,5	$1,44 \cdot 10^{-5}$	1,4
Pulmões	—	—	—	—	$2,90 \cdot 10^{-8}$	51	$8,48 \cdot 10^{-7}$	8,5	$2,67 \cdot 10^{-6}$	3,7	$2,91 \cdot 10^{-6}$	3,1
Outros tecidos	$3,91 \cdot 10^{-7}$	2,9	$1,92 \cdot 10^{-6}$	1,2	$4,95 \cdot 10^{-6}$	0,61	$7,52 \cdot 10^{-6}$	0,38	$6,40 \cdot 10^{-6}$	0,38	$4,96 \cdot 10^{-6}$	0,43
Ovários	—	—	—	—	—	—	$5,48 \cdot 10^{-7}$	66	$2,26 \cdot 10^{-6}$	32	$2,20 \cdot 10^{-6}$	26
Pâncreas	—	—	$5,93 \cdot 10^{-9}$	100	$1,91 \cdot 10^{-6}$	24	$2,57 \cdot 10^{-5}$	6,2	$3,91 \cdot 10^{-5}$	3,9	$2,80 \cdot 10^{-5}$	4,1
Esqueleto	$2,90 \cdot 10^{-13}$	71	$2,75 \cdot 10^{-7}$	6,8	$2,32 \cdot 10^{-6}$	2,2	$8,69 \cdot 10^{-6}$	1,1	$1,18 \cdot 10^{-5}$	0,81	$7,21 \cdot 10^{-6}$	0,89
Medula óssea hematopoiética	$1,08 \cdot 10^{-12}$	71	$9,62 \cdot 10^{-7}$	7,0	$7,50 \cdot 10^{-6}$	2,4	$2,66 \cdot 10^{-5}$	1,2	$3,43 \cdot 10^{-5}$	0,91	$2,00 \cdot 10^{-5}$	1,0
Medula óssea adiposa	$3,61 \cdot 10^{-12}$	71	$3,43 \cdot 10^{-7}$	6,8	$2,82 \cdot 10^{-6}$	2,3	$1,03 \cdot 10^{-5}$	1,1	$1,41 \cdot 10^{-5}$	0,84	$8,72 \cdot 10^{-6}$	0,93
Pele do corpo	—	—	$1,04 \cdot 10^{-7}$	21	$1,10 \cdot 10^{-6}$	5,5	$2,31 \cdot 10^{-6}$	2,9	$2,16 \cdot 10^{-6}$	2,2	$1,91 \cdot 10^{-6}$	2,2
Baço	—	—	$1,14 \cdot 10^{-6}$	26	$1,07 \cdot 10^{-5}$	7,4	$4,18 \cdot 10^{-5}$	3,2	$4,09 \cdot 10^{-5}$	2,7	$2,82 \cdot 10^{-5}$	2,8
Testículos	—	—	—	—	—	—	—	—	$1,34 \cdot 10^{-10}$	100	$1,72 \cdot 10^{-7}$	50
Timo	—	—	—	—	—	—	$1,49 \cdot 10^{-11}$	100	$4,09 \cdot 10^{-9}$	69	$6,45 \cdot 10^{-7}$	32
Tireóide	—	—	—	—	—	—	—	—	$3,45 \cdot 10^{-8}$	100	$5,94 \cdot 10^{-8}$	94
Útero	—	—	—	—	—	—	$3,00 \cdot 10^{-7}$	59	$1,88 \cdot 10^{-6}$	17	$3,48 \cdot 10^{-6}$	10
Corpo inteiro	$1,43 \cdot 10^{-5}$	0,059	$1,43 \cdot 10^{-5}$	0,034	$1,41 \cdot 10^{-5}$	0,067	$1,25 \cdot 10^{-5}$	0,13	$9,30 \cdot 10^{-6}$	0,24	$6,68 \cdot 10^{-6}$	0,33

*considera-se somente a parede do órgão

continua...

continuação

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Adrenal	$2,57 \cdot 10^{-5}$	10	$2,85 \cdot 10^{-5}$	13	$2,88 \cdot 10^{-5}$	15	$2,17 \cdot 10^{-5}$	17	$1,71 \cdot 10^{-5}$	19	$1,45 \cdot 10^{-5}$	23
Bexiga*	$1,27 \cdot 10^{-6}$	20	$1,56 \cdot 10^{-6}$	26	$1,84 \cdot 10^{-6}$	32	$2,27 \cdot 10^{-6}$	30	$1,53 \cdot 10^{-6}$	39	$1,10 \cdot 10^{-6}$	45
Estômago*	$1,31 \cdot 10^{-5}$	4,3	$1,18 \cdot 10^{-5}$	5,8	$1,17 \cdot 10^{-5}$	6,8	$9,49 \cdot 10^{-6}$	8,0	$9,26 \cdot 10^{-6}$	8,3	$8,12 \cdot 10^{-6}$	9,6
Intestino delgado	$1,09 \cdot 10^{-5}$	2,0	$9,90 \cdot 10^{-6}$	2,5	$8,57 \cdot 10^{-6}$	3,1	$8,36 \cdot 10^{-6}$	3,3	$7,58 \cdot 10^{-6}$	3,6	$6,94 \cdot 10^{-6}$	4,0
Int. grosso sup.*	$1,02 \cdot 10^{-5}$	3,9	$9,87 \cdot 10^{-6}$	5,3	$8,74 \cdot 10^{-6}$	6,3	$9,43 \cdot 10^{-6}$	6,8	$7,93 \cdot 10^{-6}$	7,6	$6,92 \cdot 10^{-6}$	8,9
Int. grosso inf.*	$2,83 \cdot 10^{-6}$	8,0	$2,53 \cdot 10^{-6}$	10	$2,51 \cdot 10^{-6}$	13	$3,35 \cdot 10^{-6}$	13	$2,10 \cdot 10^{-6}$	16	$2,01 \cdot 10^{-6}$	18
Rins	$2,78 \cdot 10^{-4}$	0,75	$2,91 \cdot 10^{-4}$	0,87	$2,72 \cdot 10^{-4}$	1,0	$2,46 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,30 \cdot 10^{-4}$	1,2	$1,83 \cdot 10^{-4}$	1,4
Fígado	$1,31 \cdot 10^{-5}$	1,6	$1,21 \cdot 10^{-5}$	1,8	$1,12 \cdot 10^{-5}$	2,1	$1,06 \cdot 10^{-5}$	2,3	$9,66 \cdot 10^{-6}$	2,5	$7,74 \cdot 10^{-6}$	2,9
Pulmões	$3,04 \cdot 10^{-6}$	3,5	$3,24 \cdot 10^{-6}$	4,2	$3,31 \cdot 10^{-6}$	4,9	$3,04 \cdot 10^{-6}$	5,4	$2,77 \cdot 10^{-6}$	5,8	$2,90 \cdot 10^{-6}$	6,2
Outros tecidos	$4,77 \cdot 10^{-6}$	0,45	$4,72 \cdot 10^{-6}$	0,52	$4,52 \cdot 10^{-6}$	0,58	$4,29 \cdot 10^{-6}$	0,64	$4,05 \cdot 10^{-6}$	0,68	$3,40 \cdot 10^{-6}$	0,79
Ovários	$1,98 \cdot 10^{-6}$	30	$6,67 \cdot 10^{-6}$	33	$6,32 \cdot 10^{-6}$	41	$5,11 \cdot 10^{-6}$	50	$6,78 \cdot 10^{-7}$	39	$8,57 \cdot 10^{-6}$	42
Pâncreas	$2,49 \cdot 10^{-5}$	5,1	$2,15 \cdot 10^{-5}$	6,8	$2,16 \cdot 10^{-5}$	8,1	$2,11 \cdot 10^{-5}$	8,9	$1,45 \cdot 10^{-5}$	10	$1,35 \cdot 10^{-5}$	12
Esqueleto	$4,60 \cdot 10^{-6}$	1,0	$3,78 \cdot 10^{-6}$	1,3	$3,47 \cdot 10^{-6}$	1,5	$3,26 \cdot 10^{-6}$	1,7	$3,09 \cdot 10^{-6}$	1,8	$2,66 \cdot 10^{-6}$	2,0
Medula óssea												
hematopoética	$1,26 \cdot 10^{-5}$	1,2	$1,02 \cdot 10^{-5}$	1,5	$9,21 \cdot 10^{-6}$	1,8	$8,42 \cdot 10^{-6}$	2,0	$8,08 \cdot 10^{-6}$	2,1	$6,62 \cdot 10^{-6}$	2,4
adípica	$5,61 \cdot 10^{-6}$	1,1	$4,54 \cdot 10^{-6}$	1,4	$4,18 \cdot 10^{-6}$	1,7	$3,92 \cdot 10^{-6}$	1,9	$3,77 \cdot 10^{-6}$	2,0	$3,1 \cdot 10^{-6}$	2,2
Pele do corpo	$1,98 \cdot 10^{-6}$	2,6	$2,25 \cdot 10^{-6}$	3,1	$2,28 \cdot 10^{-6}$	14	$2,31 \cdot 10^{-6}$	3,8	$2,08 \cdot 10^{-6}$	4,1	$1,86 \cdot 10^{-6}$	4,6
Baço	$2,52 \cdot 10^{-5}$	3,3	$2,33 \cdot 10^{-5}$	4,2	$2,23 \cdot 10^{-5}$	4,8	$1,90 \cdot 10^{-5}$	5,4	$1,65 \cdot 10^{-5}$	6,0	$1,49 \cdot 10^{-5}$	6,7
Testículos	$6,31 \cdot 10^{-8}$	57	$3,72 \cdot 10^{-7}$	55	$8,96 \cdot 10^{-7}$	53	$5,09 \cdot 10^{-7}$	68	$8,62 \cdot 10^{-7}$	52	$2,65 \cdot 10^{-6}$	35
Timo	$3,36 \cdot 10^{-7}$	31	$4,94 \cdot 10^{-7}$	34	$1,68 \cdot 10^{-7}$	38	$1,40 \cdot 10^{-6}$	51	$1,83 \cdot 10^{-7}$	52	$2,18 \cdot 10^{-6}$	50
Tireóide	$3,12 \cdot 10^{-7}$	59	$1,96 \cdot 10^{-8}$	83	$5,47 \cdot 10^{-7}$	80	$9,79 \cdot 10^{-8}$	98	$3,42 \cdot 10^{-7}$	99	$1,19 \cdot 10^{-7}$	58
Útero	$3,90 \cdot 10^{-6}$	11	$3,71 \cdot 10^{-6}$	15	$2,86 \cdot 10^{-6}$	19	$4,22 \cdot 10^{-6}$	19	$1,95 \cdot 10^{-6}$	25	$2,05 \cdot 10^{-6}$	28
Corpo inteiro	$6,12 \cdot 10^{-6}$	0,33	$5,97 \cdot 10^{-6}$	0,36	$5,66 \cdot 10^{-6}$	0,40	$5,32 \cdot 10^{-6}$	0,44	$4,98 \cdot 10^{-6}$	0,47	$4,17 \cdot 10^{-6}$	0,56

* considera-se somente a parede do órgão

Tabela X

Fração Absorvida Específica (Φ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região CORTICAL dos Rins

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,100	
	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$3,98 \cdot 10^{-3}$	0,47	$2,84 \cdot 10^{-3}$	0,59	$1,96 \cdot 10^{-3}$	0,70	$9,43 \cdot 10^{-4}$	0,88	$3,70 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,18 \cdot 10^{-4}$	1,3
Reg. cortical - rim esquerdo	$3,94 \cdot 10^{-3}$	0,47	$2,87 \cdot 10^{-3}$	0,58	$1,97 \cdot 10^{-3}$	0,69	$9,50 \cdot 10^{-4}$	0,87	$3,61 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,17 \cdot 10^{-4}$	1,3
Reg. medular - rim direito	$7,63 \cdot 10^{-4}$	2,3	$1,46 \cdot 10^{-3}$	1,6	$1,43 \cdot 10^{-3}$	1,4	$8,36 \cdot 10^{-4}$	1,5	$3,27 \cdot 10^{-4}$	1,8	$2,02 \cdot 10^{-4}$	2,2
Reg. medular - rim esquerdo	$7,64 \cdot 10^{-4}$	2,3	$1,41 \cdot 10^{-3}$	1,6	$1,45 \cdot 10^{-3}$	1,4	$8,29 \cdot 10^{-4}$	1,5	$3,35 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,92 \cdot 10^{-4}$	2,2
Reg. coltore - rim direito	$4,09 \cdot 10^{-4}$	7,2	$9,94 \cdot 10^{-4}$	4,2	$1,24 \cdot 10^{-3}$	3,4	$7,82 \cdot 10^{-4}$	3,4	$3,33 \cdot 10^{-4}$	3,9	$1,97 \cdot 10^{-4}$	4,6
Reg. coltore - rim esquerdo	$3,80 \cdot 10^{-4}$	7,4	$1,07 \cdot 10^{-3}$	4,1	$1,20 \cdot 10^{-3}$	3,5	$7,87 \cdot 10^{-4}$	3,4	$3,52 \cdot 10^{-4}$	3,8	$1,91 \cdot 10^{-4}$	4,7
Rim direito	$2,99 \cdot 10^{-3}$	0,44	$2,40 \cdot 10^{-3}$	0,52	$1,79 \cdot 10^{-3}$	0,61	$9,08 \cdot 10^{-4}$	0,79	$3,58 \cdot 10^{-4}$	0,98	$2,13 \cdot 10^{-4}$	1,2
Rim esquerdo	$2,96 \cdot 10^{-3}$	0,45	$2,41 \cdot 10^{-3}$	0,52	$1,80 \cdot 10^{-3}$	0,61	$9,12 \cdot 10^{-4}$	0,79	$3,54 \cdot 10^{-4}$	1,0	$2,09 \cdot 10^{-4}$	1,2
Rins	$2,95 \cdot 10^{-3}$	0,14	$2,40 \cdot 10^{-3}$	0,23	$1,79 \cdot 10^{-3}$	0,32	$9,07 \cdot 10^{-4}$	0,48	$3,55 \cdot 10^{-4}$	0,64	$2,11 \cdot 10^{-4}$	0,76

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)	Φ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$2,24 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,43 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,20 \cdot 10^{-4}$	2,0	$1,93 \cdot 10^{-4}$	2,2	$1,93 \cdot 10^{-4}$	2,3	$1,49 \cdot 10^{-4}$	2,1
Reg. cortical - rim esquerdo	$2,27 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,36 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,21 \cdot 10^{-4}$	2,0	$2,03 \cdot 10^{-4}$	2,2	$1,82 \cdot 10^{-4}$	2,4	$1,47 \cdot 10^{-4}$	2,4
Reg. medular - rim direito	$1,96 \cdot 10^{-4}$	2,6	$2,21 \cdot 10^{-4}$	3,0	$1,91 \cdot 10^{-4}$	3,5	$1,76 \cdot 10^{-4}$	4,0	$1,50 \cdot 10^{-4}$	4,2	$1,29 \cdot 10^{-4}$	4,1
Reg. medular - rim esquerdo	$1,90 \cdot 10^{-4}$	2,6	$2,15 \cdot 10^{-4}$	3,0	$1,88 \cdot 10^{-4}$	3,6	$1,82 \cdot 10^{-4}$	3,9	$1,64 \cdot 10^{-4}$	4,2	$1,32 \cdot 10^{-4}$	4,1
Reg. coltore - rim direito	$1,74 \cdot 10^{-4}$	6,0	$1,58 \cdot 10^{-4}$	7,6	$1,89 \cdot 10^{-4}$	8,1	$1,84 \cdot 10^{-4}$	8,6	$1,53 \cdot 10^{-4}$	10	$1,25 \cdot 10^{-4}$	11
Reg. coltore - rim esquerdo	$2,05 \cdot 10^{-4}$	5,6	$2,02 \cdot 10^{-4}$	7,0	$1,91 \cdot 10^{-4}$	8,2	$1,89 \cdot 10^{-4}$	8,6	$1,44 \cdot 10^{-4}$	10	$1,28 \cdot 10^{-4}$	11
Rim direito	$2,14 \cdot 10^{-4}$	1,3	$2,33 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,11 \cdot 10^{-4}$	1,7	$1,88 \cdot 10^{-4}$	1,9	$1,82 \cdot 10^{-4}$	2,0	$1,43 \cdot 10^{-4}$	2,3
Rim esquerdo	$2,16 \cdot 10^{-4}$	1,3	$2,29 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,11 \cdot 10^{-4}$	1,7	$1,97 \cdot 10^{-4}$	1,9	$1,76 \cdot 10^{-4}$	2,0	$1,43 \cdot 10^{-4}$	2,4
Rins	$2,15 \cdot 10^{-4}$	0,86	$2,31 \cdot 10^{-4}$	1,0	$2,11 \cdot 10^{-4}$	1,2	$1,93 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,79 \cdot 10^{-4}$	1,4	$1,43 \cdot 10^{-4}$	1,6

Tabela XI

Fração Absorvida Específica (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região MEDULAR dos Rins

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,030		0,100	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$7,92 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,44 \cdot 10^{-3}$	0,88	$1,41 \cdot 10^{-3}$	0,82	$8,34 \cdot 10^{-4}$	0,92	$3,40 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,94 \cdot 10^{-4}$	1,4
Reg. cortical - rim esquerdo	$7,73 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,43 \cdot 10^{-3}$	0,88	$1,41 \cdot 10^{-3}$	0,82	$8,44 \cdot 10^{-4}$	0,91	$3,35 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,96 \cdot 10^{-4}$	1,4
Reg. medular - rim direito	$1,05 \cdot 10^{-2}$	0,49	$7,24 \cdot 10^{-3}$	0,62	$4,62 \cdot 10^{-3}$	0,77	$1,93 \cdot 10^{-3}$	1,0	$6,80 \cdot 10^{-4}$	1,3	$4,17 \cdot 10^{-4}$	1,5
Reg. medular - rim esquerdo	$1,06 \cdot 10^{-2}$	0,49	$7,30 \cdot 10^{-3}$	0,62	$4,70 \cdot 10^{-3}$	0,76	$1,96 \cdot 10^{-3}$	1,0	$6,71 \cdot 10^{-4}$	1,3	$4,03 \cdot 10^{-4}$	1,5
Reg. coletores - rim direito	$1,51 \cdot 10^{-3}$	3,7	$2,47 \cdot 10^{-3}$	2,7	$2,28 \cdot 10^{-3}$	2,6	$1,26 \cdot 10^{-3}$	2,8	$5,08 \cdot 10^{-4}$	3,2	$2,83 \cdot 10^{-4}$	4,0
Reg. coletores - rim esquerdo	$1,52 \cdot 10^{-3}$	3,7	$2,64 \cdot 10^{-3}$	2,6	$2,40 \cdot 10^{-3}$	2,5	$1,25 \cdot 10^{-3}$	2,8	$5,02 \cdot 10^{-4}$	3,2	$2,92 \cdot 10^{-4}$	3,9
Rim direito	$3,24 \cdot 10^{-3}$	0,41	$2,94 \cdot 10^{-3}$	0,44	$2,25 \cdot 10^{-3}$	0,53	$1,13 \cdot 10^{-3}$	0,70	$4,34 \cdot 10^{-4}$	0,91	$2,54 \cdot 10^{-4}$	1,1
Rim esquerdo	$3,26 \cdot 10^{-3}$	0,41	$2,95 \cdot 10^{-3}$	0,44	$2,27 \cdot 10^{-3}$	0,52	$1,14 \cdot 10^{-3}$	0,70	$4,28 \cdot 10^{-4}$	0,91	$2,53 \cdot 10^{-4}$	1,1
Rins	$3,22 \cdot 10^{-3}$	0,06	$2,94 \cdot 10^{-3}$	0,12	$2,26 \cdot 10^{-3}$	0,23	$1,13 \cdot 10^{-3}$	0,41	$4,30 \cdot 10^{-4}$	0,58	$2,53 \cdot 10^{-4}$	0,69

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$2,05 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,05 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,97 \cdot 10^{-4}$	2,1	$1,78 \cdot 10^{-4}$	2,3	$1,62 \cdot 10^{-4}$	2,5	$1,34 \cdot 10^{-4}$	2,9
Reg. cortical - rim esquerdo	$1,95 \cdot 10^{-4}$	1,6	$2,02 \cdot 10^{-4}$	1,9	$1,87 \cdot 10^{-4}$	2,2	$1,74 \cdot 10^{-4}$	2,4	$1,62 \cdot 10^{-4}$	2,5	$1,34 \cdot 10^{-4}$	2,9
Reg. medular - rim direito	$4,33 \cdot 10^{-4}$	1,8	$4,62 \cdot 10^{-4}$	2,1	$4,29 \cdot 10^{-4}$	2,4	$3,97 \cdot 10^{-4}$	2,6	$3,66 \cdot 10^{-4}$	2,8	$2,86 \cdot 10^{-4}$	3,3
Reg. medular - rim esquerdo	$4,31 \cdot 10^{-4}$	1,8	$4,74 \cdot 10^{-4}$	2,1	$4,26 \cdot 10^{-4}$	2,4	$3,92 \cdot 10^{-4}$	2,7	$3,62 \cdot 10^{-4}$	2,8	$2,80 \cdot 10^{-4}$	3,4
Reg. coletores - rim direito	$3,12 \cdot 10^{-4}$	4,5	$2,92 \cdot 10^{-4}$	5,7	$2,94 \cdot 10^{-4}$	6,4	$2,28 \cdot 10^{-4}$	7,8	$2,20 \cdot 10^{-4}$	8,0	$1,89 \cdot 10^{-4}$	9,2
Reg. coletores - rim esquerdo	$2,93 \cdot 10^{-4}$	4,7	$3,01 \cdot 10^{-4}$	5,7	$2,66 \cdot 10^{-4}$	6,8	$2,62 \cdot 10^{-4}$	7,3	$2,41 \cdot 10^{-4}$	7,8	$1,96 \cdot 10^{-4}$	9,0
Rim direito	$2,68 \cdot 10^{-4}$	1,2	$2,73 \cdot 10^{-4}$	1,4	$2,60 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,36 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,16 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,74 \cdot 10^{-4}$	2,1
Rim esquerdo	$2,59 \cdot 10^{-4}$	1,2	$2,75 \cdot 10^{-4}$	1,4	$2,51 \cdot 10^{-4}$	1,6	$2,33 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,18 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,73 \cdot 10^{-4}$	2,1
Rins	$2,63 \cdot 10^{-4}$	0,77	$2,74 \cdot 10^{-4}$	0,92	$2,55 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,34 \cdot 10^{-4}$	1,2	$2,16 \cdot 10^{-4}$	1,3	$1,74 \cdot 10^{-4}$	1,6

Tabela XII

Fração Absorvida Específica (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Fótons Distribuídas Uniformemente na Região COLETORA dos Rins

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,010		0,015		0,020		0,030		0,050		0,100	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$3,96 \cdot 10^{-4}$	1,9	$9,84 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,17 \cdot 10^{-3}$	0,90	$7,68 \cdot 10^{-4}$	0,94	$3,27 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,91 \cdot 10^{-4}$	1,4
Reg. cortical - rim esquerdo	$3,97 \cdot 10^{-4}$	1,9	$9,90 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,17 \cdot 10^{-3}$	0,90	$7,95 \cdot 10^{-4}$	0,93	$3,30 \cdot 10^{-4}$	1,1	$1,90 \cdot 10^{-4}$	1,4
Reg. medular - rim direito	$1,43 \cdot 10^{-3}$	1,7	$2,58 \cdot 10^{-3}$	1,1	$2,39 \cdot 10^{-3}$	1,1	$1,27 \cdot 10^{-3}$	1,2	$4,80 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,77 \cdot 10^{-4}$	1,8
Reg. medular - rim esquerdo	$1,39 \cdot 10^{-3}$	1,7	$2,56 \cdot 10^{-3}$	1,1	$2,29 \cdot 10^{-3}$	1,1	$1,30 \cdot 10^{-3}$	1,2	$4,86 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,81 \cdot 10^{-4}$	1,8
Reg. coletora - rim direito	$5,15 \cdot 10^{-2}$	0,50	$3,17 \cdot 10^{-2}$	0,68	$1,82 \cdot 10^{-2}$	0,88	$6,87 \cdot 10^{-3}$	1,2	$2,10 \cdot 10^{-3}$	1,6	$1,30 \cdot 10^{-3}$	1,9
Reg. coletora - rim esquerdo	$5,19 \cdot 10^{-2}$	0,50	$3,22 \cdot 10^{-2}$	0,67	$1,82 \cdot 10^{-2}$	0,88	$6,88 \cdot 10^{-3}$	1,2	$2,11 \cdot 10^{-3}$	1,6	$1,30 \cdot 10^{-3}$	1,9
Rim direito	$3,20 \cdot 10^{-3}$	0,42	$2,91 \cdot 10^{-3}$	0,45	$2,32 \cdot 10^{-3}$	0,52	$1,20 \cdot 10^{-3}$	0,69	$4,54 \cdot 10^{-4}$	0,89	$2,68 \cdot 10^{-4}$	1,0
Rim esquerdo	$3,20 \cdot 10^{-3}$	0,42	$2,94 \cdot 10^{-3}$	0,44	$2,29 \cdot 10^{-3}$	0,52	$1,22 \cdot 10^{-3}$	0,68	$4,57 \cdot 10^{-4}$	0,89	$2,68 \cdot 10^{-4}$	1,0
Rins	$3,17 \cdot 10^{-3}$	0,08	$2,92 \cdot 10^{-3}$	0,13	$2,30 \cdot 10^{-3}$	0,29	$1,21 \cdot 10^{-3}$	0,39	$4,54 \cdot 10^{-4}$	0,56	$2,67 \cdot 10^{-4}$	0,67

ALVO	ENERGIA DO FÓTON (MeV)											
	0,200		0,500		1,000		1,500		2,000		4,000	
	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)	ϕ	CV(%)
Reg. cortical - rim direito	$1,88 \cdot 10^{-4}$	1,6	$1,90 \cdot 10^{-4}$	1,9	$1,84 \cdot 10^{-4}$	2,2	$1,68 \cdot 10^{-4}$	2,4	$1,61 \cdot 10^{-4}$	2,5	$1,25 \cdot 10^{-4}$	3,0
Reg. cortical - rim esquerdo	$1,92 \cdot 10^{-4}$	1,6	$1,95 \cdot 10^{-4}$	1,9	$1,81 \cdot 10^{-4}$	2,2	$1,69 \cdot 10^{-4}$	2,4	$1,51 \cdot 10^{-4}$	2,6	$1,24 \cdot 10^{-4}$	3,0
Reg. medular - rim direito	$2,95 \cdot 10^{-4}$	2,1	$3,24 \cdot 10^{-4}$	2,5	$2,91 \cdot 10^{-4}$	2,9	$2,47 \cdot 10^{-4}$	3,3	$2,49 \cdot 10^{-4}$	3,4	$1,83 \cdot 10^{-4}$	4,1
Reg. medular - rim esquerdo	$3,01 \cdot 10^{-4}$	2,1	$3,02 \cdot 10^{-4}$	2,6	$2,94 \cdot 10^{-4}$	2,9	$2,58 \cdot 10^{-4}$	3,3	$2,32 \cdot 10^{-4}$	3,5	$1,85 \cdot 10^{-4}$	4,1
Reg. coletora - rim direito	$1,44 \cdot 10^{-3}$	2,1	$1,57 \cdot 10^{-3}$	2,5	$1,45 \cdot 10^{-3}$	2,9	$1,34 \cdot 10^{-3}$	3,2	$1,16 \cdot 10^{-3}$	3,5	$1,03 \cdot 10^{-3}$	3,9
Reg. coletora - rim esquerdo	$1,42 \cdot 10^{-3}$	1,2	$1,56 \cdot 10^{-3}$	2,6	$1,39 \cdot 10^{-3}$	3,0	$1,27 \cdot 10^{-3}$	3,3	$1,30 \cdot 10^{-3}$	3,4	$9,84 \cdot 10^{-4}$	4,0
Rim direito	$2,76 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,92 \cdot 10^{-4}$	1,3	$2,74 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,46 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,33 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,84 \cdot 10^{-4}$	2,1
Rim esquerdo	$2,80 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,89 \cdot 10^{-4}$	1,3	$2,69 \cdot 10^{-4}$	1,5	$2,46 \cdot 10^{-4}$	1,7	$2,29 \cdot 10^{-4}$	1,8	$1,82 \cdot 10^{-4}$	2,1
Rins	$2,78 \cdot 10^{-4}$	0,75	$2,91 \cdot 10^{-4}$	0,89	$2,72 \cdot 10^{-4}$	1,0	$2,46 \cdot 10^{-4}$	1,1	$2,30 \cdot 10^{-4}$	1,2	$1,83 \cdot 10^{-4}$	1,4

Tabela XIII

Fração Absorvida (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Elétrons Uniformemente Distribuídas na REGIÃO CORTICAL do Rim

ENERGIA (MeV)	ALVO					
	REGIÃO CORTICAL		REGIÃO MEDULAR		REGIÃO COLETORA	
	ϕ	CV*	ϕ	CV*	ϕ	CV*
4,000	0,51	4,4	0,14	4,3	$0,24 \cdot 10^{-1}$	5,0
2,000	0,70	2,9	0,11	5,0	$0,10 \cdot 10^{-1}$	6,6
1,000	0,87	2,2	$0,62 \cdot 10^{-1}$	8,1	$0,58 \cdot 10^{-2}$	9,1
0,700	0,92	2,0	$0,39 \cdot 10^{-1}$	3,9	$0,35 \cdot 10^{-2}$	11
0,400	0,98	1,8	$0,20 \cdot 10^{-1}$	4,9	$0,20 \cdot 10^{-2}$	15
0,200	$0,10 \cdot 10^1$	1,6	$0,73 \cdot 10^{-2}$	8,1	$0,59 \cdot 10^{-3}$	25
0,100	$0,10 \cdot 10^1$	1,5	$0,29 \cdot 10^{-2}$	14	$0,21 \cdot 10^{-3}$	41
0,050	$0,10 \cdot 10^1$	1,4	$0,64 \cdot 10^{-3}$	27	$0,36 \cdot 10^{-4}$	91
0,025	$0,10 \cdot 10^1$	1,4	$0,27 \cdot 10^{-3}$	45	$0,33 \cdot 10^{-4}$	100

$$* CV = \frac{100 \sigma_{\phi}}{\phi}$$

Tabela XIV

Fração Absorvida (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Elétrons
Uniformemente Distribuídas na REGIÃO MEDULAR do Rim

ENERGIA (MeV)	ALVO					
	REGIÃO CORTICAL		REGIÃO MEDULAR		REGIÃO COLETORA	
	ϕ	CV*	ϕ	CV*	ϕ	CV*
4,000	0,39	1,4	0,44	4,4	$0,51 \cdot 10^{-1}$	4,1
2,000	0,30	1,4	0,62	2,6	$0,48 \cdot 10^{-1}$	3,6
1,000	0,17	2,1	0,80	1,9	$0,22 \cdot 10^{-1}$	4,6
0,700	0,11	2,3	0,87	1,7	$0,14 \cdot 10^{-1}$	5,7
0,400	$0,58 \cdot 10^{-1}$	3,5	$0,94 \cdot 10^{-1}$	1,5	$0,63 \cdot 10^{-2}$	8,7
0,200	$0,21 \cdot 10^{-1}$	4,9	0,99	1,3	$0,22 \cdot 10^{-2}$	14
0,100	$0,63 \cdot 10^{-2}$	9,3	$0,10 \cdot 10^1$	1,2	$0,69 \cdot 10^{-3}$	23
0,050	$0,24 \cdot 10^{-2}$	17	$0,10 \cdot 10^1$	1,2	$0,33 \cdot 10^{-3}$	39
0,025	$0,77 \cdot 10^{-3}$	29	$0,10 \cdot 10^1$	1,2	$0,23 \cdot 10^{-3}$	48

$$* CV = \frac{100 \sigma_{\phi}}{\phi}$$

Tabela XV

Fração Absorvida (ϕ) e Coeficiente de Variação (CV) de Fontes de Elétrons Uniformemente Distribuídas na REGIÃO COLETORA do Rim

ENERGIA (MeV)	ALVO					
	REGIÃO CORTICAL		REGIÃO MEDULAR		REGIÃO COLETORA	
	ϕ	CV*	ϕ	CV*	ϕ	CV*
4,000	0,30	2,1	0,33	1,6	0,35	5,9
2,000	0,11	2,5	0,32	1,3	0,58	3,5
1,000	$0,54 \cdot 10^{-1}$	3,5	0,16	1,8	0,81	2,4
0,700	$0,37 \cdot 10^{-1}$	3,8	0,10	2,2	0,88	2,1
0,400	$0,19 \cdot 10^{-1}$	5,2	$0,49 \cdot 10^{-1}$	3,3	0,95	1,7
0,200	$0,78 \cdot 10^{-2}$	8,2	$0,17 \cdot 10^{-1}$	5,6	$0,10 \cdot 10^1$	1,5
0,100	$0,24 \cdot 10^{-2}$	15	$0,62 \cdot 10^{-2}$	10	$0,10 \cdot 10^1$	1,4
0,050	$0,77 \cdot 10^{-3}$	26	$0,20 \cdot 10^{-2}$	20	$0,10 \cdot 10^1$	1,4
0,025	$0,21 \cdot 10^{-3}$	40	$0,52 \cdot 10^{-3}$	35	$0,10 \cdot 10^1$	1,4

$$* CV = \frac{100 \sigma_{\phi}}{\phi}$$

7 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES

Os tópicos deste capítulo abordam alguns aspectos do desenvolvimento do modelo matemático do rim, descrito nos capítulos precedentes, além da sua utilização em substituição ao atual homogêneo do MIRD⁽⁴²⁾.

Apresenta-se, também, a análise dos resultados obtidos para fontes de fótons localizadas no interior de cada uma das regiões do rim. Esta compreende: a análise comparativa dos resultados das Tabelas VII, VIII e IX com os do ORNL-5000⁽⁴³⁾ que foram obtidos utilizando o modelo matemático do rim homogêneo e a análise das Tabelas X, XI e XII referentes aos resultados obtidos para cada uma das regiões do modelo matemático do rim heterogêneo.

Por fim, foram discutidos os resultados das Tabelas XIII, XIV e XV para fontes de elétrons monoenergéticos localizadas em cada uma das regiões do rim.

7.1 – Discussão das Relações de Massa, Volume e Densidade

Os resultados que constam da Tabela VI foram obtidos para o modelo matemático do rim desenvolvido neste trabalho. Esclarece-se que as dimensões do rim utilizadas na confecção do presente modelo, foram apuradas para concordar com as do *homem referência*. Além disso, os dados apresentados nesta tabela são válidos para o rim direito e para o esquerdo de modo que a massa de ambos os rins é de 309,8 g concordando com a da ICRP⁽²²⁾.

A relação entre a massa e o volume do presente modelo foi mantida a mesma que a do modelo matemático do rim homogêneo e é de 0,9869 g/cm³⁽⁴³⁾. Então, como a massa do modelo matemático passou de 284,2 g (no modelo homogêneo) para 309,8 g (no modelo heterogêneo) teve-se que aumentar o volume dos órgãos desta mesma quantidade em cm³.

Esta confrontação não pode ser efetuada com o rim do *homem referência* da ICRP⁽²²⁾, pois, para ele é definida a densidade de cada órgão em função da quantidade de água e da composição do tecido que possui. Para o rim é atribuída a densidade de 1,050 g/cm³ e desta maneira o volume do órgão no *homem referência* é diferente daquele do modelo matemático do rim heterogêneo; além de sua forma não ser tão simples como se observa no presente modelo.

Em virtude destes fatos, a primeira preocupação foi a de verificar se a introdução do novo modelo, em substituição ao atual homogêneo no fantasma matemático, não iria interceptar os órgãos circunvizinhos. Realmente ele interceptaria a glândula supra-renal e para evitá-lo teve que se deslocar esta última de 0,2 cm³ no sentido do eixo positivo z.

Uma segunda preocupação foi de evitar que se alterasse a massa total do fantasma matemático; para tanto diminuiu-se de 25,6 g os "outros tecidos" deste fantasma matemático equivalentes a 48480 g, os quais são constituídos de 28000 g de músculo, 12550g de tecido adiposo e outros (apresentados na Tabela II).

Todas estas considerações, também, foram inseridas no programa ALGAM 103.

7.2 – Discussão dos Resultados Apresentados para os Diferentes Órgãos e sua Comparação com os do Modelo Matemático do Rim Homogêneo

Como foi visto, o programa ALGAM 103 foi processado utilizando três sub-rotinas fontes e os resultados de cada uma delas estão apresentados nas Tabelas VII a XII.

* WARNER, G. G. (comunicação pessoal).

Observa-se que as Tabelas VII, VIII e IX não apresentam os resultados de ϕ para determinados órgãos alvos quando a energia do fóton é menor que 50 KeV. Uma das causas é explicada pela ocorrência do efeito fotoelétrico que predomina nesta faixa de energia, e o fóton é absorvido quase que totalmente numa distância menor que a do órgão alvo. Este fato pode ser observado determinando a fração absorvida, ϕ , nos rins, a partir da fração absorvida específica, ϕ , para fótons de 10 KeV, dada na Tabela VIII, ($\phi = 3,22 \cdot 10^{-3} \times 309,82$) onde 99,8% da energia é absorvida no próprio órgão.

Um outro motivo reside no fato que as dimensões de alguns destes órgãos alvos (como os testículos, a tireóide e o timo) são pequenas, além da distância à região fonte ser muito grande, reduzindo consideravelmente a probabilidade de ocorrência de uma colisão.

Para o caso acima referido, o número de colisões está presente em pequena quantidade mesmo para energias mais elevadas, tornando a estatística do método muito pobre. Nestes órgãos o coeficiente de variação, CV,

$$CV = \frac{100 \sigma_{\phi}}{\phi}$$

ultrapassa 50% e o valor de ϕ assim obtido pode diferir por um fator de 2 a 5^(42,43).

Esclarece-se, também, que os espaços em branco das Tabelas VII, VIII e IX e os casos em que $CV > 50\%$, de uma maneira geral, concordam com os do ORNL-5000⁽⁴³⁾, apresentados na Tabela XVI, sabendo que neste último caso, o valor de ϕ foi estimado por outros métodos⁽⁴³⁾.

Um dos métodos consiste no uso do "fator de Build-up" estimado por Berger⁽⁴³⁾, para um meio homogêneo e infinito, o qual foi utilizado por Snyder et al no ORNL-5000. Desta forma, sugere-se que futuramente os valores de ϕ para os casos acima mencionados, também, sejam avaliados por esta técnica.

A comparação dos resultados obtidos com aqueles publicados no ORNL-5000 torna-se difícil em virtude, daquela publicação não apresentar os coeficientes de variação para cada uma das energias e para cada um dos órgãos alvos.

Para poder efetivar esta comparação teve-se que impor que o coeficiente de variação porcentual do modelo homogêneo fosse igual ao maior dos valores encontrados neste trabalho e apresentados nas Tabelas VII, VIII e IX.

Esta hipótese pode ser feita com grande confiabilidade porque os coeficientes de variação, encontrados no MIRD PAMPHLET Nº 5⁽⁴²⁾, que apresenta um modelo semelhante ao atual^(41,43) (é mais antigo), possuem a mesma ordem de grandeza daqueles obtidos no ALGAM 103. O fato de se utilizar o maior valor do CV porcentual impõe que a comparação seja feita no caso mais desfavorável e, portanto, de resultado mais confiável.

Assim, a comparação para os casos em que $CV \leq 50\%$ mostra que:

- 1 - Os valores de ϕ obtidos para fótons monoenergéticos, utilizando o presente modelo e o modelo homogêneo são diferentes para alguns órgãos, dentre eles destacam-se as glândulas adrenais, os órgãos do trato gastrointestinal, o fígado, o pâncreas, o esqueleto, a medula óssea hematopoética, a medula óssea adiposa, a pele do corpo e o baço.

Exemplificando, observa-se que para o fígado, o baço e a glândula adrenal, para energia de 20 KeV e a fonte na região coletora do rim, os valores de ϕ obtidos são menores que aqueles do modelo do rim homogêneo, respectivamente, dos seguintes fatores: 3,34; 3,39 e 5,13.

Tabela XVI

Fração Absorvida Específica da Energia dos Fótons, Obtidas Utilizando o Modelo Matemático do Rim Homogêneo (Fonte nos Rins)

ALVO	ENERGIA (MeV)					
	0,010	0,015	0,020	0,030	0,050	0,100
Adrenais	$4,70 \cdot 10^{-6}$	$3,95 \cdot 10^{-5}$	$8,11 \cdot 10^{-5}$	$9,44 \cdot 10^{-5}$	$6,31 \cdot 10^{-5}$	$4,51 \cdot 10^{-5}$
Bexiga (parede)	$4,59 \cdot 10^{-19}$ b	$6,88 \cdot 10^{-19}$ a	$5,48 \cdot 10^{-12}$ a	$2,72 \cdot 10^{-8}$ a	$3,14 \cdot 10^{-7}$	$1,04 \cdot 10^{-6}$
Trato gastro-intestinal						
Estômago (parede)	$1,35 \cdot 10^{-9}$ b	$2,03 \cdot 10^{-9}$ a	$5,45 \cdot 10^{-7}$	$7,99 \cdot 10^{-6}$	$1,59 \cdot 10^{-5}$	$1,47 \cdot 10^{-5}$
Intestino delgado (parede e conteúdo)	$6,51 \cdot 10^{-9}$ b	$9,77 \cdot 10^{-9}$ a	$9,63 \cdot 10^{-7}$	$6,48 \cdot 10^{-6}$	$1,23 \cdot 10^{-5}$	$1,14 \cdot 10^{-5}$
Intestino grosso superior (parede)	$7,46 \cdot 10^{-10}$ b	$1,12 \cdot 10^{-9}$ a	$3,70 \cdot 10^{-7}$	$6,25 \cdot 10^{-6}$	$1,17 \cdot 10^{-5}$	$1,13 \cdot 10^{-5}$
Intestino grosso inferior (parede)	$8,29 \cdot 10^{-12}$ b	$1,24 \cdot 10^{-11}$ a	$1,16 \cdot 10^{-8}$ a	$6,63 \cdot 10^{-7}$	$1,81 \cdot 10^{-6}$	$2,49 \cdot 10^{-6}$
Rins	$3,28 \cdot 10^{-3}$	$2,74 \cdot 10^{-3}$	$2,04 \cdot 10^{-3}$	$1,03 \cdot 10^{-3}$	$3,93 \cdot 10^{-4}$	$2,35 \cdot 10^{-4}$
Fígado	$4,43 \cdot 10^{-7}$ b	$6,65 \cdot 10^{-7}$	$4,68 \cdot 10^{-6}$	$1,54 \cdot 10^{-5}$	$1,95 \cdot 10^{-5}$	$1,53 \cdot 10^{-5}$
Pulmões	$3,57 \cdot 10^{-8}$ b	$5,36 \cdot 10^{-8}$ b	$7,15 \cdot 10^{-8}$	$1,18 \cdot 10^{-6}$	$3,27 \cdot 10^{-6}$	$3,37 \cdot 10^{-6}$
Outros tecidos	$1,42 \cdot 10^{-6}$ c	$4,42 \cdot 10^{-6}$ c	$7,39 \cdot 10^{-6}$ c	$8,82 \cdot 10^{-6}$ c	$6,78 \cdot 10^{-6}$ c	$5,12 \cdot 10^{-6}$ c
Ovários	$3,68 \cdot 10^{-14}$ b	$5,53 \cdot 10^{-14}$ a	$1,76 \cdot 10^{-9}$ a	$4,81 \cdot 10^{-7}$ a	$3,71 \cdot 10^{-6}$	$4,13 \cdot 10^{-6}$
Pâncreas	$2,34 \cdot 10^{-8}$ b	$3,51 \cdot 10^{-8}$ a	$4,45 \cdot 10^{-6}$	$2,44 \cdot 10^{-5}$	$3,22 \cdot 10^{-5}$	$2,63 \cdot 10^{-5}$
Esqueleto	$2,24 \cdot 10^{-7}$	$3,36 \cdot 10^{-7}$	$2,18 \cdot 10^{-6}$	$7,54 \cdot 10^{-6}$	$1,03 \cdot 10^{-5}$	$6,40 \cdot 10^{-6}$
Medula óssea hematopoética	$5,99 \cdot 10^{-7}$ b	$8,99 \cdot 10^{-7}$	$5,72 \cdot 10^{-6}$	$2,01 \cdot 10^{-5}$	$2,76 \cdot 10^{-5}$	$1,69 \cdot 10^{-5}$
Medula óssea adiposa	$2,71 \cdot 10^{-7}$ b	$4,06 \cdot 10^{-7}$	$2,61 \cdot 10^{-6}$	$8,98 \cdot 10^{-6}$	$1,26 \cdot 10^{-5}$	$7,82 \cdot 10^{-6}$
Pele	$1,66 \cdot 10^{-7}$ b	$2,49 \cdot 10^{-7}$	$1,16 \cdot 10^{-6}$	$2,50 \cdot 10^{-6}$	$2,23 \cdot 10^{-6}$	$1,93 \cdot 10^{-6}$
Bapo	$6,19 \cdot 10^{-6}$ b	$9,28 \cdot 10^{-6}$	$3,63 \cdot 10^{-5}$	$6,69 \cdot 10^{-5}$	$5,32 \cdot 10^{-5}$	$3,30 \cdot 10^{-5}$
Testículos	$4,39 \cdot 10^{-27}$ b	$6,58 \cdot 10^{-27}$ a	$8,52 \cdot 10^{-16}$ a	$4,33 \cdot 10^{-10}$ a	$5,25 \cdot 10^{-8}$ a	$2,76 \cdot 10^{-7}$ a
Timo	$7,07 \cdot 10^{-22}$ b	$1,06 \cdot 10^{-21}$ a	$2,52 \cdot 10^{-13}$ a	$6,17 \cdot 10^{-9}$ a	$3,51 \cdot 10^{-7}$	$8,06 \cdot 10^{-7}$
Tireóide	$8,15 \cdot 10^{-30}$ b	$1,22 \cdot 10^{-29}$ a	$3,87 \cdot 10^{-17}$ a	$9,30 \cdot 10^{-11}$ a	$2,07 \cdot 10^{-8}$ a	$1,40 \cdot 10^{-7}$ a
Útero	$1,46 \cdot 10^{-15}$ b	$2,19 \cdot 10^{-15}$ a	$4,32 \cdot 10^{-10}$ a	$3,26 \cdot 10^{-7}$	$1,85 \cdot 10^{-6}$	$3,31 \cdot 10^{-6}$
Corpo inteiro	$1,43 \cdot 10^{-5}$	$1,43 \cdot 10^{-5}$	$1,40 \cdot 10^{-5}$	$1,23 \cdot 10^{-5}$	$9,01 \cdot 10^{-6}$	$6,45 \cdot 10^{-6}$

a - Método de "Build-up"

b - Extrapolada de energias mais elevadas

c - Calculada por diferença

continuação

ALVO	ENERGIA (MeV)					
	0,200	0,500	1,000	1,500	2,000	4,000
Adrenais	$3,48 \cdot 10^{-5}$	$4,28 \cdot 10^{-5}$	$4,01 \cdot 10^{-5}$	$3,61 \cdot 10^{-5}$	$3,13 \cdot 10^{-5}$	$2,59 \cdot 10^{-5}$
Sexiga (parede)	$1,12 \cdot 10^{-6}$	$1,32 \cdot 10^{-6}$	$1,59 \cdot 10^{-6}$	$1,47 \cdot 10^{-6}$	$1,13 \cdot 10^{-6}$	$1,92 \cdot 10^{-6}$
Trato gastro-intestinal						
Estômago (parede)	$1,20 \cdot 10^{-5}$	$1,16 \cdot 10^{-5}$	$1,07 \cdot 10^{-5}$	$8,44 \cdot 10^{-6}$	$1,00 \cdot 10^{-5}$	$8,14 \cdot 10^{-6}$
Intestino delgado (parede e conteúdo)	$1,02 \cdot 10^{-5}$	$9,42 \cdot 10^{-6}$	$9,02 \cdot 10^{-6}$	$8,91 \cdot 10^{-6}$	$8,05 \cdot 10^{-6}$	$6,53 \cdot 10^{-6}$
Intestino grosso superior (parede)	$1,03 \cdot 10^{-5}$	$9,90 \cdot 10^{-6}$	$9,20 \cdot 10^{-6}$	$9,23 \cdot 10^{-6}$	$7,29 \cdot 10^{-6}$	$5,25 \cdot 10^{-6}$
Intestino grosso inferior (parede)	$3,05 \cdot 10^{-6}$	$3,03 \cdot 10^{-6}$	$2,84 \cdot 10^{-6}$	$3,39 \cdot 10^{-6}$	$2,93 \cdot 10^{-6}$	$2,52 \cdot 10^{-6}$
Rins	$2,39 \cdot 10^{-4}$	$2,52 \cdot 10^{-4}$	$2,26 \cdot 10^{-4}$	$2,14 \cdot 10^{-4}$	$1,93 \cdot 10^{-4}$	$1,63 \cdot 10^{-4}$
Fígado	$1,36 \cdot 10^{-5}$	$1,38 \cdot 10^{-5}$	$1,22 \cdot 10^{-5}$	$1,15 \cdot 10^{-5}$	$1,10 \cdot 10^{-5}$	$8,79 \cdot 10^{-6}$
Pulmões	$2,99 \cdot 10^{-6}$	$3,28 \cdot 10^{-6}$	$3,30 \cdot 10^{-6}$	$2,96 \cdot 10^{-6}$	$2,80 \cdot 10^{-6}$	$2,72 \cdot 10^{-6}$
Outros tecidos	$4,95 \cdot 10^{-6}$ c	$4,93 \cdot 10^{-6}$ c	$4,71 \cdot 10^{-6}$ c	$4,47 \cdot 10^{-6}$ c	$4,22 \cdot 10^{-6}$ c	$3,55 \cdot 10^{-6}$ c
Ovários	$4,44 \cdot 10^{-6}$	$3,96 \cdot 10^{-6}$	$5,43 \cdot 10^{-6}$	$3,83 \cdot 10^{-6}$ a	$3,59 \cdot 10^{-6}$ a	$1,77 \cdot 10^{-6}$ a
Pâncreas	$2,28 \cdot 10^{-5}$	$2,25 \cdot 10^{-5}$	$2,24 \cdot 10^{-5}$	$1,96 \cdot 10^{-5}$	$1,50 \cdot 10^{-5}$	$1,47 \cdot 10^{-5}$
Esqueleto						
Medula óssea hematopoética	$1,05 \cdot 10^{-5}$	$8,59 \cdot 10^{-6}$	$7,77 \cdot 10^{-6}$	$7,43 \cdot 10^{-6}$	$6,81 \cdot 10^{-6}$	$5,85 \cdot 10^{-6}$
Medula óssea adiposa	$5,00 \cdot 10^{-6}$	$4,22 \cdot 10^{-6}$	$3,84 \cdot 10^{-6}$	$3,66 \cdot 10^{-6}$	$3,36 \cdot 10^{-6}$	$2,98 \cdot 10^{-6}$
Pele	$2,06 \cdot 10^{-6}$	$2,29 \cdot 10^{-6}$	$2,24 \cdot 10^{-6}$	$2,13 \cdot 10^{-6}$	$2,15 \cdot 10^{-6}$	$1,89 \cdot 10^{-6}$
Baço	$3,11 \cdot 10^{-5}$	$2,85 \cdot 10^{-5}$	$2,70 \cdot 10^{-5}$	$2,41 \cdot 10^{-5}$	$2,20 \cdot 10^{-5}$	$1,73 \cdot 10^{-5}$
Testículos	$4,23 \cdot 10^{-7}$ a	$5,18 \cdot 10^{-7}$ a	$5,77 \cdot 10^{-7}$ a	$5,93 \cdot 10^{-7}$ a	$5,98 \cdot 10^{-7}$ a	$5,65 \cdot 10^{-7}$ a
Timo	$6,92 \cdot 10^{-7}$	$1,41 \cdot 10^{-6}$	$2,72 \cdot 10^{-7}$	$1,13 \cdot 10^{-6}$ a	$4,67 \cdot 10^{-7}$	$9,90 \cdot 10^{-7}$ a
Tireóide	$2,42 \cdot 10^{-7}$ a	$3,27 \cdot 10^{-7}$ a	$3,86 \cdot 10^{-7}$ a	$4,11 \cdot 10^{-7}$ a	$4,24 \cdot 10^{-7}$ a	$4,15 \cdot 10^{-7}$ a
Útero	$3,91 \cdot 10^{-6}$	$2,87 \cdot 10^{-6}$	$2,77 \cdot 10^{-6}$	$3,66 \cdot 10^{-6}$	$1,95 \cdot 10^{-6}$	$3,98 \cdot 10^{-6}$
Corpo inteiro	$5,90 \cdot 10^{-6}$	$5,84 \cdot 10^{-6}$	$5,48 \cdot 10^{-6}$	$5,21 \cdot 10^{-6}$	$4,87 \cdot 10^{-6}$	$4,12 \cdot 10^{-6}$

a - Método de "Build-up"

b - Extrapolada de energias mais elevadas

c - Calculada por diferença

Estes fatos podem ser explicados considerando a distância do órgão alvo à fonte, a energia do fóton e a disposição do órgão alvo com relação ao rim.

- 2 – Quando os valores de ϕ são diferentes nos dois modelos, aqueles obtidos no presente trabalho podem ser maiores ou menores que os do modelo homogêneo dependendo do órgão alvo analisado, da energia e da região do rim que está sendo amostrada como fonte.

Um exemplo é aquele em que a glândula adrenal e a medula óssea hematopoética são os órgãos alvos e a fonte está na região coletora do rim. Neste caso o valor de ϕ estimado na medula óssea hematopoética é maior e nas glândulas adrenais é menor, respectivamente, que o modelo homogêneo. Ainda para estes mesmos órgãos alvos, considerando que a fonte de fótons está na região cortical do rim, o resultado destas comparações é justamente o contrário.

Desta forma, sabendo-se que vários radionuclídeos concentram-se de maneira variável nas diferentes regiões do rim^(31,28,29,40), a utilização dos resultados apresentados neste trabalho tornará a estimativa da dose mais correta.

7.3 – Discussão dos Resultados Apresentados pelas Diferentes Regiões do Rim

A análise dos resultados apresentados nas Tabelas X, XI e XII demonstram que a fração absorvida específica nos rins é maior quando a fonte de fótons monoenergéticos está situada na região coletora, vindo a seguir na medular e por fim na cortical. Esta dependência pode ser explicada pela diferente geometria de cada uma destas regiões e da sua disposição no interior do rim, conforme se observa na Figura 12.

Para analisar o comportamento dos resultados obtidos construíram-se a partir das Tabelas X, XI e XII três gráficos que mostram a fração de energia absorvida por grama em cada uma das regiões do rim em função da energia do fóton. Na construção destes gráficos considerou-se como órgão fonte cada uma das regiões de ambos os rins e como alvo todas aquelas do rim direito em virtude do esquerdo ser simétrico. Desta forma, as Figuras 25, 26 e 27 expressam a fração absorvida específica ϕ em função da energia do fóton e das regiões do rim, quando a fonte está localizada, respectivamente, na região cortical, medular e coletora.

Nestes gráficos observam-se a predominância do efeito fotoelétrico para energias abaixo de 70 KeV e do efeito Compton para energias acima deste valor. Para 4 MeV nota-se que o efeito Compton está diminuindo mas a influência da produção de pares ainda não é apreciável.

Nas Figuras 25, 26 e 27 observa-se que a relação entre a fração absorvida específica estimada para a própria região fonte e nas outras duas regiões, nas três figuras, é causada pelos mesmos fatores citados quando se tratou do rim como um todo no início deste item.

Nota-se também que para energias abaixo de 20 KeV os valores de ϕ nas duas regiões alvos decrescem. Este fato pode ser explicado pelo conhecimento de que o caminho livre médio do fóton diminui com a energia e portanto, a fração de energia absorvida na própria região fonte aumenta rapidamente em detrimento das outras e por isso mesmo decrescem.

Um outro aspecto que se observa é a validade das equações de reciprocidade⁽²⁶⁾ ($\phi(r_1 \leftarrow r_2) = \phi(r_2 \leftarrow r_1)$) quando as figuras em discussão são analisadas duas a duas. Então das

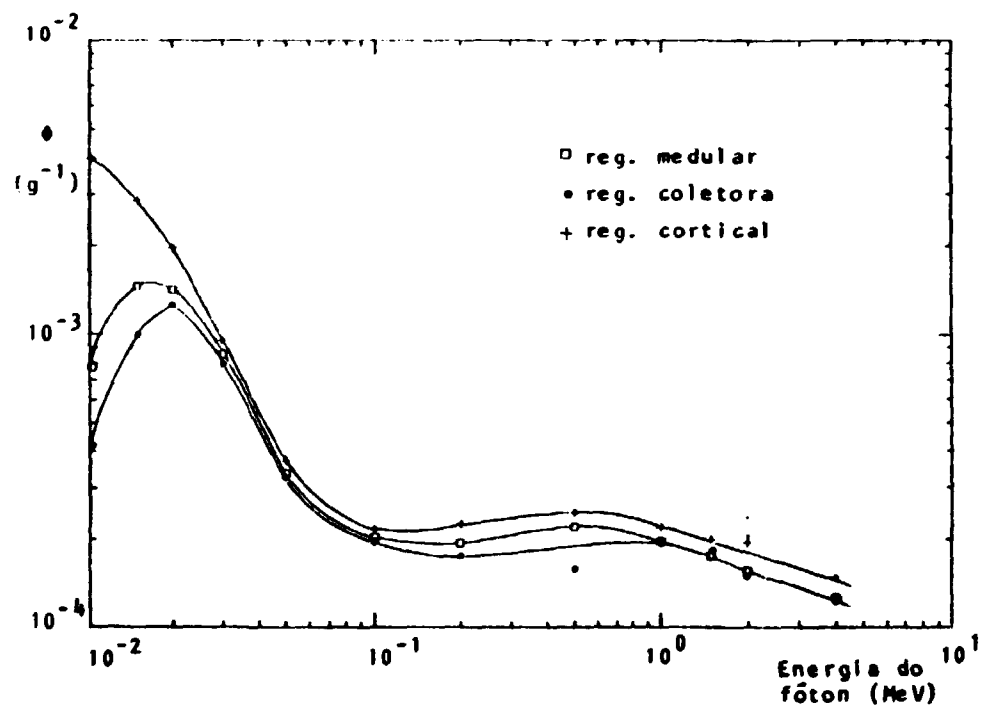


Figura 25 - Fração absorvida específica, ϕ , em função da energia do fóton. Considera-se como alvo cada uma das regiões do rim direito e como fonte a região CORTICAL.

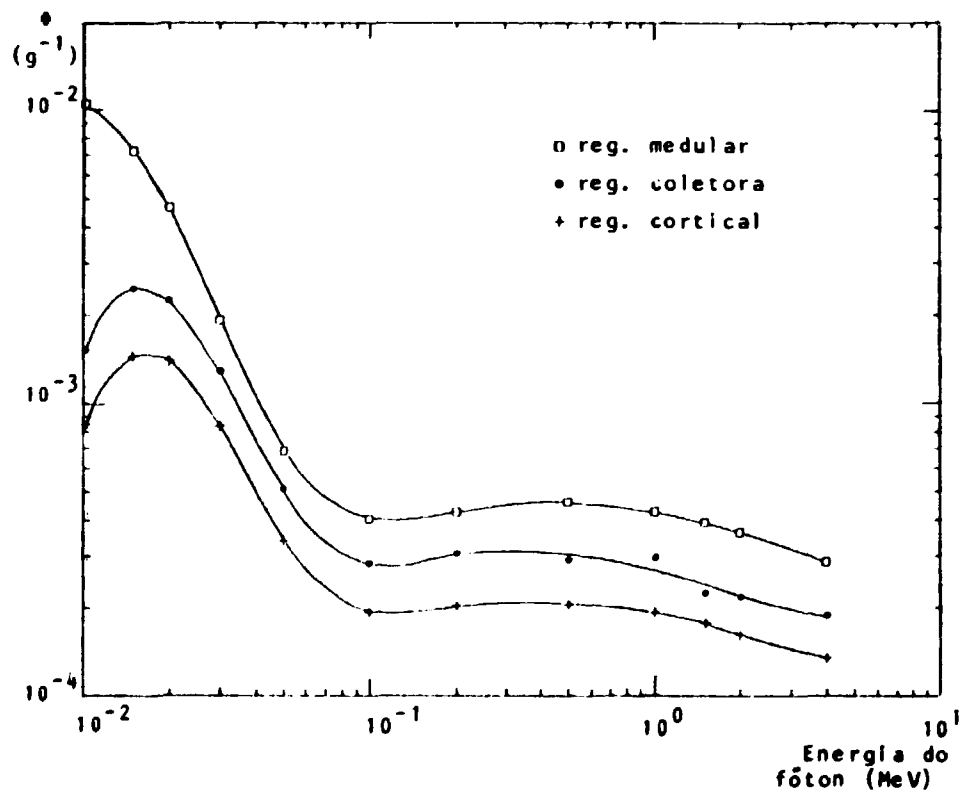


Figura 26 — Fração absorvida específica, ϕ , e função da energia do fóton. Considera-se como alvo cada uma das regiões do rim direito e como fonte a região MEDULAR

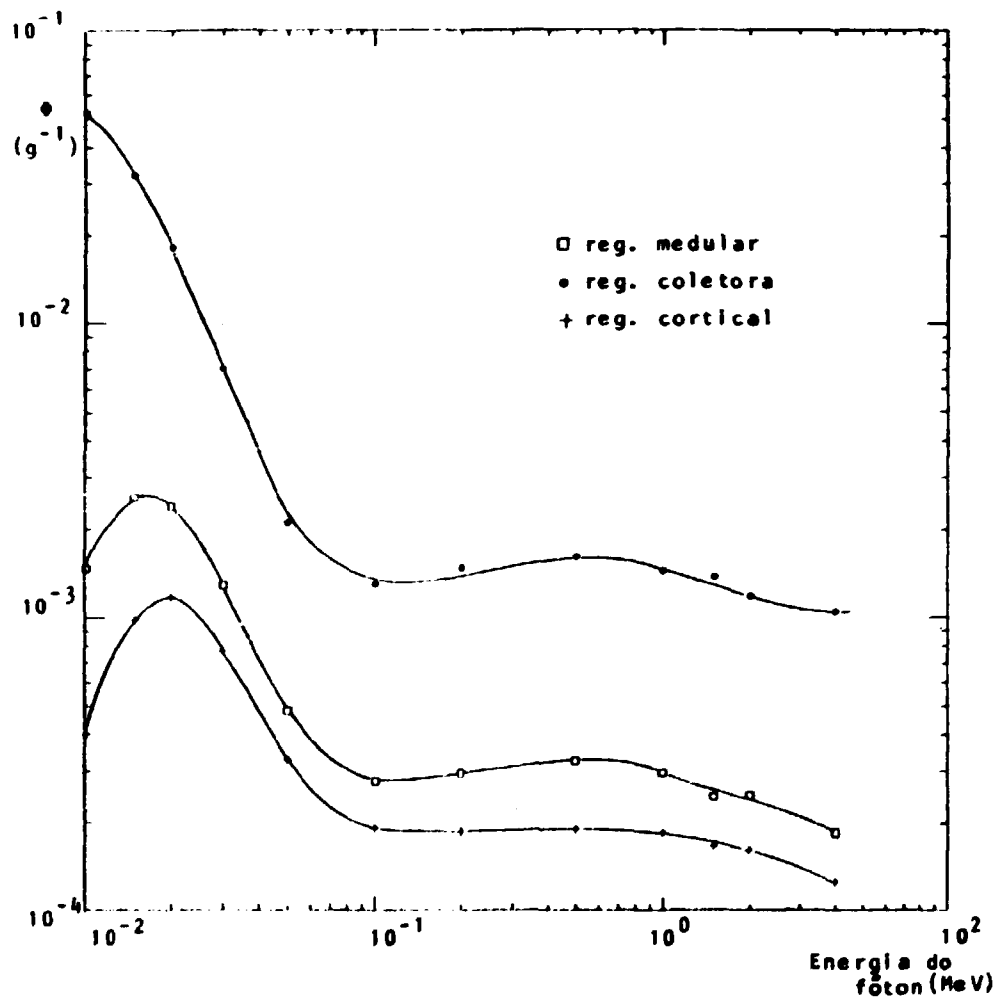


Figura 27 - Fração absorvida específica, ϕ , em função da energia do fóton. Considera-se como alvo cada uma das regiões do rim direito e como fonte a região COLETORA

Figuras 25 e 26 tem-se que $\phi(\text{medula} \leftarrow \text{c6rtex}) = \phi(\text{c6rtex} \leftarrow \text{medula})$ e das Figuras 26 e 27 que $\phi(\text{coletora} \leftarrow \text{medula}) = \phi(\text{medula} \leftarrow \text{coletora})$ e finalmente das Figuras 26 e 27 que $\phi(\text{coletora} \leftarrow \text{c6rtex}) = \phi(\text{c6rtex} \leftarrow \text{coletora})$.

7.4 – Discuss6o dos Resultados para Fontes de El6trons Monoenerg6ticos

Para os el6trons, observa-se nas Tabelas XIII, XIV e XV que a fra7o absorvida espec6fica 6 maior quando a regi6o fonte e a regi6o alvo coincidem, isto para todas energias consideradas. Em virtude deste fato construiu-se um gr6fico, ver Figura 28, fra7o absorvida em fun76o da energia do el6tron, para cada uma das regi6es.

O comportamento das curvas obtidas 6 similar, sendo que a depend6ncia com a forma e a massa das regi6es do rim come7a a manifestar-se para energias acima de 0,7 MeV, e particularmente para as regi6es medular e coletora para energias maiores que 2,0 MeV. Nota-se, tamb6m, que a absor76o 6 quase total para energias abaixo de 0,2 MeV. A fra7o de energia absorvida para el6trons de 4 MeV, considerando como fonte e como alvo a regi6o cortical, 6 da ordem de 51%. Para as regi6es medular e coletora este valor decresce para 44% e 35%, respectivamente.

Voltando 6 Tabela XIII, observa-se pela soma das fra7es absorvidas de cada uma das regi6es alvos que para energias abaixo de 0,4 MeV quase todas s6o absorvidas no rim. Acima de 0,4 MeV a fra7o absorvida vai decrescendo, at6 assumir um valor de 67% para el6trons de 4 MeV. Al6m disso, para todas as energias consideradas, a fra7o absorvida na regi6o medular 6 maior que na coletora. O primeiro caso pode ser explicado observando-se, na Figura 12, que uma grande quantidade da massa da regi6o cortical est6 distribuída na camada perif6rica deste 6rg6o, e no caso seguinte observando que praticamente toda a regi6o medular 6 envolvida pela cortical.

Efetuando-se para a Tabela XIV, uma an6lise similar 6 anterior observa-se que para 4 MeV a energia absorvida no rim aumenta para 88% e que o valor da fra7o absorvida em fun76o da energia 6 maior na regi6o cortical que na coletora. Para o primeiro caso presume-se que o aumento foi motivado porque a massa da regi6o medular est6 localizada mais internamente e para o segundo caso a explica76o 6 an6loga 6 aquela dada para a Tabela XIII.

Continuando a an6lise, para a Tabela XV, observa-se que quase toda a energia emitida pela fonte (regi6o coletora) 6 absorvida no rim, independentemente da energia aqui considerada. Esta ocorr6ncia pode ser explicada em virtude da regi6o coletora estar localizada na parte mais interna do modelo matem6tico do rim.

Verifica-se, tamb6m, que embora a fra7o absorvida na regi6o medular seja maior que a da cortical, para todas as energias, a diferen7a 6 bem menor do que nos outros dois casos. Este fato pode ser explicado observando-se que a regi6o coletora est6 praticamente circundada pelas regi6es cortical e medular.

Assim, para o caso dos el6trons monoenerg6ticos, os resultados apresentados mostram que para energias menores que 0,4 MeV a pr6tica de assumir que a energia 6 completamente absorvida no 6rg6o que cont6m a fonte 6 v6lida⁽¹³⁾. Para energias acima deste valor 6 necess6rio considerar a regi6o do rim que cont6m a fonte.

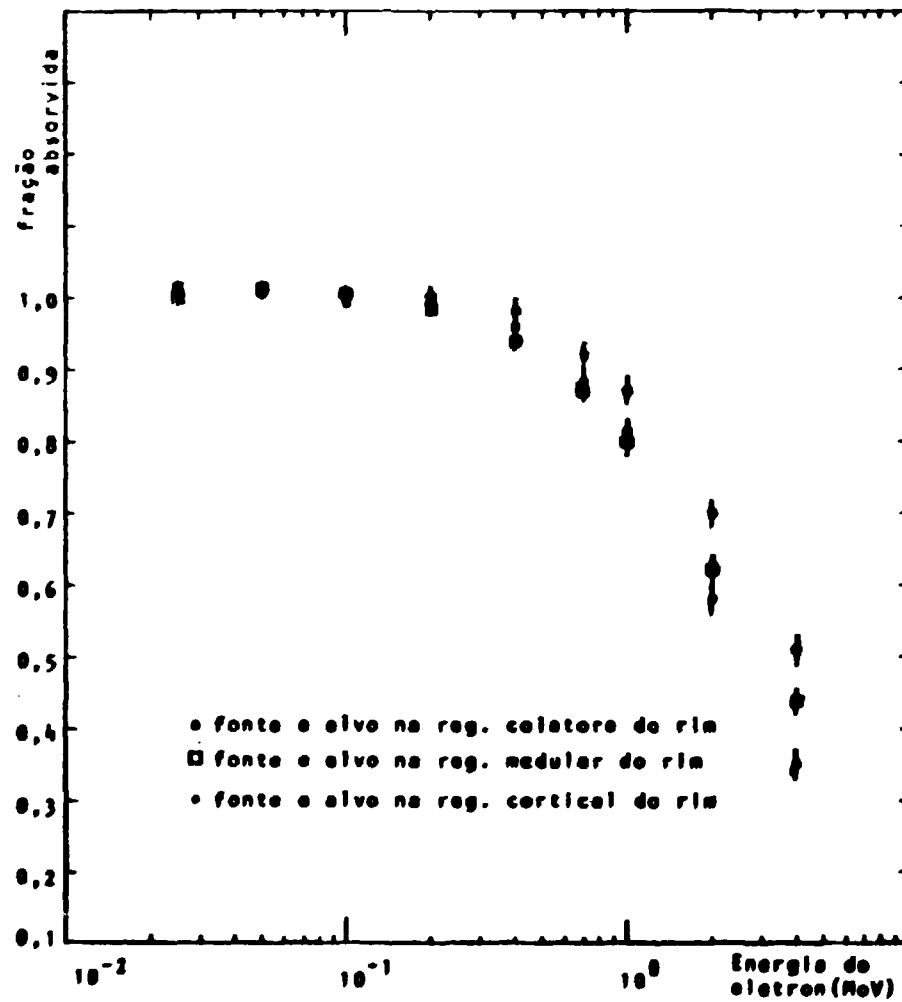


Figura 28 - Fração absorvida em função da energia do elétron, para cada região do modelo matemático do rim heterogêneo

APÊNDICE I

Apresentam-se a seguir alguns conceitos utilizados em Proteção Radiológica^(18,20,21).

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.

Risco (R)

O termo "*risco*" é utilizado para expressar a probabilidade de um certo indivíduo sofrer efeito deletério como resultado de uma dose de radiação. Se p_i é a probabilidade de sofrer o i -ésimo efeito, então:

$$R = 1 - \prod_i (1 - p_i)$$

Quando os diferentes efeitos são mutuamente exclusivos a expressão acima reduz-se a:

$$R = \sum_i p_i$$

Esta formulação simplificada também é válida quando todos $p_i \ll 1$, mesmo que os efeitos não sejam mutuamente exclusivos.

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 gravidade destes. 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:

$$G = P \sum_i p_i g_i$$

Grupo crítico

Entende-se por "*grupo crítico*" o conjunto de indivíduos da população que recebe a maior dose e deve ser selecionado visando a obtenção de um grupo razoavelmente homogêneo no que se refere às doses recebidas.

Tangível

São os aspectos especificamente identificáveis e, ao menos teoricamente, sujeitos à quantificação em termos monetários ou em outras unidades.

Intangível

São considerados como sendo os aspectos que contribuem para a satisfação dos desejos humanos e não estão sujeitos à quantificação formal.

Exposição (X)

É o quociente dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto de carga total dos íons de um mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons (néutrons e pósitrons) liberados por fótons num volume elementar de ar, de massa dm , são completamente freados no mesmo.

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

Sua unidade é o "Roentgen" (R) e equivale a $2,58 \cdot 10^{-4}$ C/Kg.

Dose absorvida (D)

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

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

Sua unidade é o "rad" e equivale a 10^{-2} J/Kg.

Dose equivalente (H)

É o produto de D , Q e N , para um ponto de interesse no tecido, onde D é a dose absorvida, Q é o fator de qualidade e N é o produto dos fatores modificadores.

$$H = D Q N$$

Sua unidade é o "rem".

O fator de qualidade, Q , é utilizado para levar em consideração os efeitos da distribuição microscópica da dose absorvida no dano. 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/m	Q
3,5 ou menos	1
7,0	2
23	5
53	10
175 ou mais	20

N é o produto dos fatores modificadores, tais como aqueles que levam em consideração a distribuição da dose absorvida no espaço e no tempo. Para fontes de radiação externa $N = 1$.

APÊNDICE II

Neste Apêndice estão definidas, matematicamente, as regiões que compõem o modelo do esqueleto e os principais órgãos do fantasma matemático, mencionados no Capítulo I⁽⁴³⁾.

Os órgãos do corpo que aparecem aos pares tem as suas equações expressas somente para o esquerdo. A equação do órgão direito é obtida substituindo-se x por $-x$ na expressão aqui apresentada.

Inicialmente apresentam-se as equações, os volumes e as massas das regiões que compõem o modelo do esqueleto e posteriormente, os relacionados com os órgãos.

1 - Regiões que definem o modelo do ESQUELETO

OSSOS DA PERNA

Estes são representados por um tronco de cone de secção circular. Para a perna esquerda utiliza-se a seguinte inequação:

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

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

OSSOS DO BRAÇO

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

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

$$0 \leq z \leq 69$$

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

PELVE

A pelve é a porção que se situa entre dois cilindros circulares 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 seu volume é de $606,1 \text{ cm}^3$ e a massa é de $900,8 \text{ g}$.

ESPINHA

A espinha é definida por um cilindro elíptico dado ϵ, π :

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

$$22 < z < 78,5$$

O seu volume é de $887,5 \text{ cm}^3$ e a massa de 1319 g .

OSSOS DA CABEÇA

Os ossos da cabeça são representados pelo volume situado entre dois elipsóides não concêntricos, definido por:

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

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

e tem volume de $846,6 \text{ cm}^3$ e a massa de 1258 g .

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.

Elas satisfazem as seguintes inequações:

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

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

$$35,1 < z < 67,3$$

e com a condição que a parte inteira de $\left(\frac{z-36,1}{1,4}\right)$ seja par.

O volume total das costelas é 694 cm^3 e a massa 1031 g .

CLAVÍCULAS

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

$$(z - 68,5)^2 + (20 - \sqrt{x^2 + (y - 11,1)^2})^2 < 0,7883^2$$

$$0,89415 < \frac{11,1 - y}{|x|} < 7,0342, \quad y < 0$$

O volume de ambas as clavículas é de $54,7 \text{ cm}^3$ e a massa 82 g .

ESCÁPULA

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

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

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

$$50,9 < z < 67,3, \quad y > 0, \quad 0,25 < \frac{y}{x} < 0,80$$

O volume de cada escápula é de $100,7 \text{ cm}^3$ e a massa de $150,0 \text{ g}$.

2 – ADRENAIS

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

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

O volume de ambas adrenais é $15,71 \text{ cm}^3$ e a massa de $15,5 \text{ g}$.

3 – BEXIGA

A bexiga é representada por elipsóides de inequações:

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

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

O seu volume é de 45,73 cm³, e a massa 45,13 g.

4 – CÉREBRO

O cérebro é um elipsóide expresso por:

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

O seu volume é 1470 cm³ e a massa 1451 g.

5 – ESTÔMAGO

O estômago é representado por elipsóides de inequações:

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

e

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

O seu volume é 151,9 cm³ e a massa 150 g.

6 – INTESTINO DELGADO

O intestino delgado é a secção de um cilindro circular, dada por:

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

$$-4,88 < y < 2,2$$

e

$$17 < z < 27$$

A sua massa é igual a 640 g e o volume 649 cm³.

7 – INTESTINO GROSSO SUPERIOR

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

O colo ascendente é definido pelas inequações:

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

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

$$e \quad 14,45 < z \leq 24$$

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

O colo transverso é definido por:

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

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

$$e \quad -10,5 < x \leq 10,5$$

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

8 – INTESTINO GROSSO INFERIOR

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

O colo descendente é expresso por:

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

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

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

onde:

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

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

O seu volume é de $90,59 \text{ cm}^3$ e a massa de $89,40 \text{ g}$.

O sigmóide é representado por dois toróides, definidos pelas inequações:

(porção superior):

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

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

$$x > 3 \quad \text{e} \quad z < 8,72$$

(porção inferior):

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

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

$$x < 3 \quad \text{e} \quad z > 0$$

O volume é de 70,42 cm³ e a massa 69,50 g.

9 – CORAÇÃO

O coração é representado por uma semi-elipsóide associada a uma semi-esfera que é cortada por um plano. As inequações são:

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

$$(x_1)^2 + (y_1)^2 + (z_1)^2 < (5)^2 \quad \text{se} \quad x_1 < 0$$

ou

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

onde:

$$x_1 = 0,6943(x+1) - 0,3237(y+3) - 0,6428(z-51)$$

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

$$z_1 = 0,5828(x+1) - 0,2717(y+3) + 0,7660(z-51)$$

10 – RINS

Cada rim é definido por um elipsóide seccionado por um plano. O rim esquerdo é expresso por:

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

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

11 – FÍGADO

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

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

$$\left(\frac{x}{35}\right)^2 + \left(\frac{y}{45}\right)^2 - \left(\frac{z}{43}\right)^2 < -1$$

e

$$27 < z < 43$$

O seu volume é 1833 cm³ e a sua massa é 1809 g.

12 – PULMÕES

Cada pulmão é a metade de um elipsóide que tem uma secção anterior removida. O pulmão esquerdo é expresso por:

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

$$z > 43,5$$

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

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

13 – OVÁRIOS

Cada ovário tem a forma de um elipsóide. O ovário esquerdo é dado por:

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

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

14 - PÂNCREAS

O pâncreas é a metade de um elipsóide com uma secção removida. Ele é definido por:

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

$$x > 0$$

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

O volume deste órgão é de $61,07 \text{ cm}^3$ e a massa de $60,27 \text{ g}$.

15 - PELE

A pele é representada por uma camada de $0,2 \text{ cm}$ de espessura que se estende sobre a superfície do fantasma matemático. O seu volume é de 2828 cm^3 e a massa é de 2791 g .

16 - BAÇO

O baço é definido pelo elipsóide:

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

tem um volume de $175,9 \text{ cm}^3$ e uma massa de $173,6 \text{ g}$.

17 - TESTÍCULOS

O testículo esquerdo é representado por um elipsóide dado por:

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

O volume de ambos os testículos é de $37,57 \text{ cm}^3$ e a massa de $37,08 \text{ g}$.

18 - TIMO

O timo é representado por um elipsóide dado por:

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

e tem um volume de $25,13 \text{ cm}^3$ e uma massa de $24,80 \text{ g}$.

19 – TIREÓIDE

Os lóbulos da tireóide situam-se entre dois cilindros concêntricos e são definidos pelas inequações:

$$x^2 + (y + 6)^2 < (2,2)^2$$

$$x^2 + (y + 6)^2 > (1)^2$$

$$y + 6 < 0$$

$$70 < z < 75$$

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

na qual:

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

e

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

O seu volume é de 10,89 cm³ e a massa de 19,63 g.

20 – ÚTERO

O útero é um elipsóide cortado por uma plano. Ele é expresso por:

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

$$y \geq -4,5$$

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

APÊNDICE III

LISTAGEM DOS PROGRAMAS

```

C *****
C SUB-ROTINA FCTRNF(R) UTILIZADA PARA GERAR NUMEROS ALEATORIOS
C UNIFORMEMENTE DISTRIBUIDOS NO INTERVALO DE 0 A 1
C *****
FCTRNF START
* FUNCTION FCTRNF(R)
* GENERATES UNIFORMLY DISTRIBUTED RANDOM NUMBERS
* IN RANGE (0.,1.)
* INTEGER*2 RANDJ4,GENERA
* COMMON/RNDUM/RANDUM(4),GENERAT2)
USING 0,15
STM 0,4,SAVE
L 4,0
USING RANDUM,4
L 1,RANDUM+4
M 0,GENERA
LTR 0,0
BP PLUS
A 0,GENERA
PLJS ST 1,RANDUM+4
ST 0,SAVL
L 1,RANDUM
M 0,GENERA
AL 1,SAVL
STH 1,RANDUM+2
LD 0,ZER0
AD 0,RANDUM
LM 0,4,SAVE
BR 1,
SAVE DS 5F
DS 00
ZER0 DC X'4200000000000000'
J DC A(RANDUM)
RNDJM CSECT
RANDJM DC X'420000071AF04980'
GENERA DC X'1AF04980'
END

```



```

C *****
C   PROGRAMA PARA ESTIMAR O VOLUME E A MASSA DO RIM E DAS SUAS REGIÕES
C   PELO MÉTODO DE MONTE CARLO
C *****
C           K I M           E S U E K I
C *****
C *** PROGRAMA COM SUB-ROTIMA FLTRNF EM ASSEMBLER
C *** ISUM1=SUMA DOS PONTOS FORA DA ELIPSOIDE EXTERNA
C *** ISUM2=SUMA DOS PONTOS INTERNOS AO ELIPSOIDE MENOR E AO CILINDRO ELIP
C *** IADIC1=SUMA DOS PONTOS ENTRE OS ELIPSOIDES EXTERNO E O DO MEIO
C *** IADIC3=SUMA DOS PONTOS ENTRE OS CONES
C *** IADIC2=SUMA DOS PONTOS ENTRE OS PLANOS X=1.9 E X=2.6
C *** ISUM3=SUMA DOS PONTOS PERTENCENTES AOS CONES
C *** ISUM4=SUMA DOS PONTOS DA REGIAO CORTICAL
C *** VOL1 =VOLUME DA REGIAO CORTICAL
C *** VOL2 =VOLUME DA REGIAO MEDULAR
C *** VOL3 =VOLUME DA REGIAO CULETORA
C *** VOL4 =VOLUME DO RIM
C *** GMEX=MASSA DA REGIAO CORTICAL
C *** GMED=MASSA DA REGIAO MEDULAR
C *** GMUL=MASSA DA REGIAO CULETORA
C *** GMTOT=MASSA DO RIM
C
C   IMPLICIT REAL*8(A-H,O-Z)
C   DIMENSION X(20),Y(20),Z(20),JSUMA(13),VOL(13)
C   DATA JSUMA /13*0/
C   READ(5,1) (X(I),Y(I),Z(I),J=1,13)
C 1 FORMAT (3F4.0)
C
C   SX=4.3*2
C   SY=1.7*2
C   SZ=5.7*2
C   AX=3.6*2
C   AY=0.9*2
C   AZ=5.0*2
C   BX=1.5*2
C   BY=0.4*2
C   BZ=2.0*2
C   CY=0.7*2
C   CZ=1.2*2
C   ANG=27.2*3.141592653589793238462643383279502884197169399375105820974941597
C   COS(M=DCOS(ANG)
C   ISUM1=0
C   ISUM2=0
C   IADIC1=0
C   IADIC2=0
C   IADIC3=0
C   ISUM3=0
C   ISUM4=0
C   ISUMM=0
C   NCOUNT=0
C
C   DO 100 I=1,120000
C   X=FLTRNF(U)* 0.9-2.6
C   Y=FLTRNF(U)* 3.4-1.7
C   Z=FLTRNF(U)*11.4-5.7
C   P1=X**2
C   P2=Y**2
C   P3=Z**2
C   G=DSQRT(P1+P2+P3)
C
C   JSUM1=JSUM1+P1/SY +P2/SY +P3/SZ -1.

```

```

    .F(3) 30,30,30
    5 J=4*1.5
    IF(0) 30,30,30
    30 C=P2/UY 99/32-1.5
        IF(C) 50,30,30
    20 A=P1/UY 99/32 99/32 -1.5
        IF(A) 10,10,30
    10 B=P2/UY 99/32 99/32 -1.5
        IF(B) 50,30,30
    95 GO TO J=1,15
        F=DSUM(C*(1/J)+2*(1/J)**2+2*(1/J)**4)
        U=(C*(1/J)+V1(1/J)+2*(1/J))
        T=3-COS(A-C/(1+U))
        IF(T<0) 30,30,30
    80 ACUM=A+ACUM*1.1
        JSUM=JSUM+(1/J)
    50 IF(J=15) 10,30,30
    90 IF(ACUM<1-1) 50,30,30
    60 IF(X+1.5) 50,30,30
    02 C=P2/UY 99/32-1.5
        IF(C) 30,30,30
    91 ACUM=0
    70 CONTINUE

```

C

```

    GO TO 100
    92 WRITE (6,1)
    7 FORMAT('0',I5,'00',F5.2,' 0.10 0.4 0.15 0.2 0.4 0.8')
    WRITE (6,8)
    8 FORMAT(' ',10,'000001=',15)
    ACUM=0
    GO TO 100
    10 JSUM=JSUM+1
        GO TO 100
    20 IAD1C=IAD1C+1
        GO TO 100
    40 IAD1C2=IAD1C2+1
        GO TO 100
    60 IAD1C4=IAD1C4+1
        GO TO 100
    80 IAD1C8=IAD1C8+1
    100 CONTINUE

```

C

```

    30X=0.75 99/11.5/12 1000.
    01 I10 0=1,13
    VOL(1)=JSUM*4.15 10X
    110 JSUM=JSUM+(1/J)
        JSUM=1+IAD1C1+(1/J)IAD1C1+1.5
        WRITE (6,9)
    7 FORMAT('1',122,'0',123,'1',124,'1',125,'21',118,'JSUM=',15X,'VOL(1)')
        WRITE (6,10) (I10,N) 10X, I10, JSUM(N), VOL(N) N=1,13)
    6 FORMAT(' ',120,'15,10X,20,20,10X,10,10X,0,10,0,0)
        WRITE (6,9) JSUM1,IAD1C1,IAD1C2,IAD1C4
    4 FORMAT(' ',111,'10X,' JSUM1=',15,10X,' IAD1C1=',15,10X,' IAD1C2=',15,10X,' IAD1C3=',15)
        WRITE (6,2) 100, JSUM, JSUM, JSUM, JSUM
    2 FORMAT(' ',126,'100,100,100,100',15,' IAD1C1=',15,10X,' IAD1C2=',15,10X,' IAD1C3=',15)

```

C

```

    VOL 1=JSUM*4.15
    VOL 2=JSUM*4.15
    VOL 3=JSUM*4.15
    VOL 4=JSUM*4.15
    DE 1507,000,0,1507

```



```

C *****
C PROGRAM = ESTIMATIVA DA FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NAS REGIOES
C DO RIM PARA FONTES DE ELETRONS MONOENERGETICOS
C *****
C FB      = F( (X-Y)/X90,ENERG )
C EH      = (X-Y)/X90
C CONST  = X90/A
C EFEMED = VALOR MEDIO DE F( (X-Y)/X90,ENERG )
C X90    = DISTANCIA QUE 1 ELECTRON PERCORRE PARA DISSIPAR 90 PORCENTO
C        DA SUA ENERGIA
C RANGE  = ALCANCE DO ELECTRON
C ENERG  = ENERGIA INICIAL DO ELECTRON
C JKSUM  = NUMERO TOTAL DE PONTOS AMOSTRADOS
C NTEX   = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO CORTICAL
C NMED   = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO MEDULAR
C NCOL   = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO COLETORES
C AFEX   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO CORTICAL
C AFMED  = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO MEDULAR
C AFCOL  = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO COLETORES
C CVTEX,CMED,CCOL = COEFICIENTES DE VARIACAO
C USVPA,USVP1,USVP2 = DESVIO PADRAO DA FRACAO ABSORVIDA MEDIA
C FICJK1,FIMEDU,FICOL1 = FRACAO ABSORVIDA EM UM EVENTO
C FICJK2,FICOL2,FICOL2 = FRACAO ABSORVIDA AO QUADRADO
C *****
C REAL*4 EH(25) /0.00,0.05,0.10,0.15,0.20,0.25,0.30,0.35,0.40,0.45,
C 10.50,0.55,0.60,0.65,0.70,0.75,0.80,0.85,0.90,0.95,1.00,1.05,1.10,
C 21.15/
C REAL*4 XI(13) /-1., 0., 0., 0., 0., 1., 1., 1., 1.,-1.,-1.,-1.,
C *-1./,
C      YI(13) / 0., 1.,-1., 0., 0., 1., 1.,-1.,-1., 1., 1.,-1.,
C *-1./,
C      ZI(13) / 0., 0., 0., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,
C *-1./
C DIMENSION XP(13), YP(13), ZP(13), FB(25)
C DIMENSION RANDUN(4)
C DATA SX/10.49/,SY/ 2.89/,SZ/32.49/,
C * AX/12.96/,AY/ .01/,AZ/25. /,
C * BX/ 2.25/,BY/ .10/,BZ/ 4.00/,
C *   CY/ .49/,CZ/ 1.44/
C DATA JKSUM/0/,NTEX/0/,NMED/0/,NCOL/0/,KK/0/,J/0/,NCOUNT/0/,JJ/0/,
C * FICJK1/0./,FIMEDU/0./,FICOL1/0./,FICJK2/0./,FIMED2/0./,
C * FICOL2/0./
C READ(5,800) ENERG,RANGE,X90,EFEMED,CONST,(RANDUN(JB),JB=2,4)
C DD FJRMAT(F5.3,2X,3(F0.4,2X),F4.2,2X,3Z4)
C READ(.,801) FB
C 801 FJRMAT( 16(F4.2,1X))
C CUSIN=COS(27.2*3.1415926/180.)
C KK = NUMERO DE PONTOS QUE CAIRAM DENTRO DA ESFERA MAS FORA DO RIM
C
C (*****
C ***
C *** FONTE NA REGIAO CORTICAL
C ***
C (*****
C ***
C *** RIM DIREITO
C ***
C DD 333 IP=1,13
C XP(IP) = XI(IP) * XI(IP)
C YP(IP) = YI(IP) * YI(IP)
C 333 ZP(IP) = ZI(IP) * ZI(IP)
C DD 1000 IA=1,30000
C 9 X=FLTRNF(K)* 0.9-4.3

```

```

Y=FLTRN*F(K)*3.4-1.7
Z=FLTRN*F(K)*11.4-2.7
XX=X*X
YY=Y*Y
ZZ=Z*Z
S=XX/SX+YY/SY+ZZ/SZ-1.
IF(S) 11,11,10
11 IF(X-1.5) 20,20,30
30 C=YY/CY+ZZ/CZ-1.
IF(C)10,5,5
25 M=XX/MX+YY/MY+ZZ/MZ-1.
IF(M) 15,15,5
15 B=XX/BX+YY/BY+ZZ/BZ-1.
IF(B)10,45,45
45 G=SQRT(X+YY+ZZ)
DO 1001 JM=1,13
F = SQRT(XP(JM) + YP(JM) + ZP(JM))
E=X*XI(JM)+Y*YI(JM)+Z*ZI(JM)
TESTE=COSIN-E/(F*G)
IF(TESTE) 50,50,65
50 NCUUNT=NCUUNT+1
65 IF(JM-13) 1001,60,60
1001 CONTINUE
50 IF(NCUUNT-1) 21,6,6
NCUUNT=0
GO TO 10
11 IF(X-1.5) 5,5,70
70 C=YY/CY+ZZ/CZ-1.
IF(C) 10,5,5
> CALL ALVO (RANGE,D),D2,D3,JKSUM,&10)
XA=X+D1
YA=Y+D2
ZA=Z+D3
SQUOUL=SQRT(D1*D1+D2*D2+D3*D3)
PP1=X*XA
PP2=YA*YA
PP3=ZA*ZA
C
C *** TESTAR EM QUE REGIAO DO KIM ESTAO OS ALVOS
C
SS=PP1/SX+PP2/SY+PP3/SZ-1.
IF(SS)200,200,201
200 S1=XA-2.6
IF(S1)202,202,201
202 A1=XA-1.9
IF(A1)205,205,206
206 CC=PP2/CY+PP3/CZ-1.
IF(CC)207,204,204
205 AA=PP1/AX+PP2/AY+PP3/AZ-1.
IF(AA)203,203,204
203 BB=PP1/BX+PP2/BY+PP3/BZ-1.
IF(BB)207,210,210
C
C *** TESTE PARA VERIFICAR SE OS ALVOS ESTAO NOS CONES
C
210 GG= SQRT(PP1+PP2+PP3)
MCOUNT=0
DO 1004 K=1,13
FF= SQRT(XP(K) + YP(K) + ZP(K))
EE=X*XI(K)+YA*YI(K)+ZA*ZI(K)
TEST1=COSIN-EE/(FF*GG)
IF(TEST1)215,215,216
215 MCOUNT=MCOUNT+1

```

```

216 IF(K-1)1004,217,217
217 IF(MCOUNT-1) 221,1004,220
221 IF(XA-1.5) 204,204,222
222 CC=PP2/CY+PP3/CZ-1.
      IF(CC) 207,204,204
220 WRITE (0,31)
31 FORMAT (' ',5X,' UM PONTO ALVO CAIU EM MAIS DE UM CONE ')
1004 CONTINUE
      NMED = NMED + 1
      CALL CALC (SMODUL,FM,FB,EF,MED,CONST,X90,FAVRAG,FI,FAVR2,F12)
      FIMEDU = FIMEDU + FI + FAVRAG
      FIMED2 = FIMED2 + F12 + FAVR2
      GO TO 1000
204 NTEX = NTEX + 1
      CALL CALC (SMODUL,FM,FB,EF,MED,CONST,X90,FAVRAG,FI,FAVR2,F12)
      FICURT = FICURT + FI + FAVRAG
      FICUR2 = FICUR2 + F12 + FAVR2
      GO TO 1000
207 NCUL = NCUL + 1
      CALL CALC (SMODUL,FM,FB,EF,MED,CONST,X90,FAVRAG,FI,FAVR2,F12)
      FICULE = FICULE + FI + FAVRAG
      FICUL2 = FICUL2 + F12 + FAVR2
      GO TO 1000
231 KK = KK + 1
      GO TO 1000
10 J=J+1
      IF(J.LE.60) GO TO 9
      JJ=JJ+1
1000 J=0
      AFTEX = FICURT / JKSUM
      AFMED = FIMEDU / JKSUM
      AFCUL = FICULE / JKSUM
      SAFTEX = AFTEX / 100.39302
      SAFMED = AFMED / 300.793298
      SAFCOL = AFCUL / 7.7221493
      MSUM = JKSUM - 1
      DSVPX = SQRT((FICUR2/JKSUM - AFTEX*AFTEX) / MSUM)
      DSVPM = SQRT((FIMED2/JKSUM - AFMED*AFMED) / MSUM)
      DSVPL = SQRT((FICUL2/JKSUM - AFCUL*AFCOL) / MSUM)
      CVTEX = DSVPX / AFTEX
      CVMED = DSVPM / AFMED
      CVCOL = DSVPL / AFCOL
      WRITE(16,1) ENERG,JKSUM,KK,JJ
      WRITE(16,2) NTEX,FICUR2,FICURT,AFTEX,SAFTEX
      WRITE(16,3) NMED,FIMED2,FIMEDU,AFMED,SAFMED
      WRITE(16,4) NCUL,FICUL2,FICULE,AFCOL,SAFCOL
1  FORMAT ('-',5X,' ENERG =',F5.3,5X,' JKSUM =',15,15X,' KK =',15,15X,
      ' JJ =',15)
2  FORMAT ('-',5X,' NTEX =',15,5X,' FICUR2=',F14.0,6X,' FICURT=',F14.0,
      '6X,' AFTEX =',F14.0,6X,' SAFTEX=',F14.0)
3  FORMAT ('-',5X,' NMED =',15,5X,' FIMED2=',F14.0,6X,' FIMEDU=',F14.0,
      '6X,' AFMED =',F14.0,6X,' SAFMED=',F14.0)
4  FORMAT ('-',5X,' NCUL =',15,5X,' FICUL2=',F14.0,6X,' FICULE=',F14.0,
      '6X,' AFCOL =',F14.0,6X,' SAFCOL=',F14.0)
      WRITE(16,7) DSVPX,CVTEX,DSVPM,CVMED,DSVPL,CVCOL
7  FORMAT ('-',5X,' DSVPX=',F1+.0,10X,' CVTEX=',F14.0,/,10J,5X,' DSVPX=',F14.0,10X,' DSVPL=',F14.0,10X,' CVCOL',
      ' =',F14.0)
      STOP
      END

```

```

C *****
C   PROGRAMA - ESTIMATIVA DA FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NAS REGIOES
C   DO RIM PARA FONTES DE ELETRONS MONOENERGETICOS
C *****
C   FB      = FI (X-Y)/X90,ENERG )
C   EM      = (X-Y)/X90
C   CONST   = X90/n
C   EFEMED  = VALOR MEDIO DE FI (X-Y)/X90,ENERG )
C   X90     = DISTANCIA QUE O ELETRON PERCORRE PARA DISSIPAR 90 PORCENTO
C           DA SUA ENERGIA
C   RANGE   = ALCANCE DO ELETRON
C   ENRG    = ENERGIA INICIAL DO ELETRON
C   JKSUM   = NUMERO TOTAL DE PONTOS AMOSTRADOS
C   NTEX    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO CORTICAL
C   NMED    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO MEDULAR
C   NCUL    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO COLETORA
C   AFTEX   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO CORTICAL
C   AFMED   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO MEDULAR
C   AFCUL   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO COLETORA
C   CVTEX, CVMED, CVCOL = COEFICIENTES DE VARIACAO
C   DSVPX, DSVPY, DSVPZ = DESVIO PADRAO DA FRACAO ABSORVIDA MEDIA
C   FICURT, FIMEDU, FICULE = FRACAO ABSORVIDA EM UM EVENTO
C   FICUR2, FIMED2, FICUL2 = FRACAO ABSORVIDA AO QUADRADO
C *****
C   REAL*4 EN(25) /0.00,0.05,0.10,0.15,0.20,0.25,0.30,0.35,0.40,0.45,
C   10.50,0.55,0.60,0.65,0.70,0.75,0.80,0.85,0.90,0.95,1.00,1.05,1.10,
C   21.15/
C   REAL*4 XI(13) /-1., 0., 0., 0., 0., 1., 1., 1., 1.,-1.,-1.,-1.,
C   *-1./,
C   *      YI(13) / 0., 1.,-1., 0., 0., 1., 1.,-1.,-1., 1., 1.,-1.,
C   *-1./,
C   *      ZI(13) / 0., 0., 0., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,
C   *-1./
C   DIMENSION AP(13), YP(13), ZP(13), FB(25)
C   DIMENSION RANDON(4)
C   DATA SX/18.49/,SY/ 2.89/,SZ/32.49/,
C   *   AX/12.40/,AY/  .01/,AZ/25.  /,
C   *   BX/ 2.25/,BY/  .10/,BZ/ 4.00/,
C   *           CY/  .49/,CZ/ 1.44/
C   DATA JKSUM/0/,NTEX/0/,NMED/0/,NCUL/0/,KK/0/,J/0/,NLCOUNT/0/,JJ/J/,
C   *   FICURT/0./,FIMEDU/0./,FICULE/0./,FICUR2/0./,FIMED2/0./,
C   *   FICUL2/0./
C   READ(5,800) ENRG,RANGE,X90,EFEMED,CONST,(RANDON(JB),JB=2,4)
C 800 FORMAT(F5.3,2X,3(F6.4,2X),F4.2,2X,3Z4)
C   READ(5,801) FB
C 801 FORMAT( 16(F4.2,1X))
C   CUSIN=COS(27.2*3.1415926/180.)
C   KK = NUMERO DE PONTOS QUE CAIRAM DENTRO DA ESFERA MAS FORA DO RIM
C *****
C ***
C ***           FONTE NA REGIAO MEDULAR (CONE)
C ***
C *****
C ***
C ***           RIM DIREITO
C ***
C   DO 333 IP=1,13
C   XP(IP) = XI(IP) * X(IP)
C   YP(IP) = YI(IP) * Y(IP)
C 333 ZP(IP) = ZI(IP) * Z(IP)
C   DT 1000 14=1,30000
C   9 X=ELETRON 14=0.5 3000

```

```

Y=FLTRNF(K)*1.0-0.9
Z=FLTRNF(K)*10.0-5.0
XX=X*X
YY=Y*Y
ZZ=Z*Z
A=XX/12.90+YY/.81+ZZ/25.-1.
IF(A) 5,10,10
5 B=XX/2.25+YY/.10+ZZ/4.00-1.
IF(B)10,20,20
20 G=SQRT(X+YY+ZZ)
DO 1001 JM=1,13
F=SQRT(XP(JM)+YP(JM)+ZP(JM))
E=X*X1(JM)+Y*Y1(JM)+Z*Z1(JM)
TESTE=COSIN-E/(F*G)
IF(1TESTE)50,50,60
50 NCUUNT=NCUUNT+1
60 IF(JM-13)1001,60,60
60 IF(NCUUNT-1)10,70,80
80 WRITE(6,62)
62 FORMAT(' O PONTO CAIU EM MAIS DE UM CONE ')
70 NCUUNT=0
1001 CONTINUE
CALL ALVO (K,ANGL,B1:P2,U3,JKSUM,310)
XA=X+D1
YA=Y+D2
ZA=Z+D3
SMOUL=SQRT(D1*D1+D2*D2+D3*D3)
PP1=XA*XA
PP2=YA*YA
PP3=ZA*ZA

C
:
C   *** TESTAR EM QUE REGIAO DO RIM ESTAO OS ALVOS

SS=PP1/SX+PP2/SY+PP3/SZ-1.
IF(SS)200,200,201
200 S1=XA-2.0
IF(S1)202,202,201
202 A1=XA-1.9
IF(A1)205,205,206
206 CC=PP2/CY+PP3/CZ-1.
IF(CC)207,204,204
205 AA=PP1/AX+PP2/AY+PP3/AZ-1.
IF(AA)203,203,204
203 BB=PP1/BX+PP2/BY+PP3/BZ-1.
IF(BB)207,210,210

C
:
C   *** TESTE PARA VERIFICAR SE OS ALVOS ESTAO NOS CONES

210 GG=SQRT(PP1+PP2+PP3)
MCUUNT=0
DO 1004 K=1,13
FF=SQRT(XP(K)+YP(K)+ZP(K))
EE=X*X1(K)+Y*Y1(K)+Z*Z1(K)
TEST1=COSIN-EE/(FF*GG)
IF(1TEST1)215,215,216
215 MCUUNT=MCUUNT+1
216 IF(K-13)1004,217,217
217 IF(MCUUNT-1)221,1004,220
221 IF(XA-1.5)204,204,222
222 CC=PP2/CY+PP3/CZ-1.
IF(CC)207,204,204
220 WRITE(6,31)
31 FORMAT(' ',SX,' UM PONTO ALVO CAIU EM MAIS DE UM CONE ')

```



```

1004 CONTINUE
      NMED = NMED + 1
      CALL CALC (SMODUL, EH, FB, EFEMED, CONST, X90, FAVRAG, FI, FAVR2, FI2)
      FIMEDU = FIMEDU + FI + FAVRAG
      FIMED2 = FIMED2 + FI2 + FAVR2
      GO TO 1000
204 NTEX = NTEX + 1
      CALL CALC (SMODUL, EH, FB, EFEMED, CONST, X90, FAVRAG, FI, FAVR2, FI2)
      FIGURT = FIGURT + FI + FAVRAG
      FIGOR2 = FIGOR2 + FI2 + FAVR2
      GO TO 1000
207 NCUL = NCUL + 1
      CALL CALC (SMODUL, EH, FB, EFEMED, CONST, X90, FAVRAG, FI, FAVR2, FI2)
      FIGULE = FIGULE + FI + FAVRAG
      FIGOL2 = FIGOL2 + FI2 + FAVR2
      GO TO 1000
201 KK = KK + 1
      GO TO 1000
10 J=J+1
   IF (J.LE.60) GO TO 9
   JJ=JJ+1
1000 J=0
      AFTEX = FIGURT / JKSUM
      AFMED = FIMEDU / JKSUM
      AFCOL = FIGOLE / JKSUM
      SAFTEX = AFTEX / 108.39382
      SAFMED = AFMED / 38.793298
      SAFCOL = AFCOL / 7.7221493
      MSUM = JKSUM - 1
      DSVPX = SQRT((FIGOR2 / JKSUM - AFTEX * AFTEX) / MSUM)
      DSVPM = SQRT((FIMED2 / JKSUM - AFMED * AFMED) / MSUM)
      DSVPL = SQRT((FIGOL2 / JKSUM - AFCOL * AFCOL) / MSUM)
      CVTEX = DSVPX / AFTEX
      CVMED = DSVPM / AFMED
      CVCOL = DSVPL / AFCOL
      WRITE(6,1) ENERG, JKSUM, KK, JJ
      WRITE(6,2) NTEX, FIGOR2, FIGURT, AFTEX, SAFTEX
      WRITE(6,3) NMED, FIMED2, FIMEDU, AFMED, SAFMED
      WRITE(6,4) NCUL, FIGOL2, FIGOLE, AFCOL, SAFCOL
1  FORMAT(' ', 5X, 'ENERG =', F5.3, 5X, 'JKSUM =', 15, 15X, 'KK =', 15, 15X,
   * 'JJ =', 15)
2  FORMAT(' ', 5X, 'NTEX =', 15, 5X, 'FIGOR2=', E14.8, 6X, 'FIGURT=', E14.8,
   * 6X, 'AFTEX =', E14.8, 6X, 'SAFTEX=', E14.8)
3  FORMAT(' ', 5X, 'NMED =', 15, 5X, 'FIMED2=', E14.8, 6X, 'FIMEDU=', E14.8,
   * 6X, 'AFMED =', E14.8, 6X, 'SAFMED=', E14.8)
4  FORMAT(' ', 5X, 'NCUL =', 15, 5X, 'FIGOL2=', E14.8, 6X, 'FIGOLE=', E14.8,
   * 6X, 'AFCOL =', E14.8, 6X, 'SAFCOL=', E14.8)
   WRITE(6,7) DSVPX, CVTEX, DSVPM, CVMED, DSVPL, CVCOL
7  FORMAT(' ', 30X, 'DSVPX=', E14.8, 10X, 'CVTEX=', E14.8, /, 100, 30X, 'DS
   * VPM=', E14.8, 10X, 'CVMED=', E14.8, /, 100, 30X, 'DSVPL=', E14.8, 10X, 'CVCOL
   * =', E14.8)
      STOP
      END

```

```

C *****
C FFLCHAPA - ESTIMATIVA DA FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NAS RECIAS
C DO HJM PARA FONTES DE ELETRONS PLANEJADAS
C *****
C FE      = FI (X-Y)/XSD,ENERG )
C EF      = (X-Y)/XSC
C CONST  = XSC/H
C EFEMEL  = VALOR MEDIO DE FI (X-Y)/XSD,ENERG )
C XSC     = DISTANCIA QUE O ELETRON PERCORRE PARA DISSIPAR 90 PORCENTO
C          DA SUA ENERGIA
C RANGE   = ALCANCE DO ELETRON
C ENERG   = ENERGIA INICIAL DO ELETRON
C JKSLM   = NUMERO TOTAL DE PONTOS AMOSTRAIS
C NTEX    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO CORTICAL
C NPEC    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO MEDULAR
C NCCL    = NUMERO DE PONTOS QUE PERTENCEM A REGIAO COLETTA
C AFTEX   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO CORTICAL
C AFPEL   = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO MEDULAR
C AFCCCL  = FRACAO DE ENERGIA ABSORVIDA NA REGIAO COLETTA
C CVTEX, CVPEL, CVCCCL = COEFICIENTES DE VARIACAO
C CSVFX, CSVFP, CSVPL = DESVIO PADRAO DA FRACAO ABSORVIDA PELA
C FICCR1, FIMEL1, FICUL1 = FRACAO ABSORVIDA EM UM EVENTO
C FICCR2, FIMEL2, FICUL2 = FRACAO ABSORVIDA AO CLAREAR
C *****
C HEAD*4 EF(25) /0.00,0.05,0.10,0.15,0.20,0.25,0.30,0.35,0.40,0.45,
10.50,0.55,0.60,0.65,0.70,0.75,0.80,0.85,0.90,0.95,1.00,1.05,1.10,
21.15/
C HEAD*4 XI(13) /-1., 0., 0., 0., 0., 1., 1., 1., 1.,-1.,-1.,-1.,
*-1./,
C *      YI(13) / 0., 1.,-1., 0., 0., 1., 1.,-1.,-1., 1., 1.,-1.,
*-1./,
C *      ZI(13) / 0., 0., 0., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,-1., 1.,
*-1./
C DIMENSION XP(13), YP(13), ZP(13), FE(25)
C DIMENSION PANEI(4)
C DATA SX/18.45/,SY/ 2.85/,SZ/32.45/,
* AX/12.96/,AY/  .81/,AZ/25.  /,
* BX/ 2.25/,BY/  .16/,BZ/ 4.00/,
* CY/  .45/,CZ/ 1.44/
C DATA JKSLM/0/,NTEX/0/,NPEL/0/,NCCL/0/,NK/0/,J/C/,NCCLNT/0/,JJ/0/,
* FICCR1/0./,FIMEL1/0./,FICUL1/0./,FICCR2/0./,FIMEL2/0./,
* FICUL2/0./
C FFX(15,BLL) ENERG,RANGE,XSC,EFEMEL,CONST,(HANCN(JE),JE=2,4)
C000 FCFRMT1F5.3,2X,3(F6.4,2X),F4.2,2),324)
C HEAD(5,BCL) FL
C001 FCFRMT1 JI(F4.2,1X))
C CSJN=CLS(27.2*3.1415926/180.)
C NK = NUMERO DE PONTOS QUE CAIRAM DENTRO DA ESFERA MAS FORA DO HJM
C *****
C000
C          FLNTE NA REGIAO COLETTA
C000
C *****
C000 HJM DIREITO
C000
C          CC 333 JP=1,13
C          XF(IP) = XI(IP) + XJ(IP)
C          YF(IP) = YI(IP) + YJ(IP)
C000 ZF(IP) = ZI(IP) + ZJ(IP)
C          CC 1000 1X=),20000
C          5 X=FLTHNF(H)44,1-1.5

```

```

Y=FLI*PI*(R1)4-0.7
Z=FLI*PI*(R2)4-2.0
XX=X*X
YY=Y*Y
ZZ=Z*Z
E=XX/EX+YY/EY+ZZ/EZ-1.0
IF(E) 5,0,0
6  C= SQRT(XX + YY + ZZ)
   EC 1001  JM=(C,S
   F= SQRT((F(JM) + YF(JM) + ZF(JM))
   E=X*X/(JM)+Y*Y/(JM)+Z*Z/(JM)
   TESTE=C/SIN-EE/(F+C)
   IF(ESTE) 50,50,00
50  ACCUM=ACCUM+1
   65  IF(JM-5) 1001,00,00
1001 CONTINUE
   60  IF(ACCUM-1) 00,10,10
   80  IF(X-1.05) 10,10,10
   10  C= Y/XY + Z/ZC - 1.0
   IF(C) 5,10,10
   5  CALL ALVC (FANCI,C1,C2,C3,JKLCP,C10)
   XX=X*X
   YY=Y*Y
   ZZ=Z*Z
   SPICL=SQRT(C1+C2+C3+C4)
   FF1=X*X*XX
   FF2=Y*Y*YY
   FF3=Z*Z*ZZ
C
C  ***  TESTAR EM QUE REGIAO DO FIM ESTAO OS ALVOS
C
   SS=FF1/SA+FF2/SY+FF3/SZ-1.0
   IF(SS)200,200,201
200  S1=X*2.06
   IF(S1)202,202,201
202  A1=X*1.05
   IF(A1)203,203,200
200  CC=FP2/CY+FF3/CZ-1.0
   IF(CC)207,204,204
205  AA=FF1/AX+FF2/ZY+FP2/AZ-1.0
   IF(AA)203,203,204
205  EE=FF1/EX+FF2/EY+FP3/EZ-1.0
   IF(EE)207,201,210
C
C  ***  TESTE PARA VERIFICAR SE OS ALVOS ESTAO NOS CONES
C
210  CC= SQRT(FF1+FF2+FP3)
   ACCUM=C
   EC 1004  K=1,12
   FF= SQRT(XF(K) + YF(K) + ZF(K))
   EE=X*X/(K)+Y*Y/(K)+Z*Z/(K)
   TESTE=CC/SIN-EE/(FF+CC)
   IF(ESTE)215,215,210
215  ACCUM=ACCUM+1
210  IF(K-12)1004,217,217
217  IF(ACCUM-1) 221,1004,220
221  IF(XA-1.05) 204,204,222
222  CC=FP2/CY+FF3/CZ-1.0
   IF(CC) 207,204,204
220  WRITE (C,21)
   31  FFPAT(0,0,SA,0,UM,FONTE,ALVO,CAL,0,PAIS,DE,UF,CUR,0)
1004  CONTINUE
   PAUL = PAUL + 1

```

```

CALL CALG (SMELC,FF,FE,EFEMEL,CONST,ASC,FANRAC,FI,FANR2,FI2)
FIMELC = FIMELC + FI + FANRAC
FIMEL2 = FIMEL2 + FI2 + FANR2
CC TO 1000
204 NTEX = NTEX + 1
CALL CALG (SMELC,FF,FE,EFEMEL,CONST,ASC,FANRAC,FI,FANR2,FI2)
FICCF1 = FICCF1 + FI + FANRAC
FICCF2 = FICCF2 + FI2 + FANR2
CC TO 1000
207 NCLL = NCLL + 1
CALL CALG (SMELC,FF,FE,EFEMEL,CONST,ASC,FANRAC,FI,FANR2,FI2)
FICCL1 = FICCL1 + FI + FANRAC
FICCL2 = FICCL2 + FI2 + FANR2
CC TO 1000
201 KK = KK + 1
CC TO 1000
10 J=J+1
IF(J,LE,60) CC TO 5
JJ=JJ+1
1000 J=C
AFTEX = FICCF1 / JKSUM
AFMEC = FIMELC / JKSUM
AFCLL = FICCL1 / JKSUM
SAFTEX = AFTEX / 100.25382
SAFMEL = AFMEC / 20.753258
SAFCLL = AFCLL / 7.7221493
MSUM = JKSUM - 1
DSVFX = SQRT((FICCF2/JKSUM - AFTEX*AFTEX) / MSUM)
DSVFM = SQRT((FIMEL2/JKSUM - AFMEC*AFMEC) / MSUM)
DSVFL = SQRT((FICCL2/JKSUM - AFCLL*AFCLL) / MSUM)
CVTEX = DSVFX / AFTEX
CVMEC = DSVFM / AFMEC
CVCLL = DSVFL / AFCLL
WRITE(6,1) ENFRG,JKSUM,KK,JJ
WRITE(6,2) NTEX,FICCF2,FICCF1,AFTEX,SAFTEX
WRITE(6,3) NMEL,FIMEL2,FIMELC,AFMEC,SAFMEL
WRITE(6,4) NCLL,FICCL2,FICCL1,AFCLL,SAFCLL
1 FORMAT(1,5X,'ENFRG =',F5.2,5X,'JKSUM =',15,15X,'KK =',15,15X,
+ 'JJ =',15)
2 FORMAT(1,5X,'NTEX =',15,5X,'FICCF2=',E14.8,6X,'FICCF1=',E14.8,
+ 6X,'AFTEX =',E14.8,6X,'SAFTEX =',E14.8)
3 FORMAT(1,5X,'NMEL =',15,5X,'FIMEL2=',E14.8,6X,'FIMELC =',E14.8,
+ 6X,'AFMEC =',E14.8,6X,'SAFMEL =',E14.8)
4 FORMAT(1,5X,'NCLL =',15,5X,'FICCL2=',E14.8,6X,'FICCL1 =',E14.8,
+ 6X,'AFCLL =',E14.8,6X,'SAFCLL =',E14.8)
WRITE(6,7) DSVFX,CVTEX,DSVFM,CVMEC,DSVFL,CVCLL
7 FORMAT(1,1,5X,'DSVFX =',E14.8,10X,'CVTEX =',E14.8,7,1FC,30X,'DS
+ VFM =',E14.8,10X,'CVMEC =',E14.8,7,1FC,30X,'DSVFL =',E14.8,10X,'CVCLL
+ =',E14.8)
STOP
END

```

```

C *****
C
C *** SUBROUTINA LINE ESTIM SENDU GERAKUS DS PUNTUS ALVUS T(M),U(M),V(M)
C
C *****
SUBROUTINE ALVUS (A,T,U,V,ISUMJ,*)
  N=0
  AA=A+A
  2 T=FLTKNF(K)*AA-A
  U=FLTKNF(K)*AA-A
  V=FLTKNF(K)*AA-A
  W=T+U+U+V-A+A
  IF(W) 1,1,3
  3 N=N+1
  IF(N.LE.10) GO TO 2
  RETURN 1
  1 ISUMJ=ISUMJ+1
  RETURN
  END

```

```

C *****
C
C *** SUB-ROTINA PARA CALCULAR O ABSORBED FRACTION - FIMED(M) E F1(M)
C
C *****
SUBROUTINE CALC(SM00UL,EB,FB,EFLMEO,CONST,X90,FIMED,F1,FIMED2,F12)
DIMENSION LH(25),FD(25)
RATIO=CONST*CONST*CONST
PROD=3.*RATIO
SM00=SM00UL/X90
ALB=SM00UL-0.1*X90
IF(ALB) 101,101,102
101 FIMED = 100. + EFLMEO / RATIO
FIMED2 = FIMED * FIMED
F1 = 0.
F12 = 0.
GO TO 103
102 CALL LFEVAL (SM00,FB,FB,EFL)
F1 = EFL / ( SM00+3.00*PROD)
F12 = F1 * F1
FIMED = 0.
FIMED2 = 0.
103 RETURN
END

```

```

C *****
C
C *** SUB-ROUINA PARA CALCULO DO EFE - INTERPOLACAO DA DUSE ASSIMETRICA
C *** ESCALAR DOS VALORES DA TABELA DE BERGER
C
C *****
SUBROUTINE EFVAL(A,C,DELTA)
DIMENSION C(25),DELTA
L=24
IF(A-C(L)) 15,25,25
15 LINF=L
   USUP=L
12 L=(USUP+LINF)/2
   IF(A-C(L)) 15,25,25
15 USUP=L
   GO TO 10
20 LINF=L
10 IF(USUP-LINF=1) 12,25,12
25 E=DELTA
   GO TO 1007
30 E=((C(USUP)-DELTA)/2+(C(LSUP)-C(LINF))*((A-C(LINF))+DELTA))
1007 RETURN
END

```

PROGRAMA ALGAM 97

O ALGAM 97 é constituído pelo programa principal e mais 32 sub-rotinas, sendo que quatro delas estão em linguagem ASSEMBLER, a saber: FLTRNF, IDAY, ICLOCK, ERROR. As demais estão em linguagem FORTRAN.

A seguir são descritas, sucintamente, a função das sub-rotinas que estão em linguagem FORTRAN.

BLOCK DATA

Sub-rotina onde são definidas as massas das regiões do fantasma matemático e dos órgãos. Também são definidos o número total dos órgãos, os eixos e os parâmetros que definem este fantasma matemático.

INPUT

Sub-rotina onde são determinados os senos dos ângulos que definem os compartimentos da cabeça e do tronco no fantasma matemático.

SOURCE

Sub-rotina fonte onde são geradas, aleatoriamente, as coordenadas x , y , z que definem o ponto onde o fóton, de energia E_0 e peso unitário, inicia a sua história.

GTISO

Sub-rotina onde se gera uma direção aleatória ao fóton inicial e também é utilizada quando ocorre a produção de pares.

DCOMP

Sub-rotina que avalia a fração de energia absorvida nos compartimentos do fantasma matemático (Figura 1).

DCOMP (1)

passo dentro da sub-rotina onde são iniciados todos os parâmetros utilizados.

DCOMP (2)

passo inoperante

DCOMP (3)

passo onde são determinadas as energias depositadas em cada colisão durante a história de um fóton.

DCOMP (4)

passo onde são armazenadas as energias para cada fóton.

DCOMP (5)

passo onde são determinados e impressos a fração de energia absorvida, o erro padrão e o coeficiente de variação nos compartimentos do modelo matemático, após o término da história dos 60000 fótons.

SPECIA

Sub-rotina que estima a fração de energia absorvida nos órgãos e regiões do modelo matemático.

SPECIA (1)

passo dentro desta sub-rotina onde são iniciados os parâmetros aqui utilizados.

SPECIA (2)

passo inoperante.

SPECIA (3)

passo onde são determinadas as energias depositadas em cada colisão durante a história de um fóton.

SPECIA (4)

passo onde são armazenadas as energias para cada fóton.

SPECIA (5)

passo onde são determinados e impressos a fração de energia absorvida, o erro padrão e o coeficiente de variação nos órgãos e regiões do modelo matemático, após o término da história dos 60000 fótons.

DFACT

Sub-programa que determina a fração de energia depositada na região alvo pelo fóton incidente pela expressão:

$$E_n = W_{n-1} \left[\frac{\mu_{FE}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} E_{n-1} + \frac{\mu_C(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} (E_{n-1} - E_n) + \frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})} (E_{n-1} - 2m_0c^2) \right]$$

TESTWT

Sub-programa onde se verifica se a história do fóton é terminada pelo peso ($WB < 10^{-5}$).

COLLIS

Sub-programa que encerra a essência do método de Monte Carlo.

Determina-se aqui a distância percorrida pelo fóton, expressa por: $d = - \ln R / \mu$

Determina-se a probabilidade da ocorrência de colisão.

Determina-se o peso que será atribuído ao fóton emergente da interação Compton.

GEOM

Sub-rotina onde se verifica se o fóton saiu ou não do fantasma matemático.

MEDIUM

Sub-rotina onde se verifica o meio em que o fóton sofreu a interação, isto é, se é no osso, no pulmão, no tecido mole ou fora do fantasma matemático. Além disso verifica-se se o fóton está na região da cabeça, tronco ou membros.

TRUNK

Sub-rotina onde se encontram as inequações que definem os órgãos alvos pertencentes à região do tronco.

HEAD

Sub-rotina onde se encontram as inequações que definem as sub-regiões alvos da cabeça.

LEGS

Sub-rotina onde são definidas as inequações das sub-regiões alvos que compõem os membros.

MARROW

Sub-rotina especial que estima a energia depositada na medula hematopoética, adiposa e no tecido ósseo, para cada região do esqueleto.

KLEIN, AZI, ROT

Sub-rotinas que determinam o ângulo com que o fóton foi espalhado após a ocorrência de uma interação Compton e a energia depositada.

PAIR

Sub-rotina utilizada quando ocorre a produção de pares. Determina-se aqui o peso atribuído ao fóton que surge pela aniquilação do pósitron.

$$W_n = 2 W_{n-1} \frac{\mu_{pp}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}$$

OUTPUT

Sub-rotina que imprime os parâmetros introduzidos pela sub-rotina BLOCK DATA. Imprime-se também o número total de colisões e o número de fótons que tem a sua história terminada por cada um dos três processos citados no item 4.1, a saber: por escape do modelo matemático ou quando a sua energia for menor que 4 KeV ou quando o seu peso for menor que 10^{-5} .

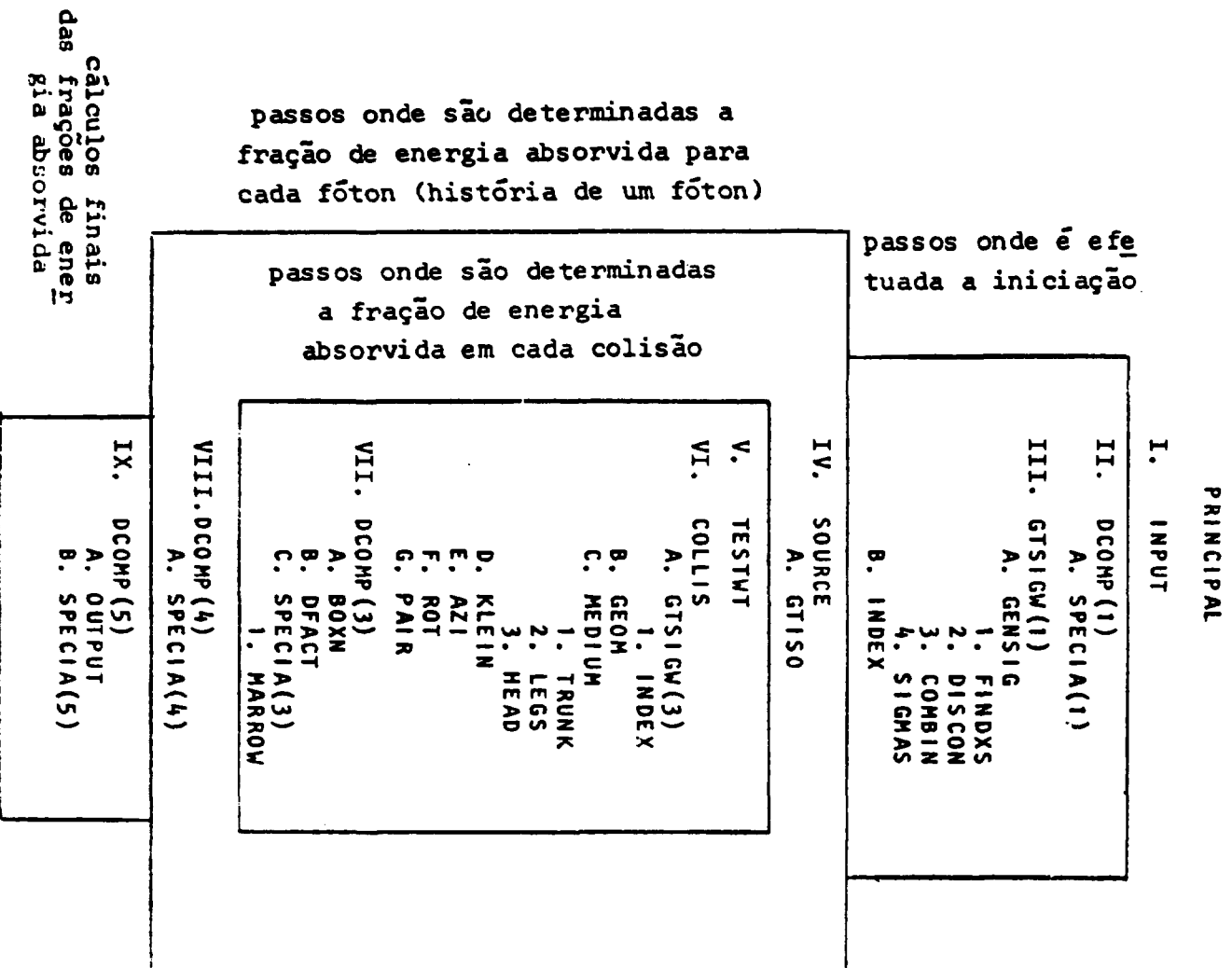
BOXN

Sub-rotina utilizada para verificar em que compartimento do modelo matemático o fóton sofreu interação.

GTSIGW, GENSIG, SIGMAS, INDEX, FINDXS, DISCON, COMBIN

São as sub-rotinas onde se encontram as secções de choques. Elas poderão ser utilizadas opcionalmente para: gerar um dispositivo de armazenamento externo que contém uma tabela de coeficiente de atenuação e probabilidade de espalhamento determinados a partir da secção de choque para fótons, integrados de maneira semi-empírica; ou para gravar a tabela do dispositivo de armazenagem externo para um arranjo na memória do computador; ou ainda, para recuperar os coeficientes de atenuação e probabilidades de espalhamento do arranjo que já se encontra na memória do computador.

ESQUEMA DE FUNCIONAMENTO DO PROGRAMA ALGAM 97



```

SUBROUTINE SOURCE
COMMON/GAM4B/X,Y,Z,ALP,BET,GAM,ENER,NGT,DUM(4),IMEDB,NRG,DUM,NAME
COMMON/PARAM/RODAMA,LZER0,DUM2(6),HMED
COMMON/SKEM/LOI(30),PROB(30),NOMEN(30),NE
COMMON/ELLI/XI(13),YI(13),ZI(13),CUSTN
DATA SX/16.49/,SY/ 2.89/,SZ/32.49/,
*   AX/12.90/,AY/  .01/,AZ/25.  /,
*   BX/ 2.25/,BY/  .16/,BZ/ 4.00/,
*   CX/  .49/,CZ/ 1.44/
C*****
C***     FONTE NA REGIAO CORTICAL
C*****
      NCOUNT=0
      IF(FLTRNF(K).LE.0.5)GO TO 4
C***
C*** RIM DIREITO
C***
      XI(1)=-1.
5     X=FLTRNF(U)* 6.9-4.3
      Y=FLTRNF(K)* 3.4-1.7
      Z=FLTRNF(K)*11.4-5.7
      AX=AX*X
      AY=Y*Y
      AZ=Z*Z
      S=XX/SX+YY/SY+ZZ/SZ-1.
      IF(S) 10,10,5
10    IF(X-1.5) 25,25,30
      C=Y/Y+ZZ/CZ-1.
      IF(C) 5,20,20
25    A=XX/AX+YY/AY+ZZ/AZ-1.
      IF(A) 15,15,20
15    B=XX/BX+YY/BY+ZZ/BZ-1.
      IF(B) 5,45,45
45    G=SQRT(AX+YY+ZZ)
      DO 1001 JM=1,13
      F=SQRT(XI(JM)*XI(JM)+YI(JM)*YI(JM)+ZI(JM)*ZI(JM))
      E=X*X I(JM)+Y*Y I(JM)+Z*Z I(JM)
      TESTE=COSIN-E/(F*G)
      IF(TESTE) 50,50,65
50    NCOUNT=NCOUNT+1
65    IF(JM-13) 1001,60,60
1001  CONTINUE
60    IF(NCOUNT-1) 21,6,80
      NCOUNT=0
      GO TO 5
80    WRITE(6,82)
82    FORMAT('O PUNTO FONTE CAIU EM MAIS DE UM CONE - RIM DIREITO')
      NCOUNT=0
      GO TO 5
21    IF(X-1.5) 20,20,10
70    C=Y/Y+ZZ/CZ-1.
      IF(C) 5,20,20
20    X=X-6.
      GO TO 13
C***
C*** RIM ESQUERDO
C***
      XI(1)=1.
5     X=FLTRNF(U)* 6.9-2.0
      Y=FLTRNF(K)* 3.4-1.7
      Z=FLTRNF(K)*11.4-5.7
      AX=X*X
      AY=Y*Y

```

```

      ZL=Z*Z
      S=XX/SA+YY/SY+ZZ/SZ-1.
      IF(S) 100,100,0
100  IF(X+1.9) 300,250,250
300  C=YY/CY+ZZ/CZ-1.
      IF(C) 0,200,200
250  A=XX/AX+YY/AY+ZZ/AZ-1.
      IF(A) 150,150,200
150  B=XX/BX+YY/BY+ZZ/BZ-1.
      IF(B) 0,450,450
450  U=SQRT(A+YY+ZZ)
      DO 1002 JM=1,13
      F=SQRT(A I(JM)*A I(JM)+Y I(JM)*Y I(JM)+Z I(JM)*Z I(JM))
      E=X+X I(JM)+Y+Y I(JM)+Z*Z I(JM)
      TESTE=COSIN-E/(1*G)
      IF(TESTE) 500,500,050
500  NCUUNT=NCUUNT+1
650  IF(JM-13) 1002,000,000
1002 CONTINUE
500  IF(NCUUNT-1) 210,7,000
7    NCUUNT=0
      GO TO 8
800  WRITE(6,001)
801  FORMAT('O PONTO FONTE CAIU EM MAIS DE UM CONE - RIM ESQUERDO')
      NCUUNT=0
      GO TO 8
210  IF(X+1.5) 700,200,200
700  C=YY/CY+ZZ/CZ-1.
      IF(C) 0,200,200
200  X=X+0.
10  Y=Y+0.
      Z=Z+0.5
      CALL GUISUALP,BET,GAM)
      ENER=LZLRU
      NGT=1.
      IMEDB=Z
      RETURN
      END

```

```

.....
SUBROUTINE SOURCE
COMMON/COMMON1/A,Y,Z,ALP,BET,GAM,ENER,MGT,DUM(4),IMED0,NRG,DUM,NAM0
COMMON/COMMON2/NUM(4),EZERO,DUM2(6),NMEU
COMMON/COMMON3/CO(30),PRDS(30),NUMN(30),NE
COMMON/COMMON4/XI(13),YI(13),ZI(13),COSIN
C*****
C***
C***          FONTE DA REGIAO MEDULAR (CUNES)
C***
C*****
      NCOUNT=0
      IF (FLTRNF(R).LE.0) GO TO 9
C***
C***          KIM DIREITO
C***
      XI(1)=-1.
5      X=FLTRNF(R)*5./-5.0
      Y=FLTRNF(R)*1.0-0.9
      Z=FLTRNF(R)*10.0-5.0
      XX=X*X
      YY=Y*Y
      ZZ=Z*Z
      G=SQRT(XX+YY+ZZ)
      A=XX/12.96+YY/.81+ZZ/25.-1.
      IF(A)10,10,5
10     B=XX/2.25+YY/.16+ZZ/4.00-1.
      IF(B)5,20,20
20     DO 1001 JM=1,13
      F=SQRT(XI(JM)**2+YI(JM)**2+ZI(JM)**2)
      E=X*XI(JM)+Y*YI(JM)+Z*ZI(JM)
      TESTE=COSIN-E/(F*G)
      IF(TESTE)50,50,65
50     NCOUNT=NCOUNT+1
65     IF(JM-13)1001,60,60
60     IF(NCOUNT-1)5,70,80
70     NCOUNT=0
1001   CONTINUE
      X=X-6.
      GO TO 13
80     WRITE(6,82)
82     FORMAT(' O PUNTO CALU EM MAIS DE UM CUNE')
      NCOUNT=0
      X=X-6.
      GO TO 13
C***
C***          KIM ESQUERDO
C***
9      XI(1)=1.
8      X=FLTRNF(R)*5./-1.9
      Y=FLTRNF(R)*1.0-0.9
      Z=FLTRNF(R)*10.0-5.0
      XX=X*X
      YY=Y*Y
      ZZ=Z*Z
      G=SQRT(XX+YY+ZZ)
      A=XX/12.96+YY/.81+ZZ/25.-1.
      IF(A)100,100,6
100    B=XX/2.25+YY/.16+ZZ/4.00-1.
      IF(B)8,200,200
200    DO 1002 JM=1,13
      F=SQRT(XI(JM)**2+YI(JM)**2+ZI(JM)**2)
      E=X*XI(JM)+Y*YI(JM)+Z*ZI(JM)
      TESTE=COSIN-E/(F*G)

```

```
      IF( TESTE ) 500, 500, 550
500  NCOUNT=NCOUNT+1
550  IF( JM-15 ) 1002, 600, 600
550  IF( NCOUNT-1 ) 6, 700, 800
700  NCOUNT=0
1002 CONTINUE
      X=X+6.
10  Y=Y+6.
      Z=Z+32.5
      CALL GTISU( ALP, DEF, GAM )
      ENER=EZLKU
      WGT=1.
      IMED0=2
      RETURN
800  WRITE( 6, 82 )
      X=X+6.
      NCOUNT=0
      GO TO 15
      END
```



```

SUBROUTINE SOURCE
CJMNO4/GA440/),Y,Z,ALP,BL1,GAM,ENEX,HGT,DOM(4),IMEDB,NKO,DOM,NAME
CJMNO4/PK447/AG444,CZCRIT,DOM2(6),NHED
CJMNO4/SAC4/LJ(50),PKDS(30),NUMLN(50),NE
CJMNO4/LEIT/AL(13),YI(13),ZI(13),COSIN
*      SA/ 2.25/,BY/  .10/,hZ/  4.00/,
*      CY/  .49/,CZ/  1.49/
C*****
C000  FORTÉ NA REGIÃO CULMINA
C*****
C000
C000  RM DIREIT)
C000
      IF(FLTRNF(K).LE..5)GO TO 5
      XI(1)=-1.
10  X=FLTRNF(K)*4.1-1.5
      Y=FLTRNF(K)*1.4-0.7
      Z=FLTRNF(K)*4.0-2.0
      XX=X*X
      YY=Y*Y
      ZZ=Z*Z
      B=XX/AX+YY/BY+ZZ/CZ-1.
      IF(B) 20,5,5
      G= SQRT(XX+ YY+ ZZ)
      DJ 1001 JM=1,13
      F=SUM(XI(JM)*X(JM)+YI(JM)*Y(JM)+ZI(JM)*Z(JM)+ZI(JM))
      E=X*X I(JM)+Y*Y I(JM)+Z*Z I(JM)
      TESTE=COSIN-E/(F*G)
      IF(TESTE) 50 ,50 ,50
50  NCUANT=NCUANT+1
60  IF(JM-13) 1001,60 ,60
1001 CONTINUE
      50 IF(NCUANT-1) 80,6,6
      6 NCUANT=0
      GO TO 10
      80 IF(X-1.5) 10,10,12
      12 C=Y/Y+Z/Z/CZ-1.
      IF(C) 20,10,10
20  X=X-0.
      GO TO 13
C000
C000  RM ESQUERDA
C000
9  XI(1)=1.
8  X=FLTRNF(K)*4.1-2.0
      Y=FLTRNF(K)*1.4-0.7
      Z=FLTRNF(K)*4.0-2.0
      XX=X*X
      YY=Y*Y
      ZZ=Z*Z
      B=XX/AX+YY/BY+ZZ/hZ-1.
      IF(B) 200,50,50
50  G= SQRT(XX+ YY+ ZZ)
      DJ 1002 JM=1,13
      F=SUM(XI(JM)*X(JM)+YI(JM)*Y(JM)+ZI(JM)*Z(JM)+ZI(JM))
      E=X*X I(JM)+Y*Y I(JM)+Z*Z I(JM)
      TESTE=COSIN-E/(F*G)
      IF(TESTE) 500,500,500
500 NCUANT=NCUANT+1
600 IF(JM-13) 1002,600,600
1002 CONTINUE
      500 IF(NCUANT-1) 500,7,7
7  NCUANT=0

```

```
      GO TO 8
800 IF(X-1.5) 0,0,120
120 C=Y/Y+Z/Z-1.
      IF(C) 200,0,0
200 X=X+0.
13  Y=Y+0.
      Z=Z+32.5
      CALL GTISU(ALP,BET,GAM)
      ENER=LZLRU
      IMEDB=2
      NGT=1.
      RETURN
      END
```

```

SUBROUTINE TRUNK(J, JU, JS, JST)
C AMENDED 07/27/70 M.S. FERREIRA
C FOR STANDARD REFERENCE MAIN ORGANS, IOL (07/27/70)
COMMON/COMMONA/A, Y, Z, UOUM(Y)
COMMON/LEFT/X1(13), Y1(13), Z1(13), UOUM
C
JS=100
JST=1JU
NCOUNT=0
XU=X+U.
XE=X-U.
YU=Y-U.
ZU=Z-U*2.5
XU2=XU*XU
XE2=XE*XE
YU2=YU*YU
ZU2=ZU*ZU
XX=X*X
YY=Y*Y
ZZ=Z*Z
CNY=(Y/YO)*2 -- TEST FOR RT. AND LEFT ARM BONES AND SPINE
CNY=Y/YO*O4
IF(XX/209.*CNY.LE.1.) GO TO 15
IF(XX/292.*CNY.LE.1.) GO TO 6
IF(Z.LE.09.) GO TO 15
C TAI=(Z*1.4-2035.8)/193.2
TBI=X/1.4
TCI=Y/1.2-(Z+09.)*2/1904.
IF((TAI-TBI)**2+TCI.OT.0.) GO TO 11
IF(Z.OT.09.) GO TO 12
J=75
JU=84
RETURN
11 IF((TAI+TBI)**2+TCI.OT.0.) GO TO 12
IF(Z.OT.09.) GO TO 12
J=74
JU=84
RETURN
12 IF(Z.LE.09.) GO TO 16
IF(XX/40.24*CNY.LE.1.) GO TO 16
C SKIN
13 J=85
JU=88
RETURN
C TISSUE
14 J=95
JU=98
RETURN
15 IF(XX/4.*(Y-U.5)**2/6.25.OT.1.) GO TO 16
IF(Z.LE.22.) GO TO 3
J=83
JU=84
RETURN
16 IF(Z.LE.27.) GO TO 3
IF(Z.LE.43.) GO TO 2
CLAVICLES AND SCAPULAE
17 IF(Y.LE.0.) GO TO 101
IF(Z.LE.50.9) GO TO 103
IF(Z.OT.67.5) GO TO 103
S=Y/SQRT(XX+YY)
IF(S.LE..242550.0K.5.OT..624692) GO TO 103
IF(XX/209.*CNY.LE.1.) GO TO 103
IF(XX/361.*CNY.OT.1.) GO TO 14

```

```

J=01
JU=04
KETURN
101 IF(Z.LT.07.4017.0K.2.0T.09.0303) GO TO 103
YM=Y-11.1
IF(X.LT.0.) GO TO 102
XP=X*.4/110-YM*.001/0
YP=Y*.001/0+YM*.4/110
SQK=SQK1 (XP*XP+YP*YP)
C=XP/SQK
IF(C.LT.-.93737.0K.0.0T.1.) GO TO 14
IF(A05 (SQK-20.1.0T.003) GO TO 14
IF((X-20.)*2+(Z-00.25)*2.0T.002141089) GO TO 14
J=70
JU=04
KETURN
102 AP=X*.4/110+YM*.001/0
YP=YM*.4/110-X*.001/0
SQK=SQK1 (XP*XP+YP*YP)
C=XP/SQK
IF(C.LT.-1.0K.0.0T.-.93737) GO TO 14
IF(A05 (SQK-20.1.0T.003) GO TO 14
IF((20.+XP)*2+(Z-00.25)*2.0T.002141089) GO TO 14
J=70
JU=04
KETURN
C LUNGS
103 YPZ=YP/00.25+(Z-43.5)**2/570.
I1=(X+0.5)**2/25.+YPZ.0T.1.) GO TO 106
IF(Z.LT.43.5) GO TO 100
IF(Y.0E.0.) GO TO 105
104 J=27
JU=28
KETURN
105 IF((X+2.5)**2/25.+YPZ.0E.1.) GO TO 104
GO TO 109
106 IF((X-0.5)**2/25.+YPZ.0T.1.) GO TO 109
IF(Z.LT.43.5) GO TO 109
IF(Y.0E.0.) GO TO 108
107 J=20
JU=20
KETURN
108 IF((X-2.5)**2/25.+YPZ.0E.1.) GO TO 107
C HEART
109 X1=X+1.
Y1=Y+3.
Z1=Z-51.
IX=X1*.094272044-Y1*.5237443709-Z1*.0427070097
IAX=IX*IX
IY=Y1*.4220102617+Y1*.900307787
IYZ=IY*Y1
IZ=X1*.5025034161-Y1*.2710537023+Z1*.7004444
IIZ=IZ*IZ
IF(IAX/64.+IYZ/25.+IIZ/25.0T.1.) GO TO 120
IF(IX.0E.0.) GO TO 110
IF(IAX+IYZ+IIZ.0T.25.) GO TO 120
IF(IAX/3.+IIZ/5.0L.1.) GO TO 120
110 J=15
JU=100
KETURN
C RIBS AND THYMUS
120 IF(AX/272.25+YY/80.49.LT.1.) GO TO 127
IF(X/709.+YY/80.09.0T.1.) GO TO 14

```

```

      X=(Z-35.1)/1.9
      Y=H-(H/4)*Z
      IF(X.NE.0) GO TO 122
      IF(Z.GT.67.5) GO TO 124
121  J=09
      JU=34
      RETURN
122  IF((X+Z)*Z/9.+Y*(Y+6.)*Z*(Z-60.5)**2/16..67.1.) GO TO 123
      J=73
      JU=100
      RETURN
123  IF(Z.GT.67.5) GO TO 14
      IF(X/40.2+Y/67.1.) GO TO 13
      GO TO 14
C  LEVELS, STUMACH, KIDNEY, SPLEEN, AND RIBS
      Z=(X/272.25+Y/67.1.) GO TO 201
      IF(X/35.97+Y/42.-Z/43.67.-1.) GO TO 201
      J=25
      JU=100
      RETURN
201  XP=(X-0.)**2
      YP=(Y+4)**2
      ZP=(Z-35.1)**2
      IF(XP/16.+YP/5.+ZP/67.67.1.) GO TO 203
      IF(ZP/16.4/1.16+YP/5.67269+XP/34.56/109.11.1.) GO TO 202
      J=7
      JU=100
      RETURN
202  J=0
      JU=100
      RETURN
C***
C***      NIM DIREITO
C***
C
C***      TESTA SE O PONTO ESTA DENTRO DO ELIPSOIDE EXTERNO
C
203  X(1) = -1.
      S=(X/2/16.4+Y/2/2.34+Z/2/32.49)-1.
      IF(S)2031,2031,204
C
C***      TESTA SE O PONTO ESTA ANTES DO PRIMEIRO PLANO
C
2031  AX=XU-2.6
      IF(AX)2032,2032,204
C
C***      TESTA SE O PONTO ESTA ANTES DO SEGUNDO PLANO
C
2032  EX=XU-1.9
      IF(EX)2030,2030,2033
C
C***
C
2033  C=(Y/2/1.49+Z/2/1.49)-1.
      IF(C)2034,2035,2035
C
C***      O PONTO ESTA NA R. COLE KIDNEY
C
2034  J=22
      JSI=23
      JU=24
      RETURN
C

```

```

C000      U PONTO ESTA NA E CIRCUNFERENCIA
C
2035  J=20
      JSI=23
      JU=24
      RETURN

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA DENTRO DO ELIPSOIDE DO MEIO
C
2036  A=(X02/12.7097+Y02/20.1+Z02/20.1)-1.
      IF (A)2037,2037,2035

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA DENTRO DO ELIPSOIDE MENOR
C
2037  M=X02/20.2+Y02/2.1+Z02/4.00-1.
      IF (M)2034,2030,2036

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA EM UM CONE
C
2038  Q=SQRT((X02+Y02+Z02)
      IN) 2043 JM=1,13

C
      P=SQRT((X1(JM)**2+Y1(JM)**2+Z1(JM)**2)
      S=21+X1(JM)+Y05Y1(JM)+Z00Z1(JM)
      TESTE=COS(M-E/(1.96))
      IF (TESTE)2039,2039,2040

2039  NCOUNT=NCOUNT+1
2040  IF (JM-13)2043,2041,2041
2041  IF (NCOUNT-1)2044,2042,2046
2042  NCOUNT=0
2043  CONTINUE
      J=21
      JSI=23
      JU=24
      RETURN

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA NO ELIPSOIDE INTERNO
C
2044  FX=X0-1.5
      IF (FX)2035,2035,2045
2045  C=Y02/1.49+Z02/1.49-1.
      IF (C)2034,2035,2035
2046  WRITE(6,2047)
2047  FOMATE(//,0 0000 O PONTO ALVO CAIU EM DOIS CONES,//)
      NCOUNT=0
      J=21
      JSI=23
      JU=24
      RETURN

C000
C000      NIM ESQUERDO
C000
2048  X1(1) = 1.
      S=X02/10.49+Y02/2.09+Z02/3.09-1.
      IF (S)2141,2141,205

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA ANTES DO PRIMEIRO PLANO
C
2141  OX=X0+2.6
      IF (OX)205,2142,2142

C
C000      TESTA SE O PONTO ESTA ANTES DO SEGUNDO PLANO
C

```

```

2192  EA=AE+1.0
      IF(LX)GOTO 2193
C
C000
C
2193  U=V02/0.999202/1.999710
      IF(LX)GOTO 2194
C
C000      U=POW(LX,0.5)*CONE*W000LY
C
2194  J=10
      JSI=17
      JU=29
      RETURN
C
C000      U=POW(LX,0.5)*CONE*W000LY
C
2195  J=10
      JSI=17
      JU=29
      RETURN
C
C000      TESTA SE O PUNTO ESTA DENTRO DO ELIPSOIDE DO MLCU
C
2196  A=XE2/1.0000002/0.9999997/0.9999997-1.0
      IF(A)GOTO 2197,2198
C
C000      TESTA SE O PUNTO ESTA DENTRO DO ELIPSOIDE MENOR
C
2197  U=XE2/0.0000002/0.0000002/0.0000002-1.0
      IF(U)GOTO 2199,2198
C
C000      TESTA SE O PUNTO ESTA EM UM CONE
C
2198  U=SQRT(XE2+Y02+Z02)
      UU=2.0000000
      F=SQRT(1.0+(JM)*0.02+Y1*(JM)*0.02+Z1*(JM)*0.02)
      L=XE+X1*(JM)+Y0+Y1*(JM)+Z0+Z1*(JM)
      TESTE=L/USTE-1.0
      IF(TESTE)GOTO 2199,2198
2199  MCON=1.0
2200  IF(JM=1)GOTO 2199,2198
2201  IF(MCON=1)GOTO 2199,2198
2202  MCON=0
2203  CONTINUE
      J=17
      JSI=17
      JU=29
      RETURN
C
C000      TESTA SE O PUNTO ESTA NO ELIPSOIDE INTERNO
C
2199  FX=XE+1.0
      IF(FX)GOTO 2199,2199,2199
2200  U=V02/0.999202/1.999710
      IF(LX)GOTO 2199,2199,2199
2201  M=1.0
      MCON=0
      J=17
      JSI=17
      JU=29
      RETURN
2202  IF(LX-11.0002/1.0000002-0.0002/0.9999997-0.0002/0.9999997) GO TO 2203

```

```

      J=87
      JU=100
      RETURN
200 IF((X/22.2)+YY/80.49.LT.1.) GO TO 21
      IF((X/209.+YY/90.04.GT.1.) GO TO 14
      IF(Z.LT.33.1) GO TO 21
      H=(Z-33.1)/1.4
      KK=NN-(NN/2)*2
      IF(KK.LE.0) GO TO 121
C PANCREAS AND ADRENALS
  21 IF((X/22.2)+YY+(Z-37.)*2/9.GT.1.) GO TO 213
      IF(X.LT.0.) GO TO 213
      IF(Z.LT.37.) GO TO 212
211 J=73
      JU=100
      RETURN
212 IF(X.LE.3.) GO TO 211
213 TAJ=4.+(Y-6.5)**2+(Z-38.2)**2/25.
      IF((X+9.5)**2/2.25+TAJ.GT.1.) GO TO 214
      IF(Z.LT.38.2) GO TO 14
      J=2
      JU=3
      RETURN
214 IF((X-9.5)**2/2.25+TAJ.GT.1) GO TO 14
      IF(Z.LT.38.2) GO TO 14
      J=1
      JU=3
      RETURN
C PELVIS, UTERUS, AND LIVER
  3 IF((X+(Y+3.)*2.GT.144.) GO TO 14
      IF((X+(Y+3.8)**2.LT.127.69) GO TO 33
      IF(Y.LT.-3.) GO TO 14
      IF(Z.GT.14.) GO TO 302
      IF(Y.GT.5.) GO TO 14
301 J=79
      JU=84
      RETURN
302 IF(Z.LE.22.) GO TO 301
      GO TO 14
303 XP=(X+8.5)**2
      YP=(Y+2.36)**2
      IF(XP+YP.GT.6.25) GO TO 304
      IF(Z.LT.14.45) GO TO 32
      IF(Z.GT.24.) GO TO 31
      IF((XP+YP.LT.3.209+(Z-22.)) GO TO 333
      J=y
      JU=100
      RETURN
33 J=10
      JU=100
      RETURN
304 XP=(X-(Z-24.)*.20/15.20)-9.)*2
      YP=(Y-(10.(Z-21)+2.5/15.20))**2
      IF(XP/3.2344+YP/4.2309.GT.1.) GO TO 305
      IF(Z.LT. 8./2) GO TO 32
      IF(Z.GT.24.) GO TO 31
      IF((XP/2.4704+YP/1.7500.LT.1.) GO TO 334
      J=11
      JU=100
      RETURN
337 J=12
      JU=100
      RETURN

```



```

303 IF(Z.LI.17.) GO TO 32
   IF(Y.OT.2.2) GO TO 14
   IF(Y.LI.-4.00) GO TO 14
C  ULI(TRV), 5.1., BLADDER, ULI(TRV), AND BLADDER
31 YP=(Y+2.50)**2
   ZP=(Z-25.5)**2
   IF(YP/6.25+ZP/2.25.01.1.) GO TO 311
   IF(X.LI.-10.5.0K.2.01.10.5) GO TO 311
   IF(YP/3.09+ZP/2.72+ZP/0.940/25.LI.1.) GO TO 333
   J=1
   JU=100
   RETURN
311 J=13
   J=100
   RETURN
32 YP=(Y+4.5)**2
   ZP=(Z-8.0)**2
   IF(XA/24.501704+YP/11.957704+ZP/11.957704.0T.1.) GO TO 322
   IF(XA/22.140436+YP/10.278436+ZP/10.278436.LI.1.) GO TO 321
   J=4
   JU=100
   RETURN
321 J=5
   JU=100
   RETURN
322 IF(X.LI.3.) GO TO 323
   IF(X.OT.10.29) GO TO 323
   P=(SQRT((X-3.0)**2+(Z-8.72)**2)-5.72)**2
   IF(P+YY.01.2.4049) GO TO 323
   IF(Z.OT.8.72) GO TO 323
   IF(P+YY.LE.0.8201) GO TO 334
   GO TO 324
323 IF(X.LI.-1.57) GO TO 323
   P=(SQRT((X-3.0)**2+Z)-3.0)**2
   IF(P+YY.01.2.4049) GO TO 323
   IF(P+YY.LE.0.8201) GO TO 334
324 J=11
   JU=100
   RETURN
325 IF(XX/6.25+(Y+2.0)**2/25.+(Z-14.0)**2/2.25.01.1.) GO TO 14
   IF(Y.LI.-4.5) GO TO 14
   J=77
   JU=100
   RETURN
C  UVARIES
33 TA4=YY*4.0*(Z-15.0)**2*2.5
   IF((X+0.1)**2+TA4.01.1.) GO TO 331
   J=71
   JU=72
   RETURN
331 IF((X-0.0)**2+TA4.01.1.) GO TO 333
   J=70
   JU=72
   RETURN
END

```

A seguir, apresentam-se as sub-rotinas que sofreram modificações, os comandos alterados e os comandos introduzidos, com o intuito de facilitar as comparações entre os programas ALGAM 103 e o ALGAM 97.

Programa principal ALGAM

```
COMMON /OUTPUT/
COMMON /LEIT/
```

Sub-rotina INPUT

```
COMMON /OI/
```

Sub-rotina DECOMP

```
COMMON /OUTPUT/
COMMON /OI/
```

Sub-rotina SPECIA

```
REAL*8 NAMORG
EQUIVALENCE NAMORG
COMMON /BOUND/
DIMENSION NPHC(110), SAF(110)
COMMON /MEDBOX/
DATA ORGNM1
DATA ORGNM2
DATA ORGNM3
DATA ORGNM4
DATA ORGNM5
DATA ORGNM6
```

Introdução do comando para o cálculo da fração de energia absorvida por grama (SAF).

Sub-rotina COLLIS

```
COMMON /LEIT/
```

Sub-rotina MEDIUM

Introdução do COMMON /LEIT/, onde XI(13), YI(13), ZI(13), COSIN são os parâmetros auxiliares que definem a região medular do rim no novo modelo.

Sub-rotinas LEGS e HEAD

Os valores de J, JO, JS foram todos deslocados de 6 unidades (no programa ALGAM 103) para números maiores que 15 em virtude da introdução das novas regiões do rim.

Sub-Rotina MARROW**COMMON /BOUND/**

Todos os argumentos das variáveis COL e NCOL foram deslocados de 6 unidades em virtude da introdução das sub regiões do rim no novo modelo matemático deste órgão.

Sub-rotina PAIR**COMMON /MEDBOX/ (introdução do parâmetro JST)****Sub-rotina OUTPUT****COMMON /OUTP/
COMMON /OI/**

ABSTRACT

Presently, the estimates of specific absorbed fractions in various organs of a heterogeneous phantom are based on Monte Carlo calculation for monoenergetic photons uniformly distributed in the organs of an adult phantom. But, it is known that the kidney and some other organs (for example the skeleton) do not retain the radionuclides in an uniform manner in its internal region. So, we developed a model for the kidney including the cortex, medulla and collecting region.

This model was utilized to estimate the specific absorbed fractions, for monoenergetic photons or electrons, in various organs of a heterogeneous phantom, when sources were uniformly distributed in each region of the kidney.

All results obtained in this work were compared with those using a homogeneous model for the kidney as presented in ORNL-5000.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ALLEN, A. C. *The kidney: medical and surgical diseases* 2. ed. New York, N. Y. Guine & Stratton, 1962.
2. AUXIER, J. A. Special methods in radiation protection. In: MORGAN, K. Z. & TURNER, J. E., editor *Principles of Radiation Protection*. New York, N. Y. Robert & Krieger, 1973, p.215-41.
3. BERGER, M. J. Distribution of absorbed dose around point sources of electrons and beta particles in water and other media. *J. nucl. Med.*, 10(Suppl.5):7-23, 1971.
4. BERGER, M. J. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. In: ALDER, B.; FERNBACH, S.; ROTENBERG, M., editores. *Methods in computational physics: Advances in research and applications v.1: Statistical physics*. New York, N. Y. Academic, 1963. p. 135-215.
5. BROWNELL, G. L.; ELLET, W. H.; REDDY, A. R. Absorbed fractions for photon dosimetry. *J. nucl. Med.*, 9(Suppl.3):29-39, 1968.
6. CASHWELL, E. D. & EVERETT, C. J. *A practical manual on the Monte Carlo Method for random walk problems*. New York, N. Y., Pergamon, 1959.
7. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Normas básicas de proteção radiológica*. Rio de Janeiro, set. 1973. (resolução CNEN 6/73).
8. DEUS, S. F. & POSTON, J. W. The development of a mathematical phantom representing a 10 years old for use in internal dosimetry calculations. In: CLOUTIER, R. J.; COFFEY, J. L.; SNYDER, W. S.; WATSON, E. E., editores. *Radiopharmaceutical dosimetry symposium: proceedings of a conference held at Oak Ridge, Tennessee, April, 26-29, 1976*. Rockville, Mar., U. S. Departments of Health, Education, and Welfare, 1976. (FDA-768044).
9. DILLMAN, L. T. Radionuclides decay schemes and nuclear parameters for use in radiation dose estimation. *J. nucl. Med.*, 10(Suppl.2):7-32, 1969.

(*) As referências bibliográficas relativas a documentos localizados pelo IPEN foram revistas e enquadradas na NB-66 de ABNT.

10. DILLMAN, L. T. Radionuclides decay schemes and nuclear parameters for use in radiation dose estimation. *J. nucl. Med.*, 11(Suppl.4):7-32, 1970.
11. ELLETT, W. H.; CALLAHAN, A. B.; BROWNELL, G. L. Gamma-ray dosimetry of internal emitters. I. Monte Carlo calculations of absorbed dose from point sources. *Brit. J. Radiol.* 37:45-52, 1964.
12. EVANS, R. D. *The atomic nucleus*. New York, N.Y. McGraw-Hill, 1955, p.672-736.
13. FORD, M. R.; SNYDER, W. S.; WARNER, G. G. Variation of the absorbed fraction with shape and size of the thyroid. In: OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. *Annual progress report for period ending June 30, 1975*. Oak Ridge, Tenn., 1975. p.207-13. (ORNL-5046).
14. GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. *Anatomia: estudo regional do corpo humano*. 3. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1971.
15. HIROMOTO, G. *Fração absorvida específica no tecido ósseo e medula óssea resultante de fótons distribuídos no esqueleto*. São Paulo, 1979. (Dissertação de mestrado).
16. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Advisory group on revision of the basic safety standards for radiation protection*. Vienna, 1977 (Em publicação).
17. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Neutron dosimetry for biology and medicine*. Washington, D. C., 1977. p.5-14 (ICRU-Report 26).
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation quantities and units*. Washington, D. C. 1975. (ICRU-Report 19).
19. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *General principles of monitoring for radiation protection of workers*. Oxford, Pergamon, 1968. (ICRP pub. 12).
20. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Implications of Commission recommendations that doses be kept as low as readily achievable*. Oxford, Pergamon, 1973. (A report by Committee 4 of the International Commission on Radiological Protection). (ICRP pub. 22).
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 pub. 26).
22. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Report of the Task Group on Reference Man*. Oxford, Pergamon, 1974. (ICRP pub. 23).
23. KAHN, H. *Applications of Monte Carlo*. Sta. Monica, Calif., Rand, 1954. p. 62-5. (AECU-3259).
24. LIDEN, K. The new special names of S. I. units in the field of ionizing radiations. *Physics Med. Biol.*, 20:1029-30, 1957.
25. LOEVINGER, R. & BERMAN, M. A formalism for calculation of absorbed dose from radionuclides. *Physics Med. Biol.*, 13:205-17, 1968.
26. LOEVINGER, R. & BERMAN, M. A schema for absorbed dose calculations for biologically distributed radionuclides. *J. nucl. Med.*, 9(Suppl.1):5-14, 1968.

27. LOEVINGER, R.; HOLT, J. G.; HINE, G. J. Internally administered radioisotopes. In: HINE, G.J. & BROWNELL, G. L., editores. *Radiation dosimetry*. New York, N. Y., Academic, 1956. p.801-73.
28. MACAFFEE, J. G. Problem in evaluating the radiations dose for radionuclides excreted by the kidneys. In: CLOUTIER, R.; EDWARDS, C. L. & SNYDER, W. S. eds. *Medical radionuclides: radiation dose and effects: proceedings of a symposium held at the Oak Ridge Associated Universities December 8-11, 1969*. Oak Ridge, Tenn., U. S. Atomic Energy Commission, 1970. p.271-94. (CONF-691212).
29. MACAFFEE, J. G. Summary of current radiation dose estimates to humans from ^{197}Hg and ^{203}Hg labeled chloromerodrin. *J. nucl. Med.*, 16:1095-8, 1975.
30. MODELL, H. Size of normal kidneys. *Acta radiol.*, 46(2):640-5, 1966.
31. NELSON, B. Postmortem studies of radionuclides in man. In: CLOUTIER, R.; EDWARDS, C. L.; SNYDER, W. S., editores. *Medical radionuclides: radiation dose and effects: proceedings of a symposium held at the Oak Ridge Associated Universities, December 8-11, 1969*. Oak Ridge, Tenn., U. S. Atomic Energy Commission, Jun. 1970. p.103-13. (CONF-691212).
32. PISKUNOV, N. *Cálculo Diferencial e Integral, v.2*. Moscou, Mir., 1969. p.199-201.
33. RADIATIONS ionizantes. *Nuclélec* (1544):7923, Mai. 1975.
34. RADIATIONS ionizantes. *Nuclélec* (1546):7930, Juin. 1975.
35. SEGRETO, V. S. A. *Cálculo de Monte Carlo da dose equivalente recebida por um feto humano de fontes gama localizadas no trato gastro-intestinal*. São Paulo, 1978. (Dissertação de mestrado. Instituto de Energia Atômica).
36. SHREIDER, Y. A., editor. *The Monte Carlo Method: the method of statistical triak*. Oxford, Pergamon, 1966. (International series of monographs in pure and applied mathematics, v.87).
37. SIMON, A. L. Normal renal size: an absolute criterion. *Am. J. Roentg.* 92:270-2, 1964.
38. SNYDER, W. S. The standard man in relation to internal radiation dose concepts. *Am. Ind. Hyg. Ass. J.*, 27:539-45, Nov./Dec. 1966.
39. SNYDER, W. S. & FORD, M. R. A Monte Carlo code for estimation of dose from gamma-ray sources. In: OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. *Annual progress report for period ending July 31, 1965*. Oak Ridge, Tenn. 1965. p.193-5. (ORNL-3849).
40. SNYDER, W. S. & FORD, M. R. A dosimetric study for the administration of Neohydrin labeled with ^{203}Hg and ^{197}Hg . In: OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. *Annual progress report for period ending July 31, 1967*. Oak Ridge, Tenn. 1967. p.267-73. (ORNL-4168).
41. SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G. Revision of MIRD pamphlet n°5 entitled "Estimates of absorbed fraction for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom". In: OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. *Annual progress report for period ending July 31, 1974*. Oak Ridge, Tenn., 1974, p.5-11. (ORNL-4979).
42. SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *J. nucl. Med.*, 10(Suppl.3):5-52, 1969.

43. 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, Tenn., Oak Ridge National Lab., Nov. 1974. (ORNL-5000).
44. SPANIER, J. & GELBARD, E. M. *Monte Carlo principles and neutrons transport problems.* Reading, Mass., Addison-Wesley, 1969.
45. SPENCER, L. V. *Energy dissipation by fast electrons.* sem local, National Bureau of Standards, U.S.A., 1959 (Monograph nº 1).
46. TESTUT, L. *Traité d'Anatomie humaine, v.1.* Paris, sem local, 1899.
47. WARNER, G. G. & GRAIG, A. M. *ALGAM a computer program for estimating internal dose for gamma-ray sources in a man phantom.* Oak Ridge, Tenn., Oak Ridge National Lab., 1968. (ORNL-TM-2250).

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Caixa Postal, 11 049 – Pinheiros
CEP 05508
01000 – São Paulo – SP

Telefone: 211-6011
Endereço Telegráfico – IPENUCLEAR
Telex – (011) 23592 - IPEN - BR