



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**ESTUDO DE INCERTEZAS NO MONITORAMENTO IN VIVO  
UTILIZANDO A TÉCNICA DE MONTE CARLO**

**LUZIA VENTURINI**

**Tese apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Doutor em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear-Aplicações.**

**Orientador:  
Dr. Gian-Maria A.A. Sordi**

**São Paulo  
2004**



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
**Autarquia associada à Universidade de São Paulo**

**LUZIA VENTURINI**

**ESTUDO DE INCERTEZAS NO MONITORAMENTO IN VIVO**  
**UTILIZANDO A TÉCNICA DE MONTE CARLO**



**Tese apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau  
de Doutor em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientador:**

**Dr. Gian-Maria A. A. Sordi**

**SÃO PAULO**  
**2004**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, ao Centro de Metrologia das Radiações e ao Departamento de Calibração e Dosimetria, onde foi realizado este trabalho, pela infra-estrutura utilizada.

Ao Dr. Gian-Maria, pela excelente orientação;

À Fernanda Fernandes, bolsista de iniciação científica, pela imprescindível coleta de dados anatômicos;

Ao Dr. Renato Paulo Chopard, pela disponibilidade do acervo de ossos nos Laboratórios de Anatomia do ICB/USP e UNISANTA, e pelas discussões sobre os dados anatômicos;

À Dra. Marina Fallone Koskinas, que acompanhou os passos iniciais deste trabalho;

Aos colegas do Contador de Corpo Inteiro, Eduardo Augusto Russi Berti e Raphael Elias Diniz, pela colaboração nas medidas;

Aos amigos, pela paciência,

A Deus, por tudo.

# ESTUDO DE INCERTEZAS NO MONITORAMENTO IN VIVO UTILIZANDO A TÉCNICA DE MONTE CARLO

Luzia Venturini

## RESUMO

Este trabalho descreve algumas das incertezas envolvidas no monitoramento in vivo de corpo inteiro, tireóide e ossos do joelho. A avaliação das incertezas foi realizada por meio da elaboração de modelos matemáticos para os órgãos e do cálculo das eficiências de medida usando a técnica de Monte Carlo. Neste estudo foram consideradas as variações naturais das dimensões dos órgãos e variações no posicionamento dos detetores. No caso da tireóide foram utilizados dados anatômicos descritos na literatura. No caso dos ossos foram utilizados dados anatômicos regionais obtidos por meio de amostragem realizada em ossos reais. Para a simulação das eficiências foram escritos programas de computador utilizando a linguagem Pascal. Os resultados mostram que as incertezas são gerenciáveis no caso dos monitoramentos de corpo inteiro e de tireóide. Para o monitoramento de  $^{241}\text{Am}$  em ossos deve-se determinar um referencial a partir do biótipo dos trabalhadores, não sendo recomendado o uso de um referencial pré-definido.

# ESTUDO DE INCERTEZAS NO MONITORAMENTO IN VIVO UTILIZANDO A TÉCNICA DE MONTE CARLO

Luzia Venturini

## RESUMO

Este trabalho descreve algumas das incertezas envolvidas no monitoramento in vivo de corpo inteiro, tireóide e ossos do joelho. A avaliação das incertezas foi realizada por meio da elaboração de modelos matemáticos para os órgãos e do cálculo das eficiências de medida usando a técnica de Monte Carlo. Neste estudo foram consideradas as variações naturais das dimensões dos órgãos e variações no posicionamento dos detetores. No caso da tireóide foram utilizados dados anatômicos descritos na literatura. No caso dos ossos foram utilizados dados anatômicos regionais obtidos por meio de amostragem realizada em ossos reais. Para a simulação das eficiências foram escritos programas de computador utilizando a linguagem Pascal. Os resultados mostram que as incertezas são gerenciáveis no caso dos monitoramentos de corpo inteiro e de tireóide. Para o monitoramento de  $^{241}\text{Am}$  em ossos deve-se determinar um referencial a partir do biótipo dos trabalhadores, não sendo recomendado o uso de um referencial pré-definido.

## **STUDY OF UNCERTAINTIES IN THE IN VIVO MONITORING USING THE MONTE CARLO METHOD**

**Luzia Venturini**

### **ABSTRACT**

This paper describes some of the uncertainties involved in the "in vivo" whole body, thyroid and knee bones monitoring. Uncertainties evaluation was done through the use of mathematical models of the organs and simulations of the measuring efficiency using the Monte Carlo method. Natural variations in the dimensions of the organs and variations in the detectors positioning were considered. The anatomical data used for thyroid were obtained from literature. In the bone case anatomical data obtained from real bone samples were used. To simulate the efficiencies, computer codes were written in Pascal. The results show us that the uncertainties are acceptable for whole body and thyroid cases. In the  $^{241}\text{Am}$  bone monitoring a reference set of bones should be defined from the workers biotype and it is not recommended the use of a fixed reference.

## SUMÁRIO

	<b>Página</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
1.1 Monitoramento in vivo .....	1
1.2 Modelos individuais .....	1
1.3 Contribuição deste trabalho .....	5
<b>2 CALIBRAÇÃO EXPERIMENTAL</b> .....	<b>7</b>
2.1 Conceito da calibração .....	7
2.2 Equipamento .....	7
2.3 Manequim experimental .....	8
2.4 Curva de eficiência experimental para a geometria de corpo inteiro .....	10
<b>3 CALIBRAÇÃO POR SIMULAÇÃO</b> .....	<b>12</b>
3.1 Metodologia .....	12
3.2 Método Monte Carlo .....	13
3.3 Interação da radiação com a matéria .....	14
3.3.1 História do fóton - fase 1.....	14
3.3.1.1 Direções aleatórias .....	14
3.3.1.2 Caminho livre médio .....	14
3.3.1.3 Eficiência geométrica e probabilidade de chegada .....	15
3.3.2 História do fóton - fase 2 .....	16
3.3.2.1 Espalhamento coerente .....	16
3.3.2.2 Espalhamento Compton .....	18
3.3.2.3 Efeito fotoelétrico .....	19
3.3.2.4 Produção de pares .....	20
3.4 Simulação da medida de uma fonte puntiforme .....	20
3.5 Simulação de algumas fontes não puntiformes .....	22
<b>4 MONITORAMENTO DE CORPO INTEIRO</b> .....	<b>25</b>
4.1 Sorteio das coordenadas para emissão do fóton .....	25
4.2 Superfícies do manequim .....	27
4.3 Resultados experimentais e simulados .....	29
4.4 Dependência da eficiência com a geometria e densidade do manequim .....	32

4.4.1 Geometria .....	32
4.4.2 Densidade .....	33
4.4.3 Comportamento da eficiência .....	34
4.5 Discussão .....	35
<b>5 MONITORAMENTO DE TIREÓIDE .....</b>	<b>37</b>
5.1 Órgão tireóide .....	37
5.2 Descrição do modelo para a tireóide .....	39
5.3 Simulação do modelo .....	43
5.4 Incertezas da calibração .....	45
5.5 Resultados e discussão .....	46
<b>6 MONITORAMENTO DE OSSOS .....</b>	<b>52</b>
6.1 Considerações gerais .....	52
6.2 Modelo para o joelho .....	54
6.2.1 Metodologia .....	54
6.2.2 Tibia .....	55
6.2.3 Fíbula .....	61
6.2.4 Patela .....	65
6.2.5 Fêmur .....	68
6.2.6 Modelos referenciais .....	72
6.2.7 Tipos de tecido .....	78
6.2.8 Ossos e tecidos .....	80
6.2.9 Coordenadas aleatórias e equações de superfície .....	82
6.3 Comportamento da eficiência .....	82
6.3.1 Condições da medida .....	82
6.3.2 Incertezas .....	83
6.3.3 Resultados e discussão .....	84
<b>7 . COMENTÁRIOS FINAIS E FUTUROS TRABALHOS .....</b>	<b>88</b>
<b>ANEXOS</b>	
Anexo A Programa Joetese .....	89
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>144</b>

## LISTA DE TABELAS

	Página
1.1 Massa (g) de alguns órgãos .....	4
2.1 Dimensões e identificação numérica das peças do manequim experimental ....	8
2.2 Atividades dos radionuclídeos no manequim experimental .....	10
2.3 Eficiências de fotopico experimentais e ajustadas .....	11
3.1 Alguns valores de $\cos \theta = f(r)$ .....	17
3.2 Alguns valores de $\cos \theta = f(E, r)$ .....	19
3.3 Eficiência experimental e resultados da simulação para a medida da fonte puntiforme .....	21
3.4 Dimensões das peças .....	22
3.5 Eficiências experimentais e teóricas para as geometrias dos experimentos ....	24
4.1 Contribuições volumétricas percentuais .....	25
4.2 Parâmetros do manequim experimental .....	27
4.3 Eficiência experimental e resultados da simulação para a medida do manequim de corpo inteiro .....	30
4.4 Eficiências experimentais ( $\times 10^{-2}$ ) para a medida da fonte puntiforme .....	30
4.5 Fatores f para a fonte puntiforme .....	31
4.6 Dados experimentais e simulados para o manequim de corpo inteiro .....	32
4.7 Dimensões (cm) dos manequins BOMAB .....	33
4.8 Composição do corpo humano, segundo Snyder e colaboradores .....	34
4.9 Eficiências de fotopico simuladas ( $\times 10^{-3}$ ) .....	34
5.1 Massa da tireóide para algumas idades .....	37
5.2 Parâmetros da região da tireóide, segundo o modelo de Ulanovsky e colaboradores .....	38
5.3 Volume da tireóide ( $\text{cm}^3$ ) .....	38
5.4 Densidade da tireóide ( $\times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ ) .....	38
5.5 Dimensões (cm) da tireóide do homem referência da CIPR .....	39
5.6 Parâmetros para a região traquéia, tireóide e pescoço .....	42
5.7 Volume e densidade da tireóide segundo o modelo proposto .....	42
5.8 Fatores de correção do efeito soma para as transições gama do $^{133}\text{Ba}$ , para a medida da tireóide do adulto .....	46
5.9 Simulação das eficiências, para $E= 364 \text{ keV}$ .....	47
5.10 Incertezas associadas à medida da tireóide do adulto, detetor a 20 cm, para a	

energia 364 keV .....	50
6.1 Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a tíbia (cm)	74
6.2 Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a patela (cm)	75
6.3 Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a fíbula (cm)	76
6.4 Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para o fêmur (cm)	77
6.5 Parâmetros extras .....	79
6.6 Composição, densidade ( $\rho$ ) e concentração de átomos ( $n_o$ ) para o tecido ósseo .....	79
6.7 Dimensões (cm) do tecido superposto .....	80
6.8 Composição, densidade ( $\rho$ ) e concentração de átomos ( $n_o$ ) para o tecido .....	80
6.9 Massa de cada tipo de tecido e densidade média dos ossos .....	81
6.10 Massas, volumes e densidades dos ossos para as diferentes geometrias .....	83
6.11 Eficiências parciais ( $\times 10^{-4}$ ) e totais ( $\times 10^{-3}$ ) simuladas .....	85
6.12 Contribuições percentuais das incertezas .....	86
A - 1 Parâmetros do Programa Joetese .....	90

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Página</b>
1.1 Modelo de Snyder e colaboradores .....	2
1.2 Modelo de Christy e Eckerman .....	2
1.3 Representações dos pulmões nos modelos de Snyder e Zubal .....	4
2.1 Manequim utilizado na calibração experimental .....	9
3.1 Geometrias dos experimentos .....	23
4.1 Posicionamento do manequim e do detetor .....	26
5.1 Diagrama esquemático do modelo de Ulanovsky e colaboradores .....	40
5.2 Diagrama esquemático da região "pescoço" .....	41
5.3 Projeções da tireóide .....	43
5.4 Diagrama esquemático do alinhamento da tireóide com o detetor .....	49
6.1 Tibia real .....	55
6.2 Projeções do modelo e parâmetros da tibia .....	56
6.3 Variação dos parâmetros 2.sem <sub>x</sub> [1], 2.sem <sub>x</sub> [2], sem <sub>y</sub> [1], sem <sub>y</sub> [2], 2.sem <sub>z</sub> [1] e 2.sem <sub>z</sub> [2], com o comprimento da tibia .....	57
6.4 Variação dos parâmetros h[3], h[4], h[5], h[6], 2.rxb[4] e 2.rxb[5], com o comprimento da tibia .....	58
6.5 Variação dos parâmetros rxb[6], rxt[6], rzb[4], rzb[5], rzb[6] e rzt[6], com o comprimento da tibia .....	59
6.6 Variação dos parâmetros ext[1], ext[2] e dpalp, com o comprimento da tibia .....	60
6.7 Fíbula real .....	61
6.8 Projeções do modelo e parâmetros da fíbula .....	62
6.9 Variação dos parâmetros h[8], h[9], h[10] e 2.rxb[9] com o comprimento da fíbula .....	62
6.10 Variação dos parâmetros 2.rxt[9], 2.rxt[10], rzt[10], 2.sem <sub>x</sub> [7], rzb[9] e rzt[9], com o comprimento da fíbula .....	63
6.11 Variação dos parâmetros 2.sem <sub>y</sub> [7], 2.sem <sub>z</sub> [7] e dpalp, com o comprimento da fíbula .....	64
6.12 Patela real .....	65
6.13 Projeções do modelo e parâmetros da patela .....	65
6.14 Comportamento dos parâmetros sem <sub>y</sub> [11], sem <sub>y</sub> [12], altrot, largrot, esprot e lados, com o diâmetro horizontal da patela .....	66

6.15	Comportamento dos parâmetros d1, d2, d3, d4, teta11 e teta12, com o diâmetro horizontal da patela .....	67
6.16	Fêmur real .....	68
6.17	Projeções do modelo e parâmetros do fêmur .....	68
6.18	Comportamento dos parâmetros h[15], h[17], 2.rxt[17], rzt[17], rzb[17] e 2.rxb[17], com o comprimento do fêmur .....	69
6.19	Comportamento dos parâmetros 2.semz[13], 2.semy[13], 2.semz[13], 2.semz[14], 2.semy[14] e 2.semz[14] com o comprimento do fêmur .....	70
6.20	Comportamento dos parâmetros dpalp, teta13, prof, vale, dsz[13] e dsz[14], com o comprimento do fêmur .....	71
6.21	Aspecto real do conjunto dos ossos do joelho .....	78
6.22	Radiografia do osso .....	78
6.23	Projeção horizontal da região (em cima, à esquerda) , projeção vertical da região ( em baixo, à esquerda) e projeção frontal da patela e dos elipsóides do fêmur .....	81

I'm sorry Dave.  
I'm afraid I can't  
do that!"



Stanley Kubrick, 1968  
2001 A Space Odissey

## I. INTRODUÇÃO

### 1.1 MONITORAMENTO IN VIVO

O monitoramento in vivo é uma das técnicas utilizadas na determinação, quantitativa e qualitativa, de radionuclídeos emissores de radiação gama, internamente depositados no corpo humano. Para esta medida a pessoa e o sistema de medidas são acomodados dentro de uma sala blindada. O tipo e a quantidade de detetores assim como o órgão a ser medido dependem do radionuclídeo pesquisado. Monitoramentos de corpo inteiro ou de órgãos, para radionuclídeos emissores de radiação gama com energia acima de 100 keV geralmente utilizam detetores NaI(Tl) disponíveis em volumes grandes e adequados para a medida de áreas extensas. Medidas de órgãos, para emissores de radiação gama de energias pequenas, geralmente são realizadas por meio de um arranjo de vários detetores de germânio de pureza elevada (HPGe).

A precisão do monitoramento in vivo depende da calibração do sistema de medidas em relação à distribuição do radionuclídeo nos diversos órgãos e tecidos e em relação ao biótipo da pessoa. O padrão a ser utilizado deve representar o corpo e os órgãos, em forma, volume e densidade. Geralmente são feitas calibrações para as pessoas referência, definidas pela Comissão Internacional sobre Proteção Radiológica (CIPR), grupos de indivíduos ou populações. Alguns manequins, que representam antropomorficamente as figuras referência, podem ser encontrados no mercado internacional. Para a representação de grupos, utilizam-se informações regionais, se disponíveis. Os manequins podem ser construções matemáticas ou dispositivos caseiros.

As calibrações realizadas para as pessoas referência, apesar de úteis na indicação da presença de contaminação interna, são tendenciosas. Isto porque o biótipo do indivíduo efetivamente monitorado geralmente difere muito dos referenciais. Por este motivo existe a necessidade de se estabelecer as condições em que tais calibrações podem ser aplicadas em monitoramentos rotineiros.

### 1.2 MODELOS INDIVIDUAIS

A primeira descrição completa de um indivíduo adulto foi apresentada por Snyder e colaboradores [Snyder e outros 1969; Snyder e outros 1978], que idealizaram um modelo analítico para representar o homem adulto descrito na publicação 23 da CIPR [ICRP

1975]. Posteriormente, em 1987, Christy e Eckerman [Christy e Eckerman 1987] introduziram algumas modificações de forma a complementar o modelo de Snyder e colaboradores, entre elas a inclusão da composição dos vários órgãos, inclusão da região das mamas e alteraram alguns modelos de órgãos tais como coração, pulmão, cabeça e pescoço. Os modelos de Snyder e colaboradores e de Christy e Eckerman são mostrados nas FIG. 1.1 e 1.2.



FIGURA 1.1 - Modelo de Snyder e colaboradores [1969].



FIGURA 1.2 - Modelo de Christy e Eckerman [1987].

Estes pesquisadores desenvolveram também modelos para representar crianças de diferentes idades (recém-nascido, 1, 5, 10 e 15 anos). O modelo de 15 anos foi também utilizado para representar a mulher referência da CIPR [ICRP 1975]. Em 1995, Stabin [Stabin 1995] publicou modelos para a mulher referência e para a mulher grávida em diferentes fases da gravidez.

A adaptação destes modelos, para utilização em avaliações regionais, requer ajuste de dimensões para adequar o tamanho do corpo de um modelo ao tamanho dos órgãos de outro. Dificuldades desta natureza foram encontradas por Guimarães [Guimarães 1995] em seu trabalho de confecção do modelo do homem referência brasileiro. Guimarães reporta alterações de até 4 cm, no tamanho de órgãos, resultantes da adaptação de seus dados ao modelo de Snyder e colaboradores.

A tendência atual da Medicina Nuclear é a utilização de modelos baseados em imagens digitalizadas de pacientes, obtidas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética [Stabin e colaboradores 1999; Petoussi-Henß e Zankl 1998]. As imagens

digitalizadas são transformadas, por meio de interfaces, em matrizes de voxel [Yoriaz 2000]. Voxels são pequenos volumes, cuja combinação permite formar diferentes geometrias.

A precisão dos modelos de voxel aumenta com a redução do tamanho dos voxels, de modo que a qualidade do modelo é limitada pela resolução das imagens digitalizadas utilizadas na montagem do modelo. Por exemplo, o manequim Norman [Jones 1998] é composto por cerca de 9 milhões de voxels, cada um com 2 mm de lado. Este modelo foi obtido a partir de imagens digitalizadas de um voluntário. As imagens de alguns órgãos foram prejudicadas pelos movimentos respiratórios e de acomodação da pessoa e foram posteriormente incluídos segundo o modelo do homem referência da CIPR [Hunt 1998a]. O modelo foi normalizado para o peso e altura do homem referência. Como consequência, Norman tem o crânio estreito e alguns outros problemas considerados irrelevantes em cálculos de dosimetria interna [Jones 1998].

Em 1994, Zubal e colaboradores [Zubal e outros 1994] apresentaram um modelo obtido a partir de imagens digitalizadas de um paciente real. Alguns órgãos do modelo são significativamente diferentes dos órgãos de Norman e dos modelos de Snyder e colaboradores e de Cristy e Eckerman. As diferenças são atribuídas a alterações nos órgãos do paciente [Yoriaz 2000]. Em 1998, Petoussi-Henß e Zankl publicaram modelos pediátricos, 8 semanas e 4 anos, e de um homem adulto. O modelo do homem foi denominado "Golem". Em 2000, Clairand e colaboradores [Clairand e outros 2000] realizaram uma pesquisa sobre massas de órgãos em homens e mulheres adultos, estabelecendo modelos para pessoas de diferentes alturas.

Estes modelos são similares. Golem mede 1,72 m e pesa 68,9 kg; o modelo de Zubal e colaboradores mede 1,78 m e pesa 70,2 kg. O modelo de Cristy e Eckerman mede 1,74 m e pesa 72 kg. O modelo de Clairand e colaboradores mede 1,70 m. As massas dos órgãos podem variar bastante. A TAB 1.1 mostra a diferença da massa de alguns órgãos nesses modelos.

As imagens digitalizadas tornam os modelos bastante realísticos. A FIG. 1.3 mostra a evolução do pulmão analítico de Snyder e colaboradores para o pulmão de voxel, de Zubal e colaboradores.

TABELA 1.1 - Massas (g) de alguns órgãos

Órgão	Snyder	Zubal	Petoussi-Henß	Clairand	Norman
Coração	316	-	-	360	370
Pulmões	1000	1038	729	1176	-
Tireóide	21,4	7	261	25	21,4
Esqueleto	10000	7336*	10450	-	-
Fígado	1910	1967	1592	1637	1920
Rins	299	512	316	321	340
Pâncreas	94,3	53	72	143	110

\* o modelo não descreve todo o esqueleto

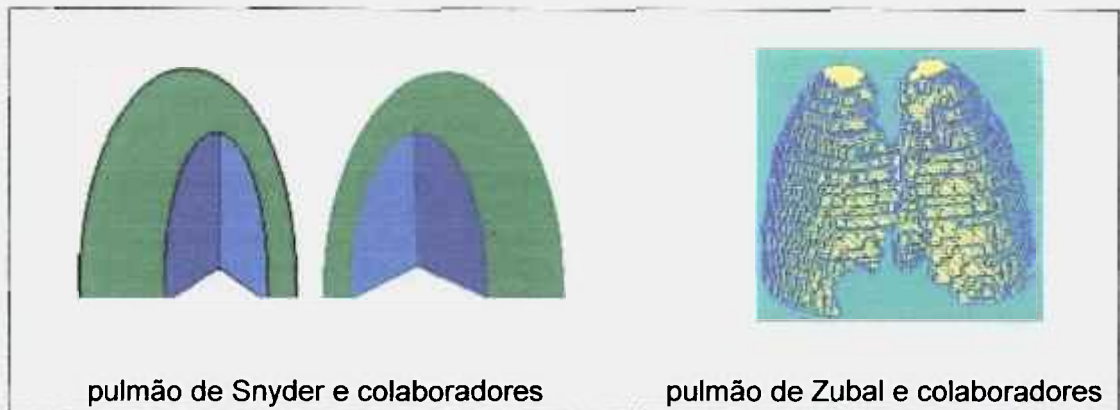


FIGURA 1.3 - Representações dos pulmões nos modelos de Snyder [1969] e Zubal [1994].

Estudos de indivíduos referência para grupos ou populações foram desenvolvidos com a finalidade de reduzir as incertezas envolvidas no cálculo da dose [Guimarães 1995; Kalerf-Erza e outros 1992; Tanaka 1992]. Outros estudos foram desenvolvidos com a finalidade de representar órgãos específicos tais como cérebro [Eckerman e outros 1981; Bouchet e outros 1997], olhos [Holman e outros 1983], próstata [Stabin 1994], crânio [Gualdrini e outros 2000] e tireóide [Clairand e outros 1999; Ulanovsky e outros 1997].

Alguns trabalhos foram realizados com a finalidade de calibrar sistemas de monitoramento *in vivo*. Kramer e colaboradores [Kramer e outros 1991] desenvolveram manequins experimentais de corpo inteiro representativos de crianças de 4 anos e 10 anos, da mulher e do homem, segundo os referenciais da CIPR, e de um adulto representativo de parte da população canadense. Kramer e colaboradores confeccionaram também um manequim da tireóide do homem referência [Kramer e

outros 1996]. Vários esforços concentram-se na calibração correta dos sistemas de medida, seja desenvolvendo manequins [Dantas 1998; Kramer e outros 1991, 1996] ou técnicas de calibração [Isikawa e outros 1996; Isikawa e Uchiama 1997; Lessard e outros 1986; Ulanovsky e outros 1997; Hunt e outros 1998b].

Alguns estudos foram também desenvolvidos para a avaliação das incertezas envolvidas no monitoramento in vivo. Kramer e colaboradores estudaram as incertezas envolvidas no monitoramento de tireóide [Kramer e Meyrhof 1994] e de pulmão [Kramer e Hauck 1999] utilizando manequins experimentais de tamanhos variados. Laham e colaboradores [Laham e outros 1994] e Ulanovsky e colaboradores descrevem estudos sobre monitoramento de tireóide. Laham e colaboradores utilizaram manequins experimentais e Ulanovsky e colaboradores utilizaram a modelagem teórica da tireóide e de um detetor. Hunt e colaboradores [Hunt e outros 1998b] utilizaram o manequim Norman no estudo da incerteza resultante da distribuição não uniforme de radionuclídeos no pulmão. Isikawa e Uchiyama [Isikawa e Uchiyama 1997] e Hunt [1998a.] utilizaram manequins de voxel para a calibração de um contador de corpo inteiro. Nesta calibração os modelos de voxel foram contraídos e expandidos para simular pessoas de alturas diferentes.

### **1.3 CONTRIBUIÇÃO DESTE TRABALHO**

Tanto a calibração feita por meio de manequins experimentais, quanto a calibração por modelos teóricos, apresentam dificuldades. Padrões caseiros são constituídos por cilindros e/ou paralelepípedos preenchidos com soluções radioativas. A sua confecção é complicada. A homogeneidade do material radioativo em volumes da ordem de litros é difícil de ser obtida e não há no mercado recipientes estanques com as dimensões e formas necessárias. O material utilizado para representar os tecidos humanos geralmente é a água e são necessárias correções para levar-se em consideração as diferenças entre as densidades da água e dos diversos tecidos humanos. A sua confecção geralmente inclui a participação de empresas e o investimento do laboratório pode ser grande tanto em termos de custo como de tempo despendido [Kramer e outros 1991]. Além disto o corpo humano varia muito em forma e dimensões e a calibração teria de ser feita para diversos manequins, elevando o custo.

A preocupação com os modelos individuais é atual e crescente. No campo das doses pequenas ou acidentais envolvendo indivíduos do público procura-se utilizar modelos que represente a população envolvida. No campo das doses pequenas ou médias, que podem ser eventualmente observadas nas atividades laborais, procura-se desenvolver

modelos que representem o conjunto dos indivíduos envolvidos e, de preferência, cada indivíduo. No campo das doses elevadas, como as praticadas em alguns procedimentos de Medicina Nuclear, a tendência é reduzir a dose individual de modo a preservar a qualidade da sobrevivência e reduzir os efeitos colaterais.

Este projeto busca estabelecer modelos para a calibração de detetores, que permitam o estudo das incertezas envolvidas nas medidas e desta forma contribuir para reduzir as incertezas envolvidas no cálculo da dose.

Nos monitoramentos laborais, isto é, nos monitoramentos realizados em trabalhadores da área nuclear, que manuseiam materiais radioativos não selados, quando a atividade medida é menor que o valor de registro, no histórico de dose do trabalhador, registra-se dose zero. Isto permite a utilização de modelos referenciais desde que se conheça as incertezas envolvidas na medida e se trabalhe com limites de detecção bem inferiores aos valores de atividade correspondente aos valores de registro. Quando o limite de incorporação do material radioativo é mais elevado e a periodicidade dos monitoramentos é pequena, permite-se incertezas maiores. Quando os limites são pequenos, as incertezas podem inviabilizar o uso de calibrações referenciais.

Deste modo é necessário estudar as incertezas e estabelecer os limites de utilização das calibrações referenciais, isto é, definir as condições nas quais os dados individuais tornam-se realmente necessários. Neste trabalho serão abordados os monitoramentos de corpo inteiro, de  $^{131}\text{I}$  na tireóide e dos transurânicos  $^{235}\text{U}$  e  $^{241}\text{Am}$  em ossos. A seleção decorre do fato de serem estes os monitoramentos de interesse no IPEN-CNEN/SP.

A contribuição deste trabalho dá-se da seguinte forma:

- ◆ Estudando as incertezas envolvidas na calibração, levando em consideração a variação natural dos órgãos;
- ◆ Trazendo representações geométricas mais realistas dos órgãos;
- ◆ Descrevendo matematicamente os conjuntos de órgãos envolvidos nos monitoramentos da tireóide e dos ossos do joelho;
- ◆ Utilizando dados regionais;
- ◆ Estabelecendo as bases a serem utilizadas na calibração de sistemas para medida de indivíduos reais e em condições reais.

## 2. CALIBRAÇÃO EXPERIMENTAL

### 2.1 CONCEITO DA CALIBRAÇÃO

A calibração de um sistema de medidas consiste em determinar a sua eficiência de absorção total, isto é, a probabilidade de que um fóton emitido pela fonte deposite toda a sua energia dentro do detetor. Experimentalmente, pode-se determinar a eficiência por meio da medida do espectro gama de um padrão contendo atividades conhecidas de um ou mais radionuclídeos. A seleção dos radionuclídeos é feita de modo que o padrão contenha emissores de radiação gama cujas energias sejam adequadas para a faixa de energia estudada. O valor das atividades devem ser tais que permitam um tempo curto de medida sem contudo permitir a degradação do espectro, decorrente do empilhamento de pulsos. A faixa de energias deve respeitar o compromisso entre a estatística e a resolução (unidades de energia/intervalo de amplitude de pulso). A partir da medida do espectro gama, a eficiência pode ser determinada por meio do cálculo das áreas dos picos correspondentes às energias dos raios gama emitidos pelo padrão.

Se um radionuclídeo com atividade  $A_0$  (Bq), emissor de raios gama com energia  $E$  (keV) e intensidade  $I$  (%), for medido durante um tempo  $t$  (s), a eficiência,  $\varepsilon(E)$ , do sistema de medidas, para a energia  $E$ , pode ser determinada pela seguinte relação:

$$\varepsilon(E) = \frac{A}{I * A_0 * t} \quad (2.1)$$

onde  $A$  é a área líquida do pico correspondente à energia  $E$ . Esta relação é válida para radionuclídeos cujas meias vidas sejam bem maiores do que o tempo de medida, não sendo necessária a correção do decaimento radioativo, e foi a relação utilizada no cálculo das eficiências experimentais.

### 2.2 EQUIPAMENTO

O projeto foi desenvolvido no Contador de Corpo Inteiro, do Departamento de Calibração e Dosimetria, do Centro de Metrologia das Radiações, do IPEN. O sistema de medidas utilizado é composto pelos seguintes itens:

- Detetor NaI(Tl), 8" x 4", marca Bicron
- Detetor NaI(Tl) 3" x 3", blindado lateralmente por 3,2 cm de chumbo e 0,7 cm de alumínio, marca Bicron
- Detetores HPGe, diâmetro 50 mm, espessura 20 mm, marca Canberra

- Detetores HPGe, diâmetro 70 mm, espessura 300 mm, marca EGG&ORTEC
- NIM Bins and 160-W Power Supply modelo 4001 C, marca EGG&ORTEC
- Amplificadores modelo 2024 marca Canberra
- Analisador multicanal modelo 920E 16 input MCB Ethernim, marca EGG&ORTEC
- Fontes de alta tensão modelo 3002D, marca Canberra, e modelo 659 marca EGG&ORTEC
- Microcomputador Pentium 166
- Software de aquisição de dados Maestro, marca EGG&ORTEC
- Soluções radioativas calibradas, marca Amersham

As medidas foram realizadas dentro de uma sala de 3 m x 3 m x 3 m com paredes de 13 cm de aço revestidas por 0,5 cm de chumbo, sobre um piso de concreto revestido por 0,5 cm de chumbo e 0,5 cm de cobre.

### 2.3 MANEQUIM EXPERIMENTAL

Para o monitoramento de corpo inteiro foi confeccionado um manequim de corpo inteiro constituído por peças de PVC cilíndricas, de raio  $r$  e altura  $h$ , representando a cabeça, pescoço, braços, quadris e pernas. As dimensões das peças são dadas na TAB. 2.1. As peças são mostradas na FIG. 2.1.

TABELA 2.1 - Dimensões e identificação numérica das peças do manequim experimental.

Peça	Número da peça	2r (cm)	h (cm)	2p (cm)
Cabeça	1	15	19	-
Pescoço	2	10	8	-
Tronco	3	25	34	31
Braços e antebraços	4 e 5	10	54	-
Coxas e quadris	6 e 7	15	52	-
Pernas	8 e 9	10	37	-
Altura (cm)		158		
Volume de solução (dm <sup>3</sup> )		56,7		



FIGURA 2.1 - Manequim utilizado na calibração experimental

O tronco é representado por uma bombona de polietileno, de altura  $h$  (eixo  $z$ ), comprimento ou diâmetro  $2r$  (eixo  $y$ ) e largura  $2p$  (eixo  $x$ ). Uma bombona é um recipiente retangular com uma alça para transporte. Os quadris estão incluídos nas peças que simulam as coxas. As dimensões foram escolhidas de modo a aproximar-se da mulher referência da CIPR [ICRP 1975].

A confecção foi limitada pela disponibilidade de tipo e dimensões dos materiais que podem ser encontrados no mercado. Embora o produto final não tenha sido o ideal, este manequim atinge um dos objetivos que é a geração de dados experimentais que possam ser comparados às previsões teóricas.

Foram utilizadas soluções radioativas calibradas de  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{88}\text{Y}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , diluídas em meio ligeiramente ácido, 0.5 mM de  $\text{HNO}_3$ . Como carregadores foram utilizados cloreto férrico hexahidratado para o  $^{57}\text{Co}$  e  $^{60}\text{Co}$ ; cloreto de céscio para o  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{88}\text{Y}$  e cloreto de bário para o  $^{133}\text{Ba}$ . Os carregadores foram utilizados na concentração 50  $\mu\text{g}$  por  $\text{cm}^3$  de solução. A finalidade da solução ácida e dos carregadores é minimizar a adsorção dos radionuclídeos nas paredes do manequim. Para cada radionuclídeo foi utilizada a mesma concentração de atividade em todas as peças de modo a se obter uma distribuição uniforme. A TAB. 2.2 mostra as atividade totais utilizadas.

TABELA 2.2 - Atividades dos radionuclídeos no manequim experimental

Radionuclídeo	Atividade (kBq)
$^{57}\text{Co}$	6,04 $\pm$ 0,10
$^{60}\text{Co}$	13,08 $\pm$ 0,19
$^{88}\text{Y}$	5,4 $\pm$ 0,09
$^{133}\text{Ba}$	16,4 $\pm$ 0,4
$^{137}\text{Cs}$	16,3 $\pm$ 0,3

## 2.4 CURVA DE EFICIÊNCIA EXPERIMENTAL PARA A GEOMETRIA DE CORPO INTEIRO

No estudo do monitoramento de corpo inteiro foi utilizado o detetor NaI(Tl) 8" x 4". A resolução deste detetor em 661 keV é de 10%. Os espectros gama foram medidos na faixa de 70 keV a 3 MeV. O tempo de medida foi de 15 minutos. Os espectros gama foram analisados pelo programa Analysis [Venturini e Vandemput 1995].

Os dados experimentais foram ajustados, por meio do Método dos Mínimos Quadrados, à função:

$$\ln(\varepsilon) = a + b \cdot \ln(E) + c \cdot \ln^2(E) \quad (2.2)$$

onde  $\varepsilon$  é eficiência de fotopico,  $E$  é a energia do fóton (keV) e  $a$ ,  $b$ ,  $c$  são os parâmetros ajustáveis.

A TAB. 2.3 mostra as eficiências de fotopico experimentais,  $\varepsilon_{\text{exp}}$ , e ajustadas,  $\varepsilon_{\text{aj}}$ . As energias e intensidades gama utilizadas neste trabalho são as recomendadas pelo Organismo Internacional de Energia Atômica, OIEA [IAEA 1991]. Na TAB. 2.3, a energia 123,7 keV corresponde à média das energias 121 keV e 136 keV do  $^{57}\text{Co}$ , ponderada pelas respectivas intensidades gama. A energia 295,4 keV é a média das energias 276 keV e 302 keV do  $^{133}\text{Ba}$  e a energia 359,5 keV é a média das energias 356 keV and 383 keV também do  $^{133}\text{Ba}$ .

TABELA 2.3 - Eficiências de fotopico experimentais ( $\epsilon_{\text{exp}}$ ) e ajustadas ( $\epsilon_{\text{aj}}$ ).

Energia (keV)	Radionuclídeo	$\epsilon_{\text{exp}} \times 10^{-3}$	$\epsilon_{\text{aj}} \times 10^{-3}$
123,7	Co-57	$1,54 \pm 0,06$	$1,54 \pm 0,06$
295,4	Ba-133	$1,73 \pm 0,14$	$1,75 \pm 0,04$
359,5	Ba-133	$1,74 \pm 0,07$	$1,73 \pm 0,04$
661,6	Cs-137	$1,56 \pm 0,04$	$1,54 \pm 0,03$
898,0	Y-88	$1,35 \pm 0,04$	$1,38 \pm 0,02$
1173,2	Co-60	$1,29 \pm 0,07$	$1,22 \pm 0,02$
1332,5	Co-60	$1,11 \pm 0,04$	$1,14 \pm 0,02$
1836,0	Y-88	$0,95 \pm 0,03$	$0,94 \pm 0,03$

### 3. CALIBRAÇÃO POR SIMULAÇÃO

#### 3.1 METODOLOGIA

A eficiência de absorção total, que para os cintiladores é usualmente denominada eficiência de fotopico, pode ser também descrita como:

$$\varepsilon_p = \varepsilon_g f_a \varepsilon_T p/t \quad (3.1)$$

onde:

$\varepsilon_g$  = eficiência geométrica, isto é, fator de ângulo sólido. Depende das dimensões da fonte e do detetor e da distância fonte - detetor.

$f_a$  = fração de fótons, que emitidos em direção ao detetor, conseguem chegar a ele. Considera a auto-absorção na fonte e a atenuação no meio que se interpõe entre a fonte e o detetor.

$\varepsilon_T$  = eficiência total, isto é, a fração dos fótons que, chegando ao detetor, interagem com o mesmo. Depende das dimensões, geometria e propriedades do detetor.

$p/t$  = razão pico/total, isto é a fração de fótons que interagem com o detetor depositando nele toda a sua energia. Depende das dimensões, geometria e propriedades do detetor.

A eficiência de absorção total portanto pode ser descrita por dois fatores: um que só depende das propriedades da fonte e do meio interposto entre ela e o detetor e outro que só depende das propriedades do detetor. A rigor, os dois fatores dependem da geometria do detetor pois dependem do ângulo sólido. Fixando-se o detetor pode-se estudar, separadamente, a dependência da eficiência com as propriedades do detetor e a dependência com as propriedades da fonte e do meio.

A primeira etapa da simulação consistiu em simular a interação da radiação gama com o detetor, quando esta radiação é emitida por uma fonte puntiforme. Neste caso os fótons são emitidos em direções aleatórias mas sempre a partir do mesmo ponto e os cálculos podem ser validados por meio de um experimento relativamente simples. Uma vez validado os cálculos para a interação da radiação gama com o detetor, eles podem ser utilizados na simulação das medidas de corpo inteiro ou de órgãos, introduzindo-se os fatores geométricos e as propriedades destas fontes.

A simulação consiste em:

- gerar pontos e direções aleatórias para a emissão de fótons na fonte;
- acompanhar a história de cada fóton, desde o momento de sua emissão até a sua absorção (total ou parcial) pelo material que constitui o detetor ou escape;
- contabilizar as histórias que terminam no evento esperado, que é a deposição total da energia do fóton no detetor.

A razão entre o número de histórias que terminam em absorção total e o número total de histórias simuladas corresponde à eficiência teórica de fotopico do detetor.

### 3.2 MÉTODO DE MONTE CARLO

O método de Monte Carlo [Schreider 1964; Bevington e Robinson 1992] é utilizado na estimativa de grandezas físicas de natureza estatística. Ele se fundamenta no fato de que a probabilidade de ocorrência de um entre uma série de possíveis eventos, independentes e mutuamente exclusivos, pode ser representada por um número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1.

O desempenho do Método de Monte Carlo depende do gerador de números aleatórios utilizado. Os geradores de números aleatórios, uniformemente distribuídos entre 0 e 1, usualmente empregam relações de recorrência, isto é, o próximo número será obtido a partir do atual. A seqüência de operações utilizada não é aleatória mas os números gerados devem satisfazer a vários critérios estatísticos de aleatoriedade. Neste trabalho foi utilizado o algoritmo de Wichmann e Hill [Bevington e Robinson 1992].

A incerteza [Cashwell e Everett 1959] da eficiência simulada ( $\varepsilon$ ) é obtida utilizando-se a função erro:

$$\operatorname{erf}\left(\frac{t}{\sqrt{2}}\right) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^{\frac{t}{\sqrt{2}}} e^{-x^2} dx \quad (3.2)$$

$$t = \delta \sqrt{\frac{n}{\varepsilon(1-\varepsilon)}} \quad (3.3)$$

onde  $n$  é o número total de histórias e  $\delta$  é incerteza associada a  $\varepsilon$ .

Para um valor pré-selecionado de  $\delta$ , a simulação é realizada tantas vezes quantas forem necessárias para se obter o valor pré-estabelecido de  $\frac{t}{\sqrt{2}}$ .

### 3.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

A história do fóton pode ser dividida em 2 fases. Na primeira delas, que começa na emissão do fóton, não importa o tipo de interação e sim se a interação ocorre ou não. Na primeira fase a história do fóton termina se ele:

- não for emitido na direção do detetor;
- interagir antes de chegar ao detetor;

A segunda fase acompanha a história do fóton dentro do detetor, levando em consideração o tipo de interação. O local e o tipo de interação dependem da energia do fóton e das seções de choque total e parciais do detetor. Nesta fase a história do fóton termina se ele não interagir com o detetor ou interagir mas escapar levando parte de sua energia.

#### 3.3.1 História do fóton - fase 1

##### 3.3.1.1 Direções aleatórias

Seja um ponto  $P$ , aleatório, cujas coordenadas esféricas  $(x,y,z)$  são dadas por:

$$z = L \cos \gamma \quad (3.4)$$

$$y = L \sin \gamma \cos \delta = L \cos \beta \quad (3.5)$$

$$x = L \sin \gamma \sin \delta = L \cos \alpha \quad (3.6)$$

Os co-senos  $\cos(\alpha)$ ,  $\cos(\beta)$  e  $\cos(\gamma)$  são chamados co-senos diretores de  $P$ . No intervalo  $-\pi \leq \alpha, \beta, \gamma \leq \pi$ , o sorteio da direção aleatória de  $P$  é realizado da seguinte forma [Cashwell e Everett 1959]:

$$\cos \gamma = 2 r_1 - 1 \quad (3.7)$$

$$\delta = \pi (2 r_2 - 1) \quad (3.8)$$

onde  $r_1$  e  $r_2$  = números aleatórios uniformemente distribuído entre 0 e 1.

##### 3.3.1.2 Caminho livre médio [Cashwell e Everett 1959]

O caminho livre médio dos raios gama de um feixe paralelo, que incide perpendicularmente sobre um material de espessura  $x$  e coeficiente de atenuação  $\mu$ , é obtido por meio da lei de atenuação. A probabilidade de que a primeira colisão ocorra a uma distância  $L$  menor do que  $x$  é dada por:

$$P(L) = \int_0^L e^{-\mu x} \mu dx = 1 - e^{-\mu L} \quad (3.9)$$

Pelo Método de Monte Carlo, o caminho livre médio  $L$  é dado por:

$$r = P(L) = 1 - e^{-\mu L} \quad (3.10)$$

### 3.3.1.3 Eficiência geométrica e probabilidade de chegada

Um detector cilíndrico apresenta duas superfícies para a entrada dos fótons: a superfície curva e a superfície plana circular voltada para a fonte. Um fóton emitido na direção aleatória  $(\alpha, \beta, \gamma)$ , a partir de um ponto  $P(x, y, z)$  aleatório deve percorrer uma distância  $L$  até chegar a um ponto  $P_s(x_s, y_s, z_s)$  localizado na superfície do detector, isto é:

$$x_s = x + L \cos \alpha \quad (3.11)$$

$$y_s = y + L \cos \beta \quad (3.12)$$

$$z_s = z + L \cos \gamma$$

A distância a ser percorrida até a superfície plana do detector é dada por:

$$L = (z_s - z) / \cos \gamma \quad (3.13)$$

onde  $z_s$  = coordenada  $z$  da superfície plana do detector. O ponto  $P_s$  pertence à superfície plana do detector se:

$$(x + L \cos \alpha)^2 + (y + L \cos \beta)^2 \leq r_d^2 \quad (3.14)$$

onde  $r_d$  = raio do detector.

No caso da superfície curva:

$$(x + L \cos \alpha)^2 + (y + L \cos \beta)^2 = r_d^2. \quad (3.15)$$

O valor de  $L$  corresponde à menor raiz positiva, pois podem existir dois valores de  $L$  que são as distâncias até os pontos por onde o fóton entra e pode sair do detector.

A eficiência geométrica é a razão entre o número de fótons emitidos em direção ao detector e o número total de fótons.

Os fótons emitidos em direção ao detector podem ser atenuados no meio interposto entre o ponto em que foi emitido e o detector (fator  $f_a$ , descrito no item 3.1). O produto  $f_a \cdot \epsilon_g$  corresponde à probabilidade de chegada.

### 3.3.2 História do fóton - fase 2

As informações sobre a probabilidade de que ocorra uma determinada interação é dada pela seção de choque microscópica,  $\sigma$ , que depende do tipo e da energia da radiação assim como das propriedades do meio absorvedor.

As informações sobre a probabilidade de que um determinado tipo de radiação seja emitida; ou espalhada, em uma determinada direção, é dada pela seção de choque diferencial [Dörschel e outros 1996]:

$$\sigma_{\Omega}(E, \theta) = \frac{d\sigma(E, \theta)}{d\Omega} \quad (3.16)$$

onde  $\vec{\Omega}$  é o vetor unitário na direção do movimento do fóton antes da interação. A seção de choque diferencial é uma medida da probabilidade de que, após a interação, a direção da radiação incidente, com energia  $E$ , faça um ângulo entre  $\theta$  e  $\theta + d\theta$  com a direção de espalhamento.

As informações sobre a energia da radiação, após a interação, são dadas pela seção de choque duplamente diferencial [Dörschel e outros 1996]:

$$\sigma_{E', \Omega}(E, E', \theta) = \frac{d\sigma(E, E', \theta)}{dE' d\Omega} \quad (3.17)$$

que dá a probabilidade de que a radiação, após a interação, possua energia *entre*  $E'$  e  $E' + dE'$  e sua direção faça um ângulo entre  $\theta$  e  $\theta + d\theta$  com a direção de incidência.

Se a seção de choque diferencial não depender de  $\theta$ , a interação é isotrópica.

A radiação gama interage com a matéria por meio de alguns processos, entre os quais, na faixa de energia entre 5 keV e 10 MeV predominam:

- os espalhamentos coerentes e incoerentes com elétrons das camadas eletrônicas dos átomos;
- a absorção total por elétrons da camada eletrônica ou campos elétricos dos núcleos e das camadas eletrônicas.

#### 3.3.2.1 Espalhamento Coerente

O espalhamento coerente pela camada eletrônica é chamado espalhamento Rayleigh e ocorre entre fótons de energia pequena ( $E \ll mc^2$ ) e os elétrons orbitais induzindo oscilações forçadas na mesma frequência dos fótons incidentes. A mudança de direção

dos fótons após a interação é dada pela seção de choque diferencial [Dörschel e outros 1996]:

$$\sigma_{\Omega} = \frac{e^4}{32\pi^2 \epsilon_0^2 m^2 c^4} (1 + \cos^2 \theta) = \frac{k}{32\pi^2} (1 + \cos^2 \theta) \quad (3.18)$$

onde  $m$  e  $e$  são respectivamente a massa de repouso e a carga do elétron, é um fator de forma e  $\epsilon_0 = 8,859.10^{-12} \text{ F.m}^{-1}$ . A integração de  $\sigma_{\Omega}$  resulta no coeficiente de espalhamento de Thomson  $\sigma_0 = \frac{k}{6\pi}$ . Segundo Storm, [Storm and Israel, 1967], a seção de choque diferencial inclui um fator de forma, que depende da carga e do número atômico do átomo.

Por Monte Carlo:

$$r = \frac{2\pi}{\sigma_0} \int_0^{\theta} \sigma_{\Omega} \sin \theta. d\theta \quad (3.19)$$

e portanto:

$$\cos^3 \theta + 3 \cos \theta = 4 - 8 r. \quad (3.20)$$

A partir da relação entre  $r$  e  $\cos \theta$  foi construída a TAB 3.1, que dá a distribuição dos co-senos do ângulo de espalhamento em função do número aleatório  $r$ .

TABELA 3.1- Alguns valores de  $\cos \theta = f(r)$

$r$	$\cos\theta$	$r$	$\cos\theta$	$r$	$\cos\theta$
1,00000	-1,00	0,61587	-0,30	0,34200	0,40
0,96342	-0,95	0,59570	-0,25	0,31986	0,45
0,92863	-0,90	0,57600	-0,20	0,29687	0,50
0,89552	-0,85	0,55667	-0,15	0,27295	0,55
0,86400	-0,80	0,53762	-0,10	0,24800	0,60
0,83398	-0,75	0,51877	-0,05	0,22192	0,65
0,80538	-0,70	0,50000	0,00	0,19462	0,70
0,77808	-0,65	0,48123	0,05	0,16602	0,75
0,75200	-0,60	0,46237	0,10	0,13600	0,80
0,72705	-0,55	0,44333	0,15	0,10448	0,85
0,70312	-0,50	0,42400	0,20	0,07137	0,90
0,68014	-0,45	0,40430	0,25	0,03658	0,95
0,65800	-0,40	0,38412	0,30	0,00000	1,00
0,63661	-0,35	0,36339	0,35		

### 3.3.2.2 Espalhamento Compton

No espalhamento por elétrons livres (Compton), a quantidade de movimento que o fóton transfere ao elétron e a direção do fóton espalhado dependem da direção do fóton incidente.

Sejam :

$E$  = energia do fóton incidente;

$E'$  = energia do fóton espalhado;

$\theta$  = direção do fóton espalhado;

A energia do fóton espalhado é dada por [Cashwell e Everett 1959]:

$$E' = \frac{mc^2}{mc^2 + E(1 - \cos\theta)} \quad (3.21)$$

onde  $m$  é a massa de repouso do elétron e  $c$  é a velocidade da luz.

A seção de choque diferencial que governa a distribuição de  $\cos\theta$  é conhecida como "seção de choque diferencial de Klein-Nishina" [Cashwell e Everett 1959]:

$$\sigma_E(\Omega)d\Omega = \frac{r_0^2}{2} \cdot \frac{1 + a^2}{[1 + E(1 - a)]^2} \cdot \left\{ 1 + \frac{E^2(1 - a)^2}{(1 + a^2)[1 + E(1 - a)]} \right\} \cdot d\Omega \quad (3.22)$$

onde  $e$  é a carga do elétron;  $a = \cos\theta$  e  $r_0 = 0,28183 \times 10^{-12}$  cm.

$$\sigma_E(E) = \frac{\pi r_0^2}{E^2} \left[ \frac{E'}{E} + \left( \frac{2}{E} + \frac{1}{E^2} \right) \left( E - \frac{2}{E} \right) \left( \frac{1}{E'} \right) + \frac{1}{(E')^2} \right] \quad (3.23)$$

Por Monte Carlo:

$$r = P_E(E') = \int \frac{\sigma_E(E')dE'}{E' \sigma_E(\text{Compton})} \quad (3.24)$$

Convertendo  $E$  para unidades de  $mc^2$  e identificando:

$$Ei = \frac{E}{1 + 2.E} \quad (3.25)$$

$$g = \frac{\pi r_0^2}{E^2 \cdot \sigma_E} \quad (3.26)$$

$$Ef = \frac{E}{1 + E.(1 + \cos\theta)} \quad (3.27)$$

encontramos:

$$r = g \left[ \frac{(E_i - E_f)^2}{2.E} + \left( \frac{2}{E} + \frac{1}{E^2} \right) (E_i - E_f) + \left( E - \frac{2}{E} - s \right) \cdot \ln \left( \frac{E_i}{E_f} \right) - \frac{1}{E_i} + \frac{1}{E_f} \right] \quad (3.28)$$

onde  $r$  = número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1.

A partir desta relação pode-se montar uma tabela que relacione  $r$ ,  $E$  e  $\cos \theta$ . Deste modo, sorteando-se  $r$  e conhecendo-se  $E$  pode-se interpolar o ângulo aleatório de espalhamento. A TAB. 3.2 mostra alguns valores de  $\cos \theta = f(E, r)$ .

TABELA 3.2 - Alguns valores de  $\cos \theta = f(E, r)$

Cos $\theta$	Energia(MeV)									
	0,05	0,10	0,20	0,40	0,60	0,80	1,0	2,0	3,0	4,0
-1,0	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
-0,9	0,0653	0,0604	0,0530	0,0438	0,0383	0,0346	0,0319	0,0249	0,0216	0,0196
-0,8	0,1250	0,1160	0,1024	0,0854	0,0751	0,0683	0,0633	0,0499	0,0437	0,0398
-0,6	0,2298	0,2148	0,1919	0,1628	0,1451	0,1332	0,1245	0,1008	0,0892	0,0819
-0,4	0,3194	0,3006	0,2715	0,2341	0,2113	0,1958	0,1844	0,1530	0,1372	0,1270
-0,2	0,3990	0,3779	0,3450	0,3021	0,2757	0,2578	0,2446	0,2078	0,1886	0,1760
0,0	0,4741	0,4520	0,4170	0,3705	0,3416	0,3219	0,3074	0,2667	0,2451	0,2305
0,2	0,5506	0,5287	0,4931	0,4447	0,41390	0,393	0,3769	0,3329	0,3094	0,2931
0,4	0,6347	0,6142	0,5802	0,5320	0,5001	0,4774	0,4605	0,4125	0,3867	0,3689
0,6	0,7329	0,7158	0,6865	0,6427	0,6119	0,5889	0,5711	0,5181	0,4891	0,4691
0,8	0,8522	0,8414	0,8223	0,7917	0,7682	0,7494	0,7337	0,6814	0,6493	0,6263
0,9	0,9221	0,9160	0,9050	0,8868	0,8720	0,8596	0,8489	0,8090	0,7812	0,7598
1,0	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000

### 3.3.2.3 Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, os raios gama interagem com elétrons ligados. Nesta interação, um dos elétrons é ejetado com energia cinética correspondente à diferença entre a energia do fóton e a sua energia de ligação. Quando o fóton tem energia elevada, o elétron é emitido na direção de incidência do fóton. Para energias menores o elétron geralmente é emitido em direções que fazem ângulos de até  $90^\circ$  com a direção de incidência do fóton. No rearranjo das camadas eletrônicas podem ser emitidos os raios X característicos ou os elétrons de Auger. No cintilador NaI(Tl) o efeito fotoelétrico predomina em energias inferiores a 100 keV. O caminho livre médio de um fóton de 100 keV no cristal é 0,11 cm.

O caminho livre médio dos raios X característicos e o alcance de tais elétrons são ainda muito menores. De modo que, exceto pelos efeitos de borda, pode-se considerar que os fótons são absorvidos localmente e transferem toda a sua energia para o cristal.

#### **3.3.2.4 Produção de pares**

Na produção de pares o fóton interage com o campo elétrico existente na vizinhança do núcleo. O fóton é completamente absorvido e em seu lugar surge um par elétron-pósitron. Este modo de interação tem energia limiar igual a  $2 mc^2$ , que corresponde à quantidade de energia convertida na massa do par elétron-pósitron. O excesso de energia é convertido em energia cinética. A meia vida do pósitron é curta e ele se aniquila ao perder sua energia cinética e ao interagir com um elétron. O processo de aniquilação resulta na criação de dois fótons, cada qual com energia  $mc^2$  e que se movem em direções opostas. A produção de pares também pode ser induzida pelo campo elétrico de um elétron e neste caso a energia limiar é  $4 mc^2$ .

Em ambos os casos parte da energia inicial do fóton é convertida em energia cinética de elétrons e pósitrons. A maior parte desta energia cinética é perdida localmente por excitação atômica e molecular e por ionização. Uma fração desta energia pode ser dissipada por freamento (bremsstrahlung) e distante do local onde a partícula foi liberada. A fração radiada pode ser considerável para partículas cuja energia cinética sejam bem maiores do que suas energias de repouso [Faw e Shultis 1993]. A fração da energia cinética perdida por freamento aumenta com a energia cinética do fóton e com o número atômico do material absorvedor. Por exemplo, a 2 MeV, esta fração é de 1,45 % no alumínio, 3,10 % no ferro, 10,96 % no chumbo e 12,49 % no urânio, no caso de freamento de elétrons [Dörschel e outros 1996]. Na faixa de energias 100 keV a 200 MeV, no NaI, esta fração é menor do que 5%.

Para este tipo de interação, a emissão da radiação de aniquilação do par elétron-pósitron foi considerada isotrópica e ocorrida no local onde o fóton incidente foi absorvido.

### **3.4 SIMULAÇÃO DA MEDIDA DE UMA FONTE PUNTIFORME**

Para validar a abordagem da interação da radiação com o detetor e testar o programa de computador escrito para calcular a eficiência, foi realizada a medida de uma fonte puntiforme de  $^{152}\text{Eu}$ , com atividade  $5,84 \text{ kBq} \pm 3\%$ . O  $^{152}\text{Eu}$  foi escolhido por causa das energias e intensidades de suas transições gama, convenientes para a determinação da curva de eficiência em uma faixa de energia ampla, utilizando apenas um radionuclídeo.

No experimento foi utilizado um detetor NaI(Tl) 3" x 3". Este detetor é protegido por um invólucro cilíndrico de alumínio de espessura 0,08 cm. A distância entre o alumínio e o cristal é de 0,36 cm. A resolução do detetor a 661 keV é de 9,0%. Os espectros gama foram medidos na faixa 70 keV a 3 MeV. Para esta medida foi adotado um sistema de coordenadas tal que a superfície plana do detetor fosse paralela ao plano  $xy$  e o detetor fosse simétrico em relação aos eixos  $x$  e  $y$ . A fonte foi posicionada na origem deste sistema de coordenadas, distante 19,6 cm (eixo  $z$ ) da superfície plana do invólucro de alumínio do detetor.

A TAB. 3.3 mostra os resultados experimentais e simulados para as transições gama do  $^{152}\text{Eu}$ . Nesta tabela,  $\varepsilon_{exp}$  é a eficiência experimental. Os outros dados são resultados da simulação:  $\varepsilon_g$  é a eficiência geométrica,  $\varepsilon_c$  é a probabilidade de chegada,  $p/t$  é razão pico/total,  $\varepsilon_t$  é a eficiência total,  $\varepsilon_i$  é a eficiência intrínseca e  $\varepsilon_p$  é a eficiência de fotopico.

Na TAB. 3.3, a energia 1100,0 keV corresponde à média das energias 1085,8 keV, 1089,8 keV and 1113,0 keV ponderada pelas intensidades gama. A simulação foi feita gerando-se um número de histórias suficiente para se obter incerteza de 1% na eficiência de fotopico, para  $t/\sqrt{2} = 1,8$ . As seções de choque utilizadas foram as reportadas por Berger e colaboradores [Berger e outros 1999].

TABELA 3.3 - Eficiência experimental e resultados da simulação para a medida da fonte puntiforme.

Energia (keV)	$\varepsilon_{exp} \times 10^{-3}$	$\varepsilon_g \times 10^{-3}$	$\varepsilon_c \times 10^{-3}$	$p/t$	$\varepsilon_t \times 10^{-3}$	$\varepsilon_i$	$\varepsilon_p \times 10^{-3}$
121,8	$7,61 \pm 0,17$	8,76	8,44	0,974	8,25	0,978	8,04
244,7	$6,57 \pm 0,11$	8,81	8,57	0,900	7,73	0,902	6,96
344,3	$5,68 \pm 0,11$	8,84	8,63	0,806	7,27	0,843	5,86
778,9	$3,27 \pm 0,06$	8,79	8,63	0,529	5,91	0,685	3,13
964,0	$2,71 \pm 0,05$	8,79	8,65	0,471	5,62	0,650	2,65
1100,0	$2,39 \pm 0,04$	8,75	8,62	0,440	5,40	0,623	2,38
1408,0	$1,85 \pm 0,05$	8,75	8,64	0,389	5,03	0,582	1,96

As eficiências de fotopico experimentais e simuladas concordam dentro de 6% de incerteza. Esta concordância é muito boa. O esquema de decaimento nuclear do  $^{152}\text{Eu}$  é

muito complexo e o efeito soma não foi considerado e sim minimizado afastando-se a fonte do detetor.

Os resultados mostram que no intervalo de energia entre 120 keV e 1,4 MeV, para o cintilador NaI(Tl), cuja densidade é  $3,67 \text{ g.cm}^{-3}$ , pode-se utilizar um modelo simplificado de interação da radiação com a matéria onde se despreza o transporte de energia por raios X característicos e elétrons secundários.

### 3.5 SIMULAÇÃO DE ALGUMAS FONTES NÃO PUNTIFORMES

No caso de experimentos com fontes puntiformes os fótons são emitidos em direções aleatórias mas sempre a partir do mesmo ponto. Os modelos matemáticos elaborados para descrever os órgãos utilizam formas geométricas que podem ser cones, elipsóides ou cilindros, truncados ou não. Na simulação, as coordenadas aleatórias são geradas inicialmente em cubos ou paralelepípedos e são rejeitadas aquelas que não pertençam ao volume de interesse. A distância que o fóton deve percorrer no volume de interesse é calculada utilizando as equações de superfície do volume.

Para testar os cálculos utilizados na geração de coordenadas aleatórias e atenuação da radiação em fontes não puntiformes, realizou-se alguns experimentos nos quais uma solução radioativa, contendo  $0,83 \text{ kBq}$  ( $\pm 3\%$ ) de  $^{57}\text{Co}$  e  $1,7 \text{ kBq}$  ( $\pm 3\%$ ) de  $^{133}\text{Ba}$ , foi colocada em um frasco cônico e a geometria de medida foi perturbada introduzindo-se outros volumes cônicos, cilíndricos e esféricos no recipiente. Foi utilizado um detetor HPGe de 5 cm de diâmetro e 2 cm de espessura posicionado, simetricamente em relação ao frasco, a 15 cm da base dele. O mesmo posicionamento do detetor e do frasco foi mantido em todos os experimentos. A TAB. 3.4 mostra as dimensões das peças utilizadas e a FIG. 3.1 mostra as geometrias de medida .

TABELA 3.4 - Dimensões das peças

	Cilindro	Cone	Cone	Cone	Cilindro	Esfera
Nº da peça	1	2	3	4	5	6
Diâmetro (cm)	7,5	-	-	-	0,8	1,5
Diâmetro na base (cm)	-	2,05	2,0	3,0	-	-
Diâmetro no topo (cm)	-	6,5	1,0	1,8	-	-
Altura (cm)	8,0	7,0	12,0	5,0	4,0	-
Altura da base (cm)	1,0	-	-	-	1,0	-

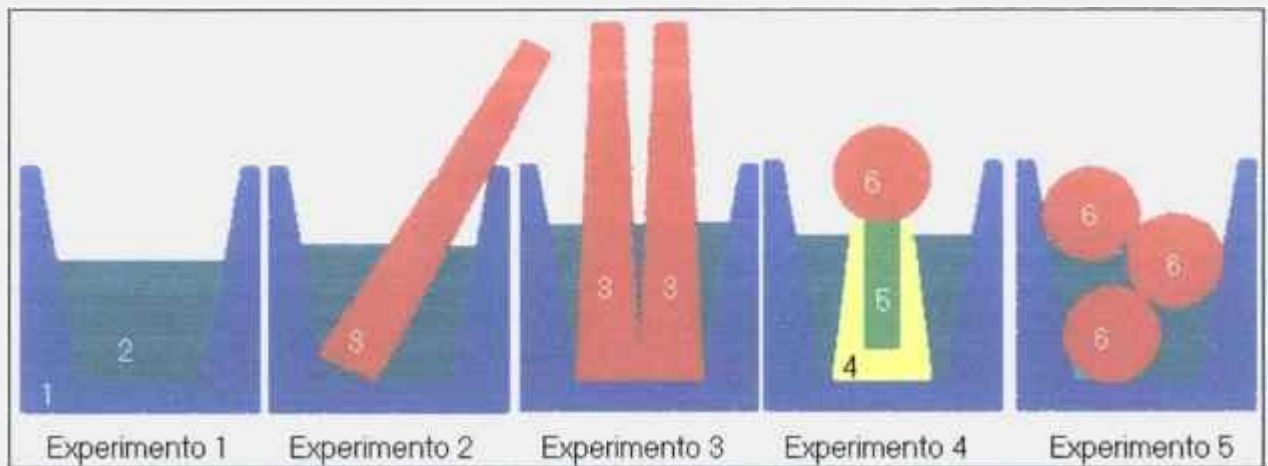


FIGURA 3.1 - Geometrias dos experimentos (as peças são numeradas de acordo com a TAB. 3.4)

No primeiro experimento, 50 mL da solução radioativa foi colocada em um cone confeccionado em um cilindro de Lucite. Nesta geometria, a geração de coordenadas aleatórias e a atenuação da radiação ocorrem em um volume cônico (solução radioativa). No segundo experimento, a geometria foi perturbada pela inclusão de outro volume cônico. Um cone de Lucite desloca a solução radioativa e oferece blindagem adicional à parte dos fótons que, neste caso, devem atravessar um volume de densidade  $1,2 \text{ g/cm}^3$  (Lucite) além da camada de ar. O cone é inclinado em relação ao frasco e ao detector. No terceiro experimento, dois cones de Lucite são utilizados para deslocar a solução e oferecer atenuação adicional. No quarto experimento, utilizou-se um cone de Lucite no centro do qual foi escavado um cilindro reto. Sobre ambos foi colocada uma esfera para oferecer atenuação adicional. No quinto experimento, a geometria foi perturbada, por meio da inclusão de volumes esféricos, sendo um deles totalmente imerso na solução e os outros dois parcialmente imersos. Utilizou-se esferas por causa das dificuldades encontradas para confeccionar elipsóides, que são as geometrias utilizadas nos modelos dos órgãos neste trabalho, mas as equações de superfícies são parecidas.

Os valores das eficiências experimentais ( $\epsilon_{\text{exp}}$ ) e simuladas ( $\epsilon_{\text{sim}}$ ), para algumas energias são apresentados na TAB. 3.5. As incertezas percentuais das eficiências são dadas entre parêntesis. Foram consideradas apenas as transições de 81 keV e 122 keV que são adequadas para a espessura do detector. As eficiências simuladas foram calculadas com 2% de incerteza para  $\frac{t}{\sqrt{2}} = 1,8 \cdot$

TABELA 3.5 - Eficiências experimentais e teóricas para as geometrias dos experimentos.

		Exp 1	Exp 2	Exp 3	Exp 4	Exp 5
81 keV	$\epsilon_{\text{exp}} \times 10^{-3}$	5,89 (7,8%)	5,47 (10,4%)	5,08 (11,6%)	5,17 (9,5%)	5,25 (12,6%)
	$\epsilon_{\text{sim}} \times 10^{-3}$	6,45 (2,0%)	5,82 (2,0%)	4,99 (2,0%)	5,83 (2,0%)	5,18 (2,0%)
122 keV	$\epsilon_{\text{exp}} \times 10^{-3}$	5,77(7,5%)	5,51(3,2%)	5,19 (3,9%)	5,35 (3,6%)	5,25 (3,5%)
	$\epsilon_{\text{sim}} \times 10^{-3}$	5,93 (2,0%)	5,54 (2,0%)	4,73 (2,0%)	5,43 (2,0%)	4,80 (2,0%)

Apesar dos valores das eficiências experimentais serem próximos, a atenuação em cada experimento se dá de forma diferente. No primeiro experimento, os fótons são emitidos em toda solução e, ao escapar dela, praticamente não são atenuados no ar. Nos outros experimentos, a altura da solução no frasco aumenta mas o caminho em média percorrido pelos fótons na solução também muda desde que eles já não são emitidos em todo volume. A atenuação dos fótons no meio entre a solução e o detector se modifica em função da presença de Lucite em substituição ao ar. No terceiro experimento, por exemplo, 13% dos fótons que escapam da solução são atenuados nos cones. A concordância entre os valores teóricos experimentais é muito boa. As incertezas nas eficiências experimentais para a transição gama de 81 keV refletem a localização do pico numa região do espectro de maior complexidade, em termos de cálculo da área dos picos, que resulta numa incerteza maior para a área calculada e consequentemente em incertezas maiores para as eficiências.

Os resultados mostram que a metodologia utilizada no cálculo da atenuação da radiação nestas geometrias está correta e pode ser aplicada ao cálculo da atenuação nos órgãos, segundo os modelos propostos neste trabalho.

## 4. MONITORAMENTO DE CORPO INTEIRO

### 4.1 SORTEIO DAS COORDENADAS PARA A EMISSÃO DO FÓTON

No caso de um manequim, a história do fóton começa pelo sorteio da peça e das coordenadas do ponto da peça a partir do qual o fóton será emitido. O passo seguinte é sortear a direção do fóton. O sorteio da peça é feito com base na contribuição percentual de cada peça ao volume total. A distribuição dos radionuclídeos no manequim é suposta homogênea. A TAB. 4.1 mostra os dados volumétricos do manequim experimental utilizado.

TABELA 4.1 - Contribuições volumétricas percentuais

Peça	Nº da peça	V (%)
Cabeça	1	5,07
Pescoço	2	1,03
Tórax	3	43,78
Braço e antebraço esquerdos	4	6,50
Braço e antebraço direitos	5	6,50
Coxa e quadris (direitos)	6	14,12
Coxa e quadris (esquerdos)	7	14,12
Perna direita	8	4,36
Perna esquerda	9	4,36

O manequim foi posicionado de modo que as peças ficassem inclinadas em relação ao plano  $xy$ . O manequim é simétrico em relação ao eixo  $x$ , isto é a projeção dos eixos longitudinais das peças no plano  $xy$  coincidem com o eixo  $y$ . Os eixos transversais são paralelos ao eixo  $x$ . O detetor foi posicionado de modo que a sua superfície plana ficasse paralela ao plano  $xy$ . A FIG. 4.1 mostra o posicionamento do manequim e do detetor. Nesta FIG. o braço do manequim foi superposto ao tórax para facilitar a visualização. A distância entre a superfície plana do detetor e o ponto mais baixo do manequim (origem do sistema de coordenadas) é de 86,5 cm.

As coordenadas genéricas do manequim são dadas por:

$$x = u + x_0 \quad (4.1)$$

$$y = s_1 g \cos(\varphi) + s_2 r_y \sin(\varphi) + v_y \quad (4.2)$$

$$z = g \sin(\varphi) + r_y \cos(\varphi) + v_z \quad (4.3)$$

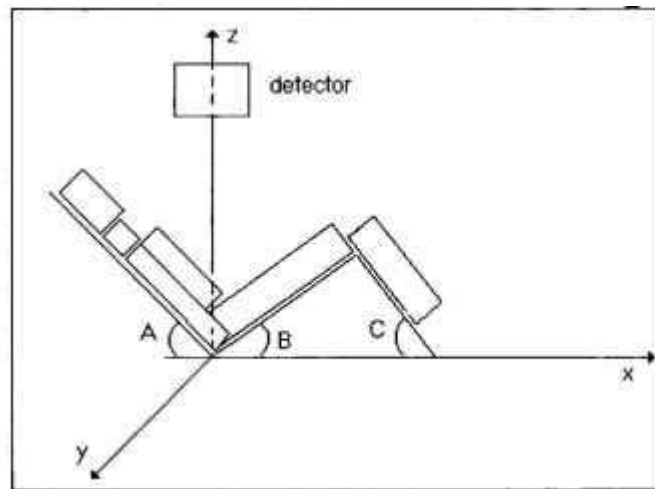


FIGURA 4.1 - Posicionamento do manequim e do detector.

onde :

$u$  = distância do ponto até a origem, medida ao longo do eixo  $x$ ;

$x_0$  = distância do centro da peça até a origem do sistema de coordenadas, medida ao longo do eixo  $x$ ;

$s_1, s_2, v_y$  e  $v_z$  = constantes que dependem da peça;

$g$  = distância do ponto à origem, medida ao longo do plano inclinado;

$\varphi$  = ângulo de inclinação da peça em relação ao plano horizontal;

$r_y$  = distância do ponto ao plano inclinado, medida perpendicularmente ao mesmo;

As constantes  $v_y$  e  $v_z$  são deslocamentos ao longo dos eixos  $y$  e  $z$  e foram definidos apenas para as pernas de modo a permitir a aplicação das fórmulas gerais para estas peças. Os valores dos parâmetros são dados na TAB. 4.2, sendo:

$$v_1 = h [7] \cos B - r [7] \sin B + h [8] \cos C \quad (4.4)$$

$$v_2 = h [7] \sin B + r [7] \cos B - h [8] \sin C \quad (4.5)$$

onde os números entre colchetes indicam parâmetros das peças 7 e 8 (TAB. 4.1);  $B$  e  $C$ , indicados na FIG. 4.1, são os ângulos de inclinação das peças 7 e 8, respectivamente, com o plano horizontal.

TABELA 4.2 - Parâmetros do manequim experimental

Nº da peça	x <sub>0</sub>	s <sub>1</sub>	s <sub>2</sub>	φ	v <sub>y</sub>	v <sub>z</sub>
1	0	-1	+1	40,5°	0	0
2	0	-1	+1	40,5°	0	0
3	0	-1	+1	40,5°	0	0
4	p+r[4]	-1	+1	40,5°	0	0
5	-p-r[5]	-1	+1	40,5°	0	0
6	r[6]	+1	-1	35,0°	0	0
7	-r[7]	+1	-1	35,0°	0	0
8	r[8]	-1	+1	38,0°	v <sub>1</sub>	v <sub>2</sub>
9	-r[9]	-1	+1	38,0°	v <sub>1</sub>	v <sub>2</sub>

Na TAB. 4.2,  $p$  é a meia espessura da bombona (tórax) medida ao longo do eixo  $x$ , definido no item 2.3. Os valores dos  $r$  (raios dos cilindros) e de  $p$  são dados na TAB. 2.1. Nesta TAB.,  $\varphi$  é o ângulo de inclinação da peça com o plano horizontal.

O sorteio das coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  é feito por meio do sorteio dos valores de  $g$ ,  $r_y$  e  $x$ , e das equações 4.1 a 4.5.

## 4.2 SUPERFÍCIES DO MANEQUIM

Utilizando raciocínio análogo ao utilizado no cálculo da distância até a superfície do detector, no caso de fontes puntiformes (item 3.3.1.3) e as equações genéricas do manequim (equações 4.1 a 4.5), encontra-se que a distância que o fóton deve percorrer desde a sua emissão até a superfície de uma peça cilíndrica, a partir da qual ele seja emitido, é dada pela raiz positiva de:

$$L = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4 \times a \times c}}{2 \times a} \quad (4.6)$$

$$a = b_1^2 + \cos^2 \alpha \quad (4.7)$$

$$b = 2 [b_1 b_2 + (x - x_0)] \cos \alpha \quad (4.8)$$

$$c = b_2^2 + (x - x_0)^2 - R_0^2 \quad (4.9)$$

$$b_1 = \frac{\cos \beta \sin \varphi - s_1 \cos \gamma \cos \varphi}{b_3} \quad (4.10)$$

$$b_2 = \frac{(y - v_y)\text{sen } \varphi - s_1(z - v_z)\text{cos } \varphi}{b_3} \quad (4.11)$$

$$b_3 = s_2 \text{sen}^2 \varphi - s_1 \text{cos}^2 \varphi \quad (4.12)$$

onde  $\varphi$ ,  $s_1$ ,  $s_2$ ,  $v_y$  e  $v_z$  são as constantes dadas na TAB. 4.2;  $R_0^2$  é o raio (interno ou externo) da peça e  $\cos \alpha$ ,  $\cos \beta$  e  $\cos \gamma$  são os co-senos diretores.

### Superfícies planas das pernas

Fótons emitidos na perna alcançam o detector atravessando a superfície plana superior das mesmas. A distância,  $L$ , até esta superfície é obtida por meio das seguintes equações:

$$b_1 = \cos(\beta)\cos(\varphi) - \cos(\gamma)\text{sen}(\varphi) \quad (4.13)$$

$$b_2 = (z - v_z)\text{sen}(\varphi) - (y - v_y)\text{cos}(\varphi) - g_s \quad (4.14)$$

$$L = \frac{b_2}{b_1} \quad (4.15)$$

onde  $\varphi$ ,  $v_y$ ,  $v_z$  são as constantes dadas na TAB. 4.2 e  $g_s$  corresponde à altura da perna para a superfície externa ou à altura da perna descontada a espessura da parede, para a superfície interna.

### Superfície plana do tórax para fótons emitidos na coxa

Fótons emitidos na coxa podem ter que atravessar o tórax (bombona) para chegar ao detector. Neste caso, para os fótons que se encontrem na superfície da coxa, a distância (espessura da camada de ar) até a superfície inferior da bombona é dada pelas equações (4.5) modificando-se os valores de  $g_s$ .

Definindo:

$$g_1 = 2 \text{ (raio da coxa) } \cos(90-A-B) \quad (4.16)$$

onde  $A$  e  $B$  são respectivamente as inclinações da bombona e da coxa com o plano horizontal temos:

$$g_s = g_1, \text{ para a superfície externa} \quad (4.17)$$

$$g_s = g_1 - \text{esp}, \text{ para a superfície interna} \quad (4.18)$$

onde  $\text{esp}$  = espessura da parede da bombona.

### Superfície do tórax para fótons emitidos nele próprio

A distância  $L$  que fótons emitidos no tórax, ou fótons que o atravessassem vindos da coxa, percorrem até alcançar a superfície da bombona voltada para o detetor é dada por:

$$L = \frac{b_2}{b_1} \quad (4.19)$$

$$b_2 = z \cdot \cos(A) + y_y \cdot \text{sen}(A) + r_y \quad (4.20)$$

$$b_1 = \cos(\gamma) \cdot \cos(A) + \cos(\beta) \cdot \text{sen}(A) \quad (4.21)$$

onde  $A$  é o ângulo de inclinação da bombona com o plano horizontal e:

$$r_y = 2 r_t - \text{esp para a superfície interna} \quad (4.22)$$

$$r_y = 2 r_t \text{ para a superfície externa} \quad (4.23)$$

onde  $r_t$  = meia espessura da bombona (eixo  $y$ ) e  $\text{esp}$  = espessura da parede da bombona.

### 4.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS E SIMULADOS

Para a medida deste manequim utilizou-se o cintilador NaI(Tl) 8" x 4", cujo invólucro de alumínio tem espessura de 0,08 cm e a camada de ar entre o cristal e o alumínio é de 0,36 cm.

Os resultados experimentais e simulados não coincidiram, indicando que a eficiência experimental se desvia do valor teórico, como mostra a TAB 4.3. Nesta simulação foram geradas histórias em número suficiente para se obter incerteza de 2% para  $\frac{t}{\sqrt{2}} = 1,8$ .

No caso deste cintilador, são utilizadas quatro fotomultiplicadoras, cuja área de contato com o cristal não cobre toda a sua superfície, o que resulta em perda na coleção de luz. Para testar o comportamento do detetor foram realizadas medidas com a fonte puntiforme de  $^{152}\text{Eu}$ , colocadas a 27,7 e 23,9 cm da superfície plana do detetor. Os resultados são mostrados na TAB. 4.4.

TABELA 4.3 - Eficiência experimental ajustada ( $\epsilon_{\text{fit}}$ ) e resultado da simulação ( $\epsilon_{\text{sim}}$ ) para medida do manequim de corpo inteiro.

Energia (keV)	$\epsilon_{\text{fit}} \times 10^{-3}$	$\epsilon_{\text{sim}} \times 10^{-3}$
123,7	$1,54 \pm 0,06$	1,84
295,4	$1,75 \pm 0,04$	2,08
359,5	$1,73 \pm 0,04$	2,05
661,6	$1,54 \pm 0,03$	1,88
898,0	$1,38 \pm 0,02$	1,76
1173,2	$1,22 \pm 0,02$	1,64
1332,5	$1,14 \pm 0,02$	1,55
1836,0	$0,94 \pm 0,03$	1,42

TABELA 4.4 - Eficiências experimentais ( $\times 10^{-2}$ ) para a medida da fonte puntiforme

Energia (keV)	d = 27,7 cm	d = 23,9 cm
121,8	$2,27 \pm 0,08$	$3,00 \pm 0,10$
244,7	$2,30 \pm 0,06$	$3,06 \pm 0,08$
344,3	$2,14 \pm 0,06$	$2,84 \pm 0,08$
778,9	$1,46 \pm 0,03$	$1,88 \pm 0,04$
964,0	$1,26 \pm 0,03$	$1,60 \pm 0,03$
1100,0	$1,14 \pm 0,03$	$1,43 \pm 0,03$
1408,0	$0,92 \pm 0,03$	$1,13 \pm 0,03$

Quando uma fonte puntiforme é colocada na origem do sistema de coordenadas, a uma distância  $d_1$  do detetor (eixo  $z$ ), todos os fótons que chegam ao detetor o fazem pela superfície plana do detetor. Para as energias mais elevadas, a eficiência de chegada deve aproximar-se da eficiência geométrica. Se a fonte for deslocada para uma distância  $d_2$ , a razão entre as eficiências de chegada deve corresponder à razão entre as eficiências geométricas. Isto porque os fótons continuarão entrando pela superfície plana e, em média, repetem as trajetórias correspondentes à distância  $d_1$ . A eficiência de fotopico pode ser definida como o produto da probabilidade de chegada pela fração,  $f$ , de fótons que, chegando ao detetor, nele depositam toda a sua energia. A razão entre as eficiências de fotopico também deve corresponder à razão entre as eficiências geométricas uma vez que a fração  $f$  deve ser a mesma.

Para a fonte puntiforme, a eficiência geométrica é dada por:

$$\varepsilon_g = \frac{1}{2}(1 - \cos \varphi) \quad (4.24)$$

onde  $\varphi = \arctg(r_d/d)$ ,  $r_d$  é o raio do detetor e  $d$  é a distância fonte-detetor.

A média das razões entre as eficiências geométricas para  $d = 23,8$  cm e  $27,7$  cm é 1,30 e portanto a eficiência de fotopico para  $d = 23,9$  cm deve ser, em média, igual a 1,30 vezes a eficiência de fotopico para  $d = 27,7$  cm, o que foi observado experimentalmente.

Para calcular os fatores de correção,  $f$ , da eficiência de fotopico prevista, foi simulada a eficiência com que os fótons chegam ao detetor e calculadas as razões:

$$f = \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_c} \quad (4.25)$$

onde os  $\varepsilon_p$  são os valores experimentais da eficiência de fotopico e os  $\varepsilon_c$  são os valores simulados da probabilidade de chegada.

Os cálculos foram feitos tanto para a fonte posicionada face à superfície plana do cristal quanto para a fonte posicionada face à superfície circular. Os resultados obtidos foram ajustados a uma curva do tipo  $\ln(f) = a + b \cdot \ln(E) + c \cdot \ln^2(E)$ . Os resultados são apresentados na TAB 4.5.

TABELA 4.5 - Fatores  $f$  para a fonte puntiforme

Energia (keV)	Superfície plana	Superfície curva
121,8	0,79 ± 0,02	0,71 ± 0,03
244,7	0,80 ± 0,02	0,81 ± 0,03
344,3	0,74 ± 0,02	0,79 ± 0,03
778,9	0,49 ± 0,06	0,60 ± 0,04
964,0	0,42 ± 0,05	0,53 ± 0,03
1100,0	0,38 ± 0,05	0,48 ± 0,03
1408,0	0,30 ± 0,05	0,40 ± 0,03

As curvas dos fatores  $f$  para as fontes puntiformes foram utilizadas para extrapolar os fatores  $f_{pr}$  para o manequim, isto é, os fatores  $f$  previstos para a geometria do manequim. No caso do manequim, os fótons penetram no detetor através das duas superfícies. Os fatores  $f_{pr}$  foram calculados como a média dos fatores  $f$  para a fonte puntiforme,

ponderada pelas frações de raios gama que entram por cada uma das duas superfícies na geometria do manequim. De modo análogo ao realizado para a fonte puntiforme, pode-se calcular o fator  $f$  do manequim ( $f_m$ ), a partir da eficiência experimental de fotopico e da simulação da probabilidade de chegada.

A TAB. 4.6 mostra os resultados destes cálculos. Nesta TAB.,  $\varepsilon_{aj}$  é a eficiência de fotopico experimental ajustada,  $\varepsilon_c$  é a probabilidade de chegada e  $\varepsilon_{pr}$  é a eficiência prevista para o manequim, se as eficiências de chegada fossem multiplicadas pelos fatores  $f_{pr}$ . A boa concordância entre  $f_{pr}$  e os  $f_m$  (diferenças de no máximo 8,5%) indica que os cálculos estão corretos.

TABELA 4.6 - Dados experimentais e simulados para o manequim de corpo inteiro

Energia(keV)	$\varepsilon_{aj} \times 10^{-3}$	$\varepsilon_c \times 10^{-3}$	$f_m$	$f_{pr}$	$\varepsilon_{pr} \times 10^{-3}$
123,7	1,54 ± 0,06	1,91 ± 0,02	0,81 ± 0,03	0,78 ± 0,02	1,50 ± 0,02
295,4	1,75 ± 0,04	2,43 ± 0,02	0,72 ± 0,02	0,77 ± 0,02	1,87 ± 0,05
359,5	1,73 ± 0,04	2,55 ± 0,03	0,68 ± 0,02	0,73 ± 0,02	1,87 ± 0,05
661,6	1,54 ± 0,03	3,01 ± 0,03	0,51 ± 0,02	0,56 ± 0,01	1,67 ± 0,04
898,0	1,38 ± 0,02	3,24 ± 0,03	0,43 ± 0,01	0,46 ± 0,01	1,48 ± 0,04
1173,2	1,22 ± 0,02	3,48 ± 0,04	0,35 ± 0,01	0,37 ± 0,01	1,26 ± 0,03
1332,5	1,14 ± 0,02	3,55 ± 0,04	0,32 ± 0,01	0,33 ± 0,01	1,17 ± 0,03
1836,0	0,94 ± 0,03	3,87 ± 0,04	0,24 ± 0,01	0,24 ± 0,01	0,92 ± 0,03

#### 4.4 DEPENDÊNCIA DA EFICIÊNCIA COM A GEOMETRIA E A DENSIDADE DO MANEQUIM

##### 4.4.1 Geometria

Para verificar o comportamento da eficiência de fotopico com a geometria do manequim, foram feitas simulações utilizando as dimensões teóricas dos manequins "homem" e "criança de 10 anos", da família BOMAB desenvolvidas pelo "Human Monitoring Laboratory" do Canadá [Kramer e outros 1991]. Os resultados são apresentados na TAB. 4.9.

Os manequins são compostos por 10 peças cilíndricas (raio  $A = B$ ) ou elípticas (semi-eixos  $A$  e  $B$ ) e altura  $H$ . A TAB. 4.7 mostra os dados dos manequins utilizados. As

dimensões das peças foram formuladas usando valores de massa, altura e áreas superficiais da publicação 23 da CIPR. As paredes das peças foram confeccionadas em polietileno de densidade elevada. A espessura delas não foi reportada e foi considerada 0,34 cm. A densidade foi considerada igual a  $0,95 \text{ g.cm}^{-3}$ .

TABELA 4.7- Dimensões (cm) dos manequins BOMAB

Peça	Criança de 10 anos			Homem		
	2A	2B	H	2A	2B	H
Cabeça	18,67	14,22	19,05	16,26	14,61	19,68
Pescoço	11,48	10,67	7,87	14,76	13,69	9,52
Tórax	23,27	16,00	34,04	29,84	20,65	41,60
Quadris	28,19	15,24	16,51	36,19	19,68	20,17
Braços e antebraços	7,37	7,37	47,75	9,52	9,52	58,11
Coxas	12,70	11,68	32,51	16,18	14,94	39,70
Pernas	9,40	9,40	32,77	12,55	12,13	39,83

As distâncias a serem percorridas pelos fótons até as superfícies do manequim são calculadas de modo análogo ao realizado para o manequim experimental, exceto pelo fato de que em um cilindro elíptico não inclinado:

$$\frac{(x-x_0)^2}{A^2} + \frac{(y-y_0)^2}{B^2} = 1 \quad (4.26)$$

em lugar de  $(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 = A^2$  ou  $B^2$ .

#### 4.4.2 Densidade

A dependência da eficiência com a densidade do manequim foi verificada considerando-se as peças preenchidas por água e por um material representativo do tecido humano, segundo Snyder e colaboradores. [Snyder e outros 1969]. Tal material é composto por hidrogênio, carbono, nitrogênio, oxigênio, fósforo e cálcio, nas proporções descritas na TAB. 4.8. A densidade média do corpo humano é  $1,07 \text{ g.cm}^{-3}$  [ICRP 1975].

Os coeficientes de atenuação de massa deste material, para algumas energias na faixa de 100 keV a 2 MeV, foram calculados utilizando as seções de choque ( $\text{barn.atom}^{-1}$ ) de Berger e colaboradores [Berger e outros 1999]. A TAB. 4.9 mostra as eficiências de fopicos para cada caso. A incerteza das eficiências simuladas é de 2 %.

TABELA 4.8 - Composição do corpo humano segundo Snyder e colaboradores.

	H	C	N	O	P	Ca
Massa (kg)	7,0	16,0	1,8	43,0	0,88	1,07
Fração em massa	0,100	0,229	0,026	0,617	0,013	0,015

TABELA 4.9 - Eficiências de fotopico simuladas ( x 10<sup>-3</sup>)

Energia (keV)	Criança		Homem	
	água	tecido	água	tecido
100	2,13	1,96	1,93	1,83
150	2,44	2,14	2,11	1,94
200	2,36	2,20	2,17	2,00
300	2,35	2,20	2,15	1,99
400	2,30	2,15	2,14	2,02
600	2,13	2,01	1,99	1,88
800	1,95	1,85	1,87	1,76
1000	1,80	1,74	1,75	1,65
1250	1,70	1,60	1,61	1,53
1500	1,58	1,53	1,53	1,47
2000	1,42	1,37	1,39	1,33

#### 4.4.3 Comportamento da eficiência

Em energias menores, apenas os fótons emitidos pelas camadas superiores do manequim irão alcançar o detetor. Praticamente todos serão absorvidos no cristal, contribuindo para a eficiência de fotopico. A medida que a energia aumenta, fótons de camadas mais internas passam a alcançar o detetor. Enquanto o caminho livre médio dos fótons no detetor for bem menor do que as dimensões do detetor, a eficiência de fotopico irá aumentar com o aumento da energia. A eficiência começa a diminuir a medida que a probabilidade do fóton escapar do detetor compense ou sobreponha a contribuição dos fótons emitidos nas camadas mais internas do manequim. A energias menores, as diferenças devem-se principalmente às áreas superficiais do manequim e do detetor, ou seja, estão relacionadas ao ângulo sólido. As eficiências geométricas simuladas são  $5,98 \times 10^{-3}$  e  $5,66 \times 10^{-3}$  para o homem e para a criança, respectivamente. A medida que a energia aumenta a eficiência torna-se mais influenciada pela espessura do manequim.

Pelos dados da TAB. 4.9 verifica-se que a dependência geométrica pode introduzir incertezas de até 15,6% nas medidas. A dependência com a densidade pode introduzir incertezas de até 14% para a geometria da criança e de até 8,8% para a geometria do homem. As diferenças são maiores no pico da curva de eficiência e diminuem com o aumento da energia.

#### 4.5 DISCUSSÃO

Os modelos apresentados não representam antropomorficamente o corpo humano. São modelos para a representação geométrica das figuras referência e buscam estabelecer a dependência geométrica da calibração. A substituição da água, por um material cuja composição e densidade sejam representativas do tecido humano busca estabelecer dependência da calibração com o material que possa ser usado como substituto do tecido humano na confecção de manequins experimentais.

O comportamento da eficiência com a geometria e a densidade do manequim mostram que estes parâmetros não são desprezíveis. A calibração para monitoramentos laborais rotineiros, requer ou a substituição das dimensões do manequim pelas dimensões do indivíduo medido ou a inclusão das incertezas na incerteza total da medida. Os modelos apresentados podem ser facilmente modificados para incluir diferentes biótipos. Para tanto é necessário substituir as dimensões das peças no modelo.

Em algumas poucas situações, a geometria de corpo inteiro pode ir além de uma triagem inicial e ser utilizada na quantificação de radionuclídeos específicos, como o  $^{137}\text{Cs}$ , que se distribui pelos músculos. Entretanto a concentração de músculos não é uniforme no corpo humano [ICRP 1975] e a eficiência de corpo inteiro deve ser calculada com base na distribuição percentual de músculos em cada parte do corpo.

Os experimentos com a fonte puntiforme são na realidade uma ótima aproximação para a calibração em eficiência. Os resultados da TAB. 4.6 mostram que eficiências experimentais e previstas diferem entre -2,5% e 8,4%. Estes desvios podem ser usados para comparar estes resultados com outros anteriormente realizados. Andrási e Kötél [András e Kötél 1975] descrevem uma aproximação que utiliza o cálculo da eficiência total por meio de fórmulas analíticas e o valor da razão pico/total obtido por meio de experimentos com fontes puntiformes. Ele reporta que, para o manequim BOMAB "homem" a diferença entre o valor previsto e o valor calculado da eficiência de fotopico foi menor do que 10%, para 661 keV e 1461 keV. Mallet e colaboradores [Mallet e outros

1995] descrevem uma aproximação que utiliza imagens de ressonância magnética para calibrar um detetor phoswich para medida de energias pequenas. Por este método, pressupõe-se que a eficiência intrínseca do detetor é 100%. A eficiência intrínseca real é obtida por meio das eficiências experimentais e simuladas para uma fonte puntiforme. Mallett e colaboradores reportam que a variação entre as eficiências experimentais e calculadas é menor do que 7% a 63 keV e menor do que 13% a 93 keV. Os resultados obtidos nesta calibração concordam com os resultados dos trabalhos citados.

O método apresentado neste trabalho utiliza fontes puntiformes para determinar a razão pico/chegada e a simulação da probabilidade de chegada. Este método pode ser empregado para a calibração não só da geometria de medida de corpo inteiro mas também de outras geometrias, constituindo uma alternativa para o caso de não se poder garantir o comportamento teórico do detetor.

## 5. MONITORAMENTO DE TIREÓIDE

### 5.1. ÓRGÃO TIREÓIDE

A tireóide é uma glândula, localizada na região do pescoço, composta por dois lóbulos unidos por um istmo. Os lóbulos, cortados pela traquéia, localizam-se nos dois lados desta. O istmo localiza-se na sua região frontal. A TAB. 5.1 mostra alguns dados sobre a massa da tireóide.

TABELA 5.1 - Massa da tireóide para algumas idades

Referência	Massa (g)	Idade (anos)	Sexo (M/F)*	Massa (g)	Idade (anos)	Sexo (M/F)*	Massa (g)	Idade (anos)	Sexo (M/F)*
Tanaka [1992]	5,5	6	-	11,0	12	-	18,8	20	-
Guimarães [1995]	-	-	-	-	-	-	17,0	Adulto	-
Likhtarev [1993]	3,8	6	-	8,4	12	-	19,7	20	-
Snyder [1969]	-	-	-	-	-	-	19,9	Adulto	-
CIPR [1975]	4,6	5 a 9	M	10,2	10 a 14	M	17,8	Média de	M
	4,9	5 a 9	F		10 a 14	F		20 a 59.	
							14,8	Média de	F
								20 a 59.	

\* M = masculino; F = feminino

Os dados anatômicos mais completos, encontrados na literatura, são os da CIPR [ICRP 1975], que descreve dimensões, geometria, massa e volume da tireóide. Guimarães [Guimarães 1995] reporta a massa e o volume da tireóide. Zanzonico [Zanzonico 2000] reporta massas e diâmetro dos lóbulos que utilizou em estudos de dosimetria interna. A massa da tireóide, segundo Zanzonico, para o homem adulto é 21 g e o diâmetro de cada lóbulo é 0,52 cm. Este diâmetro é bem diferente do reportado pela CIPR. Ulanovsky [Ulanovsky 1997] associou dados anatômicos e modelo matemático para a tireóide em um estudo de incertezas sobre monitoramento de tireóide. Kramer e colaboradores [Kramer e Meyrhof 1994; Kramer e outros 1996], utilizaram um manequim experimental onde a tireóide é representada pelo volume compreendido entre dois meio cilindros elípticos não concêntricos. Snyder e colaboradores [Snyder e outros 1969] e Guimarães [Guimarães 1995], em cálculos dosimétricos, utilizaram a mesma representação para inserir a tireóide em seus modelos matemáticos (o modelo de Snyder e colaboradores).

A TAB. 5.2 mostra as dimensões do modelo de Ulanovsky, que será descrito mais adiante. As TAB. 5.3 e 5.4 mostram volume e densidade da tireóide segundo a CIPR e os valores resultantes da modelagem de Ulanovsky e colaboradores, Guimarães e Snyder e colaboradores. A TAB. 5.5 mostra as dimensões da tireóide para o homem referência da CIPR.

TABELA 5.2 - Parâmetros (cm) da região da tireóide segundo o modelo de Ulanovsky e colaboradores.

Parâmetros	Idade (anos)		
	6	12	20
Altura da tireóide	2,6	3,6	4,8
Largura da tireóide	2,8	3,8	4,8
Diâmetro do pescoço	7,0	9,0	12,0
Diâmetro do lóbulo	1,2	1,5	2,0
Diâmetro da traquéia	1,2	1,5	2,0
Espessura do istmo	0,2	0,3	0,4
Altura do istmo	1,0	1,5	2,0
Espessura de tecido superposto à tireóide	0,4	0,5	0,6

TABELA 5.3 - Volume da tireóide (cm<sup>3</sup>)

Referência	Idade = 6 anos	Idade = 12 anos	Adulto
Guimarães [1995]	-	-	17,9
Ulanovsky e colaboradores [1997]	3,8	8,8	18,6 (20 anos)
Snyder e colaboradores [1969]	-	-	19,9

TABELA 5.4 - Densidade da tireóide (x 10<sup>3</sup> kg.m<sup>-3</sup>)

Referência	Idade = 6 anos	Idade = 12 anos	Adulto
Guimarães [1995]	-	-	0,95
Ulanovsky e colaboradores [1997]	1,00	0,95	1,06 (20 anos)
Snyder e colaboradores [1969]	-	-	0,95
ICRP [1975]	-	-	1,036 a 1,066

TABELA 5.5 - Dimensões (cm) da tireóide do homem referência da CIPR.

	Diâmetro transverso	Diâmetro vertical	Diâmetro anteroposterior
Lóbulo	2 – 4	5 – 8	1 – 2,5
Istmo	2	2	0,2 - 0,6

No monitoramento de órgãos, pela impossibilidade prática (isto é, sem lançar mão de determinações por imagens tais como tomografia) de se determinar a geometria da tireóide na pessoa a ser medida, geralmente adota-se os referenciais da CIPR. Entretanto os dados das TAB. 5.1 a 5.5 mostram que as geometrias podem variar bastante. Os dados da CIPR não são recomendados para uso como referencial genérico.

A massa da tireóide varia com idade, sexo, dieta, localização geográfica, clima e estímulos interno e externo. A maior causa de variação parece ser a captação de iodo. Os dados da CIPR referem-se à população norte-americana e a concentração de iodo nos Estados Unidos é considerada elevada. A CIPR recomenda que a estimativa da dose resultante da incorporação de radioisótopos do iodo utilize dados regionais.

## 5.2 DESCRIÇÃO DO MODELO PARA A TIREÓIDE

A localização da tireóide no corpo humano permite que o detetor seja convenientemente blindado para minimizar a interferência da presença do radionuclídeo em outras partes do corpo. Assim a tireóide pode ser modelada levando-se em consideração apenas a região do pescoço.

Ulanovsky estudou a dependência geométrica da medição da tireóide, construindo um modelo onde pescoço e traquéia são representados por cilindros não concêntricos e os lóbulos e istmo da tireóide são cilindros cortados pela traquéia de forma a se obter o volume correspondente à idade desejada (FIG. 5.1).

Neste trabalho, o esforço para a avaliação das incertezas irá considerar a composição do tecido descrita por Snyder e colaboradores e os dados anatômicos populacionais utilizados por Ulanovsky e colaboradores. O interesse em utilizar os dados de Ulanovsky e colaboradores decorre do estudo de incertezas do monitoramento de tireóide realizado por estes autores, cujos resultados podem ser comparados com aqueles obtidos neste trabalho.

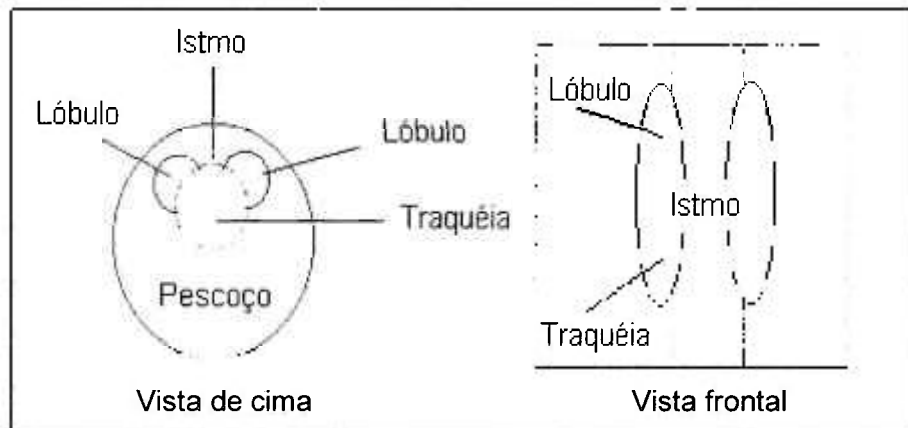


FIGURA 5.1 - Diagrama esquemático do modelo de Ulanovsky e colaboradores.

O modelo proposto neste trabalho busca melhorar a representação geométrica da tireóide. Nele a tireóide é representada pela região de um cilindro elíptico de altura  $ht$ , e semi-eixos  $rtx$  e  $rt_y$ , limitada na parte posterior, superior e inferior. Na parte posterior, a tireóide é limitada por um cilindro reto que representa a traquéia. Os cilindros traquéia e tireóide não são concêntricos e são inseridos dentro de um cilindro elíptico maior que representa o pesçoço. Para descrever as superfícies de exclusão, isto é, os limites da tireóide, é necessário definir o sistema de coordenadas e alguns parâmetros.

Sejam:

$ht$  = altura da tireóide ;

$lt$  = largura da tireóide;

$rt_x$  = semi-eixo x da tireóide ;

$rt_y$  = semi-eixo y da tireóide;

$y_{ist}$  = espessura do istmo;

$h_{ist}$  = altura do istmo;

$r_q$  = raio da traquéia;

$r_p$  = raio do pesçoço;

$y_{tec}$  = espessura de tecido superposto à tireóide

$y_o, y_{op}$  = deslocamentos do centro da traquéia e do pesçoço, respectivamente, em relação ao centro da tireóide medidos ao longo do eixo y.

A largura da tireóide é medida ao longo do eixo  $x$ , sua espessura é medida ao longo do eixo  $y$  e sua altura é medida ao longo do eixo  $z$ . O diagrama esquemático da região "pescoço" no plano  $xy$  e o posicionamento da tireóide em relação ao detetor são mostrados na FIG. 5.2. O detetor tem raio  $rd$  e altura  $hd$ . A altura do detetor é medida ao longo do eixo  $y$ . A origem do sistema de coordenadas está localizado no centro do cilindro tireóide.

Os semi-eixos da tireóide são calculados de acordo com:

$$rtx = \frac{lt}{2} \quad (5.1)$$

$$rty = \frac{yist + 1,60rq}{2} \quad (5.2)$$

O cilindro elíptico é limitado na parte superior e inferior pelas curvas:

$$z = s \cdot \left[ \left( \frac{x}{a} \right)^2 + z_0 \right] \quad (5.3)$$

onde os parâmetros  $s$ ,  $a$  e  $z_0$  são definidos para cada superfície (inferior indicada pelo subscrito  $i$  e superior indicada pelo subscrito  $s$ ) da tireóide.

O parâmetro  $z_0$  define o istmo e corresponde aos valores das coordenadas  $z$  das superfícies de exclusão quando  $x = 0$ . Na superfície superior  $s = 1,0$  e  $z_0 = z_{os} = \frac{ht}{10}$ .

Na superfície inferior  $s = -1,0$  e  $z_0 = z_{oi} = hist - z_{os}$ .

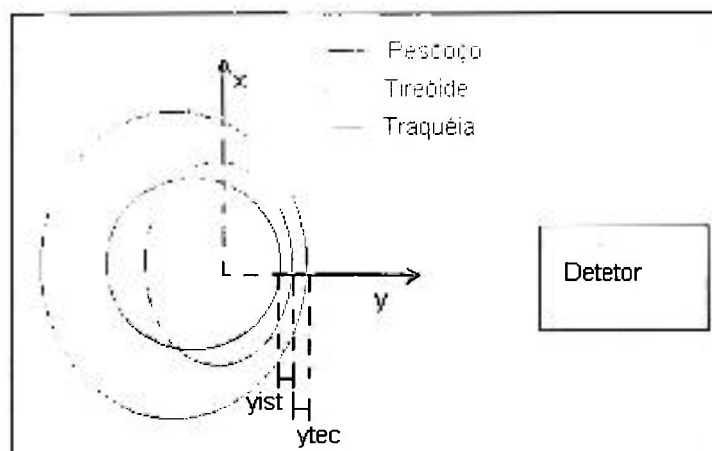


FIGURA 5.2 - Diagrama esquemático da região "pescoço"

O parâmetro  $a$  é definido de forma que para  $x = |x_o|$ , a tireóide já atinja a sua altura máxima, isto é:

$$a = \frac{|x_o|}{\sqrt{\frac{ht}{2} - z_o}} \quad (5.4)$$

Na superfície inferior  $x_o = x_{oi} = 3 \text{ yist}$ . Na superfície superior  $x_o = x_{os} = 4,5 \text{ yist}$ .

A TAB. 5.6 mostra os parâmetros para região da tireóide, traquéia e pescoço, para as idades 6, 12 e 20 anos. Para representar a espessura de tecido superposto à tireóide, considerou-se um cilindro de raio correspondente ao raio do pescoço, cuja superfície dista  $y_{tec}$  da superfície da tireóide. A distância  $y_{tec}$  é medida ao longo do eixo  $y$ .

TABELA 5.6 - Parâmetros para a região traquéia, tireóide e pescoço

Parâmetro	6 anos	12 anos	20 anos
$x_{oi}$	0,60	0,90	1,20
$x_{os}$	0,90	1,35	1,80
$a_i$	0,80	1,11	1,28
$a_s$	0,88	1,13	1,30
$z_{oi}$	0,74	1,14	1,52
$z_{os}$	0,26	0,36	0,48
$r_{tx}$	1,40	1,90	2,40
$r_{ty}$	0,58	0,75	1,00
$y_o$	0,22	0,30	0,40
$y_{op}$	2,52	3,25	4,40

Os volumes obtidos por este modelo e as densidades resultantes são apresentados na TAB. 5.7. As projeções da tireóide nos planos  $xy$ ,  $xz$  e  $yz$ , segundo o modelo proposto, são mostradas na FIG. 5.3.

TABELA 5.7 - Volume e densidade da tireóide segundo o modelo proposto

Idade (anos)	Volume ( $\text{cm}^3$ )	Densidade ( $\times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ )
6	3,53	1,08
12	8,69	0,97
20	18,65	1,06



FIGURA 5.3 - Projeções da tireóide, segundo o modelo proposto.

### 5.3 SIMULAÇÃO DO MODELO

Para esta calibração foi utilizado o detetor NaI(Tl) 3" x 3". Este detetor possui a superfície curva blindada de forma que os fótons só alcançam o detetor pela sua superfície plana. A medida é realizada posicionando-se o detetor perpendicularmente ao pescoço, com a sua superfície plana voltada para o istmo da tireóide. A superfície da tireóide (plano xz) é paralela à superfície plana do detetor e os centros de ambas superfícies encontram-se à mesma altura.

As coordenadas  $z$  são sorteadas de acordo com:

$$z = ht (r - 0,5) \quad (5.5)$$

onde  $r$  = número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1.

O sorteio das coordenadas  $x$  e  $y$  no cilindro elíptico é feito sorteadando-se pontos em um retângulo de lados  $2 rtx$  e  $2 rty$  e excluindo-se os pontos não pertencentes à elipse por meio da condição:

$$\left(\frac{x}{rtx}\right)^2 + \left(\frac{y}{rty}\right)^2 \leq 1.0 \quad (5.6)$$

Os pontos pertencentes à traquéia e aos volumes limitados pelas superfícies de exclusão, superior e inferior, são excluídos por meio das condições:

$$x^2 + (y + y_0)^2 \geq r_q^2 \quad (5.7)$$

$$|z| < |z_{lim}| \quad \text{para} \quad |x| \leq x_0 \quad (5.8)$$

O parâmetro  $y_0$  corresponde ao deslocamento do centro da traquéia em relação à origem do sistema de coordenadas (centro da tireóide):

$$|y_0| = r_q + y_{ist} - r_{ty}. \quad (5.9)$$

A distância a ser percorrida por um fóton, desde  $P(x, y, z)$  e na direção  $(\alpha, \beta, \gamma)$ , até a superfície do cilindro elíptico "tireóide" é dada pela raiz positiva de:

$$a_1 L^2 + a_2 L + a_3 = 0 \quad (5.10)$$

onde:

$$a_1 = r_{ty}^2 \cdot \cos^2 \alpha + r_{tx}^2 \cdot \cos^2 \beta \quad (5.11)$$

$$a_2 = 2 \cdot x \cdot r_{ty}^2 \cdot \cos \alpha + 2 \cdot y \cdot r_{tx}^2 \cdot \cos \beta \quad (5.12)$$

$$a_3 = r_{ty}^2 \cdot x^2 + b_1 \cdot y^2 - (r_{tx}^2 + r_{ty}^2) \quad (5.13)$$

A distância até a superfície do cilindro reto "pescoço" é dada pela equação (5.10) onde:

$$a_1 = \cos^2 \alpha + \cos^2 \beta \quad (5.14)$$

$$a_2 = 2 \cdot x \cdot \cos \alpha + 2 \cdot b \cdot \cos \beta \quad (5.15)$$

$$a_3 = x^2 + b^2 - r_p^2 \quad (5.16)$$

onde:

$$y_{op} = r_p - y_{tec} - r_{ty} \quad (5.17)$$

$$b = y + y_{op} \quad (5.18)$$

A distância  $L$  até um ponto de uma das superfícies de exclusão é dada pela raiz positiva de (5.10), onde:

$$a_1 = \cos^2 \alpha \quad (5.19)$$

$$a_2 = 2 \cdot x \cdot \cos(\alpha) - s \cdot a^2 \cos(\gamma) \quad (5.20)$$

$$a_3 = x^2 + \left( \frac{z}{s} - z_0 \right) \cdot a^2 \quad (5.21)$$

## 5.4 INCERTEZAS DA CALIBRAÇÃO

### Dimensões da tireóide

Para avaliação deste tipo de incerteza foram comparadas as eficiências para a medida de tireóides com dimensões correspondentes aos grupos crianças, adolescentes e adultos, dados na TAB. 5.2.

### Espessura de tecido superposto à tireóide

A espessura do tecido varia com a peso da pessoa. Por exemplo, a CIPR [ICRP 1975] reporta espessuras para duas crianças de 10 anos e 1,45 m de altura. Para uma delas, cujo peso é 39 kg, a espessura é 0,90 cm e para a outra, cujo peso é 32 kg, a espessura é 0,45 cm.

Para verificar a incerteza relativa à espessura de tecido a eficiência foi simulada para espessuras de tecido dadas na TAB. 5.2 e para espessuras iguais ao dobro delas. Neste caso o raio do pescoço é acrescido do excesso de tecido correspondente. A distância fonte detetor também é alterada, uma vez que a mesma é medida a partir da superfície externa do pescoço.

### Posicionamento do detetor

O detetor deve ser movido para que a pessoa possa ser acomodada para o monitoramento. Além disto, uma calibração pressupõe um determinado alinhamento entre a tireóide e o detetor. Na geometria referencial deste estudo, o centro da superfície plana do detetor está alinhado com o centro da tireóide. Na prática, o centro do detetor é alinhado com o centro do pescoço. As eficiências foram simuladas para o detetor deslocado de  $x = \pm 2,0$  cm e  $z = \pm 2,0$  cm., para as distâncias pescoço - detetor iguais a 10 cm, 15 cm e 20 cm.

Além do deslocamento linear, o posicionamento do detetor pode ter desvios angulares. Uma vez que a avaliação das incertezas, como será descrito a seguir, levará à escolha da distância pescoço - detetor igual a 20 cm, as eficiências foram simuladas para esta distância e para deslocamentos angulares de  $10^\circ$  e de  $20^\circ$ , em relação aos planos xy e yz independentemente.

### Distância fonte - detetor

A melhor distância fonte – detetor é o resultado do compromisso entre a otimização da eficiência de fotopico e a minimização das incertezas.

A escolha deve considerar fatores de incerteza adicionais. Um deles diz respeito ao efeito soma [Debertin e Schotzig 1979, Venturini e Vanin 1993] que aumenta com a extensão da fonte e diminui com a distância entre a fonte e o detetor. Quando a estrutura nuclear do radionuclídeo leva ao decaimento pela emissão de raios gama em cascata, os raios gama da cascata podem ser registrados simultaneamente pelo detetor e como consequência podem ser registrados em qualquer parte do espectro. A minimização pode ser feita afastando-se o detetor da fonte.

#### Tempo de monitoramento

A pessoa monitorada tende a mudar de posição, buscando outra mais confortável no decorrer da medida. Para minimizar esta incerteza, o tempo de monitoração deve ser tão curto quanto possível e isto requer eficiência de fotopico maior.

## 5.5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A TAB. 5.8 mostra os fatores de correção para o efeito soma, obtidos por meio dos dados nucleares do  $^{133}\text{Ba}$  [Sergeenkov e Sigalov 1986] e das eficiências totais obtidas por meio da simulação. Os fatores foram calculados apenas para a distância fonte - detetor igual a 10 cm pois espera-se que sejam mínimos mesmo para esta distância.

TABELA 5.8 - Fatores de correção de efeito soma para as transições gama do  $^{133}\text{Ba}$ , para a medida da tireóide do adulto.

E (keV)	Fator de correção percentual para d = 10 cm
276	1,17
302	0,64
356	0,64
383	1,00

A TAB. 5.9 mostra os resultados das simulações das eficiências de fotopico ( $\epsilon_p$ ) e geométrica ( $\epsilon_g$ ), para a energia 364 keV do  $^{131}\text{I}$ . A incerteza da eficiência de fotopico

simulada é 1,5 % para  $\frac{t}{\sqrt{2}} = 1,8$ . A análise da TAB. 5.9 mostra que quando mais afastado o detetor da fonte, menores são as incertezas.

TABELA 5.9 - Simulação das eficiências, para E = 364 keV

Parâmetros		6 anos		12 anos		20 anos	
		$\epsilon_g \times 10^{-3}$	$\epsilon_p \times 10^{-3}$	$\epsilon_g \times 10^{-3}$	$\epsilon_p \times 10^{-3}$	$\epsilon_g \times 10^{-3}$	$\epsilon_p \times 10^{-3}$
d = 10 cm	$\Delta x = \Delta z = 0$	25,5	13,6	24,3	12,7	22,8	11,6
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$	$\Delta x = \pm 2$ cm; $\Delta z = 0$	24,4	13,2	23,4	12,4	22,0	11,3
ytec = TAB. 5. 2	$\Delta z = +2$ cm; $\Delta x = 0$	24,4	13,2	23,3	12,3	21,7	11,2
	$\Delta z = -2$ cm; $\Delta x = 0$	24,7	13,3	23,6	12,5	22,2	11,5
d = 10 cm	$\Delta x = \Delta z = 0$	23,9	12,3	22,5	11,2	20,9	10,0
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$							
ytec = 2 x TAB. 5. 2							
d = 15 cm	$\Delta x = \Delta z = 0$	13,0	7,42	12,5	6,95	11,9	6,48
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$	$\Delta x = \pm 2$ cm; $\Delta z = 0$	12,6	7,25	12,2	6,85	11,7	6,35
ytec = TAB. 5.2	$\Delta z = +2$ cm; $\Delta x = 0$	12,6	7,23	12,2	6,82	11,6	6,31
	$\Delta z = -2$ cm; $\Delta x = 0$	12,8	7,33	12,4	6,92	11,8	6,42
d = 15 cm	$\Delta x = \Delta z = 0$	12,4	6,81	11,8	6,24	11,2	5,70
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$							
ytec = 2 x TAB. 5.2							
d = 20 cm	$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$	7,73	4,60	7,49	4,36	7,24	4,09
$\Delta x = \Delta z = 0$	$\varphi_x = 10^\circ$ ; $\varphi_z = 0^\circ$	7,64	4,56	7,41	4,33	7,15	4,04
ytec = TAB. 5.2	$\varphi_x = 20^\circ$ ; $\varphi_z = 0^\circ$	7,36	4,33	7,11	4,10	6,88	3,83
	$\varphi_z = 10^\circ$ ; $\varphi_x = 0^\circ$	7,62	4,56	7,42	4,32	7,17	4,04
	$\varphi_z = 20^\circ$ ; $\varphi_x = 0^\circ$	7,34	4,32	7,13	4,10	6,93	3,85
d = 20 cm	$x = \pm 2$ cm; $\Delta z = 0$	7,62	4,54	7,38	4,32	7,18	4,04
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$	$\Delta z = +2$ cm; $\Delta x = 0$	7,65	4,55	7,42	4,31	7,16	4,03
ytec = TAB. 5.2	$\Delta z = -2$ cm; $\Delta x = 0$	7,66	4,55	7,46	4,32	7,21	4,07
d = 20 cm							
$\varphi_x = \varphi_z = 0^\circ$							
$\Delta x = \Delta z = 0$	ytec = 2 x TAB. 2	7,45	4,27	7,17	3,97	6,89	3,64

A variação em eficiência de fotopico entre a geometria de 6 anos e a de 20 anos é de 17,2% para  $d = 10$  cm; 14,5% para  $d = 15$  cm e 12,5% para  $d = 20$  cm, quando o detetor está centralizado (não ocorre erros de posicionamento, isto é, todos os parâmetros de deslocamento são iguais a zero). Dobrando-se a espessura de tecido superposto à tireóide, estas variações tornam-se respectivamente 24,2%, 19,5% e 17,3%. Em termos do deslocamento linear do detetor, as diferenças não são significativas, variando entre 0,5% e 2%.

O tempo de monitoramento e a eficiência de absorção total devem ser selecionados utilizando como base o limite de detecção necessário à medida em questão. O tempo de monitoramento deve ser suficientemente longo para permitir uma boa estatística de medida. A atividade mínima detectável, AMD, quando a radiação de fundo é medida durante um tempo igual ao tempo de monitoramento, é dado por [Storm e Stansbury 1992]:

$$AMD = \frac{3,0 + 4,65 \cdot \sqrt{B}}{I \cdot t \cdot \varepsilon} \quad (5.22)$$

onde  $B$  = radiação de fundo na região do espectro gama correspondente à energia considerada (no caso, 364 keV);  $I$  = intensidade da transição gama;  $t$  = tempo de contagem e  $\varepsilon$  = eficiência de fotopico.

Para os monitoramentos laborais de  $^{131}\text{I}$  na tireóide realizados no IPEN, foi determinada a atividade mínima detectável, que o sistema de medidas deveria atingir, com base nas características do próprio monitoramento. O valor de registo, VR, é definido como [ICRP 1987]:

$$VR = \frac{1}{10} \cdot \frac{LIA}{N} \quad (5.23)$$

onde LIA é o limite de incorporação anual (Bq) e  $N$  é o número de monitoramentos anuais.

Para o  $^{131}\text{I}$ , por inalação,  $LIA = 2 \times 10^6$  Bq. Para os monitoramentos laborais quinzenais do IPEN,  $N = 24$  e  $VR = 8,3 \times 10^3$  Bq. O valor da atividade medida deve ser corrigido, por meio de modelos metabólicos, para se obter o valor da atividade incorporada. Para os monitoramentos laborais quinzenais, quando a incorporação ocorre a 14 dias da medida, o fator de correção é 0,052 [NUREG 1987]. O valor de referência para a medida, ou seja a atividade mínima detectável, deve ser menor do que  $8,3 \times 10^3 \times 0,052 = 431$  Bq. Este

valor inclui as incertezas do modelo metabólico e portanto é recomendável que a atividade mínima detectável seja bem inferior. Nas medidas laborais do IPEN trabalha-se com  $AMD = 110 \text{ Bq}$ , que corresponde a 25% do AMD necessária e 75 vezes inferior ao LIA por medida.

A distância fonte - detetor a ser selecionada deve ser a maior distância que permita a eficiência de fotopico necessária. Nos casos estudados neste trabalho, deve ser selecionada a distância  $d = 20 \text{ cm}$ . Esta distância tem a seu favor o fator humano, pois a pessoa monitorada sente-se mais confortável com o detetor mais afastado de seu rosto.

Alguns erros de posicionamento do detetor podem ser minimizados. Por exemplo, nos monitoramentos laborais realizadas no IPEN, o centro do detetor é alinhado com o centro do pescoço (supostamente o centro da tireóide) por meio de uma haste fixada ao detetor conforme esquematizado na FIG. 5.4.

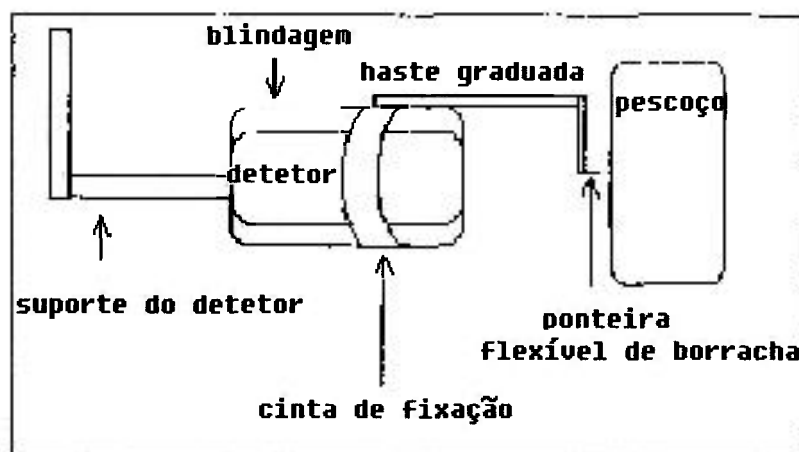


FIGURA 5.4 - Diagrama esquemático do alinhamento da tireóide com o detetor.

A TAB. 5.10 resume as incertezas envolvidas na calibração em eficiência, para a medida da tireóide de um homem adulto, por meio de um detetor  $\text{NaI(Tl)} 3'' \times 3''$ , blindado lateralmente e posicionado a 20 cm de distância. A incerteza associada às dimensões da tireóide leva em consideração a variação da eficiência para a medida das tireóides correspondentes a 12 anos e 20 anos. As outras incertezas foram obtidas variando-se o parâmetro estudado na medida da tireóide correspondente a 20 anos.

TABELA 5.10 - Incertezas associados à medida da tireóide do adulto, detector a 20 cm, para a energia 364 keV.

Origem	Incerteza percentual
Dimensões da tireóide	6,6
Espessura de tecido superposto	9,1
Desvio linear - eixo x	6,9
Desvio linear - eixo z	7,0
Desvio angular (10° plano yz)	7,2
Desvio angular (10°) plano xy	7,0

Pode-se estimar a contribuição destes parâmetros à incerteza da eficiência considerando-se a geometria de 12 anos como um limite da geometria de 20 anos. Neste caso a variação da eficiência entre as duas geometrias é considerada como a contribuição para cada parâmetro. A propagação de incertezas neste caso resulta em 18%.

De 12 anos para 20 anos, a diferença em volume da tireóide é de cerca de 114%. As diferenças são grandes e comportam a anatomia feminina. De 6 anos para 12 anos, a diferença na eficiência é de 5,5% e a diferença em volume é de cerca de 146%. Para os casos laborais, onde apenas adultos estão envolvidos, pode-se considerar que a incerteza para esta calibração é de 18%.

Este resultado pode ser comparado, por exemplo, ao estudo de Ulanovsky e colaboradores. Ele utilizou geometria semelhante de medida, posicionando um detector de 3 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura, a distâncias de até 10 cm da tireóide e inclinações angulares de até 80°. A faixa de incerteza obtida, considerando resultados superestimados e subestimados, foi de -32% a 17%. A faixa de incerteza de Ulanovsky e colaboradores é comparativamente bem menor porque ele utilizou uma faixa de variação angular bem maior e distâncias fonte - detector menores. Por outro lado, estes autores não reportam as incertezas decorrentes do efeito soma. A interpretação destas incertezas menores (os reportados) é que a redução decorre do fato de detector utilizado por Ulanovsky e colaboradores não ser blindado, permitindo a entrada de fótons pela superfície lateral e da faixa de distâncias fonte-detector utilizadas (de 0 cm a 10 cm). Nos

monitoramentos de radioisótopos voláteis como o  $^{131}\text{I}$ , a blindagem é muito importante porque quando ocorre uma contaminação interna, ocorre igualmente a contaminação externa, principalmente nas mãos e cabelos. O uso da blindagem resulta em incertezas conhecidas maiores mas minimiza outras difíceis de serem avaliadas tais como as resultantes de contaminações externas das mãos e da presença do radionuclídeo no resto do corpo. Em qualquer caso, as incertezas não são desprezíveis e devem ser avaliadas.

## 6. MONITORAMENTO DE OSSOS

### 6.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

O monitoramento de ossos pode ser realizado pela medida de corpo inteiro ou de regiões específicas do esqueleto. A medida de corpo inteiro não é a melhor opção visto que os radionuclídeos podem estar presentes em outros órgãos e tecidos. A separação entre as diferentes contribuições é complexa e muito dependente dos modelos metabólicos. Mãos também não são adequadas pois, em caso de contaminação externa, elas geralmente estão envolvidas. As alternativas são joelhos e crânio.

Alguns dados reforçam a viabilidade do uso do monitoramento de joelho [Spitz e Lodwick 2000]: 1) os transurânicos depositam-se na superfície óssea e em locais do esqueleto que possuam maior proporção de área superficial; 2) os ossos com maior área superficial são, em ordem decrescente: os extremos dos ossos mais longos das pernas, as vértebras e o crânio; 3) ambos os joelhos contém cerca de 22% da massa e 70% da área superficial total do esqueleto. Estes números consideram que a maior parte do fêmur, tíbia e fíbula são acessíveis no monitoramento da região do joelho.

Outras razões tornam o crânio uma região alternativa [Cohen e outros 1977]: 1) não há evidências de que os órgãos mais próximos à cabeça concentrem, significativamente, os radionuclídeos considerados; 2) entre todos os órgãos, o crânio parece ser o que menos varia em termos de estrutura anatômica; 3) o crânio contém uma fração significativa do esqueleto, entre 14% e 15%; 4) o crânio é a região com menor quantidade de tecido superposto e 5) existem dados compilados sobre parâmetros metabólicos do crânio que podem ser utilizados para projetar os resultados obtidos no monitoramento de crânio para o resto do corpo [Craig e outros 1976].

A literatura reporta a presença de urânio em cabelos, embora em quantidades muito pequenas. Entretanto não há dados disponíveis sobre a transferência de urânio para cabelos e pêlos, o que torna o crânio um órgão com maior número de fatores de incerteza. Por este motivo, e também por causa da conveniência operacional do Contador de Corpo Inteiro do IPEN, optamos pelo monitoramento dos ossos dos joelhos.

Monitoramentos de ossos do joelhos são geralmente realizados com um conjunto de detectores. No IPEN, o monitoramento é realizado com dois pares de detectores HPGe

posicionados um par sobre cada joelho.

A utilização conjunta de dois ou mais detetores do mesmo tipo permite somar os espectros das medidas, de modo a otimizar a relação “sinal/ruído”. Por “sinal” entende-se as contagens resultantes da presença do radionuclídeo. Por “ruído” entende-se as contagens resultantes da radiação de fundo. Com detetores e sistemas eletrônicos com as mesmas características, pode-se ajustar os ganhos de forma a trabalhar-se na mesma faixa de energia e somar-se os espectros medidos com cada detetor. Na espectrometria gama, com cintiladores ou semicondutores, a energia depositada pela radiação no cristal detetor leva ao surgimento de cargas livres (fotoelétrons nas fotomultiplicadoras, no caso dos cintiladores e pares elétron buraco nos semicondutores). A coleção dessas cargas origina pulsos cujas amplitudes (número de cargas coletadas) são proporcionais à energia depositada no cristal detetor. Estes pulsos são amplificados e enviados aos analisadores multicanal, cuja função é apresentar a distribuição de amplitudes de pulsos. Calibrando-se esta distribuição em termos de energia, obtemos uma distribuição de número de pulsos em função da energia, isto é, de contagens em função da energia, que é o espectro gama da medida. Como a relação entre número e amplitude de pulsos é linear, a distribuição de contagens é a mesma para todos os sistemas que operem na mesma faixa de energia. Cada detetor irá contribuir para o pico de absorção total, do espectro resultante, de acordo com a sua eficiência. Os detetores devem apresentar a mesma resolução em energia, para não ocorrer a degradação do espectro, o que levaria à incertezas maiores no cálculo das áreas líquidas dos picos de absorção total.

A utilização de vários detetores requer uma interpretação mais detalhada da medida. Se a atividade for uniformemente distribuída, então cada detetor “vê” a mesma atividade, de acordo com a sua eficiência, isto é, a contribuição de cada detetor à área do pico de absorção total, do espectro resultante, é proporcional à sua eficiência. O resultado da medida é o valor mais provável da atividade. Se a atividade não for uniformemente distribuída, o resultado pode ser outro. Se o radionuclídeo emitir raios gama de energias elevadas, todos os detetores poderão estar vendo a mesma distribuição não uniforme de atividade. Se a energia for pequena, cada detetor pode estar vendo uma atividade diferente e o resultado da medida é o valor médio da distribuição não uniforme da atividade, isto é, a média das atividades vistas por cada detetor ponderadas pelas respectivas eficiências o que é diferente do resultado anterior. Isto é, o resultado da medida depende da distribuição da atividade no órgão, da energia da radiação e do volume do órgão que cada detetor consegue monitorar.

A otimização da medida requer: 1) a determinação das incertezas decorrentes das variações naturais das dimensões do órgão; 2) a seleção da melhor geometria em termos de ganho em eficiência e minimização de incertezas; e 3) o efeito da distribuição não uniforme do radionuclídeo no órgão. A primeira determinação requer o conhecimento das variações anatômicas do órgão. A seleção da geometria, para um modelo referencial e uma distribuição uniforme da atividade depositada, depende muito do arranjo experimental, isto é, do espaço físico disponível e do número e características dos detectores. A distribuição do radionuclídeo depende de sua bio-cinética e a extensão da investigação depende da disponibilidade de dados bio-cinéticos.

## **6.2 MODELO PARA O JOELHO**

### **6.2.1 Metodologia**

Para o estudo da variação das dimensões dos ossos, foram medidas peças reais disponíveis nos Laboratórios de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas (ICB/USP) e da Universidade Santa Cecília (UNISANTA). Tais peças são parte do acervo destas universidades, e são utilizadas em cursos de graduação e pós-graduação.

Definidos os modelos e os seus parâmetros, foi feito um treinamento da metodologia de medida. O treinamento consistiu na repetição da medida dos mesmos ossos por um grupo de quatro pessoas, até que todas elas obtivessem o mesmo resultado para cada parâmetro e cada osso. O objetivo foi verificar se o parâmetro realmente poderia ser determinado por meio de uma medida experimental. Como as peças são irregulares é necessária também a fixação do significado do parâmetro, o que viabiliza a substituição da pessoa que realiza a coleta dos dados ou inclusão de outras pessoas para esta tarefa. As ferramentas utilizadas foram paquímetro, régua e moldes em papel milimetrado. Isto foi feito para garantir que as pessoas estivessem medindo cada parâmetro da mesma forma e o procedimento pudesse ser aplicado ao acervo de ossos.

Uma vez treinado o procedimento, com o auxílio de profissionais da área, foram separadas as peças em bom estado de conservação e não portadoras de enfermidades que causassem deformações ósseas (pelo menos aparentes). Foram medidos 46 fêmures, 11 patelas, 25 fibulas e 37 tíbias.

Com a finalidade de se aplicar os resultados às medidas, foi definido um parâmetro extra que pudesse ser obtido, de forma simples, das pessoas que seriam posteriormente medidas. O parâmetro escolhido para a tíbia, patela e fêmur foi o comprimento do osso medido entre regiões identificáveis via toque (comprimento palpável do osso). Este parâmetro, foi denominado "dpalp". Para a patela, foi escolhido o diâmetro horizontal. Para o fêmur, o comprimento palpável corresponde à distância entre o meios do elipsóide, no joelho, e da esfera, na outra extremidade. Para a tíbia e a fíbula, o comprimento palpável corresponde à distância entre os elipsóides do joelho e do tornozelo.

A partir dos resultados, foram estabelecidos ossos referenciais, correspondentes a um indivíduo de 1,70 m de altura e cujas dimensões obedecem às distribuições experimentalmente observadas. A partir dos modelos referenciais foi estudada a variação da eficiência por meio da simulação de medidas de joelho utilizando um conjunto de quatro detectores HPGe, posicionados dois a dois sobre cada perna.

### 6.2.2 Tíbia

A FIG. 6.1 mostra uma tíbia real, vista de alguns ângulos. A FIG 6.2 mostra o modelo geométrico e os seus parâmetros. O modelo é formado por seis secções geométricas (secções 1 a 6) indicadas entre colchetes. As FIG. 6.3 a 6.6 mostram os comportamentos dos parâmetros. Na FIG. 6.6, o parâmetro "dpalp" corresponde ao comprimento palpável da tíbia.



FIGURA 6.1 - Tíbia real

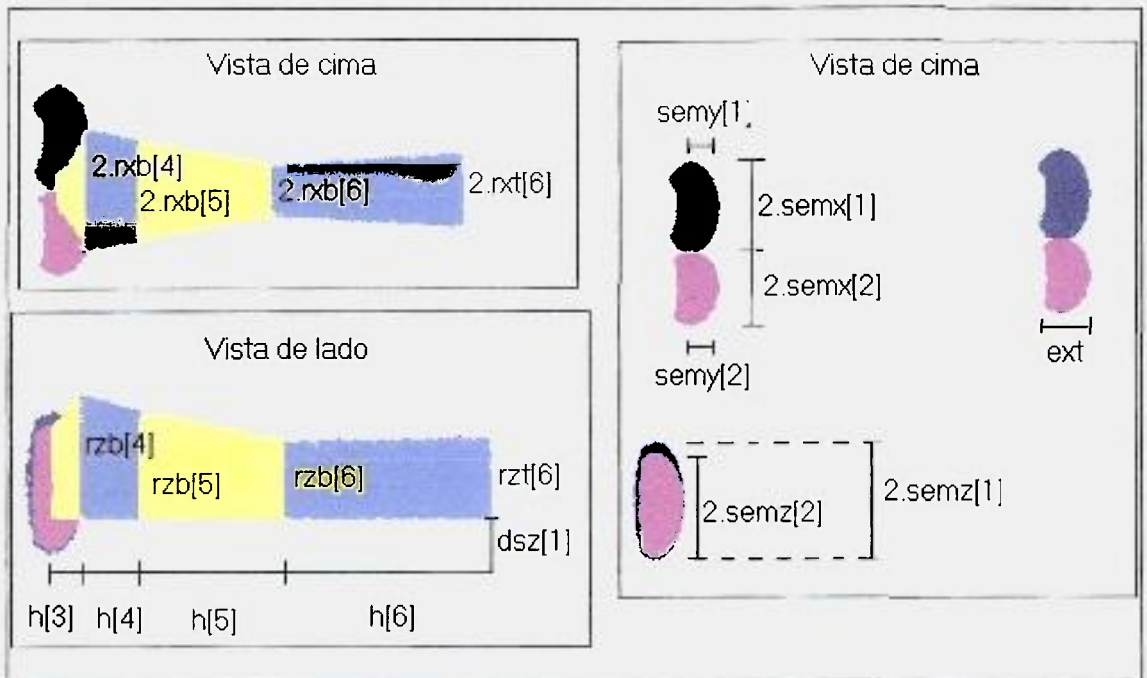


FIGURA 6.2 - Projeções do modelo e parâmetros da tibia

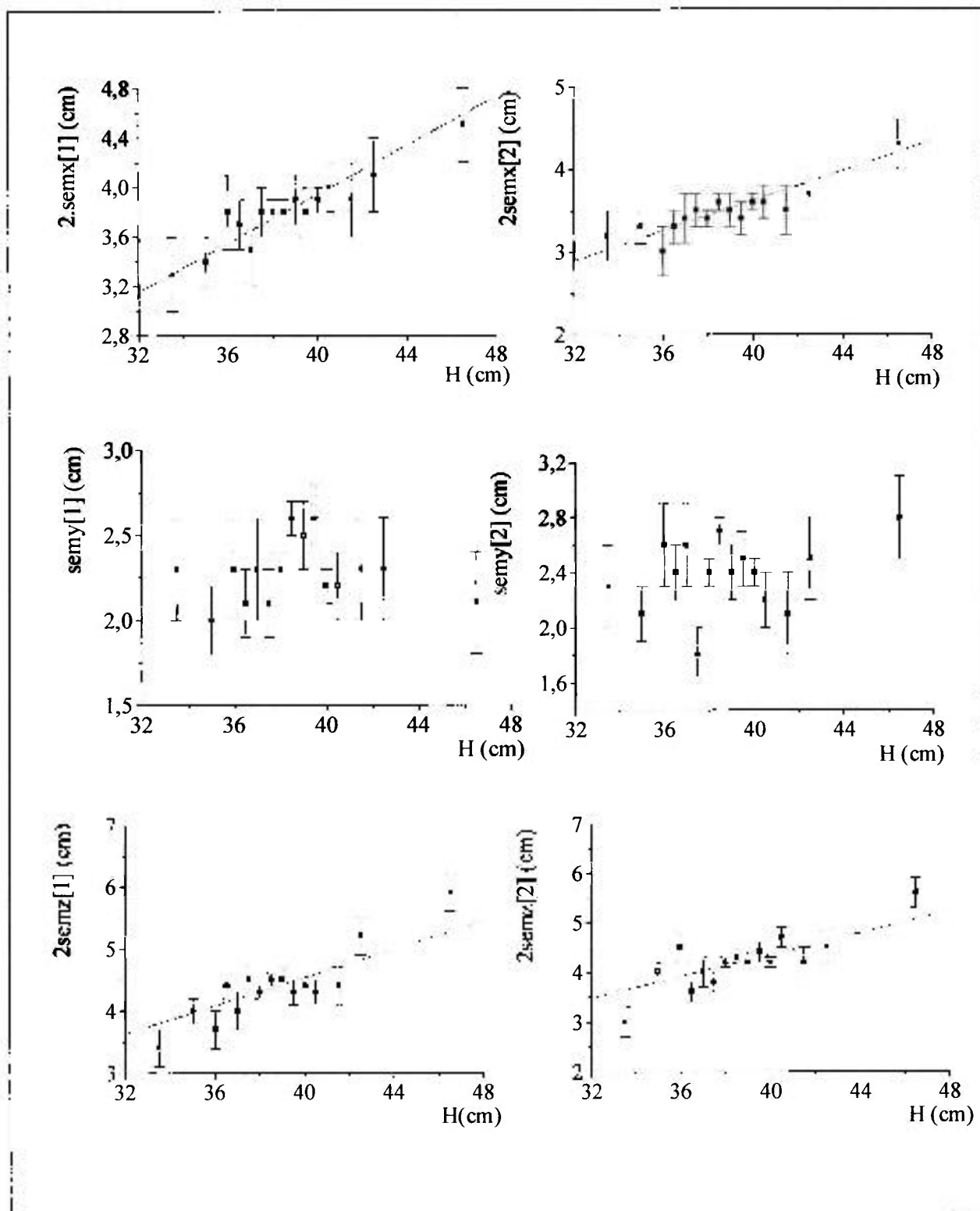


FIGURA 6.3 - Variação dos parâmetros 2.semX[1], 2.semX[2], semY[1], semY[2], 2.semZ[1] e 2.semZ[2], com o comprimento da tíbia.

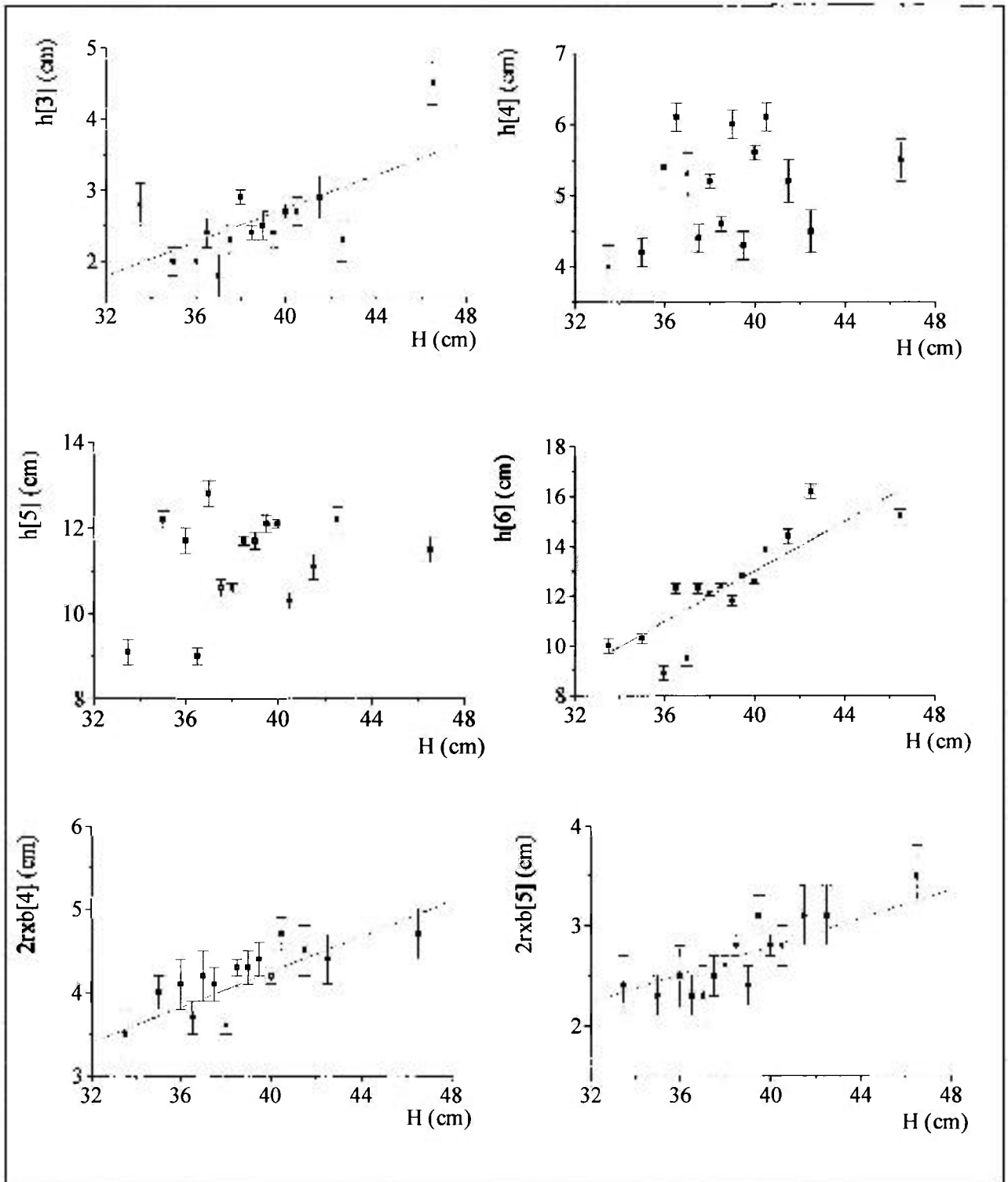


FIGURA 6.4 - Variação dos parâmetros  $h[3]$ ,  $h[4]$ ,  $h[5]$ ,  $h[6]$ ,  $2.rxb[4]$  e  $2.rxb[5]$ , com o comprimento da tíbia.

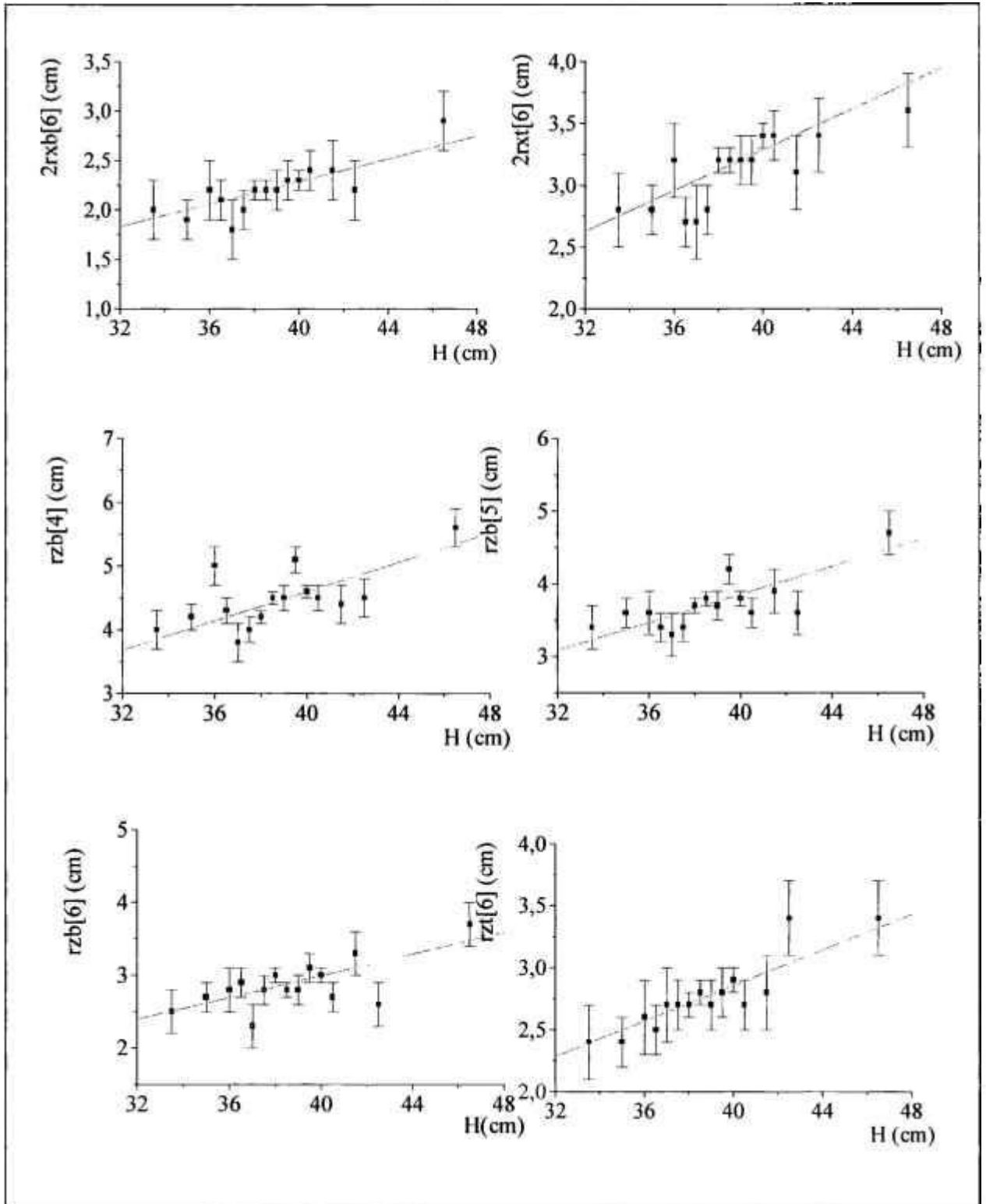


FIGURA 6.5 - Variação dos parâmetros  $rx b[6]$ ,  $rxt[6]$ ,  $rz b[4]$ ,  $rz b[5]$ ,  $rz b[6]$  e  $rz t[6]$ , com o comprimento da tíbia.

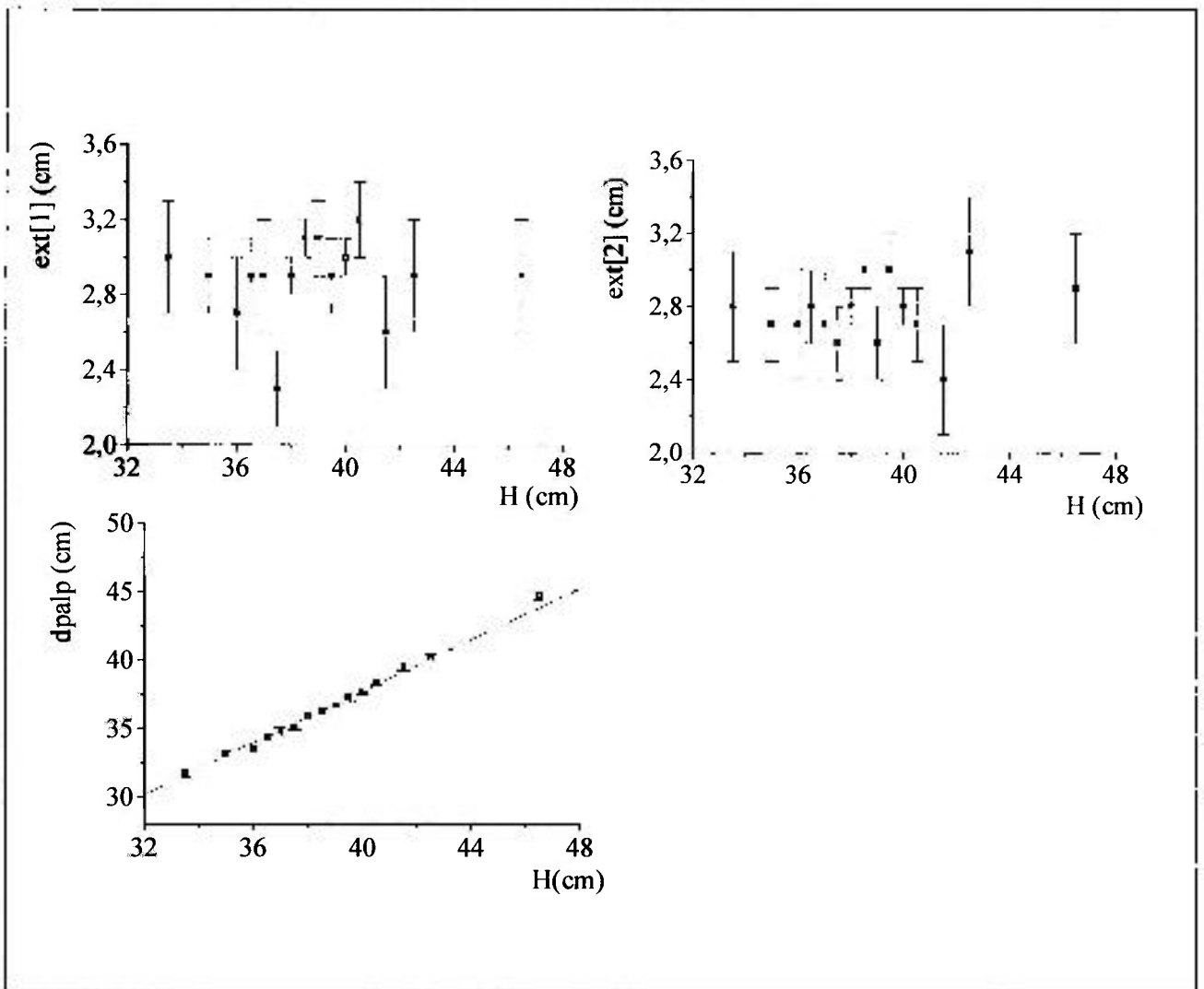


FIGURA 6.6. Variação dos parâmetros  $ext[1]$ ,  $ext[2]$  e  $dpaip$ , com o comprimento da tibia.

### 6.2.3 Fíbula

A FIG. 6.7 mostra a fíbula real. No corpo humano, a fíbula se encaixa na tíbia, como mostrado no canto direito, ao alto. Na FIG. 6.8 são mostrados o modelo e os parâmetros.

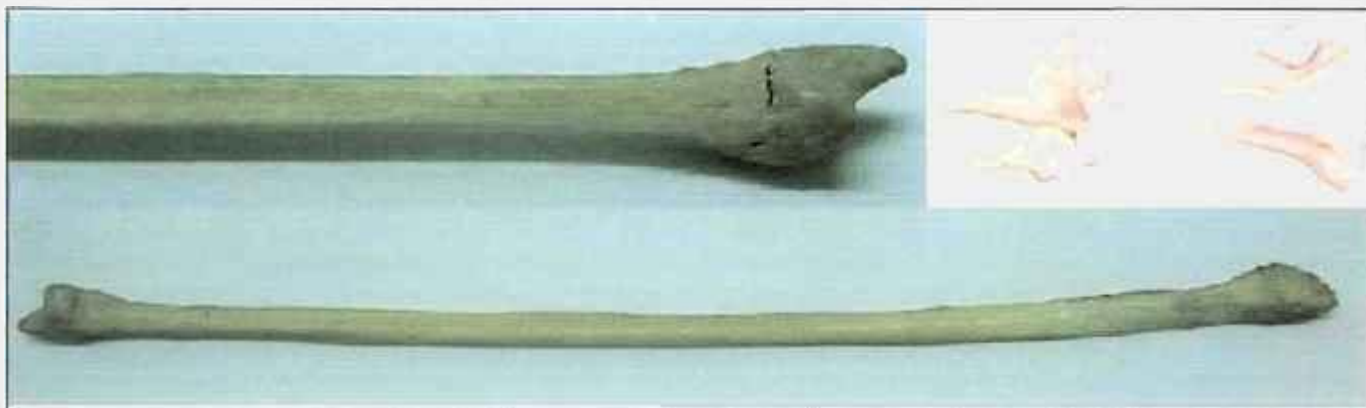


FIGURA 6.7 - Fíbula real

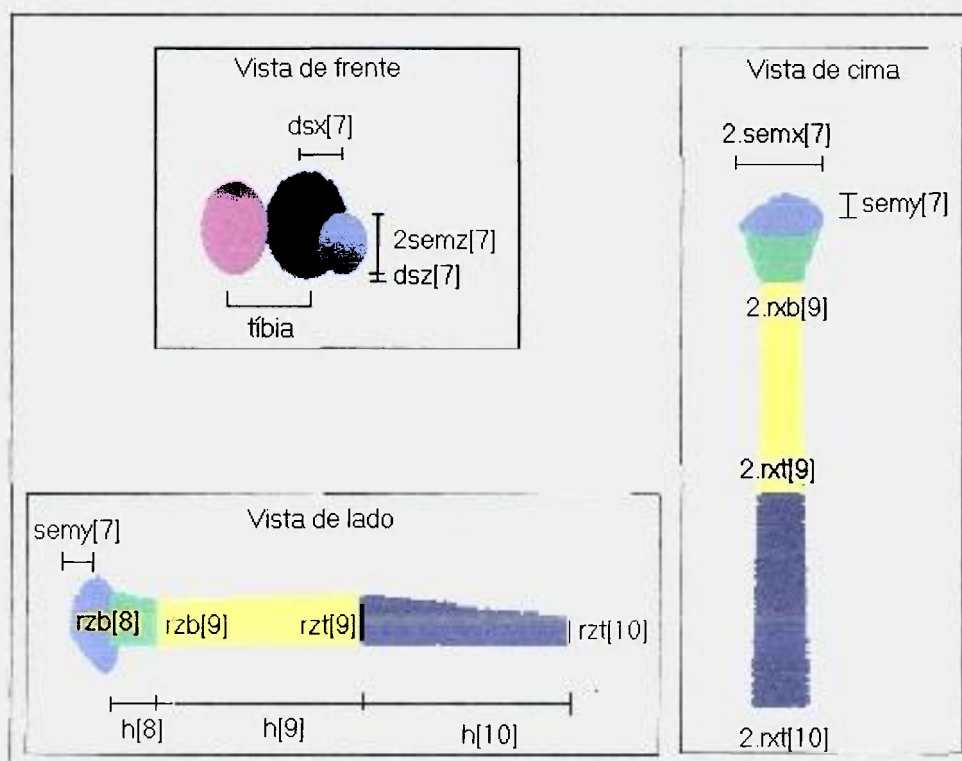


FIGURA 6.8 - Projeções do modelo e parâmetros da fíbula

No caso da tíbia e do fêmur, o parâmetro dsz representa o deslocamento dos elipsóides em relação aos cilindros. Na fibula os cilindros e os elipsóides são centralizados e os parâmetros dsx, dsy e dsz representam o deslocamento da fibula em relação à tíbia.

As FIG. 6.9 a 6.11 mostram o comportamento dos parâmetros do modelo da fibula.

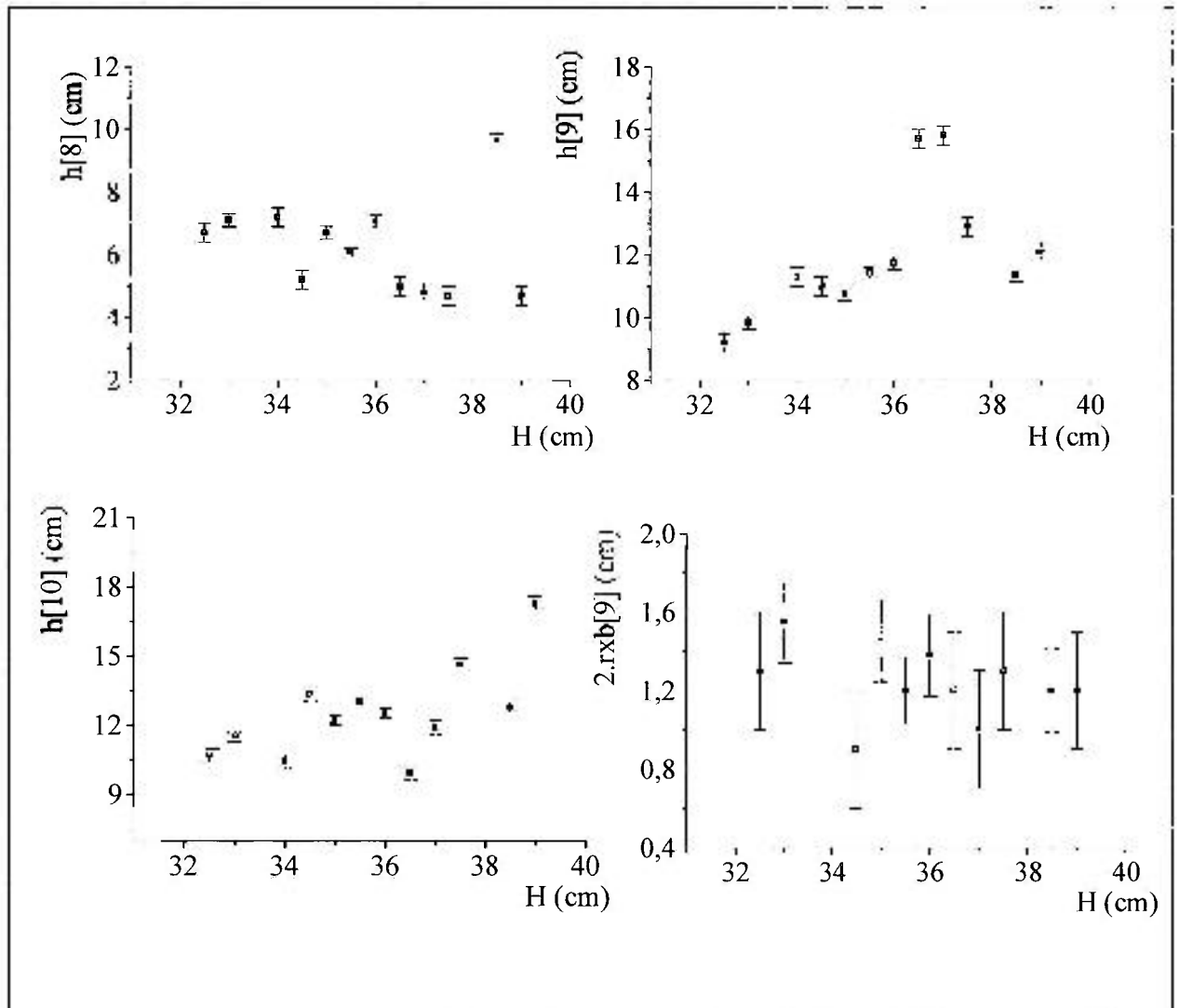


FIGURA 6.9 - Variação dos parâmetros  $h[8]$ ,  $h[9]$ ,  $h[10]$ ,  $2.rxb[9]$ , com o comprimento da fibula.

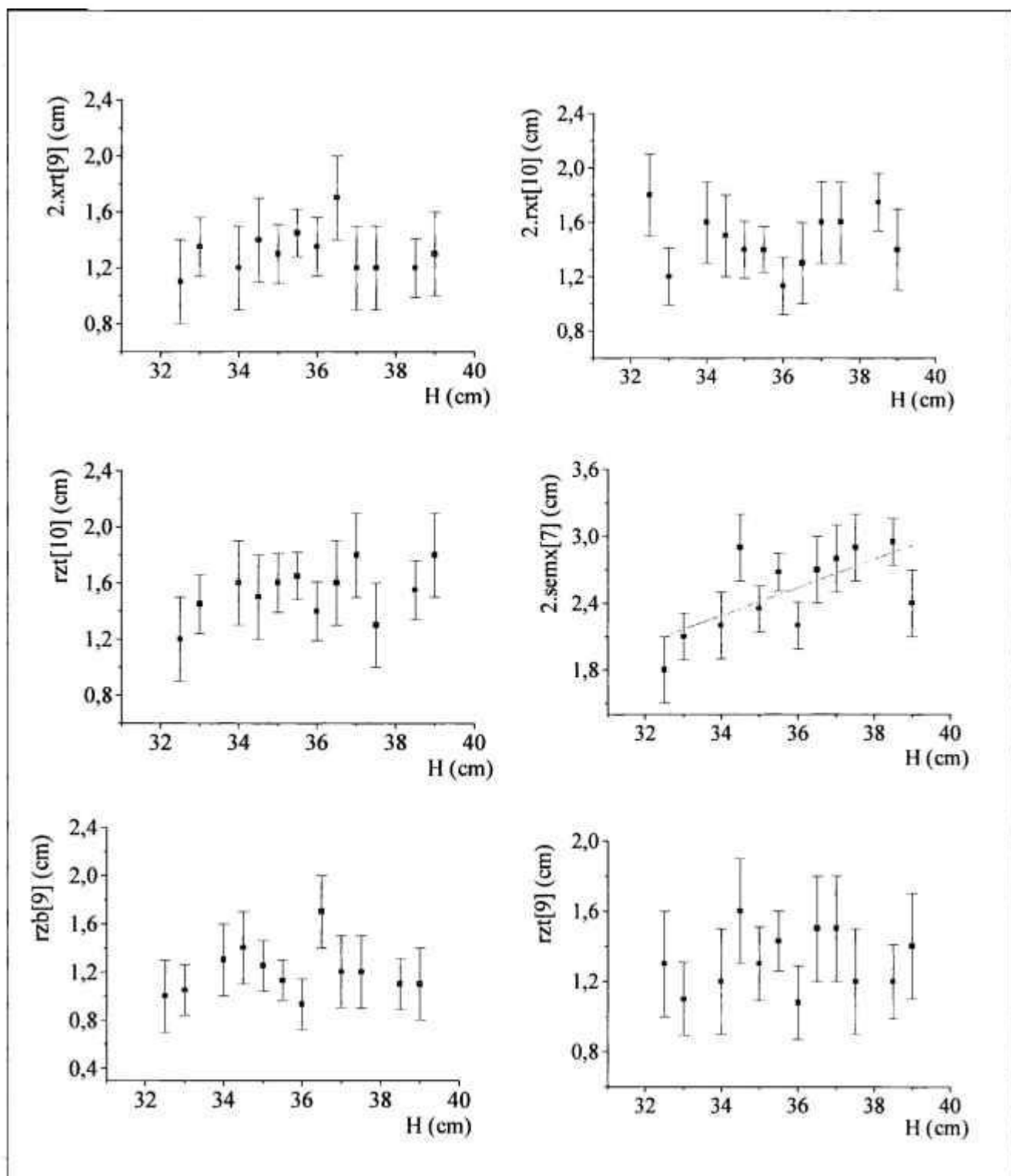


FIGURA 6.10 - Variação dos parâmetros 2rxt[9], 2rxt[10], rzb[9], rzt[9], rzt[10] e 2.sem[7], com o comprimento da fíbula.

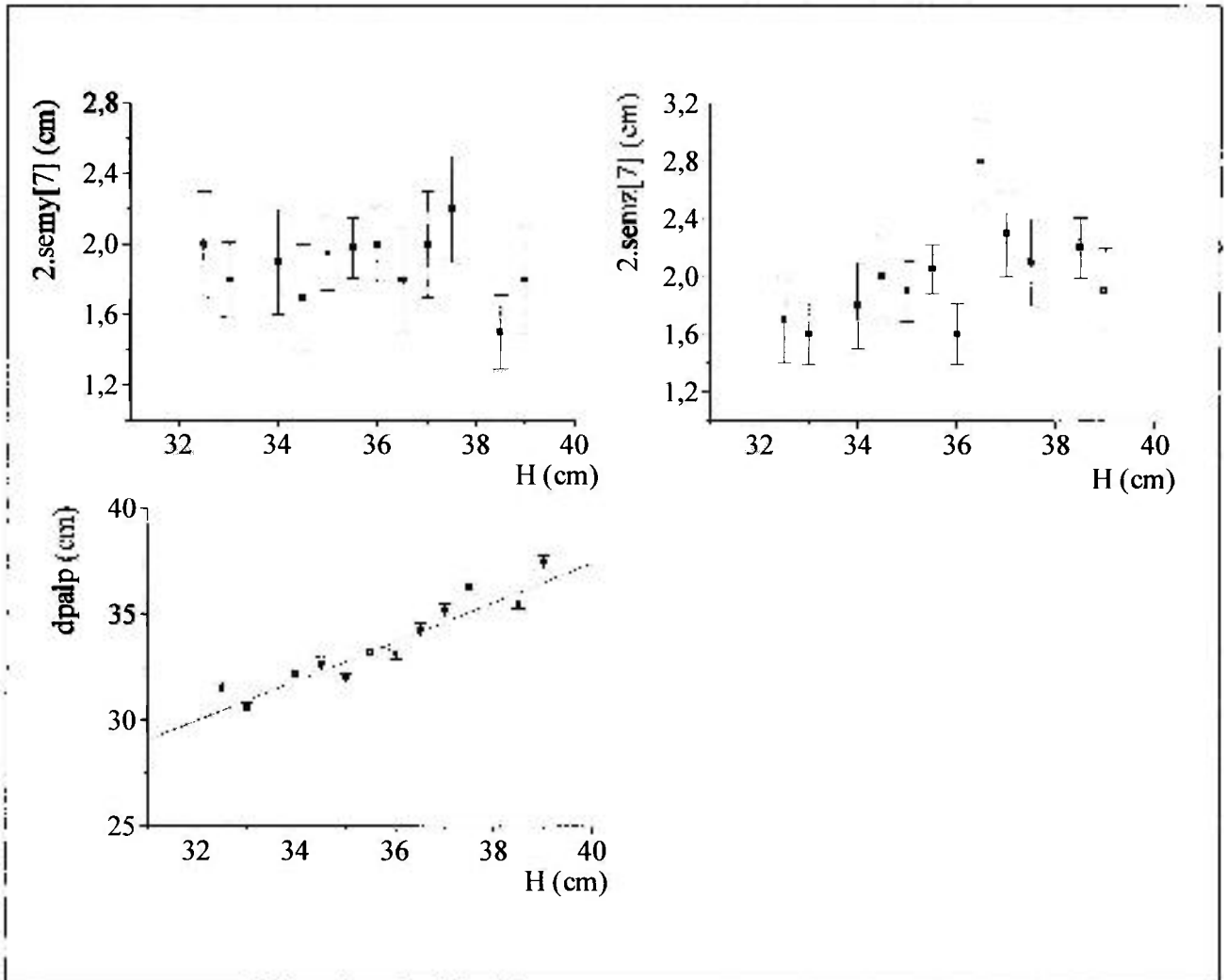


FIGURA 6.11 - Variação dos parâmetros 2.semy[7], 2.semz[7] e dpalp, com o comprimento da fibula.

### 6.2.4 Patela

A FIG. 6.12 mostra a patela real. A FIG. 6.13 mostra o modelo e os parâmetros.



FIGURA 6.12 - Patela real

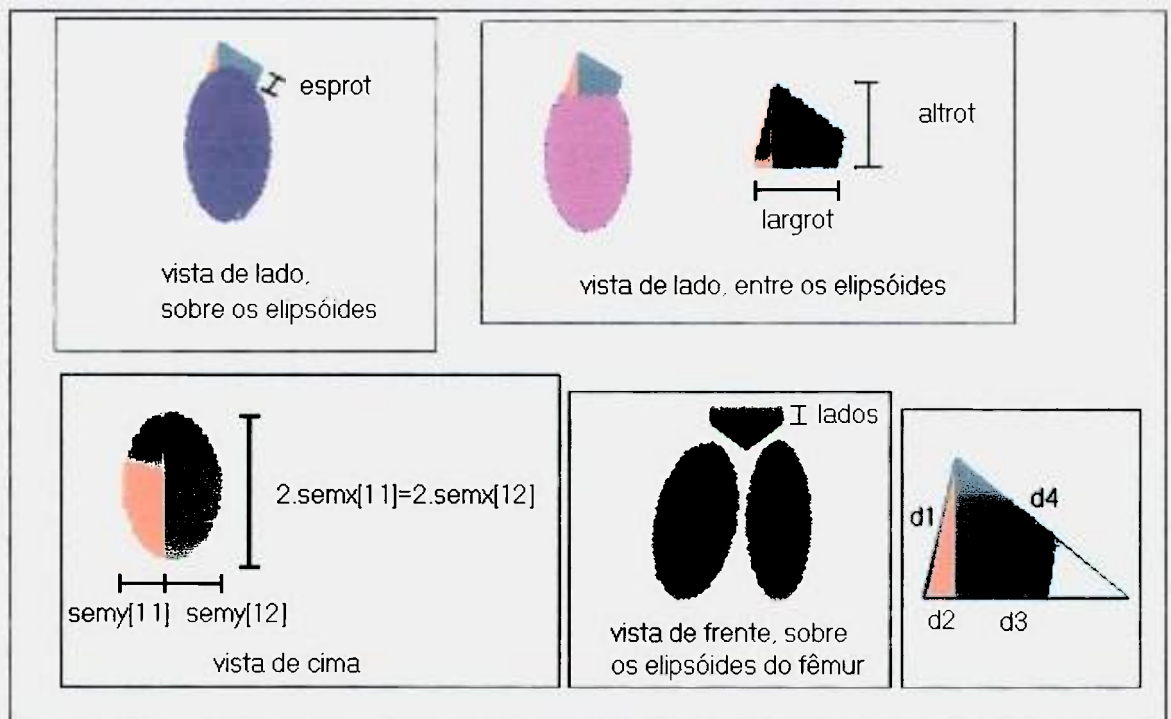


FIGURA 6.13 - Projeções do modelo e parâmetros da patela.

Os parâmetros  $d_1$  a  $d_4$  são parâmetros utilizados para calcular a inclinação das seções. O diâmetro palpável corresponde a  $2 \cdot \text{sem}x[11]$ . As FIG. 6.14 e 6.15 mostram o comportamento dos parâmetros. Na FIG. 6.15, os ângulos  $\text{teta}11$  e  $\text{teta}12$  correspondem às inclinações das seções 11 e 12 em relação ao plano vertical. Estes ângulos são obtidos por meio dos parâmetros  $d_1$  a  $d_4$ .

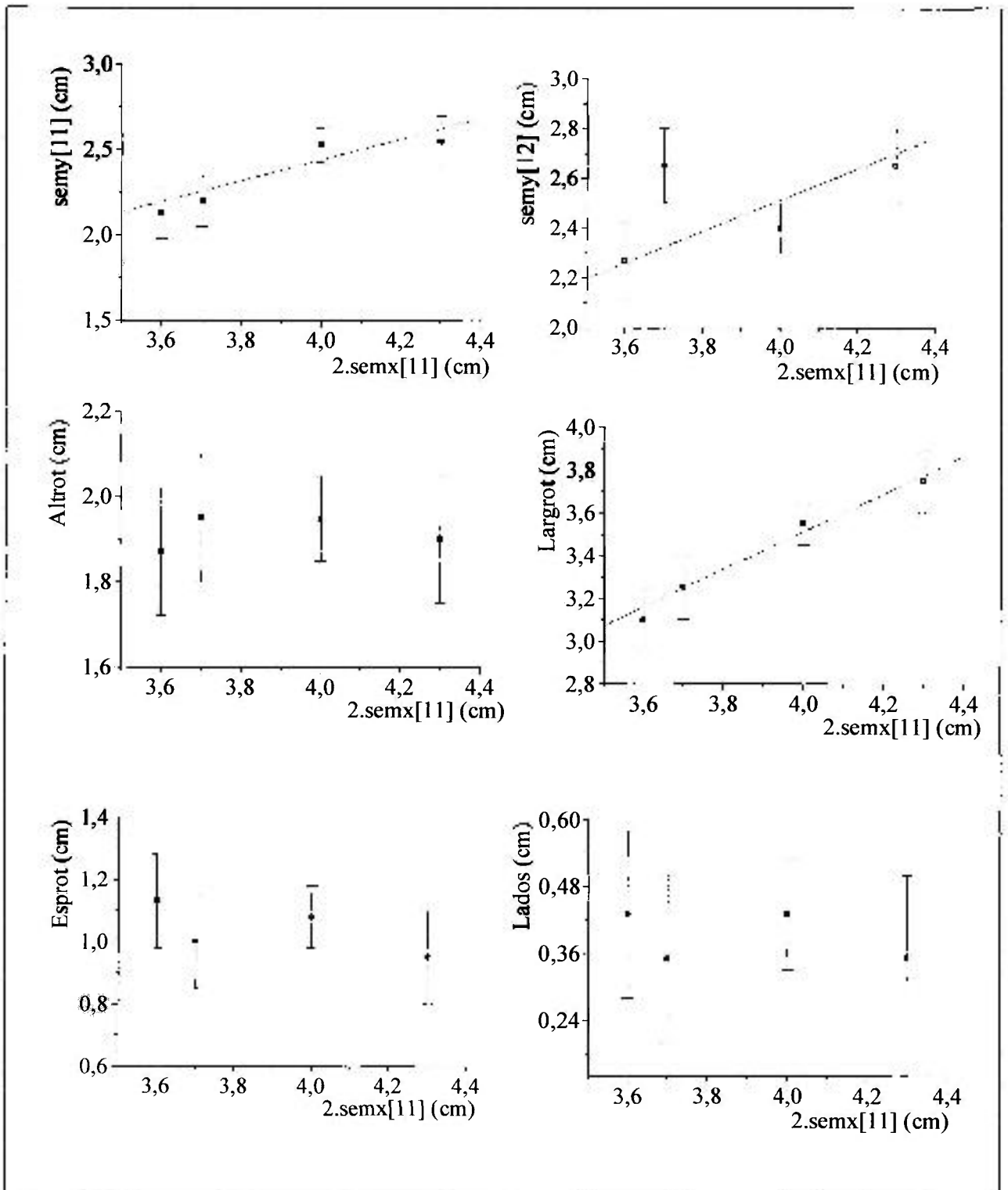


FIGURA 6.14 - Comportamento dos parâmetros semy[11], semy[12], altot, largrot, esprot e lados, com o diâmetro horizontal da patela.

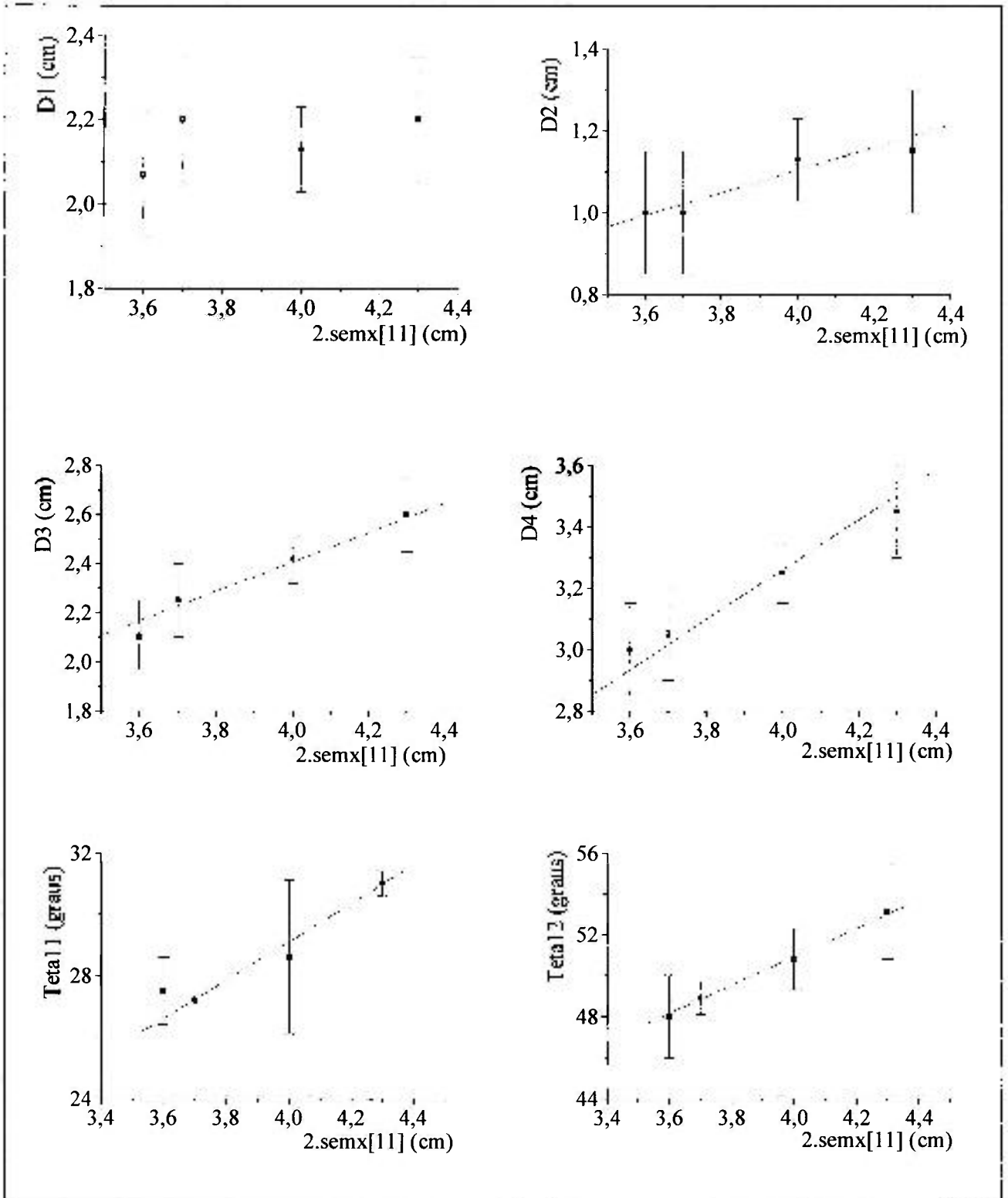


FIGURA 6.15 - Comportamento dos parâmetros d1, d2, d3, d4, teta11 e teta12, com o diâmetro horizontal da patela.

### 6.2.5 Fêmur

A FIG. 6.16 mostra o fêmur real e a FIG. 6.17 mostra o modelo e os parâmetros. As FIG. 6.18 a 6.20 mostram o comportamento dos parâmetros.



FIGURA 6.16 - Fêmur real

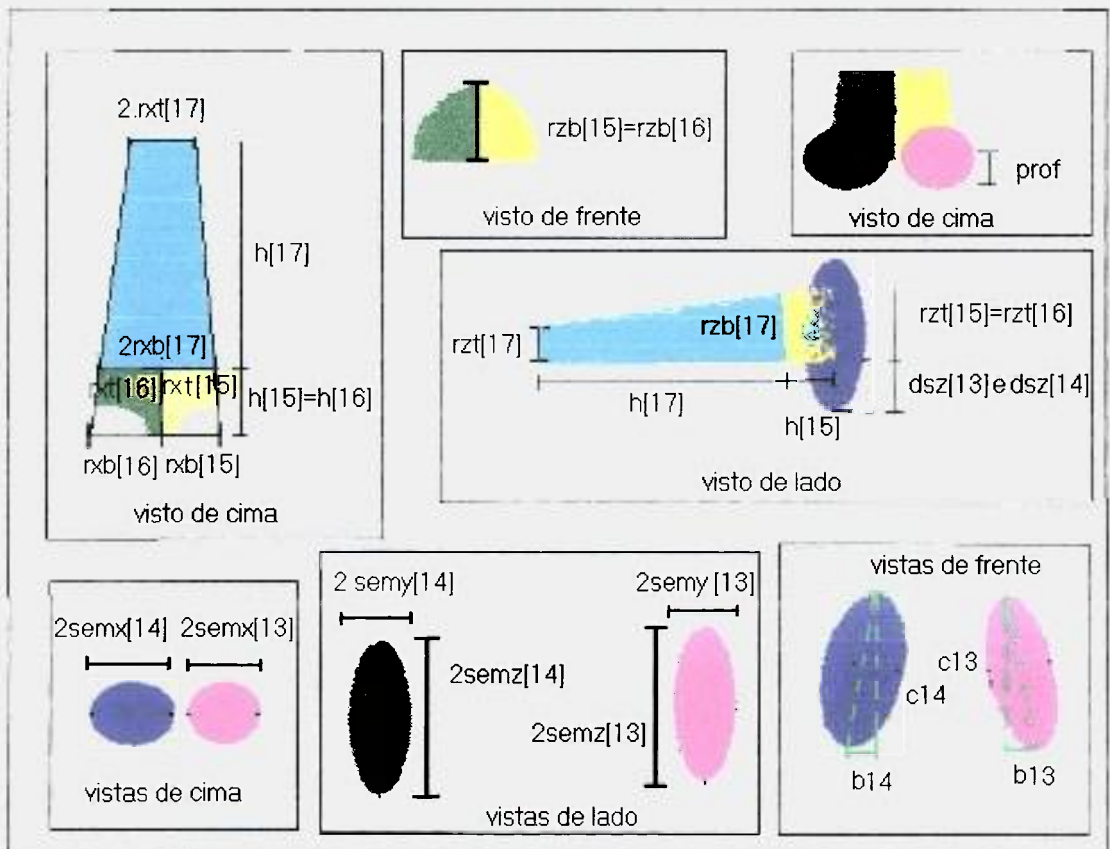


FIGURA 6.17 - Projeções do modelo e parâmetros do fêmur.

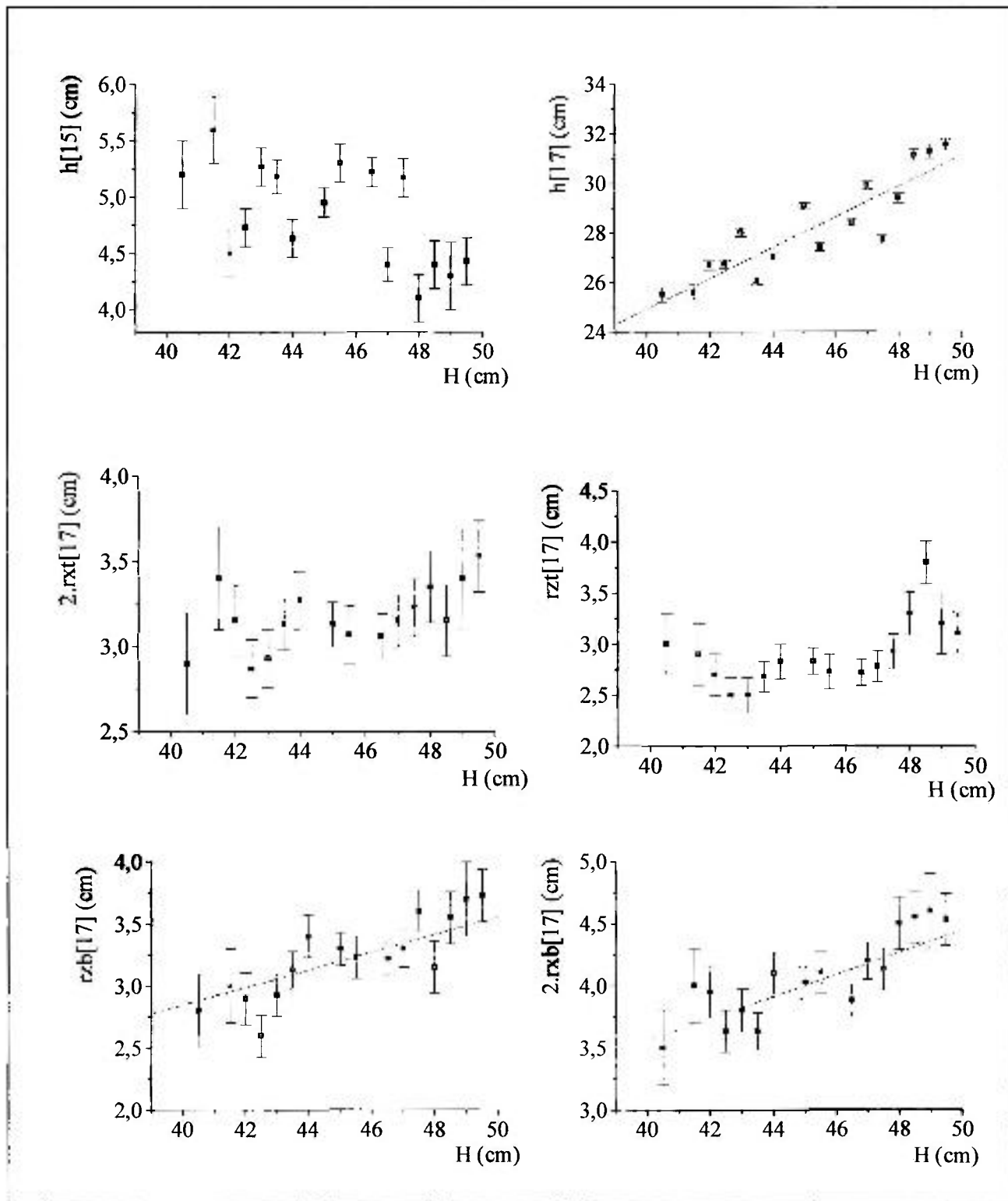


FIGURA 6.18 - Comportamento dos parâmetros  $h[15]$ ,  $h[17]$ ,  $2.rxt[17]$ ,  $rzt[17]$ ,  $rzb[17]$  e  $2.rxb[17]$ , com o comprimento do fêmur.

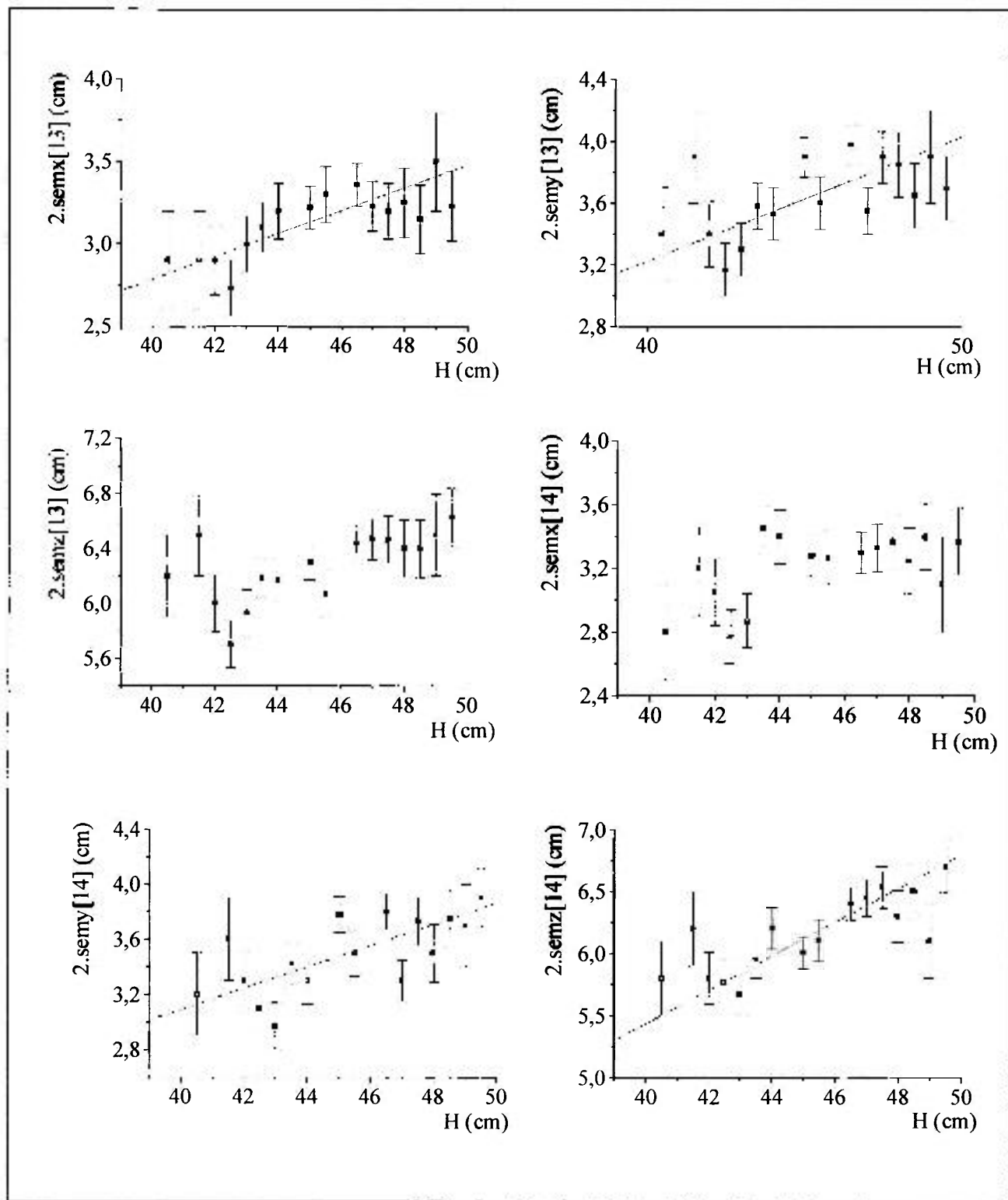


FIGURA 6.19 - Comportamento dos parâmetros 2.semz[13], 2.semy[13], 2.semz[13] e 2.semz[14], 2.semy[14] e 2.semz[14], com o comprimento do fêmur.

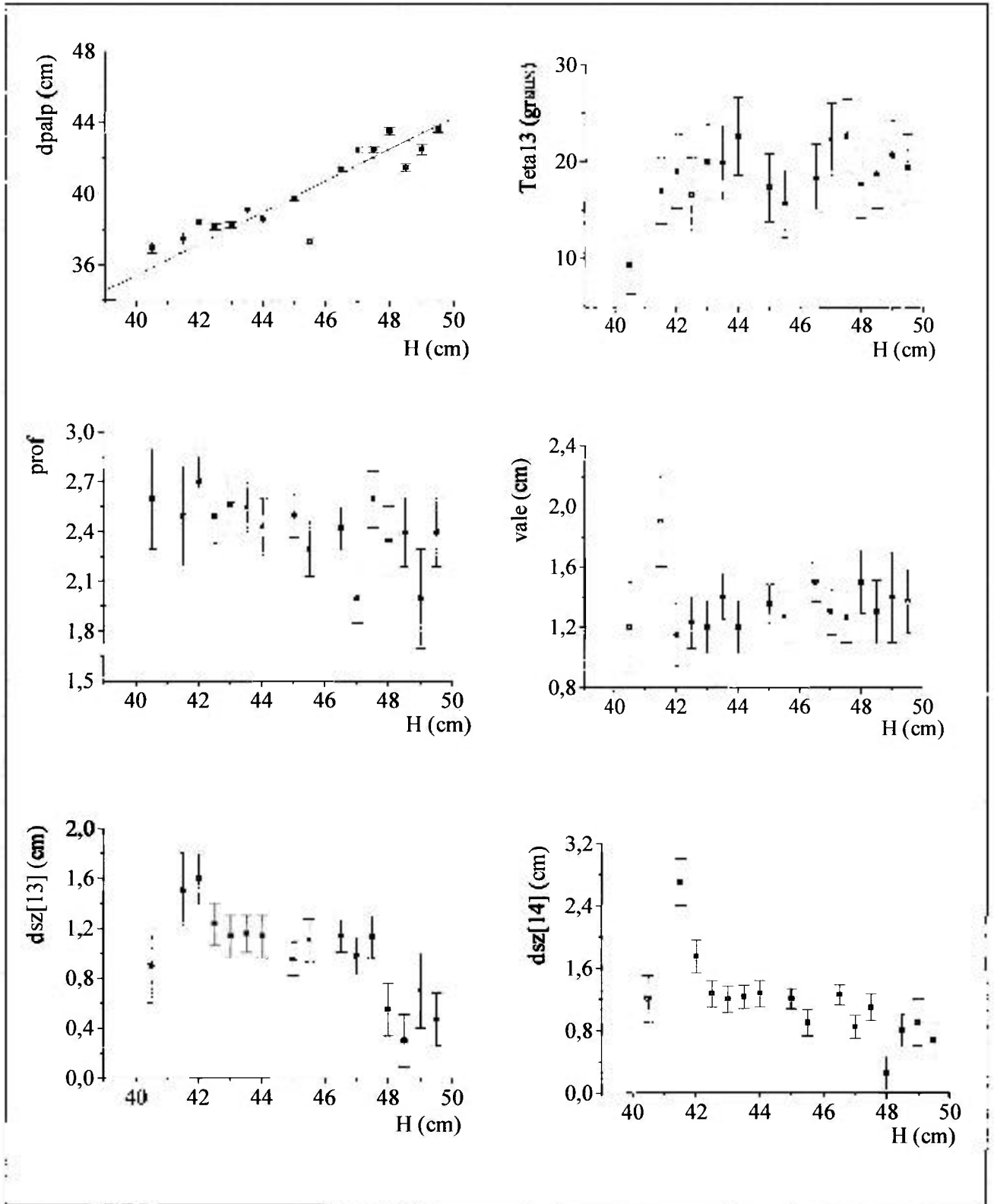


FIGURA 6.20 - Comportamento dos parâmetros dpalp, teta13, prof, vale, dsz[13] e dsz[14], com o comprimento do fêmur.

O parâmetro  $\theta_{13}$  corresponde à inclinação da secção 13 em relação ao plano vertical e são obtidos a partir do parâmetro  $b_{13}$  e diâmetros verticais do elipsóide. Não se observou inclinação significativa na secção 14.

### 6.2.6 Modelos referenciais

Alguns parâmetros mostraram dependência linear com o comprimento do osso enquanto outros não apresentaram tendência e sim flutuações estatísticas. Estes comportamentos são justificados pelo fato de que o esqueleto se forma numa geometria pré-estabelecida porém com a finalidade de sustentar o peso corporal e os impactos, de modo que a geometria óssea guarda uma grande dependência com a história física do indivíduo.

Para os parâmetros que não apresentaram tendência, o valor médio foi considerado como a média do parâmetro, calculada entre todas as peças medidas, pressupondo-se que os mesmos obedeçam à distribuição normal. Para os parâmetros dependentes do comprimento do osso,  $H$ , foi feito o ajuste por regressão linear, utilizando as variâncias como peso.

Para o modelo referencial, no caso dos parâmetros dependentes de  $H$ , foram utilizadas as dimensões correspondentes aos comprimentos palpáveis de uma pessoa de 1,70 m de altura. A partir do comprimento palpável, inferiu-se o comprimento do osso e os valores dos parâmetros. Este procedimento foi escolhido por ser o procedimento a ser utilizado nas medidas das pessoas.

Para determinar o comprimento palpável dos ossos da pessoa de 1,70 m, as relações experimentais entre o comprimento palpável do osso e a altura da pessoa foram determinadas experimentalmente medindo-se algumas pessoas magras. A relação também é útil para os casos em que a identificação do osso, via toque, for difícil. Experimentalmente, para a faixa de alturas entre 1,48 m e 1,78 m, obteve-se as seguintes relações:

Comprimento palpável da tíbia (cm) = altura (m) x ( 39,1 ± 2,5) - ( 27,8 ± 4,0)

Comprimento palpável do fêmur (cm) = altura (m) x ( 31,6 ± 1,8) - (18,1 ± 3,1)

Comprimento palpável da fíbula (cm) = altura (m) x ( 31,7 ± 1,8) - (17,0 ± 3,0)

A patela apresentou apenas flutuação estatística, com valor médio  $5,1 \pm 0,3$  cm. Neste diâmetro está incluída a pele.

Para a tíbia, fíbula e fêmur, os comprimentos palpáveis são respectivamente 36,8 cm, 36,9 cm e 35,6 cm. Os comprimentos dos ossos, correspondentes à estes valores são respectivamente 39,0 cm, 39,4 cm e 40,7 cm. O diâmetro referencial da patela foi considerado 4,5 cm.

Nas TAB. 6.1 a 6.4 são mostrados os valores médios dos parâmetros, as relações lineares entre os parâmetros e o comprimento total do osso e os valores dos parâmetros no modelo referencial da tíbia. Nestas TAB., o parâmetro "a" é o coeficiente angular de todas as retas e o parâmetro "b" é o coeficiente linear das retas que não passam pela origem. A passagem das retas pela origem não tem significado físico nestas relações. Procurou-se apenas a melhor aderência dos valores ajustados aos valores experimentais, isto é, a melhor representação do comportamento dos parâmetros, na faixa de comprimento de ossos considerada.

Os modelos não descrevem integralmente os ossos. Todos eles, na região do joelho, tem o formato aproximadamente elíptico ou esférico. Entre as extremidades o formato é cilíndrico e próximo da extremidade oposta ao joelho os ossos passam a alargar-se para assumir nova geometria de modo a encaixar-se nos outros ossos do esqueleto. O ponto onde os cilindros passam a alargar-se foi escolhido como o término da região do osso representada no modelo. Deste modo a fração do osso representada no modelo não é a mesma para todos eles.

Em termos de medida, a perna colocada na posição horizontal permite a blindagem da região de interesse, minimizando a contribuição da presença do radionuclídeo em outros locais do esqueleto. Por este motivo, na simulação, considera-se apenas a região do osso exposta ao detector.

Os ossos tíbia, fíbula e fêmur referenciais foram representado em, respectivamente, 75%, 91% e 84% do seu comprimento. Para ajustar o comprimento da fíbula ao comprimento da tíbia, na medida, a fíbula foi truncada sendo  $h[10]$  limitado a 9,9 cm. Os semi-eixos foram proporcionalmente ajustados, recebendo os seguintes valores:  $rzt[10] = 1,54$  cm e  $2.rxt[10] = 1,48$  cm.

TABELA 6.1 - Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a tibia (cm).

Parâmetro	Dependência com o comprimento da tibia ou valor médio	Modelo referencial
2.semz[1]	linear: $a = 0,0986 \pm 0,0005$	$3,85 \pm 0,02$
2.semz[2]	linear: $a = 0,0905 \pm 0,0007$	$3,53 \pm 0,03$
semy[1]	média = $2,29 \pm 0,08$	$2,29 \pm 0,08$
semy[2]	média = $2,38 \pm 0,07$	$2,38 \pm 0,07$
2.semz[1]	linear: $a = 0,1134 \pm 0,0014$	$4,42 \pm 0,05$
2.semz[2]	linear: $a = 0,1089 \pm 0,0015$	$4,25 \pm 0,06$
h[3]	linear: $a = 0,0671 \pm 0,0023$	$2,47 \pm 0,08$
h[4]	média = $5,09 \pm 0,18$	$5,09 \pm 0,18$
h[5]	média = $11,2 \pm 0,3$	$11,2 \pm 0,3$
h[6]	linear: $a \times H + b$ $a = 0,502 \pm 0,021$ $b = -7,100 \pm 0,834$	$12,5 \pm 0,6$
2.rxb[3]	2.semz[1]	$3,85 \pm 0,02$
2.rxb[4]	linear: $a = 0,106 \pm 0,010$	$4,1 \pm 0,4$
2.rxb[5]	linear: $a = 0,0698 \pm 0,0010$	$2,72 \pm 0,04$
2.rxb[6]	linear: $a = 0,0572 \pm 0,0006$	$2,23 \pm 0,02$
2.rxt[6]	linear: $a = 0,0822 \pm 0,0009$	$3,21 \pm 0,04$
rze[3]	semz[1]	$2,21 \pm 0,03$
rze[4]	linear: $a = 0,1149 \pm 0,0017$	$4,48 \pm 0,07$
rze[5]	linear: $a = 0,0964 \pm 0,0012$	$3,76 \pm 0,05$
rze[6]	linear: $a = 0,0748 \pm 0,0012$	$2,92 \pm 0,05$
rzt[6]	linear: $a = 0,0715 \pm 0,0006$	$2,79 \pm 0,02$
ext[1]	média = $2,88 \pm 0,06$	$2,88 \pm 0,06$
ext[2]	média = $2,76 \pm 0,05$	$2,76 \pm 0,05$
dsz	dsz[1]	$1,11 \pm 0,10$
	dsz[2]	$1,06 \pm 0,10$
dpalp	linear: $a = 0,9430 \pm 0,0013$	36,8 (referencial)

TABELA 6.2 - Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a patela (cm).

Parâmetro	Dependência com o parâmetro 2.sem <sub>x</sub> [11]* ou valor médio	Modelo referencial
semy[11]	linear: $a = 0,610 \pm 0,011$	$2,75 \pm 0,05$
semy[12]	linear: $a = 0,628 \pm 0,024$	$2,83 \pm 0,11$
esprot	média: $1,04 \pm 0,04$	$1,04 \pm 0,04$
largrot	linear: $a = 0,878 \pm 0,006$	$3,95 \pm 0,03$
altrot	média: $1,92 \pm 0,02$	$1,92 \pm 0,02$
lados	média = $0,39 \pm 0,02$	$0,39 \pm 0,02$
$\theta_{11}$	linear: $a = 13,04 \pm 0,18$	$58,7 \pm 0,8$
$\theta_{12}$	linear: $a = 7,32 \pm 0,45$	$32,9 \pm 2,0$
2.sem <sub>x</sub> [11]	-	4,5 (referencial)

\* diâmetro horizontal da patela.

TABELA 6.3 - Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para a fíbula (cm).

Parâmetro	Dependência com o comprimento da fíbula ou valor médio	Modelo referencial
h[8]	média = $6,2 \pm 0,4$	$6,2 \pm 0,4$
h[9]	linear $a = 0,494 \pm 0,038$ $b = -6,01 \pm 1,35$	$13,5 \pm 1,7$
h[10]	linear $a = 0,514 \pm 0,038$ $b = -5,82 \pm 1,35$	$14,4 \pm 1,7$
rzeb[8]	semz[7]	$1,00 \pm 0,05$
rzeb[9]	média = $1,20 \pm 0,06$	$1,20 \pm 0,00$
rzeb[10]	média = $1,32 \pm 0,05$	$1,32 \pm 0,05$
2.rxb[8]	2.semz[7]	$2,98 \pm 1,6$
2.rxb[9]	média = $1,29 \pm 0,07$	$1,29 \pm 0,07$
2.rxt[9]	média = $1,31 \pm 0,05$	$1,31 \pm 0,05$
2.rxt[10]	média = $1,47 \pm 0,06$	$1,47 \pm 0,06$
2.semz[7]	linear $a = 0,126 \pm 0,038$ $b = -1,98 \pm 1,35$	$2,98 \pm 1,6$
semy[7]	média = $1,89 \pm 0,05$	$1,89 \pm 0,05$
2.semz[7]	média = $2,00 \pm 0,10$	$2,00 \pm 0,10$
dpalp	linear: $a = 0,9366 \pm 0,0052$	36,9 (referencial)

TABELA 6.4 - Valores médios (cm), relações lineares e valores referência para o fêmur (cm).

Parâmetro	Dependência com o comprimento do fêmur ou valor médio	Modelo referencial
h[15]	média = $4,84 \pm 0,11$	$4,84 \pm 0,11$
h[17]	linear: $a = 0,623 \pm 0,015$	$25,0 \pm 0,6$
rze[17]	linear: $a = 0,0712 \pm 0,010$	$2,90 \pm 0,4$
rzt[17]	média = $2,91 \pm 0,08$	$2,91 \pm 0,08$
2.rxb[17]	média = $4,07 \pm 0,09$	$4,07 \pm 0,09$
2.rxt[17]	linear: $a = 0,0889 \pm 0,0010$	$3,57 \pm 0,04$
rxb[15]	$1,5 \cdot \text{semx}[14]$	$2,4 \pm 0,05$
rxt[15]	rxb[17]	$2,04 \pm 0,05$
rze[15]	semz[13]	$3,1 \pm 0,02$
rxb[16]	$\{1,5 \cdot \text{semx}[14] + 2 \cdot \text{semx}[13]\} / 2$	$3,3 \pm 0,04$
2.semz[13]	linear: $a = 0,0696 \pm 0,0010$	$2,80 \pm 0,04$
2.semy[13]	linear: $a = 0,0806 \pm 0,0012$	$3,24 \pm 0,05$
2.semz[13]	média = $6,27 \pm 0,03$	$6,27 \pm 0,03$
2.semz[14]	média = $3,20 \pm 0,06$	$3,20 \pm 0,06$
2.semy[14]	linear: $a = 0,0773 \pm 0,0012$	$3,11 \pm 0,05$
2.semz[14]	média = $6,15 \pm 0,08$	$6,15 \pm 0,08$
teta[13]	média = $18,2 \pm 0,9$	$18,2 \pm 0,9$
prof	média = $2,43 \pm 0,05$	$2,43 \pm 0,05$
dsz[13]	média = $1,00 \pm 0,09$	$1,00 \pm 0,09$
dsz[14]	média = $1,16 \pm 0,13$	$1,16 \pm 0,13$
dpalp	linear: $a = 0,8863 \pm 0,0057$	35,6 (referencial)
vale	média = $1,35 \pm 0,05$	$1,35 \pm 0,05$

### 6.2.7 Tipos de tecido

No corpo humano os ossos não se tocam mas são separados por camadas de tecido, como mostra a FIG. 6.21. As espessuras de tecido e os deslocamentos dos ossos, um em relação ao outro, foram inferidos.

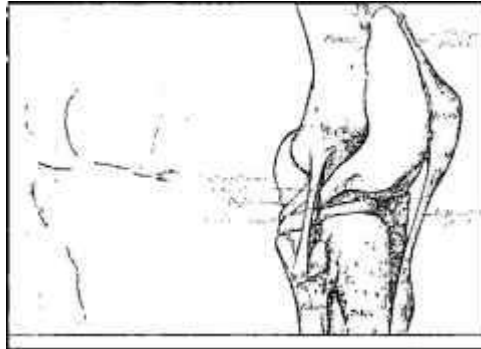


FIGURA 6.21 - Aspecto real do conjunto dos ossos do joelho

O osso compacto, de textura densa, sempre se localiza na parte externa do osso. O tecido esponjoso, composto de fibras que se unem formando uma estrutura reticular, localiza-se na parte interna [Gray, 1918]. A quantidade relativa destes tecidos varia de osso para osso e em diferentes partes do mesmo osso, de acordo com a resistência ou leveza necessárias (FIG. 6.22).



FIGURA 6.22 - Radiografia do osso

O interior dos ossos longos dos membros apresenta uma cavidade cilíndrica preenchida pela medula. O osso é uma estrutura dinâmica e bastante complexa. Nos ossos longos, a medula preenche, as cavidades cilíndricas, os espaços do tecido esponjoso e os longos canais ósseos que contém os vasos sanguíneos. A medula difere em composição nos diferentes ossos. Nos ossos longos ela é de cor amarela e nos outros ela é de cor vermelha. Nos indivíduos adultos a composição da medula pode ser considerada a mesma do tecido adiposo [Chopard, 2003]. Desta forma, o interior do osso (a parte mais escura

da FIG. 6.22 pode ser considerada como cilindros preenchidos por tecido adiposo, onde o radionuclídeo transurânico não se deposita.

A TAB. 6.5 mostra os parâmetros extras utilizados, relativos ao posicionamento dos ossos, uns em relação aos outros, espessura do osso compacto e espessura do tecido entre os ossos. Para o cálculo dos coeficientes de atenuação da radiação gama foi utilizada a composição recomendada pela Comissão Internacional sobre Unidades e Medidas de Radiação [ICRU, 1989], dadas na TAB. 6.6.

TABELA 6.5 - Parâmetros extras

Parâmetro		cm
Espessura de tecido entre o fêmur e a patela		0,5
Espessura de tecido entre o fêmur e a tíbia		1,0
Deslocamento da fibula em relação à tíbia (dsz)	dsx[7]	semx[1]
	dsy[7]	yo[4]
	dsz[7]	semz[7]
Deslocamento da patela em relação ao fêmur	dsy[11]	- 0,5
Espessura do osso	tíbia	0,6
	fibula	0,3
	patela	0,3
	fêmur	0,6

TABELA 6.6 - Composição, densidade ( $\rho$ ) e concentração de átomos ( $n_0$ ) para o tecido ósseo.

Tecido	Percentagem por massa							$\rho$ kg.m <sup>-3</sup>	$n_0$ m <sup>-3</sup> x 10 <sup>26</sup>
	H	C	N	O	P	Ca	Outros		
osso compacto	3,4	15,5	4,2	43,5	10,3	22,5	0,1 Na; 0,2 Mg; 0,3 S	1920	5950
osso esponjoso*	8,5	40,4	2,8	36,7	3,4	7,4	0,1 Na; 0,1 Mg; 0,2 S; 0,2 Cl; 0,1 K; 0,1 Fe;	1180	3840

\* 33% osso compacto; 67% medula (50% vermelha e 50% amarela)

### 6.2.8 Ossos e tecidos

Uma vez estabelecido o modelo dos ossos foi elaborado um para o tecido mole da perna. A separação foi feita porque os ossos variam em comprimento, acompanhando o comprimento das pernas e coxas mas o mesmo não ocorre com o diâmetro do tecido superposto. Por causa dos depósitos de gordura, a mesma ossatura pode estar contida em pernas de diferentes diâmetros de tecidos e diferentes percentuais de tecidos adiposo e muscular.

O tecido foi representado por 2 cilindros elípticos, um comportando o fêmur e a patela e o outro comportando a tíbia e a fíbula. Os cilindros iniciam-se na região do joelho e foram truncados na parte inferior a 20% de seu diâmetro vertical para representar a acomodação do tecido de uma pessoa deitada. O critério para a escolha das dimensões referenciais foi que elas estivessem dentro da normalidade. As dimensões dos cilindros são dadas na TAB. 6.7. Nos nomes dos parâmetros, a letra  $r$  indica tratar-se de um raio, as letras  $b$  e  $t$  indicam base ou topo do cilindro e as letras  $x$ , e  $z$  indicam o eixo ao longo do qual a dimensão é medida. O parâmetro  $H$  é o comprimento do cilindro, medido ao longo do eixo  $y$ . Os comprimentos destes cilindros foram impostos em função da geometria de medida que será descrita mais adiante. O cilindro que envolve a tíbia e a fíbula é deslocado de 0,5 cm em relação ao eixo  $x$ .

TABELA 6 - 7. Dimensões (cm) dos cilindros que representam o tecido superposto

	$r_{xb}$	$r_{xt}$	$r_{zb}$	$r_{zt}$	$H$
coxa	5,4	8,0	5,4	6,0	26,9
perna	5,0	4,0	4,5	3,5	23,1

A TAB. 6.8 mostra a composição recomendada para o músculo e para o tecido adiposo [ICRU, 1989]

TABELA 6.8 - Composição, densidade ( $\rho$ ) e concentração de átomos ( $n_0$ ) para o tecido.

Tecido	Porcentagem por massa						$\rho$ kg.m <sup>-3</sup>	$n_0$ m <sup>-3</sup> x 10 <sup>26</sup>
	H	C	N	O	P	Outros		
adiposo	11,4	59,8	0,7	27,8	-	0,1 Na; 0,1 S; 0,1 Cl	950	3180
muscular	10,2	14,3	3,4	71,0	0,2	0,1 Na; 0,3 S; 0,1Cl;	1050	3480

0,4K

Na FIG. 6.23 são apresentadas projeções dos ossos, mostrando os diferentes tecidos. As cores azul escuro, verde e amarela indicam, respectivamente, os tecidos compacto, poroso e medula. A cor azul claro indica o tecido superposto. Na TAB. 6.9 são apresentados os volumes e as massas dos três tipos de tecido do osso, nos diferentes ossos, e a densidade média de cada osso, para a geometria referencial.



FIGURA 6.23 - Projeção horizontal da região (em cima, à esquerda), projeção vertical da região (em baixo, à esquerda), e projeção frontal dos elipsóides do fêmur, patela e tecido da coxa (à direita).

TABELA 6 - 9. Massa de cada tipo de tecido e densidade média dos ossos.

Osso	Compacto	Poroso	Medula	Densidade
	Massa ( $\times 10^{-3}$ kg)	Massa ( $\times 10^{-3}$ kg)	Massa ( $\times 10^{-3}$ kg)	
Fêmur	332,0	63,3	52,3	1,59
Tíbia	246,9	86,1	19,9	1,59
Fíbula	44,0	5,9	4,6	1,66
Patela	10,3	2,4	-	1,72

### **6.2.9 Coordenadas aleatórias e equações de superfície**

Nos modelos foram utilizados cilindros elípticos, cilindros retos e elipsóides. O sorteio das coordenadas aleatórias segue a metodologia descrita nos capítulos 3 e 4.

No Anexo 1 é apresentado o programa utilizado para a geração das coordenadas aleatórias e cálculo da eficiência. Este programa foi desenvolvido dentro deste projeto.

## **6.3 COMPORTAMENTO DA EFICIÊNCIA**

### **6.3.1 Condições da medida**

Cada par de detetores foi posicionado a +12 cm e a -12 cm da rótula e a uma altura de 22 cm. As pernas são posicionadas paralelamente de modo que os centros dos detetores, posicionados sobre as pernas e os centros dos detetores posicionados sobre as coxas distam 20 cm entre si.

As pernas e as coxas são supostamente blindadas a 25 cm do centro da rótula. A blindagem é um recurso que pode ser utilizado para minimizar a contribuição da presença do radionuclídeo em outras partes do corpo. Para a blindagem colocada nestas posições o comprimento de osso medido independe da estatura da pessoa. A geometria do osso e a fração de massa medida são diferentes em cada geometria.

A eficiência de medida de cada detetor corresponde à eficiência com que ele vê os ossos de um mesmo par perna-coxa, somada à eficiência com que ele vê o outro par. Aqui pressupõe-se que a concentração de atividade seja a mesma nos 2 pares perna-coxa. A eficiência de medida foi simulada para o detetor posicionado nos seguintes pontos (x,y,z): (20, -12, 22), (0, -12, 22), (20, 12, 22), (0, 12, 22). O detetor posicionado sobre a primeira coxa "vê" o conjunto com a soma das eficiências correspondentes à duas primeiras posições. O detetor colocado sobre a primeira perna "vê" o conjunto com a soma das eficiências correspondentes às duas últimas posições. Por simetria, os detetores colocados sobre a outra perna e a outra coxa "vêem" o sistema da mesma forma. A eficiência da medida portanto corresponde à soma das quatro eficiências, multiplicada por dois.

### 6.3.2 Incertezas

#### Composição do tecido superposto

Simulou-se a eficiência para um tecido com os seguintes percentuais de tecido muscular: 25% e 75%. Como referencial foi adotada a composição de 25% de tecido muscular e 75% de tecido adiposo. A pele foi considerada parte do tecido superposto.

#### Fragilidade óssea

Simulou-se a eficiência pressupondo-se uma perda de 20% na densidade do osso compacto, que é uma situação que pode ser encontrada quando a idade das pessoas medidas for um pouco mais avançada.

#### Dimensões dos ossos

Simulou-se a eficiência para a medida de pessoas na faixa de 1,50 m a 1,90 m. Nas geometrias de 1,70 m e 1,90 m os comprimentos dos cilindros 6, 9 e 17 foram reduzidos e o cilindro 10 foi eliminado, isto é, apenas parte dos cilindros 6, 9 e 17 contribuem e o cilindro 10 não contribui. Na geometria de 1,50 m, o cilindro 10 contribui parcialmente. As regiões excluídas são aquelas posicionadas fora da região blindada.

As massas, volumes e densidades para cada caso, são dados na TAB. 6.10. As massas incluem medula, osso poroso e osso compacto.

TABELA 6 - 10. Massas, volumes e densidade dos ossos para as diferentes geometrias.

Geometria	Massa (g)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Densidade (x10 <sup>3</sup> kg.m <sup>-3</sup> )
1,50 m	701,7	429,7	1,63
1,70 m	867,6	544,2	1,59
1,90 m	933,4	589,3	1,58

### Homogeneidade

Simulou-se a eficiência para uma distribuição uniforme de radionuclídeo em todos os ossos, considerando a densidade média ( $1,59 \times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ ). Neste caso a medula contribui com 8,8% da massa, o osso compacto com 73% e o osso poroso com 18,2%.

### Composição das incertezas

Uma vez que a variação natural do tecido superposto pode ser muito grande e a influência desse tecido sobre a eficiência também é grande, a variação da eficiência foi avaliada para a medida dos ossos sem o tecido e a interferência do tecido foi avaliada separadamente. Foram simuladas as eficiências para o tecido referencial (25% de músculo), para a composição oposta (75% de músculo) e para um acréscimo de 10% no tecido referencial.

### **6.3.3 Resultados e discussão**

Na TAB. 6.11 são mostrados os valores das eficiências simuladas para algumas energias. As incertezas são de 2% para  $\frac{erf}{\sqrt{t}} = 1,8$ .

A discussão abaixo aplica-se à energia 59 keV.

Em relação à homogeneidade, a comparação entre as eficiências totais obtidas para as geometrias 4 e 8, mostra que a variação é de 13,8 %. Este resultado é interessante desde que um dos procedimentos para a estimativa da eficiência é a confecção de padrões homogêneos que representem a média da composição do objeto medido. A variação da eficiência é significativa.

Em termos da medida, a variação para geometria de 1,50 m ( geometria 6) é de 6,0% enquanto que para a geometria de 1,90 m (geometria 7) a variação é de 2,2%, ambas em relação à geometria 4. Entretanto é necessário levar em consideração a massa de osso medida, pois o resultado da medida deve ser projetado para o esqueleto, que é o órgão de interesse.

TABELA 6.11 - Eficiências parciais ( $\times 10^{-4}$ ) e total ( $\times 10^{-3}$ ) simuladas.

Geometria	E (keV)	(0,12,22)	(20,12,22)	(0,-12,22)	(20,-12,22)	Total
1. Geometria de 1,70 m; tecido referencial com percentual de 25% de músculo.	46	12,7	7,0	8,7	5,2	6,7
	59	17,1	9,3	12,3	7,2	9,2
	122	22,1	11,5	16,8	9,4	12,0
	186	20,0	10,2	15,6	8,5	10,9
2. Geometria de 1,70 m; tecido referencial com percentual de 75% de músculo.	46	12,0	6,6	8,0	4,8	6,3
	59	16,5	8,9	11,6	6,9	8,8
	122	21,6	11,3	16,3	9,2	11,7
	186	19,7	10,0	15,1	8,3	10,6
3. Geometria de 1,70 m; tecido referencial com percentual de 25% de músculo e dimensões aumentadas em 10%.	46	11,4	6,2	7,3	4,4	5,9
	59	15,6	8,3	10,5	6,3	8,1
	122	20,7	10,3	15,0	8,5	10,9
	186	18,8	9,5	14,1	7,7	10,0
4. Geometria de 1,70 m, sem tecido superposto aos ossos.	46	24,0	13,0	21,5	12,4	14,2
	59	30,5	16,1	27,5	15,4	17,9
	122	35,1	18,1	32,1	17,3	20,5
	186	30,0	15,1	27,3	14,6	17,4
5. Geometria de 1,70 m; sem tecido superposto e densidade do osso compacto reduzida em 20%.	46	27,1	14,4	24,3	13,8	15,9
	59	33,2	17,6	30,2	17,0	19,6
	122	37,2	19,2	33,9	18,3	21,7
	186	31,4	15,9	28,8	15,3	18,3
6. Geometria de 1,50 m, sem tecido superposto aos ossos	46	25,2	13,5	23,9	13,3	15,2
	59	31,7	16,7	29,8	16,3	18,9
	122	35,8	18,3	33,8	17,9	21,2
	186	30,6	15,4	28,7	15,0	17,9
7. Geometria de 1,90 m, sem tecido superposto aos ossos	46	22,7	13,3	21,4	12,5	14,0
	59	28,9	16,2	27,1	15,5	17,5
	122	34,2	18,0	31,4	17,4	20,2
	186	29,2	15,1	27,0	14,4	17,1
8. Geometria de 1,70 m, sem tecido superposto, considerando o osso homogêneo, com densidade igual a $1,59 \times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ .	46	26,8	15,9	27,0	15,6	17,1
	59	32,8	18,7	32,2	18,2	20,4
	122	36,3	19,6	35,2	19,1	22,1
	186	30,9	16,2	29,8	15,9	18,6

Para as geometrias de 1,50 m, 1,70 m e 1,90 m, as eficiências por unidade de massa medida (ver TAB. 6.10) são respectivamente  $1,35 \times 10^{-5}$ ,  $1,13 \times 10^{-5}$  e  $0,94 \times 10^{-5}$ . A variação da eficiência por unidade de massa é de 31,0 % para a geometria de 1,50 m e de 8,7 % para a geometria de 1,90 m com relação àquela de 1,70 m.

Para a situação de fragilidade óssea, a variação de eficiência observada foi de 9,5% (geometrias 4 e 5). A presença do tecido superposto, para o referencial proposto (geometria 1) leva à uma queda de 48,5% na eficiência obtida para a geometria 4. Um acréscimo de 10% de tecido (geometria 3) acresce 12% de variação à eficiência dos ossos com tecido superposto (geometria 1). Se o tecido tiver a composição inversa ao referencial (75% de músculo, geometria 2) a variação é de 4,4%.

A TAB. 6.12 resume as incertezas para todas as energias simuladas.

TABELA 6 - 12. Contribuições percentuais das incertezas

	46 keV	59 keV	122 keV	186 keV
Presença do tecido superposto	52,8	48,5	41,5	37,4
Composição do tecido superposto	6,0	4,4	2,5	2,8
Acréscimo de 10% à espessura do tecido superposto	12,0	12,0	9,2	8,3
Fragilidade óssea	12,0	9,5	5,9	5,2
Homogeneidade	20,4	13,8	7,8	6,9
Geometria de 1,50 m	31,7	31,0	28,0	28,0
Geometria de 1,90 m	8,5	8,7	8,5	8,0

Para a medida de  $^{241}\text{Am}$ , a atividade mínima detectável para a medida da geometria referencial e um tempo de contagem de 45 minutos, com o sistema realizando a medida do modelo referencial é 5,5 Bq ou  $3,2 \times 10^{-3}$  Bq / g de osso.

A projeção do resultado da medida para o esqueleto é assunto não resolvido uma vez que não existe um estudo sobre as variações de massa do esqueleto. A CIPR [ICRP 1975] adota para o homem referência (1,70 m e 70 kg) a massa de 10 kg de esqueleto. Se utilizarmos este referencial podemos considerar que estamos medindo 17,4% do esqueleto o que projeta a atividade mínima detectável de  $^{241}\text{Am}$  para 32,0 Bq/esqueleto.

São estes números a se considerar na proposta de um programa de monitoramento de  $^{241}\text{Am}$ . Com eles, e a partir dos coeficientes de transferência do radionuclídeo para o esqueleto e do limite de incorporação anual (200 Bq), verifica-se a existência ou não de uma periodicidade de monitoramento adequada e financeiramente executável. A opção pode ser a utilização da medida como suporte de outro método, como por exemplo o monitoramento *in vitro*. Entretanto ela pode ser a única ferramenta quando se deseja acompanhar a deposição do radionuclídeo a longo prazo.

As incertezas servem como informações preliminares para um programa de monitoramento mas a utilização de um referencial pré definido não é um procedimento adequado. Torna-se necessário conhecer a população envolvida no monitoramento de modo a elaborar-se um ou mais referenciais que realmente descrevam os indivíduos envolvidos de forma a reduzir-se as incertezas da medida. Isto pode significar dados individuais por causa do tecido superposto e mesmo restrições aos biótipos que podem ser utilizados na atividade que originou a necessidade do monitoramento .

## 7. COMENTÁRIOS FINAIS E FUTUROS TRABALHOS

A finalidade do monitoramento in vivo é fornecer dados para o cálculo da dose resultante da incorporação do material radioativo. Desta forma, o monitoramento se enquadra em um conjunto de procedimentos destinados à proteção do trabalhador.

A distribuição dos radionuclídeos no corpo humano ainda é tema de estudos. A conversão dos resultados da medida para o valor da atividade incorporada na data da incorporação depende de modelos metabólicos que ainda, periodicamente, são atualizados sob a luz das pesquisas que continuam sendo desenvolvidas.

O estudo das incertezas envolvidas no monitoramento é uma contribuição para a redução das incertezas do procedimento global. Não representa uma resposta definitiva e sim a melhor resposta que, a cada momento, se pode dar.

Uma das dificuldades encontradas foi a obtenção de dados anatômicos. Em termos de quantidade de dados, os disponíveis não são bastante adequados para uma boa representação estatística. Em termos de realidade, são bons. A disponibilidade de peças, por razões éticas, religiosas, emocionais e legais, é escassa. No caso da tireóide, seria muito interessante o prosseguimento do levantamento de dados regionais, que pudessem situar os parâmetros locais no cenário de dados internacionais disponíveis e que foram utilizados neste trabalho.

No caso da medida dos ossos do joelho, a projeção do resultado da medida destes ossos para o esqueleto ainda requer um estudo da variação da massa do esqueleto em função da altura do esqueleto. Fica a sugestão para os anatomistas.

Cada tipo de monitoramento é uma história diferente. Neste trabalho foram abordados os monitoramentos de corpo inteiro, tireóide e ossos do joelho. Podem ser necessários monitoramentos de outros órgãos, dependendo das características da instalação nuclear.

Dentre os monitoramentos de órgãos não estudados, como continuidade próxima deste trabalho, colocamos o monitoramento de pulmões que é de interesse quando o radionuclídeo puder ser incorporado por inalação, na forma de um composto insolúvel ou de difícil remoção dos pulmões.

## ANEXO A

### PROGRAMA JOETESE

O programa Joetese gera as coordenadas aleatórias para o modelo dos ossos do joelho e calcula a eficiência de medida. A linguagem utilizada é Pascal.

O programa lê os dados a partir das subrotinas Entrada e Dados. A subrotina Entrada instrui o programa a buscar dados em três arquivos: Ossotese.dat, Compton.Dat e Coeren.dat. A Procedure Dados complementa os dados destes arquivos. O arquivo Ossotese.dat contém os dados da geometria a ser estudada, além de outros (TAB. A -1). Os arquivos Coeren.dat e Compton.dat contêm as TAB. 3.1 e 3.2. A modificação dos dados para simular as situações de fragilidade óssea etc.. é realizada por meio da subrotina Variando.

A seleção da secção do osso e do tipo de tecido é baseada nas massas e é realizada pela subrotina Gerap. As coordenadas aleatórias são geradas pela subrotina XYZ. As outras subrotinas tratam do cálculo das distâncias percorridas pelo fóton em cada tecido e da probabilidade do mesmo ser atenuado, escapar do detetor ou depositar toda a energia no cristal detetor.

A chamada das subrotinas é feita pelo bloco de controle do programa (bloco Main). Este bloco inicializa o gerador de números aleatórios, abre os arquivos de dados, dirige a geração dos cossenos diretores aleatórios (subrotina Angulos) e a verificação da emissão do fóton na direção do detetor (subrotina Limites). O bloco de controle aciona a subrotina Fasel que gerencia as subrotinas que geram as coordenadas aleatórias e verificam se ocorre a atenuação do fóton antes da sua chegada ao detetor. A história dos fótons que chegam ao detetor é tratada pela subrotina Fasell, que gerencia as subrotinas que tratam da interação da radiação com o detetor.

O Programa gera um arquivo de saída denominado Joetese.res. Textos para este arquivo podem ser incluídos via subrotina Texto1, incluída na unidade Tese1.

TABELA A -1. Descrição dos dados de entrada do programa Joetese

Parâmetros	Identificação
h, semx, semy, semz, rxb, rxt, rzb, rzt, lado, minrot, distrot, altrot, vale, minrot	Parâmetros do modelo
xo, yo, zo	Deslocamentos da secção ao longo dos eixos s, y e z, respectivamente
fracom, frapor, vol	massa de osso compacto, massa de osso poroso e volume da secção
dsxd, dsyd, dszd, :	coordenadas x, y e z do detetor
rd, hd,	raio e altura do detetor
yal	espessura de alumínio do invólucro do detetor
zarf, yarl, zjan	camadas de ar frontal e lateral entre o cristal e o invólucro de alumínio e espessura da janela do detetor
en	energias para as quais são dados os coeficientes de atenuação
ep	energias para as quais se deseja calcular a eficiência
mi	coeficientes de atenuação 1. osso compacto 2. osso poroso 3. músculo 4. adiposidade 5. pele 6. ar 7. alumínio 8. efeito fotoelétrico - Ge 9. espalhamento coerente - Ge 10. espalhamento compton - Ge 11. produção de pares - Ge 12. total - Ge
ro	densidades 1. osso compacto 2. osso poroso 3. músculo 4. adiposidade 5. pele 6. ar 7. Al Ge
espfe, espfi, espti, esppa,	espessura do osso compacto no fêmur, fíbula, tíbia e patela
percent	percentual de músculo no tecido
co11, co12	ângulos de inclinação das secções da patela
co13 e co 14	ângulos de inclinação dos elipsóides do fêmur

**Program Joetese;**

```
{$N+} {$M 25600 12288 17408} {$S+} {$A+}
uses crt, printer, graph, tese1;
```

```
const
```

```
  clipon = true;
  clipoff = false;
  usercharsize = 0;
  eps = 1.0e-7;
  nm = 8;
  ns = 12;
  ne = 20;
  m = 6;
  nef = 4;
  mc2 = 511.83;
  nosso = 27;
```

```
var
```

```
  se1,se2,se3,driver,mode: integer;
  keypressed,clip: boolean;
  nome1: string;
  erro,nb,tip,sup,chato: byte;

  xe1,xe2,ye1,ye2,ze1,ze2,LA,LB: real;
  cfax,cfbx,cfay,cfby,cfaz,cfbz: real;
  h,semx,semy,semz,rxb,rxt,rzb,rzt,cax,zo,yo,
  cbx,caz,cbz,xo,dsy,frac,vol,fracom,frapor: array[1..nosso] of real;

  dsxd,dsyd,dszd,rd,hd,yal,zarf,yarl,zjan: real;
  nc,nalea,nt,nl,np,nv: longint;
  en: array[1..ne] of real;
  ep: array[1..m] of real;
  mi: array[1..ns,1..ne] of real;
  ro: array[1..nm] of real;
  ntip: array[1..nef] of longint;
  xdi,xdf,ydi,ydf,zdi,zdf,x,y,z: real;
  E,L,alfa,beta,gama,sigma,sx,sy,sz: real;

  rmat: array[1..14,1..10] of real;
  Ec,ang: array[1..14] of real;
  cost,erre: array[1..41] of real;
  co11,se11,co12,se12,co,se: real;
  hter,rzter,rxter,zoter,yoter,xoter: real;

  s1,s2,s3,s4,dy,xs,ys,zs: real;
  se14,co14,lado,minrot,distrot,altrot,vale: real;
  se13,co13,extens: real;

  espfe,espfi,espti,esppa,espgor,percent,roequi: real;
  nmedula,nporoso,ncomp: longint;
  tiptec,tectip,tiptip: byte;
  mil,ras,Lef,LL: real;
  j1,j2: byte;
```

**PROCEDURE INICIA;**

```
begin
  se1:= 1171; se2:= 343; se3:= 1322;
end;
```

**PROCEDURE ALEA(var w: real);**

```
var
  temp: real;

begin
  se1:= 171*(se1 mod 177) - 2*(se1 div 177);
  if se1 < 0 then se1:= se1 + 30269;
  se2:= 172*(se2 mod 176) - 35*(se2 div 176);
  if se2 < 0 then se2:= se2 + 30307;
  se3:= 170*(se3 mod 178) - 63*(se3 div 178);
  if se3 < 0 then se3:= se3 + 30323;
  temp:= se1/30269. + se2/30307. + se3/30323.;
  w:= temp - trunc(temp); nalea:= nalea+1;
end;
```

**PROCEDURE ANGULOS(op:byte);**

```
var
  ale,seno,fi: real;
```

```
label
  lbl0;
```

```
begin
  erro:= 1;
  alea(ale); gama:= 2.0*ale-1.0;
  if op = 0 then begin
    if gama <= 0.0 then goto lbl0;
  end;
  seno:= 1.0 - gama*gama; seno:= sqrt(seno);
  alea(ale); fi:= pi*(2.0*ale-1.0);
  alfa:= seno*cos(fi); beta:= seno*sin(fi);
  erro:= 0;
  lbl0:
end;
```

**PROCEDURE CALCS(var x1,y1,z1: real);**

```
begin
  x1:= x + L*alfa; if abs(x1) < eps then x1:= 0.0;
  y1:= y + L*beta; if abs(y1) < eps then y1:= 0.0;
  z1:= z + L*gama; if abs(z1) < eps then z1:= 0.0;
end;
```

**PROCEDURE TESTAL(op:byte);**

var

x1,y1,z1,q: real;

label

lbl0;

begin

erro:= 1; calcs(xs,ys,zs);

if xs + eps &lt; xdi then goto lbl0;

if xs - eps &gt; xdf then goto lbl0;

if ys + eps &lt; ydi then goto lbl0;

if ys - eps &gt; ydf then goto lbl0;

if zs + eps &lt; zdi then goto lbl0;

if zs - eps &gt; zdf then goto lbl0;

q:= (xs-dsxd)\*(xs-dsxd)+ (ys-dsyd)\*(ys-dsyd);

q:= sqrt(q);

case op of

1: if abs(q-rd) &gt; eps then goto lbl0;

2: if q + eps &gt; rd then goto lbl0;

end;

sup:= op; erro:= 0;

lbl0:

end;

**PROCEDURE SUP1(rr:real);**

var

a,b,a1,a2,a3: real;

begin

a:= x-dsxd; b:= y-dsyd;

a1:= 1.0-gama\*gama;

a2:= 2.0\*(a\*alfa + b\*beta);

a3:= a\*a+b\*b-rr\*rr;

calcl(a1,a2,a3,erro,L,LA,LB);

if erro = 0 then testaL(1);

end;

**PROCEDURE SUP2(zz:real);**

begin

if gama &lt;&gt; 0.0 then L:= (zz-z)/gama else L:= 0.0;

if L &gt; 0.0 then testaL(2);

end;

**PROCEDURE LIMITES;**

begin

sup2(zdi);

if erro = 1 then sup1(rd);

end;

**PROCEDURE ENTRADA;**

var

arq: text;

i,j,k,nosso1: byte;

begin

nosso1:= nosso-10;

assign(arq,'ossotese.dat');

reset(arq);

for i:= 1 to nosso1 do

readln(arq,h[i],rxb[i],rxt[i],rzb[i],rzt[i],

semx[i],semy[i],semz[i],vol[i],fracom[i],frapor[i]);

readln(arq,se11,se12,se13,se14,zo[1],zo[2],zo[7],zo[13],zo[14]);

readln(arq,extens,distrot,altrot,lado,vale);

for k:= 1 to nm do

read(arq,ro[k]);

read(arq,rd,hd,zarf,yarl,zjan,yal);

read(arq,espfe,espti,espfi,esppa);

for k:= 1 to ne do

read(arq,en[k]);

for k:= 1 to m do

read(arq,ep[k]);

for k:= 1 to ns do

begin

for i:= 1 to ne do

read(arq,mi[k,i]);

end;

close(arq);

assign(arq,'compton.dat'); reset(arq);

for i:= 1 to 10 do

read(arq,ec[i]);

for i:= 1 to 13 do

read(arq,ang[i]);

for i:= 1 to 13 do

begin

for j:= 1 to 10 do

read(arq,rmat[i,j]);

end;

close(arq);

assign(arq,'coeren.dat'); reset(arq);

for i:= 1 to 21 do

read(arq,cost[i]);

for i:= 22 to 41 do

read(arq,cost[i]);

for i:= 1 to 21 do

read(arq,erre[i]);

for i:= 22 to 41 do

read(arq,erre[i]);

close(arq);

end;

**PROCEDURE CACB(j: byte);**

```
begin
  cbx[j]:= rxb[j]; cax[j]:= (rxt[j]-rxb[j])/h[j];
  cbz[j]:= rzb[j]; caz[j]:= (rzt[j]-rzb[j])/h[j];
end;
```

**PROCEDURE VARIANDO;**

```
var
  i: byte;

begin
  percent:= 0.25;
  roequi:= percent*ro[3]+(1.0-percent)*ro[4];

  { for i:= 1 to ne do
  begin
    mi[1,i]:= mi[1,i]*0.630 + mi[2,i]*0.148 + mi[4,i]*0.222;
    mi[2,i]:= mi[1,i]; mi[4,i]:= mi[1,i];
  end;
  ro[1]:= 1.59; ro[2]:= ro[1]; ro[4]:= ro[1];
  }

  rxb[18]:= 1.0*5.4; rxt[18]:= 1.0*8.0;
  rzb[18]:= 1.0*5.4; rzt[18]:= 1.0*6.0;
  rxb[19]:= 1.0*5.0; rxt[19]:= 1.0*4.0;
  rzb[19]:= 1.0*4.5; rzt[19]:= 1.0*3.5;
  xo[18]:= 0.0; xo[19]:= -0.5*1.0;

  yo[18]:= semy[13]; yo[19]:= yo[18];
  zo[18]:= rzb[18]/5; zo[19]:= zo[18];
  h[19]:= 25.0 - yo[19]; h[18]:= 50.0-h[19];
  cacb(18); cacb(19);
end;
```

**PROCEDURE DADOS;**

```
var
  d,d1,d2: real;
  k,nosso1: byte;

begin
  nosso1:= nosso - 10;

  se11:= se11*pi/180.0;
  co11:= cos(se11); se11:= sin(se11);
  se12:= se12*pi/180.0;
  co12:= cos(se12); se12:= sin(se12);

  se13:= se13*pi/180.0;
  co13:= cos(se13); se13:= sin(se13);

  se14:= se14*pi/180.0;
  co14:= cos(se14); se14:= sin(se14);
```

```

d:= 0.0;
for k:= 1 to nosso1 do
d:= d + frapor[k] + fracom[k];
for k:= 1 to nosso1 do
frac[k]:= (frapor[k]+fracom[k])/d;

for nb:= 1 to nosso1 do
begin
  xo[nb]:= 0.0; yo[nb]:= 0.0;
end;

for nb:= 3 to 6 do
zo[nb]:= 0.0;
for nb:= 15 to 17 do
zo[nb]:= 0.0;

xo[1]:= -semx[1]; yo[1]:= semy[14] + semy[1] + 0.5;
xo[2]:= semx[2]; yo[2]:= yo[1];
yo[3]:= yo[1];
yo[4]:= yo[3]+h[3];
yo[5]:= yo[4]+h[4];
yo[6]:= yo[5]+h[5];
rxb[3]:= semx[1]; rzb[3]:= semz[1];
xo[7]:= -(semx[1] + 0.5*semx[7]);
xo[8]:= xo[7]; xo[9]:= xo[7]; xo[10]:= xo[7];
yo[7]:= yo[4]; yo[8]:= yo[7];
yo[9]:= yo[8] + h[8]; yo[10]:= yo[9] + h[9];
zo[8]:= -0.5*semz[7]+zo[7]; zo[9]:= zo[8]; zo[10]:= zo[8];
rzb[8]:= semz[7]; rxb[8]:= semx[7];
yo[11]:= -0.5; yo[12]:= -0.5;
if semy[11] < semy[12] then d:= semy[11] else d:= semy[12];
h[11]:= 1.5*d; h[12]:= h[11];
d1:= 1.0+se13/2; d2:= 1.0+se14/2;
xo[13]:= semx[13]*d1+vale/4 ; xo[14]:= -(semx[14]*d2 +vale/4);
zo[11]:= zo[13] + semz[13] + lado + distrot;
zo[12]:= zo[11];
minrot:= zo[11] - altrot;
yo[17]:= yo[15]-h[15];
rxb[15]:= 1.5*semx[14];
rxb[16]:= 2.0*semx[14]+2*semx[13]+vale-0.5*semx[14];
rxb[16]:= rxb[16]/2;
rzb[15]:= semz[13]; rzb[16]:= rzb[15];

for nb:= 3 to 6 do
cacb(nb);
for nb:= 8 to 10 do
cacb(nb);
for nb:= 15 to 17 do
cacb(nb);

variando;
end;

```

**PROCEDURE ELIPSES(x1,y1,z1: real; j: byte);**

var

k: byte;

a,b,c,d: real;

begin

if j = 1 then k:= 14 else k:= 13;

a:= semx[k]\*semx[k]; b:= semy[k]\*semy[k];

c:= semz[k]\*semz[k];

x1:= x-xo[j]; y1:= y-yo[j]+extens; z1:= z-zo[j];

d:= x1\*x1/a + y1\*y1/b + z1\*z1/c;

if d < 1.0 then erro:= 1 else erro:= 0;

end;

**PROCEDURE CHAMAK(j,nim: byte; esp: real);**

var

i: byte;

a,c,u,w: real;

begin

i:= 21;

if rzb[j] < rzt[j] then a:= rzb[j] else a:= rzt[j];

a:= a/2; zo[i]:= zo[j] + a;

case nim of

0: begin

if z > zo[i] then begin

rzt[i]:= rzt[j]+ zo[j]-zo[i]-esp;

rzb[i]:= rzb[j]+ zo[j]-zo[i]-esp;

end

else begin

a:= a-esp; rzb[i]:= a-0.01; rzt[i]:= a;

end;

end;

1: begin

a:= a-esp; rzb[i]:= a-0.01; rzt[i]:= a;

end;

2: begin

rzt[i]:= rzt[j]+ zo[j]-zo[i]-esp;

rzb[i]:= rzb[j]+ zo[j]-zo[i]-esp;

end;

end;

u:= rxb[j]\*rxb[j]; w:= rzb[j]\*rzb[j];

c:= zo[j]-zo[i]; c:= c\*c;

a:= (1.0 - c/w)\*u; a:= sqrt(a); rxb[i]:= a-esp;

u:= rxt[j]\*rxt[j]; w:= rzt[j]\*rzt[j];

c:= zo[j]-zo[i]; c:= c\*c;

a:= (1.0 - c/w)\*u; a:= sqrt(a); rxt[i]:= a-esp;

yo[i]:= yo[j]; xo[i]:= xo[j];

h[i]:= h[j]; cacb(i);

end;

**PROCEDURE MEDULA(j: byte);**

var

i: byte;

x1,y1,z1,d,rx,rz,g,esp: real;

label

lbl0, lbl1;

begin

defines1(j,s1); definesp(j,esp,espti,espfi,esppa,espfe);

i:= 21; chamak(j,0,esp);

g:= (y-yo[i])/s1;

if g &lt; 0 then goto lbl0;

if g &gt; h[j] then goto lbl0;

x1:= x-xo[i]; y1:= y-yo[i]; z1:= z-zo[i];

rx:= g\*cax[i]+cbx[i]; rz:= g\*caz[i]+cbz[i];

d:= x1\*x1/rx/rx + z1\*z1/rz/rz;

if d &gt; 1.0 then goto lbl1;

case j of

3,4,15,16: begin

nporoso:= nporoso+1;

tiptec:= 1; goto lbl0;

end;

end;

nmedula:= nmedula+1; tiptec:= 2; goto lbl0;

lbl1:

ncomp:= ncomp+1; tiptec:= 0;

lbl0:

end;

**PROCEDURE POROCIL(j: byte);**

var

i,k: byte;

esp,ge,rx,rz,a,c,d: real;

label

lbl0;

begin

case j of

1,2: begin

s1:= -1.0; esp:= espfi; k:= 3;

end;

7: begin

s1:= 1.0; esp:= espfi; k:= 8;

end;

13: begin

s1:= -1.0; esp:= espfi; k:= 16;

end;

14: begin

s1:= -1.0; esp:= espfi; k:= 15;

end;

end;

```

ge:= (y-yo[j])/s1; if ge < semy[j]-espfi then goto lbl0;

case j of
  7,13,14: begin
    rx:= rxb[k]-esp; rz:= rzb[k]-2.0*esp;
    end;
  1,2: begin
    rx:= rxt[k]-esp; rz:= rzt[k]-2.0*esp;
    end;
end;

tiptec:= 0;
a:= x-xo[k]; a:= a*a;
c:= z-zo[k]-rzb[k]/2; c:= c*c;
rx:= rx*rx; rz:= rz*rz;
d:= a/rx+c/rz;
if d < 1 then begin
  nporoso:= nporoso +1;
  ncomp:= ncomp-1; tiptec:= 1;
end;

lbl0:
end;

```

### **PROCEDURE POROSO(j: byte; esp: real);**

var

i: byte;

a,b,c,d,u,v,w: real;

begin

i:= 21; semx[i]:= semx[j]-esp;

semy[i]:= semy[j]-esp; semz[i]:= semz[j]-esp;

a:= x-xo[j]; a:= a\*a;

b:= y-yo[j]; b:= b\*b;

c:= z-zo[j]; c:= c\*c;

u:= semx[i]\*semx[i];

v:= semy[i]\*semy[i];

w:= semz[i]\*semz[i];

d:= a/u + b/v + c/w;

if d < 1.0 then begin

nporoso:= nporoso+1; tiptec:= 1;

end

else begin

ncomp:= ncomp+1; tiptec:= 0; porocil(j);

end;

end;

**PROCEDURE GERAP;**

```

var
  soma, ale: real;

begin
  alea(ale); nb:= 0; soma:= 0.0;
  repeat
    nb:= nb+1; soma:= soma + frac[nb];
  until soma > ale;

  soma:= fracom[nb]+frapor[nb];
  soma:= fracom[nb]/soma;
  alea(ale);
  if ale <= soma then tiptip:= 0 else tiptip:= 1;
end;

```

**PROCEDURE TESTAE(var k1,k2: byte);**

```

begin
  k1:= 0; k2:= 0;
  repeat
    k1:= k1+1;
  until E <= En[k1];
  if E = En[k1] then k2:= 1;
  if k1 = 0 then k1:= 1;
end;

```

**PROCEDURE CALCMI(var mis: real; k: byte);**

```

var
  c1,c2,b1,b2,a1,a2: real;
  m1,m2,jj1,jj2,ind: byte;

label
  lbl0;

begin
  testaE(m1,m2);
  if m2 = 1 then begin
    mis:= mi[k,m1]; goto lbl0;
  end;
  jj1:= m1-1; jj2:= m1;

  c1:= mi[k,jj1]; c2:= mi[k,jj2];
  ind:= 0;
  if c1 = 0.0 then ind:= ind+1;
  if c2 = 0.0 then ind:= ind+2;
  case ind of
    3: begin
      mis:= 0.0; goto lbl0;
    end;

```

```

1: begin
  jj1:= jj2; jj2:= jj2+1;
  c1:= mi[k,jj1]; c2:= mi[k,jj2];
end;
2: begin
  jj2:= jj1; jj1:= jj1-1;
  c1:= mi[k,jj1]; c2:= mi[k,jj2];
end;
end;

c1:= ln(c1); c2:= ln(c2);
a1:= ln(En[jj1]); a2:= ln(En[jj2]);
b1:= (c1-c2)/(a1-a2);
b2:= c1+c2-b1*(a1+a2); b2:= b2/2;
mis:= b1*ln(E)+b2; mis:= exp(mis);
lbl0:
end;

```

### PROCEDURE QUALS;

```

begin
  if gama > 0 then sup2(zdf) else sup2(zdi);
  if erro = 1 then begin
    sup1(rd);
    if erro = 1 then begin
      writeln(nb,' quals');
    end;
  end;
  calcmi(sigma,ns);
  sigma:= sigma*ro[nm];
end;

```

### PROCEDURE TIPO;

```

var
  k,k1,k2,j: byte;
  mit,mis,soma,ra,dif: real;
  p: array[1..nef] of real;

begin
  calcmi(mis,ns);
  j:= 0; soma:= 0.0;

  for k:= ns-4 to ns-1 do
    begin
      calcmi(mit,k);
      j:= j+1; p[j]:= mit/mis;
      soma:= soma+p[j];
    end;
  dif:= 1.0/soma;

  for k:= 1 to 4 do
    if p[k] > 0.0 then p[k]:= p[k]*dif;
  end;

```

```

alea(ra); tip:= 0; soma:= 0.0;
if E > 2.0*mc2 then k:= nef else k:= nef-1;

for j:= 1 to k do
begin
  if ra >= soma then begin
    soma:= soma+p[j]; tip:= j;
  end;
end;
end;

```

### PROCEDURE COEREN(var ra: real);

```

var
  ale,a1,a2,g1,g2,b1,b2: real;
  i: byte;

begin
  alea(ale); i:= 0;
  repeat
    i:= i+1;
  until erre[i] < ale;
  g1:= erre[i]; g2:= erre[i-1];
  b1:= cost[i]; b2:= cost[i-1];
  a1:= (b1-b2)/(g1-g2);
  a2:= b1+b2 - a1*(g1+g2); a2:= a2/2;
  ra:= a1*ale+a2;
end;

```

### PROCEDURE COMPTON;

```

var
  i,j: byte;
  ale,e1,e2,r1,r2,gama1,gama2,g1,g2,gam: real;

begin
  alea(ale); E:= E/mc2;

  if E <= Ec[2] then j:= 2
  else begin
    j:= 1;
    while E > Ec[j] do
      j:= j+1;
    end;

  if ale < rmat[2,j-1] then i:= 2
  else begin
    i:= 1;
    while ale > rmat[i,j-1] do
      i:= i+1;
    end;

```

```

E2:= ec[j]; e1:= ec[j-1];
g2:= ang[i]; g1:= ang[i-1];
r2:= rmat[i,j-1]; r1:= rmat[i-1,j-1];
calcgam(g1,g2,r1,r2,ale,gama1);
g2:= ang[i]; g1:= ang[i-1];
r2:= rmat[i,j]; r1:= rmat[i-1,j];
calcgam(g1,g2,r1,r2,ale,gama2);
calcgam(gama1,gama2,e1,e2,e,gam);
alea(ale); espalha(gam,ale,alfa,beta,gama);
g1:= 1.0 + E*(1.0-gam); g1:= E/g1;
E:= g1*mc2;
end;

```

### PROCEDURE FASEII;

var

```

nf,dip: byte;
a,b,g,ale,x1,y1,z1,uu: real;

```

label

```

lbl0, lbl1, lbl2, lbl3;

```

begin

```

nf:= 1; dip:= 0;
goto lbl3;

```

lbl0:

```

quals; alea(uu); escapa(uu,sigma,erro,L);
if erro = 1 then goto lbl2;
calcs(x,y,z); tipo;

```

lbl3:

case tip of

```

1: goto lbl1;
2: begin
    Compton;
    if E < 0.01*mc2 then goto lbl1 else goto lbl0;
end;
3: begin
    coeren(ale); alea(uu); espalha(ale,uu,alfa,beta,gama);
    goto lbl0;
end;
4: begin
    nf:= 2; E:= mc2;
    angulos(1); a:= -alfa;
    b:= -beta; g:= -gama;
    x1:= x; y1:= y; z1:= z;
    goto lbl0;
end;

```

end;

```

lbl1:
case nf of
  1: nL:= nL+1;
  2: begin
      E:= mc2; nf:= 1;
      alfa:= a; beta:= b;
      gama:= g; x:= x1;
      y:= y1; z:= z1; goto lbl0;
    end;
end;
lbl2:
end;

```

### **PROCEDURE MITMIL;**

```

var
  mit: real;

begin
  calcmi(mit,j1); erro:= 1;
  mil:= mit*ro[j2]*L + mil;
  if mil > ras then erro:= 1 else erro:= 0;
end;

```

### **PROCEDURE TESTARAIZ(var Lu: real; g1,g2,q1,q2,d1,d2,f1,f2,eps1: real; k,nim: byte);**

```

var
  g,q,rx,rz,ax: real;

label
  lbl0;

begin
  erro:= 1;
  xs:= x+Lu*alfa; ys:= y+Lu*beta; zs:= z+Lu*gama;
  g:= g1+g2*Lu; q:= q1 + q2*Lu;
  if k < 18 then begin
    if q < 0.0 then goto lbl0;
  end;
  if k = 21 then begin
    case nim of
      1: if zs > zo[k] then goto lbl0;
      2: if zs < zo[k] then goto lbl0;
    end;
  end;
  case k of
    18,19: begin
      rz:= caz[k]*g+cbz[k];
      if abs(q) > rz then goto lbl0;
    end;
  end;
end;

```

```

if g + eps1 < 0.0 then goto lbl0;
if g > h[k] + eps1 then goto lbl0;
xs:= xs - xo[k];
rx:= d1 + d2*Lu; rz:= f1+f2*Lu;
if rx < eps then goto lbl0;
if rz < eps then goto lbl0;
ax:= xs*xs/rx/rx + q*q/rz/rz;
if abs(ax-1.0) < eps1 then erro:= 0;
if erro = 1 then begin
    Lu:= 0.0;
    end;
lbl0:
end;

```

### PROCEDURE SUPCIL(j,nim: byte);

```

var
  f1,f2,d1,d2: real;
  ao,a1,a2,a3,a4,q,q1,q2,g,g1,g2,esp,ax,rx,rz: real;
  co,c1,c2,c3,c4,eps1: real;
  i,k,code: byte;

label
  lbl0;

begin
  eps1:= 0.01;
  defines1(j,s1); definesp(j,esp,espti,espfi,esppa,espfe);
  case tectip of
    1: begin
        k:= 21; chamak(j,nim,esp);
        end;
    0: k:= j;
  end;

  g1:= (y-yo[k])/s1; g2:= beta/s1;
  q1:= (z-zo[k]); q2:= gama;
  d1:= g1*cax[k] + cbx[k]; d2:= g2*cax[k];
  f1:= g1*caz[k] + cbz[k]; f2:= g2*caz[k];
  ax:= x - xo[k];

  termos(ax,alfa,f1,f2,co,c1,c2,c3,c4);
  ao:= co; a1:= c1; a2:=c2;
  a3:= c3; a4:= c4;

  termos(q1,q2,d1,d2,co,c1,c2,c3,c4);
  ao:= ao + co; a1:= a1 + c1; a2:=a2 + c2;
  a3:= a3 + c3; a4:= a4 + c4;

  termos(f1,f2,d1,d2,co,c1,c2,c3,c4);
  ao:= ao - co; a1:= a1 - c1; a2:= a2 - c2;
  a3:= a3 - c3; a4:= a4 - c4;
  a1:= a1/ao; a2:= a2/ao; a3:= a3/ao; a4:= a4/ao;

```

```

raizes(a1,a2,a3,a4,erro,L,LA,LB);
if erro = 1 then goto lbl0;
testaraiz(L,g1,g2,q1,q2,d1,d2,f1,f2,eps1,k,nim);
if erro = 1 then goto lbl0;
if L = LA then begin
    if LB > 0.0 then
        testaraiz(LB,g1,g2,q1,q2,d1,d2,f1,f2,eps1,k,nim)
        else LB:= 0.0;
    erro:= 0;
end
else begin
    if LA > 0.0 then
        testaraiz(L,g1,g2,q1,q2,d1,d2,f1,f2,eps1,k,nim)
        else LA:= 0.0;
    erro:= 0;
end;

    lbl0:
end;

```

**PROCEDURE ELIFI(j: byte; x1,y1,z1: real);**

```

var
    a,d: real;
    k: byte;

begin
    case j of
        7: k:= 1;
        8: k:= 7;
    end;
    a:= x1-xo[k]; y1:= y1-yo[k]; z1:= z1-zo[k];
    d:= a*a/semx[k]/semx[k] + y1*y1/semy[k]/semy[k] + z1*z1/semz[k]/semz[k];
    if d < 1.0 then erro:= 1 else erro:= 0;
end;

```

**PROCEDURE ELITI(x1,y1,z1: real; var k: byte);**

```

var
    a,d: real;

label
    lbl0,lbl1;

begin
    if x1 > 0.0 then goto lbl1;
    a:= x1-xo[1]; y1:= y1-yo[1]; z1:= z1-zo[1];
    d:= a*a/semx[1]/semx[1] + y1*y1/semy[1]/semy[1]
        + z1*z1/semz[1]/semz[1];
    if d < 1.0 then erro:= 1 else erro:= 0;
    k:= 1; goto lbl0;

```

```

lbl1:
a:= x1-xo[2]; y1:= y1-yo[2]; z1:= z1-zo[2];
d:= a*a/semx[2]/semx[2] + y1*y1/semy[2]/semy[2]
  + z1*z1/semz[2]/semz[2];
if d < 1.0 then erro:= 1 else erro:= 0;
k:= 2;
lbl0:
end;

```

**PROCEDURE ELIFEMUR(x1,y1,z1: real; j: byte);**

```

var
  a,b,q,u,d: real;
  k: byte;

begin
  case j of
    15,1: begin
      s1:= 1.0; s2:= -1.0; k:= 14;
      se:= se14; co:= co14;
      end;
    16,2: begin
      s1:= -1.0; s2:= 1.0; k:= 13;
      se:= se13; co:= co13;
      end;
  end;

  a:= (x1-xo[k])*s2*se - (z1-zo[k])*co;
  b:= s1*s2*se*se - co*co;
  q:= a/b;
  a:= (z1-zo[k])*s1*se - (x1-xo[k])*co;
  u:= a/b;
  b:= y1-yo[k];
  d:= u*u/semx[k]/semx[k] + b*b/semy[k]/semy[k]
    + q*q/semz[k]/semz[k];
  if d < 1.0 then erro:= 1 else erro:= 0;
end;

```

**PROCEDURE TESTE(j: byte; u,v,w,ext,ss: real);**

```

var
  a,b,c,d: real;

begin
  calcs(xs,ys,zs);
  a:= xs-xo[j]; b:= ys-yo[j]+ext-ss; c:= zs-zo[j];
  d:= a*a/u + b*b/v + c*c/w;
  if abs(d-1.0) > eps then erro:= 1 else erro:= 0;
end;

```

**PROCEDURE ELIPSOIDE(k,j,nim: byte; ext,ss: real);**

var

a,b,c,d,u,v,w,a1,a2,a3,esp,L1: real;

label

lbl0;

begin

if tectip = 1 then esp:= espfi else esp:= 0;

if nim = 1 then esp:= -espfi;

u:= (semx[k]-esp)\*(semx[k]-esp); v:= (semy[k]-esp)\*(semy[k]-esp);

w:= (semz[k]-esp)\*(semz[k]-esp);

a:= x-xo[j]; b:= y-yo[j]+ext-ss; c:= z-zo[j];

a1:= alfa\*alfa\*v\*w + beta\*beta\*u\*w + gama\*gama\*u\*v;

a2:= 2.0\*a\*alfa\*v\*w + 2.0\*b\*beta\*u\*w + 2.0\*c\*gama\*u\*v;

a3:= a\*a\*v\*w + b\*b\*u\*w + c\*c\*u\*v - u\*v\*w;

calcL(a1,a2,a3,erro,L,LA,LB);

if erro = 1 then goto lbl0;

L1:= L;

teste(j,u,v,w,ext,ss);

if erro = 1 then goto lbl0;

if LA > 0.0 then begin

l:= la; teste(j,u,v,w,ext,ss);

if erro = 1 then LA:= 0.0;

end;

if LB > 0.0 then begin

l:= lb; teste(j,u,v,w,ext,ss);

if erro = 1 then LB:= 0.0;

end;

L:= L1;

lbl0:

end;

**PROCEDURE TRUNCA(j: byte; ss: real);**

var

ext: real;

k: byte;

begin

if j = 1 then k:= 14 else k:= 13;

ext:= extens;

elipsoide(k,j,0,ext,ss);

end;

**PROCEDURE BASECIL(j,nim: byte; esp: real);**

var

g,a,rx,u: real;

k: byte;

label

lbl0;

```

begin
  erro:= 1; defines1(j,s1);

  esp:= 0.0; k:= j;
  case j of
    3: if tectip <> 0 then begin
          k:= 21; chamak(j,nim,esp);
        end;
  end;

  L:= (zo[k] -z)/gama;
  if L < 0.0 then goto lbl0;
  calcs(xs,ys,zs);
  g:= (ys-yo[k])/s1;
  if g < 0 then goto lbl0;
  if g > h[k] then goto lbl0;
  rx:= cax[k]*g+cbx[k]; rx:= rx*rx;
  a:= xs-xo[k]; a:= a*a;
  if a <= rx then erro:= 0;

  lbl0:
end;

PROCEDURE TESTE1(u1,u2,q1,q2,g1,g2,d,v,w: real);
var
  u,q,g: real;

begin
  u:= u1+ u2*L; q:= q1+q2*L; g:= g1+g2*L;
  d:= u*u/d + g*g/v + q*q/w;
  if abs(d-1.0) < eps then erro:= 0 else erro:= 1;
end;

PROCEDURE ELIP13e14(j: byte);
var
  q,q1,q2,g,g1,g2,u,v,w,u1,u2,a1,a2,a3,a,b,c,d,esp,L1: real;

label
  lbl0;

begin
  if tectip = 1 then esp:= espfi else esp:= 0;
  case j of
    13: begin
          s1:= -1.0; s2:= 1.0;
          se:= se13; co:= co13;
        end;
    14: begin
          s1:= 1.0; s2:= -1.0;
          se:= se14; co:= co14;
        end;
  end;
end;

```

```

a:= x-xo[j]; b:= y-yo[j]; c:= z-zo[j];
q:= s1*s2*se*se - co*co;
q1:= a*s2*se - c*co;
q2:= alfa*s2*se - gama*co;
q1:= q1/q; q2:= q2/q;

g1:= b; g2:= beta;

u:= co*co - s1*s2*se*se;
u1:= a*co - c*s1*se;
u2:= alfa*co - gama*s1*se;
u1:= u1/u; u2:= u2/u;

d:= (semx[j]-esp)*(semx[j]-esp); v:= (semy[j]-esp)*(semy[j]-esp);
w:= (semz[j]-esp)*(semz[j]-esp);

a1:= u2*u2*v*w + g2*g2*d*w + q2*q2*d*v;
a2:= u1*u2*v*w + g1*g2*d*w + q1*q2*d*v; a2:= 2.0*a2;
a3:= u1*u1*v*w + g1*g1*d*w + q1*q1*d*v - d*v*w;

calcL(a1,a2,a3,erro,L,LA,LB);
if erro = 1 then goto lbl0;
L1:= L;
teste1(u1,u2,q1,q2,g1,g2,d,v,w);
if erro = 1 then goto lbl0;
if LA > 0.0 then begin
    L:= LA; teste1(u1,u2,q1,q2,g1,g2,d,v,w);
    if erro = 1 then LA:= 0.0;
end;
if LB > 0.0 then begin
    L:= LB; teste1(u1,u2,q1,q2,g1,g2,d,v,w);
    if erro = 1 then LB:= 0.0;
end;
L:= L1;

lbl0:
end;

```

### PROCEDURE PLANCIL(j,nim: byte);

```

var
g,rz: real;
k: byte;

label
    lbl0,lbl1;

begin
    if tectip = 1 then begin
        k:= 21; chamak(j,nim,espfe);
    end
    else k:= j;

```

```

erro:= 1;
L:= (xo[k]-x)/alfa;
if L <= 0.0 then goto lbl0;
calcs(xs,ys,zs); g:= yo[j]-ys;
if g < 0.0 then goto lbl0;
if g > h[k] then goto lbl0;
rz:= g*caz[k]+cbz[k];
if tectip = 0 then goto lbl1;
case nim of
  1: if zs > zo[k] then goto lbl0;
  2: if zs < zo[k] then goto lbl0;
end;

lbl1:
if (zs-zo[k])/rz <= 1.0 then erro:= 0;
lbl0:
end;

```

**PROCEDURE DEFINEDIR(j: byte; var dir: byte);**

```

begin
  case j of
    3,4,5,6,8,9,10,19: if beta > 0 then dir:= 1 else dir:= 0;
    15,16,17,18: if beta > 0 then dir:= 0 else dir:= 1;
  end;
end;

```

**PROCEDURE CILRETO(j,nim: byte; var dir: byte);**

```

var
  esp,g,rx,rz,a,c,d: real;
  k: byte;

label
  lbl0;

begin
  erro:= 1;
  defines1(j,s1); definesp(j,esp,espti,espfi,esppa,espfe);
  definedir(j,dir);
  case tectip of
    1: begin
      k:= 21; chamak(j,nim,esp);
    end;
    0: k:= j;
  end;
  case dir of
    0: begin
      g:= 0.0; rx:= rxb[k]; rz:= rzb[k];
    end;
    1: begin
      g:= h[j]; rx:= rxt[k]; rz:= rzt[k];
    end;
  end;
end;

```

```

rx:= rx*rx; rz:= rz*rz;
L:= (yo[k]+s1*g-y)/beta;
if L <= 0.0 then goto lbl0;
calcs(xs,ys,zs);
case j of
  15: if xs > 0.0 then goto lbl0;
  16: if xs < 0.0 then goto lbl0;
end;
a:= xs-xo[k]; a:= a*a; c:= zs-zo[k]; c:= c*c; d:= a/rx+c/rz;
if d <= 1.0 then erro:= 0;
lbl0:
end;

```

**PROCEDURE SUPROT(j,code: byte; var qual: byte);**

var

s,se,co,esp,u,v,a,b,c,d,a1,a2,a3,g,g1,g2,q,q1,q2,y1,z1: real;

label

lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4;

begin

definecose(j,se11,co11,se12,co12,s1,s2,co,se);

if tectip = 1 then esp:= esp1 else esp:= 0.0;

u:= semx[j]-esp; u:= u\*u;

v:= semy[j]-esp; v:= v\*v;

q:= s2\*se\*se - s1\*co\*co;

q1:= (y-yo[j])\*se + (z-zo[j])\*s1\*co;

q2:= beta\*se + gama\*s1\*co;

q1:= q1/q; q2:= q2/q;

g:= s1\*co\*co - s2\*se\*se;

g1:= (y-yo[j])\*co + (z-zo[j])\*s2\*se;

g2:= beta\*co + gama\*s2\*se;

g1:= g1/g; g2:= g2/g;

{superficie triangular}

b:= minrot+esp;

a:= (zo[j]-lado-b)/(semx[j]-esp);

s:= 1.0; erro:= 1;

lbl3:

L:= (a\*s\*x+b-z)/(gama-a\*s\*alfa);

if L < eps then goto lbl4;

calcs(xs,ys,zs);

d:= a\*s\*xs + b;

if abs(zs-d) > eps then goto lbl4;

g:= g1+g2\*L;

if g < 0.0 then goto lbl4;

if g > semy[j]-esp then goto lbl4;

q:= q1+q2\*L;

if q < lado then goto lbl4;

if zs < minrot then goto lbl4;

```

g:= g*g;
a:= xs-xo[j]; a:= a*a;
d:= a/u + g/v;
if d + eps > 1.0 then goto lbl4;
erro:= 0; qual:= 1; goto lbl0;
lbl4:
if s = -1.0 then goto lbl1
  else begin
    s:= -1.0; goto lbl3;
  end;

```

lbl1: {superficie plana}

```

if code = 1 then goto lbl0;
erro:= 1; L:= (esp-q1)/q2;
if L < eps then goto lbl2;
g:= g1+g2*L;
if g < 0.0 then goto lbl2;
if g > semy[j]-esp then goto lbl2;
q:= q1+q2*L;
calcs(xs,ys,zs); a:= xs-xo[j];
g:= g*g; a:= a*a; d:= a/u + g/v;
if d + eps > 1.0 then goto lbl2;
erro:= 0; qual:= 2; goto lbl0;

```

lbl2: {superficie curva}

```

a:= x-xo[j];
a1:= alfa*alfa*v+ g2*g2*u;
a2:= 2.0*a*alfa*v + 2.0*g1*g2*u;
a3:= a*a*v + g1*g1*u - u*v;
calcL(a1,a2,a3,erro,L,LA,LB);
if L < eps then goto lbl0;
if erro = 1 then goto lbl0;

```

```

erro:= 1; q:= q1+q2*L;
if q < 0.0 then goto lbl0;
if q > lado then goto lbl0;
g:= g1+g2*L;
if g < 0.0 then goto lbl0;
if g > semy[j]-esp then goto lbl0;
calcs(xs,ys,zs);
if zs < minrot then goto lbl0;
a:= xs-xo[j]; a:= a*a;
g:= g*g; d:= a/u + g/v;
if abs(d-1.0) > eps then goto lbl0;
erro:= 0; qual:= 3;

```

lbl0:

case j of

11: if ys-yo[j] > 0.0 then erro:= 1;

12: if ys-yo[j] < 0.0 then erro:= 1;

end;

end;

**PROCEDURE SEC11E12(j: byte);**

var

L0,L1,L2,Lj1,Lj2,Lx: real;  
 ind,i,k,qual,tip1: byte;

label

lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4,lbl5;

begin

if j = nb then tip1:= tiptip else tip1:= 0;

ind:= 0; Lj1:= 0.0; Lj2:= 0.0;

L0:= 0.0; L1:= 0.0; L2:= 0.0;

if j = 11 then k:= 12 else k:= 11;

tectip:= 0; suprot(j,0,qual);

if erro = 1 then goto lbl1;

L0:= L; tectip:= 1;

suprot(j,0,qual);

if erro = 1 then goto lbl4;

if tip1 = 0 then begin

    if qual = 2 then goto lbl4;

end;

L1:= L; ind:= ind+1; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

suprot(j,0,qual);

if erro = 1 then goto lbl4;

L2:= L; ind:= ind+2; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

lbl4:

case ind of

0: begin

    Lj1:= L0; Lx:= L0;

end;

1: begin

    Lj1:= L0-L1; Lj2:= L1; Lx:= Lj1;

end;

3: begin

    Lj1:= L0-L2; Lj2:= L2; Lx:= L0-L1-L2;

end;

end;

goto lbl5;

lbl1:

tectip:= 0; suprot(k,0,qual);

if erro = 1 then begin

    if j = nb then writeln('erro 1 sec11e12') else erro:= 0;

    goto lbl0;

end;

L0:= L; tectip:= 1; suprot(j,0,qual);

if erro = 1 then goto lbl2;

if tip1 = 0 then begin

    if qual = 2 then goto lbl2;

end;

L1:= L; ind:= ind+1; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

```

lbl2:
tectip:= 1; suprot(k,0,qual);
if erro = 1 then goto lbl3;
if tip1 = 0 then begin
    if ind = 0 then begin
        if qual = 2 then goto lbl3;
        end;
    end;

ind:= ind+1;
if ind = 2 then L2:= L else L1:= L;
calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

if ind = 2 then goto lbl3;
suprot(k,0,qual);
if erro = 1 then goto lbl3;
ind:= ind+1; L2:= L; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

lbl3:
case ind of
0: begin
    Lj1:= L0; Lx:= L0;
    end;
1: begin
    Lj1:= L0-L1; Lj2:= L1; Lx:= L0-L1;
    end;

2: begin
    Lj1:= L0-L2; Lj2:= L2; Lx:= L0-L1-L2;
    end;
end;

lbl5:
if Lj1 < 0.0 then begin
    writeln('erro 2 sec11e12');
    end;
j1:= 1; j2:= 1; L:= Lj1; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
if Lx < 0.0 then begin
    writeln('erro 3 sec11e12');
    end;
L:= Lx; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

if Lj2 < 0.0 then writeln('erro 4 sec11e12');
if ind = 0 then goto lbl0;
j1:= 2; j2:= 2; L:= Lj2; mitmil;

lbl0:
end;

```

**PROCEDURE ELES(var ind: byte; var a,b: real);**

label

  lbl0;

begin

  a:= 0.0; b:= 0.0;

  if erro = 1 then goto lbl0;

  if LA > 0.0 then ind:= ind+2;

  if LB > 0.0 then ind:= ind+2;

  case ind of

    2: if LA > 0.0 then a:= LA else a:= LB;

    4: begin

      a:= LA; b:= LB;

    end;

  end;

  lbl0:

end;

**PROCEDURE CODE0(j,ind,dir: byte; L0,L1,L2,L3: real;**

**var Lx: real; var jLx: byte);**

var

  Lj1,Lj2: real;

  caso: byte;

label

  lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4,lbl5;

begin

  jLx:= 1; Lx:= 0.0; Lj1:= 0.0; Lj2:= 0.0;

  case ind of

    1,2: begin

      caso:= 0;

      if tiptip = 0 then caso:= caso + 1;

      if j = nb then caso:= caso + 1;

      if caso = 2 then ind:= 0;

    end;

  end;

  case j of

    3,8,15,16: if dir = 1 then goto lbl1;

    4,5,6,9,10,17: goto lbl1;

  end;

  Lj1Lj2B(ind,L0,L1,L2,L3,Lj1,Lj2,Lx);

  if Lx < 0.0 then writeln('erro 1 code0');

  goto lbl2;

  lbl1:

  LJ1LJ2E(ind,L0,L1,L2,L3,Lj1,Lj2);

  lbl2:

  erro:= 0;

  j1:= 1; j2:= 1; L:= Lj1;

```

if Lj1 = 0.0 then goto lbl3;
if Lj1 < 0.0 then writeln('erro 2 code0');
mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
lbl3:
if Lj2 = 0.0 then goto lbl4;
if Lj2 < 0.0 then writeln('erro 3 code0');
j1:=4;
case j of
  3,4,15,16: j1:= 2;
end;
j2:= j1; L:= Lj2; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
lbl4:
if Lx = L0 then goto lbl0;
L:= L0-Lx; LL:= LL+L; calcs(x,y,z);

```

```

lbl0:
end;

```

```

PROCEDURE CODE1(j,ind,dir: byte; L0,L1,L2,L3: real;
var Lx: real; var jLx: byte);

```

```

var
a,Lj1,Lj2,esp: real;
k: byte;

```

```

label
  lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4,lbl5;

```

```

begin
jLx:= 1; Lx:= 0.0; Lj1:= 0.0; Lj2:= 0.0;
k:= 4;
case j of
  3,4,15,16: k:= 2;
end;

case ind of
  0: begin
    definesp(j,esp,espti,espfi,esppa,espfe);
    chamak(j,1,esp); zs:= z+L*gama;
    if dir = 0 then a:= rzb[21] else a:= rzt[21];
    if zs > zo[21] + a then ind:= 5;
    if zs < zo[21] - a then ind:= 5;
    end;
  4: begin
    writeln('erro 1 code1'); goto lbl0;
    end;
end;

case j of
  3,8,15,16: if dir = 1 then goto lbl1;
  4,5,6,9,10,17: goto lbl1;
end;

```

```
Lj1Lj2A(ind,L0,L1,L2,Lj1,Lj2,Lx,jLx);
if Lx < 0.0 then writeln('erro 2 code1');
goto lbl2;
```

```
lbl1:
case ind of
  0: Lj2:= L0;
  1: begin
      Lj1:= L1; Lj2:= L0-L1;
    end;
  2: begin
      Lj1:= L0-L2; Lj2:= L2;
    end;
  3: begin
      Lj1:= L0-L2+L1; Lj2:= L2-L1;
    end;
  5: Lj1:= L0;
end;
```

```
lbl2:
erro:= 0;
j1:= 1; j2:= 1; L:= Lj1;
if Lj1 = 0.0 then goto lbl3;
if Lj1 < 0.0 then writeln('erro 3 code1');
mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
```

```
lbl3:
if Lj2 = 0.0 then goto lbl4;
if Lj1 < 0.0 then writeln('erro 4 code1');
j1:= k; j2:= j1; L:= Lj2; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
```

```
lbl4:
if Lx = L0 then goto lbl0;
L:= L0-Lx; LL:= LL+L; calcs(x,y,z);
```

```
lbl0:
end;
```

```
PROCEDURE CILINDRO(j: byte; var Lx: real; var jLx,code: byte);
```

```
var
ind,dir: byte;
L0,L1,L2,L3: real;
```

```
label
  lbl0,lbl1,lbl2,lbl3;
```

```
begin
  L1:= 0.0; L2:= 0.0; L3:= 0.0; L0:= 0.0;
  definedir(j,dir);
```

```

tectip:= 0; supcil(j,5);
if erro = 0 then code:= 0
  else begin
    cilreto(j,5,dir);
    if erro = 1 then begin
      writeln('erro 1 cilindro');
      chato:= 1; goto lbl0;
    end;
    code:= 1;
  end;

L0:= L; ind:= 0; tectip:= 1; supcil(j,2);
if erro = 1 then goto lbl2;
eles(ind,L2,L3);
if L3 > L0 then begin
  L3:= 0.0; ind:= ind-2;
end;
if L2 > L0 then begin
  L2:= 0.0; ind:= ind-2;
end;
if ind = 4 then goto lbl3;

lbl2:
supcil(j,1); if erro = 1 then goto lbl3;
if L < L0 then begin
  L1:= L; ind:= ind+1;
end;

lbl3:
if code = 0 then code0(j,ind,dir,L0,L1,L2,L3,Lx,jLx)
  else code1(j,ind,dir,L0,L1,L2,L3,Lx,jLx);

lbl0:
end;

```

```

PROCEDURE OUTROSSO(j: byte); forward;
PROCEDURE SEC7(j: byte); forward;
PROCEDURE SEC3A10(j: byte); forward;
PROCEDURE SEC13E14(j: byte); forward;

```

```

PROCEDURE ELIP1E2(j: byte; L0: real);

```

```

var
  L1,L2,Lj1,Lj2: real;
  code,k,ind: byte;

```

```

label
  lbl0,lbl1,lbl2;

```

```

begin
  tectip:= 1;
  case j of
    1,2,7: elipsoide(j,j,0,0,0);
    13,14: elip13e14(j);
  end;
end;

```

```

ind:= 0; eles(ind,L1,L2);
L:= L0; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

case j of
  7: k:= 8;
  1,2: k:= 3;
  13,14: k:= 15;
end;
tectip:= 0; supcil(k,5);
case j of
  13,14: begin
    if erro = 1 then begin
      k:= 16; supcil(k,5);
    end;
  end;
end;

code:= erro;
if erro = 1 then goto lbl1;
case ind of
  0,2: begin
    Lj1:= 0.0; Lj2:= L0;
  end;
  4: begin
    Lj1:= L1; Lj2:= L0-L1;
  end;
end;
goto lbl2;

lbl1:
case ind of
  0: begin
    Lj1:= L0; Lj2:= 0.0;
  end;
  2: begin
    Lj1:= L0-L1; Lj2:= L1;
  end;
  4: begin
    Lj1:= L0-L2+L1; Lj2:= L2-L1;
  end;
end;

lbl2:
if Lj1 < 0.0 then begin
  writeln('erro 1 elip1e2 ',nb:5,j:5);
end;

if Lj1 > 0.0 then begin
  j1:= 1; j2:= 1; L:= Lj1; mitmil;
  if erro = 1 then goto lbl0;
end;

if Lj2 < 0.0 then writeln('erro 2 elip1e2 ',nb:5,j:5);

```

```

if Lj2 > 0.0 then begin
    j1:= 2; j2:= 2; L:= Lj2; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;
end;

if code = 0 then begin
    sec3a10(k);
end;

lbl0:
end;

PROCEDURE SEC1E2(j: byte);
var
    L0,L2,L3,Lj1,Lj2,Lx: real;
    qual,ind,k: byte;

label
    lbl0,lbl1,lbl2,lbl3;

begin
    tectip:= 0; elipsoide(j,j,0,0,0);
    if erro = 1 then begin
        writeln('erro 1 sec1e2: ',nb:5,j:5);
    end;

    L0:= L;
    if beta < 0 then goto lbl1;
    elip1e2(j,L0);
    goto lbl0;

    lbl1:
    tectip:= 1; elipsoide(j,j,0,0,0);
    ind:= 0; eles(ind,L2,L3);
    Lx:= L0;

    case ind of
        0: goto lbl2;
        4: begin
            j1:= 1; j2:= 1; L:= L2; mitmil;
            if erro = 1 then goto lbl0;
            calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
            Lx:= Lx-L2; L2:= L3-L2;
        end;
    end;

    trunca(j,espfi);
    if erro = 0 then begin
        if L > L2 then L:= L2;
    end
    else L:= L2;

    j1:= 2; j2:= 2; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;

```

```
calcs(x,y,z); LL:= LL+L; Lx:= Lx-L;
```

```
lbl2:
tectip:= 0; trunca(j,0);
if erro = 0 then begin
    if L > Lx then L:= Lx;
    end
    else L:= Lx;
```

```
j1:= 1; j2:= 1; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
```

```
tectip:= 0; k:= 13; elip13e14(k);
if erro = 0 then goto lbl3;
k:= 14; elip13e14(k);
if erro = 0 then goto lbl3;
k:= 12; suprot(k,1,qual);
if erro = 1 then begin
    erro:= 0; goto lbl0;
end;
```

```
lbl3:
j1:= 3; j2:= 3; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
case k of
    13,14: sec13e14(k);
    12: sec11e12(k);
end;
```

```
lbl0:
end;
```

### **PROCEDURE SEC3A10(j: byte);**

```
var
```

```
code,ind,dir,jLx,k: byte;
Lx,L1,L2,esp: real;
```

```
label
```

```
lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4;
```

```
begin
```

```
    lbl3:
    cilindro(j,Lx,jLx,code);
    if erro = 1 then goto lbl0;
    definedir(j,dir);
    case j of
        3,8: if dir = 1 then goto lbl2;
        4,5,6,9,10,17: goto lbl2;
    end;
    if j = 3 then k:= 1 else k:= 7;
    tectip:= 0; elipsoide(k,k,0,0,0);
```

```

if erro = 0 then goto lbl1;
if j = 3 then begin
    k:= 2; elipsoide(k,k,0,0,0);
    if erro = 0 then goto lbl1;
end;
if jLx = 1 then goto lbl4;
definesp(j,esp,espti,espfi,esppa,espfe);

if Lx > esp then begin
    L:= Lx-esp; j1:= jLx; j2:= jLx; mitmil;
    calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
    if erro = 1 then goto lbl0;
    Lx:= esp; jLx:= 1;
end
else jLx:= 1;
lbl4:
j1:= jLx; j2:= jLx; L:= Lx; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
goto lbl0;

lbl1:
L1:= L; ind:= 0; eles(ind,L1,L2);
case ind of
    2: j1:= 2;
    4: j1:= jLx;
end;
j2:= j1; L:= Lx; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;

if ind = 4 then begin
    L:= L1; j1:= 3; j2:= 3; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;
    calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
end;
if j = 3 then sec1e2(k) else sec7(k);
goto lbl0;

lbl2:
if code = 0 then goto lbl0;

if dir = 1 then j:= j+1 else j:= j-1;
case j of
    2,7,11: begin
        writeln('erro 2 sec3a10 ',nb:5,j:5); goto lbl0;
    end;
end;
goto lbl3;
lbl0:
outrosso(j);
end;

```

## PROCEDURE SEC7(j: byte);

var

ind,code: byte;  
L0,L1,L2,Lj1,Lj2,Lx,Lxx: real;

label

lbl0,lbl1,lbl2;

begin

```
tectip:= 0; elipsoide(j,j,0,0,0);
if erro = 1 then writeln('erro 1 sec7 ',nb:5,j:5);
L0:= L;
if beta < 0 then goto lbl1;
elip1e2(j,L0);
goto lbl0;
lbl1:
ind:= 0; eles(ind,L1,L2);
elipsoide(1,1,0,0,0);
if erro = 1 then begin
    code:= 0; goto lbl2;
end;
Lx:= L;
if Lx > L0 then begin
    code:= 1; goto lbl2;
end;
elipsoide(1,1,1,0,0);
if erro = 1 then writeln('erro 2 sec7');
Lxx:= L; j1:= 2; j2:= 2; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
if Lx-Lxx < 0.0 then begin
    sec1e2(1); goto lbl0;
end;
L:= Lx-Lxx; j1:= 1; j2:= 1; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
L:= Lx; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
sec1e2(1); goto lbl0;
lbl2:
LJ1IJ2F(ind,L0,L1,L2,Lj1,Lj2);
L:= L0; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
if Lj1 > 0.0 then begin
    j1:= 1; j2:= 1; L:= Lj1; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;
end;
if Lj2 > 0.0 then begin
    j1:= 2; j2:= 2; L:= Lj2; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;
end;
if code = 0 then goto lbl0;
L:= Lx-L0; j1:= 3; j2:= 3; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
calcs(x,y,z); LL:= LL+L; sec1e2(1);
lbl0:
outrosso(j);
end;
```

**PROCEDURE SEC13E14(j: byte);**

var

ind,k,qual: byte;  
L0,L2,L3,Lj1,Lj2: real;

label

lbl0,lbl1,lbl2,lbl3;

begin

tectip:= 0; elip13e14(j);  
if erro = 1 then writeln('erro 1 sec13e14: ',nb:5,j:5);  
L0:= L;  
if beta > 0 then goto lbl1;  
elip1e2(j,L0);  
goto lbl2;

lbl1:

tectip:= 1; elip13e14(j);  
ind:= 0; eles(ind,L2,L3);  
Lj1Lj2D(ind,L0,L2,L3,Lj1,Lj2);  
L:= Lj1; j1:= 1; j2:= 1; mitmil;  
if erro = 1 then goto lbl0;  
if ind = 0 then goto lbl0;  
L:= Lj2; j1:= 2; j2:= 2; mitmil;  
if erro = 1 then goto lbl0;  
L:= L0; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;  
tectip:= 0; k:= 1; elipsoide(k,k,0,0,0);  
if erro = 0 then goto lbl3;  
k:= 2; elipsoide(k,k,0,0,0);  
if erro = 0 then goto lbl3;  
erro:= 0;

lbl2:

if erro = 1 then goto lbl0;  
k:= 11; suprot(k,1,qual);  
if erro = 1 then begin  
    k:= 12; suprot(12,1,qual);  
    if erro = 1 then begin  
        erro:= 0; goto lbl0;  
    end;  
end;

lbl3:

j1:= 3; j2:= 3; mitmil;  
if erro = 1 then goto lbl0;  
calcs(x,y,z); LL:= LL+L;  
case k of  
    1,2: sec1e2(k);  
    11,12: sec11e12(k);  
end;  
lbl0:  
end;

**PROCEDURE SEC17(j: byte); forward;**

**PROCEDURE SEC15E16(j: byte);**

var

ind,dir,jLx,code,k,qual: byte;  
L0,L1,L2,L3,Lj1,Lj2,a,Lx: real;

label

lbl0,lbl1,lbl2,lbl3;

begin

tectip:= 0; plancil(j,5);  
if erro = 1 then goto lbl2;  
L0:= L; ind:= 0; supcil(j,2);  
eles(ind,L2,L3);  
if ind = 4 then goto lbl1;  
supcil(j, 1);  
if erro = 0 then begin  
    L1:= L; ind:= ind+1;  
end;

lbl1:

Lj1Lj2C(ind,L0,L1,L2,Lj1,Lj2);  
if Lj1 > 0.0 then begin  
    L:= Lj1; j1:= 1; j2:= 1; mitmil;  
    if erro = 1 then goto lbl0;  
end;  
if Lj2 > 0.0 then begin  
    L:= Lj2; j1:= 2; j2:= 2; mitmil;  
    if erro = 1 then goto lbl0;  
end;

L:= L0; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;  
if j = 15 then j:= 16 else j:= 15;

lbl2:

cilindro(j,Lx,jLx,code);  
if erro = 1 then goto lbl0;  
definedir(j,dir);  
if dir = 1 then begin  
    if code = 1 then sec17(17);  
    goto lbl0;  
end;  
L:= Lx; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;  
if j = 15 then k:= 14 else k:= 13;  
tectip:= 0; elip13e14(k);  
if erro = 0 then begin  
    ind:= 0; eles(ind,L1,L2); goto lbl3;  
end;  
k:= 11; suprot(k, 1,qual);  
if erro = 0 then begin  
    ind:= 4; L1:= L; goto lbl3;  
end;  
j1:= jLx; j2:= jLx; L:= Lx; mitmil;  
goto lbl0;

```

lbl3:
case ind of
  2: Lj1:= 2;
  4: begin
      j1:= 3; j2:= 3; L:= L1; mitmil;
      if erro = 1 then goto lbl0;
      calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
      Lj1:= jLx;
    end;
end;

j2:= j1; L:= Lx; mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
if k = 11 then sec11e12(k) else sec13e14(k);
lbl0:
end;

```

### PROCEDURE SEC17(j: byte);

```

var
  code,jLx: byte;
  Lx: real;

label
  lbl0;
begin
  cilindro(j,Lx,jLx,code);
  if erro = 1 then goto lbl0;
  if code = 0 then goto lbl0;
  if x > 0 then sec15e16(16) else sec15e16(15);
  lbl0:
end;

```

### PROCEDURE TECIDO;

```

var
  k,dir: byte;
  a,c,u,w,d,L0: real;

label
  lbl0,lbl1;

begin
  tectip:= 0; supcil(18,5); L0:= 0.0;
  if erro = 1 then supcil(19,5);
  if erro = 0 then begin
      calcs(x,y,z); LL:= LL+L; goto lbl1;
    end;
  k:= 18; cilreto(k,5,dir);
  if erro = 1 then begin
      k:= 19; cilreto(k,5,dir);
      if erro = 1 then begin
          writeln('erro 1 tecido ',nb:5);
          goto lbl0;
        end;
    end;
end;

```

```

                                end;
                        end;
L0:= L; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
if k = 18 then k:= 19 else k:= 18;
supcil(k,5);
if erro = 1 then begin
        a:= (x-xo[k]); a:= a*a; c:= z-zo[k]; c:= c*c;
        if dir = 0 then w:= rzb[k] else w:= rzt[k];
        if dir = 0 then u:= rxb[k] else u:= rxt[k];
        d:= a/u+u+c/w/w;
        if d < 1.0 then begin
                writeln('erro 2 tecido ',nb:5);
                goto lbl0;
                end;
        end;
L:= L0+L; calcs(x,y,z); LL:= LL+L;
lbl1:
calcmi(a,3); d:= a*percent;
calcmi(a,4); d:= d+a*(1.0-percent);
mil:= mil + d*L*roequi;
if mil > ras then erro:= 1 else erro:= 0;
lbl0:
end;

```

#### **PROCEDURE OUTROSSO(j: byte);**

```

var
k: byte;

label
    lbl0,lbl1,lbl2;

begin
    if erro = 1 then goto lbl0;
    if j < 7 then goto lbl0;
    if j > 10 then goto lbl0;

    if j = 7 then goto lbl1;
    tectip:= 0; k:= 1;
    elipsoide(k,k,0,0,0);
    if erro = 0 then goto lbl2;

    lbl1:
    for k:= 4 to 6 do
        begin
            supcil(k,5);
            if erro = 0 then goto lbl2;
        end;
    erro:= 0; goto lbl0;

    lbl2:
    j1:= 3; j2:= 3; mitmil;
    if erro = 1 then goto lbl0;
    calcs(x,y,z); LL:= LL+L;

```

```

    if k = 1 then sec1e2(k) else sec3a10(k);
    lbl0:
end;

```

### PROCEDURE FASEI;

var

```

    mit,a,c: real;
    code,k,j: byte;

```

label

```

    lbl0,lbl1,lbl2;

```

begin

```

    erro:= 1; mil:= 0.0; LL:= 0; alea(ras); ras:= -ln(ras);

```

```

    case nb of

```

```

        1,2: sec1e2(nb);

```

```

        7: sec7(nb);

```

```

    3,4,5,6,8,9,10: sec3a10(nb);

```

```

        11,12: sec11e12(nb);

```

```

        13,14: sec13e14(nb);

```

```

        15,16: sec15e16(nb);

```

```

        17: sec17(nb);

```

```

    end;

```

```

    if erro = 1 then goto lbl0;

```

```

    tecido;

```

```

    if erro = 1 then goto lbl0;

```

```

    case sup of

```

```

        1: begin

```

```

            sup1(rd-yarl-yal);

```

```

            if erro = 1 then goto lbl1;

```

```

            j1:= 6; j2:= 6;

```

```

            mitmil;

```

```

            if erro = 1 then goto lbl0;

```

```

            LL:= LL + L; calcs(x,y,z);

```

```

            sup1(rd-yal);

```

```

            if erro = 1 then goto lbl1;

```

```

            j1:= 7; j2:= 7;

```

```

            mitmil;

```

```

            if erro = 1 then goto lbl0;

```

```

            LL:= LL + L; calcs(x,y,z);

```

```

            lbl1:

```

```

            sup1(rd);

```

```

            if erro = 1 then writeln('erro sup1, fasei');

```

```

        end;

```

```

        2: begin

```

```

            sup2(zdi);

```

```

            if erro = 1 then writeln('erro sup2, fasei');

```

```

        end;

```

```

end;

```

```

j1:= 6; j2:= 6;
mitmil;
if erro = 1 then goto lbl0;
LL:= LL + L; calcs(x,y,z);

tip:= 0;
if abs(sx-x) < eps then tip:= tip+1;
if abs(sz-z) < eps then tip:= tip+1;
if abs(sy-y) < eps then tip:= tip+1;
if abs(Lef - LL) < eps then tip:= tip + 1;
if tip < 4 then begin
    writeln(nb,' fasei sup = ',sup);
end;

nc:= nc+1;
QUALS; erro:= 1;
mit:= mil+ sigma*L;
if mit < ras then goto lbl0;
erro:= 0; L:= (ras-mil)/sigma;
calcs(x,y,z); nt:= nt+1;
tipo;
ntip[tip]:= ntip[tip]+1;
lbl0:
end;

```

### PROCEDURE XYZ;

var

```

a,b,c,rx,rz,ale,q1,g1,u,d: real;
delta,g,q,x1,y1,z1,uu,vv: real;
j,jj: byte;

```

label

```

lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4,lbl5;

```

begin

case nb of

```

15,16,8,9,10,4,5,6,3,17,18,19: begin

```

```

    lbl3:

```

```

    repeat

```

```

        if rxb[nb] > rxt[nb] then rx:= rxb[nb]

```

```

            else rx:= rxt[nb];

```

```

        if rzb[nb] > rzt[nb] then rz:= rzb[nb]

```

```

            else rz:= rzt[nb];

```

```

        erro:= 1; np:= np+1;

```

```

        alea(ale); q:= ale*rz;

```

```

        alea(ale); x:= rx*(2.0*ale-1.0);

```

```

        case nb of

```

```

            15: x:= -rx*ale;

```

```

            16: x:= rx*ale;

```

```

        end;

```

```

        alea(ale); g:= ale*h[nb];

```

```

    rx:= g*cax[nb] + cbx[nb];
    rz:= g*caz[nb] + cbz[nb];
    if x*x/rx/rx + q*q/rz/rz < 1.0 then erro:= 0;
until erro = 0;
defines1a4(nb,s1,s2,s3,s4);

y:= yo[nb] + s1*g; y1:= y;
z:= zo[nb] + s4*q; z1:= z;
x:= x + xo[nb]; x1:= x;

if abs(y) > 25.0 then goto lbl3;

medula(nb);

if tiptec <> tiptip then goto lbl3;

case nb of
    15,16: elifemur(x,y,z,nb);
    8: elifi(nb,x,y,z);
    3: eliti(x,y,z,jj);
end;

if erro = 1 then goto lbl3;
end;
13,14,7,1,2: begin

a:= semx[nb]; b:= semy[nb]; c:= semz[nb];
lbl0:
erro:= 1;
repeat
    np:= np+1;
    alea(ale); g:= b*(2.0*ale-1.0);
    alea(ale); u:= a*(2.0*ale-1.0); { u:= 0.0; }
    alea(ale); q:= c*(2.0*ale-1.0);
    if u*u/a/a + g*g/b/b + q*q/c/c <= 1.0 then erro:= 0;
until erro = 0;

y:= g+yo[nb]; x:= u+xo[nb]; z:= q+zo[nb];
poroso(nb,espfi);

if tiptec <> tiptip then goto lbl0;

case nb of
    13,14: begin
        case nb of
            13: begin
                s1:= -1.0; s2:= 1.0;
                se:= se13; co:= co13;
            end;
            14: begin
                s1:= 1.0; s2:= -1.0;
                se:= se14; co:= co14;
            end;
        end;
    end;
end;

```

```

        y:= g+yo[nb];
        x:= xo[nb] + s1*q*se + u*co;
        z:= zo[nb] + q*co + s2*u*se;
        goto lbl1;
    end;
7,1,2: begin
    y:= yo[nb] + g;
    z:= zo[nb] + q;
    x:= u + xo[nb];
    case nb of
        7: elifi(nb,x,y,z);
        1,2: elipses(x,y,z,nb);
    end;
    if erro = 1 then goto lbl0;
end;
end;
end;

11,12: begin
    definecose(nb,se11,co11,se12,co12,s1,s2,co,se);

    lbl4: {uvx}
    alea(ale); q:= ale*h[nb];
    erro:= 1;
    repeat
        np:= np+1;
        alea(ale); g:= ale*semy[nb];
        alea(ale); u:= semx[nb]*(2.0*ale-1.0); { u:= 0;}
        d:= u*u/semx[nb]/semx[nb] +
            g*g/semy[nb]/semy[nb];
        if d < 1.0 then erro:= 0;
    until erro = 0;

    x:= u;
    y:= yo[nb] + s1*g*co + s2*q*se;
    z:= zo[nb] - q*co - g*se;

    if z < minrot then goto lbl4;

    case nb of
        11: if y-yo[nb] > 0 then goto lbl4;
        12: if y-yo[nb] < 0 then goto lbl4;
    end;

    modela(zo[nb],lado,minrot,semx[nb],x,z,erro);
    if erro = 1 then goto lbl4;

    pororot(semx[nb],semy[nb],u,g,q,zo[nb],lado,minrot,esppa,x,z,tiptec);
    if tiptec <> tiptip then goto lbl4;
end;

end;
lbl1:
end;

```

```
{ main }
```

```
var
```

```
vx: char;
a,b,volu,volume,rx,rz,vc,vp,mit: real;
npt,ng,nn: longint;
teto,sig,t,g,g2: real;
efp,efc,efg,eft,efi,f: real;
j,k,it: byte;
ptoto,ptoar: real;
arq: text;
```

```
label
```

```
lbl0;
```

```
begin
```

```
clrscr; entrada; dados; nalea:= 0;
dszd:= 22.0-rzb[18]/2; dsxd:= 0.0; dsyd:= 12.0;
xdi:= -rd+dsxd; xdf:= rd+dsxd; ydi:= -rd+dsyd;
ydf:= rd+dsyd; zdi:= dszd+zjan+zarf; zdf:= zdi+hd;
teto:= 1.8; t:= sqrt(2); it:= 1;
assign(arq,'c:\tp\joetese.res'); append(arq);
texto1(arq,dsxd,dsyd,dszd,percent,teto);
for k:= 1 to m do
begin
inicia; writeln(Ep[k]:5:2);
iniciais(k,np,nc,npt,ng,nL,nt,nporoso,nmedula,ncomp,nalea);
for tip:= 1 to 4 do
ntip[tip]:= 0;
sig:= 0.0;
repeat
E:= Ep[k]; npt:= npt+1;
angulos(0);
if erro = 1 then goto lbl0;
chato:= 0; gerap; xyz;
limites;
if erro = 1 then goto lbl0;
ng:= ng +1; Lef:= L; calcs(sx,sy,sz);
fasei;
if chato = 1 then begin
writeln('E = ', Ep[k]:5:2, ' sem resposta nb = ',nb);
npt:= npt-1;
end;
if erro = 1 then goto lbl0;
faseii;
if erro = 1 then goto lbl0;
if nL = 0 then goto lbl0;
efp:= nL/npt;
if efp = 1.0 then goto lbl0;
sig:= efp*(1.0-efp); sig:= npt/sig; sig:= sqrt(sig);
sig:= 0.020*efp*sig; sig:= sig/t;
lbl0:
until sig >= teto;
```

```
E:= Ep[k]; efg:= ng/npt;  
efc:= nc/npt; eft:= nt/npt;  
efi:= nL/nt;  
  
texto2(arq,E,efg,efc,efp,efi,nL,npt,nalea);  
end;  
close(arq);  
end.
```

**UNIT TESE1;****INTERFACE**

Const

eps = 1.0e-7;

```

PROCEDURE IJ1IJ2F(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2: real);
PROCEDURE LJ1LJ2E(ind: byte; L0,L1,L2,L3: real; var Lj1,Lj2: real);
PROCEDURE Lj1Lj2D(ind: byte; L0,L2,L3: real; var Lj1,Lj2: real);
PROCEDURE Lj1Lj2C(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2: real);
PROCEDURE Lj1Lj2B(ind: byte; L0,L1,L2,L3: real; var Lj1,Lj2,Lx: real);
PROCEDURE Lj1Lj2A(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2,Lx: real; jLx: byte);
PROCEDURE TEXTO2(var arq: text; E,efg,efc,eff,efp,efi: real;
    nL,npt,nalea: longint);
PROCEDURE TEXTO1(var arq: text; dsxd,dsyd,dszd,percent,teto: real);
PROCEDURE DEFINES1A4(j: byte; var s1,s2,s3,s4: real);
PROCEDURE INICIAIS(var k: byte; var np,nc,npt,ng,nL,nt,nporoso,
    nmedula,ncomp,nalea: longint);
PROCEDURE DEFINECOSE(j: byte; se11,co11,se12,co12: real;
    var s1,s2,co,se: real);
PROCEDURE MODELA(w,lad,minro,sex,x,z: real; var erro: byte);
PROCEDURE DEFINESP(j: byte; var esp: real; espti,esptf,esppa,esptfe: real);
PROCEDURE DEFINES1(j: byte; var s1: real);
PROCEDURE POROROT(ua,v,u,g,q,z1,lado,minrot,esppa,x,z: real;
    var tiptec: byte);
PROCEDURE ESCAPA(ra,sigma: real; var erro: byte; var L: real);
PROCEDURE CALCGAM(y1,y2,x1,x2,rr: real; var ym: real);
PROCEDURE ESPALHA(rr,ra: real; var alfa,beta,gama: real);
PROCEDURE RAIZES(d1,d2,d3,d4: double; var erro: byte; var L,LA,LB: real);
PROCEDURE CALCL(c1,c2,c3: real; var erro: byte; var L,LA,LB: real);
PROCEDURE TERMOS(u1,u2,w1,w2: real; var po,p1,p2,p3,p4: real);

```

**IMPLEMENTATION****PROCEDURE IJ1IJ2F(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2: real);**

begin

case ind of

0: begin

Lj1:= L0; Lj2:= 0.0;

end;

2: begin

Lj1:= L0-L1; Lj2:= L1;

end;

3: begin

Lj1:= L0-L2+L1; Lj2:= L2;

end;

end;

end;

**PROCEDURE LJ1LJ2E(ind: byte; L0,L1,L2,L3: real; var Lj1,Lj2: real);**

```
begin
  case ind of
    0: Lj1:= L0;
    2: begin
        Lj1:= L0-L2; Lj2:= L2;
      end;
    3: begin
        Lj1:= L0-L2+L1; Lj2:= L2-L1;
      end;
    4: begin
        Lj1:= L0-L3; Lj2:= L3-L2;
      end;
  end;
end;
```

**PROCEDURE Lj1Lj2D(ind: byte; L0,L2,L3: real; var Lj1,Lj2: real);**

```
begin
  case ind of
    0: begin
        Lj1:= L0; Lj2:= 0.0;
      end;
    2: begin
        Lj2:= L2; Lj1:= L0-L2;
      end;
    4: begin
        Lj1:= L0-L3+L2; Lj2:= L3-L2;
      end;
  end;
end;
```

**PROCEDURE Lj1Lj2C(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2: real);**

```
begin
  case ind of
    0: begin
        Lj1:= L0; Lj2:= 0.0;
      end;
    1,2: begin
        Lj1:= 0.0; Lj2:= L0;
      end;
    3: begin
        Lj1:= L1; Lj2:= L0-L1;
      end;
    4: begin
        Lj1:= L2; Lj2:= L0-L2;
      end;
  end;
end;
```

**PROCEDURE Lj1Lj2B(ind: byte; L0,L1,L2,L3: real; var Lj1,Lj2,Lx: real);**

```
begin
case ind of
  0: Lx:= L0;
  1: begin
      Lx:= L0-L1; Lj2:= L1;
    end;
  2: begin
      Lx:= L0-L2; Lj2:= L2;
    end;
  3: begin
      Lx:= L0-L2; Lj2:= L2-L1; Lj1:= L1;
    end;
  4: begin
      Lx:= L0-L3; Lj2:= L3-L2; Lj1:= L2;
    end;
end;
end;
```

**PROCEDURE Lj1Lj2A(ind: byte; L0,L1,L2: real; var Lj1,Lj2,Lx: real; jLx: byte);**

```
begin
case ind of
  0: begin
      Lx:= L0; jLx:= 2;
    end;
  1: begin
      Lx:= L0-L1; jLx:= 2; Lj1:= L1;
    end;
  2: Lj2:= L2;
  3: begin
      Lx:= L0-L2; Lj2:= L2-L1; Lj1:= L1;
    end;
  5: Lx:= L0;
end;
end;
```

**PROCEDURE TEXTO2(var arq: text; E,efg,efc,eft,efp,efi: real;  
nL,npt,nalea:longint);**

```
begin
  writeln(arq,' Energia (keV) = ', E:5:2);
  writeln(arq,' nL = ',nL,' npt = ',npt);
  writeln(arq,' Eficiencia geometrica = ', efg:10:7);
  writeln(arq,' Eficiencia chegada = ', efc:10:7);
  writeln(arq,' Eficiencia total = ', eft:10:7);
  writeln(arq,' Eficiencia de fotopico = ', efp:10:7);
  writeln(arq,' Eficiencia intrinseca = ', efi:5:2);
  { writeln(arq,' nalea = ',nalea:10); }
  writeln(arq,' ');
end;
```

```

PROCEDURE TEXTO1(var arq: text; dsxd,dsyd,dszd,percent,teto: real);
begin
  writeln(arq,' '); writeln(arq,' ');
  writeln(arq,' JOETESE POROSO, COMPACTO E MEDULA SEM TECIDO 1,50 m ');
  { writeln(arq,' Percent = ',percent:5:2); }
  writeln(arq,' dszd = ', dszd:5:2,' dsyd = ',dsyd:5:2);
  writeln(arq,' dsxd = ', dsxd:5:2,' teto = ',teto:5:2);
  writeln(arq,' ');
end;

```

```

PROCEDURE DEFINES1A4(j: byte; var s1,s2,s3,s4: real);
begin
  case j of
    15,16,17,18: begin
      s1:= -1.0; s2:= -1.0; s3:= -1.0; s4:= 1.0;
      end;
    8,9,10,4,5,6,3,19: begin
      s1:= 1.0; s2:= 1.0; s3:= -1.0; s4:= 1.0;
      end;
  end;
end;

```

```

PROCEDURE INICIAIS(var k: byte; var np,nc,npt,ng,nL,nt,nporoso,
                  nmedula,ncomp,nalea: longint);
begin
  if k = 3 then k:= k+1;
  if k = 5 then k:= k+1;
  np:= 0; nc:= 0; npt:= 0;
  ng:= 0; nL:= 0; nt:= 0;
  nporoso:= 0; nmedula:= 0; ncomp:= 0;
  nalea:= 0;
end;

```

```

PROCEDURE DEFINECOSE(j: byte; se11,co11,se12,co12: real;
                  var s1,s2,co,se: real);
begin
  case j of
    11: begin
      s1:= -1.0; s2:= 1.0;
      se:= se11; co:= co11;
      end;
    12: begin
      s1:= 1.0; s2:= -1.0;
      se:= se12; co:= co12;
      end;
  end;
end;

```

**PROCEDURE MODELA(w,lad,minro,sex,x,z: real; var erro: byte);**

var

  a,d: real;  
  k: byte;

begin

  a:= w-lad-minro;  
  a:= a/sex;  
  d:= a\*abs(x) + minro;  
  if z < d then erro:= 1 else erro:= 0;  
end;

**PROCEDURE DEFINESP(j: byte; var esp: real; espti,espfi,esppa,espfe: real);**

begin

  case j of  
    3,4,5,6: esp:= espti;  
    8,9,10: esp:= espfi;  
    11,12: esp:= esppa;  
    15,16,17: esp:= espfe;  
  end;  
end;

**PROCEDURE DEFINES1(j: byte; var s1: real);**

begin

  case j of  
    3,4,5,6,8,9,10,19: s1:= 1.0;  
    15,16,17,18: s1:= -1.0;  
  end;  
end;

**PROCEDURE POROROT(ua,v,u,g,q,z1,lado,minrot,esppa,x,z: real;  
  var tiptec: byte);**

var

  uu,vv,a,b,zs: real;

label

  lbl0;

begin

  tiptec:= 0; uu:= ua-esppa; uu:= uu\*uu;  
  vv:= v-esppa; vv:= vv\*vv;  
  if u\*u/uu + g\*g/vv > 1.0 then goto lbl0;  
  b:= minrot+esppa;  
  a:= (z1-lado-b)/(ua-esppa);  
  zs:= a\*abs(x) + b;  
  if z > zs then begin  
    if q >= esppa then tiptec:= 1;  
  end;  
  lbl0:  
end;

**PROCEDURE ESCAPA(ra,sigma: real; var erro: byte; var L: real);**

var

  clm: real;

label

  lbl0;

begin

  erro:= 0;

  if ra < eps then goto lbl0;

  clm:= -ln(ra)/sigma;

  if L > clm then L:= clm else erro:= 1;

  lbl0:

end;

**PROCEDURE CALCGAM(y1,y2,x1,x2,rr:real; var ym: real);**

var

  a1,a2,g: real;

begin

  a1:= (y1-y2)/(x1-x2);

  a2:= y1+y2 - a1\*(x1+x2); a2:= a2/2;

  ym:= a1\*rr + a2;

end;

**PROCEDURE ESPALHA(rr,ra:real; var alfa,beta,gama: real);**

var

  b,c,d: real;

  delt, deltu,deltv,deltw: real;

label

  lbl0;

begin

  if rr > 1.0 then rr:= 1.0;

  b:= 1.0-rr\*rr; b:= sqrt(b);

  ra:= pi\*(2.0\*ra-1.0);

  c:= cos(ra); d:= sin(ra);

  if abs(gama) < eps then begin

    alfa:= b\*c; beta:= b\*d;

    gama:= rr\*gama; goto lbl0;

  end;

  delt:= 1-gama\*gama; delt:= sqrt(delt);

  deltu:= (b\*c\*gama\*alfa - b\*d\*beta)/delt + rr\*alfa;

  deltv:= (b\*c\*gama\*beta + b\*d\*alfa)/delt + rr\*beta;

  deltw:= -b\*c\*delt + rr\*gama;

  alfa:= deltu; beta:= deltv; gama:= deltw;

  delt:= alfa\*alfa+beta\*beta+gama\*gama;

  lbl0:

end;

```

PROCEDURE RAIZES(d1,d2,d3,d4: double; var erro: byte; var L,LA,LB: real);
var
  a5,b1,b2,b3,b4,b5: double;
  c1,c2,c3,ctr,delt,L1,L2,L3,L4: double;
  p,q,epsi,g,w,dif,dp,dq: double;
  ind,code: byte;
  ind1: longint;
  p1,q1,dif1,lx: double;

label
  lbl0,lbl1,lbl2,lbl3,lbl4;

begin
  p:= 0.0; q:= 0.0; epsi:= 0.001; code:= 0;
  ind1:= 0; L:= 0.0; dif1:= 100000.0;
  p1:= 0.0; q1:= 0.0; LA:= 0.0; LB:= 0.0;
  lbl0:
  b1:= d1 - p;
  b2:= d2 - p*b1 - q;
  b3:= d3 - p*b2 - q*b1;
  b4:= d4 - p*b3 - q*b2;
  c1:= b1 - p;
  c2:= b2 - p*c1 - q; c3:= b3 - p*c2 - q*c1;
  ctr:= c3 - b3;
  w:= c2*c2 - ctr*c1;
  g:= b3*c2 - b4*c1; dp:= g/w;
  g:= b4*c2 - b3*ctr; dq:= g/w;
  dif:= abs(dp)+abs(dq);
  p:= p+0.5*dp; q:= q+0.5*dq;
  ind1:= ind1 + 1;

  lbl4:
  if ind1 > 10000 then begin
    p:= p1; q:= q1; goto lbl3;
  end;
  if dif1 > dif then begin
    dif1:= dif; p1:= p; q1:= q;
  end;
  if dif > epsi then goto lbl0;

  lbl3:
  delt:= p*p/4.0 - q;
  if delt < 0 then begin
    L1:= 0.0; L2:= 0.0;
  end
  else begin
    delt:= sqrt(delt); g:= -p/2.0;
    L1:= g+ delt; L2:= g-delt;
  end;
  p:= b1; q:= b2;
  delt:= p*p/4.0 - q;
  if delt < 0 then begin
    L3:= 0.0; L4:= 0.0;
  end
end

```

```

        else begin
            delt:= sqrt(delt); g:= -p/2.0;
            L3:= g+ delt; L4:= g-delt;
            end;
ind:= 0;
if L1 <= 0.0 then ind:= ind+1;
if L2 <= 0.0 then ind:= ind+2;
case ind of
    0: if L1 < L2 then LA:= L1 else LA:= L2;
    1: LA:= L2;
    2: LA:= L1;
    3: LA:= 0.0;
end;

ind:= 0;
if L3 <= 0.0 then ind:= ind+1;
if L4 <= 0.0 then ind:= ind+2;
case ind of
    0: if L3 < L4 then LB:= L3 else LB:= L4;
    1: LB:= L4;
    2: LB:= L3;
    3: LB:= 0.0;
end;
ind:= 0; L:= 0.0;
if LA <= 0.0 then ind:= ind+1;
if LB <= 0.0 then ind:= ind+2;
case ind of
    0: begin
        if LA > LB then begin
            Lx:= LA; LA:= LB; LB:= Lx;
            end;
        L:= LA;
        end;
    1: L:= LB;
    2: L:= LA;
    3: L:= 0.0;
end;

lbl2:
if L > 0.0 then erro:= 0 else erro:= 1;
end;

```

**PROCEDURE CALCL(c1,c2,c3: real; var erro: byte; var L,LA,LB: real);**

var

op,code: byte;  
delta,Lx: real;

label

lbl0;

begin

op:= 0; erro:= 1; L:= 0.0; LA:= 0.0; LB:= 0.0;  
if abs(c1) < eps then op:= op+1;

```

if abs(c2) < eps then op:= op+2;
if abs(c3) < eps then op:= op+4;
case op of
  0: begin
    c2:= c2/c1; c3:= c3/c1;
    delta:= c2*c2-4.0*c3;
    if delta < 0.0 then goto lbl0;
    delta:= sqrt(delta);
    LA:= -(c2+delta)/2;
    LB:= (-c2+delta)/2;
    if LA > LB then begin
      Lx:= LA; LA:= LB; LB:= Lx;
    end;
    code:= 0;
    if LA <= 0 then code:= code+1;
    if LB <= 0 then code:= code+2;
    case code of
      0: L:= LA;
      1: L:= LB;
      2: L:= LA;
    end;
  end;
  1: begin
    L:= -c3/c2; LA:= L;
  end;
  2: begin
    c1:= -c3/c1;
    if c1 > 0.0 then begin
      L:= sqrt(c1); LA:= L;
    end;
  end;
  4: begin
    L:= -c2/c1; LA:= L;
  end;
end;
if L > 0.0 then erro:= 0 else L:= 0.0;
lbl0:
end;

```

```

PROCEDURE TERMOS(u1,u2,w1,w2: real; var po,p1,p2,p3,p4: real);
begin
  po:= u2*u2*w2*w2;
  p1:= 2.0*u1*u2*w2*w2 + 2.0*u2*u2*w1*w2;
  p2:= u1*u1*w2*w2 + 4.0*u1*u2*w1*w2 + u2*u2*w1*w1;
  p3:= 2.0*u1*u1*w1*w2 + 2.0*u1*u2*w1*w1;
  p4:= u1*u1*w1*w1;
end;

end.

```

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRÁSI, A.; KÖTÉL, G. NaI(Tl) detector efficiency calculations for distributed sources in a human phantom. *Int. J. Appl. Rad. Isot.*, v. 26, p. 451 - 454, 1975.

BERGER, M. J.; HUBBELL, H. J.; SELTZER, S. M.; COURSEY, J. S.; ZUCKER, D. S. *XCOM: Photon Cross Section Database. Version 1.2*. Gaithersburg, M.D.: National Institute of Standards and Technology, 1999. Disponível em: <Http://physics.nist.gov>. Acesso em: 2001-2003.

BEVINGTON, P. R.; ROBINSON, K. D. *Data reduction and error analysis for the physical sciences*. New York, N. Y.: McGraw-Hill, 1992.

BOUCHET, G. L.; BOLCH, E. E.; WEBER, D. A.; ATKINS, H. L.; POSTON, J. W. A revised dosimetric model of the adult head and brain. *J. Nucl. Med.*, v. 37, n.7, p. 1226 - 1236, 1997.

CASHWELL, E. D.; EVERETT, C. J. *A practical manual on the Monte Carlo Method for random walk problems*. New York, N. Y.: Pergamon, 1959.

CHOPARD, R. P. São Paulo, S. P.: Instituto de Ciências Biomédicas. Universidade de São Paulo, 2003. Comunicação pessoal.

CLAIRAND, I.; RICARD, M.; GOURIOU, J.; DI PAOLA, M.; AUBERT, B. DOSE3D: EGS4 Monte Carlo code-based software for internal radionuclide dosimetry. *J. Nucl. Med.*, v. 40, n. 9, p. 1517 - 1523, 1999.

CLAIRAND, I.; BOUCHET, L. G.; RICARD, M.; DURIGON, M.; DI PAOLA, M.; AUBERT, B. Improvement of internal dose calculations using mathematical models of different adult weights. *Phys. Med. Biol.*, v. 45, p. 2771 - 2785, 2000.

COHEN, N.; SPITZ, H. B.; WRENN, MCD. E. Estimation of skeletal burden of "bone-seeking" radionuclides in man from in vivo scintillation measurements of the head. *Health Phys.*, v. 33, p. 431 - 441, 1977.

CRAIG, K. K.; CANNON, W. C.; CATT, D. L.; HERRING, J. P.; PARK, J. F.; POWERS, G. J.; WATSON, C. R. *Distribution of <sup>241</sup>Am in dogs after inhalation of the oxides*.

1976. Pacific Northwest Laboratory. Annual Report for 1975. (BNWL-2000, Part 1: UC-48 Biology and Medicine: 23).

CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons sources.** Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, 1987. (ORNL/TM-8381/V1-V7).

DANTAS, B. M. **Bases para calibração de contadores de corpo inteiro utilizando simuladores físicos antropomórficos.** 1998. Tese (Doutorado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.

DEBERTIN, K.; SCHOTZIG, U. Coincidence summing effect in Ge(Li) spectrometry at low source-to-detector distances. **Nucl. Inst. and Meth.**, v. 158, p. 471 - 477, 1979.

DÖRSCHEL, B.; SCHURICHT, V.; STEUER, J. **The Physics of Radiation Protection.** Ashford, Kent: Nuclear Technology, 1996.

ECKERMAN, K.; CRISTY, M.; WARNER, G. **Dosimetric evaluation of brain scanning agents.** In: THIRD INTERNATIONAL RADIOPHARMACEUTICAL DOSIMETRY SYMPOSIUM, 1981. **Proceedings...** Rockville, M.D.: U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1981. (HHS Publication FDA 81-8166, p.527 – 540).

FAW, R. E.; SHULTIS, J. K. **Radiological Assessment. Sources and exposures.** New Jersey, N. J.: Prentice-Hall, 1993.

GRAY, H. **Anatomy of the Human Body.** Philadelphia: Lea & Febiger, 1918. Disponível em: <<http://www.bartleby.com>>. Acesso em: 2002-2003.

GUALDRINI, G.; BATTISTI, P.; BIAGINI, R.; FELICE, P.; FAZIO, A.; FERRARI, P. Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides. **Appl. Rad. Isot.**, v. 53, p. 387 - 393, 2000.

GUIMARÃES, M. I. **Desenvolvimento do manequim matemático do homem brasileiro para cálculos de dosimetria interna.** 1995. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

HOLMAN B.; ZIMMERMAN, R.; SHAPIRO, J.; KAPLAN, M.; JONES, A.; HILL, T. Biodistribution and dosimetry of n-isopropyl-p-[123I] iodoamphetamine in the primate. *J. Nucl. Med.*, v. 24, n. 10, p. 922 - 931, 1983.

HUNT. JOHN. *Calibração de um sistema de medida in vivo através da simulação da fonte de radiação e do detector utilizando-se a técnica de Monte Carlo*. 1998a. Tese (Doutorado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

HUNT, J. G.; BERTELLI, L., DANTAS, B. M.; LUCENA, E. Calibration of in-vivo measurements systems and evaluation of lung measurement uncertainties using a voxel phantom. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 76, n. 3, p. 179 - 184, 1998b.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *X-ray and gamma-rays standard for detector calibration*. Vienna. 1991. (IAEA-TECDOC-619).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Tissue substitutes radiation dosimetry and Measurement*. Oxford: Pergamon, 1989. (ICRU- 44).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Report of the task group on reference man*. Oxford: Pergamon, 1975. (ICRP-23).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Individual monitoring for intakes of radionuclides by workers: design and interpretation*. Oxford: Pergamon, 1987. (ICRP-54).

ISIKAWA T.; MATSUMOTO, M.; UCHIYAMA, M. A calibration method for whole-body counters, using Monte Carlo simulation. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 64, n. 4, p. 283 - 288, 1996.

ISIKAWA T.; UCHIYAMA, M. Estimation of the counting efficiencies for individual subjects in <sup>137</sup>Cs whole-body counting, using voxel phantoms. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 7, n. 3, p. 195 -200, 1997.

JONES, D. G. A realistic anthropomorphic phantom for calculating specific absorbed fractions of energy deposited from internal gamma emitters. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 79, n. 1-4, p. 411 - 414, 1998.

KALERF-ERZA, J.; HATZIKONTANTINOY, I.; LEONITOU, I.; GLAROS, D. Whole body  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{134}\text{Cs}$  levels in the Greek population following the 1986 Chernobyl accident. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 42, n. 1, p. 51 - 54, 1992.

KRAMER, G. H.; BURNS, L.; NOEL, L. The BRMD BOMAB phantom family. *Health Phys.*, v. 61, p. 895 - 902, 1991.

KRAMER, G. H.; MEYRHOF, D. P. The Canadian National Reference Centre for In-Vivo Monitoring: Sources of errors in thyroid monitoring of occupationally exposed personnel. *Can. J. Med. Rad. Tech.*, v. 25, n. 1, p. 21 - 24, 1994.

KRAMER, G. H.; GAMARNIK, K.; NÖEL, K.; BURNS, L.; MEYERHOF, D. The BRMD thyroid-neck phantom: design and construction. *Health Phys.*, v. 71, n. 2, p. 211 - 214, 1996.

KRAMER, G. H.; HAUCK, B. M. The effect of lung deposition patterns on the activity estimate obtained from a large area germanium detector lung counter. *Health Phys.*, v. 77, n. 1, p. 24 - 32, 1999.

LAHAM, A.; FÜLÖP, M.; RAGAN, P. Thyroidal  $^{131}\text{I}$  monitoring system using who-body counter capabilities. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 51, n. 2, p. 131 - 136, 1994.

LESSARD, E. T.; MILTENBERGER, R. P. AND MOORTHY, A. A whole body counter calibration using organ sources. *Health Phys.*, v. 50, p. 153 - 158, 1986.

LIKHTAREV, I. A.; GULKO, G. M.; KAIRO, I. A.; SOBOLEV, B.G.; CHEPURNOY, N. I.; CHEBAN, A. K.; NIKONOV, D. A.; DJACHKOV, I. A.; PROHL, G.; ROTH, P.; HENRICH, K. *Reability and accuracy of the I-131 thyroid activity measurements performed in the Ukraine after the Chernobyl accident in 1986*. Munich: Institute for Radiation Protection, 1993. (GSF-Bericht 19/93).

MALLET, M. W.; HICKMAN, D. P.; KRUTCHEN, D. A.; POSTON, SR. J. W. Development of a method for calibrating in vivo measurements systems using magnetic resonance imaging and Monte Carlo calculations. *Health Phys.*, v. 68, n. 6, p. 773 - 785, 1995.

NUCLEAR REGULATORY COMMISSION. *Interpretation of bioassay measurements*. Washington D. C. 1987. (NUREG/CR-4884).

PETOUSSI-HENß, N.; ZANKL, M. Voxel anthropomorphic model as a tool for internal dosimetry. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 79, n. 1-4, p. 415 - 418, 1998.

SERGEENKOV, YU V.; SIGALOV, V. M. Nuclear data sheets for A = 133. *Nucl. Data Sheets*, v. 49, 1986.

SNYDER W. S.; FORD, M. R.; WARNER, H. L.; FISHER, H. L, JR. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *J. Nucl. Med.*, v. 10, n. 3, 1969.

SNYDER W. S.; FORD, M.; WARNER, G. *Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. New York, N. Y.: Society of Nuclear Medicine, 1978 (MIRD pamphlet 5, rev.).

SPITZ, H. B.; LODWICK, J. Design, fabrication and evaluation of a new calibration phantom for in vivo measurement of bone-seeking radionuclides. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 89, n. 3-4, p. 275 - 282, 2000.

STABIN, M. G. A model of the prostate gland for use in internal dosimetry. *J. Nucl. Med.*, v. 35, n. 3, p. 516 - 520, 1994.

STABIN, M. G. *Internal dosimetry in pediatric nuclear medicine*. Springer-Verlag, N. Y., 1995, cap. 26, Pediatric nuclear medicine, p: 556 - 581.

STABIN, M. G.; TAGESSON, M.; THOMAS, S. R.; LJUNGBERG, M.; STRAND, S. E. Radiation dosimetry in nuclear medicine. *Appl. Rad. Isot.*, v. 50, p. 73 - 87, 1999.

STORM, E.; Israel, H. I. *Photon Cross Sections from 0.001 to 100 MeV for elements 1 through 100*. Los Alamos, C. A.: Los Alamos Scientific Laboratory of the University of California, 1967. (LA-3753).

STORM D. J.; STANSBURY, P. S. Minimum detectable activity when background is counted longer than the sample. *Health Phys.*, v. 64, p. 360 - 361, 1992.

TANAKA, G. *Reference Japanese. Vol. 1. Anatomical Data*. Chiba: National Institute of Radiological Sciences, 1992. Safety Analysis Report. ( NIRS-M-85).

ULANOVSKY, A. V.; MINENKO, V. F.; KORNEEV, S. V. Influence of measurement geometry on the estimate of  $^{131}\text{I}$  Activity in the thyroid: Monte Carlo simulation of a detector and a phantom. *Health Phys.*, v. 72, n. 1, p. 34 - 41, 1997.

VENTURINI, L.; VANDENPUT, G. C. *Analysis: Programa para análise de espectros gama*. 1995. Não publicado.

VENTURINI, L.; VANIN, V. R. HPGe detector efficiency calibration for extended sources in the 50-1400 keV energy range. *Appl. Radiat. Isot.*, v.44, n.7, p. 999-1002, 1993.

YORIYAZ, H. *Desenvolvimento de uma metodologia computacional para cálculos em dosimetria interna*. 2000. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo.

ZANZONICO, P. B. Age-dependent thyroid absorbed doses for radiobiologically significant radioisotopes of iodine. *Health Phys.*, v. 78, n. 1, p. 60 - 67, 2000.

ZUBAL, I. G.; HARREL, C. R.; SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, P. B. Computerized three-dimensional segmented Human Anatomy. *Med. Phys.*, v. 21, p. 299 - 302, 1994.