



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**CARACTERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA DAS FONTES DE  
BRAQUITERAPIA - NA FORMA DE FIOS DE IRÍDIO - 192 DE  
BAIXA TAXA DE DOSE, PRODUZIDOS PELO LABORATÓRIO  
DE FONTES DE BRAQUITERAPIA  
CTR / IPEN / CNEN - SP**

**MARCO ANTONIO DA SILVA**

Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:  
Dra. Laura Natal Rodrigues

**São Paulo  
2003**

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

CARACTERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA DAS FONTES DE BRAQUITERAPIA – NA  
FORMA DE FIOS DE IRÍDIO – 192 DE BAIXA TAXA DE DOSE, PRODUZIDOS  
PELO LABORATÓRIO DE FONTES DE BRAQUITERAPIA  
CTRS / IPEN / CNEN – SP

MARCO ANTONIO DA SILVA



Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora:  
Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO  
2003

Este trabalho é dedicado aos meus pais,  
Orlindo Correa da Silva e Darci Oliveira da Silva,  
e a todos os familiares e amigos que sempre me  
acreditaram e desta forma me ajudaram a  
conquistar mais esta etapa.

## AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Dra. Laura Natal Rodrigues, pela valiosa orientação durante todo o desenvolvimento do trabalho e também pela paciência e apoio moral que a todo instante me foi dispensado incondicionalmente.

Em especial ao amigo Dr. Cleber Nogueira de Souza, que por ocasião do início do trabalho, orientou-me e também por toda o apoio e incentivo que me impulsionaram em meu amadurecimento acadêmico científico.

À amiga Maria Elisa Rostelato pela confiança depositada, que por ocasião da gestão do departamento de produção de fontes para uso em braquiterapia, confiou-me a dosimetria para os fios de irídio-192 de produção nacional.

Ao grupo de Monte Carlo do Centro de Engenharia Nuclear do IPEN, em especial ao Dr. Hélio Yoriyaz, pelo empenho nas simulações das distribuições de taxa de dose das fontes.

À Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues, e toda a equipe do Centro de Metrologia das Radiações do IPEN, pelo acesso aos seus laboratórios e também pelo auxílio técnico dispensado.

À equipe de usinagem da oficina mecânica do IPEN, pela paciência e pelo maravilhoso trabalho realizado na confecção do objeto simulador utilizado para a aquisição dos dados a cerca da dosimetria das fontes, cuja precisão foi essencial.

Ao grupo de radioterapia do Instituto Arnaldo Viera de Carvalho, da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, em especial ao Físico Homero Lavieri Martins, pela grande ajuda oferecida na irradiação dos micro dosímetros termoluminescentes, quando da calibração dos mesmos.

Aos amigos Renato Ros, pelos valiosos momentos de estudo e discussão do trabalho, Petrus Paulo, José Caldeira, Maria Imaculada, Sueli Mesquita, Kátia Itioka, Áurea Maria, e a tantos outros que sempre me incentivaram para um crescimento intelectual.

Ao Dr. Eduardo Weltman, Dr. Rodrigo Hanriot, Dr. Flávio Prisco, Maria Lúcia Ferreira, Roberto, Paulo Cecílio, Adriana, Lidiane, e todo o departamento de radioterapia do hospital Israelita Albert Einstein, pelo convívio e apoio durante parte do desenvolvimento do trabalho.

À todo o departamento de radioterapia do Hospital das Clínicas de São Paulo, principalmente ao Prof. Adelino Nunes e às Físicas Débora Ferauche e Karina W. Boccaletti pelo valoroso apoio no desfecho deste trabalho.

**CARACTERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA DAS FONTES DE BRAQUITERAPIA – NA  
FORMA DE FIOS DE IRÍDIO – <sup>192</sup>Ir DE BAIXA TAXA DE DOSE,  
PRODUZIDOS PELO LABORATÓRIO DE FONTES DE BRAQUITERAPIA  
CTRS / IPEN / CNEN – SP**

**Marco Antonio da Silva**

**RESUMO**

Neste trabalho foram determinados os parâmetros dosimétricos estabelecidos pelo protocolo de dosimetria AAPM TG-43 para o fio de <sup>192</sup>Ir com a finalidade de complementar as especificações dosimétricas de uma fonte braquiterapêutica original produzida no país. Para tanto grandezas tais como a constante de taxa de dose,  $\Lambda$ , função de dose radial,  $g(r)$ , e função de anisotropia,  $F(r, \theta)$ , foram determinadas experimentalmente e a função de geometria,  $G(r, \theta)$ , foi calculada. Medidas com micro TLD de LiF, nas dimensões de 1mm X 1mm X 1mm, foram feitas em um objeto simulador constituído de 5 placas de material “*solid water*” RW3 nas dimensões 300mm X 300mm X 10mm, onde se obteve valores de taxa de dose para algumas distâncias radiais da fonte, entre 10 e 100mm, à 90°, para  $g(r)$ , e também para outros ângulos entre 0° e 180° para  $F(r, \theta)$ . Foram estudados fios de <sup>192</sup>Ir nos comprimentos de 10mm, 20mm, 30mm, 50mm e 100mm. A energia armazenada nos micro dosímetros termoluminescentes foi integrada por meio de uma leitora Harshaw 2000 mediante a um ciclo de tratamento térmico ao qual os dosímetros termoluminescentes foram submetidos sendo, 400°C em um intervalo de tempo de 1 hora seguido imediatamente por mais 2 horas a 105°C; após este tratamento os dosímetros eram irradiados. Porém, antes da leitura, os dosímetros ainda foram aquecidos a uma temperatura de 105 °C por 10 minutos. A constante de taxa de dose para os fios de <sup>192</sup>Ir de 10mm, 20mm, 30mm, 50mm e 100mm é (1,076±3,7%); (0,931±3,7%); (0,714±3,7%); (0,589±3,7%) e (0,271±3,7%) cGyh<sup>-1</sup>U<sup>-1</sup>, respectivamente (1U = unidade de intensidade de kerma no ar = 1μGy m<sup>2</sup> h<sup>-1</sup> = 1cGy cm<sup>2</sup> h<sup>-1</sup>). Os resultados obtidos para  $g(r)$  e  $F(r, \theta)$  possuem incertezas de (±4,5%) e são comparados com valores obtidos por simulação em Monte Carlo e também por outros valores apresentados na literatura.

**DOSIMETRIC CHARACTERISTICS OF LOW DOSE RATE IRIDIUM – 192  
WIRES USED IN INTERSTITIAL BRACHYTHERAPY, PRODUCED BY  
BRACHYTHERAPY SOURCES LABORATORY  
CTRS / IPEN / CNEN – SP**

**Marco Antonio da Silva**

**ABSTRACT**

In this work they were some dosimetric parameters established by the dosimetry protocol AAPM TG-43 for the thread of  $^{192}\text{Ir}$  with the purpose of complementing the dosimetric specifications of an original source produced at the country. For so much quantities such as the constant of dose rate,  $\Lambda$ , function of radial dose,  $g(r)$ , and anisotropy function,  $F(r, \theta)$ , they were experimentally determined and the geometry function,  $G(r, \theta)$ , it was calculated. Measurements with TLD of LiF, with dimensions of 1 mm X 1 mm X 1 mm, was made in a phantom made of 5 plates of solid water RW3 material with dimensions of 300 mm X 300 mm X 10 mm, where it was obtained values of dose rate for some radial distances of the source, between 10 and 100 mm, to for an angle of  $90^\circ$ , for  $g(r)$ , and also for other angles between  $0^\circ$  and  $180^\circ$  for  $F(r, \theta)$ . Threads of  $^{192}\text{Ir}$  were studied in the lengths of 10 mm, 20 mm, 30 mm, 50 mm and 100 mm. The stored energy on the thermoluminescent dosimeters was integrated by means of a TLD reader Harshaw 2000 meantime into a cycle of thermal treatment to which the thermoluminescent dosimeters was submitted being, 400 C in an interval of time of 1 hour proceeded immediately for more 2 hours to 105 C, after this treatment the thermoluminescent dosimeters was irradiated; even so, before the reading the detectors was still warm to 105 °C for 10 minutes. The constant of dose rate for the threads of  $^{192}\text{Ir}$  of 10 mm, 20 mm, 30 mm, 50 mm and 100 mm are  $(1,076 \pm 3,7\%)$ ;  $(0,931 \pm 3,7\%)$ ;  $(0,714 \pm 3,7\%)$ ;  $(0,589 \pm 3,7\%)$  and  $(0,271 \pm 3,7\%)$   $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ , respectively ( $1\text{U} = \text{unit of kerma intensity in the air} = 1\text{mGy m}^2 \text{h}^{-1} = 1\text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$ ). The results obtained for  $g(r)$  and  $F(r, \theta)$  have uncertainties of  $(\pm 4,5\%)$  and they are compared with values obtained by Monte Carlo simulation and also for other values presented in the literature.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1	Considerações gerais.....	14
1.2	Breve descrição do processo de ativação do fio.....	16
1.3	Fontes de braquiterapia.....	18
1.4	Dosimetria termoluminescente.....	19
1.5	Objetivos.....	21
1.6	Justificativa.....	21
1.7	Revisão bibliográfica.....	22
1.8	Protocolo TG-43.....	32
1.8.1	Ponto de referência para cálculo de dose.....	32
1.8.2	Intensidade do kerma no ar $S_k$ .....	33
1.8.3	Constante de taxa de dose, $\Lambda$ .....	34
1.8.4	Função de geometria, $G(r, \theta)$ .....	34
1.8.5	Função de dose radial, $g(r)$ .....	35
1.8.6	Função de anisotropia, $F(r, \theta)$ .....	36
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>37</b>
2.1	Fonte de irídio-192 nacional.....	37
2.2	Dosímetros termoluminescentes.....	37
2.3	Calibração dos micro dosímetros termoluminescentes.....	40
2.4	Seleção do objeto simulador.....	43
2.5	O sistema de leitura.....	49
2.6	Cálculo do fator de calibração e seleção dos dosímetros.....	52
2.7	Cálculo das doses.....	55
2.8	Simulação em Monte Carlo.....	56
<b>3</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>58</b>
3.1	Calibração dos dosímetros termoluminescentes.....	58
3.2	Dosimetria para diferentes comprimentos de fio de $^{192}\text{Ir}$ .....	60
3.3	Constante de taxa de dose.....	61
3.4	Cálculo da função de geometria.....	63

3.5	Função de dose radial.....	67
3.6	Função de anisotropia.....	71
3.7	Estimativa das incertezas.....	78
3.7.1	Precisão individual dos TLDs.....	78
3.7.2	Incertezas na determinação da função de anisotropia.....	78
3.7.3	Incertezas na determinação da função de dose radial.....	79
3.7.4	Incertezas na determinação da constante de taxa de dose.....	80
<b>4</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>81</b>

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Representação esquemática dos modos de decaimento do $^{192}\text{Ir}$ .....	15
FIGURA 2 – Diagrama da geometria usada no cálculo de dose de uma fonte radioativa linear.....	25
FIGURA 3 - Representação esquemática do objeto simulador de poliestireno, “Puzzle Phantom“ .....	27
FIGURA 4 - Representação esquemática do objeto simulador de PMMA utilizado para a irradiação dos TLDs Ghiassi – Nejad et al. (2001).....	30
FIGURA 5.1 – Foto do micro dosímetro termoluminescente LiF-100.....	38
FIGURA 5.2 – Foto ilustrativa da dimensão do micro dosímetro termoluminescente LiF - 100.....	38
FIGURA 6.1 - Objeto simulador utilizado para irradiação dos micro dosímetros termoluminescentes utilizado no processo de calibração.....	42
FIGURA 6.2 – Representação esquemática do objeto simulador utilizado para irradiação dos micro dosímetros termoluminescentes no processo de calibração.....	42
FIGURA 7.1 – Foto da placa de <i>solid water</i> RW3 utilizada para acomodar os dosímetros termoluminescentes (LiF-100) e um fio de irídio-192 medindo 100 mm de comprimento.....	47
FIGURA 7.2 – Representação esquemática da placa de <i>solid water</i> RW3 com furos de 1,5 mm de diâmetro por 1,0 mm de profundidade, que distam 10mm um do outro, e um chanfro, para acomodar um fio de $^{192}\text{Ir}$ , medindo 10mm de comprimento por um milímetro de profundidade.....	47
FIGURA 8.1 – Objeto simulador em <i>solid water</i> RW3 constituído de seis placas (dimensões 300 mm x 300 mm x 10 mm), sendo três delas posicionadas abaixo da placa que contém os micro dosímetros termoluminescentes e duas acima.....	48
FIGURA 8.2 – Disposição do objeto simulador de <i>solid water</i> RW3 durante uma irradiação.....	48
FIGURA 9.1 – Foto do leitor Harshaw 2000 em dois módulos sendo A, a direita, o módulo de aquecimento, leitura e multiplicação do sinal e B, a esquerda, o módulo de integração do sinal.....	50
FIGURA 9.2 – Bandeja de aquecimento da Harshaw 2000, módulo A .....	50

FIGURA 10 – Curvas de isodose obtidas do planejamento para irradiação de calibração dos micro dosímetros termoluminescentes.....	53
FIGURA 11 – Gráfico da função de dose radial, $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 10 mm de comprimento.....	68
FIGURA 12 – Gráfico da função de dose radial, $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 20 mm de comprimento.....	69
FIGURA 13 – Gráfico da função de dose radial, $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 30 mm de comprimento.....	70
FIGURA 14 – Gráfico da função de dose radial, $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 50 mm de comprimento.....	70
FIGURA 15 – Gráfico da função de dose radial, $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 100 mm de comprimento.....	71
FIGURA 16 – Gráfico da função anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 10 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	72
FIGURA 17 – Gráfico da função anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 10 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	73
FIGURA 18 – Gráfico da função anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 20 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	74
FIGURA 19 – Gráfico da função anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 20 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	74
FIGURA 20 – Gráfico da função anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 30 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	75
FIGURA 21 – Gráfico da função anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 30 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	75
FIGURA 22 – Gráfico da função anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 50 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	76

FIGURA 23 – Gráfico da função anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 50 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	76
FIGURA 24 – Gráfico da função anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 100 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	77
FIGURA 25 – Gráfico da função anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 100 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.....	77

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Razão da constante taxa de dose do <i>solid water</i> em relação a água líquida.....	44
TABELA 2 - Composição elementar (fração por massa), densidade e número atômico efetivo de materiais utilizados como objetos simuladores que substituem a água.....	45
TABELA 3 – Coeficientes de variação e fatores de calibração dos dosímetros termoluminescentes utilizados na dosimetria dos fios de Irídio-192.....	59
TABELA 4 – Comparação do valor da constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ), para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 10 mm, obtido neste trabalho e outros valores publicados na literatura.....	62
TABELA 5 – Comparação do valor da constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ) do fio de $^{192}\text{Ir}$ , obtido experimentalmente com o valor obtido por simulação em Monte Carlo.....	63
TABELA 6a – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 10 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm, em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e 180°.....	64
TABELA 6b – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 10 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm, em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e 180°, conforme M.Ghiassi-Nejad <i>et al.</i> .....	65
TABELA 7 – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 20 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e 180°.....	66
TABELA 8 – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 30 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e 180°.....	66
TABELA 9 – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 50 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e 180°.....	67

TABELA 10 – Valores da função de geometria, $G(r, \theta)$ , para um fio de $^{192}\text{Ir}$ de 100 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e $180^\circ$ .....	67
TABELA 11 – Distâncias radiais utilizadas para o cálculo da função de dose radial para os diferentes comprimentos do fio de $^{192}\text{Ir}$ .....	68

## INTRODUÇÃO

### 1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

A radioterapia, uma forma de terapia usando radiação ionizante, é feita na maioria das vezes com feixes de radiação de uma fonte em uma máquina a um metro de distância do paciente. Esta forma de tratamento é conhecida como teleterapia. A quantidade de radiação liberada para causar danos no tumor, é freqüentemente limitada pelo risco de dano aos tecidos sadios vizinhos. Uma forma de se elevar a dose no tecido tumoral é empregar fontes radioativas que são colocadas em contato direto com o tumor. Este segundo método é chamado de curieterapia ou braquiterapia. Na braquiterapia, as fontes podem ser aplicadas de forma intracavitária, intraluminal ou intersticialmente<sup>1</sup>.

Neste tipo de tratamento radioterapêutico, a dose diminui rapidamente com a distância a partir de uma fonte de braquiterapia. Por isto, o tumor que está praticamente em contato com fontes de radiação, recebe altas doses, enquanto os tecidos sadios vizinhos recebem doses baixas.

Tradicionalmente, agulhas de  $^{226}\text{Ra}$  eram utilizadas em implantes intersticiais. Devido a considerações de radioproteção elas foram completamente substituídas<sup>2</sup>. Hoje a grande maioria dos tratamentos de braquiterapia norte americanos são feitos ou com fontes de  $^{192}\text{Ir}$  ou de  $^{125}\text{I}$  e recentemente fontes de  $^{103}\text{Pd}$  também têm sido disponibilizadas para implantes permanentes.

O elemento químico irídio, do qual se origina nosso objeto de estudo, ocorre na natureza como metal em combinação com platina, ósmio, ouro e também em minério de ferro. O irídio metálico possui coloração prateada e brilhante, apresenta alta dureza e baixa ductibilidade e sua densidade é  $22.65^3 \text{ g/cm}^3$ .

Uma fonte de irídio-192 é produzida quando o  $^{191}\text{Ir}$  estável (37% de abundância) absorve um nêutron. Este radionuclídeo decai com uma meia vida de 73.83 dias para estados excitados de  $^{192}\text{Pt}$  (FIG. 1) [ decaimento  $\beta^- \rightarrow$  estado excitado de  $^{192}\text{Pt}$  (95.6%) ] e  $^{192}\text{Os}$  [ Captura eletrônica  $\rightarrow$  estado excitado de  $^{192}\text{Os}$  (4,4%) ]<sup>4</sup>.

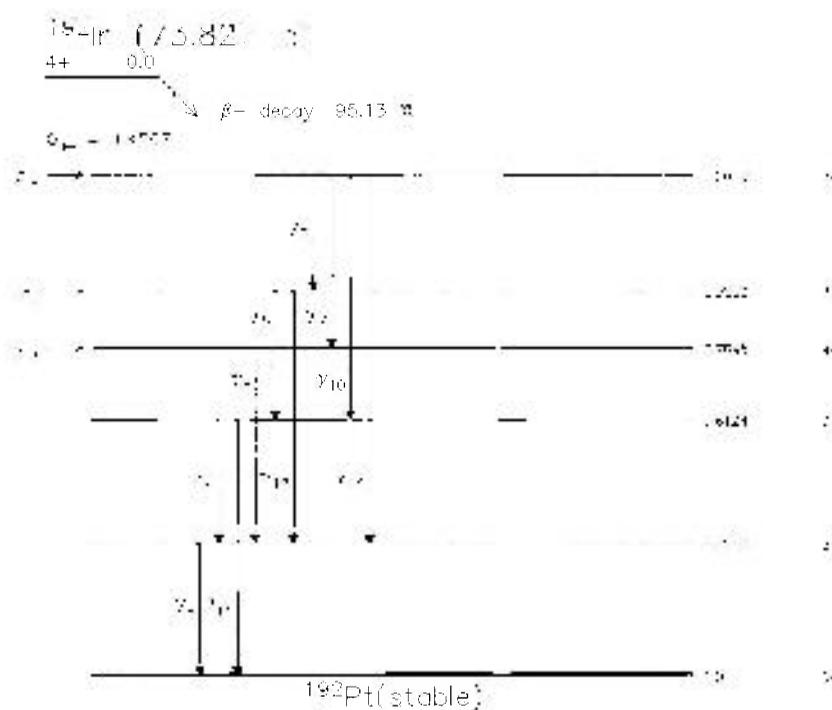


FIGURA 1 – Representação esquemática dos modos de decaimento do  $^{192}\text{Ir}^5$

Nos Estados Unidos o  $^{192}\text{Ir}$  usado para implantes intersticiais possui, normalmente, formas de pequenas fontes cilíndricas ou sementes com 3 mm de comprimento e 0,5 mm de diâmetro.

Na Europa o  $^{192}\text{Ir}$  é mais comumente usado na forma de fio. Tipicamente o cerne dos fios é feito de 25% de Ir e 75% de Pt encapsulado com 0,1 mm de Pt, obtendo um diâmetro final de 0,3 mm e podendo ser inserido diretamente no tecido.

No Brasil as fontes de  $^{192}\text{Ir}$  utilizadas em braquiterapia são fios de 0.1mm de diâmetro provenientes de uma liga irídio-platina, 20% e 80% respectivamente, livres de impurezas e encapsulados com platina, atingindo um diâmetro externo de 0.3mm.

A platina, Pt, é um metal de coloração cinza, brilhante, de baixa dureza e grande ductibilidade com densidade igual a  $21.45^3$  g/cm. Esse revestimento tem a finalidade de filtrar os raios beta provenientes do cerne da fonte<sup>6, 7, 8</sup>.

Esses fios são fornecidos pela *Cis Bio International*, EUA, e ativados na piscina do reator de pesquisa, IEA R1m, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares de São Paulo – SP, da Comissão Nacional de Energia Nuclear, em um aparato especial para que se consiga uma homogeneidade de atividade ao longo de seu comprimento.

Apesar do IPEN dominar a técnica de fabricação dos fios, o processo não se realiza totalmente devido à demanda ainda ser considerada insuficiente. Mesmo assim apenas com o processo de ativação consegue-se tornar o produto acessível às clínicas e hospitais com preços mais adequados à realidade brasileira.

## **1.2 BREVE DESCRIÇÃO DO PROCESSO DE ATIVAÇÃO DO FIO DE $^{192}\text{Ir}$**

Os fios são enviados para ativação no reator com 50 cm de comprimento enrolados em espiral, o mais compacto possível, dentro de uma cápsula denominada coelho. O coelho é feito de uma liga de alumínio de 99,9% de pureza.

Esses coelhos são acomodados em um guia, em forma de gaveteiro, que é introduzido no núcleo do reator. O guia é acoplado a um arranjo especial que o faz rotacionar em torno de seu próprio eixo, aproximadamente uma volta completa por minuto, para que os fios possam ser irradiados o mais uniformemente possível<sup>9</sup>.

A atividade que se obtém da ativação do fio de  $^{192}\text{Ir}$  é proporcional ao tempo de irradiação, sendo que os pedidos mais comuns são de fios de  $^{192}\text{Ir}$  com 74 MBq/cm, sendo que para esta atividade os fios são irradiados por um período de 40 horas.

Após a irradiação é feito um teste de homogeneidade de radiação ao longo do fio. É um teste realizado dentro de uma célula blindada que consiste de uma câmara de ionização com abertura de 1 cm onde cada centímetro do fio pode expor sua radiação dentro da câmara pelo tempo desejado para leitura, sendo que o tempo utilizado para medida de atividade no IPEN é de (2) minutos. As leituras são obtidas em unidade de carga elétrica (C).

O cálculo do erro na medida da homogeneidade ao longo do fio é feito somando-se as leituras feitas nos 50cm do fio e dividindo o valor da soma por 50 medidas, média aritmética simples  $\langle X \rangle$ . Subtrai-se então da média o valor da maior leitura obtida, dividi-se este resultado pela mesma média e multiplica-se o valor obtido por 100, conforme relação abaixo:

$$\frac{(\bar{X} - X)}{\bar{X}} \times 100 = \text{erro}(\%) \quad (11)$$

O mesmo é feito com o valor da menor medida e, se esses erros forem menores que os 5% de erro permitidos pelas normas internacionais, considera-se então que o fio possui uma boa homogeneidade<sup>9</sup>.

O teste de homogeneidade é feito no mínimo três vezes para cada fio garantindo assim a qualidade dele e evitando possíveis falhas de leitura, uma vez que o fio é usado em seres humanos.

Depois de constatada a homogeneidade do fio, é retirado 1cm de cada extremidade do mesmo, pois não se consegue garantir que nessas extremidades a atividade seja homogênea no restante do fio. Quando se inicia a passagem do fio pela abertura da câmara de ionização, o primeiro e o último centímetro apresentam valores muito diferentes, menores que nos outros trechos do fio. Este fenômeno é explicado ao se admitir que a atividade em cada centímetro do

fio conta com a contribuição da atividade do centímetro anterior assim como a do centímetro posterior. E nas extremidades do fio não há o centímetro posterior<sup>9</sup>.

Finalmente, o fio é novamente enrolado dentro de uma outra cápsula e é feita uma medida de sua atividade total, da ordem de dezenas de MBq. Esta atividade pode ser dividida pelo comprimento final do fio.

Os pedidos encaminhados ao IPEN são geralmente em mCi/cm ( ou  $3,7 \times 10^7$  Bq/cm), desta forma dividindo-se o valor da atividade total em mCi por 48cm que é o comprimento final do fio, obtém-se a atividade por centímetro do fio.

O fio devidamente embalado segue para o cliente, que fará uso das partes do fio conforme a atividade calculada para a necessidade de tratamento de cada paciente.

### 1.3 FONTES DE BRAQUITERAPIA

O uso de implantes radioativos – comumente conhecidos como fontes de braquiterapia, para o tratamento de câncer é bem estabelecido<sup>6,7</sup>. As fontes de braquiterapia têm a vantagem de liberar uma dose alta de radiação no tumor e uma dose mínima nos tecidos vizinhos. Nos anos recentes, a braquiterapia tem ganho maior interesse e importância, principalmente, para as fontes de fótons com energias baixas e intermediárias.

O implante radioativo que utiliza fios de Ir-192, encapsulados em platina, tem sido largamente empregado em implantes intersticiais de baixa taxa de dose. Este material produzido pelo IPEN já é utilizado por diversas clínicas do país. No entanto, não existem para este fio dados dosimétricos específicos e os dados a respeito da dosimetria de fios de irídio-192 são esparsos na literatura.

Nos Estados Unidos as fontes de Ir-192 utilizadas em radioterapia intersticial são disponibilizadas em formas pequenas e cilíndricas ou então como sementes. Dois tipos de sementes são fabricados pelas Indústrias X Best, Springfield, VA, que produzem um núcleo de

0,1mm de diâmetro contendo 30% Ir – 70% Pt. encapsulados em 0.2 mm de aço inoxidável: e a X Alpha Omega, Bellflower, Ca. que tem um núcleo de 0.3 mm de diâmetro contendo 10% Ir – 90% Pt encapsulado em 0.1 mm de Pt<sup>10</sup>.

O protocolo de dosimetria para braquiterapia mais atual, AAPM TG-43, supõe que a fonte física pode ser aproximada por uma fonte pontual<sup>10</sup>.

As fontes de braquiterapia raramente são esféricas na sua estrutura e exibem uma anisotropia (qualidade peculiar de certas substâncias cristalinas de reagir diferentemente segundo a direção de propagação de um determinado fenômeno físico, como a propagação da luz, por exemplo) devido à auto atenuação da radiação dentro da própria fonte. O uso de uma aproximação pontual para essas fontes é considerado inadequado<sup>10</sup>.

#### 1.4 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

Certos materiais cristalinos, quando aquecidos, emitem luz cuja intensidade é proporcional à quantidade de radiação previamente recebida. Este processo é chamado termoluminescência. O processo pelo qual a dose de radiação é calculada por meio da determinação da intensidade de luz emitida pelo cristal é chamado de dosimetria termoluminescente.

Nos átomos individuais, os elétrons ocupam níveis discretos de energia, enquanto em uma rede cristalina os níveis energéticos são perturbados por interações mútuas entre os elétrons, dando origem à estrutura de bandas de energia (proibida e permitida)<sup>11,12,13</sup>.

O volume sensível de um dosímetro termoluminescente (TLD) consiste de uma pequena massa de material dielétrico cristalino (de 1 a 100 mg), contendo ativadores que são imperfeições ou impurezas da rede cristalina que promovem a termoluminescência.

O fenômeno da termoluminescência pode ser explicado qualitativamente com o modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais utilizados

são, geralmente, cristais iônicos, nos quais a banda de valência está repleta de elétrons e a banda de condução está vazia, ambas separadas por uma ampla faixa onde não são permitidos estados energéticos denominada de banda proibida.

Quando o material é irradiado, são formados pares de elétrons e buracos que migram pelo cristal até se recombinarem ou serem capturados pelas armadilhas. Aquecendo-se posteriormente a amostra, os elétrons ou buracos (conforme o tipo de armadilha), podem absorver energia térmica suficiente para escaparem, sendo que os elétrons vão para a banda de condução e os buracos se encaminham para a banda de valência. Quando as armadilhas para elétrons são mais rasas, estes se libertam primeiro e podem movimentar-se livremente pelo cristal até se recombinarem com os buracos armadilhados, eventualmente com emissão de luz. Quando as armadilhas para buracos são mais rasas, estes se libertam antes dos elétrons e se movimentam livremente pela banda de valência até se recombinarem com os elétrons armadilhados, com possível emissão de luz. Pode haver também a liberação simultânea de portadores negativos e positivos, ocorrendo então a recombinação nos centros de luminescência.

A quantidade de luz emitida por estes cristais é mensurável, aumentando sua intensidade com a população de elétrons ou buracos armadilhados, proporcionalmente à dose absorvida. A curva de emissão é a principal característica de um material termoluminescente, representando a intensidade de luz emitida pelo cristal em função da temperatura ou do tempo de aquecimento, sendo esta curva constituída por vários picos. Cada um destes picos está associado a uma armadilha, seja de um elétron ou de um buraco, de profundidade  $\bar{E}$  e é caracterizado pela temperatura onde ocorre o máximo de emissão. A formação do pico de emissão está relacionada à probabilidade de escape do portador de carga da armadilha correspondente. Portanto, quando a temperatura do material é menor que a temperatura do pico em questão, poucos portadores são liberados e a intensidade da luz é baixa. Aumentando-se a temperatura do cristal, a probabilidade de escape aumenta, intensificando assim a emissão, que é máxima na temperatura de pico. A intensidade decresce em seguida devido à redução do número de armadilhas preenchidas. A forma da curva de emissão depende dos

tipos de armadilhas e dos centros de luminescências existentes no material termoluminescente, da taxa de aquecimento e do aparelho de leitura utilizado.

## 1.5 OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo investigar a distribuição relativa da dose absorvida em torno dos fios de irídio-192 produzidos pelo IPEN, por dois métodos diferentes de dosimetria. Um método experimental utilizando dosimetria termoluminescente, micro TLD - LiF, e outro por meio de simulação pelo método de monte Carlo, MCNP – 4C.

Determinar, para alguns comprimentos do fio de irídio-192, a constante de taxa de dose,  $\Lambda$ , a função de geometria,  $G(r,\theta)$ , a função de dose radial,  $g(r)$  e a função de anisotropia,  $F(r,\theta)$  que são os parâmetros dosimétricos estabelecidos pelo protocolo de dosimetria AAPM TG – 43<sup>10</sup>.

## 1.6 JUSTIFICATIVA

A introdução para a dosimetria das fontes usadas em braquiterapia intersticial foi assunto de considerável pesquisa nos últimos anos. Vários artigos foram publicados para introduzir padrões de calibração, grandezas físicas específicas da fonte e formalismos revisados para o cálculo padrão de dose.

Alguns destes artigos advogam a revisão de dados básicos de dosimetria, incluindo constantes de taxas de dose, das funções radiais da dose e das funções de anisotropia para fontes de Ir-192, I-125 e Pd-103.

Com todas estas publicações que aparecem na literatura, a comunidade de física médica enfrenta uma situação desconcertante a respeito da seleção de dados dosimétricos. Conseqüentemente, o Comitê de Radioterapia da Associação Americana de Física Médica (AAPM) formou em 1988 um grupo de trabalho, denominado Task Group No. 43 (TG-43), com o objetivo de rever as publicações recentes em dosimetria de fontes de braquiterapia para implantes intersticiais, e para recomendar um protocolo de dosimetria que incluísse um

formalismo para cálculos de dose e uma série de dados com valores de parâmetros dosimétricos. O relatório final do Task Group No.43, que foi aprovado pelo Comitê de Radioterapia e pelo Conselho Científico da AAPM, apresenta um formalismo que define claramente as grandezas físicas necessárias à dosimetria de fontes de braquiterapia.

As recomendações no relatório da AAPM inferem um novo cálculo de dose para a dosimetria de fontes de braquiterapia intersticiais. Várias novas grandezas físicas foram introduzidas, que diferem conceitualmente das grandezas atualmente em uso, por exemplo, a constante do raio gama, a constante da taxa de exposição e os fatores de atenuação do tecido. Somente as grandezas derivadas diretamente da taxa de dose da fonte real em um meio próximo a água são empregadas.

Os dados a respeito da dosimetria de fios de irídio-192 são esparsos na literatura e, para os fios produzidos no IPEN, estes dados inexistem. Tendo em vista as necessidades e particularidades em nosso País, este projeto complementaria as especificações dosimétricas de uma fonte braquiterapêutica original produzida no país, que tem sido aplicada clinicamente no tratamento de pacientes, conforme estabelece o protocolo de dosimetria proposto pela AAPM TG-43.

## 1.7 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O protocolo recomendado para dosimetria de fontes intersticiais de braquiterapia *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group nº 43*<sup>10</sup>, TG-43, é baseado em medidas de um número de grandezas físicas interrelacionadas. Este método também permite o cálculo para a distribuição de dose bidimensional em torno de fontes intersticiais e que são importantes para alimentar os sistemas de planejamento em uso.

Os dados dosimétricos que endossam esse relatório resultam na escolha de taxa de dose absoluta para os dados do plano de tratamento usados convencionalmente. Além disso, foi dispensada uma cuidadosa atenção para o impacto clínico de tais recomendações.

O formalismo para o cálculo de dose proposto neste trabalho, em contraste com os métodos tradicionais que usam constante de taxa de exposição e fatores de atenuação do tecido, requer dados consistindo de taxas de dose de uma fonte efetiva em um objeto simulador equivalente ao tecido. Tradicionalmente, a taxa de dose  $\dot{D}(r)$  a uma distância  $r$  de uma fonte de braquiterapia intersticial é calculada usando a aproximação de uma fonte pontual da seguinte forma:

$$\dot{D}(r) = A_{app} \cdot f_{mecl} (\Gamma_{\dot{\delta}})_s \left( \frac{1}{r^2} \right) T(r) \phi_{an} \quad (2)$$

em que  $A_{app}$  é a atividade aparente da fonte;

$f_{mecl}$  é o fator de conversão de exposição para dose;

$(\Gamma_{\dot{\delta}})_s$  é a constante de taxa de exposição para o radionuclídeo na fonte;

$T(r)$  é o fator de atenuação no tecido sendo que

$$T(r) = \frac{X \text{ em água}}{X \text{ em ar}} = \frac{\text{dose em água}}{K_{ar}} \quad (3)$$

a uma distância  $r$  de uma fonte puntiforme;

e  $\phi_{an}$  é a constante anisotropia.

No protocolo recomendado da AAPM, TG 43, cada uma das grandezas utilizadas para o cálculo da taxa de dose absorvida é medida ou calculada para o tipo específico de fonte em questão e, além disso, depende da construção da fonte e geometria do espectro primário e médio dos fótons existentes nesta mesma fonte. Em contraste, muitos dos dados inseridos em antigos modelos semianalíticos incluem a constante da taxa de exposição e fatores de crescimento da taxa de dose absorvida, que são propriedades fundamentais do radionuclídeo.

Um dos problemas fundamentais com os protocolos anteriores ao TG-43 é que eles baseiam-se na fluência de fótons em torno das fontes em espaço livre, enquanto que as

aplicações clínicas requerem a distribuição de dose em meio que simule as condições do paciente.

A distribuição de dose bi-dimensional em um espalhamento médio de uma fluência de fótons conhecida em espaço livre é facilmente determinada apenas para uma fonte isotrópica puntiforme. Uma fonte de braquiterapia real apresenta uma anisotropia considerável e, para fontes semelhantes, é impossível determinar com precisão sua distribuição de dose nas mesmas condições. O formalismo recomendado resolve este problema fundamental pelo uso direto de medidas ou distribuições de dose mensuráveis, produzidas por uma fonte em um meio equivalente a água.

O protocolo americano recomenda introduzir ou utilizar um número de novas grandezas físicas, tais como a função anisotropia,  $F(r, \theta)$ ; a constante de taxa de dose,  $\Lambda$ ; a função de geometria,  $G(r, \theta)$ ; a função dose radial,  $g(r)$ ; e a intensidade de kerma no ar,  $S_k$ . Estas grandezas substituem as seguintes grandezas usuais:

Atividade aparente,  $A \rightarrow$  Intensidade de kerma no ar,  $S_k$

Constante de taxa de exposição,  $(\Gamma_{\delta})_x \rightarrow$  Constante de taxa de dose,  $\Lambda$

Inverso do quadrado da distância,  $(1/r_2) \rightarrow$  Fator geométrico,  $G(r, \theta)$  (apenas para cálculos bidimensionais)

Fator atenuação do tecido,  $T(r) \rightarrow$  Função dose radial,  $g(r)$

Constante de anisotropia,  $\phi_{an} \rightarrow$  Função de anisotropia,  $F(r, \theta)$  (apenas para cálculos bidimensionais)

Para cálculos bi-dimensionais, duas novas funções de  $r$  e  $\theta$  são introduzidas: o fator geométrico,  $G(r, \theta)$ , que leva em conta a dependência da fluência dos fótons em torno de uma fonte no espaço livre; e a função anisotropia,  $F(r, \theta)$ , que leva em consideração a anisotropia da distribuição de dose produzida por uma fonte em um espalhamento médio. Enquanto que a função de dose radial,  $g(r)$ , leva em conta a dependência da dose com a profundidade em um espalhamento médio ao longo do eixo transversal da fonte, a função de anisotropia,  $F(r, \theta)$ ,

considera a anisotropia da dose relativa com a dose no eixo transversal. Neste trabalho, foi adotada a sistemática de dividir vários fatores físicos, introduzindo a função de dose radial,  $g(r)$ , e a função de anisotropia,  $F(r, \theta)$ , ambas das quais são grandezas relativas. As únicas grandezas do novo formalismo que mantêm suas unidades são a taxa de dose absoluta e a constante de taxa de dose  $\Lambda$ . Uma outra vantagem desta divisão é que quanto mais precisos forem os valores da função de anisotropia ou a função de dose radial, serão disponibilizados medidas melhores ou cálculos futuros, podendo ser facilmente incorporados na revisão do protocolo em questão.

Para fontes cilíndricas simétricas, a distribuição de dose torna-se bi-dimensional e pode ser descrita em termos de sistema de coordenadas polares com sua origem no centro da fonte, onde  $r$  é a distância para o ponto de interesse e  $\theta$  é o ângulo com relação ao eixo longitudinal da fonte (FIG. 2).

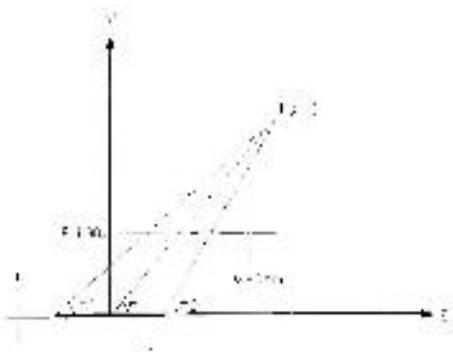


FIGURA 2 – Diagrama da geometria usada no cálculo de dose de uma fonte radioativa linear.<sup>11</sup>

A taxa de dose absorvida,  $\dot{D}(r, \theta)$  no ponto  $(r, \theta)$ , pode ser escrita como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k A \left[ \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) F(r, \theta) \quad (4)$$

onde  $S_k$  = intensidade de kerma no ar da fonte

$A$  = constante de taxa de dose (em unidades de  $cGy \cdot h^{-1} U^{-1}$ );

[ $1U = 1 \mu Gy m^2 h^{-1} = 1 cGy cm^2 h^{-1}$ ]

$G(r, \theta)$  = fator de geometria ;

$g(r)$  = função de dose radial;

$F(r, \theta)$  = função de anisotropia ;

Ancil e Clark<sup>11</sup>(1998) apresentaram resultados da determinação experimental das funções dosimétricas de fontes de Ir-192. Estes resultados estão compatíveis com as especificações definidas no TG-43 para construir uma distribuição completa bi-dimensional de dose, com um banco de dados para baixa e alta taxa de dose das fontes de Ir-192 empregados em braquiterapia.

O projeto experimental utilizado foi denominado de “*Puzzle Phantom*”, o qual consiste de uma placa quadrada de poliestireno com dimensões de 30 cm x 30 cm, com espessura de 2.5 cm, com perfurações (“*slots*”) de 1.5 mm de diâmetro por 6 mm de profundidade, para acomodar os dosímetros, TLD-100 LiF nas dimensões de 1 x 1 x 6 mm<sup>3</sup>, de maneira justa e precisa. Tais dosímetros são posicionados em semicírculos de forma a abranger vários ângulos a partir da fonte de braquiterapia.

Desta forma, neste objeto simulador foram inseridos 14 dosímetros em cada semicírculo. A 1 cm da fonte os TLDs foram posicionados em 0, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140 e 160 graus e a 2 cm da fonte em 10, 30, 50, 70, 90, 110, 130, 150 e 170 graus, e de 3 a 10 cm da fonte foi realizada a mesma intercalação com o intuito de minimizar o espalhamento entre dosímetros.

A fonte de Ir-192 foi posicionada dentro de um aplicador endobrônquio, o qual era centralizado à uma profundidade de 3 mm dentro do objeto simulador. Sua representação esquemática é ilustrada na FIG. 3.

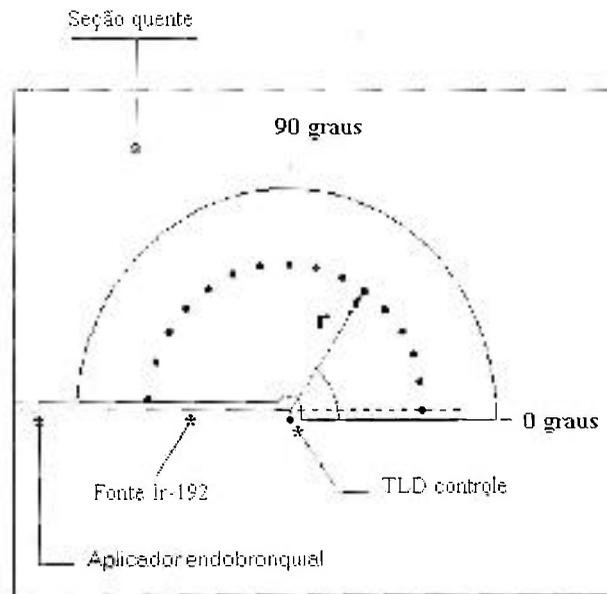


FIGURA 3 - Representação esquemática do objeto simulador de poliestireno. "Puzzle Phantom"<sup>11</sup>

A finalidade do projeto destes autores foi construir um banco de dados completo para uma baixa e alta distribuição bidimensional de dose para ambas taxas de dose de Ir-192. Para obtenção destes bancos de dados foi utilizado um objeto simulador de material equivalente a água e dosímetros termoluminescentes.

Ancil e Clark<sup>11</sup> (1998) concluíram, com sua investigação, que:

- i - tanto o aumento da contribuição dos fótons espalhados para a dose como o aumento da distância reduzem a anisotropia observada, para grandes distâncias e para ambas as fontes;
- ii - a função de dose radial obtida para ambas as fontes são visualmente idênticas;
- iii - as constantes de taxa de dose obtidas para ambas as fontes possuem uma diferença menor do que 2% com relação a outras publicações, encontradas na literatura (Nath *et al.*<sup>10</sup>

(1995), Meisberger *et al.*<sup>14</sup> (1968), Kirov *et al.*<sup>15</sup> (1995), Williamson e Li<sup>16</sup> (1995) e Russel e Ahnesjö<sup>17</sup> (1996).

A comunidade de Físicos Médicos em nível nacional e internacional procuram descobrir recomendações mais recentes e mais precisas a respeito da calibração das fontes de braquiterapia, das tabelas de taxas de doses na água ao redor das mesmas, assim como do controle de qualidade em fontes, aplicadores e equipamentos.

Vollans e Wilkinson<sup>18</sup> ( 2000 ) publicaram um trabalho que trata da calibração de fios de irídio-192, pré-cortados, para braquiterapia intersticial de baixa taxa de dose, usando uma câmara de ionização dedal do tipo Farmer.

A calibração de uma fonte de braquiterapia implica em uma derivação da medida e da taxa de kerma no ar de referência ( TKAR ), com uma precisão e exatidão apropriadas para aplicações intersticiais no tecido humano sendo que ( TKAR ) é a taxa de kerma no ar, no vácuo, a uma distância de referência de 1 m do centro da fonte, dado pela seguinte expressão:

$$\text{TKAR} = R \cdot \text{SC} \cdot \text{TPC} \cdot \text{N} \cdot \text{ICR} \cdot \text{GCF}, \quad (5)$$

em que R é a leitura média do eletrômetro corrigida, se necessário para corrente de fuga;

SC é a correção da atenuação da capa (*sleeve*) determinada experimentalmente;

TPC é a correção para as grandezas de influência, temperatura e pressão;

N é o padrão secundário calibrado em termos de kerma no ar com uma qualidade de 20 mm de Al (HVT);

ICR é a relação obtida pela intercomparação entre o padrão de campo do instrumento e o padrão secundário usando uma fonte HDR ( high dose radiation );

GCF é o fator de correção geométrico, levando em conta o interior do volume finito e a forma da câmara de ionização, o comprimento da fonte de radiação e a extrapolação para 1 m;

Para fios de irídio, que podem ter vários centímetros de comprimento, assume-se que os fios são retos, lisos, inteiros e que a direção do ponto de referência é considerada como sendo a direção localizada em ângulos à direita ao longo do eixo de cada fio.

As séries de medidas foram feitas usando uma distância fonte-centro de 100 mm, da câmara e capas de equilíbrio eletrônico de PMMA com espessuras de 1 mm, 1,5 mm, 2 mm e 2,5 mm de tal forma que fossem suficientes para remover os fotoelétrons.

Os resultados foram ajustados pelo método dos mínimos quadrados para uma linha reta, foram calculados os fatores de correção geométrico e foram obtidos os seguintes resultados: a integração do inverso do quadrado da distância acima do volume da câmara, era igual a 2,16 para as medidas que foram feitas à uma distância de 10 mm entre fonte e o centro da câmara, e igual a 1,44 para as medidas feitas à 20 mm na mesma configuração. Cada um dos fatores incluiu uma correção de aproximadamente 0,6% para a absorção dos portadores de aço inoxidável das fontes.

O método de calibração, originalmente desenvolvido para fontes pequenas de césio-137, tem sido amplamente empregado para o uso na calibração de fios de irídio-192, com seus emissores de energia baixa e comprimento físico grande, sendo que os resultados obtidos são compatíveis com aqueles apresentados nos relatórios de teste fornecidos pelo fabricante.

Em princípio, o método poderia ser usado para fios de qualquer tamanho mas, deve-se notar que os fatores dados na seção de resultados deste artigo são especificamente para fios de 50 mm de comprimento ativo.

Ghiassi – Nejad *et al.*<sup>8</sup> (2001) apresentaram resultados obtidos em um estudo feito para determinar as características dosimétricas de fontes de <sup>192</sup>Ir usadas em braquiterapia intersticial. Grandezas tais como a constante de taxa de dose, ( $\Lambda$ ), a função de dose radial,  $g(r)$ , e a função da anisotropia,  $F(r,\theta)$ , foram determinadas experimentalmente e a função geométrica,  $G(r,\theta)$ , foi calculada teoricamente. Foram feitas medidas com dosímetros termoluminescentes em um objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões

de 25 cm x 20 cm x 5 cm, para distâncias de 1 a 10 cm para  $g(r)$ , e nas mesmas distâncias, para ângulos de  $0 - 180^\circ$  para a função  $F(r,\theta)$ . A constante de taxa de dose para sementes e fios de  $^{192}\text{Ir}$  foram encontradas como sendo iguais a  $(1,196 \pm 5 \%)$  e  $(1,082 \pm 5 \%) \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ , respectivamente.

Os TLDs são constituídos de  $\text{LiF:Mg,Ti}$  (TLD-100, fabricado pela Harshaw) com dimensões de 3,1 mm x 3,1 mm x 0,9 mm. O ciclo dosimétrico para cada medida consistiu de um aquecimento pré-irradiação, a  $400^\circ\text{C}$  por uma hora, seguido de um aquecimento a  $100^\circ\text{C}$  por duas horas. Após a irradiação, era feito um aquecimento de  $100^\circ\text{C}$  por 10 minutos antes de se efetuar a leitura do dosímetro termoluminescente.

O objeto simulador de polimetilmetacrilato foi selecionado, levando-se em consideração as devidas normas (ICRU, 1992)<sup>19</sup>, bem como a sua semelhança com água (material de referência). Tal objeto simulador possui alguns furos onde os TLDs foram posicionados e um chanfro para acomodar a fonte como mostrado na FIG. 4.

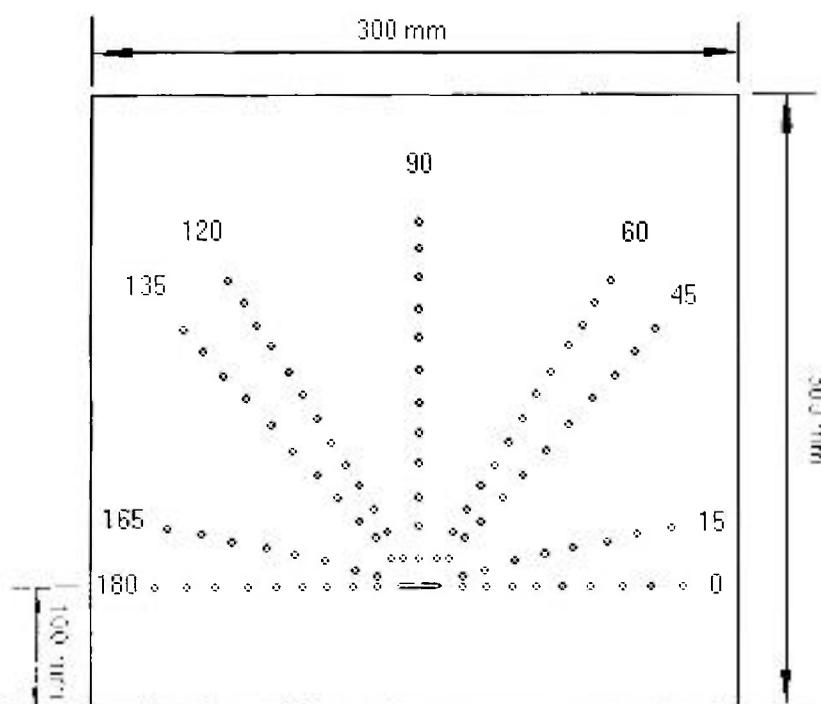


FIGURA 4 - Representação esquemática do objeto simulador de PMMA utilizado para a irradiação dos TLDs Ghiassi – Nejad et al<sup>8</sup>. (2001).

Neste arranjo o gradiente de dose gerado da interação da radiação com os TLDs foi considerado como sendo desprezível. Durante as medidas a fonte e os TLDs foram envolvidos por placas de PMMA com 10 cm do mesmo material em cada direção, a fim de estabelecer a condição de espalhamento.

Os autores do referido trabalho concluíram que o pequeno diâmetro do fio propicia uma alta flexibilidade, permitindo que a fonte pudesse ser usada em tratamentos especiais. Entretanto, com o aumento do comprimento ativo da fonte, a anisotropia da distribuição de dose também aumenta. Baseado em seus resultados esses autores puderam concluir que os parâmetros dosimétricos do fio de Ir-192 usados no trabalho em questão preenchem os requisitos necessários para o planejamento e a aplicação clínica.

Yu e Luxton<sup>20</sup>(1999) apresentaram resultados de um estudo de uma técnica mais precisa para medidas de dose com TLD em um intervalo de dose de 0.5 cGy à 1000 cGy. Essa técnica caracterizou-se pela alta precisão e reprodutibilidade de medidas de dose apresentadas para cada TLD individualmente.

Os TLDs constituídos de LiF, nas dimensões de 1 mm de diâmetro por 3 mm de comprimento, foram submetidos a um ciclo de tratamento térmico onde permaneciam a uma temperatura de 400°C por uma hora, seguido imediatamente por um aquecimento a 105°C por duas horas. Depois da exposição a uma dose de 1 Gy de raios-X com energia de 4 MV, os mesmos TLDs eram aquecidos a 105°C por 15 minutos, sendo então lidos.

As conclusões deste trabalho levaram em consideração o procedimento da rotina de radiação do TLD e a medida da dose. A resposta por unidade de dose estava quase acima da variação de 0.6 cGy a 1000 cGy e aumentando para 15 %, na região de supralinearidade, acima do intervalo de 100 cGy até 1000 cGy.

A resposta do TL para a dose de radiação diminui com o aumento da duração da alta temperatura, baixas temperaturas, e aquecimento pré-leitura. A escolha da duração do tempo

de aquecimento para cada passo do procedimento foi considerado padrão para que a sensibilidade dos TLDs se adequasse a um estado estável.

## 1.8 PROTOCOLO TG-43

A AAPM recomenda aos sistemas de planejamento que sigam os seus próprios formalismos<sup>10</sup>. A dosimetria dos fios de Ir-192 produzidos pelo IPEN, entretanto vai além do escopo deste protocolo. O TG-43<sup>10</sup> estabelece que a dose absorvida deve ser expressa como:

$$D(r,\theta) = S_k \cdot \Lambda t \cdot [G(r,\theta) / G(r_0, \theta)] \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (6)$$

em que  $r$  é a distância radial do centro da fonte, no plano contendo o eixo da fonte;  $\theta$  denota o ângulo polar.  $S_k$  refere-se à intensidade de kerma no ar;  $\Lambda$  é a constante de taxa de dose;  $t$  é o tempo de exposição;  $G(r, \theta)$  é a função de geometria, que considera a distribuição do material radioativo;  $F(r, \theta)$  é a função de anisotropia, que leva em conta a dependência angular da absorção e espalhamento dos fótons e  $g(r)$  representa a função de dose radial, que considera a dependência radial da absorção e espalhamento dos fótons no meio ao longo do eixo transversal ( $\theta = \pi/2$ ). O ponto de referência  $(r_0, \theta_0)$  é  $r_0 = 1$  cm e  $\theta_0 = \pi/2$ .

A constante de taxa de dose representa a taxa de dose na água por unidade de taxa de kerma no ar em um ponto de referência ( $r_0 = 1$  cm) ao longo do eixo transversal ( $\theta_0 = \pi/2$ ) da fonte, expressa em unidade de  $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ .

### 1.8.1 PONTO DE REFERÊNCIA PARA CÁLCULO DE DOSE

O ponto de referência  $(r_0, \theta_0)$  é escolhido neste protocolo para situar no bi-setor da fonte a uma distância de 1 cm do seu centro, isto é,  $r_0 = 1$  cm e  $\theta_0 = \pi/2$ . Esta escolha do

ponto de referência para o cálculo de dose em um meio é consistente com o uso da prática tradicional usando uma distância de 1 cm da fonte como ponto de referência.

### 1.8.2 INTENSIDADE DO KERMA NO AR, $S_k$

A intensidade de kerma no ar é a medida da intensidade da fonte de braquiterapia, a qual é especificada em termos de taxa de kerma no ar em um ponto ao longo do eixo transversal da fonte em espaço livre. Esta intensidade de kerma no ar é definida como sendo o produto da taxa de kerma no ar em uma calibração à distância,  $d$ , em espaço livre,  $k(d)$ , medida ao longo do bi-setor transversal da fonte, e o quadrado da distância  $d$ , ou seja,

$$S_k = k(d)d^2 \quad (9)$$

A distância,  $d$ , da calibração deve ser grande o suficiente para que a fonte possa ser tratada como um ponto matemático. Considerando que as medidas da calibração da intensidade da fonte podem ser feitas a qualquer distância,  $d$ , é usual especificar a intensidade de kerma no ar em termos de uma distância de calibração de referência,  $d_0$ , a qual é normalmente escolhida como sendo de 1 m. Deve ser observado que o usuário típico não faz a calibração no ar, a qual é feita primeiramente pelos laboratórios de padronização primária, *National Institute of Standards and Technology* (NIST) por exemplo, e por laboratórios de padronização secundária. Entretanto, é de responsabilidade do usuário verificar a precisão da intensidade da fonte fornecida pelo fabricante. Normalmente cada usuário possui um tipo de câmara de ionização que tem uma calibração dentro dos padrões nacionais para cada tipo de fonte de braquiterapia.

Se o kerma no ar, o tempo, e a distância têm unidades de  $\mu\text{Gy}$ ,  $h$ , e  $m$  respectivamente,  $S_k$  terá unidades de  $\mu\text{Gy} \cdot m^2 \cdot h^{-1}$  como recomendado pelo relatório TG-32<sup>21</sup>. Neste protocolo, estas unidades são denotadas por um símbolo  $U$ , que é considerado como sendo:

$1U = 1$  unidade de intensidade de kerma no ar

$$1U = 1\mu\text{Gy} \cdot m^2 \cdot h^{-1} = 1c\text{Gy} \cdot cm^2 \cdot h^{-1} \quad (10)$$

### 1.8.3 CONSTANTE DE TAXA DE DOSE, $\Lambda$

A constante de taxa de dose é definida como sendo a taxa de dose na água a uma distância de 1 cm no eixo transversal de uma unidade da intensidade kerma ar da fonte em um fantoma de água. Deve ser observado que  $\Lambda$  é uma grandeza absoluta, não como outros parâmetros descritos a seguir nesta seção, os quais são grandezas normalizadas e portanto, relativas. Para as especificações da constante da taxa de dose bem como os parâmetros da distribuição de dose relativa, este protocolo recomenda que a água líquida seja aceita como meio de referência. Na determinação do valor de  $\Lambda$ , a 1 cm de distância é especificado ao longo do eixo transversal da fonte física (maior do que uma fonte pontual idealizada) relativa para o centro geométrico. Matematicamente, a constante taxa de dose,  $\Lambda$ , é definida pela seguinte relação:

$$\Lambda = D(r_s, \theta_s) / S_t \quad (11)$$

A constante de taxa de dose inclui os efeitos da geometria da fonte, a distribuição espacial da radioatividade dentro da fonte, encapsulamento, e auto filtração dentro da fonte e espalhamento na água ao redor da fonte. O valor numérico desta grandeza também depende da padronização das medidas para as quais a calibração da intensidade de kerma no ar da fonte é rastreada. Em outras palavras, se o padrão da intensidade de kerma no ar, que é um dado da fonte fornecido pelo NIST for mudado no futuro, o valor de  $\Lambda$  também será alterado.

### 1.8.4 FUNÇÃO DE GEOMETRIA, $G(r, \theta)$

O fator geométrico leva em consideração a variação da dose relativa devido somente a distribuição espacial da atividade dentro da fonte, ignorando a absorção dos fótons e o espalhamento na estrutura da fonte. Ele é definido como sendo:

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \left[ \frac{\rho(r') dV'}{|r' - r|^2} \right]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (12)$$

onde  $\rho(r')$  representa a densidade de radioatividade no ponto  $p(r') = p(x', y', z')$  dentro da fonte e  $V$  denota a integração da fonte sobre seu núcleo. O  $dV'$  é um elemento de volume localizado em uma distância  $r'$  da fonte. Uma vez que a distribuição tridimensional de  $\rho(r)$  é incerta para muitas fontes, assim como  $^{125}\text{I}$ , e devido ao fato de que a escolha de  $G(r, \theta)$  influencia apenas a precisão da interpolação, a aproximação para uma fonte linear seria selecionada para uso neste protocolo. Quando a distribuição de radioatividade pode ser aproximada por uma fonte linear pontual ou por uma fonte linear de comprimento  $L$ , então  $G(r, \theta)$  é reduzido à

$$G(r, \theta) = \begin{cases} r^{-2}, & \text{para aproximação fonte pontual} \\ \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{para aproximação fonte linear} \end{cases} \quad (13)$$

em que  $L$  é o comprimento ativo da fonte, e  $\beta$  é o ângulo sub-entendido pela fonte ativa com relação ao ponto  $(r, \theta)$ ; isto é,  $\beta = \theta_2 - \theta_1$ . O fator geométrico  $G(r, \theta)$  representa a distribuição de dose hipotética relativa devido apenas à distribuição espacial de radioatividade e despreza os efeitos da absorção e espalhamento na fonte ou no meio ao redor.

### 1.8.5 FUNÇÃO DE DOSE RADIAL, $g(r)$

A função de dose radial,  $g(r)$ , leva em conta os efeitos da absorção e espalhamento no meio ao longo do eixo transverso da fonte. Ela é definida como sendo:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_o) G(r_o, \theta_o)}{\dot{D}(r_o, \theta_o) G(r, \theta_o)} \quad (14)$$

A função de dose radial refere-se somente ao eixo transverso, isto é, somente para pontos com um ângulo  $\theta_0$ , que é igual a  $\pi/2$ . Esta função define o decréscimo da taxa de dose ao longo do eixo transverso devido à absorção e espalhamento no meio. Tal função pode também ser influenciada pela filtração de fótons pelo material de encapsulamento da fonte.

A função  $g(r)$  é similar ao fator atenuação do tecido no eixo transverso normalizado ou de dose absorvida para kerma no ar. É importante ressaltar que a definição da função de dose radial é diferente de definições anteriores<sup>21, 22</sup>.

### 1.8.6 FUNÇÃO DE ANISOTROPIA, $F(r, \theta)$

A função de anisotropia leva em consideração a anisotropia da distribuição da dose em torno da fonte, incluindo os efeitos de absorção e espalhamento no meio. É definida como sendo:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \theta_0)}{D(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (15)$$

Esta função bidimensional dá a variação angular da taxa de dose sobre a fonte em cada distância devido a auto filtração, à filtração oblíqua dos fótons primários pelo material de encapsulamento, e ao espalhamento de fótons no meio. A influência do fator geométrico na função radial é para suprimir a influência da lei do inverso do quadrado da distância na distribuição da dose em torno da fonte.

Devido ao alto gradiente da taxa de dose encontrado próximo das fontes intersticiais, é difícil medir a taxa de dose precisamente em distâncias menores que 5 mm da fonte. Adicionalmente, a grande variação da taxa de dose, crescente com a lei do inverso do quadrado da distância, trás uma imprecisão na interpolação do valor intermediário da taxa de dose. Por supressão dos efeitos da lei do inverso do quadrado da distância, a extrapolação para pequenas distâncias do perfil da taxa de dose medida à distâncias de 5 à 10 mm, bem como a interpolação entre valores medidos da distribuição esparsa, são normalmente mais precisos.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 FONTE DE IRÍDIO-192 NACIONAL

A fonte de  $^{192}\text{Ir}$  é produzida quando o  $^{191}\text{Ir}$  estável absorve um nêutron que por sua vez possui alta secção de choque de absorção para nêutrons, igual a 910 barns<sup>4, 5</sup>. Além disso, possui uma meia vida de 73,83 dias, decai por emissão beta e gama para um isótopo estável, a platina-192.

O  $^{192}\text{Ir}$  possui um espectro de energia complexo, incluindo aproximadamente 40 picos de energias dentro de um intervalo de 50 keV a 700 keV<sup>19</sup>. A energia média dos fótons emitidos pela fonte sem encapsulamento é de 370 keV. Porém a publicação da IAEA<sup>19</sup> (2002) recomenda considerar a energia média para fontes de  $^{192}\text{Ir}$  encapsuladas como sendo igual a 397 keV, devido à absorção dos componentes de energia muito baixa pela própria fonte e o material do encapsulamento.

Os fios de  $^{192}\text{Ir}$  estão disponíveis na forma de fios de 0,1 mm de diâmetro, constituídos de uma liga irídio-platina, 20% e 80% respectivamente, livre de impurezas, encapsulados com platina, atingindo um diâmetro externo de 0,3 mm. Possuem 48 cm de comprimento, que podem ser cortados em vários outros tamanhos conforme desejado.

### 2.2 DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES (TLD-100, LiF )

Os dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (micro TLD-100 - LiF, Harshaw) (FIG. 5.1 e 5.2), de dimensões 1 mm x 1 mm x 1 mm e o leitor de TLD Harshaw modelo 2000 A/B de propriedade do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do IPEN/CNEN-SP, foram utilizados para a obtenção das medidas dentro do objeto simulador.

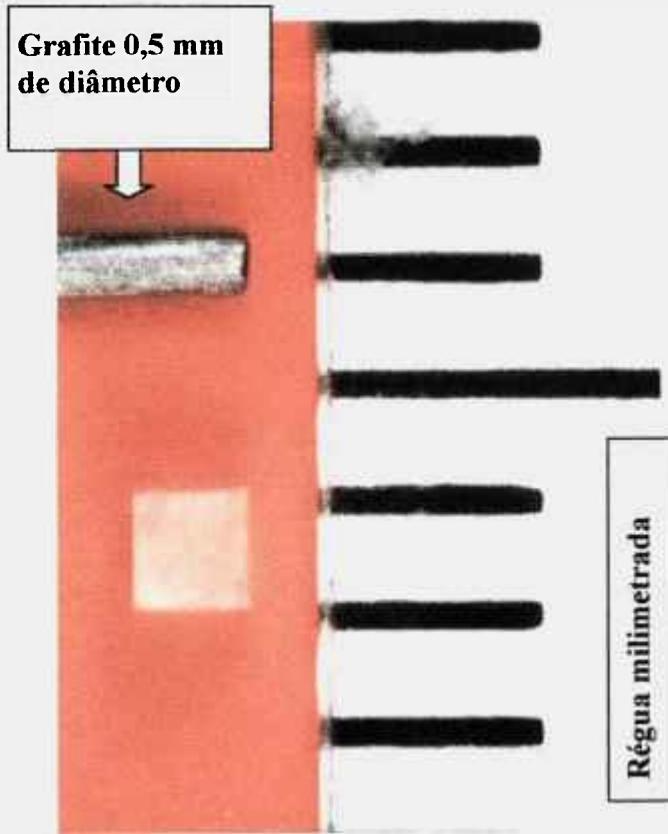


FIGURA 5.2 – Foto ilustrativa da dimensão do micro dosímetro termoluminescente LiF-100

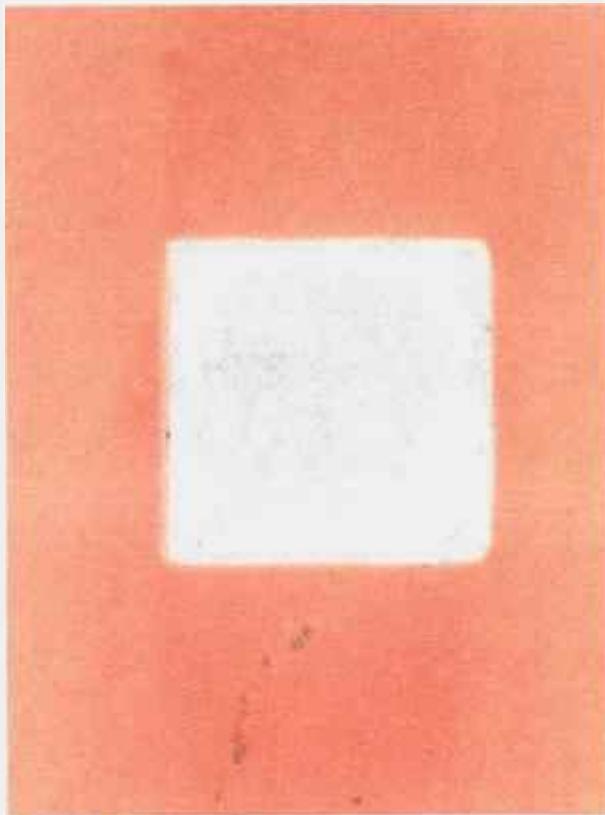


FIGURA 5.1 – Foto do micro dosímetro termoluminescente LiF-100

Estes dosímetros podem ser utilizados inúmeras vezes, mas para se obter resultados reprodutíveis, o material termoluminescente requer um tratamento térmico especial antes de ser reutilizado, denominado de tratamento térmico pré-irradiação.

Esse tratamento tem por finalidade devolver ao TLD as propriedades que possuía antes de ser irradiado, eliminando assim a informação de dose anterior tanto quanto possível, e assegurando assim a reprodutibilidade de suas características. A escolha do tratamento mais adequado irá depender do tipo de TLD e da precisão pretendida para a medida a ser executada.

O micro TLD 100 tem o seu desempenho fortemente relacionado com o tipo de tratamento térmico ao qual é submetido. Assim, os fornos destinados ao tratamento térmico devem ser de boa qualidade, ou seja, devem possuir uma grande estabilidade.

Da análise dos trabalhos de Ghiassi-Nejad<sup>8</sup> (2001), Yu e Luxton<sup>20</sup> (1999) e Ferreira<sup>23</sup> (1998), escolheu-se o tratamento térmico aplicado aos TLDs que compreendeu as duas fases descritas abaixo:

- a) tratamento térmico pré-irradiação ou pré-uso. Tem por objetivo preparar o dosímetro para uso, apagando todas as informações (luminescência) existentes no TLD devido às irradiações passadas.

Este procedimento foi feito em um forno de microondas tipo MAS 7000 da CEM *Innovator in Microwave Technology* modelo 924410 número de série AR 3398, do Laboratório de Materiais Dosimétricos do Departamento de Metrologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP. Foi realizado um tratamento térmico com uma temperatura homogênea de 400°C durante 1 hora, e depois mais 2 horas de aquecimento em uma estufa cirúrgica, modelo Fornitec, número de série 1249, a uma temperatura homogênea de 105°C.

- b) tratamento térmico pré-leitura ou pós-irradiação. Os materiais termoluminescentes apresentam curvas de emissão com vários picos. Alguns desses picos estão localizados em baixas temperaturas e sujeitos a um decaimento térmico considerável à temperatura

ambiente. Desta forma, antes de se efetuar a leitura da amostra termoluminescente, após sua irradiação, é conveniente aquecê-la à uma temperatura abaixo da temperatura de avaliação, com a finalidade de eliminar estes picos instáveis.

Este procedimento também foi realizado utilizando-se o forno de microondas tipo MAS 7000 a uma temperatura homogênea de 105°C, durante 10 minutos.

O ciclo dosimétrico para TLDs em cada medida consistiu de uma seqüência constituída das etapas seguintes, aquecimento pré-irradiação; irradiação; aquecimento pós-irradiação; e finalmente a leitura da energia armazenada, que é proporcional à carga elétrica, medida em coulombs ( C ).

### **2.3 CALIBRAÇÃO DOS MICRO-DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES**

Em um trabalho recente Anctil e Clark<sup>11</sup> (1998) sobre o estudo experimental das funções dosimétricas de fontes de Ir-192, foram abordadas considerações com relação à precisão individual de cada TLD durante a sua calibração.

Eles avaliaram 75 dosímetros termoluminescentes que foram irradiados 13 vezes com um feixe de fótons de 6 MV de energia para estudar a estabilidade como resposta da energia dos detectores individuais, além de determinar a precisão que pode ser obtida com dosímetros termoluminescentes. Depois de oito irradiações, a sensibilidade teve um aumento de 5%. As 5 subseqüentes irradiações produziram uma redução na resposta dos dosímetros termoluminescentes de menos de 1%. Concluiu-se que os dosímetros termoluminescentes tinham atingido um ponto de equilíbrio relativo. A precisão da dose medida foi expressa como dois desvios padrões, dados como a percentagem de aumento da dose medida das seis primeiras irradiações. Todos os dosímetros termoluminescentes que apresentaram um erro igual ou maior do que 3% eram descartados. Além disso, considerou-se que a precisão individual dos dosímetros termoluminescentes usada neste estudo foi igual ou maior que 3%.

Como o interesse do presente trabalho constitui-se no estabelecimento de uma metodologia para a dosimetria de fios de irídio-192, a calibração foi feita na energia do próprio isótopo.

Cento e trinta e dois micro-dosímetros termoluminescentes estavam disponíveis para este estudo. Foram feitas 11 irradiações durante os experimentos para a calibração dos TLDs. Percebeu-se durante as leituras que até a quinta irradiação seus valores estavam diminuindo, e entre esses valores se estabelecia uma variação de 3% em média. À medida em que outras leituras foram sendo realizadas, este fenômeno se repetiu, o que sugere um ciclo.

As duas últimas leituras do segundo ciclo e a primeira leitura do terceiro ciclo produziram uma redução na resposta dos dosímetros de menos de 1%. Concluiu-se então que os dosímetros termoluminescentes atingiram um ponto de equilíbrio relativo. No entanto, apenas os dosímetros com variação menor do que 3% foram selecionados para o trabalho, embora os fatores de calibração fossem checados em intervalos regulares como recomendado por Ancil e Clark<sup>11</sup> (1998).

Os dosímetros termoluminescentes foram irradiados utilizando-se uma unidade *HDR Remote Afterloader*, Nucletron, série 3100, contendo uma fonte de irídio-192 de 0,9 mm de diâmetro e 4,5 mm de comprimento encapsulada com platina, de alta taxa de dose, calibrada em 26/Jul/2002, número de série D36A3779, cuja atividade na data de calibração era de 459,17 GBq.

Para simular a radiação que se espalha dentro do corpo humano quando ele é irradiado, foi desenvolvido um objeto simulador especialmente para a calibração dos dosímetros termoluminescentes. Uma foto de tal objeto simulador é apresentada na FIG. 6.1 e sua representação esquemática é apresentada na FIG. 6.2. Este objeto simulador é composto de um cilindro intravaginal feito de acrílico, com dimensões de 2,6 cm x 14 cm, que possui preso ao longo de seu comprimento quatro (4) cateteres plásticos 6 French (2 mm de diâmetro externo), destinados a conter os micro dosímetros termoluminescentes durante a irradiação. O conjunto assim formado era introduzido em um recipiente de vidro contendo água.



FIGURA 6.1 - Objeto simulador utilizado para irradiação dos micro-dosímetros termoluminescentes utilizado no processo de calibração

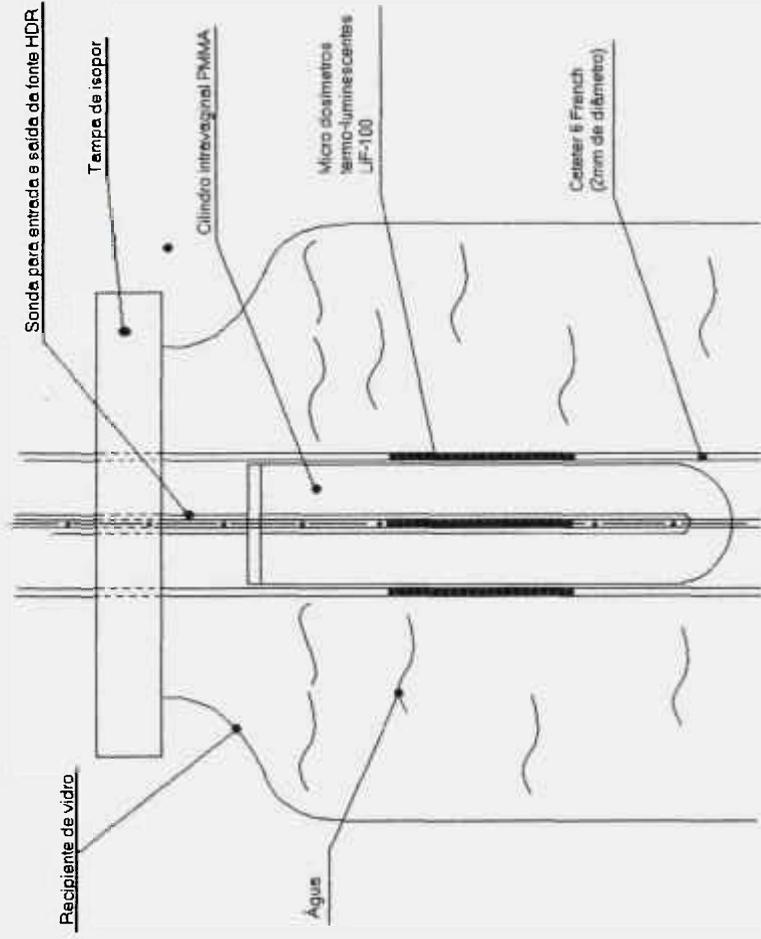


FIGURA 6.2 – Representação esquemática do objeto simulador utilizado para irradiação dos micro-dosímetros termoluminescentes no processo de calibração

Devido às dimensões dos micro-dosímetros termoluminescentes não foi possível indentificá-los com algum tipo de marca, sendo que neste caso a identificação se procedia por meio da posição que cada micro-dosímetro ocupava em uma bandeja. Seguindo esta orientação, cada um dos dosímetros termoluminescentes foi introduzido sempre dentro do mesmo cateter e sempre entre os mesmos micro-dosímetros que estiveram ao seu lado na irradiação anterior.

Os cateteres, por sua vez, também foram fixados sempre na mesma posição, sobre a superfície do cilindro intravaginal, e o recipiente de vidro continha sempre o mesmo volume de água, identificável por meio de uma marcação na superfície externa do recipiente.

## 2.4 SELEÇÃO DO OBJETO SIMULADOR

Para a adoção do protocolo de dosimetria de braquiterapia da AAPM TG-43, as medidas devem ser feitas na água ou em um meio equivalente à água. Desta forma, um objeto simulador sólido foi selecionado por possuir a vantagem da acomodação de fontes, onde as distâncias podiam ser conhecidas com maior precisão, possibilitando assim a utilização dos micro-dosímetros termoluminescentes LiF-100.

Para a seleção do objeto simulador apropriado, alguns parâmetros primordiais foram levados em consideração, incluindo a espessura para produção de uma condição de real espalhamento e a composição do material equivalente ao tecido humano.

O número atômico efetivo do material é importante para fótons de baixa energia. Água, acrílico, poliestireno ou materiais similares de número atômico baixo são apropriados como objetos simuladores (ICRU 48)<sup>19</sup>.

Para o presente trabalho foi selecionado o “*solid water*” RW3 cuja composição elementar é dada por 98% de poliestireno -  $(C_8H_8)_n$  - e  $(2,0 \pm 0,2)\%$  de óxido de titânio -  $(TiO_2)$  (PTW; Comunicação pessoal), com uma fração por massa de 7,59% de H; 90,41% de C; 0,80% de O e 1,20% de  $Ti^{24}$ . Este material é destinado para calibração e

medidas de dose absorvida. Para energias baixas, na faixa de 20 a 100 keV, a razão da constante de taxa de dose no material com relação à própria água líquida apresenta-se como uma função da energia dos fótons<sup>19</sup>, sendo que para energias mais altas a razão é constante e igual a 1, como se pode verificar na TAB. 1.

TABELA 1 - Razão da constante taxa de dose do *solid water* em relação a água líquida<sup>19</sup>.

<b>Photon energy ( keV)</b>	<b><math>\Delta</math>Solid water / A água líquida</b>
20	0.962
30	0.983
60	0.994
100	0.998
400	1.000
662	1.000
1000	1.000
1250	1.000

O *solid water* RW3 possui uma densidade de 1.045 g/cm<sup>3</sup><sup>25</sup> e seu número atômico efetivo é baixo ( $Z_{\text{eff}} = 5.45$ ). O valor de  $Z_{\text{eff}}$  foi calculado por meio da expressão (16) (ICRU 35)<sup>20</sup>, utilizando-se os valores da TAB. 2.

$$Z_{\text{eff}} = \sum \left( \frac{P_i Z_i^2}{\sum P_i M_i} \right) \quad (16)$$

TABELA 2 - Composição elementar (fração por massa), densidade e número atômico efetivo de materiais utilizados como objetos simuladores que substituem a água. (Para comparação, a água líquida também foi incluída)

	Água líquida <sup>a</sup>	Solid Water WT1 <sup>a</sup>	Solid Water RW1 <sup>a</sup>	Solid Water RW3	Solid Water RMI-457	Virtual Water	PMMA <sup>a,b</sup>	Polystyrene <sup>a</sup>	Tissue-equivalent plastic A-150 <sup>a</sup>
H	0.119	0.0810	0.1319	0.0759	0.0809	0.0770	0.0805	0.0774	0.1013
C		0.6720	0.7941	0.9041	0.6722	0.6874	0.5998	0.9226	0.7755
N		0.0240			0.0240	0.0227			0.0351
O	0.8881	0.1990	0.0381	0.0080	0.1984	0.1886	0.3196		0.0523
F									0.0174
Cl		0.0010			0.0013	0.0013			
Ca		0.0010	0.0268		0.0232	0.0231			0.0184
Ti				0.0120					
Mg			0.0091						
Densid. (g/cm <sup>3</sup> )	1.000	1.020	0.970	1.045	1.030	1.030	1.190	1.060	1.127
Z <sub>eff</sub> <sup>b</sup>	6.6	5.95	5.53	5.45	5.96	5.97	5.85	5.29	5.49

<sup>a</sup> Ver ICRU 37 [66] e 44 [62]

<sup>b</sup> Para a definição do número atômico efetivo, ver ICRU 35 [11]

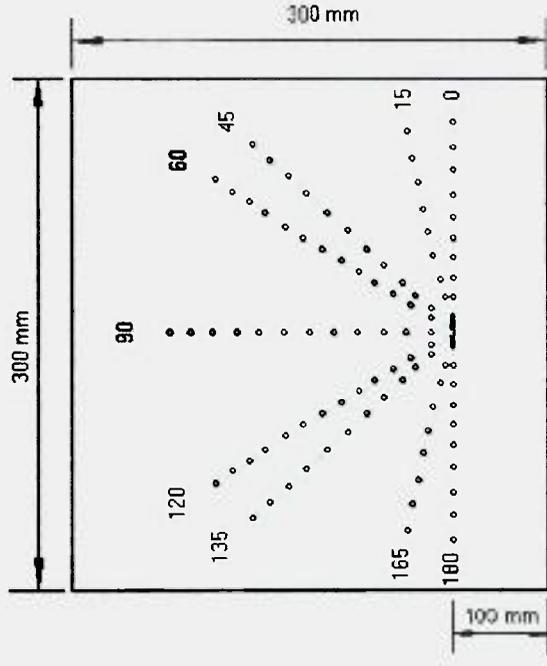
Em um trabalho comparativo sobre as propriedades dosimétricas do *Plastic Water* e *Solid Water* em aplicações de braquiterapia, Ali *et al.*<sup>24</sup> (1994) verificaram que a atenuação e o espalhamento dos fótons primários de baixa energia em *Solid Water* possuem valores próximos aos observados em água líquida, enquanto que em *Plastic Water*, para energias abaixo de 100 keV, existe uma diferença substancial (um fator de cerca de 5) entre a dose absorvida no *Plastic Water* e a dose obtida na água líquida.

Outro trabalho sobre materiais apropriados para dosimetria na água, Meli *et al.*<sup>25</sup> (1988), mostrou que o polimetilmetacrilato (PMMA), o poliestireno e o *solid water* são equivalentes à água e podem ser utilizados como objetos simuladores para a dosimetria de fontes de <sup>192</sup>Ir.

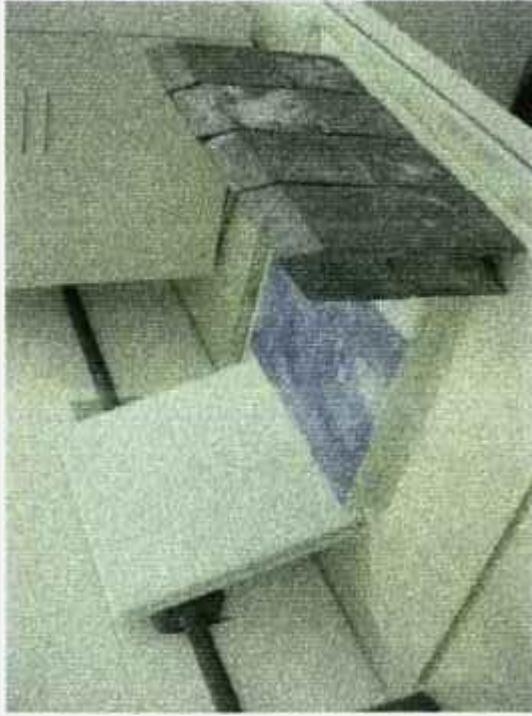
No presente trabalho foram utilizadas 6 placas de *solid water* de dimensões 300 mm x 300 mm x 100 mm, para a medida da distribuição de dose em torno das fontes de <sup>192</sup>Ir. Um número de furos apropriados foram feitos na superfície das placas a fim de acomodar os micro-dosímetros termoluminescentes. A disposição dos micro-dosímetros termoluminescentes e da fonte podem ser observadas pelas FIG. 7.1 e 7.2. Durante as medidas, o objeto simulador contendo a fonte e os micro-dosímetros termoluminescentes tinha suas superfícies superior e inferior cercadas por placas, também de *solid water*, de 50 mm de espessura para estabelecer uma condição de espalhamento adequada (FIG. 8.1 e 8.2), além de fornecer a condição de equilíbrio de partículas carregadas.



**FIGURA 7.1** – Foto da placa de *solid water RW3* utilizada para acomodar os dosímetros termoluminescentes (LiF-100) e um fio de irídio-192 medindo 100 mm de comprimento



**FIGURA 7.2** – Representação esquemática da placa de *solid water RW3* com furos de 1,5 mm de diâmetro por 1,0 mm de profundidade, que distam 10mm um do outro, e um chanfro, para acomodar um fio de  $^{192}\text{Ir}$ , medindo 10mm de comprimento por um milímetro de profundidade. (Neste trabalho foram estudados fios de  $^{192}\text{Ir}$  com vários comprimentos sendo o comprimento do chanfro da placa aumentado no respectivo comprimento do fio)



**FIGURA 8.1** – Objeto simulador em *solid water* RW3 constituído de seis placas (dimensões 300 mm x 300 mm x 10 mm) sendo três delas posicionadas abaixo da placa que contém os micro-dosímetros termoluminescentes e duas acima



**FIGURA 8.2** – Disposição do objeto simulador de *solid water* RW3 durante uma irradiação

## 2.5 O SISTEMA DE LEITURA

O leitor Harshaw 2000 (FIG. 9.1) utilizado é composto por dois módulos, A e B, cada qual estabelecendo uma função específica\*.

O módulo A possui um compartimento onde há uma prancheta metálica para acomodação do TLD (FIG. 9.2), tendo uma função de resistência elétrica que aquece o dosímetro, e sua refrigeração é feita por meio de nitrogênio gasoso. Esse módulo é portanto, responsável pelo aquecimento e posterior resfriamento da prancheta, de forma que o material TLD sofra um aquecimento linear e reproduzível, possibilitando o controle do ciclo de temperatura e da detecção da luz termoluminescente emitida pelo material.

O módulo A consiste ainda de uma célula fotomultiplicadora, que converte a luz em corrente elétrica e a amplifica. O sistema controla a temperatura da prancheta processando as informações oferecidas pela sua fotomultiplicadora.

A corrente amplificada é enviada para o módulo B que a integra e exibe em um mostrador digital. O leitor, por sua vez, é responsável pela aquisição do sinal e pelo estabelecimento das condições de operação do aparelho. Este leitor possui um sistema de *feedback* que produz uma elevação linear da temperatura, com uma precisão de  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ .

As condições de ganho de temperatura (*Time Temperature Profile* – TTP) são definidas pelo usuário em três segmentos: pré-aquecimento, aquisição e resfriamento, com temperaturas e duração de tempo independentes.

Para aumentar a precisão das leituras com baixa exposição e para assegurar uma maior vida útil à prancheta, existe um fluxo de nitrogênio em torno dela, com uma pureza de \*99.99%, a uma pressão que varia de 1,5 até 3 kg/cm<sup>3</sup>. O nitrogênio é usado também para resfriar o tubo da fotomultiplicadora (PMT).

---

\* Instruction Manual Models 2000 – A, -C, -P THERMOLUMINESCENCE DETECTORS HARSHAW



FIGURA 91 – Foto do leitor Harshaw 2000 em dois módulos sendo A, à direita, o módulo de aquecimento, leitura e multiplicação do sinal e B, à esquerda, o módulo de integração do sinal

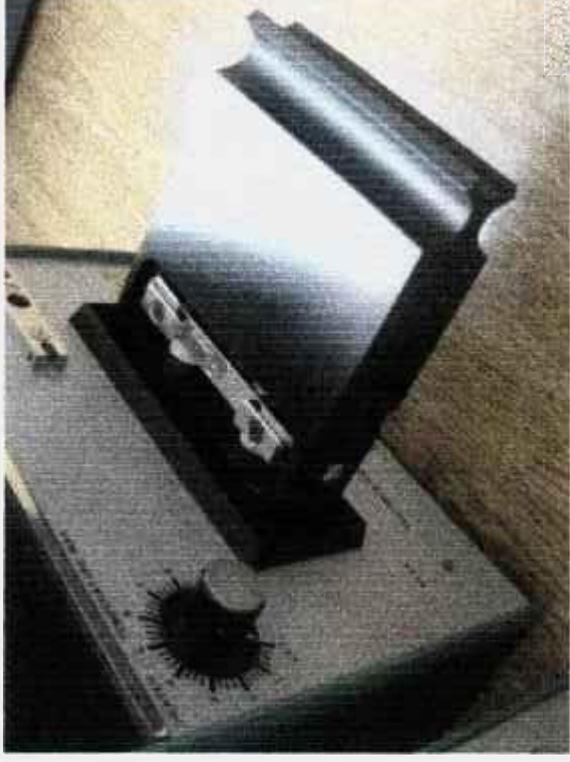


FIGURA 9.2 – Bandeja de aquecimento da Harshaw 2000, módulo A

As unidades de leitura são definidas pelo módulo de integração (nC ou  $\mu\text{C}$ ). Para o objeto deste estudo, as leituras foram obtidas em  $\mu\text{C}$ , para as quais estabeleceram-se as correções de sensibilidade para cada TLD medido.

O sistema de leitura é capaz de medir radiações de fótons com energia maior do que 1 keV, partículas beta com energia menor que 70 MeV, e nêutrons térmicos. A leitura é linear para doses na faixa de 10  $\mu\text{Gy}$  à 1 Gy. A partir de 1 Gy até 20 Gy a leitura é supralinear, necessitando portanto de fatores de correção. A repetibilidade fornecida pelo fabricante tem um desvio menor do que 2%, e o limiar de detecção de dose é menor do que 10  $\mu\text{Gy}$ .

Durante uma leitura, a prancheta é pré-aquecida a partir da temperatura ambiente até 50°C, denominada de  $T_1$ , um processo que tem uma duração de 10 segundos. A partir daí, ela adquire uma velocidade de aquecimento de 10°C/s, até alcançar a temperatura de 260°C,  $T_2$ , que é a temperatura máxima que o TLD atingirá. É durante este intervalo de temperatura que se processa a coleta de cargas. Estes parâmetros são definidos pelo usuário por meio dos *verniers* localizados no módulo de aquisição A.

O leitor utilizado é submetido periodicamente a testes que verificam a capacidade de reprodutibilidade da resposta e da sensibilidade de seus circuitos eletrônicos. Antes de iniciar toda e qualquer leitura são feitos diariamente os testes descritos a seguir:

- a) Teste de ruído da fotomultiplicadora. É definido como sendo a leitura de carga produzida pela fotomultiplicadora na ausência de qualquer fonte de luz abaixo de seu fotocátodo. Ele consiste primariamente do ruído intrínseco gerado internamente devido basicamente a três componentes: ruído gerado pelos circuitos elétricos no equipamento de leitura, tênues feixes de luz espalhados no interior da gaveta do leitor, e interação da radiação cósmica. Uma leitura excessivamente alta pode indicar uma fuga de luz ou um mau funcionamento da fotomultiplicadora.
- b) Teste de prancheta. É considerado como sendo a leitura produzida pelo leitor quando o aquecimento é aplicado na prancheta do leitor, sem haver nenhum material

termoluminescente, detectando a presença de algum sinal de contaminação da prancheta, fuga de luz, corrente escura da fotomultiplicadora e radiação infravermelha espúria, devido ao aquecimento do metal da prancheta. Esta medida é feita com o compartimento do dosímetro completamente fechado, simulando a leitura de um TLD.

- c) Teste de luz de referência. Consiste na leitura com o compartimento do dosímetro completamente aberto. Esse procedimento posiciona uma fonte de luz estável, que consiste de NaI(Tl) ativado com  $^{14}\text{C}$  existente no interior do leitor, diretamente abaixo da fotomultiplicadora, a qual irá receber um fluxo de fótons constante. O valor da leitura obtida dependerá da estabilidade da alta tensão aplicada na fotomultiplicadora. Este teste é realizado para cada série de leituras para que se possa normalizar os valores das leituras com relação a uma única série de leituras escolhida.

Quando o leitor é ligado pela primeira vez no dia em que medidas são realizadas, é necessário aguardar pelo menos uma hora para que todos os componentes alcancem suas temperaturas normais de operação.

## 2.6 CÁLCULO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO E SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS

Para a seleção dos micro-dosímetros termoluminescentes foram realizadas 11 leituras para cada TLD, sendo que eles foram irradiados sempre com a mesma dose  $D_0$ , previamente estabelecida como sendo igual a 1 Gy. Uma ilustração das curvas de isodose utilizadas para o planejamento da irradiação para calibração dos micro dosímetros pode se observada na FIG. 10.

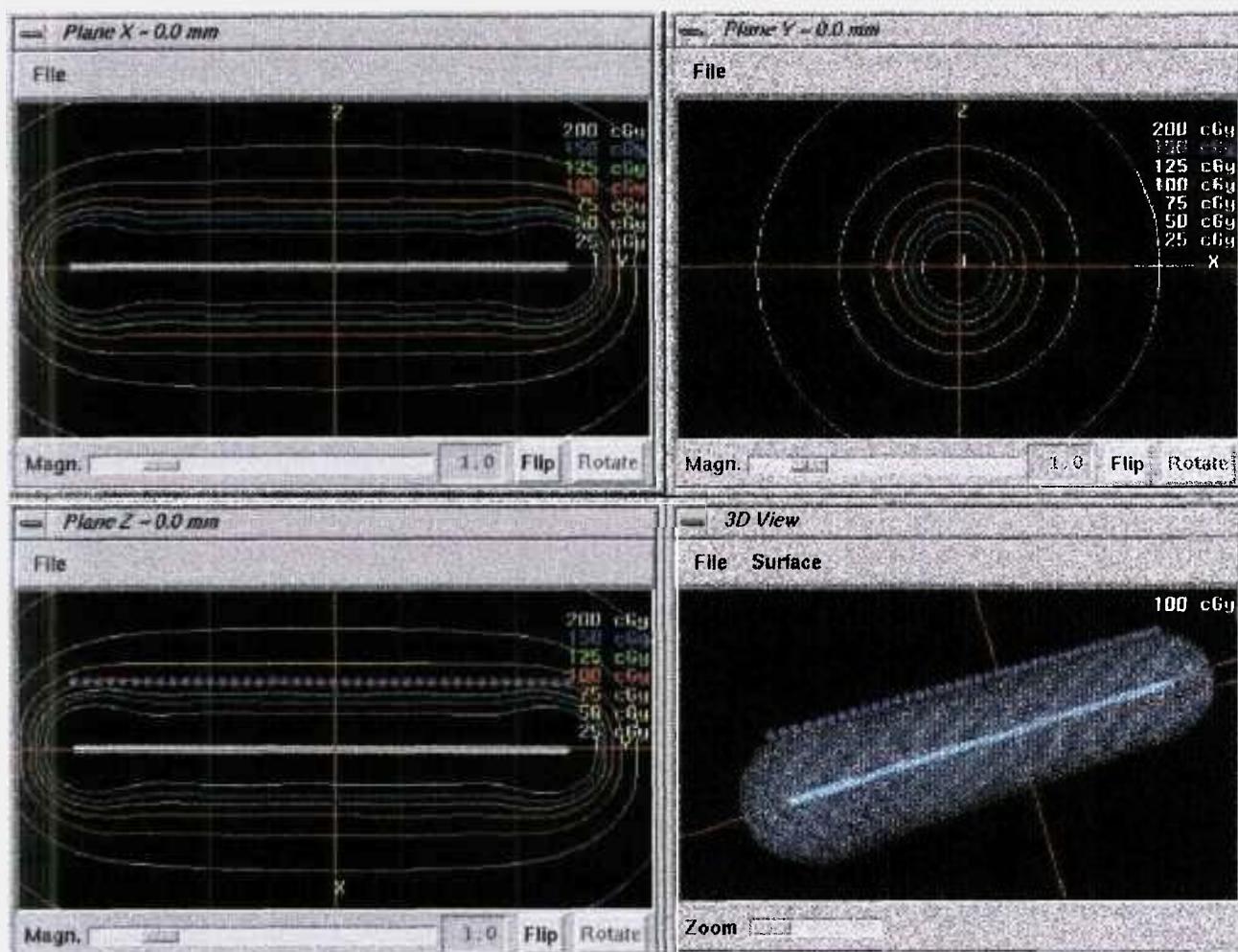


FIGURA 10 – Curvas de isodose obtidas do planejamento para irradiação de calibração dos micro-dosímetros termoluminescentes

Em um lote de 144 TLDs havia 12 dosímetros que foram considerados como sendo dosímetros de controle, e foram submetidos aos mesmos processos que os dosímetros irradiados, salvo a irradiação.

Apenas os dosímetros termoluminescentes que apresentaram um coeficiente de variação de até 3% foram utilizados neste trabalho. Para tanto, foi feito um estudo acerca da reprodutibilidade e da dispersão das 11 leituras, para cada um dos dosímetros, que é descrito em seguida.

Definindo  $i$  como número de leituras feitas para cada TLD<sup>23</sup>, descreve-se abaixo o processo de leitura:

a) Primeiramente, de cada uma das leituras  $L_i$  de cada TLD, foi subtraído o valor médio dos respectivos controles, obtendo assim as leituras líquidas  $r_i$  para cada um dos TLDs. A partir daí, gerou-se uma média dessas leituras líquidas  $r_i$  para cada um dos TLDs, resultando em uma leitura de referência  $r^*$ .

b) Por meio das leituras líquidas e da respectiva leitura de referência, calcula-se o deslocamento, que é definido como sendo a variação entre a leitura  $r_i$  e a leitura  $r^*$ , conforme equação 17.

$$shift_i = \frac{r_i - r^*}{r^*} \quad (17)$$

c) Denomina-se de leitura corrigida  $r_c$ , o valor da leitura líquida  $r_i$  dividido pela média dos valores  $shift_i$ , de cada TLD de uma mesma leitura, acrescido de uma unidade conforme a equação 18.

$$r_c = r_i / (1 + \langle shift_i \rangle) \quad (18)$$

d) Por meio da média das leituras corrigidas  $r_{ci}$ , calcula-se o fator de calibração para cada TLD conforme a equação 19.

$$F_i = \frac{100}{r_{ci}} \quad (19)$$

e) O desvio padrão da média das leituras corrigidas  $r_{ci}$  dividido pela média  $\bar{r}_{ci}$ , nos fornece o coeficiente de variação de cada TLD, por meio dos quais foram escolhidos 60 micro-dosímetros termoluminescentes.

## 2.7 CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA

Definimos  $D_i$  como o valor da dose absorvida no tecido humano, dentro do intervalo de linearidade, pelo  $i$ -ésimo TLD através da equação:

$$D_i = r_i \cdot R_i \cdot F_i \cdot f_{E_i} \cdot \left( \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_w / \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{solid water}} \right) \quad (20)$$

em que

$r_i$  é a leitura (em nC) do  $i$ -ésimo TLD;

$R_i$  é o fator de sensibilidade;

$f_{E_i}$  é o fator de correção para a energia;

$F$  é o fator de calibração;

$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_w / \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{solid water}}$  é a razão dos coeficientes de absorção de energia por massa da água com relação ao "solid water".

Neste trabalho não foram feitas correções de dependência energética para os micro-dosímetros termoluminescentes uma vez que eles foram calibrados à energia do Iridio-192 ou seja,  $\bar{E} \cong 400$  keV. Como o comportamento da resposta do dosímetro termoluminescente em

função da dose absorvida deixa de ser linear a partir de 2.6 Gy, bem acima dos valores de dose utilizados neste trabalho, não foi necessário efetuar tal tipo de correção também.

## 2.8 SIMULAÇÃO EM MONTE CARLO

A simulação de um sistema de fontes de radiação assim como de absorvedores envolve a seleção randômica de um evento (trajetória ou “história” de uma partícula ou fóton), de um conjunto de todos os possíveis eventos, regidos pela equação de transporte da radiação. O método de Monte Carlo é uma técnica numérica que trata do transporte de radiação como um fenômeno probabilístico de que a radiação interaja com um meio. Um dos códigos disponíveis para simulação de Monte Carlo é o código MCNP que pode ser utilizado para a solução da equação de transporte de nêutrons, fótons e elétrons<sup>27</sup>.

Ao longo dos últimos anos, o método de Monte Carlo tem sido usado para calcular valores de taxa de dose absoluta na água em torno de fontes encapsuladas de <sup>192</sup>Ir e permitindo também estimar seus erros estatísticos. Como estabelecido por Willianson<sup>28</sup> (1998), a simulação por Monte Carlo não é limitada por nenhuma complexidade física da interação da radiação com a matéria nem pela complexidade geométrica das fontes clínicas de braquiterapia e seus aplicadores, evitando assim erros de posicionamentos e aumento da dose no volume do detector.

Neste trabalho utilizou-se o código MCNP, versão 4C, em colaboração com o grupo de Monte Carlo do Centro de Engenharia Nuclear do IPEN, para simular a distribuição da dose bem como a taxa de dose, para os comprimentos de 10 mm, 20 mm, 30 mm, 50 mm, 100 mm e 130 mm do fio de <sup>192</sup>Ir, em um objeto simulador (*solid water RW3*) com as mesmas características geométricas e estruturais já demonstradas na seção 2.4 ( FIG. 7.1 e 7.2 ). Cada um dos comprimentos do fio de <sup>192</sup>Ir foi moldado como um cerne cilíndrico de 0,1 mm de diâmetro, constituído de irídio-platina, 20% e 80% respectivamente, encapsulado em 0,1 mm de Platina atingindo assim um diâmetro externo de 0,3 mm.

O código MCNP-4C possui um potencial que permite trabalhar com geometrias tridimensionais genéricas, que o torna uma ferramenta muito poderosa em cálculos onde a geometria não pode ser representada por formas regulares como cubos, esferas e cilindros. Este programa trabalha com bibliotecas de dados nucleares em energia contínua ou discreta dependendo das necessidades de cálculo, e permite também ao usuário especificar uma variedade bem ampla de fontes de radiação, inclusive especificar a distribuição de probabilidades independentes para os parâmetros de fonte, tais como energia, posição e direção<sup>27</sup>.

A partir do espectro de energia do Ir-192<sup>5, 19</sup> foram utilizadas apenas as energias dos raios gamas que são as energias efetivas da fonte real, uma vez que seu encapsulamento filtra as partículas beta e outras manifestações radioativas como a captura eletrônica.

Os resultados obtidos da simulação são dados em energia por grama por unidade de atividade  $\left(\frac{MeV}{g \cdot Ci}\right)$ .

A comparação da simulação em MCNP-4C com resultados experimentais são analisadas no capítulo seguinte.

### **3 RESULTADOS E DISCUSSÕES**

Os resultados dos estudos com o fio de Iridio-192 em um meio equivalente ao tecido humano são analisados primeiramente do ponto de vista experimental observando-se a calibração dos dosímetros termoluminescentes e as grandezas dosimétricas sugeridas pelo protocolo TG-43<sup>10</sup>.

A resposta fornecida pelos dosímetros termoluminescentes, bem como as grandezas obtidas a partir das medidas com os TLDs, são analisadas e comparadas com um estudo feito com o código de Monte Carlo MCNP-4C, assim como com os resultados encontrados na literatura, pretendendo-se validar desta forma os resultados obtidos no presente trabalho.

#### **3.1 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES**

Os resultados da calibração dos dosímetros termoluminescentes foram obtidos por meio das leituras dos dosímetros termoluminescentes, irradiados com uma dose de 1 Gy e utilizando o objeto simulador descrito na secção 2.3. As leituras dos TLDs foram corrigidas considerando-se vários fatores tais como a radiação de fundo, a dispersão das leituras em torno da média de leituras de cada dosímetro e também a dispersão da média das leituras de todos os dosímetros. A partir destes dados, calculou-se o coeficiente de variação entre duas leituras sucessivas, conforme descrito na secção 2.6, obtendo-se desta forma o fator de calibração de cada dosímetro individualmente.

Na TAB. 3 são apresentados os coeficientes de variação bem como os fatores de calibração de 57 dosímetros selecionados para este trabalho. Todos os TLDs com um coeficiente de variação menor do que 3% foram levados em consideração nesta investigação.

TABELA 3 – Coeficientes de variação e fatores de calibração dos dosímetros termoluminescentes utilizados na dosimetria dos fios de Iridio-192

TLD	Coeficiente de Variação (%)	Fator de calibração (cGy/nC)
1	0,2	2,48
2	0,4	2,77
3	0,5	2,28
4	0,6	2,43
5	0,6	2,40
6	0,8	2,93
7	0,8	2,58
8	0,8	2,56
9	0,9	2,50
10	1,0	2,47
11	1,0	2,46
12	1,0	2,30
13	1,0	2,30
14	1,1	3,07
15	1,1	2,26
16	1,1	2,33
17	1,1	2,81
18	1,2	2,34
19	1,2	2,68
20	1,2	2,67
21	1,3	2,49
22	1,4	2,58
23	1,5	2,26
24	1,5	2,56
25	1,6	2,34
26	1,6	2,33
27	1,6	2,32
28	1,6	2,39
29	1,7	2,50
30	1,7	2,70
31	1,7	2,48
32	1,7	2,43
33	1,7	2,35
34	1,8	2,20
35	1,8	2,13
36	1,9	2,49
37	1,9	2,36
38	1,9	2,27
39	2,0	2,65
40	2,0	2,40
41	2,0	2,21
42	2,0	2,75
43	2,2	2,30
44	2,3	2,66
45	2,4	2,93
46	2,4	2,48
47	2,5	2,19
48	2,5	2,59
49	2,5	2,24
50	2,5	2,44
51	2,6	2,27
52	2,6	2,57
53	2,7	2,51
54	2,7	2,36
55	2,7	2,78
56	2,8	2,36
57	2,9	2,62

Pode-se notar, além das diferenças dimensionais, que os dosímetros termoluminescentes utilizados neste trabalho, diferentemente de outros autores que também investigaram o fio de Iridio-192 de baixa taxa de dose Ghiassi-Nejad *et al.*<sup>8</sup>(2001) e Anctil e Clark<sup>11</sup>(1998), foram calibrados na mesma energia do radioisótopo em questão, ou seja o Ir-192. Conseqüentemente, não há necessidade do uso de fatores de correção para a energia de referência. Além disso, cada leitura de um determinado dosímetro termoluminescente está relacionada com o seu respectivo fator de calibração ( $F_{cal}$ ) evitando-se maiores dispersões na reprodutibilidade das medidas.

### 3.2 DOSIMETRIA PARA DIFERENTES COMPRIMENTOS DE FIO DE $^{192}\text{Ir}$

Os implantes intersticiais de braquiterapia que utilizam fios de  $^{192}\text{Ir}$  são mais comuns em determinadas regiões anatômicas, tais como cabeça e pescoço, pálato, base de língua, cavidade oral, além de implantes em mama e extremidades (braços e pernas).

Na literatura quase não se encontram publicações sobre a dosimetria de fios de  $^{192}\text{Ir}$ , somente trabalhos que investigam fios com comprimentos de 10 mm e sementes de  $^{192}\text{Ir}$  e, portanto, outros comprimentos não são considerados.

No entanto, o comprimento do fio a ser implantado em pacientes depende da forma e do tamanho dos tumores ou da região anatômica a ser tratada. Na tentativa de melhor atender a essa necessidade foi feita a dosimetria na proximidade de fios de  $^{192}\text{Ir}$  com comprimentos de 10 mm, 20 mm, 30 mm, 50 mm e 100 mm.

Os fios de  $^{192}\text{Ir}$ , depois de cortados nos seus respectivos comprimentos, foram então introduzidos um a um dentro de um cateter plástico, com um diâmetro externo de 1 mm, apenas para assegurar que o fio estaria bem encaixado na placa de *solid water* RW3. Desta forma, assegura-se a reprodutibilidade de posicionamento dos fios no objeto simulador.

Quando todos os dosímetros termoluminescentes estavam posicionados, a atividade do fio era então medida com uma câmara de ionização tipo poço, da Capintec, modelo CRC15R, número de série 155091. Em seguida, o fio era posicionado na placa de RW3, cujas localizações foram previamente preparadas conforme ilustrado nas FIG. 6.1 e 6.2.

Outras duas placas do mesmo material eram posicionadas sobre ela, compondo assim o objeto simulador, além de assegurar as condições de equilíbrio eletrônico e de espalhamento, de tal forma que o fio permanecia irradiando os dosímetros termoluminescentes por um período de 15 horas. Para cada um dos comprimentos realizaram-se 3 séries de medidas, a fim de avaliar a incerteza global das medições.

Na primeira irradiação, com um comprimento de fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm, os dosímetros termoluminescentes foram irradiados por apenas duas horas, o que resultou em leituras consideradas baixas demais, da ordem de algumas dezenas de nC, para a sua posterior análise. Por meio de uma outra tentativa assumiu-se como sendo suficiente para o estudo, o intervalo de tempo de irradiação de 15 horas, pois os valores das leituras obtidas neste intervalo de tempo são muito maiores que os valores das leituras de radiação de fundo (*back ground*); além disso a interferência devido à oscilação de tensão na unidade de leitura é mais significativa para baixas leituras.

### 3.3 CONSTANTE DE TAXA DE DOSE

A constante de taxa de dose representa a taxa de dose no objeto simulador considerado como sendo correspondente ao tecido humano<sup>10</sup>, por unidades de taxa de kerma no ar, em um ponto de referência  $r = 1$  cm localizado ao longo do eixo transversal e  $\theta = \pi/2$ , conforme a FIG. 2. A constante de taxa de dose é calculada a partir da equação (11), seção 1.8.3, expressa em unidades de  $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ .

A taxa de dose foi medida utilizando dosímetros termoluminescentes e o valor da taxa de kerma no ar utilizado foi de  $4,1904 \mu\text{Gy h}^{-1} \text{m}^2$ , de acordo com o catálogo fornecido pelo fabricante do fio\*. Para o cálculo com simulação de Monte Carlo, com o código MCNP-4C, o valor da taxa de kerma no ar foi simulado pelo próprio código.

O valor obtido experimentalmente neste trabalho para a constante de taxa de dose para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm foi  $\Lambda = (1,076 \pm 0,039) \text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ . Este valor é mostrado

\* Amersham International PCL, Catálogo "Amersham Medical Radiation Source", 2000

na TAB. 4 em comparação com outros resultados publicados por M.Ghiassi-Nejad *et al.*<sup>8</sup>(2001), Meigooni *et al.*<sup>29</sup>(1997) e Karaiskos *et al.*<sup>30</sup>(2001).

TABELA 4 – Comparação do valor da constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ), para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm, obtido neste trabalho e outros valores publicados na literatura.

Referência	Comprimento de 10 mm	Obj. Simulador	Método	Constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ) $\mu\text{C Gy h}^{-1} \text{ U}^{-1}$	Variação (%)
Meigooni <i>et al.</i> (1997)	Fio $^{192}\text{Ir}$ Varisource	SolidWater	TLD	1,084±0,040	- 0,7
M.Ghiassi <i>et al.</i> (2001)	Fio $^{192}\text{Ir}$ Heraeus	Plexiglass	TLD	1,082±0,054	- 0,6
Karaiskos <i>et al.</i> (2001)	Fio $^{192}\text{Ir}$	Água	Monte Carlo	1,040	+ 3,5
Presente trabalho	Fio $^{192}\text{Ir}$ Cis-Bio	SolidWater RW3	Micro TLD-100	1,076±0,039	—
Simulação do Presente trabalho	Fio $^{192}\text{Ir}$ Cis-Bio	SolidWater RW3	MCNP Versão 4C	1,062±0,005	+ 1,3
MCNP-4C					

Nosso resultado para um fio de 10 mm é aproximadamente igual ao valor apresentado por Ghiassi-Nejad *et al.*<sup>8</sup>(2001) para 10 mm do fio Varisource. Existem algumas discrepâncias entre o nosso resultado e os outros trabalhos encontrados na literatura (com uma variação máxima de  $\cong 3,5\%$ ). Estas discrepâncias podem ser devidas a vários fatores, tais como: diferentes materiais utilizados como objeto simulador do tecido humano (incluindo a dependência energética do material e as dimensões); o tamanho dos dosímetros termoluminescentes utilizados e a dependência energética dos TLDs, além da energia de referência empregada para a calibração deles.

Pela comparação entre o resultado experimental e o valor teórico obtido a partir da simulação de Monte Carlo, verificou-se uma diferença de 1,3%, mostrando assim uma boa concordância destes resultados. Na TAB. 5, são apresentados os demais resultados para os

valores da constante de taxa de dose  $\Lambda$ , comparativamente com os resultados teóricos obtidos pela simulação de Monte Carlo.

TABELA 5 – Comparação do valor da constante de taxa de dose ( $\Lambda$ ) do fio de  $^{192}\text{Ir}$ , obtido experimentalmente com o valor obtido por simulação em Monte Carlo

Comprimento do fio de $^{192}\text{Ir}$	$\Lambda$ (cGy/h U) Experimental	$\Lambda$ (cGy/h U) Código MCNP	Variação (%)
10 mm	1,076±0,039	1.062±0,005	+1,3
20 mm	0,931±0,034	0,892±0,004	+4,3
30 mm	0,714±0,026	0.738±0,003	-3,2
50 mm	0,589±0,022	0,546±0,003	+7,9
100 mm	0,271±0,010	0,296±0,002	-8,4

Pode-se observar na TAB. 5 que a variação entre os valores experimentais e os valores teóricos aumentam à medida em que o comprimento do fio aumenta. Lembrando que a comparação é feita entre um método real, passível de erros sistemáticos, e outro método mais aperfeiçoado, esta diferença é perfeitamente compreendida.

É importante ressaltar que tanto o decaimento radioativo da fonte  $^{192}\text{Ir}$  quanto a interação da radiação com a matéria são fenômenos probabilísticos e, portanto, mais complexos quanto maior o comprimento da fonte pois, ao se aumentar o comprimento da fonte, aumenta-se também o número de interações que ocorrem no tempo, além de se ampliar a área de interação.

### 3.4 CÁLCULO DA FUNÇÃO DE GEOMETRIA

O cálculo da função de geometria é baseado no comprimento do fio e nas posições dos dosímetros termoluminescentes em relação à distância radial. Esta grandeza dosimétrica fornece a variação da dose absorvida devido à distribuição da radioatividade na estrutura interna da fonte ignorando a absorção e o espalhamento no interior dela ou no meio ao seu redor.



TABELA 6b – Valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm, em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e  $180^\circ$ , conforme Ghiassi-Nejad *et al.*<sup>8</sup>

Âng. (graus)	0	15	45	60	90	120	135	165	180
Raio (cm)									
1	1,3330	1,2840	1,0690	0,9897	0,9273	0,9867	1,0690	1,2840	1,3330
2	0,2570	0,2650	0,2550	0,2500	0,2450	0,2500	0,2550	0,2650	0,2670
3	0,1143	0,1140	0,1121	0,1111	0,1101	0,1111	0,1121	0,1140	0,1143
4	0,0635	0,0634	0,0628	0,0625	0,0622	0,0625	0,0628	0,0634	0,0635
5	0,0404	0,0404	0,0401	0,0400	0,0399	0,0400	0,0401	0,0404	0,0404
6	0,0280	0,0280	0,0278	0,0278	0,0277	0,0278	0,0278	0,0280	0,0280
7	0,0205	0,0205	0,0204	0,0204	0,0203	0,0204	0,0204	0,0205	0,0205
8	0,0157	0,0157	0,0156	0,0156	0,0140	0,0156	0,0156	0,0157	0,0157
9	0,0124	0,0124	0,0123	0,0123	0,0123	0,0123	0,0123	0,0124	0,0124
10	0,0100	0,0100	0,0100	0,0100	0,0099	0,0100	0,0100	0,0100	0,0100

Com exceção do trabalho de Ghiassi-Nejad *et al.*<sup>8</sup>(2001), a literatura disponível acerca da dosimetria da fonte de  $^{192}\text{Ir}$  em forma de fio de 0,3 mm de diâmetro não apresenta valores da função de geometria para os comprimentos considerados neste estudo, nem para qualquer outro comprimento.

Sendo os valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , obtidos a partir das expressões (21), (22) e (23), e sendo ela representada em coordenadas polares uma certa simetria deve ser observada entre ângulos simétricos em um mesmo plano. Isto não é verificado para todos os ângulos da TAB. 6b. Além disso, para as posições a  $0^\circ$  e a  $180^\circ$ , o valor de  $G(r, \theta)$  deveria ser apenas o inverso do quadrado da distância<sup>8</sup>, no entanto, isto também não se verifica.

TABELA 7 – Valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 20 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e  $180^\circ$

Âng.(graus)	0	15	45	60	90	120	135	165	180
Raio (cm)									
1	1,0000	3,0345	1,1107	0,9069	0,7854	0,9069	1,1107	3,0345	1,0000
2	0,2500	0,3210	0,2673	0,2474	0,2318	0,2474	0,2673	0,3210	0,2500
3	0,1111	0,1235	0,1149	0,1109	0,1073	0,1109	0,1149	0,1235	0,1111
4	0,0625	0,0662	0,0638	0,0625	0,0612	0,0625	0,0638	0,0662	0,0625
5	0,0400	0,0415	0,0405	0,0400	0,0395	0,0400	0,0405	0,0415	0,0400
6	0,0278	0,0285	0,0280	0,0278	0,0275	0,0278	0,0280	0,0285	0,0278
7	0,0204	0,0208	0,0205	0,0204	0,0203	0,0204	0,0205	0,0208	0,0204
8	0,0156	0,0159	0,0157	0,0156	0,0155	0,0156	0,0157	0,0159	0,0156
9	0,0123	0,0125	0,0124	0,0123	0,0123	0,0123	0,0124	0,0125	0,0123
10	0,0100	0,0101	0,0100	0,0100	0,0100	0,0100	0,0100	0,0101	0,0100

TABELA 8 – Valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 30 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e  $180^\circ$

Âng.(graus)	0	15	45	60	90	120	135	165	180
Raio (cm)									
1	1,0000	0,7159	0,4895	0,4320	0,6552	0,4320	0,4895	0,7159	1,0000
2	0,2500	0,4674	0,4625	0,3648	0,2145	0,3648	0,4625	0,4674	0,2500
3	0,1111	0,1427	0,1188	0,1100	0,1030	0,1100	0,1188	0,1427	0,1111
4	0,0625	0,0715	0,0652	0,0623	0,0598	0,0623	0,0652	0,0715	0,0625
5	0,0400	0,0435	0,0411	0,0399	0,0389	0,0399	0,0411	0,0435	0,0400
6	0,0278	0,0294	0,0283	0,0278	0,0272	0,0278	0,0283	0,0294	0,0278
7	0,0204	0,0213	0,0207	0,0204	0,0201	0,0204	0,0207	0,0213	0,0204
8	0,0156	0,0161	0,0158	0,0156	0,0154	0,0156	0,0158	0,0161	0,0156
9	0,0123	0,0127	0,0125	0,0123	0,0122	0,0123	0,0125	0,0127	0,0123
10	0,0100	0,0102	0,0101	0,0100	0,0099	0,0100	0,0101	0,0102	0,0100

Pode-se notar pela análise das TAB.6, 7 e 8 que para ângulos de  $0^\circ$  e  $180^\circ$  os valores são os mesmos para diversos comprimentos do fio. Isto se dá devido a fonte assumir uma aparência puntiforme, não dependendo do comprimento do fio nestas posições. O mesmo se verifica nas tabelas a seguir.

TABELA 9 – Valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 50 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e  $180^\circ$

Âng.(graus)	0	15	45	60	90	120	135	165	180
Raio (cm)									
1	1,0000	0,1868	0,1676	0,1593	0,4761	0,1593	0,1676	0,1868	1,0000
2	0,2500	0,3304	0,1786	0,1520	0,1792	0,1520	0,1786	0,3304	0,2500
3	0,1111	0,2459	0,1720	0,1370	0,0926	0,1370	0,1720	0,2459	0,1111
4	0,0625	0,0943	0,0684	0,1203	0,0559	0,1203	0,0684	0,0943	0,0625
5	0,0400	0,0514	0,0428	0,0396	0,0371	0,0396	0,0428	0,0514	0,0400
6	0,0278	0,0329	0,0292	0,0276	0,0263	0,0276	0,0292	0,0329	0,0278
7	0,0204	0,0231	0,0212	0,0203	0,0196	0,0203	0,0212	0,0231	0,0204
8	0,0156	0,0171	0,0161	0,0156	0,0151	0,0156	0,0161	0,0171	0,0156
9	0,0123	0,0133	0,0126	0,0123	0,0120	0,0123	0,0126	0,0133	0,0123
10	0,0100	0,0106	0,0102	0,0100	0,0098	0,0100	0,0102	0,0106	0,0100

TABELA 10 – Valores da função de geometria,  $G(r, \theta)$ , para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 100 mm, calculados para distâncias de 1 a 10 cm em ângulos de 0, 15, 45, 60, 90, 120, 135, 165 e  $180^\circ$

Âng.(graus)	0	15	45	60	90	120	135	165	180
Raio (cm)									
1	1,0000	0,0415	0,0405	0,0400	0,2747	0,0400	0,0405	0,0415	1,0000
2	0,2500	0,0467	0,0419	0,0398	0,1190	0,0398	0,0419	0,0467	0,2500
3	0,1111	0,0582	0,0436	0,0392	0,0687	0,0392	0,0436	0,0582	0,1111
4	0,0625	0,0826	0,0446	0,0380	0,0448	0,0380	0,0446	0,0826	0,0625
5	0,0400	0,1214	0,0444	0,0363	0,0314	0,0363	0,0444	0,1214	0,0400
6	0,0278	0,0615	0,0430	0,0342	0,0232	0,0342	0,0430	0,0615	0,0278
7	0,0204	0,0357	0,0409	0,0321	0,0177	0,0321	0,0409	0,0357	0,0204
8	0,0156	0,0236	0,0171	0,0301	0,0140	0,0301	0,0171	0,0236	0,0156
9	0,0123	0,0169	0,0133	0,0281	0,0113	0,0281	0,0133	0,0169	0,0123
10	0,0100	0,0128	0,0107	0,0099	0,0093	0,0264	0,0107	0,0128	0,0100

### 3.5 FUNÇÃO DE DOSE RADIAL

Por meio da simulação de Monte Carlo, pode-se obter valores para distâncias radiais de 10 a 100 mm para os comprimentos do fio de  $^{192}\text{Ir}$  disponíveis para dosimetria. Deve-se observar que não se conseguiu o mesmo número de dados experimentais para todos os comprimentos do fio uma vez que o número de dosímetros termoluminescentes não foram suficientes para tal propósito.

Os valores experimentais da função de dose radial, para cada comprimento de fio considerado, foram determinados a partir de valores obtidos da leitura dos dosímetros termoluminescentes, posicionados nas distâncias radiais descritas na tabela abaixo:

TABELA 11 – Distâncias radiais utilizadas para o cálculo da função de dose radial para os diferentes comprimentos do fio de  $^{192}\text{Ir}$

Comprimento do fio de $^{192}\text{Ir}$ (mm)	Distâncias radiais (mm)
10	10, 20, 30, 40, 70 e 100
20, 30 e 100	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 100
50	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 e 100

O comportamento da dose absorvida na direção radial da fonte de  $^{192}\text{Ir}$  obtido no presente trabalho, pode ser observado na FIG. 11.

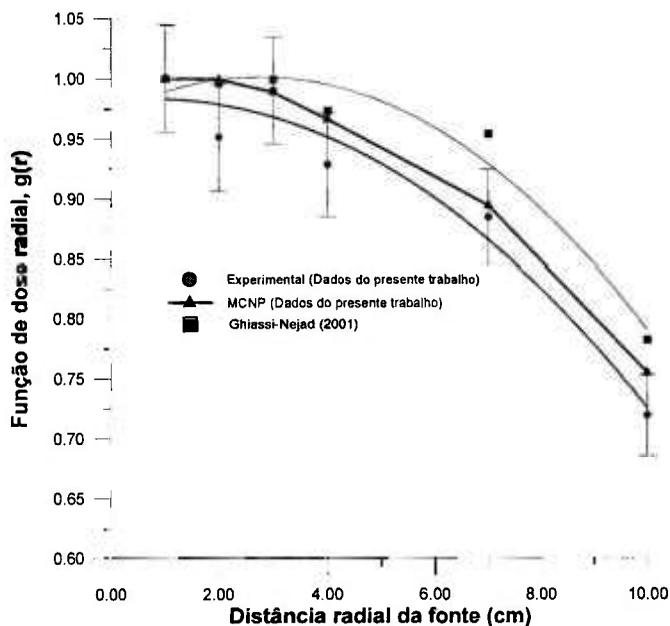


FIGURA 11 – Gráfico da função de dose radial,  $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm de comprimento.

À medida em que o ponto de observação distancia-se da fonte, a quantidade de dose absorvida diminui significativamente, tanto pela contribuição da radiação primária que emana da fonte, quanto pela contribuição do espalhamento da radiação no objeto simulador.

Como se pode observar pelas curvas apresentadas na FIG. 11, as medidas experimentais obtidas neste trabalho e também pelos valores encontrados na literatura por

Ghiassi-Nejad<sup>8</sup> (2001), demonstram uma maior variação comparativamente com os valores calculados por modelos numéricos, tais como o método de Monte Carlo (MCNP) e que é apresentado também no presente trabalho.

Comparando-se somente os valores experimentais, do presente trabalho com os valores encontrados por Ghiassi-Nejad<sup>8</sup> (2001), percebe-se uma diferença entre as curvas que pode ser atribuída a algumas particularidades nas montagens experimentais de cada caso como por exemplo: diferentes comprimentos efetivos das fontes; dimensões e material utilizado como objeto simulador; dimensões dos dosímetros termoluminescentes utilizados; e também diferenças no posicionamento dos dosímetros termoluminescentes para irradiação.

Deve-se ressaltar ainda que a curva obtida por simulação de Monte Carlo (MCNP) comporta-se como se fosse uma média entre as curvas experimentais tanto para os valores encontrados no presente trabalho quanto para o trabalho apresentado por Ghiassi-Nejad<sup>8</sup> (2001), não apresentando variações significativas.

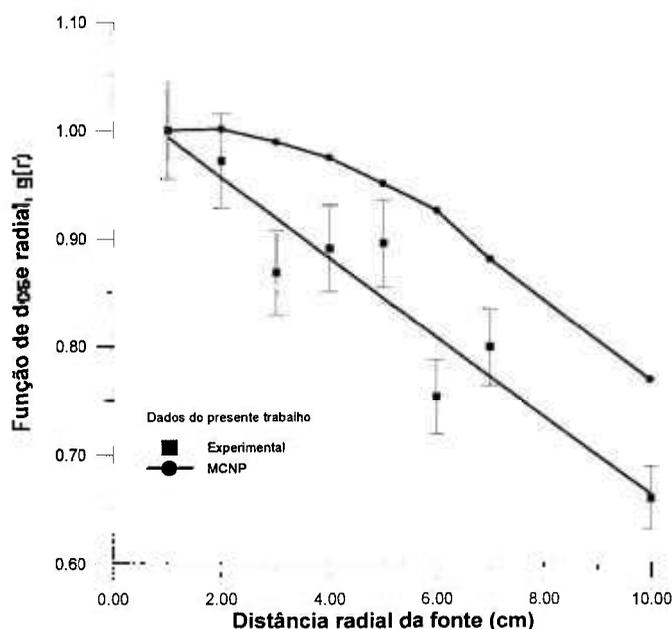


FIGURA 12 – Gráfico da função de dose radial,  $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 20 mm de comprimento.

As considerações feitas para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  com 10 mm de comprimento podem ser feitas também para o fio com 20 mm de comprimento como se pode verificar comparando

os dados da FIG. 11 e da FIG. 12 respectivamente. O mesmo ocorre para os outros comprimentos do fio de  $^{192}\text{Ir}$  estudados e descritos nas figuras a seguir, ou seja, fios de comprimento de 30 mm (FIG. 13), 50 mm (FIG. 14) e 100 mm (FIG. 15) respectivamente.

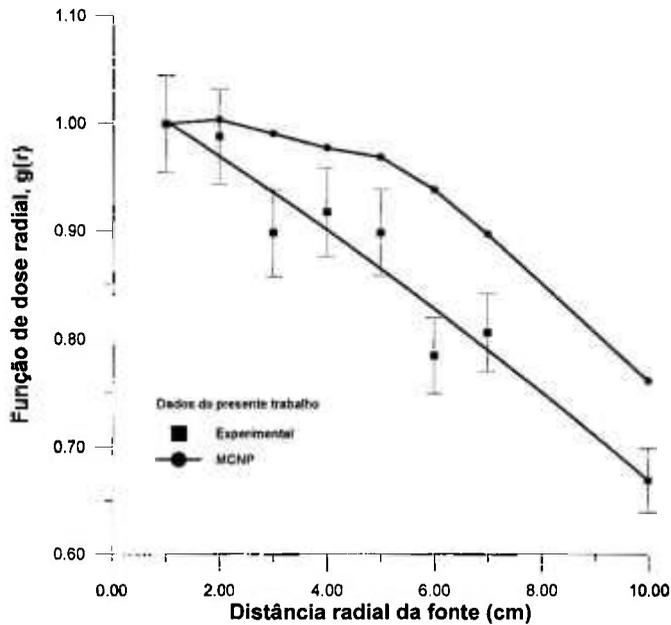


FIGURA 13 – Gráfico da função de dose radial,  $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 30 mm de comprimento.

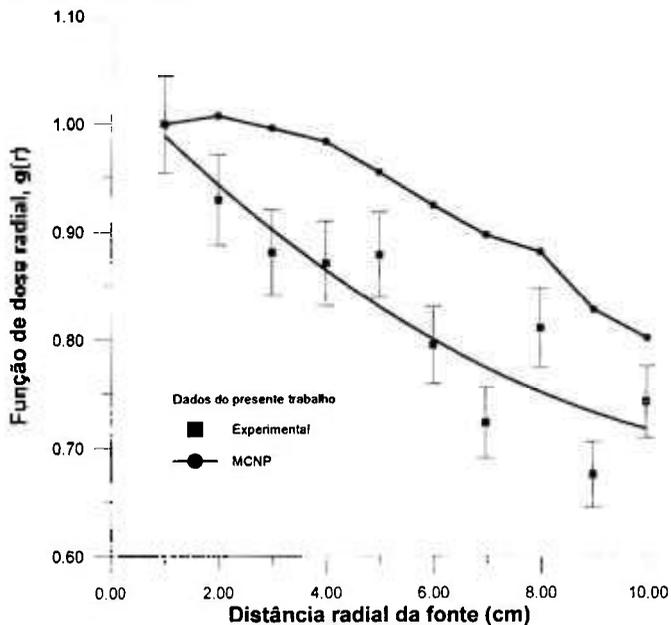


FIGURA 14 – Gráfico da função de dose radial,  $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 50 mm de comprimento.

À medida em que o comprimento do fio vai aumentando percebe-se que a função de dose radial vai decrescendo mais rapidamente, conforme mostrado nas FIG. 13 e 14

respectivamente. Como a função de dose radial refere-se ao eixo transversal da fonte, este efeito ocorre possivelmente devido à filtração de fótons pelo próprio material de encapsulamento da fonte do que nas regiões mais distantes do seu eixo transversal e que exercem maior influência. Além disso, o maior comprimento da fonte distribui a radiação em um volume maior do objeto simulador havendo, portanto, maior absorção e um espalhamento que nem sempre contribuirá para o acúmulo de dose na região do eixo transversal à fonte.

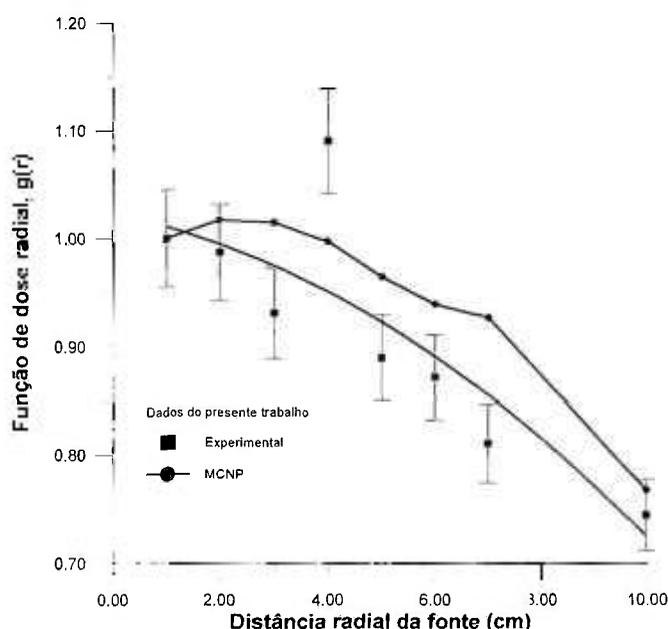


FIGURA 15 – Gráfico da função de dose radial,  $g(r)$ , em função da distância radial da fonte para um fio de  $^{192}\text{Ir}$  de 100 mm de comprimento.

### 3.6 FUNÇÃO DE ANISOTROPIA

Os valores da função de anisotropia descritos na literatura em trabalhos mais recentes<sup>8, 11, 29, 30</sup> são encontrados a partir de simulação da distribuição da dose absorvida na água (pelo código MCNP), ou pelo processo experimental, posicionando os dosímetros termoluminescentes em uma configuração exclusiva e diferente daquela utilizada para o estudo da função de dose radial e também da constante de taxa de dose. Conseqüentemente, uma nova configuração do posicionamento dos dosímetros termoluminescentes implica em novos valores para o fator geométrico utilizado nos cálculos.

Neste trabalho, nem as posições dos dosímetros termoluminescentes e nem a configuração do objeto simulador foram alteradas durante todo o processo de dosimetria permitindo relacionar, ao mesmo tempo, diferentes grandezas físicas, tais como: o fator geométrico; a função de dose radial e a função de geometria, todas elas para uma mesma posição de um plano em uma distribuição espacial conforme mostrado na FIG. 6.2.

A exemplo da função de dose radial, os dados experimentais obtidos neste trabalho para o cálculo da função anisotropia referem-se apenas para algumas distâncias radiais da fonte de irídio-192, conforme TAB. 11, enquanto que, na simulação com Monte Carlo são fornecidos valores teóricos para distâncias radiais de 10 mm até 100 mm, para todos os comprimentos do fio considerados neste estudo.

São apresentados os gráficos dos valores da função de anisotropia em função do ângulo radial, que vão possibilitar uma comparação entre os resultados obtidos experimentalmente e os valores simulados em Monte Carlo: FIG. 16 e 17.

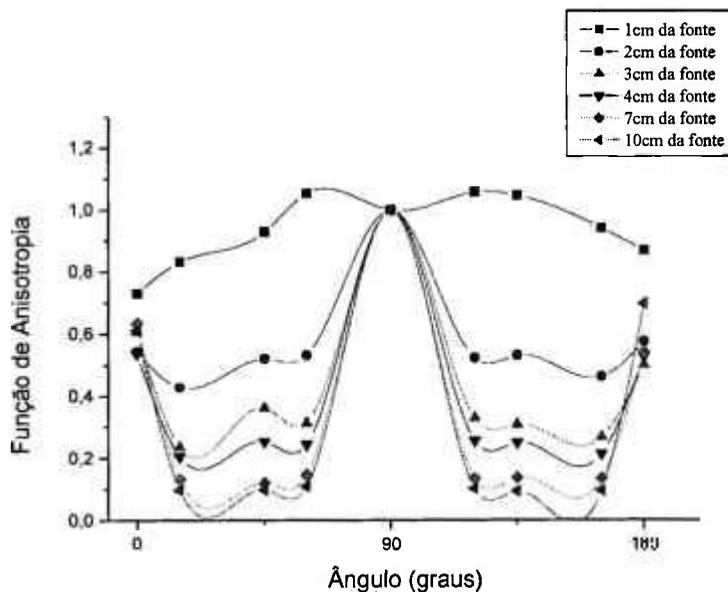


FIGURA 16 – Gráfico da função de anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 10 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

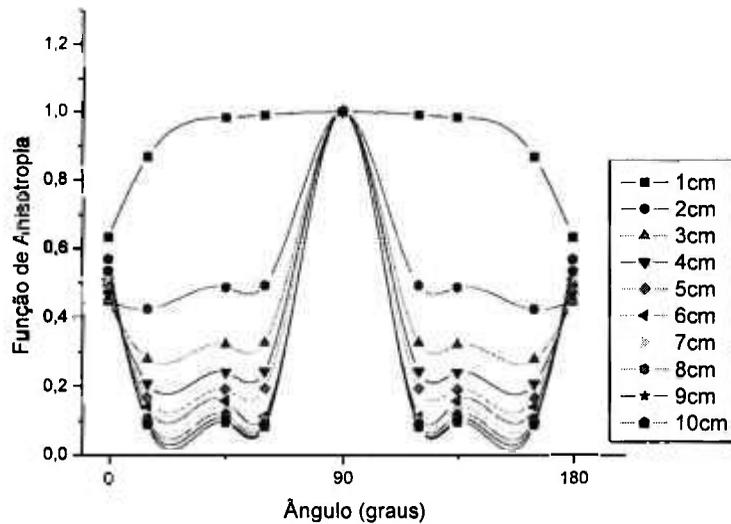


FIGURA 17 – Gráfico da função de anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 10 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

Pode-se verificar da análise das figuras 16 e 17 que a função de anisotropia depende extremamente do ângulo  $\theta$ . Em ângulos próximos ao eixo da fonte de Iridio-192 em forma de fio, a função anisotropia tem o seu menor valor e, em ângulos simétricos com relação ao eixo transversal do fio, os valores são idênticos apenas para o caso dos dados obtidos da simulação com Monte Carlo. Este fato ocorre devido às fontes serem simuladas perfeitamente simétricas com relação ao eixo de  $90^\circ$  do objeto simulador (FIG. 6.2), enquanto que as fontes reais podem ter sido posicionadas de maneira que o seu centro não estivesse coincidindo exatamente com o eixo de  $90^\circ$  do objeto simulador (FIG. 6.2).

A comparação entre os dados experimentais e os valores simulados com o método de Monte Carlo é satisfatória uma vez que a representação gráfica dos dois métodos é quase idêntica para o fio de 10 mm de comprimento e, para os outros comprimentos de fios, a semelhança é muito grande, tanto na forma das curvas quanto nos valores e suas respectivas proporções: FIG. 18 a 25.

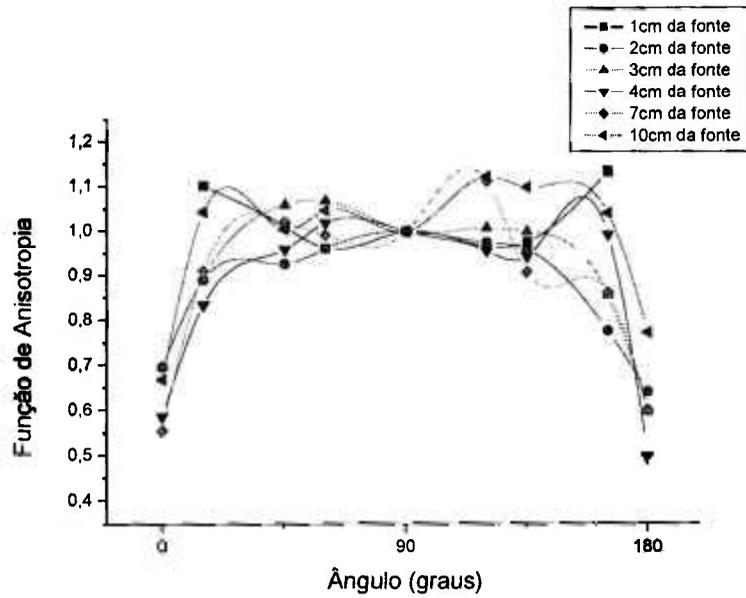


FIGURA 18 – Gráfico da função de anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 20 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

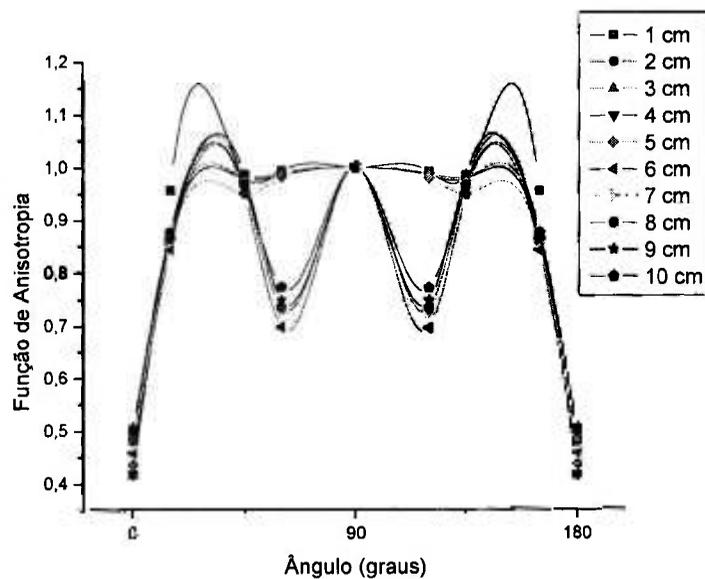


FIGURA 19 – Gráfico da função de anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 20 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

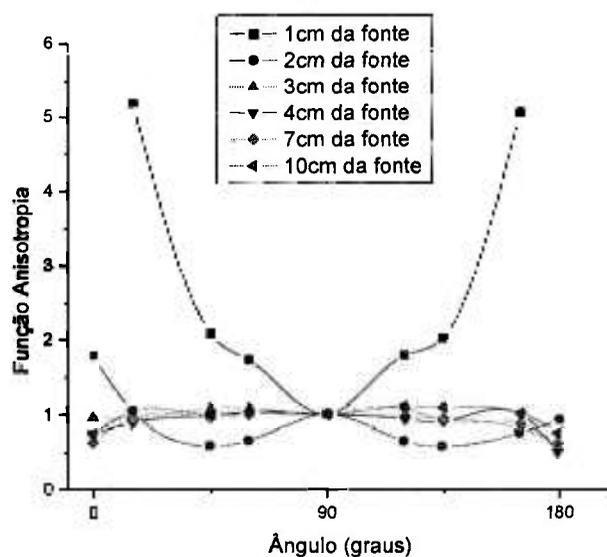


FIGURA 20 – Gráfico da função de anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 30 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

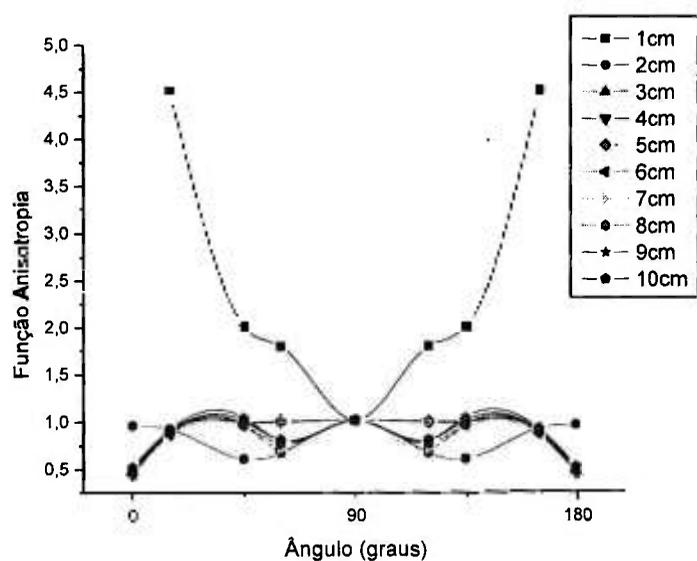


FIGURA 21 – Gráfico da função de anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 30 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

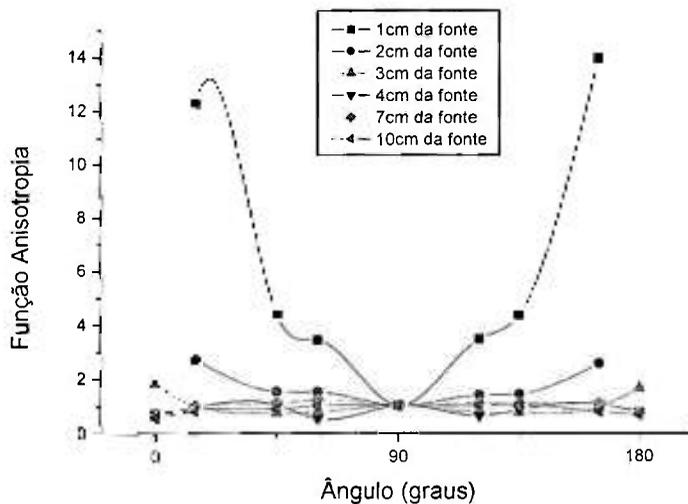


FIGURA 22 – Gráfico da função de anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 50 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

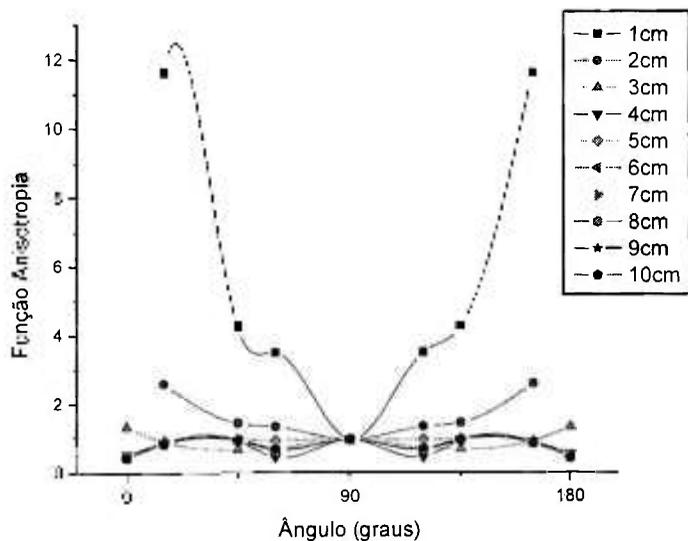


FIGURA 23 – Gráfico da função de anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 50 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

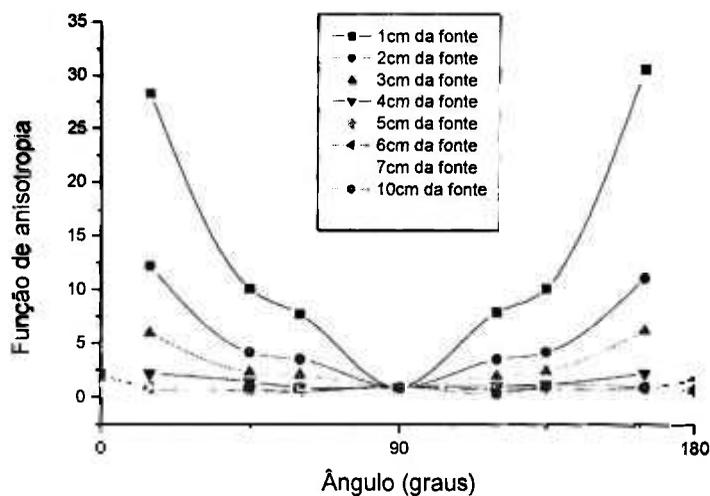


FIGURA 24 – Gráfico da função de anisotropia, obtida experimentalmente no presente trabalho, com o fio de 100 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

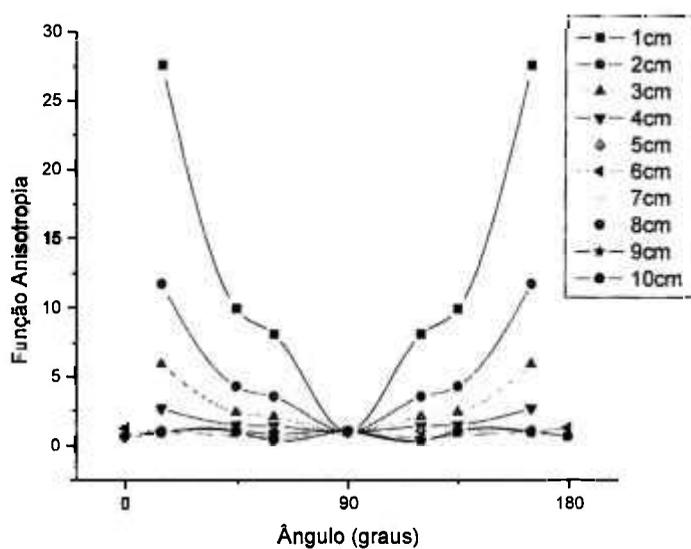


FIGURA 25 – Gráfico da função de anisotropia, obtida por simulação em Monte Carlo no presente trabalho, com o fio de 100 mm de comprimento para algumas distâncias do raio central.

A análise conjunta destes dados nos leva a concluir que, quanto maior o comprimento do fio, maior a área em que haverá uma variação angular na taxa de dose absorvida sobre a fonte em cada distância. Isto pode ser explicado como sendo devido à

filtração dos fótons primários pelo material de encapsulamento, assim como pelo espalhamento de fótons no meio.

### 3.7 ESTIMATIVA DAS INCERTEZAS

#### 3.7.1 PRECISÃO INDIVIDUAL DOS TLDs

Um lote de 132 dosímetros termoluminescentes estavam disponíveis para este estudo. Todos os dosímetros que apresentaram um erro igual ou maior que 3% foram descartados, de forma que a precisão individual dos dosímetros utilizados neste estudo é igual ou melhor que  $\pm 3\%$ . Este desvio representa toda a incerteza do processo de calibração e contém ainda a incerteza do cálculo dos fatores de calibração.

#### 3.7.2 INCERTEZAS NA DETERMINAÇÃO DA FUNÇÃO DE ANISOTROPIA

A determinação da função de anisotropia  $F(r, \theta)$  é limitada pelas incertezas na resposta individual dos TLDs, nos erros de posicionamento e ainda pela incerteza da homogeneidade das fontes que é de no máximo 5%. A função de anisotropia não sofre influência com a variação da resposta do TLD com a distância e nem depende de fatores de correção de volume, pois esta grandeza física é obtida diretamente da taxa de todas as leituras do TLD obtidas a uma mesma distância da fonte.

Considerando que o erro inerente ao dosímetro termoluminescente é igual ou menor que  $\pm 3\%$ , e efetuando-se 3 medidas, o erro é reduzido pela raiz quadrada de 3. Sendo assim, o erro de uma medida de dose absorvida em uma dada posição pode ser estimado como sendo  $\pm 1,7\%$ . Aplicando-se a mesma sistemática, também pode-se reduzir a incerteza da homogeneidade da fonte pela raiz quadrada de 5, uma vez que o teste de homogeneidade da fonte foi realizado 5 vezes consecutivas. Conseqüentemente, a incerteza sobre a homogeneidade da fonte é de 2,2%.

O erro associado ao posicionamento dos TLDs é dividido em 3 componentes, tais como: folga entre o volume de cada dosímetro e o volume da cavidade que os contém no

objeto simulador; erro no posicionamento do TLD na direção radial; e o erro em função do ângulo de posicionamento.

A distância entre as cavidades, na direção radial, foi medida por meio de um paquímetro da marca Mitutoyo com tolerância de 0,05 mm, sendo que a metade de sua menor divisão corresponde então a 0,025 mm e, portanto, a incerteza estimada desta componente é de 2,5 %. A componente longitudinal da incerteza do posicionamento é estimada com base na razão entre a metade da menor divisão angular utilizada ou seja,  $1^\circ$ , e o ângulo máximo utilizado de  $180^\circ$  resultando em uma incerteza de  $\pm 0,3\%$ . Já a incerteza existente devido a folga entre o volume do TLD e o volume da cavidade que o contém é estimado em 2,5 %, que é  $\frac{1}{4}$  da diferença entre os volumes descritos, apresentado em termos percentuais.

Quando se procede a quadratura dos erros do posicionamento associados com o erro dos sinais do TLD, obtém-se desta um erro estimado de  $\pm 4,5\%$  para a função de anisotropia da fonte.

### **3.7.3 INCERTEZAS NA DETERMINAÇÃO DA FUNÇÃO DE DOSE RADIAL**

A determinação da função de dose radial  $g(r)$ , a exemplo da função de anisotropia, é limitada pelas incertezas na resposta individual dos TLDs, nos erros de posicionamento e nas incertezas sobre a homogeneidade da fonte. Ela também não sofre influência com a variação da resposta do TLD com a distância nem depende de fatores de correção de volume porque também é obtida diretamente a partir da taxa de dose.

Utilizando o mesmo procedimento da secção anterior, o erro associado à resposta individual de cada TLD pode ser estimado em  $\pm 1,7\%$  e a incerteza sobre a homogeneidade da fonte em  $\pm 2,2\%$ . O erro associado ao posicionamento dos TLDs é dividido em 2 componentes: a folga entre o volume de cada dosímetro e o volume da cavidade que os contém no objeto simulador, e o erro no posicionamento do TLD na direção radial.

A distância entre as cavidades, na direção radial, foi medida por meio de um paquímetro da marca Mitutoyo com tolerância de 0,05 mm, sendo que a metade de sua menor divisão é de 0,025 mm e portanto, sua incerteza estimada em  $\pm 2,5\%$ . Enquanto que a incerteza existente devido à folga entre o volume do TLD e o volume da cavidade que o contém é estimado em  $\pm 2,5\%$ , que é  $\frac{1}{4}$  da diferença entre os volumes descritos, apresentado em termos de percentuais.

Procedendo-se à soma em quadratura dos erros de posicionamento associados ao erro de leitura inerente ao dosímetro termoluminescente, obtém-se uma incerteza de  $\pm 4,5\%$  para os valores obtidos para a função de dose radial.

### **3.7.4 INCERTEZAS NA DETERMINAÇÃO DA CONSTANTE DE TAXA DE DOSE**

A determinação da constante de taxa de dose,  $\Lambda$ , foi limitada pelas incertezas na resposta individual dos TLDs, pelo erro no posicionamento e pelo erro na medida do comprimento de cada fonte.

Novamente, utilizando o mesmo procedimento adotado nas secções anteriores, o erro devido à resposta individual dos TLDs pode ser estimada como sendo igual a  $\pm 1,7\%$  e a incerteza devido à homogeneidade da fonte em  $\pm 2,2\%$ . O erro associado ao posicionamento dos TLDs é de  $\pm 2,5\%$  e devido apenas à folga entre o volume de cada dosímetro e o volume da cavidade que os contém no objeto simulador, uma vez que o valor da constante de taxa de dose é obtida a 1 cm da fonte.

Procedendo-se à soma em quadratura dos erros de posicionamento associados ao erro de leitura inerente ao dosímetro termoluminescente, obtém-se uma incerteza de  $\pm 3,7\%$  para os valores obtidos da constante de taxa de dose.

## 4 CONCLUSÕES

A partir dos dados obtidos na presente investigação, pode-se concluir que alguns fatores tais como os diferentes comprimentos efetivos das fontes, as dimensões e o tipo de material utilizado como objeto simulador, a dependência energética e as dimensões dos dosímetros termoluminescentes utilizados, a energia de referência empregada para a calibração e o posicionamento dos dosímetros termoluminescentes para irradiação, produzem algumas variações nos resultados experimentais na determinação das grandezas dosimétricas necessárias para caracterizar uma fonte de braquiterapia. A dosimetria é mais confiável quando ela é realizada em condições mais próximas possíveis de situações reais de tratamento.

O aumento do comprimento do fio aumenta a taxa de dose e, conseqüentemente, o valor da constante de taxa de dose também aumenta. No entanto, a contribuição da radiação espalhada para o valor da constante de taxa de dose é menor, porque o espalhamento radioativo não se concentra mais em uma pequena região, mas se distribui pelo meio absorvedor.

O valor da taxa de dose é maior para os ângulos mais distantes de  $90^\circ$  por estarem mais próximos da fonte. Entretanto, este valor decresce imediatamente nas extremidades do fio. A diferença entre os valores da constante de taxa de dose nas diferentes posições angulares são maiores quanto mais próximos da fonte estiverem os dosímetros, e quanto maior a distância da fonte, menor será o espalhamento.

Também por meio do aumento do comprimento do fio, observa-se que a função de dose radial vai decrescendo mais rapidamente. Em regiões mais distantes do eixo transversal da fonte, o efeito de auto-absorção da fonte é mais influente. Além disso, quanto maior o comprimento da fonte, maior será a distribuição da radiação no meio havendo, portanto, uma maior absorção e um espalhamento que nem sempre contribuem para o acúmulo de dose na região do eixo transversal à fonte.

Com o aumento do comprimento ativo da fonte, a anisotropia da distribuição de dose também aumenta. Quanto maior o comprimento do fio, maior será a área em que

haverá uma maior variação angular da taxa de dose absorvida sobre a fonte em cada distância, devido à filtração dos fótons primários pelo material de encapsulamento, assim como pelo espalhamento de fótons no meio.

A constante de taxa de dose encontrada para um fio de 10 mm de comprimento possui uma diferença de no máximo + 0,7 % em comparação com outros resultados experimentais descritos na literatura.

O pequeno diâmetro do fio propicia uma alta flexibilidade, permitindo desta forma que a fonte possa ser utilizada em aplicações intersticiais para procedimentos de braquiterapia.

Baseado na análise dos resultados conclui-se que os parâmetros dosimétricos obtidos para o fio de  $^{192}\text{Ir}$  utilizado no trabalho em questão apresentam valores compatíveis com aqueles preconizados na literatura, apresentando incertezas de no máximo  $\pm 4,5\%$  que preenchem os requisitos mínimos necessários para o planejamento e a sua consequente utilização na prática clínica. Tais parâmetros podem ser empregados como dados de entrada para o sistema de planejamento de tratamento de pacientes submetidos à radioterapia de baixa taxa de dose que utiliza os fios de  $^{192}\text{Ir}$  produzidos pelo IPEN.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. PIERQUIN, B. *History of Brachytherapy*. Proc. 5 th Inst. Selectron Users Meeting ( the Hague, 1998 ) ed. RF Mould ( Leersum: Nucletron International ) p. 3 – 5, 1998.
2. BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA. *Manual prático de segurança radiológica*, p. 14, 1995.
3. LEDDICOTTE, G. W. *The Radiochemistry of Platinum*. U. S. Atomic Energy Commission, 1961 ( Nuclear Science Series, NAS – NS 3044 ).
4. LEDDICOTTE, G. W. *The Radiochemistry of Iridium*. U. S. Atomic Energy Commission, 1961 ( Nuclear Science Series, NAS – NS 3045 ).
5. MIRD from IAEA data services: banco de dados. Disponível em : <http://www-nds.IPEN.br> . Acesso em: 10 de fevereiro de 2003.
6. ATTIX, F.H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, USA, John Wiley & Sons, Inc., 1986.
7. GODDEN, T. J. Physical Aspects of Brachytherapy. *Medical Physics*, Handbooks 19. Bristol: Adam Hilger, 1998.
8. GHIASSI-NEJAD, M.; JAFARIZADEH, M.; AHMADIAN-POUR, M.R.; GHARAMANI, A.R., Dosimetric Characteristics of  $^{192}\text{Ir}$  sources used in interstitial brachytherapy. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 55, p. 189 – 195, 2001.
9. ROSTELATO, M. E. C.M. *Preparação de fontes de Iridio – 192 para uso em braquiterapia*. 1997. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
10. NATH, R. ; ANDERSON, I. ; LUXTON, G. ; WEAVER, K. A. ; WILLIAMSON, J. F. ; MEIGOOMI, A. S., Dosimetry of Interstitial Brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Medical Physics*, v. 22, p. 209 – 234, 1995.
11. ANCTIL, J. C. ; CLARK, B. G., Experimental Determination of Dosimetry Functions of Ir – 192 Sources. *Medical Physics*, v. 25, n. 12, p. 2279 – 2287, 1998.
12. JOHNS, E. F., CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology*. 4.ed. University of Toronto, 1993.
13. KHAN, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*. University of Minnesota Medical School, 1984.

14. MEISBERGER, L. L.; KELLER, R.; SHALEK, R. J., "The effective attenuation in water of the gamma rays of  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{226}\text{Ra}$ , and  $^{60}\text{Co}$ ". *Radiology*, v. 90, p. 953 – 957, 1968.
15. KIROV, A. S.; WILLIAMSON, J. F.; MEIGOONI, A. S.; ZHU, Y., " TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of I-192 source for high dose rate brachytherapy". *Phys. Med. Biol.*, v. 40, p. 2015 – 2036, 1995.
16. WILLIAMSON, J. F.; LI, Z., "Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose rate Ir-192 sources". *Medical Physics*, v. 22, p. 809 – 819, 1995.
17. RUSSELL, K. R.; AHNESJÖ, A., " Dose calculation in brachytherapy for an Ir-192 source using a primary and scatter dose separation technique". *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 1007 – 1024, 1996.
18. VOLLANS, S. E.; WILKINSON, J. M., Calibration of Pre-cut Iridium – 192 Wires for Low Dose Rate Interstitial Brachytherapy Using a Farmer-Type Ionization Chamber. *The British Journal of Radiology*, v. 73, p. 201 – 205, 2000.
19. INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS (ICRU) Report 48, 1992. *Phantoms and computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection*. ICRU Publications, Bethesda, MD 20814.
20. YU, C. ; LUXTON, G., TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0.5 cGy to 1000 cGy. *Medical Physics*, v. 26, n. 06, p.1010 – 1016, 1999.
21. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE (AAPM) Report No. 21, Recommendations of AAPM Task Group 32: *Specification of Brachytherapy source Strength* . American Institute of Physics, NY, 1987.
22. DALE, R. G., Revisions to radial dose function data for  $^{125}\text{I}$  and  $^{137}\text{Cs}$ , letter to *Med. Phys.*, v. 13, p. 963 – 964, 1986.
23. FERREIRA, M. L., *Estudo do colpostato tipo Fletcher utilizando o TLD – 100 e o Código de Monte Carlo IRS 3.0*. 1998. Dissertação ( Mestrado ) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia, Rio de Janeiro.
24. ALI, S. MEIGOONI; WILLIAMSON, J. F., A comparative study of dosimetric properties of plastic water and solid water in brachytherapy applications. *Medical Physics*, v. 21, n. 12, p. 1983 – 1987, 1994.
25. MELI, J. A.; MEIGOONI, NATH R., On the choice of phantom material for the dosimetry of  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 14, n. 3, p. 587 – 594, 1988.

26. INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS (ICRU) Report 35, 1984. *Radiation Dosimetry Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV*. ICRU Publications, Bethesda.
27. YORIYAZ, H. *Desenvolvimento de uma metodologia computacional para cálculos em dosimetria interna*. 2000. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
28. WILLIAMSON, J. F., Monte Carlo and analytic calculation of absorbed dose near  $^{137}\text{Cs}$  intracavitary sources, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Physiol.*, v. 15, p. 227 – 237, 1998.
29. BALLESTER, F.; HERNÁNDEZ, C., Monte Carlo calculation of dose rate distributions around  $^{192}\text{Ir}$  wires, *Med. Phys.*, v. 24, p. 1221 – 1228, 1997.
30. KARAIKOS, P. ; PAPAGIANNIS, P. ; ANGELOPOULOS, A. ; SAKELLIU, L., Dosimetry of Iridium – 192 for LDR interstitial brachytherapy following the AAPM TG – 43 dosimetric formalism. *Medical Physics*, v. 28, n. 02, p. 156 – 166, 2001.