

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA

PROGRAMA DE PÓS – GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS, ÁREA: FÍSICA APLICADA

À MEDICINA E BIOLOGIA

CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

**Características dosimétricas para campos pequenos, visando a
implementação de um sistema postal de controle da qualidade na
radiocirurgia**

Ribeirão Preto – SP

2006

CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

**Características dosimétricas para campos pequenos, visando a
implementação de um sistema postal de controle de qualidade na
radiocirurgia**

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia
Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP,
como parte das exigências para a obtenção do
Título de Doutor em Ciências.

Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.
Orientadora: Prof^ª. Dra. Adelaide de Almeida

Ribeirão Preto – SP

2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Guzmán Calcina, Carmen Sandra

Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de controle de qualidade

Na radiocirurgia, Ribeirão Preto, 2003.

126 p. : il. ; 30cm

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto/ USP, - Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Adelaide de Almeida.

1. Radiocirurgia. 2. Controle da Qualidade. 3. Fricke Gel Xilenol. 4. campos pequenos.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Carmen Sandra, Guzmán Calcina

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do Título de Doutor em Ciências.

Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Aprovado em:

Banca Examinadora

- **Profa. Dra. Adelaide de Almeida** (orientadora)

Instituição: Departamento de Física e Matemática-FFCLRP-USP

Assinatura.....

- **Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida**

Instituição: Departamento de Biofísica e Biometria do Centro Biomédico da Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Assinatura:.....

- **Prof. Dr. Jurandyr Moreira de Andrade**

Instituição: Departamento de Ginecologia e Obstetrícia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP

Assinatura:.....

- **Prof. Dr. Nivaldo Carlos da Silva**

Instituição: Pesquisador do Laboratório de Poços de Caldas da Comissão Nacional de Energia Nuclear

Assinatura:.....

- **Prof. Dr. Evamberto Garcia de Góes**

Instituição: Pesquisador Colaborador do Laboratório de Controle de Qualidade da Fundação Hemocentro de Ribeirão Preto da USP.

Assinatura:.....

Dedico este trabalho:

*Marco Aurélio Parada
(1974-2005)*

*Pelo exemplo de dedicação na pesquisa,
Pela contribuição científica na nossa área,
Pela humildade ante os êxitos,
Pelo ser humano que foi,
Pela amizade fiel demonstrada,...*

*Mesmo que você não esteja presente
Fisicamente, sabemos que você torce
pelo sucesso de todos nós....*

SG.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

- À Profa. Dra. Adelaide de Almeida

Pela acolhida, orientação, apoio e amizade, pelo respeito às minhas decisões, e pelos momentos gratificantes junto a você.

Agradeço também pela constante presença em minha carreira científica,

Por direcionar-me nas tantas trilhas dessa longa caminhada, por mostrar que é possível avançar profissionalmente sem perder a sensibilidade, a emoção e o respeito pelo próximo....

- Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida

Pelo apoio, confiança, orientação, pelas valiosas sugestões no aprimoramento desta pesquisa, pela transmissão dos seus conhecimentos com seriedade, pela disposição, mesmo não estando seu nome na capa você foi meu co-orientador. Obrigada pela ajuda e pela oportunidade de ter o privilégio de trabalhar com você....

Agradecimentos

Por ser estrangeira, tenho que agradecer a muitas pessoas que me ajudaram na resolução de vários problemas e dificuldades tanto no trabalho quanto na vida fora do departamento. Gostaria de deixar registrado que fui feliz aqui no **Brasil** e aprendi muito. Assim agradeço a todas as pessoas que me ajudaram e, antecipadamente, peço desculpas àqueles que pela falta de espaço e lapsos de memória não constam desses agradecimentos.

- **Prof. Dr. Zimmerman** pela disposição e contribuição científica neste trabalho.
- Ao pessoal do **LCR-UERJ**, por ter sido fundamental na realização da parte experimental deste trabalho e pela amizade.
- Aos funcionários de setor de Radioterapia de **CUCC** (*Centro Universitário de Combate ao Câncer*) e **CTO** (Centro de Tratamento Oncológico), Rio de Janeiro pelo acesso aos equipamentos de irradiação e pela amizade.
- Ao **MSc. Marcos Vasques Moreira**, pela amizade e pelo apoio nas irradiações dos dosímetros e à Beneficência Portuguesa, Ribeirão Preto,
- A **Dra. Cecília Haddad** e **Físico Aluísio José de Castro Neto** do Hospital Sírio Libanez, São Paulo. Ao **MSc. José Renato de Oliveira** da Beneficência Portuguesa de Campinas, e ao **MSc. Jose Carlos Cruz** do Hospital Albert Einstein, São Paulo, por permitirem o uso do equipamento para fazer os controles postais na radiocirurgia.
- Ao **PhD. P. Bilski**, do “Institute of nuclear physics”, pelo fornecimento dos dosímetros termoluminescentes em miniatura.
- Aos professores do **DFM** pelos exemplos e conhecimentos transmitidos.
- Aos funcionários e técnicos do **DFM** pela amizade e disponibilidade.
- Ao pessoal da secretaria do **DFM** e da pós-graduação da FFCLRP.
- A todos os colegas e amigos do **DFM**, pela convivência, incentivo e companhia sempre indispensáveis.
- Ao grupo da Física Médica (**Radiare**), Lucas, Fernanda, Francisco, Luis, Herofen, Paulo, Marcos e Renato, pelas discussões e conhecimentos compartilhados.
- Ao **técnico José Aziane**, pela amizade e ajuda na construção dos objetos simuladores de acrílico.
- Ao **Ing. César Picón**, pelos ensinamentos transmitidos, pela oportunidade e incentivo no caminho da pesquisa.
- A **Armando Alaminos**, pelo apoio incondicional.
- Ao Instituto Radiocirurgia del Pacífico, aos **Drs. Aldo Berti, Mayer Zaharia, Andrés Placencia, Luis Pinillos** pelo apoio.

- A meu esposo **Yván**, pelo amor, compreensão, carinho, presença constante, pelo incansável apoio e respeito aos meus anseios profissionais, passando por cima de seus sonhos para apoiar os meus.
- A meus pais, **Juan e Antonia** pelo carinho, pelo apoio, pelo respeito às minhas decisões, por serem meu melhor exemplo de coragem, perseverança e acreditarem que eu alcançaria meus objetivos.
- A minha irmã e cunhado, **Lucy e Franck** pelo carinho, pelo incentivo nesta caminhada e por estar sempre torcendo por mim.
- A **Nancy, Raúl e Alvarito** pelo carinho e apoio incondicional.
- A minha família **Guzman Calcina e Garcia Shiraishi** pelo apoio e incentivo sempre constantes, e por estarem sempre presente em minha vida.
- Ao **Lucas Nonato de Oliveira**, pela amizade, paciência, apoio durante todas as fases deste trabalho, porque passando por cima de nossas diferenças culturais e de idioma conseguimos trabalhar em varias pesquisas.
- Ao **Francisco e Fernanda** pelo apoio incondicional.
- Aos meus amigos que se somaram à lista das minhas amizades inesquecíveis, principalmente: **Ângela (Lucas), Marita, Mónica, Yolanda, Flor, Esther, Luciana, Ana, Ida, Mirko e Norma** pela grande amizade, e por abrir-me a porta de seus corações.
- Em especial, a **Roxana (André), Kattia e Marci**, por acolherme em sua casa, pelo apoio, carinho, amizade e certeza de sempre poder contar com vocês em qualquer momento da minha vida, e pelos momentos gratificantes compartilhados.
- Aos amigos que mesmo estando longe sempre torceram pelo sucesso deste trabalho.
- À **AIEA** pelo apoio financeiro.
- À **USP** por toda a infraestrutura.

- E por último, com uma relevância incomparável, a **Deus**, por estar sempre presente em minha vida. Agradeço pela proteção e por me acompanhar em cada meta empreendida, por mostrar-me o caminho e por ajudar-me a superar as dificuldades encontradas e finalmente agradeço ao **Brasil** pela hospitalidade e oportunidade de enriquecer meus conhecimentos e por abrir-me as portas que me ajudaram no meu caminho profissional.

*De tudo, ficaram três coisas:
A certeza de que estava sempre começando...
A certeza que era preciso continuar...
A certeza de que seria interrompido antes de terminar...
Fazer da interrupção um caminho novo...
Fazer da queda um passo de dança...
Do medo, uma escada...
Do sonho, uma ponte...
Da procura, um encontro...*

Fernando Sabino

RESUMO

GUZMÁN CALCINA, C. S. Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de controle de qualidade na radiocirurgia. 2006. 126. Tese (Doutorado) - Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

A radiocirurgia é uma técnica especialmente indicada para o tratamento de lesões intracranianas pequenas. Uma das características marcantes desta técnica é a necessidade da utilização de feixes com diâmetros pequenos, dirigidos com precisão num volume alvo. O tratamento comumente utiliza feixes de fótons produzidos por aceleradores lineares (6 e 10 MV) e valores altos de dose absorvida (> 20 Gy). Este trabalho tem por objetivos principais a implementação de um Sistema de Controle de Qualidade Postal (CQP) na radiocirurgia, para avaliação da dose fornecida ao volume alvo e a precisão do posicionamento desse volume [AAPM (1995)]. Dessa forma, para garantir a consistência entre a prescrição clínica da dose absorvida e a sua administração ao paciente, um estudo da caracterização de dosímetros foi realizado, para se avaliar vantagens e desvantagens de cada um deles para os citados objetivos. Os dosímetros (Câmara de ionização (CI), Fricke (FXG), termoluminescente (TLD) e filme) foram utilizados na obtenção de parâmetros dosimétricos para campos pequenos (< 5 cm) quadrados e circulares. Dois desses dosímetros (TLD e filme) foram selecionados para aplicação no CQP na radiocirurgia, devido as suas resolução espacial, praticidade e equivalência ao tecido. Para tal, objetos simuladores (OSs) em acrílico um para avaliação dos parâmetros de campos pequenos e outro para simulação do crânio de um paciente (com um volume alvo) foram confeccionados. Irradiações postais foram feitas em 3 diferentes instituições, que fazem uso da radiocirurgia, e dessas análises pode-se concluir que o sistema postal desenvolvido pode ser utilizado para controlar feixes radiocirúrgicos em programas nacionais e internacionais de CQ na radiocirurgia.

Palavras-chaves: Radiocirurgia, Controle da Qualidade, Campos Pequenos.

ABSTRACT

GUZMAN CALCINA, C. S. Small fields dosimetric characteristics for the radiosurgical quality control postal system implementation. 2006. 126. Thesis (PhD)- Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

Radiosurgery is a special technique indicated for small intracranial injuries treatment. For that, a high dose (> 20 Gy) from 6 and 10 MV fotons is delivered into a small target volume. The scope of this work is to implement a Quality Control Postal System (QCP) in radiosurgery, in order to evaluate the absorbed dose delivered to the target volume [AAPM (1995)]. In this way the consistency between the clinical absorbed dose prescription and its administration to the patient, could be guaranteed. For such, a dosimeters characterization study had been carried out in order to evaluate the advantages and disadvantages of each one of the selected dosimeters (Ionization chamber (IC), Fricke (FXG), termoluminescent (TLD) and film). First they were applied to obtain small square and circular field dosimetric parameters, and latter, the two more suitable for the QCP application (as the TLD and film) were selected. Acrylic phantoms were planned and manufactured to simulate a small targed volume inserted in a human skull in order to check the precision of its position and the dose delivered. The phantom was sent to 3 different radiosurgery institutions and their shown that the QCP system is reliable to be used in national and/or international programs of quality control in radiosurgery.

Key Words: Radiosurgery, Quality Control, Small Fields.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1.	Geometria para a medida do fator de campo	3
Figura 1.2.	Valores típicos do fator de campo	4
Figura 1.3.	Geometria para a medida da PDP.	5
Figura 1.4.	Geometria para a medida da RTM.	6
Figura 1.5.	Regiões do perfil da dose absorvida.....	7
Figura 1.6.	Avaliação da linearidade de dois sistemas.....	8
Figura 1.7.	Esquema de uma câmara de ionização.....	9
Figura 1.8.	Diagrama do modelo de bandas para o processo termoluminescente.....	12
Figura 1.9.	Curva característica do filme.....	19
Figura 1.10.	Componentes do sistema estereotático.....	20
Figura 1.11.	Projeção dos fiduciais na TC, RM e angiografia.....	21
Figura 1.12.	Projeção dos arcos no tratamento radiocirúrgico.....	22
Figura 1.13.	Administração do tratamento radiocirúrgico.....	23
Figura 1.14.	Configuração geométrica no cálculo da dose na radiocirurgia	24
Figura 1.15.	Termos e hierarquia para inspeção do CQ.....	25
Figura 2.1.	OS Ia usado para inserção da CI, conectada ao eletrômetro.....	27
Figura 2.2.	OS Ib para as inserções dos TLDs.....	28
Figura 2.3.	OS Ic para as inserções dos dosímetros FXG.....	28
Figura 2.4.	OS Id para as inserções dos filmes.....	29
Figura 2.5.	OS IIa, utilizado como simulador de cabeça.....	29
Figura 2.6.	OS IIb com alvo para tirar tomografias.....	30
Figura 2.7.	OS IIc feito para as avaliações do CQ Postal na radiocirurgia.....	30

Figura 2.8.	OS IId para inserção de filmes na CQP na radiocirurgia.....	31
Figura 2.9.	OS IJe para a CI, para as avaliações do CQP na radiocirurgia.....	31
Figura 2.10.	Dimensões da câmara de ionização, modelo 31010.....	32
Figura 2.11.	Diagrama esquemático do sistema leitor de termoluminescência	33
Figura 2.12.	Geometria do protótipo monoespectrofotômetro.....	35
Figura 2.13.	Geometria de irradiação da CI, para estudos de repetitividade	36
Figura 2.14.	Dispositivo para verificação do alinhamento dos lasers.....	47
Figura 2.15.	Condições e geometria para a avaliação do isocentro do Linac.....	48
Figura 2.16.	Esquema do programa postal de CQ na radiocirurgia.....	52
Figura 2.17.	OS IJa fixado no anel estererotático.....	53
Figura 2.18.	OS IJa com os marcadores fiduciais.....	53
Figura 2.19.	OS IJa fixado nas mesas de tratamento dos Linacs.....	54
Figura 2.20.	Caixa estereotática para a localização das coordenadas	55
Figura 2.21.	Geometria da irradiação dos dosímetros nas instituições.....	56
Figura 3.1.	Leituras médias normalizadas da CI.....	57
Figura 3.2.	Linearidade das leituras médias da CI.....	58
Figura 3.3.	Curva do sinal do TLD com e sem tratamento pré-leitura.....	59
Figura 3.4.	Reprodutibilidade das leituras médias obtidas com TLDs.....	60
Figura 3.5.	Leituras médias normalizadas obtidas dos TLDs.....	60
Figura 3.6.	Estabilidade das leituras médias dos TLDs.....	61
Figura 3.7.	Linearidade das leituras médias dos TLD.....	62
Figura 3.8.	Fatores de correção da linearidade para o TLD.....	63
Figura 3.9.	Fator de correção pela energia para o TLD	64
Figura 3.10.	Desvanecimento do sinal TL.....	65

Figura 3.11.	Reprodutibilidade das leituras médias do FXG.....	66
Figura 3.12.	Linearidade das leituras médias do FXG	67
Figura 3.13.	Fatores de correção da linearidade para a resposta do FXG.....	68
Figura 3.14.	Comportamento do FXG após 6 horas de irradiação.....	69
Figura 3.15.	Leituras médias obtidas com filmes, irradiados com fótons de 6 MV.....	70
Figura 3.16.	Linearidade das leituras médias do filme.....	71
Figura 3.17.	Fatores de correção da linearidade para a resposta do filme.....	72
Figura 3.18.	Fator de correção pela energia para o filme	73
Figura 3.19.	Desvanecimento do sinal no filme.....	74
Figura 3.20.	Curva de calibração para FXG	77
Figura 3.21.	Curva sensitométrica do filme Kodak X-Omat V.....	78
Figure 3.22.	F_c em função da medida do campo quadrado para fótons de 6 MV.....	79
Figure 3.23.	Tempo para uma dose de 2 Gy, para campos 2 x 2; 1 x 1 e 0,5 x 0,5 cm ²	82
Figure 3.24.	PDP individuais para campos de 5 x 5; 3 x 3 e 1 x 1 cm ²	83
Figure 3.25.	PDP conjunto para campos de 5 x 5; 3 x 3 e 1 x 1 cm ²	86
Figure 3.26.	Valores da TPR <i>versus</i> do tamanho de campo para fótons de 6 MV.....	87
Figura 3.27.	Perfil de feixe para campos de 5 x 5; 3 x 3 e 1 x 1 cm ²	88
Figura 3.28.	Planura e simetria para campos 5 x 5; 3 x 3 e 1 x 1 cm ²	89
Figura 3.29.	Penumbra para campos 5 x 5; 3 x 3 e 1 x 1 cm ²	90
Figura 3.30.	Verificação do isocentro do cabeçote (filme).....	91
Figura 3.31.	Verificação do isocentro do cabeçote usando com cone (filme).....	92
Figura 3.32.	Verificação do isocentro do colimador (filme).....	92
Figura 3.33.	Verificação do isocentro da mesa (filme).....	93

Figura 3.34.	Verificação do giro do Linac (arco).....	94
Figura 3.35.	Independência da taxa de doses <i>versus</i> do ângulo do cabeçote	95
Figura 3.36.	Fator de campo total <i>versus</i> dimensão de campos circulares.....	96
Figure 3.37.	Tempo para uma dose de 25 Gy, para campos 4,2; 5; 1,5 e 0,5.....	99
Figure 3.38.	RTM <i>versus</i> profundidade individual na água para diâmetros 4, 2 e 1 cm.....	100
Figure 3.39.	RTM <i>versus</i> profundidade conjunto na água diâmetros 4, 2 e 1 cm	103
Figura 3.40.	Valores da TPR <i>versus</i> do tamanho de campo para fótons de 6 MV.....	103
Figura 3.41.	Comparação do perfil do feixe para diâmetros 4, 2 e 1 cm	104
Figura 3.42.	Avaliação da planura, simetria para diâmetros 4, 2 e 1 cm	105
Figura 3.43.	Avaliação da penumbra para diâmetros 4, 2 e 1 cm	106
Figura 3.44.	OS Ia indicando os pontos referências no CQP.....	109
Figura 3.45.	Esquema usado para avaliação da precisão mecânica do Linac.....	110

LISTA DE TABELAS

Tabela II.1.	Características da CI utilizada.....	32
Tabela II.2.	Características dos TLDs.....	33
Tabela II.3.	Parâmetros do tratamento térmico pré-irradiação ou regeneração.....	34
Tabela II.4.	Peso molecular, concentração e massa da solução FXG.....	34
Tabela II.5.	Características dos dosímetros FXG.	34
Tabela II.6.	Características do filme.....	35
Tabela III.1.	Fatores de calibração de cada dosímetro TL em estudo.....	76
Tabela III.2.	Incertezas percentuais das avaliações dos F_c	80
Tabela III.3.	Incertezas nas medidas para campo de 5×5 e 2×2 cm^2	81
Tabela III.4.	Incertezas nas medidas para campo de $0,5 \times 0,5$ cm^2	81
Tabela III.5.	Coefficientes de ajuste da exponencial dos F_c	82
Tabela III.6.	Incertezas nas PDPs, para campos de 5×5 , 3×3 , 1×1 cm^2	84
Tabela III.7.	Coefficientes de ajuste das PDPs, para campos de 5×5 , 3×3 , 1×1 cm^2	85
Tabela III.8.	Coefficientes de ajuste dos perfis para campos de 5×5 , 3×3 , 1×1 cm^2	89
Tabela III.9.	Ângulos de giro do cabeçote do Linac.....	93
Tabela III.10.	Ângulos de giro do cabeçote do Linac.....	94
Tabela III.11.	Ângulos de giro da mesa do Linac	94
Tabela III.12.	Incertezas nos F_c , para os diâmetros de 4, 2 e 1 cm.....	97
Tabela III.13.	Incertezas dos F_c para os diâmetros de 4 e 1,5 cm.....	97
Tabela III.14.	Incertezas dos F_c para o diâmetro de 0,5 cm.....	98
Tabela III.15.	Coefficientes do ajuste dos F_c para os diferentes dosímetros.....	98
Tabela III.16.	Incertezas dos dosímetros nas profundidades de 5 e 12 cm (PDPs).....	101

Tabela III.17.	Coeficientes de ajuste dos valores das RTM.....	102	
Tabela III.18.	Coeficientes de ajuste dos perfís, para os diâmetros de 4, 2 e 1 cm.....	105
Tabela III.19.	Comparação dos dosímetros utilizados neste trabalho.....	107	..
Tabela III.20.	Incertezas no posicionamento das coordenadas no CQP.....	109	
Tabela III.21.	Deslocamentos dos pontos centrais dos campos no CQP.....	110	
Tabela III.22.	Incertezas nas doses absorvidas no CQP (100 % da dose absorvida).....	110	
Tabela III.23.	Incertezas nas doses absorvidas no CQP (95 % da dose absorvida).....	110	
Tabela III.24.	Incertezas nas doses absorvidas no CQP (18 % da dose absorvida).....	111	
Tabela III.25.	Incertezas nas doses absorvidas no CQP (0,48 % da dose absorvida).....	111	

LISTA DE SIGLAS

AGE:	Assessório Geométrico Estereotático
AX	Alaranjado de Xilenol
CQP:	Controle da Qualidade Postal
CI:	Câmara de Ionização
CQ:	Controle da Qualidade
DEL:	Desequilíbrio Eletrônico Lateral
DFS:	Distância Fonte Superfície
DFI:	Distância Fonte Isocentro
DO:	Densidade Ótica
EEL	Equilíbrio Eletrônico Lateral
FXG:	Fricke Xilenol Gel
F_c :	Fator de campo
PQC:	Postal Quality Control
IC:	Ionization Chamber
Linac:	Acelerador Linear
OAR:	Off Axis Ratio
OS:	Objeto simulador
OSs:	Objetos simuladores
PDP:	Porcentagem de dose profunda
PDPs:	Porcentagens de dose profunda
RM:	Ressonância Magnética
RTM:	Razão Tecido Meio
TC:	Tomografia computadorizada
TLD:	Dosímetro Termoluminescente
TLDs:	Dosímetros Termoluminescentes
TL	Termoluminescente
TRS:	Technical Report Series
TPR:	Tissue-phantom ratio
UM:	Unidade de Monitor

INDICE

Resumo	
Abstract	
Introdução	1

CAPÍTULO I: NOÇÕES TEÓRICAS

I.1	Dosimetria radioterápica.....	3
I.1.1	Parâmetros dosimétricos.....	3
I.2	Dosímetros.....	8
I.2.1	Câmara de ionização.....	9
I.2.1.1	Formalismo para o cálculo de dose.....	9
I.2.2	Dosimetria termoluminescente	11
I.2.2.1	Processo TL.....	12
I.2.3	Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG).....	15
I.2.3.1	Componentes do FXG.....	15
I.2.3.2	Processo de Oxidação.....	15
I.2.5	Dosimetria por filmes radiográficos.....	18
I.3	Radiocirurgia.....	20
I.3.1	Procedimento.....	21
I.3.3	Dosimetria.....	23
I.4	Garantia e Controle de Qualidade na Radioterapia.....	25
I.4.1	Definições.....	25
I.4.2	GQ e CQ na teleterapia.....	25
I.4.3	GQ na radiocirurgia.....	26

CAPÍTULO II: MATERIAIS E MÉTODOS

II.1	Objeto Simulador.....	27
II.1.1	Objeto simulador do tipo I.....	27
II.1.2	Objeto simulador do tipo II.....	29
II.1.2	Objeto simulador do tipo III.....	31
II.2	Dosímetros.....	32
II.2.1	Câmara de ionização.....	32
II.2.2	TLD	33
II.2.3	Fricke Xilenol Gel	34
II.2.4	Filme	35
II.3	Caracterização dos dosímetros.....	36
II.3.1	Câmara de ionização.....	36
II.3.2	Dosímetro termoluminescente.....	37
I.3.3	Fricke Xilenol Gel.....	39
II.3.4	Filme.....	40
II.4	Calibração e cálculo de dose.....	41
II.4.1	Câmara de Ionização.....	41
II.4.2	TLD.....	43
II.4.3	Fricke Xilenol Gel.....	43
II.4.4	Filme.....	44

II.5	Características Dosimétricas para campos pequenos.....	44
II.5.1	Fator de campo.....	45
II.5.2	Porcentagem da dose profunda.....	45
II.5.3	Perfis de campos.....	46
II.6	Testes de aceitação e comissionamento na radiocirurgia.....	46
II.6.1	Testes de aceitação para o acelerador linear.....	46
II.7	Programa postal de CQ na radiocirurgia.....	52
II.7.1	Procedimentos nos hospitais avaliados.....	52
II.7.1.1	Sistema Postal.....	52
II.7.1.2	Irradiação dos dosímetros.....	53
II.8	Análises de risco provável.....	56

CAPÍTULO III: RESULTADOS E DISCUSSÕES

III.1	Caracterização dos dosímetros.....	57
III.1.1	Câmara de ionização.....	57
III.1.2	TLD.....	59
III.1.3	Fricke Xilenol Gel.....	66
III.1.4	Filme.....	69
III.2	Calibração dos dosímetros.....	75
III.2.1	Câmara de ionização.....	75
III.2.2	TLDs.....	76
III.2.3	Fricke Xilenol Gel.....	77
III.2.4	Filme.....	78
III.3	Características dosimétricas para campos quadrados pequenos.....	79
III.3.1	Fator de campo (Fc).....	79
III.3.2	Porcentagem da dose profunda.....	83
III.3.3	Perfil.....	87
III.4	Comissionamento na radiocirurgia.....	91
III.4.1	Testes para o acelerador linear.....	91
III.4.2	Características dosimétricas na radiocirurgia.....	91
III.4.2.1	Fator de campo.....	96
III.4.2.2	Relação Tecido Máximo.....	100
III.4.2.3	Perfil.....	104
III.5	Programa postal de CQ na radiocirurgia.....	109
III.5.1	Localização das coordenadas no sistema de planejamento.....	109
III.5.2	Verificação da precisão mecânica do posicionamento no Linac.....	109
III.5.3	Verificação da precisão dosimétrica do sistema de planejamento.....	110
III.6	Análise de risco provável.....	112

CAPÍTULO IV: CONCLUSÕES..... 113

CAPÍTULO V: REFERÊNCIAS 115

Apêndice I: Cálculo de Fator de calibração da Câmara de ionização..... 125

INTRODUÇÃO

As técnicas radioterapêuticas atuais permitem que se administre doses de radiação com uma maior precisão. Para tal, técnicas do diagnóstico (Tomografia Computarizada, Ressonância Magnética e Angiografia Digital) têm auxiliado na melhoria das informações anatômicas e posicionamento do volume alvo objetivando uma melhor acurácia da dose absorvida a ser administrada ao paciente.

O conhecimento teórico dos conceitos da dosimetria das radiações tem envolvido nesses últimos tempos melhorando a acurácia dos valores dos parâmetros físicos necessários para os cálculos da dose absorvida, reduzindo assim as incertezas na calibração e caracterização dos feixes de radiação, conforme o especificado pelos padrões recomendados para a radioterapia [WHO (1988), AAPM (1994), ESTRO (1995), Brahme (1988), IEC (1997), IPEM (1999)]. As diferenças entre radioterapia convencional e a radiocirurgia é que a primeira utiliza campos no intervalo de 4 x 4 a 40 x 40 cm², fracionamento da dose absorvida e valor de dose mais baixo na irradiação. A segunda utiliza campos de 0,5 a 4,0 cm de diâmetro, uma fração única de dose absorvida (> 20 Gy) [ICRU (1976, 1993)] e uma acurácia de posicionamento de $< \pm 1$ mm [IAEA (1994)]. Dessa maneira a radiocirurgia requer de um alto nível de Controle da Qualidade (CQ), tendo por objetivo principal conseguir um compromisso otimizado entre a máxima probabilidade de cura com um nível aceitável de complicações [Podgorsak (2003)]. Portanto, neste trabalho foi desenvolvida a idéia do estudo, caracterização e aplicação de dosímetros na radiocirurgia dos quais, aqueles selecionados, fariam parte de um programa onde um sistema de CQ postal na radiocirurgia, para controle nacional e internacional da dose absorvida. Esta última parte do trabalho, surgiu da idéia de um Programa mais geral de Qualidade na dosimetria em Radioterapia já existente e desenvolvido pelo Prof. Carlos Eduardo de Almeida no Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR-UERJ).

Para o cumprimento do objetivo do programa proposto, deve-se estar atento a parte dosimétrica uma vez que a utilização de fótons na radioterapia convencional está baseada em protocolos de dosimetria publicados pelos organismos internacionais, tais como: Technical Reports Series TRS-277, o atualizado o TRS-398 [IAEA (1997, 2000)] e outros [AAPM (1994)]. No caso de campos pequenos não há referência na literatura de protocolos estabelecidos, com relação aos procedimentos dosimétricos para a aplicação terapêutica, assim como não existem os parâmetros dosimétricos padrões para a radiocirurgia e que fazem parte da base de dados utilizados no planejamento desse tratamento.

Para a caracterização dosimétrica dos campos pequenos há a necessidade da determinação dos seguintes parâmetros dosimétricos: Fator Espalhamento ou de Campo (F_c), Porcentagem da Dose Profunda (PDP), Razão Tecido Médio (RTM) e os perfis dos percentuais de dose absorvida.

Os sistemas de detecção utilizados habitualmente na dosimetria padrão de feixes de fótons na radioterapia, podem não ser apropriados para as medidas com campos pequenos. Alguns autores [Serago et al. (1992), Al-Najjar et al. (1998), Houdek (1983)] recomendam, que se deve utilizar sistemas com resolução espacial coletor menor que 1/3 do raio do campo de radiação, com as finalidades de obter medidas com resolução espacial adequada e minimizar o efeito de desequilíbrio eletrônico lateral (DEL). Além desses requisitos também devem cumprir as condições mínimas dosimétricas como: alta resposta linear com a dose, reprodutibilidade, estabilidade, independência mínima com a energia e taxa de doses.

Na dosimetria de campos pequenos as dificuldades que devem ser superadas são: Alto gradiente do campo de radiação e Desequilíbrio Eletrônico Lateral (DEL).

Alto gradiente do campo: O perfil de um feixe de fótons estreito apresenta alto gradiente e por este motivo o dosímetro usado para medir este perfil deve ter alta resolução para que a

região inferida da penumbra corresponda à real. No caso da radiocirurgia a definição dos perfis é de 1 mm [AAPM (1995)], isto requer um dosímetro que tenha uma definição espacial, no sentido do perfil de 1 mm ou menos. Quando se mede o Fator de campo (F_c), a resposta é significativa quando os dosímetros utilizados são maiores que o recomendado [Serago et al. (1992), Al-Najjar et al. (1998), Houdek (1983), De Vlaminck (1999)], obtendo-se doses absorvidas não uniformes e conseqüentemente, devido as incertezas nas médias das medidas sobre os volumes ativos dos dosímetros, obtendo-se valores menores do que o real. Este erro é particularmente perigoso porque poderia conduzir à sobredose no paciente.

Desequilíbrio eletrônico lateral (DEL): Quando o diâmetro do campo de radiação é menor do que o dobro do alcance dos elétrons primários, gerados no meio, pelo feixe de fótons tem-se o DEL. Para campos pequenos o DEL é mais acentuado quando menor foi o campo, tendo como conseqüência: se o ponto de interesse está mais perto das bordas do campo, a doses de radiação diminuirá rapidamente (ionização deixadas de ser medidas), por exemplo, no caso dos campos para a radiocirurgia o diâmetro do campo é menor que o alcance dos elétrons produzidos pelos feixes dos fótons de alta energia, para campos pequenos, qualquer ponto mesmo perto do centro do campo é considerado que está na borda, por isso se diz que o DEL está em toda parte do campo. Isto faz com que a média das energias do espectro de elétrons tenda a ser maior porque as ionizações dos elétrons com energia mais baixas não são consideradas [Dutreix (1965)]. Outras conseqüências devidas ao DEL são: Para campos pequenos o F_c cai rapidamente quando a dimensão do feixe diminui, o que não acontece para dimensões convencionais e essa queda é diretamente proporcional à energia do feixe. Essas dificuldades apresentadas podem ser a causa de erros na obtenção dos parâmetros dosimétricos para garantir o valor esperado da dose absorvida na radiocirurgia.

Este trabalho também tem o objetivo de determinar experimentalmente esses parâmetros de campos pequenos (quadrados e circulares) para feixes de fótons com diferentes sistemas de detecção (câmara de ionização, termoluminescente em miniatura, dosímetro químico fricke e filmes radiográficos), fazendo as análises das respostas e caracterização de cada tipo de dosímetros, usando como sistema padrão a câmara de ionização acoplada a um eletrômetro (calibrada num laboratório secundário), para no final identificar as vantagens e desvantagens desse dosímetro na dosimetria de campos pequenos e posteriormente passarem por seleção para serem implementados no sistema postal de controle de qualidade (CQ) na radiocirurgia.

Para apresentar o estudo realizado e os resultados desta pesquisa, o trabalho foi dividido em capítulos. No **Capítulo I**, tem-se as noções técnicas e clínicas necessárias para o entendimento do assunto abordado. No **Capítulo II**, são apresentados os materiais e métodos utilizados primeiro para a caracterização e calibração dos dosímetros, depois para a obtenção dos parâmetros físicos dos campos em estudo. Neste capítulo também é apresentada a metodologia adotada para o CQ postal na radiocirurgia. Os resultados, seguidos pelas discussões são apresentados no **Capítulo III**. No **Capítulo IV** são apresentadas as conclusões. No **Capítulo V** tem-se as referências utilizados para o embasamento deste trabalho e no **Apêndice I** é apresentado, o procedimento para o cálculo do fator de calibração da câmara de ionização.

CAPÍTULO I: NOÇÕES TEÓRICAS

I.1 Dosimetria radioterápica

I.1.1 Parâmetros dosimétricos

Os feixes de fótons são caracterizados pelos parâmetros físicos (F_c , PDP, RTM e perfil da dose), profundidade do tratamento, tamanho de campo, distância fonte superfície (DFS) ou distância fonte isocentro (DFI) e energia do feixe.

Fator de campo (F_c)

Para um feixe de fótons a uma dada DFS, a dose num ponto P ($z_{\text{máx}}$ na profundidade no OS) depende do tamanho de campo (c) e quanto maior for o tamanho do campo, maior será a dose absorvida no meio. O F_c ou fator de espalhamento ($S_{c,p}$), se define como:

$$F_c(c, h\nu) = S_{c,p}(c, h\nu) = \frac{D_p(z_{\text{máx}}, c, f, h\nu)}{D_p(z_{\text{máx}}, 10, f, h\nu)} \quad (1.1)$$

Onde:

- F_c : fator de campo,
- $S_{c,p}$: fator de espalhamento total,
- $D_p(z_{\text{máx}}, c, f, h\nu)$: dose no ponto P, para o campo c ,
- $D_p(z_{\text{máx}}, 10, f, h\nu)$: dose no ponto P, para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$,
- c : tamanho do campo,
- $h\nu$: energia do feixe de fótons,
- $z_{\text{máx}}$: profundidade máxima,
- 10: campo de referência ($10 \times 10 \text{ cm}^2$),
- f : DFS.

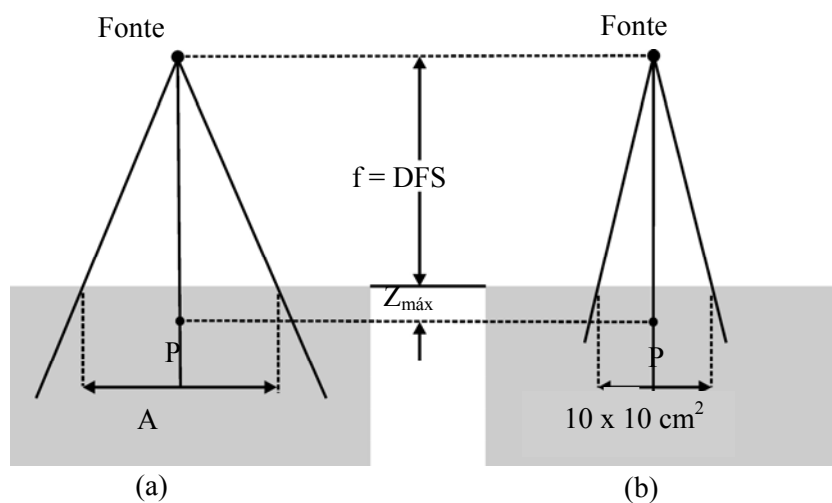


Figura 1.1. Geometria para a medição do fator de campo da dose absorvida (a) para a medição de $D_p(z_{\text{máx}}, c, f, h\nu)$ e (b) para medição de $D_p(z_{\text{máx}}, 10, f, h\nu)$ [Podorska (2003)].

A geometria para a medida do $F_c(c, hv)$ é mostrada na *Figura 1.1*. Pode-se então inferir o fator do colimador (f_c) e fator de espalhamento pelo meio (f_m), através do fator de campo (F_c) como [Scaff (1987), Podorska (2003), Williams (2000)]:

$$F_c(A, hv) = \frac{D'_p(c, hv) \cdot f_m(c, hv)}{D'_p(10, hv) \cdot f_m(10, hv)} = f_c(c, hv) \cdot f_m(c, hv) \quad (1.2)$$

Na *Figura 1.2* apresentam-se os valores de $F_c(c, hv)$, $f_c(c, hv)$ e $f_m(c, hv)$ em função do tamanho do campo (c), normalizados para $c = 10 \times 10 \text{ cm}^2$ (para um feixe de ^{60}Co).

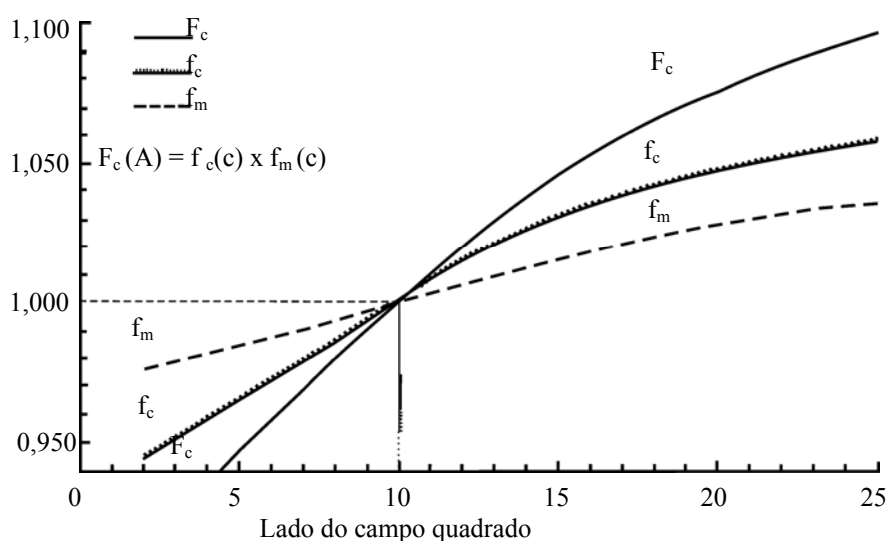


Figura 1.2. Valores típicos para F_c , f_c e f_m em função do tamanho de campo quadrado [Podorska (2003)].

Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A distribuição da dose no eixo central dentro do paciente ou no objeto simulador (OS) são usualmente normalizadas na $D_{m\acute{a}x} = 100 \%$, profundidade de dose máxima ($z_{m\acute{a}x}$ = profundidade de equilíbrio eletrônico), assim a PDP é definida como:

$$PDP(d, c, f, hv) = 100 \cdot \frac{D_Q}{D_P} = 100 \cdot \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (1.3)$$

Onde:

- PDP: porcentagem de dose profunda,
- D_Q e D_P : doses absorvidas na profundidade de Q e ponto P,
- \dot{D}_Q e \dot{D}_P : taxas doses absorvidas na profundidade de Q e ponto P,
- d: profundidade no OS,
- f: DFS,
- hv: energia do feixe de fótons,
- c: tamanho do campo.

A geometria para a definição da PDP é mostrada na *Figura 1.3*. O ponto Q é um ponto arbitrário na profundidade z (no eixo central do feixe), o ponto P representa o ponto de referência específico da dose absorvida em $z = z_{\text{máx}}$ (no eixo central do feixe). A dose no ponto Q contém duas componentes: A componente do espalhamento que está associada à contribuição relativa da radiação espalhadas [Podorska (2003)] e a componente primária que pode ser expressa como[Scaff (1987)]:

$$PDP^{pri} = 100 \frac{D_Q^{pri}}{D_P^{pri}} = \left(\frac{f + z_{\text{máx}}}{f + z} \right)^2 e^{-\mu_{\text{eff}}(z - z_{\text{máx}})} \quad (1.4)$$

Onde:

- PDP: porcentagem de dose profunda,
- D_Q : dose absorvida primária no ponto Q (profundidade z),
- D_P : dose absorvida primária no ponto P ($Z_{\text{máx}}$),
- μ_{eff} : coeficiente de atenuação linear para o feixe primário no material do OS,
- z: profundidade,
- $Z_{\text{máx}}$: profundidade máxima, (máxima ionização)
- f: DFS.

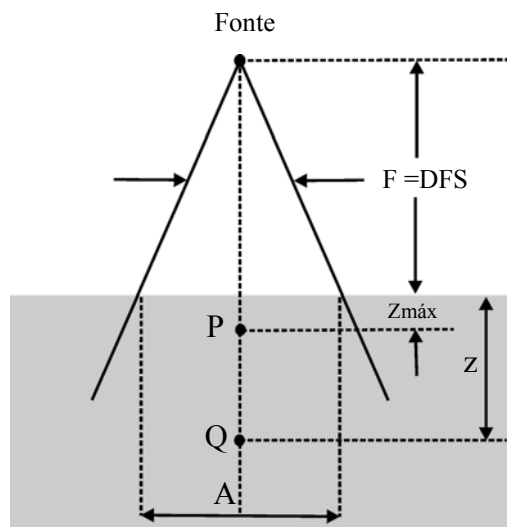


Figura 1.3. Geometria para a medida e definição da PDP. O ponto Q é um ponto arbitrário no eixo do feixe profundidade de P (ponto em $Z_{\text{máx}}$) no eixo central do feixe [Podorska (2003)].

Razão Tecido Meio (RTM)

Para a definição da RTM, tem-se que as medidas são realizadas com o detector de radiação localizado no isocentro, num tanque de água num certo nível z , de acordo com o esquema da *Figura 1.4* [Williams (2000), Podorska (2003)].

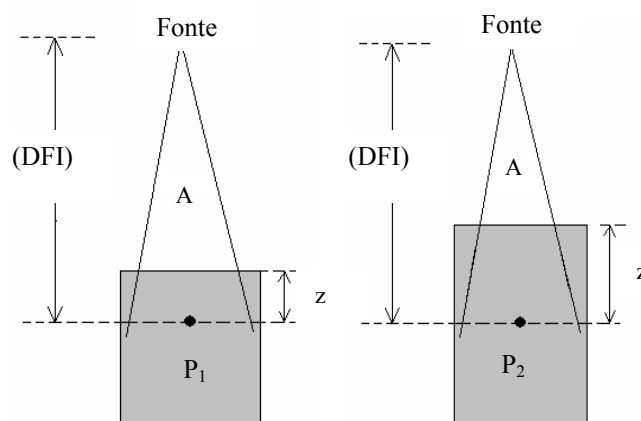


Figura 1.4. Geometria utilizada para a definição do arranjo para as medidas do parâmetro RTM. A profundidade z é alterada mantendo-se constantes o tamanho do campo na profundidade e a Distância Fonte Isocentro (DFI).

A RTM é definida como:

$$RTM(c, z, h\nu) = \frac{D_2}{D_1} \quad (1.5)$$

Onde:

- D_1 : dose absorvida calibrada em um OS na profundidade de dose máxima, para um campo c ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) a uma DFI de 100 cm.
- D_2 : dose absorvida nas mesmas condições que R_1 , mais para o tanque cheio podendo o nível estar acima daquele para D_1 (a maior),
- c : campo,
- z : profundidade.

Perfil do campo

A distribuição da dose absorvida ao longo do eixo central do feixe fornece somente parte da informação requerida para cumprir a acurácia da dose absorvida prescrita ao paciente. Combinando distribuição de dose no eixo central com dados fora do eixo tem-se uma matriz que fornece informação da distribuição da dose absorvida em 2 e 3 dimensões (2D e 3D). A razão fora do eixo (*OAR-off axis ratio*) é definida como a razão da dose absorvida num ponto fora do eixo com a aquela no eixo central do feixe, na mesma profundidade que no OS. No caso dos perfis de feixes de raios X em MeV, o perfil do campo consiste de três regiões: central, penumbra e umbral (*Figura 1.5*).

A **região central** representa a porção central do perfil, que se estende do eixo central do feixe até 80% do tamanho do campo (incluindo os lados esquerdo e direito).

A **região da penumbra** do perfil depende dos colimadores que definem o campo, do tamanho finito do ponto focal (tamanho da fonte) e do desequilíbrio eletrônico lateral (DEL) [Duggan, Coffey (1998)]. A penumbra total é a soma de três penumbras individuais: a de transmissão, a geométrica e a de dispersão. A penumbra depende da energia do feixe, dimensões da fonte (quando radioisótopo), DFS, distância fonte - colimador e profundidade no meio.

A região **umbral** é a região fora do campo de radiação, longe das bordas do campo geométrico. A dose nesta região geralmente é baixa e resulta da radiação transmitida e/ou espalhada através do colimador e blindagens no cabeçote.

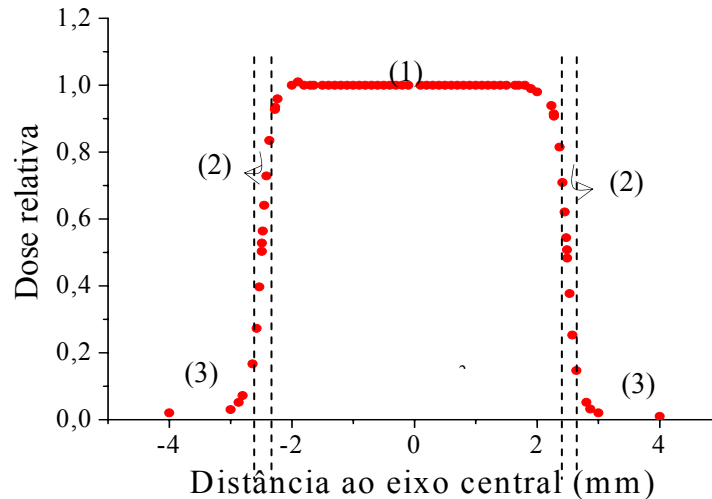


Figura 1.5. Regiões do perfil da dose absorvida (1) região central (2) região da penumbra e (3) região do umbral.

O perfil de campo deve apresentar as seguintes características: penumbra, uniformidade, planura e simetria.

A **penumbra**: Pode ser obtida a partir de um filme radiográfico ou de verificação, ou mediante um OS de água com rastreador automático. É definida como a distância lateral entre 80% e 20% da dose no eixo do feixe, a cada lado deste e à profundidade do máximo de dose. Este parâmetro deve ter uma tolerância de $< \pm 2\text{mm}$ [IAEA (2000)].

A **uniformidade** do perfil das doses absorvidas é medida geralmente por uma varredura ao longo do centro de ambos os eixos do feixe para varias profundidades no OS ou na água. Dois parâmetros que quantificam uniformidade do campo são a planura e simetria do campo.

A **planura** (F) do feixe é determinada encontrando-se no ponto de dose máximo $D_{\text{máx}}$ e mínima ($D_{\text{mín}}$) no perfil dentro de 80 % da largura do feixe e usando a relação [IAEA (2000)]:

$$F = 100 \times \frac{D_{\text{máx}} - D_{\text{mín}}}{D_{\text{máx}} + D_{\text{mín}}} \quad (1.6)$$

Este parâmetro deve ter uma tolerância de $< \pm 2\%$ [IAEA (2000)].

A **simetria** (S) do feixe determina-se na $z_{\text{máx}}$, que representa a profundidade mais sensível para avaliação desse parâmetro de uniformidade do feixe, que geralmente é definida como o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80% de sua largura total, ou seja [IAEA (2000)]:

$$S = 100 \times \frac{(D_{80\%}^{\text{esq}} - D_{80\%}^{\text{dir}})}{D_{\text{eixo}}} \quad (1.7)$$

Onde:

- S: simetria,
- $D_{80\%}^{\text{esq}}$: dose absorvida no lado esquerdo (80%),
- $D_{80\%}^{\text{dir}}$: dose absorvida no lado direito (80%),
- D_{eixo} : dose absorvida no eixo.

Este parâmetro deve ter uma tolerância de $< \pm 3\%$ [IAEA (2000)].

I.2 Dosímetros

Dosímetros são dispositivos capazes de permitir uma leitura da dose absorvida no seu sensor que é diretamente proporcional à quantidade da radiação que foi por ele absorvida [Attix (1986)]. Um dosímetro *ideal* deve possuir as seguintes características:

A **precisão** nas medidas da dosimetria especifica a reprodutibilidade das medidas em condições similares e podem ser estimadas pelos dados obtidos das medidas repetidas. Alta precisão se associa a um desvio padrão pequeno da distribuição dos resultados da medida. Esta incerteza está associada a flutuações ou características instrumental, condições ambientais e estocásticas própria do campo de radiação [Attix (1986), Podorska (2003)].

A **acurácia** nas medidas da dosimetria é a proximidade do valor médio das medidas ao valor esperado ou real da quantidade medida. A diferença entre eles é caracterizada como incerteza [Attix (1986), Podorska (2003)].

A **repetitividade** é “o grau de concordância entre os resultados de medidas sucessivas de uma mesma grandeza, efetuadas sob as mesmas condições” [INMETRO (2000)].

A **reprodutibilidade** é “o grau de concordância entre os resultados das medições de uma mesma grandeza efetuadas em tempos diferentes de medição” [INMETRO (2000)].

A **estabilidade** é “a aptidão de um instrumento de medição em conservar constantes suas características metrológicas ao longo do tempo” [INMETRO (2000)].

A **linearidade** é uma das características do comportamento de um dosímetro através da qual pode ser avaliada a proporcionalidade da sua resposta com o aumento da dose absorvida. Dois exemplos das características de respostas de sistemas dosimétricos são apresentados na *Figura 1.6*. A Curva “A” exibe primeiro linearidade com as doses absorvidas, depois um comportamento supralinear, e finalmente saturação. A curva “B” primeiro exibe linearidade e depois saturação com a dose absorvida [Podorska (2003)].

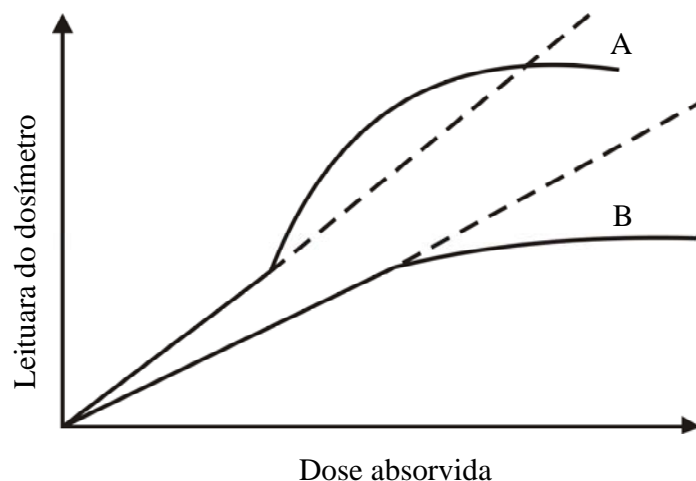


Figura 1.6. Características das respostas da dosimétricas de dois sistemas [Podorska (2003)].

A **sensibilidade** é a variação da resposta de um instrumento de medida dividida pela correspondente variação do estímulo” [INMETRO (2000)].

A **dependência com a taxa da dose**, idealmente, a resposta de um sistema de dosimetria, em duas taxas de doses: $(dM/dt)_1$ e $(dM/dt)_2$ (M = leitura) poderiam ser constantes. Na realidade, a taxa de dose pode influenciar nas leituras do dosímetro e correções devem ser aplicadas.

A **dependência energética**, a resposta de um sistema dosimétrico geralmente é função da qualidade do feixe da radiação (energia). Os sistemas dosimétricos são calibrados em qualidades específicas de feixe e são utilizados sobre uma gama de valores de energia. Assim a variação da resposta do sistema com qualidade da radiação deve ser corrigida. Idealmente, a resposta em energia deveria ser plana, desse modo do sistema seria independente da energia.

A **dependência direcional**, a variação da resposta de um dosímetro com o ângulo de incidência da radiação se conhece como dependência direcional ou angular. Os dosímetros exibem geralmente dependência direcional devido aos detalhes de construção geométrica e tamanho físico, e a energia da radiação incidente.

A **dependência espacial, resolução e tamanho físico**, a dose absorvida é uma grandeza pontual e o dosímetro deve permitir a determinação da dose absorvida num volume menor possível, para que a dose absorvida possa ser caracterizada.

I.2.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização (CI) é um dispositivo capaz de coletar cargas de um único sinal produzidas por elétrons secundários criados em um volume de ar de massa conhecida (*Figura 1.7a*). A radiação ionizante passa centralmente entre as placas (eletrodos coletores), sendo que uma diferença de potencial é aplicada entre as mesmas, para coletar íons produzidos (*Figura 1.7b*). O meio é ar, e o campo elétrico é da ordem de 100 V/cm. A placa superior atrairá as cargas negativas e as positivas irão para a placa inferior. Os íons se moverão na direção das linhas do campo elétrico, que estão tracejadas na *Figura 1.7b*.

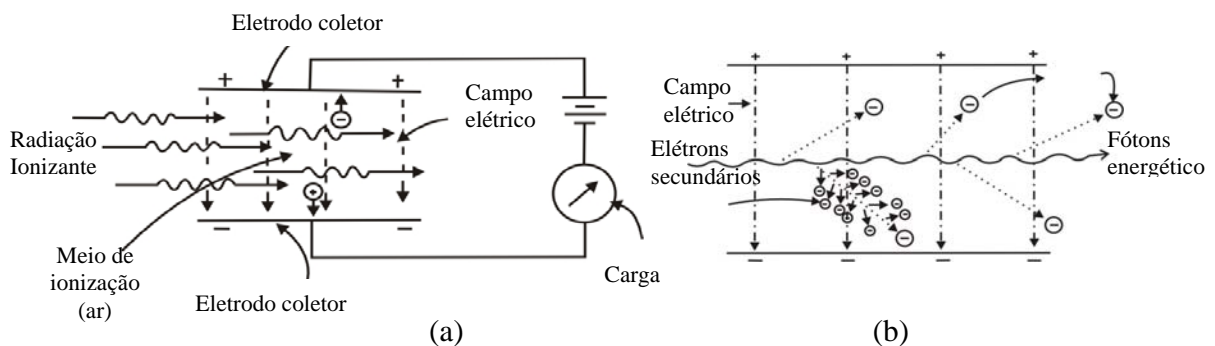


Figura 1.7. Funcionamento de um dosímetro gasoso. (a) Os íons e elétrons produzidos no gás pela radiação são coletados no ânodo e o catodo (b) Fótons incidentes criando elétrons através de interações fotoelétrica e compton (algumas vezes produção de pares) [Mahesh (1985)].

I.2.1.1 Formalismo para o cálculo da dose

O formalismo do protocolo TRS-277 [IAEA (1997)] é baseado no fator de calibração em termos de kerma no ar, enquanto que o protocolo TRS-398 [IAEA (2000)] é

baseado no fator de calibração em termos de dose absorvida na água. Porém, ele pode ser descrito por uma equação geral que é similar aos dois protocolos:

$$D = M_c \cdot N \cdot p_c \quad (1.8)$$

Onde:

- D : dose absorvida,
- M_c : leitura obtida corrigida para os fatores de influência,
- N : fator de calibração da câmara de ionização,
- p_c : produto dos fatores de correção.

Para o protocolo TRS-277 [IAEA (1997)], a equação (1.8) fica:

$$D_w(P_{eff}) = M_u \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{w,ar})_u \cdot p_u \cdot p_{cel} \quad (1.9)$$

Onde:

- $D_w(P_{eff})$: dose absorvida na água no ponto efetivo da medida,
- M_u : leitura corrigida pelos fatores de influência no feixe do usuário,
- $N_{D,ar}$: fator de calibração do conjunto dosimétrico em termos de dose absorvida no ar,
- $(S_{w,ar})_u$: razão dos poderes de freamento da radiação entre os meios água-ar no feixe do usuário,
- p_u : fator de correção de perturbação que corrige as diferentes propriedades de produção e espalhamento de elétrons na parede da câmara e no volume de água no feixe do usuário. Corrige também a diferença no espalhamento de elétrons na cavidade de ar e na água, a qual é substituída pela cavidade de ar,
- p_{cel} : fator de correção para o efeito de não equivalência do material do eletrodo central da câmara de ionização.

A equação para a leitura corrigida pelos fatores de influência no feixe do usuário é dada por:

$$M_u = M_1 \cdot P_{TP} \cdot k_s \cdot P_s \quad (1.10)$$

Onde:

- M_1 : leitura não corrigida do eletrômetro,
- p_{TP} : fator de correção para efeitos da temperatura e pressão em condições de não-referência,
- k_s : fator que corrige a resposta da câmara de ionização para o efeito da umidade,
- P_s : fator de correção para a incompleta eficiência na coleção de cargas no volume, da cavidade da câmara de ionização devido à recombinação iônica.

Para o protocolo TRS-398 [IAEA (2000)], a equação (1.8) se modifica para:

$$D_{w,Q(Z_{ref})} = M_Q \cdot N_{D,w,Q} \cdot Q_o k_{Q,Qo} \quad (1.11)$$

Onde:

- $D_{w,Q(Z_{ref})}$: dose absorvida na água na profundidade de referência Z_{ref} ;
- M_Q : leitura corrigida pelos fatores de influência no feixe de qualidade Q do usuário;
- $N_{D,w,Qo}$: fator de calibração do conjunto dosimétrico em termos de dose absorvida na água no feixe de calibração de referência (^{60}Co),

Q_{0,k_0,Q_0} : fator que corrige a diferença entre a resposta da CI no feixe de referência Q_0 , usado para a CI, e o feixe atual do usuário na qualidade Q .

Leitura corrigida pelos fatores de influência no feixe do usuário pode ser obtida pela relação dada na *equação (1.10)*.

$$M_u = M_1 \cdot h_{pl} \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (1.12)$$

Onde:

- M_1 : leitura não corrigida do eletrômetro,
- H_{pl} : fator que corrige a diferença na fluência dos elétrons no acrílico comparada com aquela em profundidade equivalente a água, para o caso em que se usa OS de acrílico,
- k_{TP} : fator de correção para efeitos da temperatura e pressão em condições de não referência,
- k_{elec} : fator de calibração do eletrômetro, no caso de ser calibrado separadamente da CI,
- k_{pol} : fator que corrige a resposta da câmara de ionização para o efeito da mudança de polaridade na tensão aplicada à câmara de ionização,
- k_s : fator de correção para a incompleta eficiência na coleção de cargas no volume da cavidade da CI, devido à recombinação iônica.

I.2.2 Dosimetria termoluminescente

A termoluminescência é a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado [Knoll (1989), Da Rosa (1998)]. Os primeiros TLDs, começaram a serem produzidos em Viena, em 1930, e junto surgiu o primeiro esboço da teoria TL por Daniels, que em 1950 propôs o uso de materiais TLs, e realizou as primeiras aplicações de dosimetria TL com LiF para medir radiação após testes com bombas atômicas. O trabalho de Daniels foi interrompido em 1955 e continuado mais tarde na Universidade de Wisconsin por Cameron, em colaboração com Daniels e Jhonson [Cameron (1968)]. Esses desenvolveram grande parte da instrumentação e técnicas de operação e a partir desses trabalhos vários tipos de TLDs e uma variedade de sistema de instrumentação, necessários para a avaliação das respostas destes dosímetros, tornaram-se disponíveis comercialmente a partir de 1960.

Os TLDs são aplicados cada vez mais em todas as áreas de dosimetria das radiações ionizantes tais como: pessoal [Casal et al. (1999), Julius, Van Dijk, (1999)], ambiental [Soares (2002)], médica [Kron, 1999], medições com feixes de elétrons [Marre et al. (2000)], fóton [Kron (1993), Townsend (2002), Meckbach (1996)], próton [Sabini et al. (2002), Bartolotta et al. (1999), Loncol et al. (1999)], nêutrons [Mukherjee et al. (1996), Coeck et al. (2002)] assim como, verificação do sistema de planejamento [Ángelo et al. (1999)] e dosimetria “in vivo” [Swinnen et al. (2004), Kalef-Ezra et al. (2002)].

O interesse é cada vez maior e também mais recentemente nas aplicações para campos pequenos [Duftschmid (1986), Bjarngard (1990), Duftschmid et al (1996)]. O TLD usando neste trabalho (LiF: Mg,Cu, P) está disponível comercialmente desde 1986 (GR-200, China) [Duggan (1998)].

I.2.2.1 Processo TL

O processo termoluminescente pode ser explicado qualitativamente com o auxílio de um esquema (*Figura 1.8*) que emprega o conceito de bandas dos sólidos com relação aos seus níveis eletrônicos de energia. Quando um cristal termoluminescente é exposto à radiação ionizante, este fornece energia aos seus elétrons no estado fundamental, na banda de valência, de tal modo que eles se tornam capazes de passar para uma banda de condução, deixando um buraco na banda de valência. O elétron e o buraco podem mover-se através do cristal até que ocorram recombinações, ou a sua captura em estados meta-estáveis de energia, denominados de armadilhas e localizados na banda proibida. Estas armadilhas estão associadas às impurezas ou imperfeições na rede cristalina que criam poços de potenciais locais. Se a distância entre os níveis de energia das armadilhas e da banda de condução for suficientemente grande, existirá somente uma pequena probabilidade, por unidade de tempo, dos elétrons escaparem de suas armadilhas por excitação térmica; à temperatura ambiente. A exposição contínua do material não resulta na emissão de luz imediata e sim em uma progressiva construção de pares elétrons-buracos armadilhados [Cameron (1968)]. A quantidade de luz emitida pelo material será proporcional à quantidade de energia absorvida da radiação incidente, fato este fundamental para a dosimetria TL.

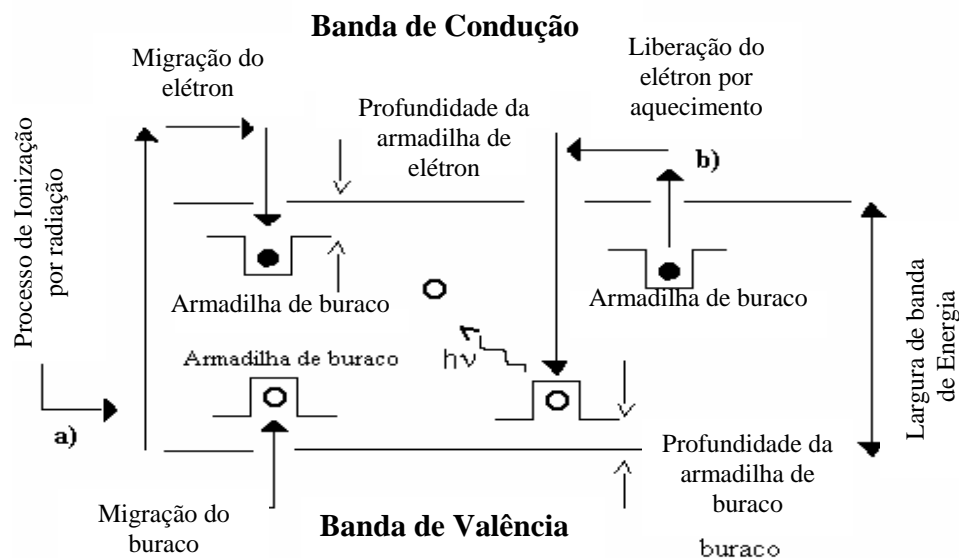


Figura 1.8. Diagrama do modelo de bandas para o processo termoluminescente [Pinheiro (2001)].

O TL pode ser descrito através da existência de dois estágios fundamentais, como apresentados a seguir:

Estágio 1: Condução e captura ou armazenamento da energia

Neste estágio se dá a perturbação do sistema em equilíbrio, levando-o para um estado meta-estável sendo a radiação ionizante um componente principal da alteração no sistema, assim para se armazenar a energia, é preciso localizar (armadilhar) esta energia em um lugar da

rede. A probabilidade de armadilhamento está relacionada com a concentração de lugares vazios = (N-x), onde N é o número total de armadilhas daquele tipo e x é o número dessas já ocupadas.

O processo de condução-captura durante a irradiação é fenomenologicamente considerado pela cinética química reação. Isto assume que este processo é uma reação entre a condução e armadilhas. No fósforo é considerado como uma reação irreversível de dois átomos e relacionado com a cinética de primeira ordem. O número de cargas armadilhadas no sólido é dado por:

$$d(N_i - x_i)/dt = -\alpha k_{i1}(N_i - x_i)R \quad (1.13)$$

A *primeira* parte da equação diferencial representa o número de troca inicial da armadilha no nível i-éssimo no processo de condução – captura durante a irradiação.

A *segunda* parte fornece a troca de números de cargas capturadas pela agitação térmica e/ou óptica durante a irradiação.

$$dy_i/dt = k_{i2}(x_i - y_i) \quad (1.14)$$

$$k_{i1} = s_{i1}(T)\exp(-E_{i1}/k_B T) \quad (1.15)$$

$$k_{i2} = s_{i2}(T)\exp(-E_{i2}/k_B T) \quad (1.16)$$

$$\alpha = \eta[1 - \exp(-E_d/k_B T)] \quad (1.17)$$

Onde:

- x_i : número de armadilhas (cm^{-3}) no nível de energia i^{th} ocupado pelas cargas,
- y_i : número de armadilhas (cm^{-3}) descarregadas no nível i^{th} ,
- E_{i1} : energia de ativação pela reação condução - captura entre a liberação das cargas no nível i^{th} , (eV),
- E_{i2} : energia de ativação pelo processo térmico desarmadilhamento das cargas armadilhadas no nível i^{th} , (eV),
- E_d : energia de ativação,
- N_i : número de armadilhas não cheias (cm^{-3}), inicialmente presentes no nível i^{th} ,
- R : energia absorvida no fósforo (eV),
- K_{i1} : taxa da velocidade constante (s^{-1}) para a reação condução-captura entre as cargas liberadas e armadilhadas,
- K_{i2} : taxa da velocidade constante (s^{-1}) para a reação de escape das cargas armadilhadas,
- K_b : constante de Boltzman,
- α : fração de sobrevivência das cargas liberadas, (eV^{-1}),
- η : constante (eV^{-1}),
- t : duração da irradiação.

O número residual n_i das cargas capturadas no nível i^{th} depois da irradiação é:

$$n_i = x_i - y_i$$

$$n_i = \frac{\alpha k_{i1} N_i R [\exp(-k_{i2} t) - \exp(-\alpha k_{i1} R t)]}{\left[1 + \left(\sum_{j \neq i} x_j / x_i \right) (\alpha k_{i1} R - k_{i2}) \right]} \quad (1.18)$$

A equação (1.18) expressa que o número de cargas armadilhadas não só função da energia ou dose absorvida, mas também da temperatura de irradiação, temperatura exotérmica devido a irradiação [Mahesh (1995)], poder de freiamento, fluxo de partículas carregadas e energia de ativação da reação na captura.

Estágio 2: Processo de emissão térmica ou liberação da energia (TL)

Neste estágio se dá o relaxamento do sistema estimulado termicamente trazendo de volta o equilíbrio do sistema. A termoluminescência pode também ser explicada por um modelo teórico formulado por Randall e Wilkins em 1945 e que é aceito até os dias de hoje. Este modelo baseia-se na distribuição de Boltzmann. Resumidamente, a intensidade de radiação produziria um número proporcional de cargas e/ou buracos que seriam armadilhados nas imperfeições do cristal. Essas armadilhas poderiam ser rasas ou profundas, dependendo da energia associada a seus potenciais. Quando fornecida uma energia externa, no caso a térmica, esta poderia ser suficiente para vencer a barreira de potencial da carga aprisionada e permitir que esta pudesse ser difundida no cristal ou se recombinar com um buraco armadilhado. Neste caso, um fóton de luz seria emitido. Este comportamento pode ser descrito analiticamente pela expressão:

$$\frac{\beta E}{k T_m^2} = s e^{-E / k T_m} \quad (1.19)$$

Onde:

- β : taxa de aquecimento,
- E : energia correlacionada com a profundidade da armadilha,
- k : constante de Boltzmann,
- T_m : temperatura do pico de emissão TL,
- $s(T)$: fator de frequência,
- n_c : densidade de estados na banda de condução = $2 (k T m^* / 2 \pi \hbar^2)^{3/2}$
- m^* : massa efetiva do elétron,
- v : velocidade térmica do portador livre = $(3 k T / m^*)^{3/2}$,
- S : seção de choque de captura.

Se a probabilidade de recombinação é maior que a probabilidade de liberação então, o defeito é um centro de recombinação, isto é: se $n_c S m > n_s(T) \exp(-E/kT)$, então é centro de recombinação, sendo m = densidade de cargas positivas armadilhadas. Se a probabilidade de liberação é maior que a probabilidade de recombinação, então o defeito é uma armadilha, isto é: se $n_s(T) \exp(-E/kT) > n_c S m$ então se dá a armadilha.

I.2.3 Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG)

O dosímetro de gel Fricke, combina os princípios básicos da dosimetria de gel com o método estabelecido do dosímetro de Fricke, pesquisado no nosso Departamento de Física Matemática da FFCLRP (Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto-SP) [Felipe (1999), Costa (2001), Caldeira (2004)]. Neste caso a resposta é causada pela oxidação induzida pela radiação de íons ferrosos para férrico. Geralmente na solução Fricke a absorção óptica de íons férricos utiliza na maior parte das análises, um comprimento de onda de 535 nm para avaliar o dosímetro, visto que no gel Fricke há uma influência diferente dos dois tipos de íons para os tempos de relaxação do próton da água. Esta técnica de tratamento vem sendo aplicada para a obtenção de medidas usando feixes de fótons [Chang Ming et al. (1997), Chauvenet, Nahum (1999), Ross et al. (1989), Novontny et al. (2001, 2002)], elétrons [Chang-Ming, Nahum (1997)], raios gama [Klassent et al. (1989), Chang Ming et al. (1997), Leghrouz (1988)] estudo de imagens [Olsson et al. (1989), Bero et al (1999), Kelly et al (1998), Greenstein (1986)]. A solução Fricke vem sendo aprimorada, ao longo do tempo de forma a minimizar sua oxidação espontânea em tempo e temperatura (estabilidade), melhorar seus limites de detecção da dose absorvida mínima e máxima (intervalo de detecção da dose) e aumentar a sensibilidade à dose de radiação. Como exemplo desse aprimoramento, varias soluções foram desenvolvidas, das quais podemos citar aquelas contendo: sulfato cérico, sulfato cúprico, sulfato cérico-cúprico e outras que mantendo como base o Fricke original adicionaram outros componentes para diferenciá-las, como exemplos têm-se solução sulfato ferroso-cúprico, tiocianato ferroso sulfato de amônia e a solução particular desse trabalho que é a solução Fricke Modificada, desenvolvida por Bero *et al* [Bero et al. (2000)].

I.2.3.1 Componentes do FXG

Os componentes do dosímetro FXG são apresentados na *Tabela II.4 (Item II.2.3)*.

I.2.3.2 Processo de Oxidação

Um fato interessante é que paralelo ao estudo da caracterização do dosímetro Fricke. Iniciou-se o programa do estudo das espécies químicas formada na água (radiólise) devido à radiação ionizante. Este auxilia hoje, no conhecimento dos efeitos biológicos em sistemas aquosos (tecidos humanos) devidos à radiação ionizante. A radiólise é o processo de oxidação no qual estuda-se os produtos moleculares e radicais livres na água devido à radiação ionizante, formados pela ionização e excitação na água. Como o dosímetro Fricke é formado principalmente por água (95 à 98%) [Mahesh (1995), Johns, (1984)], a radiólise é a responsável pelo desencadeamento dos processos de oxidação característicos do dosímetro Fricke. Os processos considerados para a radiólise e oxidação passam por estágios até que seus produtos possam ser obtidos. Os estágios considerados são: o físico, o químico e as reações do Fe^{2+} .

Estágio Físico

A energia incidente é transferida ao sistema químico em 10^{-16} s. Neste intervalo a molécula da água passa pelo processo de:

- $[\text{H}_2\text{O} \xrightarrow{\text{Radiação}} \text{H}_2\text{O}^+ + \text{e}^-]$ Ionização
- $[\text{H}_2\text{O} \xrightarrow{\text{Radiação}} \text{H}_2\text{O}^*]$ Excitação

O fóton ionizante proporciona através dos efeitos fotoelétrico, compton e produção de pares, um Kerma suficiente para provocar ionizações secundárias nesse meio. Essas ionizações são distribuídas heterogeneamente pelo caminho, formando grupos de espécies que variam de tamanho de acordo com a energia depositada pelo elétron primário [Johns (1984), Attix (1986)]. Na água, o grupo de espécies formadas por uma energia menor que 100 eV é denominado *Spurs*, no qual contém aproximadamente 10 espécies. Acima dessa energia, pode ser criado um conjunto de *Spurs* denominado *Tracks* que se ramifica do traçado original.

Estágio Físico-químico

O sistema alcança o equilíbrio térmico no 10^{-11} s ou menos, as espécies formadas na ionização e excitação sofrem imediatamente reações nos locais ou muito próximo de suas origens (*Spurs*). Na ionização, a espécie H_2O^+ reage com as moléculas H_2O da vizinhança, formando o produto molecular H_3O^+ e o radical OH^* .



O elétron e^- , liberado no processo, se desloca até reagir com a água, transformado-se em um elétron aquoso.

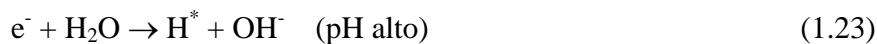


Na excitação, a molécula H_2O^* é dissociada no átomo de hidrogênio H e no radical hidroxila OH^* .



Estágio químico

O equilíbrio químico é estabelecido através da difusão e reação química das espécies primárias (e^- , OH^* , H , H_3O^+ , e H). Essas se difundem pelo sistema, reagindo com a água e com elas mesmas, resultando em espécies secundárias. As futuras possíveis reações são:



No estudo sobre a radiólise da água realizado por Boyd [Ross (1989)], existe em média 40 reações envolvendo varias espécies, que na grande maioria só estão presentes na solução durante a exposição da radiação. Nesse estudo é verificado que na radiólise da água estão presentes seis espécies estáveis, H^+ , OH^- , H_2O , H_2 , O_2 e H_2O_2 .

Mecanismo de reação ou processos de Oxidação

O Rendimento Químico do íon férrico $G(Fe^{3+})$ poderia ter sua justificativa através de um processo direto, onde a radiação retira um elétron do Fe^{2+} .



Entretanto, o processo descrito na equação (1.30) não contribui significativamente com o aumento da concentração de Fe^{3+} , assim a mudança química ocorre devido a processos indiretos e o rendimento químico se dá pelas espécies secundárias formadas na radiólise da água.

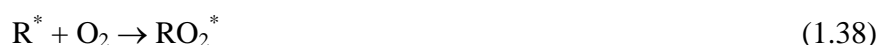
As espécies secundárias funcionam como agentes oxidantes que contribuem individualmente para o valor de $G(Fe^{3+})$. As espécies são os radicais de Hidrogênio H^* , os radicais Hidroxila OH^* e as moléculas de Peróxido de Hidrogênio H_2O_2 [Attix (1986), Costa (2001)].



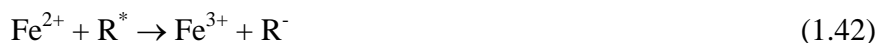
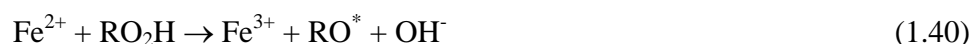
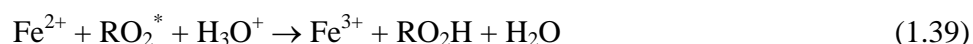
Na solução Fricke aquosa o radical hidrogênio oxida indiretamente três íons ferrosos pelas reações (1.32), (1.34) e (1.35), o peróxido oxida duas vezes, uma diretamente (1.20) e outra indiretamente (1.30), a hidroxila só oxida uma vez diretamente (1.21), assim o valor do $G(Fe^{3+})$ pode ser estabelecido como a soma das contribuições individuais de cada agente oxidante, $G(Fe^{3+}) = 3G(H^*) + 2 G(H_2O_2) + G(OH^*)$.

Na solução FXG, as espécies formadas pela radiólise da água, devido à radiação ionizante, não são alteradas com a presença da gelatina e do AX, contudo, esses componentes provocam um aumento dos íons férricos no processo de oxidação.

Na gelatina, estão presentes as macromoléculas RH, que reagem com as espécies da radiólise formando os macroradicais.



Também, novos processos de oxidação contribuem para o aumento da concentração de íons férricos.



Mesmo tendo a função principal de indicar o íon férrico, o AX contribui para o aumento da oxidação dos íons ferrosos [Appleby (1991)]. Esse processo é mais evidenciado para grandes concentrações de Alaranjado de Xylenol (AX).



Essas novas reações, devidas aos compostos do FXG, é que o torna tão sensível.

1.2.5 Dosimetria por filmes radiográficos

O filme radiográfico é formada de uma emulsão fixada numa base do material plástico, que contém, em suspensão, cristais microscópicos de brometo de prata (AgBr) em material gelatinoso. Quando a radiação interage com estes cristais, eles ficam susceptíveis às mudanças químicas, e formado o que é conhecida como “imagem latente”. Depois da exposição, quando o filme é “revelado”, os cristais expostos à radiação se reduzem a pequenos grãos de prata metálica. Posteriormente o filme é fixado através de uma solução química, que remove cristais de brometo de prata e endurecendo a gelatina da emulsão, não afetando a prata metálica. A prata retida no filme, é responsável pelo enegrecimento, que é proporcional à quantidade da radiação absorvida. A radiação interage diferentemente com os tecidos distintos do corpo produzindo “sombras” de graus de escurecimento num filme. O padrão da resposta observado por diferentes graus de enegrecimento do filme revelado é medido pela densidade ótica (DO). Esse grau de enegrecimento em cada região do filme está inteiramente relacionado à variação de intensidade do feixe de raios-X que nele incide.

A DO é determinada pelos valores numéricos fornecidos pelo densitômetro, em função da quantidade de luz transmitida por uma espessura de uma área do filme, assim a DO é definida por:

$$DO = \log I_0 / I \quad (1.48)$$

Onde:

DO: densidade ótica,

I_0 : intensidade da luz visível incidente sobre uma pequena área do filme,

I : intensidade da luz transmitida pela mesma área do filme,

I_0/I : mede a opacidade do filme,

I/I_0 : mede a fração de luz transmitida pelo filme e é denominada transmitância.

Curva Característica

A curva característica ou sensitométrica de um sistema tela-filme (*Figura 1.9*), relaciona a DO com a quantidade de radiação (logaritmo da exposição) que foi usada, esta pode ser dividida em três partes distintas: na parte inferior, a DO independe da exposição, sendo com o filme irradiado ou não (densidade da base mais véu); na região central, a DO incrementa proporcionalmente com o algoritmo da exposição; e na parte superior, ocorre a saturação, quando a DO permanece constante, mesmo com o aumento da exposição. Os comportamentos da curva característica são similares para todos os filmes. No entanto, a forma exata depende do tipo de emulsão, das condições de processamento da energia da radiação. .

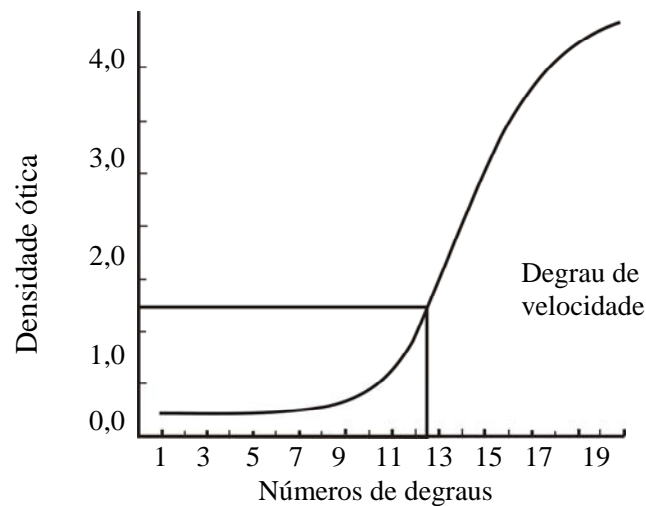


Figura 1.9. Curva caraterística do filme.

I.3 Radiocirurgia

A radiocirurgia consiste na aplicação de altas doses de radiação em um volume intracranial pequeno, bem definido e localizado por meio de um Acessório Geométrico Estereotático (AGE) ou marco estereotático (*Figura 1.10a*), através da aplicação de feixes finos múltiplos e concêntricos. Esta técnica permite concentrar a radiação no volume alvo de tal forma que a queda das doses periféricas é muito rápida, evitando-se que as estruturas circunvizinhas recebam altas doses. A radiocirurgia foi desenvolvida e aplicada pela primeira vez pelo Dr. Lars Leksell em 1951, utilizando o princípio da estereotaxia e um equipamento de raios X de *orthovoltagem* que era movimentado em diferentes direções ao redor e acima da cabeça do paciente, com o objetivo de se obter o efeito anteriormente mencionado. Em 1958, utilizou-se um feixe de prótons gerado por um ciclotron da Universidade de Uppsala (Suécia). Na busca de um equipamento mais simples e menos oneroso, o professor Leksell desenhou um equipamento que utilizava 179 fontes de ^{60}Co para produzir raios gama concêntricos, o que deu lugar à primeira unidade de radiocirurgia por radiação gama, permitindo que o primeiro tratamento fosse iniciado em 1967. Os sistemas atualmente utilizados para radiocirurgia são compostos por um acelerador linear (Linac) convencional, modificado por acessórios geométricos (*Figura 1.10*) para a melhoria da coincidência do giro da maca, cabeçote e colimador dentro de uma esfera de incerteza de ± 2 mm de diâmetro, além de melhorar a estabilidade da maca [Webb (1993), Pinza (2002)].

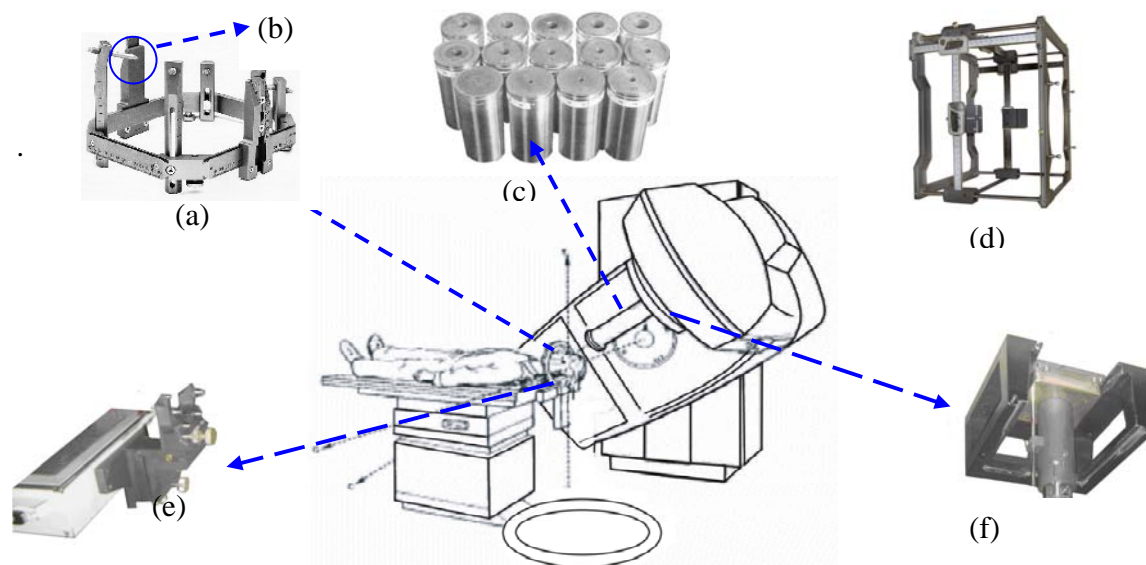


Figura 1.10. Sistema estereotático (a) AGE, (b) pino de fixação, (c) cones, (d) caixa referencial digital (sistema de localização de coordenadas), (e) suporte corretor de desvios (sistema de fixação do anel estereotático na mesa de tratamento), (e) bandeja porta-colimador e (f) porta-colimador

I.3.1 Procedimento

O tratamento de radiocirurgia compreende etapas nas que intervém em forma conjunta, o neurocirurgião, o radioterapeuta, o físico médico e o técnico. A seguir deste tipo de tratamento é apresentado:

Colocação do AGE

A colocação do AGE (*Figura 1.10a*) no crânio do paciente, é feita pelo neurocirurgião, o radioterapeuta e o físico. Este é fixado por 4 pinos, que são cilindros de teflon com uma ponta cônica de metal ou cerâmica (*Figura 1.10b*). O neurocirurgião tem que se assegurar que a colocação do AGE seja ótima e que fique sempre na mesma posição durante a irradiação, já que é a base para o planejamento e administração da dose absorvida no tratamento

Aquisição de imagens

Depois da colocação do AGE, se fazem os exames diagnósticos necessários para a localização do volume alvo e o planejamento do tratamento. Cada exame fornece a informação única acerca da posição do alvo, assim como da posição dos tecidos saudáveis. Os três procedimentos diagnósticos mais comuns usados para a localização estereotática são: angiografia, tomografia computadorizada (CT) e ressonância magnética (RM). A angiografia fornece informação única relativa as estruturas vasculares e o CT e RM fornecem informação acerca do alvo e anatomia normal, permitindo um modelo tridimensional completo da anatomia intracranial do paciente. Para todos os exames diagnósticos existe um dispositivo de referência espacial que é fixado ao AGE (fiduciais) 2 laterais e 1 frontal, permitindo a posição espacial dos tecidos com o sistema de coordenadas do AGE. Para angiografia as referências usadas são placas de acrílicos com quatro marcadores radiopacos, que definem os vértices de um quadrado (*Figura 1.11a*). Os fiduciais empregados no CT e RM, mesmo sendo de materiais diferentes, os dois tem forma de "N" (*Figura 1.11b*). Sendo esta etapa uma das mais importantes do procedimento, é necessário determinar a resolução e distorção geométrica das imagens obtidas.

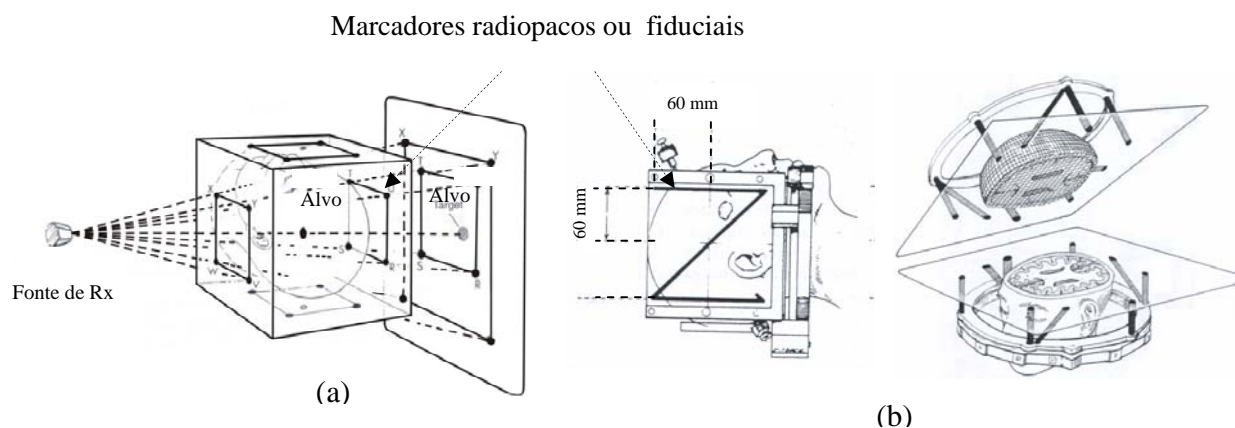


Figura 1.11. (a) Projeção dos fiduciais na angiografia digital (b) posição dos fiduciais no crânio do paciente para as imagens da TC ou RM (c) Projeção dos marcadores nos cortes TC ou RMI [Friedman (2000)].

A resolução das imagens está associada ao tamanho do pixel e espessuras do corte que podem proporcionar os equipamentos das imagens, o que limita a acurácia (exatidão) com a que se possa localizar um ponto específico ou determinar as bordas do volume de tratamento. A distorção está associada ao deslocamento dos pontos ou a uma escala incorreta, especialmente para as imagens por RMI ou angiografia digital.

Planejamento do tratamento

As imagens são transferidas ao sistema de planejamento, onde dependendo do caso, são fusionadas, para uma melhor definição do volume alvo e tecidos saudáveis. Logo depois o físico médico começará por colocar o isocentro, e definir o diâmetro do colimador, para logo colocar os arcos de tratamento, considerando os giros do cabeçote e da maca, como mostrado na *Figura 1.12*. Depois é definida a dose absorvida prescrita. Este planejamento de tratamento é aceito pelo radioterapeuta, neurocirurgião e o físico médico.

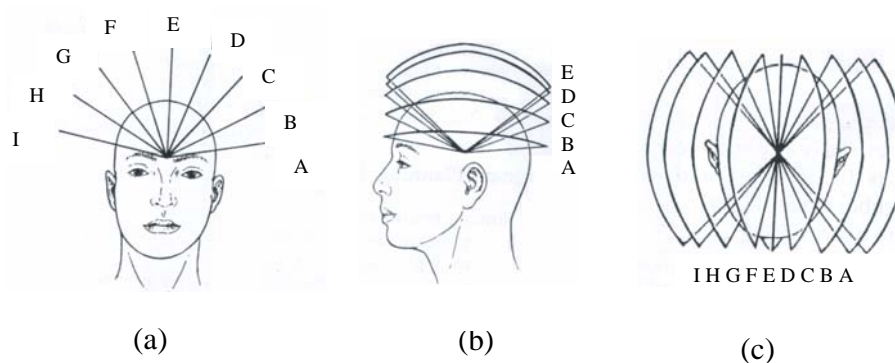


Figura 1.12. Projeção dos arcos no tratamento radiocirúrgico nos cortes (a) coronal (b) sagital e (c) axial [Friedman (2000)].

Administração do tratamento

Depois de serem feitos os CQ do linac antes do tratamento, o planejamento é simulado no Linac, para se evitar colisões do cabeçote com a maca. Assim, o paciente é colocado na maca do Linac, e fixado na maca com ajuda do corretor de desvios (*Figura 1.10e*), da caixa estereotática (*Figura 1.10d*) encaixada no AGE, o isocentro é localizado com as coordenadas fornecidas no planejamento, só depois a irradiação dos arcos planejados têm início (*Figura 1.13*). Uma vez finalizada a irradiação de cada um dos arcos, o paciente é retirado do Linac e o neurocirurgião retira o AGE.

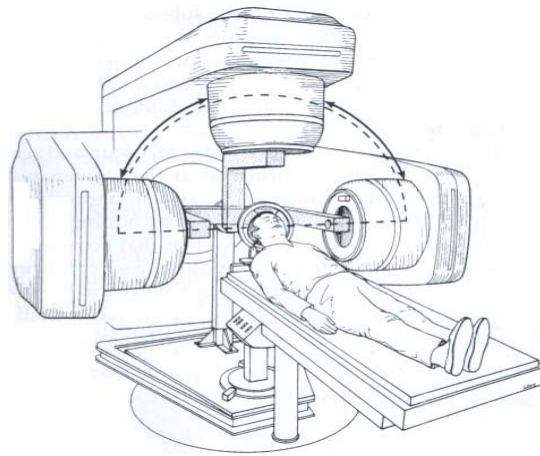


Figure 1.13. Administração do tratamento radiocirúrgico [Friedman (2000)].

I.3.3 Dosimetria

Uma vez que a aplicação do programa do sistema de planejamento destina-se exclusivamente a volumes alvos, localizados na região intracraniana, assume-se que os tecidos envolvidos sejam equivalentes à água e desta forma o cálculo da dose pode ser simplificado sem perda de precisão. Essa simplificação aumenta substancialmente a velocidade com que o sistema calcula a distribuição de dose tridimensional. A dose é calculada numa matriz espacial com coordenadas estereotáticas conhecidas. Para o cálculo da distribuição de doses e unidades monitores, o sistema de planejamento requer os seguintes parâmetros: RTM e F_c para cada cone; fatores de dose fora do eixo central do campo circular de radiação (fator *off-axis*); e o fator de calibração do acelerador linear, para as condições de referência de calibração [Da Cruz (2002)].

O cálculo das unidades do monitor (UM) liberadas para cada arco t é dado por:

$$UM = \frac{D}{CRP \cdot F_c \cdot TMR(\text{médio})} \cdot \frac{w(t)}{\sum_{i=1}^m w(t)} \quad (1.49)$$

Onde:

- UM: unidades de monitor (tempo),
- D: dose prescrita (cGy),
- w(t): peso relativo do arco t,
- m: número de posições da mesa,
- CRP: taxa de dose calibrada (1 cGy/UM),
- F_c: fator de campo,
- TMR: razão tecido meio.

A dose de um campo individual (D_i) num ponto P é dada por:

$$D_i(P) = \left(\frac{DFI}{(DFI + b)} \right)^2 F_c TMR \cdot OAF(q') \quad (1.50)$$

Onde:

- $D_i(p)$: dose absorvida no campo individual no ponto p,
- F_c : fator de campo,
- $TMR(d)$: razão tecido meio,
- $OAF(q)$: fator de dose fora do eixo central, em função da distância lateral q' ao eixo do feixe na profundidade do isocentro (expresso como a porcentagem do valor no eixo central do feixe),
- DFI : distância fonte isocentro,
- b, d, q' : conforme ilustrados na *Figura 1.12*.

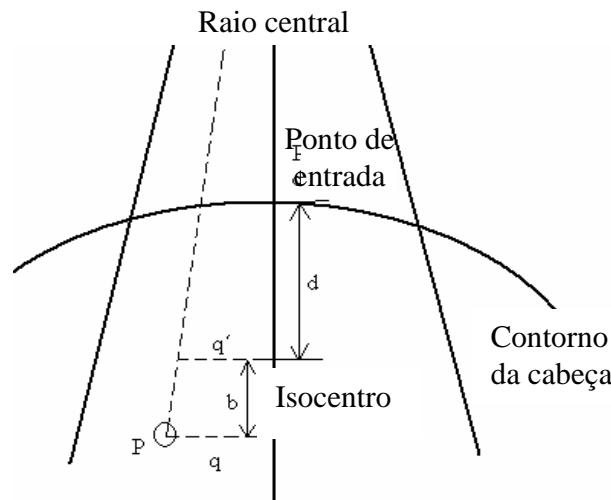


Figura 1.14. Configuração geométrica usada no cálculo da dose num ponto para radiocirurgia [Da Cruz [2002]].

A dose total D no ponto P , obtida pela técnica de irradiação isocêntrica de arcos convergentes, é dada por:

$$D_t(P) = CRP \cdot \sum_{i=1}^m \left(\frac{m}{n(t)} \cdot MU(t) \cdot DS(P) \right) \quad (1.51)$$

Onde:

- $D_t(P)$: dose absorvida total no ponto P ,
- $D_i(p)$: dose absorvida no campo individual no ponto p ,
- $n(t)$: número de campos individuais simulado o arco t ,
- m : número de posições da mesa, isto é, o número de arcos,
- $UM(t)$: unidades monitor pré-calculadas para o arco t ,
- CRP : taxa de dose calibrada para o acelerador.

Uma vez que os valores de RTM e F_c são definidos como doses relativas para a dose no ponto de referência (isto é, no isocentro), a distribuição da dose absorvida é calculada em valores absolutos de dose. Para a liberar a dose absoluta, indicada no protocolo de tratamento, o número de unidades no monitor do acelerador linear tem que ser $UM(t)$ para o arco t .

I.4 Garantia e controle de Qualidade na Radioterapia

I.4.1 Definições

Garantia da Qualidade (GQ): A GQ são todos os planos e ações sistemáticas necessários para proporcionar a confiança adequada que um produto ou serviço necessita para satisfazer os requisitos básicos para a qualidade [ISO 9000 (1994)]. Este é o sistema que verifica os dispositivos técnicos ou instrumentais para avaliar se o equipamento implicado no processo da radioterapia satisfaz todas as especificações e requerimentos (funcionamento qualitativo e quantitativo). Inclui principalmente a inspeção e verificação, segundo o Protocolo da GQ [IAEA (2000)]. Para se desenhar um protocolo útil da GQ, deve-se familiarizar com um número de termos na inspeção da qualidade e a hierarquia. Uma descrição do sistema é apresentada na *Figura 1.15*.

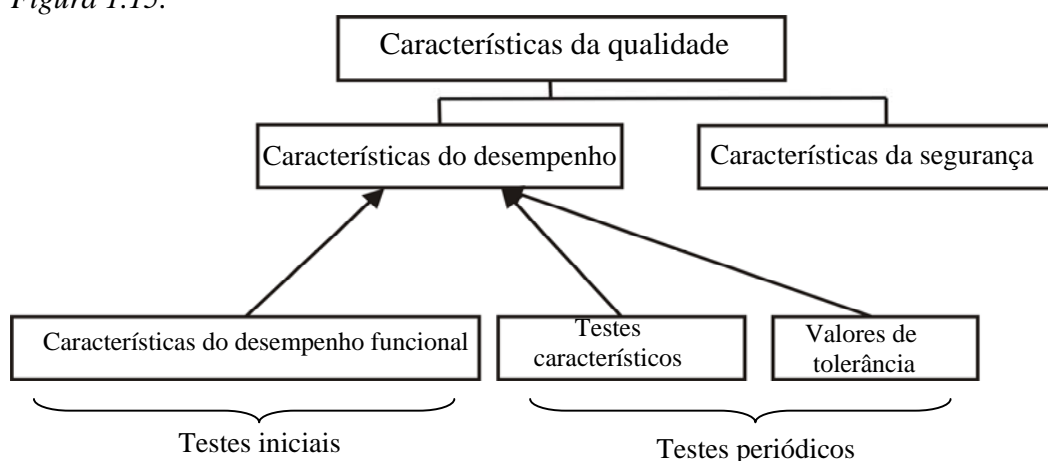


Figura 1.15. Termos e hierarquia para uma inspeção da GQ [Podorska, 2003].

Controle da Qualidade (CQ): Processo regulador com a qual se mede o funcionamento real da qualidade, comparado com padrões existentes, e finalmente a aplicação das ações necessárias para guardar ou recuperar a conformidade com os padrões [ISO (9000, 1994)]. O CQ é uma porção da GQ, englobando as técnicas operacionais e as atividades usadas cumprindo a verificação que os requerimentos da qualidade estejam resolvidos, para assim ajustar e corrigir o funcionamento, no caso dos requerimentos não cumprirem o esperado.

I.4.2 GQ e CQ na teleterapia

São todos os procedimentos que asseguram a consistência da prescrição médica e do cumprimento seguro dessa prescrição, no volume alvo, e fornecem as doses absorvidas mínimas nos tecidos saudáveis, exposição mínima ao pessoal diretamente envolvido com os tratamentos, e ao monitoramento adequado do paciente dirigida à determinação do resultado final do tratamento [WHO (1988), Borrás (1997), IAEA (2004)]. Os procedimentos da GQ e CQ na radioterapia tem como objetivos:

- Reduzir as incertezas e erros: na dosimetria, no planejamento do tratamento, no funcionamento dos equipamentos, tratamento, etc., melhorando a acurácia e a precisão dosimétrica e geométrica da administração da dose absorvida.
- Reduzir a probabilidade de acidentes e erros que acontecem, aumentando a probabilidade de reconhecer os erros para serem logo retificados, de tal maneira que se reduz as conseqüências para o tratamento do paciente [ESTRO (1998)].
- Permitir uma intercomparação confiável dos resultados de radioterapia entre diversos centros, assegurando dosimetria e tratamento exatos, como previsto com o programa postal de CQ.

Programa da GC e CQ

Existem diferentes recomendações [Williams, Thwaites (2000)] e protocolos com os requerimentos de GQ e CQ para os equipamentos da radioterapia [IEC (1997), AAPM (1994, 1983), IPEM (1999)], onde são apresentados os testes, suas frequências e tolerâncias recomendadas.

Um programa geral de GQ e CQ para o equipamento inclui:

- Especificações iniciais, testes de aceitação e o comissionamento, incluindo a calibração caso necessária,
- Testes de GQ, verificações de rotina estabelecidas de forma periódicas para cada equipamento,
- Testes adicionais, após qualquer reparação, intervenção ou ajuste significativo, assim como a manutenção preventiva [Derreumaux et al (1995)],
- Um plano preventivo para a manutenção do programa, de acordo com as recomendações do fabricante.

I.4.3 GQ na radiocirurgia

A GC na radiocirurgia é um programa multidisciplinar, não somente para a radioterapia, mas também para a radiologia e neurocirurgia assegurando a entrega exata da dose absorvida prescrita ao volume alvo no paciente, e redução ao mínimo das doses aos outros tecidos

Para se estabelecer um programa de GC na Radiocirurgia, deve-se iniciar com o comissionamento ou testes de aceitação, assim se testará as especificações fornecidas pelo fabricante, seguidos pelos controles periódicos que assegurarão o bom funcionamento dos equipamentos (diagnósticos e de tratamento) [Ramani et al. (1985), Mack et al. (2002), Ramaseshan, Heydarian (2003)], do sistema de planejamento, assim como os protocolos de tratamento [Mckerracher, Thwaites (2002), Verellen et al. (1999), Tsai et al. (1996)], oportunidades da educação contínua do pessoal envolvido diretamente com o tratamento. A exatidão na radiocirurgia estereotática é limitada pelos erros nos procedimentos que para um tratamento adequado deverá considerar desde a aquisição das imagens, a determinação do volume alvo, o planejamento da dose, até a resposta biológica do paciente. O protocolo de CQ na radiocirurgia está baseado nessas três categorias:

- CQ do equipamento (Linac) e do sistema de planejamento, prévios ao dia do tratamento (calibração, testes periódicos) [IAEA (2000), Guzman et al. (2002)],
- CQ do equipamento (Linac) no dia do tratamento [IAEA (1994)],
- CQ do processo clínico [AAPM (2005), Mckerracher, Twaites (2002), Tsai et al. (1996), Cernica et al. (2005)].

CAPÍTULO II: MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais utilizados e a metodologia envolvida na obtenção dos resultados experimentais deste trabalho e as irradiações dos dosímetros para campos quadrados, para as medidas das características dosimétricas, foram realizadas com um acelerador linear (Varian/Clinac 2100) com energias de fótons de 6 e 10 MV, do Serviço de Radioterapia do Centro Universitário de Combate ao Câncer (CUCC) e do Hospital Universitário da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ-RJ). As irradiações com cones de radiocirurgia, para as medidas das características dosimétricas e os testes de CQ foram realizadas com um acelerador linear (Siemens/Mevatron) com energias de fótons de 6 MV, do Serviço de Radioterapia do Centro de Tratamento Oncológico de Petrópolis-RJ e para a calibração dos TLDs foi utilizada uma fonte de ^{60}Co (Siemens/Theratron 780C) do Hospital Beneficência Portuguesa em Ribeirão Preto-SP.

As leituras dos dosímetros TLDs, assim como as análises dos filmes foram feitas no Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da UERJ, as leituras dos dosímetros FXG foram feitas com um leitor protótipo, desenvolvido pelo Grupo Radiare no Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras da Universidade de São Paulo (DFM-FFCLRP-USP) [Petchevist (2006), Zaias (2006)].

II.1 Objeto simulador

A seguir serão apresentados os objetos simuladores (OSs), projetados e fabricados para o desenvolvimento deste trabalho.

II.1.1 Objeto simulador do tipo I

Esses objeto simulador (OS) foi produzidos em acrílico, porque este material apresenta propriedades adequadas para o uso em dosimetria, sendo sua densidade de $1,19 \text{ g/cm}^3$ e número atômico efetivo de 7,42 [Johns (1984)]. Possuem forma cúbica com dimensões de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e placas de acrílico com diferentes espessuras (0,5; 1, 2 e 3 cm), assim como placas para inserção dos dosímetros.

Objeto simulador Ia

O OS Ia com uma placa para colocação da CI foi utilizado para medidas de calibração e de características dosimétricas, tanto para campos quadrados, quanto para os campos circulares dos cones de radiocirurgia (*Figura 2.1*).

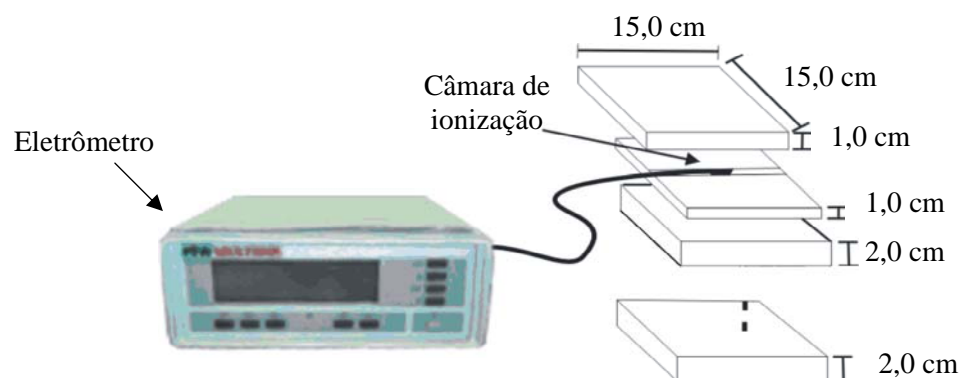


Figura 2.1. Objeto simulador Ia usado para a inserção da CI, conectada ao eletrômetro.

Objeto simulador Ib

O OS Ib, com a placa utilizada para as inserções dos TLDs em miniatura, foi utilizado para a calibração dos dosímetros e obtenção das características dos feixes de fótons, tanto para campos quadrados, quanto para os circulares dos cones de radiocirurgia (Figura 2.2).

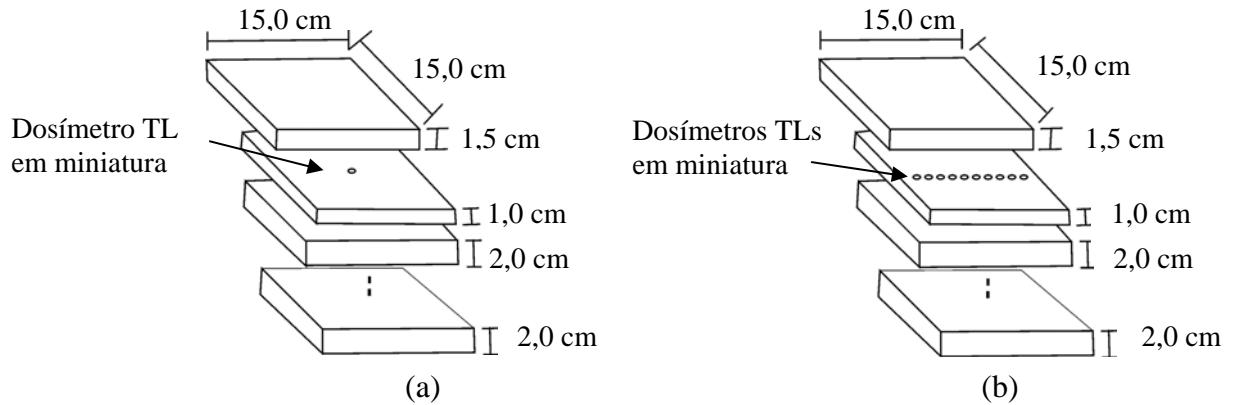


Figura 2.2. Objeto simulador Ib para as inserções dos TLDs (a) para as medidas de calibração, F_c , PDP e RTM e (b) perfil.

Objeto simulador Ic

O OS Ic, com a placa utilizada para as inserções das cubetas contendo o dosímetro FXG, foi utilizado para a calibração dos dosímetros e obtenção das características dos feixes de fótons, tanto para campos quadrados, quanto para os circulares dos cones de radiocirurgia (Figura 2.3).

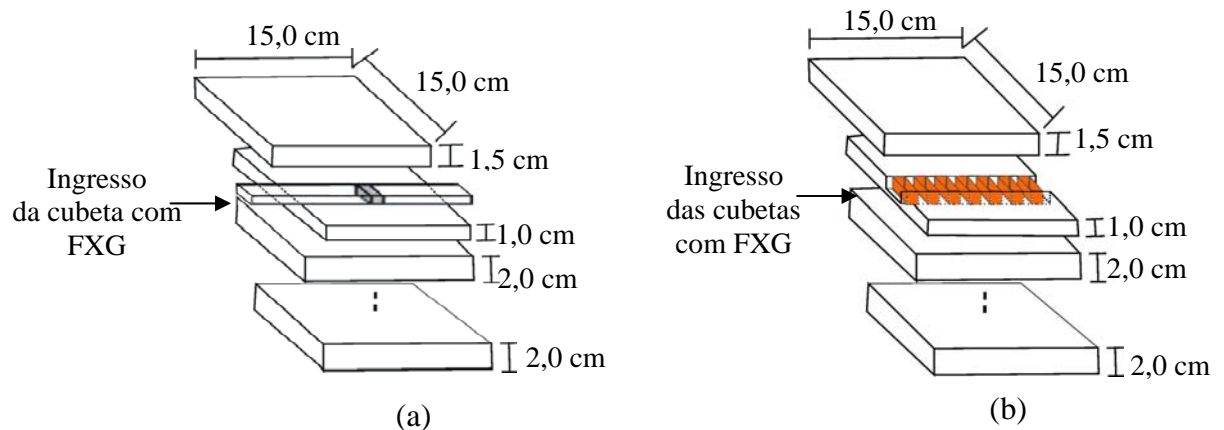


Figura 2.3. Objeto simulador Ic para as inserções dos dosímetros FXG (a) para as medidas de calibração, F_c , PDP e RTM e (b) perfil.

Objeto simulador Id

O OS Id, com a placa utilizada para as inserções dos filmes, foi utilizado para a calibração dos dosímetros e obtenção das características dos feixes de fótons, tanto para campos quadrados, quanto para os circulares dos cones de radiocirurgia (Figura 2.4).

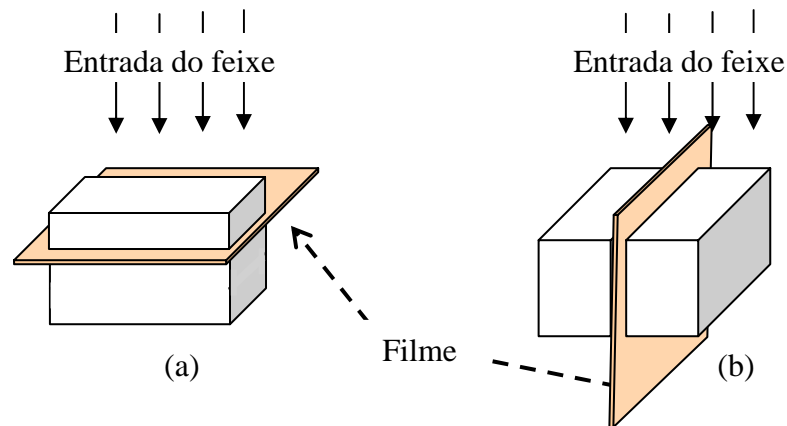


Figura 2.4. Objeto simulador Id, para as inserções dos filmes (a) para as medidas de calibração, F_c , perfil e RTM e (b) PDP.

II.1.2 Objeto simulador do tipo II

Esses OSs também em acrílico, possuem forma cilíndrica para simulação do crânio humano e foram projetados para a avaliação postal do CQ na radiocirurgia, sendo assim o mesmo deveria ser leve para facilidade de expedição, fácil de manipular e que permitisse o uso de diferentes dosímetros. Os resultados obtidos com os OS IIc e IId devem coincidir com os dados fornecidos pelo sistema de planejamento, usado no tratamento radiocirúrgico.

Objeto simulador IIa

O OS IIa em acrílico com diâmetro de 16 cm, comprimento de 21 cm e espessura 0,5 cm, possui internamente outro cilindro de acrílico com o diâmetro de 7 cm, comprimento de 10 cm e espessura de 0,5 cm o qual serve para a inserção dos outros OS. O cilindro maior tem uma entrada para água o que faz com que o mesmo tenha maior facilidade de ser transportado. Também tem-se um porta-OS em acrílico, para a segurança do cilindro maior contra quedas, como esquematizado na *Figura 2.5*.

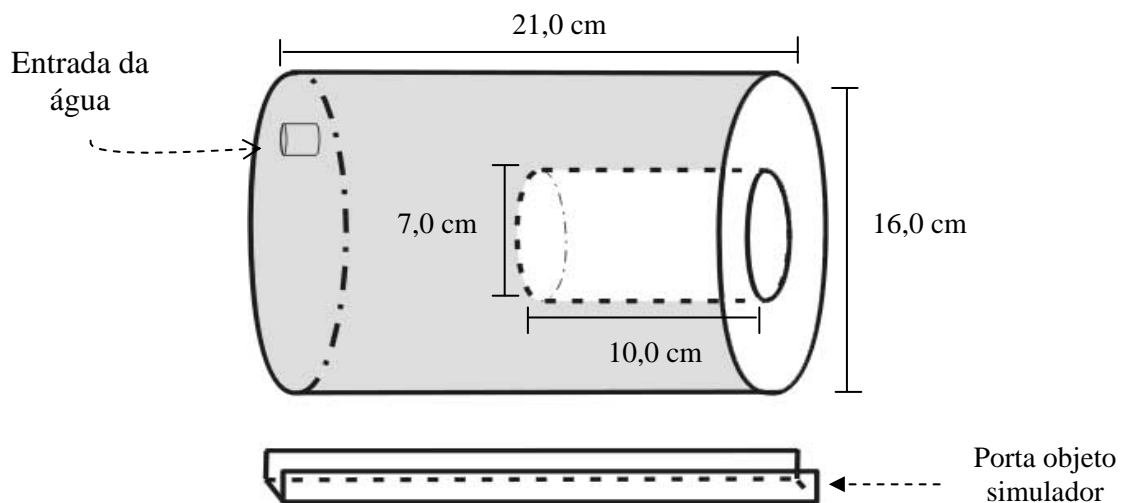


Figura 2.5. Objeto simulador IIa, utilizado como simulador de cabeça, para avaliação do CQ postal na radiocirurgia.

Objeto simulador IIb

O OS IIb, constitui-se de fatias de acrílico com diâmetro de 7 cm, espessuras de 2 e 3 cm. Essas contêm marcadores de pontos (bolinhas de 3 mm de aço) que definem os posicionamentos dos alvos. Uma das fatias contém um pequeno cilindro com 2 cm de diâmetro e 2 cm de comprimento com ar o qual define o volume usado como alvo para o cálculo da distribuição da dose no sistema de planejamento na radiocirurgia. Essas fatias foram colocadas dentro de um outro cilindro oco, feito de acrílico, como mostrado na *Figura 2.6*.

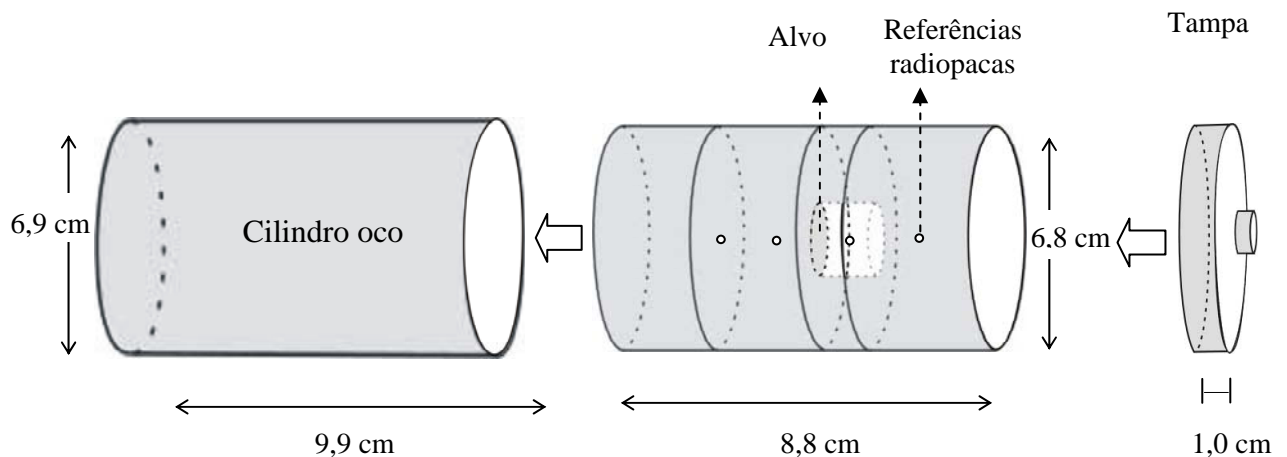


Figura 2.6. OS IIb com alvo para tirar tomografias a serem usadas no planejamento radiocirúrgico, como parte do CQ postal. Este objeto simulador será inserido no objeto simulador IIa para as irradiações.

Objeto simulador IIc

Este cilindro tem as mesmas dimensões do OS IIb, com fatias de acrílico com diferentes espessuras (1, 2 e 5 cm), como mostrado na *Figura 2.7*. Os dosímetros TLDs foram colocados em várias fatias a serem posicionados dentro do cilindro oco em pontos no centro e fora do centro do volume alvo.

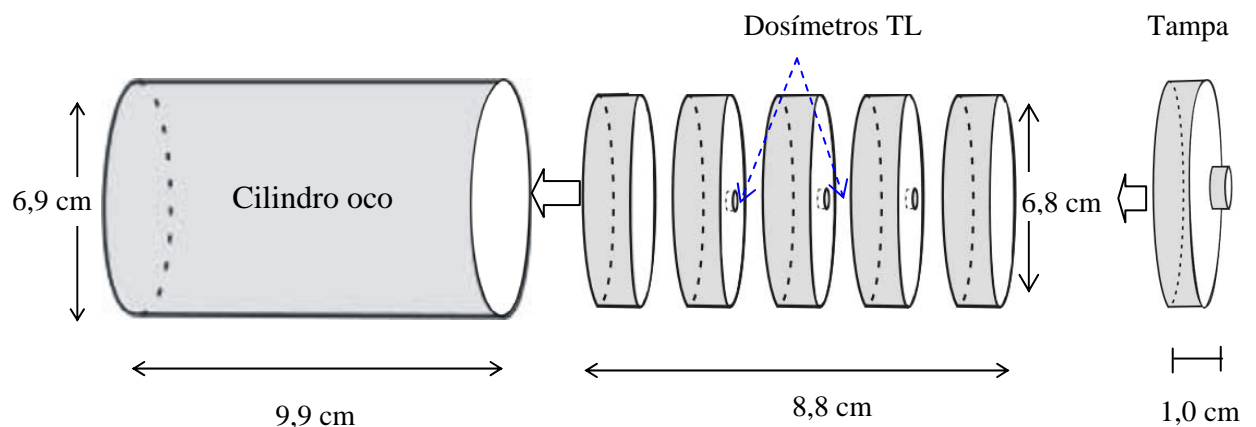


Figura 2.7. Objeto simulador IIc feito de fatias de acrílico para posicionamento dos dosímetros para as avaliações do CQ Postal na radiocirurgia.

Objeto simulador II_d

Este cilindro tem as mesmas dimensões do OS II_b, com fatias de acrílico com diferentes espessuras (3, 4 e 5 cm), as quais permitiram fazer medidas da distribuição de dose em diferentes planos, através da inserção de filmes radiográficos, como é mostrado na *Figura 2.8*.

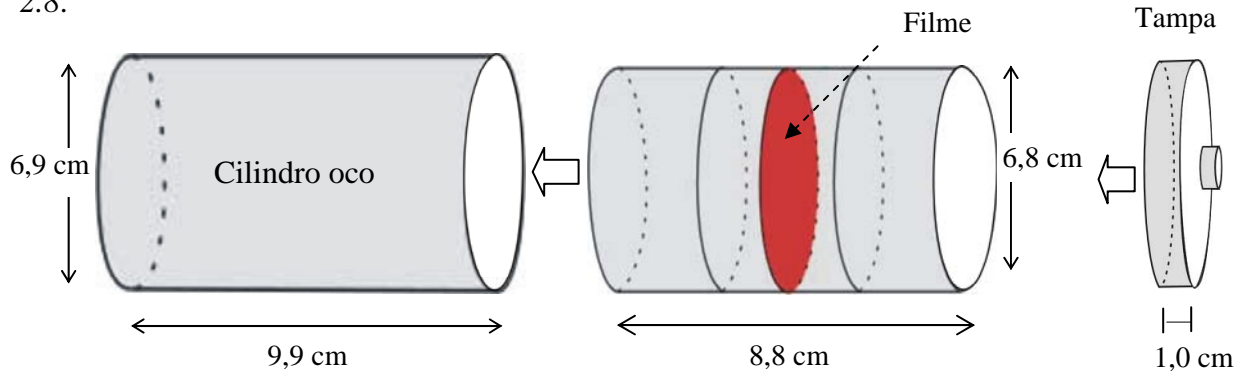


Figura 2.8. Objeto simulador II_d feito com várias fatias de acrílico, para inserção de filmes, para as avaliações do CQ na radiocirurgia.

Objeto simulador II_e

Este cilindro tem as mesmas dimensões do OS II_b mas é feito de uma única peça de acrílico onde se tem uma cavidade cilíndrica para inserção da CI. O diâmetro dessa cavidade é de 7 mm e espaçadores de acrílico (20, 10, 5 e 2 mm) permitem que as medidas com a CI possam ser feitas em diferentes pontos ao longo do eixo, como mostrado na *Figura 2.9*.

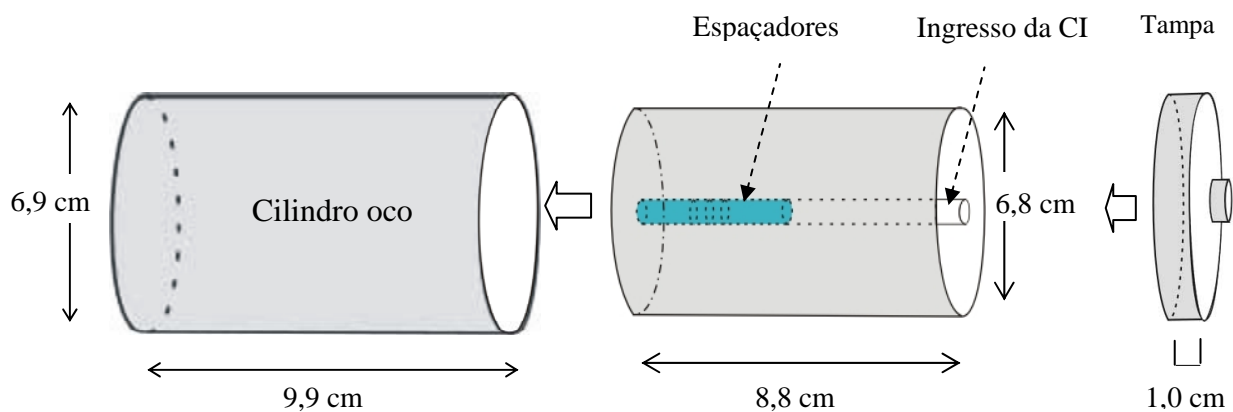


Figura 2.9. Objeto simulador II_e feito de uma peça única de acrílico, com espaçadores acrílicos para a CI, para as avaliações do CQ na radiocirurgia.

II.1.2 Objeto simulador do tipo III

O OS tipo III é um dispositivo comercial de acrílico com formato de paralelepípedo com dimensões de 60 x 50 x 40 cm³ (PTW Freiburg/ MP3-M), que permitiu a coleta de dados dos parâmetros físicos de PDP e perfis das medidas ao longo e perpendicular ao feixe incidente. Neste sistema, a CI pode ser utilizada com uma precisão de posicionamento de 0,1 mm e velocidade de 50 nm/s. O programa comercial Mephysto (PTW/versão 7,2) também foi utilizado com o sistema e foi responsável por propiciar a apresentação dos dados fornecidos pelo eletrômetro, em tabelas ou gráficos.

II.2 Dosímetros

A seguir apresentam-se as características dos dosímetros usados neste trabalho.

II.2.1 Câmara de ionização

Na *Tabela II.1* são apresentadas as características da CI utilizada neste trabalho [PTW (2004)].

Tabela II.1. Características da CI utilizada.

Fabricante	PTW-Freiburg
Tipo	cilíndrica
Série	31010
Volume	0,125 cm ³
Parede da CI	PMMA-grafite
Espessura da parede	0,55 mm (PMMA) + 0,15 mm (grafite)
Capa de equilíbrio eletrônico	3 mm de PMMA
Intervalo de voltagem	300-500V
Intervalo da energia de trabalho	66 keV- 50 MeV
Ponto efetivo	0,5 r (raio)
Dimensões	ver <i>Figura 2.10</i>

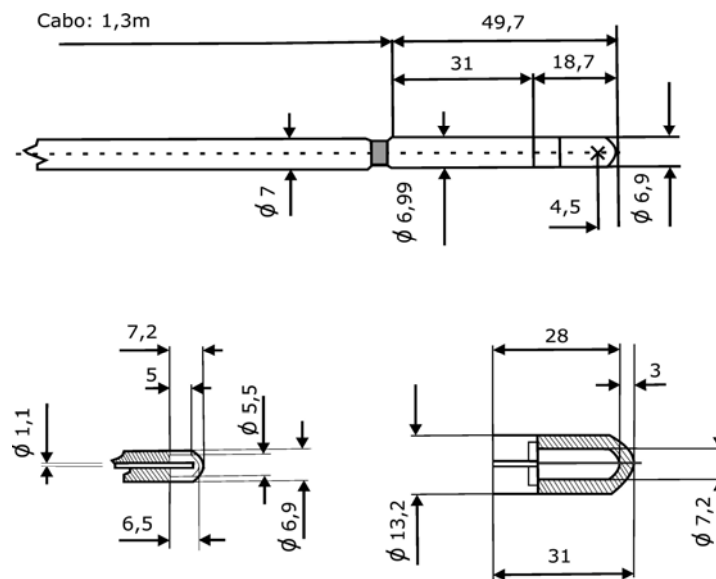


Figura 2.10. Dimensões da câmara de ionização, modelo 31010 [PTW (2004)].

Preparação e leitura

Antes das medidas o sistema CI + eletrômetro (CIE) foi deixado por 30 minutos no ambiente onde seriam realizadas as medidas para estabilizar o sistema. O sistema CI acima citada, mais o eletrômetro (PTW/Unidos/10008-80214) foi calibrado no Laboratório Secundário de Calibração da PTW e foi considerado como padrão para as calibrações dos outros dosímetros em estudo (TLDs, FXG, e filme). Para as leituras e análises foi utilizado um digitalizador automático com uma interface SCSI (Kodak/LS85/A0024) e o programa Mephysto (PTW/versão 7,2) para análise dos dados, permitindo a obtenção da PDP.

II.2.2 TLD

O Fluoreto de Lítio é um halogênio não solúvel em água, cujas características são apresentadas na *Tabela II.2*. Observa-se que seu número atômico efetivo está perto daquele do tecido mole humano (7,42) [Johns (1984)].

Tabela II.2. Características dos TLDs.

Fabricante	Institute of Nuclear Physics, Poland [Bilski et al. (2002)].
Tipo	MTS-N
Material	LiF: Mg, Cu, P
Dimensões	2,0 mm de diâmetro e 0,5 mm de comprimento
Massa	35 mg
Densidade	2,6 g/cm ³
Número atômico efetivo	8,2
Ponto efetivo	0,33 mm da superfície [Bilski et al. (1995)]
Quantidade	31

Tratamento térmico e leitura

Para se obter resultados reprodutíveis da medida do TLD, o material precisa de um tratamento térmico especial antes de ser re-utilizado, tratamento de pré-irradiação, para devolver as propriedades que possuía antes de ser irradiado, eliminando a informação da dose incorporada anteriormente e assegurando a reprodutibilidade de suas características. Para tal, os dosímetros foram tratados num forno (Thermolyne/4700) a uma temperatura de 240°C por 10 min [Bilski et al. (2002), Ziyang et al (1986)]. Uma avaliação da reprodutibilidade das medidas, em função do tratamento de pré-leitura também foi feita para eventualmente eliminar picos indesejáveis. Para tal, dois grupos de dosímetros foram classificados e irradiados com 1 Gy, o grupo 1 o tratamento de pré-leitura foi de 100°C por 10 min e o grupo 2, sem qualquer tipo de tratamento de pré-leitura.

As leituras foram realizadas numa leitora manual (Harshaw/QS 3500) cujo esquema é mostrado na *Figura 2.11*. Este esquema consiste de duas partes básicas: Um dispositivo para o aquecimento e um sistema de detecção da luz emitida pelo TLD.

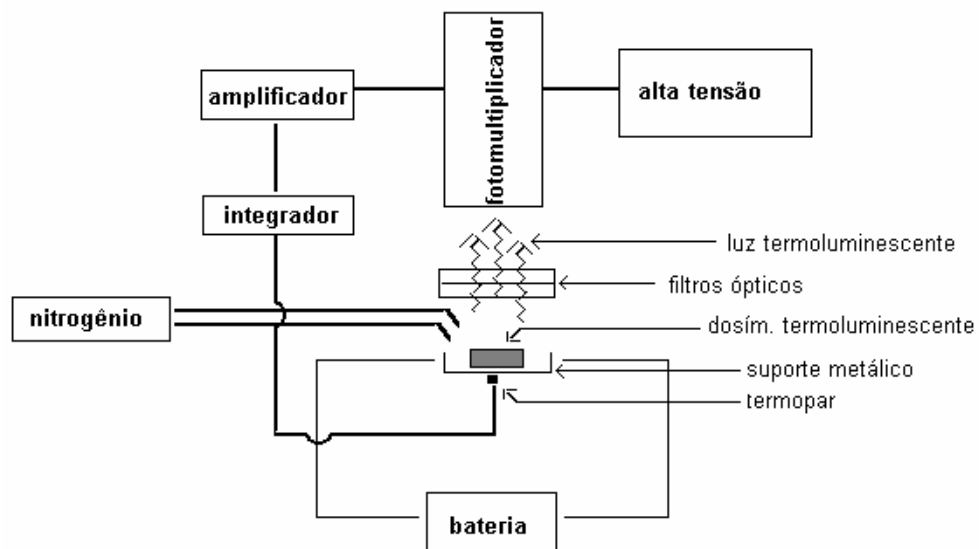


Figura 2.11. Diagrama esquemático do sistema leitor de termoluminescência [Pinheiro (2001)].

O perfil temperatura versus tempo foi definido em 3 segmentos: Pré-aquecimento, aquisição do sinal e recozimento (annealing), cada um com tempos e temperaturas independentes e com um fluxo constante de nitrogênio de alta pureza (99,995%) [Shoushan et al. (1986)]. Os parâmetros de temperatura utilizados são apresentados na *Tabela II.3*. As leituras foram realizadas 24 horas após as irradiações, tempo recomendado para que os picos mais instáveis desapareçam [Bilski et al. (1995, 2002)]. Para o controle dos valores das leituras, foi feita uma avaliação das massas dos dosímetros utilizando-se uma balança analítica (Ainsworth/AA-200D), para avaliar eventuais perdas significativas de massa dos dosímetros durante suas manipulações.

Tabela II.3. Parâmetros do tratamento térmico pré-irradiação ou regeneração.

Parâmetro	Procedimento
Tratamento térmico à alta temperatura (Pré-irradiação)	240 °C/10 min
" (Pós-irradiação)	240 °C/10 min
Pré-aquecimento (na leitora)	125 °C/40 s
Aquecimento (na leitora)	400 °C a 10°C/s

II.2.3 Fricke Xilenol Gel

Preparação e leitura

O dosímetro FXG é um gel formado pelos componentes: Gelatina 300 Bloom, Alaranjado Xilenol (AX), Sulfato Ferroso (SF), ácido sulfúrico (AS) e água Milli-Q em proporções apresentadas na *Tabela II.4*. Uma vez preparado o gel, este foi inserido com ajuda de seringas em cubetas (1 x 1 x 3 cm³) e mantido em geladeira por aproximadamente 30 minutos, para que a solução alcançasse a consistência adequada.

Tabela II.4. Peso molecular, concentração e massa das substâncias necessárias para a solução FXG.

Sustância	Peso Molecular (g/mol)	Concentração (mM)	Massa (g)
Gelatina	402,47	124,38	25,029
Alaranjado de Xilenol	760,58	0,1	0,038
Sulfato Ferroso	312,12	0,5	0,098
Ácido Sulfúrico	98,07	25	1,226
Água Milli-Q	-	-	500

O material do dosímetro FXG tem as características apresentadas na *Tabela II.5*.

Tabela II.5. Características dos dosímetros FXG.

Material	<i>Tabela II.4</i>
Densidade	1,139 g/cm ³
Volume	3 ml
Número atômico efetivo	7,75
Ponto efetivo	Meio da cubeta [Marre (2000)]
Quantidade	400 amostras (4 lotes de 100)

Para fazer as leituras de absorvância, foi utilizado um protótipo leitor [Felipe (2003), grupo Radiare-2004-5], mostrado na *Figura 2.12*. Este dispositivo é constituído por um LED de alto brilho que faz a emissão do sinal luminoso no comprimento de onda de interesse (585 nm). Um fotodiodo faz a detecção do sinal e está acoplado a um circuito de ganho o qual amplifica o sinal detectado pelo fotodiodo e o envia para um multímetro digital para ser mensurado [Petchevist (2006), Zaias (2006)].

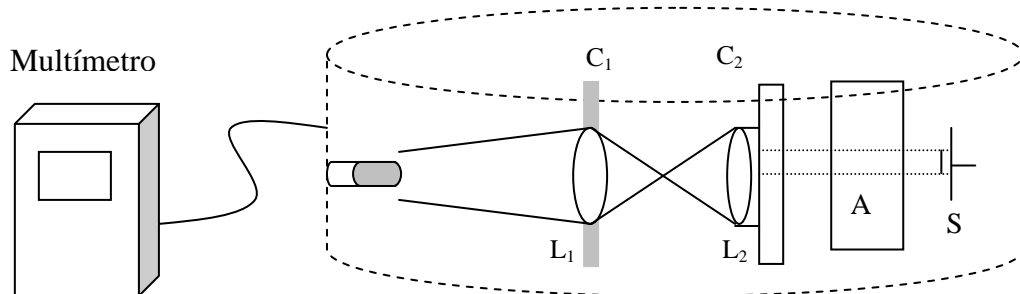


Figura 2.12. Geometria do protótipo mono-espectrofotômetro com seus componentes (F) fonte de Luz, (C₁ E C₂) Colimadores, (L₁ e L₂) lentes, (A) amostra e (S) sensor [Felipe (2003)].

II.2.4 Filme

Na *Tabela II.8* são apresentadas as características dos filmes utilizados (com emulsão em ambos os lados da base de plástico). Todos os filmes pertenciam a um mesmo lote e foram armazenados e manipulados em ambientes adequados (pouca umidade e luz).

Tabela II.8. Características do filme.

Fabricante	<i>Kodak</i>
Tipo	X-Omat V
Tamanho	33 x 41cm
Contraste	0,095
Latitude	1-2,08
Velocidade	0,03
Tipo de emulsão	AgBr
Número atômico efetivo	?
Quantidade	50 filmes

Leitura

Para minimizar alguns efeitos indesejáveis, que poderiam aparecer após o processamento dos filmes prejudicando os resultados finais, para cada conjunto de medidas os filmes foram processados praticamente no mesmo tempo e condições, numa reveladora automática (Multiline/36X) do Serviço de Radioterapia do CTO Petrópolis-RJ. Para as leituras e análises foi utilizado um densitômetro manual (PTW-FREIBURG/DensinXauto/79115), um digitalizador automático de filmes com uma interface SCSI (Kodak/LS85/A0024) e o programa Mephysto (PTW/versão 7,2) para análise do filme, permitindo a obtenção dos parâmetros dosimétricos de PDP, RTM e perfil.

II.3 Caracterização dos dosímetros

Para a utilização de dosímetros é necessária a familiarização com os mesmos. Esta foi feita através de testes de caracterização, para avaliar se os mesmos estavam nos níveis de aceitação estabelecidos pelos protocolos internacionais [IEC (1997), IAEA (2000)]. Assim, os dosímetros foram utilizados para se obter parâmetros físicos (PDP, TMR, fator de campo, e perfís) importantes na dosimetria, tanto para campos quadrados quanto para circulares, visando uso futuro no CQ postal na radiocirurgia. Nas medições foram considerados os pontos efetivos de cada dosímetro, com exceção dos TLDs que foram colocados no centro geométrico.

II.3.1 Câmara de ionização

Repetitividade e Estabilidade

Para realização desses testes usou-se uma fonte de ^{90}Sr (considerando-se o decaimento da fonte), posicionada de forma reprodutível em relação à CI quando inserida em seu recipiente (“container”) mostrado na *Figura 2.13*. As medidas foram feitas uma vez por semana, num período de 11 semanas. Durante as mesmas, a CI foi irradiada pela fonte por cinco vezes, durante 60 segundos, para se obter a leitura média que foi corrigida pelas condições ambientais de pressão e temperatura.

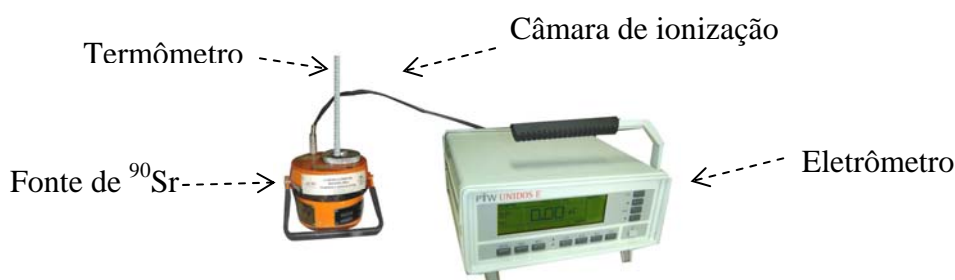


Figura 2.13. Geometria de irradiação da CI, conectada ao eletrômetro e submetida à fonte de ^{90}Sr de referência, para estudos de repetitividade e estabilidade.

Reprodutibilidade

A reprodutibilidade é consequência direta da estabilidade do dosímetro e pode ser calculada pelo desvio padrão de um conjunto de medidas, realizadas nas mesmas condições de irradiação e de leitura, para tempos diferentes e corrigidas pela pressão e temperatura. Para a análise deste teste, foram usados os dados obtidos da repetitividade.

Linearidade e sensibilidade

Para realização desses testes a CI foi colocada no OS Ia (*Figura 2.1*) com placas de acrílico de 15 cm embaixo da placa com a CI inserida, para proporcionar espalhamento total. Cinco leituras foram feitas utilizando um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, fótons de 6 MV, DFS de 100 cm, intervalo de dose absorvida de 0,1 até 10 Gy e na profundidade de dose máxima de 1,5 cm.

Dependência energética

Segundo os dados fornecidos pelo fabricante, a CI utilizada nos experimentos não apresenta dependência energética no intervalo de 66 keV – 50 MeV (vide Apêndice I).

II.3.2 Dosímetro termoluminescente

A seguir são apresentados os estudos da caracterização dos dosímetros através da obtenção dos fatores de correção de medidas para se obter o valor de dose absorvida com maior exatidão.

Reprodutibilidade

Para a realização do teste da reprodutibilidade, os TLDs foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*) com várias placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo do mesmo, para proporcionar espalhamento total. Quatro leituras foram feitas utilizando campos de 10 x 10 cm², fótons de 6 MV (Mevatron), DFS de 100 cm, dose absorvida de 1 Gy na profundidade de dose máxima de 1,5 cm. Neste caso foi realizado o tratamento de pré-leitura.

Estabilidade

Como os TLDs seriam usados no CQ postal, era necessário que tivessem respostas estáveis, dentro do intervalo de tempo de envio e leitura dos dosímetros. Para tal foi importante fazer uma avaliação do tratamento térmico adequado. Para avaliação deste teste, os TLDs foram separados em dois grupos, que após irradiados, um passou por um processo de aquecimento de 100 °C por 10 min (grupo 1) e o outro foi lido diretamente (grupo 2). As condições de irradiação foram consideradas a mesmas que no caso do teste de repetitividade. A estabilidade também foi estudada ao longo de um período de tempo, através do teste de desvanecimento.

Linearidade e sensibilidade

A curva da resposta do dosímetro TL em função da dose absorvida, compreende geralmente três regiões: a linear (< 1 Gy), a supralinear (1-1000 Gy) e a de saturação (> 1000 Gy) [Horowitz, 2002; Olko, 2002]. Para realização do teste da linearidade os dosímetros foram irradiados nas mesmas condições que as do teste de reprodutibilidade, com a diferença que foram usadas dose absorvidas de 0,2 até 15 Gy.

Os **fatores de correção para linearidade** (F_{lin}), são determinados através do inverso de uma razão, considerando no numerador a média das leituras TL, relativa à média das leituras da CI (para uma serie de valores de dose absorvida) e no denominador a média das leituras TL (para um valor escolhido de 1 Gy) relativa à média das leituras da CI, para o mesmo valor de dose absorvida [Marre, 2000].

$$f_{lin} = \left[\frac{\left(\frac{\bar{L}_{TLD / DoseX}}{\bar{L}_{CI / DoseX}} \right)}{\left(\frac{\bar{L}_{TLD / 1Gy}}{\bar{L}_{CI / 1Gy}} \right)} \right]^{-1} \quad (2.1)$$

Uma vez de posse de todos os fatores F_{lin} , foi construído um gráfico e realizado um ajuste linear. A partir desse ajuste, toda contagem TL teve uma correção em função da dose absorvida não corrigida ou dose bruta (D_{Bruta}):

$$F_{Lin} = A.D_{bruta} + B \quad (2.2)$$

A sensibilidade do material TL é a quantidade de luz liberada pelo material por unidade de exposição. Esta característica vai depender da dose administrada, do tempo de tratamento térmico, da temperatura utilizada na leitura, da região de integração de interesse na curva e do espectro da resposta da fotomultiplicadora (usada durante a leitura). Segundo Bilski et. al. o tipo de detetor utilizado neste trabalho (LiF: Mg, Cu, P) apresenta sensibilidade também abaixo de 100 μGy [Bilski et al. (2002)]. Para este trabalho, este tipo de TL foi avaliado a partir de 0,2 Gy e para esta avaliação esses dosímetros foram irradiados nas mesmas condições que as da reprodutibilidade.

Dependência energética

Os fatores de correção de energia sugeridos para feixes de fótons se dividem em 3 grupos: o *primeiro* mostra a não necessidade de se ter um fator de correção, relativo aos raios γ do ^{60}Co [Bagne (1977)] ou um fator com valor menor do que 3 % [Nystron et al. (1997), Ruden (1977)], para o *segundo* grupo tem-se uma correção de 4 a 8 % para os raios γ do ^{60}Co [Almond (1970), Ogunleye et al. (1981)] e o *terceiro*, tem-se uma dependência de 7 a 11 % para o mesmo caso [Oliveira (1994)].

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi considerado a avaliação desse fator, assim teve-se um fator próprio para o tipo de TLD, o que deverá influenciar diretamente no valor da dose absorvida, ainda mais considerando o CQ postal na radiocirurgia. Para isso, o fator foi determinado através do inverso da razão entre as médias das leituras para uma dose de 2 Gy (energias de 6 e 10 MV), normalizadas para a média das leituras para a mesma dose absorvida relativa a energia do ^{60}Co [Marre (2000), Mobit (1996)]:

$$F_{en} = \left(\frac{L_{TLD(MV)}}{L_{TLD(^{60}Co)}} \right)^{-1} \quad (2.3)$$

Para realização do teste os TLDs foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*) com várias placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo do mesmo, para proporcionar espalhamento total. Quatro leituras foram feitas utilizando campos de 10 x 10 cm^2 com fótons do ^{60}Co e de 6 e 10 MV (Mevatron), DFS de 80 (^{60}Co) e 100 cm (Linac), dose absorvida de 2 Gy e as medidas foram feitas na profundidade de 5 cm.

Desvanecimento

O desvanecimento do sinal TL ocorre entre a irradiação e a leitura, isto é causado pelos elétrons nas armadilhas de baixa energia movendo-se para o estado fundamental. Por ser essencialmente um efeito termodinâmico as armadilhas de baixas temperaturas são as mais afetadas. Assim, um dosímetro TL irradiado nunca irá deter 100 % das cargas armadilhadas. O parâmetro responsável fundamentalmente pelo desvanecimento é a temperatura, embora fatores como luz e umidade também possam influenciar [Stephen et al. (1995), Da Rosa (2000)]. Segundo Mahesh, este fenômeno é causado pela combinação da estimulação térmica, óptica e mecânica dos elétrons. Os dados publicados apontam para um desvanecimento entre 1 % mensal e 10 % anual [Horowitz et al. (1993), Mahesh, Vij (1985)].

Para se avaliar o desvanecimento os TLDs foram irradiados com a mesma dose absorvida (2 Gy) e cada um deles foi lido em diferentes tempos, durante 30 dias. As leituras foram corrigidas pelos fatores de calibração, pressão e temperatura. Para realização desse teste os dosímetros foram irradiados nas mesmas condições que as do teste de reprodutibilidade.

Perda de massa

Os dosímetros tiveram um controle da perda de massa devido a sua manipulação. Foram descartados aqueles que apresentaram valores de perda maior que 5 % da massa inicial. Este controle foi feito através da pesagem de cada um dos dosímetros, durante todo o processo de medidas.

Fator de correção pela presença do objeto simulador II

Dosímetros TLDs também foram irradiados na profundidade de 7,5 cm, no OS Ib (*Figura 2.2*). Nesta mesma profundidade esses dosímetros foram irradiados no OS Iic (*Figura 2.7*) inserido no OS II (*Figura 2.6*), nas mesmas condições de irradiação de DFS 100 cm, fótons de 6 MV, dose absorvida de 5 Gy e campo de 5x5 cm². Este fator, considerado no cálculo da dose absorvida no CQ postal na radiocirurgia foi obtido da expressão a seguir:

$$F_f = \left(\frac{L(OS I)}{L(OS II)} \right) \quad (2.4)$$

Para controle do fator relativo à presença do OS II, medições com a CI foram realizadas substituindo os TLDs pela CI (OS Ia (*Figura 2.1*) e OS Iie (*Figura 2.9*) inserido no OS II (*Figura 2.6*)).

Sinal de fundo

Na avaliação das leituras foram consideradas as de fundo obtidas dos TLDs não irradiados.

I.3.3 Fricke Xilenol Gel

Repetitividade

Para a realização do teste de repetitividade, os dosímetros FXG foram colocados no OS Ic (*Figura 2.3a*) com várias placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo do mesmo, para proporcionar espalhamento total. Cinco leituras foram feitas utilizando campos de 10 x 10 cm², fótons de 6 MV (Mevatron), DFS de 100 cm, dose absorvida de 2 Gy na profundidade de dose máxima de 1,5 cm.

Reprodutibilidade e estabilidade

Os dosímetros foram irradiados nas mesmas condições que as do teste de repetitividade, mas em tempos diferentes e foram lidos e analisados durante o período das irradiações (10 semanas).

Linearidade e sensibilidade

Segundo [Bero et al. (1999, 2000), Costa (2001)], o FXG apresenta um intervalo linear de 0,5 até 30 Gy para fóton do ⁶⁰Co. Neste estudo foi realizado o teste no intervalo de 0,5 até 40 Gy para 6 MV. Para a realização desses testes os dosímetros foram irradiados nas mesmas condições que as do teste de repetitividade.

Dependência energética

A dependência energética já havia sido feita por [Costa (2001)] que mostrou uma independência para altas energias, sendo assim, foi assumido que para 6 MV não haveria fator de correção.

Desvanecimento

Este teste foi realizado por [Costa (2001)] para um tempo de 200 horas, observando um desvanecimento acentuado, de 0,7 % por hora [Costa (2001)]. Para este trabalho os dosímetros foram irradiados com dose absorvida de 5 Gy, as leituras foram feitas num período de até 6 horas, para observar o comportamento do FXG devido ao aumento da oxidação do Fe^{2+} para Fe^{3+} (devido ao seu contato principalmente com o ar atmosférico), obtendo-se assim o fator de correção pelo desvanecimento usado para o cálculo da dose absorvida.

Sinal de fundo

Para as leituras de fundo do FXG foram usadas as cubetas sem irradiação (cubeta de referência) e o valor médio obtido foi descontado da leitura dos dosímetros irradiados.

II.3.4 Filme

Repetitividade

Para realização deste teste, os filmes foram colocados no OS Id (*Figura 2.4a*) com várias placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo do mesmo, para proporcionar espalhamento total. Foram utilizados campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, fótons de 6 MV (Mevatron), DFS de 100 cm, dose absorvida de 1 Gy na profundidade de dose máxima de 1,5 cm.

Reprodutibilidade e estabilidade

Os filmes foram irradiados nas mesmas condições que as do teste de repetitividade, mas em tempos diferentes. Os dosímetros foram lidos e analisados durante o período das irradiações (10 semanas).

Linearidade e sensibilidade

Os dosímetros foram colocados em uma das placas do OS Id (*Figura 2.4a*) para serem irradiados com valores de doses absorvidas de 0,2 até 2,5 Gy, nas mesmas condições de irradiação utilizadas no teste de repetitividade.

Dependência energética

Para realização do teste os filmes foram colocados no OS Ie (*Figura 2.4a*) com várias placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo do mesmo, para proporcionar espalhamento total. Foram utilizados campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com fótons do ^{60}Co , 6 e 10 MV (Mevatron), DFS de 80 cm (^{60}Co) e de 100 cm (Linac), dose absorvida de 1 Gy, e as medidas foram feitas na profundidade de 5 cm.

Desvanecimento

Para se avaliar o desvanecimento dos filmes foram irradiados com a mesma dose absorvida (0,7 Gy) e cada um deles foi lido em diferentes tempos, durante 30 dias.

Sinal de fundo

Os filmes não irradiados foram lidos, obtendo-se o valor médio relativo da “base + fog” o que posteriormente foi descontado das leituras.

II.4 Calibração e cálculo de dose

II.4.1 Câmara de Ionização

Calibração

O sistema CIE (UNIDOS E) possui certificado de calibração fornecido pelo laboratório secundário da PTW-Freiburg, emitido em 19/03/2004. Este sistema foi utilizado para servir como padrão para as calibrações feitas com os outros dosímetros. Como o certificado fornece o fator de calibração ($N_k = N_a'$) no meio ar para energias dos fótons do ^{60}Co (1,25 MeV), no *Apêndice I* apresenta-se o procedimento para o cálculo do $N_{D,w,Q}$ (fator de calibração na água) para energia de 6 MV.

$$N_a' \text{ (do certificado)} = N_k = 2,670 \cdot 10^8 \text{ Gy/C} \longrightarrow N_{D,w,Q} = 0,26217 \text{ Gy/nC} \quad (2.5)$$

Cálculo da dose

Para o cálculo da dose absorvida considera-se a seguinte equação [IAEA (2000)]:

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q \cdot N_{D,w,Q} \quad (2.6)$$

M_Q é a leitura corrigida por fatores relativos ao meio, instrumentação e ambiente. Dessa maneira a leitura corrigida será dada por:

$$M_Q = M_1 \cdot k_{tp} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot h_{pl} \quad (2.7)$$

Onde:

M_1 : leitura não corrigida,

k_{tp} : fator de correção para efeitos de temperatura e pressão em condições de não-referência,

k_{pol} : fator que corrige a resposta da CI para o efeito da mudança de polaridade na tensão aplicada à CI,

k_s : fator de correção relativo a eficiência de coleção de cargas no volume da cavidade da CI devido à recombinação iônica,

h_{pl} : fator que corrige a diferença na fluência de elétrons no plástico, quando comparada àquela em profundidade equivalente de água, para o caso em que se usa OS de plástico.

Os fatores e correção (k_{tp} , k_{pol} , k_s , h_{pl}), foram adquiridos respectivamente dos protocolos TRS-277 e TRS-398 [IAEA (1997, 2000)] como são apresentadas a seguir:

Fator relativo a mudança de pressão e temperatura

Como o sistema CIE foi calibrado em condições ambientais de referência (geralmente 101,325 kPa e 20 °C), as leituras deveram ser corrigidas para as condições ambientais no momento das medidas. Para isso considerou-se a seguinte relação [IAEA (1997, 2000)]:

$$P_{tp} = \frac{P_o}{P} \cdot \frac{273,15 + T}{273,15 + T_o} \quad (2.8)$$

Onde:

P_o e T_o : pressão atmosférica e temperatura de referência do laboratório padrão de dosimetria,

P e T : pressão atmosférica e temperatura do ambiente onde as medidas foram realizadas.

Fator devido a polaridade da carga coletada

Para o cálculo experimental deste fator o sistema CIE foi irradiado nas mesmas condições que as do teste de linearidade, mas com a diferença que cinco leituras foram feitas na voltagem de $V_1 = -300$ V e outras cinco em $V_2 = +300$ V. Para se obter o fator, considerou-se a relação [AIEA (2000)]:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{M_1} \quad (2.9)$$

Onde:

M_- e M_+ : leituras médias obtidas nas tensões $-V_1$ e $+V_2$,

$M_1 = M_-$: leituras médias obtidas na tensão $-V_1$.

Fator devido a recombinação das cargas

Para o cálculo experimental deste fator a CI foi colocada no OS Ia (*Figura 2.1*), nas mesmas condições que no caso anterior. Foram feitas 5 leituras para as voltagens de $V_1 = -300$ V e $V_2 = -150$ V. O fator de recombinação foi obtido através da relação [AIEA (2000)]:

$$k_S = a_o + a_1 \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right) + a_2 \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right)^2 \quad (2.10)$$

Onde:

a_o , a_1 e a_2 : constantes cujos valores podem ser obtidos do TRS-277 [IAEA (1997)],

Q_1 e Q_2 : leituras médias das cargas (nC), obtidas com as tensões V_1 e V_2 .

Fator que corrige a diferença na fluência de elétrons no acrílico

No caso das medidas em acrílico, considerou-se $h_{pl} = 1,033$ [IAEA (2000)].

II.4.2 TLD

Calibração

Os fatores de calibração foram obtidos para cada dosímetro individualmente (OS Ib). Para tal, o tempo de irradiação para 2 Gy com fótons do ^{60}Co foi obtido através de medidas com a CI no OS Ia (*Figura 2.1*), nas seguintes condições: DFS 80 cm, campo 10 x 10 cm², profundidade de 5 cm e seguindo o TRS-398 [IAEA (2000)]. Após as irradiações os fatores de calibração foram obtidos por:

$$F_c = \frac{D_{CI}}{L_{TLD}} \quad (2.11)$$

Onde:

- F_c : fator de calibração do dosímetro TL,
- D_{CI} : dose na câmara de ionização (cGy),
- L_{TLD} : leitura do dosímetro TL, corrigida pelo fundo e desvanecimento.

Cálculo da dose absorvida

Para o cálculo da dose absorvida pelos TLDs, considerando-se os fatores de correção obtidos quando da caracterização dos dosímetros (*Item II.4.2*) a seguinte equação foi utilizada.

$$D_{TLD} = (L - L_f) \cdot F_c \cdot F_e \cdot F_d \cdot F_{lin} \cdot F_{fan} \quad (2.12)$$

Onde:

- L : leitura do dosímetro,
- L_f : leitura do fundo com o dosímetro de referência,
- F_c : fator de calibração,
- F_e : fator de energia,
- F_d : fator de desvanecimento,
- F_{lin} : fator devido ao desvio da linearidade,
- F_{fan} : fator devido a presença do OS (no caso de medidas no OS II).

II.4.3 Fricke Xilenol Gel

Calibração

Foi obtida uma curva de calibração que relaciona os valores de absorvância com a dose absorvida no FXG (OS Ic). Para tal, a determinação do tempo de irradiação para doses absorvidas (0,2 até 8 Gy) com fótons de 6 MV foi obtida através das medidas com a CI no OS Ia (*Figura 2.1*) e nas condições de: DFS de 100 cm, campo 10 x 10 cm², profundidade de 1,5 cm e seguindo o TRS 398 [IAEA (2000)].

Cálculo da dose absorvida

Para o cálculo da dose absorvida pelos dosímetros FXG a equação (2.13) foi utilizada,

a qual considera os fatores de correção obtidos, quando da caracterização dos dosímetros (Item II.4.2).

$$D_{\text{FXG}} = \log\left(L_f / L\right) \cdot F_c \cdot F_e \cdot F_d \quad (2.13)$$

Onde:

- L : leitura do dosímetro,
- L_f : leitura do fundo com o dosímetro de referência,
- F_c : fator de calibração,
- F_e : fator de energia,
- F_d : fator de desvanecimento,

II.4.4 Filme

Calibração

Foi obtida uma curva de calibração que relaciona os valores da densidade óptica com a dose absorvida no filme (OS Ic). Para tal, a determinação do tempo de irradiação para doses absorvidas (0,5 até 2,2 Gy) foram feitas nas mesmas condições e geometria de irradiação feita para o TLD.

Cálculo da dose absorvida

Para o cálculo da dose absorvida pelos filmes a equação (2.14) foi utilizada, a qual considera os fatores de correção obtidos, quando da caracterização dos dosímetros (Item II.4.2).

$$D_{\text{filme}} = (DO - DO_f) \cdot F_c \cdot F_e \cdot F_d \quad (2.14)$$

Onde:

- DO : densidade ótica do dosímetro,
- DO_f : densidade ótica do fundo com o dosímetro,
- F_c : fator de calibração,
- F_e : fator de energia,
- F_d : fator de desvanecimento.

II.5 Características Dosimétricas para campos pequenos

As irradiações dos dosímetros utilizados para campos quadrados foram realizadas com fótons de 6 MV, de um acelerador linear (Mevatron) do Serviço de Radioterapia do CUCC da UERJ. Os valores das leituras de cada dosímetro foram convertidos em dose absorvida e os valores de dose absorvida foram obtidos no meio acrílico e posteriormente foram convertidos para valores na água, com exceção dos valores obtidos com a CI que foram diretamente medidos na água (no caso da PDP). Nas medições foram considerados os pontos efetivos (vide Item II.2.) de cada dosímetro, com exceção para os TLDs cujos pontos efetivos coincidiam com os centros geométricos dos mesmos. Nas medições dos dosímetros foram consideradas as leituras de fundo.

II.5.1 Fator de campo

Para a obtenção dos valores de F_c utilizou-se a equação 1.1 e as leituras de cada campo foram normalizadas para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Os dosímetros foram irradiados na profundidade de 1,5 cm, DFS de 100 cm e placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) foram colocadas, para todos os casos, embaixo da placa com os dosímetros, para proporcionar espalhamento total.

A *CI* ligada ao eletrômetro sujeita a uma tensão de -300V , foi colocada no OS Ia (*Figura 2.1*) perpendicularmente ao feixe, utilizando campos entre $0,5 \times 0,5$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma dose absorvida de 1 Gy. Salienta-se que mesmo sabendo que a *CI* não cumpria a condição de ser $1/3$ menor do que a área total do campo de irradiação, como especificado pela literatura, as medidas de F_c foram realizadas, para campos menores do que $3 \times 3 \text{ cm}^2$, com o objetivo de se avaliar as incertezas para este caso.

Os *TLDs* foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*), nas mesmas condições e geometria das irradiação feitas para a *CI*. Esses foram irradiados com seus diâmetros (2 mm) perpendicular a direção do feixe e foram feitas 3 leituras para cada tamanho de campo.

Os dosímetros *FXG* foram colocados no OS Ic (*Figura 2.3a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para a *CI*, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 2 Gy e foram feitas 3 leituras, para cada tamanho de campo [De Oliveira (2006)].

Os *filmes* foram colocados no OS Id (*Figura 2.4a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para a *CI*, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 0,7 Gy e foram feitas 3 leituras para cada tamanho de campo.

Neste estudo, somente a avaliação da resposta direcional para a *CI* foi considerada, porque devido ao seu volume, há perda de resolução espacial, ainda mais para dimensões de campo menores do que $3 \times 3 \text{ cm}^2$, onde a presença do DEL e o alto gradiente da dose absorvida é importante. Assim, considerou-se a incerteza atribuída aos valores de dose absorvida, devido também a presença desses parâmetros. Para os outros dosímetros, o estudo da resposta direcional foi considerado irrelevante, uma vez que esses tinham resolução espacial alta.

II.5.2 Porcentagem da Dose Profunda (PDP)

Para a obtenção dos valores da PDP, utilizou-se a equação 1.3, e as leituras em cada campo foram normalizadas pela leitura máxima obtida. Os dosímetros foram irradiados na DFS de 100 cm e para este estudo, considerou-se os tamanhos de campos mais representativos (1×1 , 3×3 e $5 \times 5 \text{ cm}^2$).

O sistema CIE, a uma tensão de -300V , foi colocada no OS III perpendicularmente ao feixe. O eletrômetro conectado ao sistema automático (usando o movimento vertical do sistema com passos de 0,1 mm) forneceu dados que o programa Mephysto utilizou para a construção de gráficos e tabelas. Foram feitas medidas desde a superfície até a profundidade de 30 cm na água, usadas como parte da coleta de dados com um Linac de 6 MV (Siemens/Primus). Esses dados, comparados aos obtidos com o Linac de 6 MV (Mevatron/Varian), para a mesma *CI* e condições de geometria e irradiação, mostram concordância e optou-se pela utilização dos valores do Linac da Siemens, uma vez que para o mesmo tem-se um número maior de valores de PDP.

Os *TLDs* foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para a CI. Esses foram irradiados com seus diâmetros (2 mm) perpendicular a direção do feixe e foram feitas 3 leituras para cada profundidade.

Os dosímetros *FXG* foram colocados no OS Ic (*Figura 2.3a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para a CI, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 3 Gy e foram feitas 3 leituras para cada profundidade [De Oliveira (2006)].

Os *filmes* foram colocados no OS Id (*Figura 2.4a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para a CI, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 1,1 Gy e foram feitas 3 leituras para cada profundidade.

II.5.3 Perfís dos campos

Para a obtenção dos valores dos perfís dos campos de interesse, as leituras foram normalizadas com a máxima obtida. Os dosímetros foram irradiados na profundidade de 1,5 cm, DFS de 100 cm e para todos os casos foram colocadas, placas de acrílico (perfazendo um total de 15 cm) embaixo da placa com os dosímetros, para proporcionar espalhamento total. Para este estudo, considerou-se os tamanhos de campos mais representativos (1 x 1, 3 x 3 e 5 x 5 cm²).

Os *TLDs* foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2b*) e os *TLDs* foram irradiados com seus diâmetros (2 mm) perpendicular a direção do feixe e foram feitas 3 leituras para cada distância do eixo central do feixe.

Os dosímetros *FXG* foram colocados no OS Ic (*Figura 2.3b*), nas mesmas condições de geometria e irradiação feitas para os *TLDs*, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 3 Gy e foram feitas 3 leituras para cada distância do eixo central do feixe [De Oliveira (2006)].

Os *filmes* foram colocados no OS Id (*Figura 2.4b*), nas mesmas condições de geometria e irradiação feitas para os *TLDs*, sendo que a dose absorvida fornecida foi de 0,7 Gy e foram feitas 3 leituras para cada distância do eixo central do feixe.

II.6 Testes de aceitação e comissionamento na radiocirurgia

Na radioterapia os equipamentos teleterápicos, antes de serem colocados na rotina, necessitam da comprovação de perfeito funcionamento. Isto se faz, através de um conjunto de testes de aceitação [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)], para logo realizar o comissionamento (obtenção dos parâmetros físicos). Quando o equipamento já estiver sendo utilizada na rotina, alguns dos testes de aceitação passarão a ser periódicos. Quando a radiocirurgia passa também a ser implementado no serviço, então testes complementares (no mesmo equipamento) são feitos para o novo comissionamento da nova técnica de tratamento .

II.6.1 Testes de aceitação para o acelerador linear

Os testes de aceitação na implementação na radiocirurgia é de grande importância porque este faz que se diminua os fatores de erro na obtenção dos parâmetros físicos. Estes teste passarão a ser periódicos na rotina, sendo realizadas antes do tratamento.

II.6.1.1 Verificação do alinhamento dos lasers

Os lasers num equipamento teleterápico são usados para assegurar o correto posicionamento do paciente durante o tratamento. Para este teste, um pequeno dispositivo de

controle de qualidade do alinhamento dos lasers (CNMC) (Figura 2.14) foi colocado na mesa de tratamento e centrado no isocentro, à DFS de 100 cm. Dessa maneira, as coincidências e alinhamentos das projeções dos lasers laterais e anterior, puderam ser testadas. Sendo que o resultado deste teste efetivamente será utilizado para a realização de outros do conjunto de testes de aceitação.

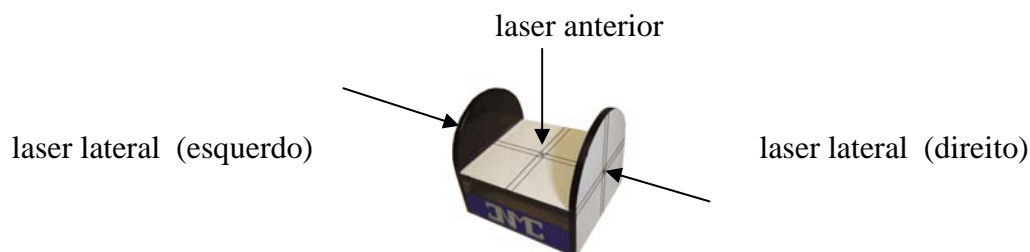


Figura 2.14. Dispositivo de CQ para a verificação da coincidência e alinhamento dos lasers laterais e anterior.

II.6.1.2 Verificações do isocentro do cabeçote

mecânica

A verificação mecânica foi determinada encaixando-se o suporte de uma ponteira metálica (“front point”) no cabeçote do Linac, fazendo com que sua extremidade coincidisse com a distância fonte eixo (DFI) de rotação (isocentro) e com a extremidade de outra ponteira, colocada na extremidade da mesa de tratamento (coincidindo com as projeções dos lasers). A seguir, rotações do cabeçote de 180° no sentido horário e anti-horário foram feitas, observando se que as posições dos indicadores mecânicos permaneceram sempre no mesmo ponto (observação visual com ajuda de uma régua). A tolerância estabelecida é que a circunferência descrita pelo teste tenha um diâmetro ≤ 2 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

por irradiação

Um filme X-Omat V foi posicionado paralelamente ao eixo central do feixe (verticalmente à mesa), com ajuda de uma ponteira metálica encaixada no cabeçote do Linac o isocentro foi verificado (este coincidindo com as projeções dos lasers). Logo após, a ponteira foi retirada, o colimador perpendicular ao filme ($x = \pm 0,25$ mm) foi fechado e o outro colimador, paralelo ao filme, foi aberto totalmente ($y = \pm 40$ cm). Irradiações com 70 UM foram feitas, angulando o cabeçote de 30° em 30°. A tolerância estabelecida é que a circunferência descrita pelo teste tenha um diâmetro ≤ 1 mm [AAPM (1994, 1994b), AIEA (2000), Guzmán et al. (2001)].

Na avaliação com os cones, os colimadores secundários do Linac foram posicionados para um campo de 5×5 cm², e o cone de calibração de radiocirurgia fixado no porta-colimador uma ponteira mecânica (P₁) foi fixada, e no marco de alinhamento, fixado na extremidade da mesa de tratamento, colocou-se uma ponteira curta (P₂) para coincidência de ponteiras no isocentro, juntamente com os lasers. Após verificação do isocentro, a ponteira do marco de alinhamento foi substituída por outra com ponta esférica (P₃) e a ponteira do cabeçote foi substituída por um dispositivo porta-filme. A esfera foi encostada no porta-filme para que a coincidência dos centros da esfera e do campo do cone de irradiação no filme,

pudesse ser avaliada como mostrado na *Figura 2.15*. Os filmes foram irradiados com 70 UM, nos ângulos de 0° , 90° , 180° , e 270° . A tolerância estabelecida para este teste é que o deslocamento do isocentro seja de no máximo ± 1 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

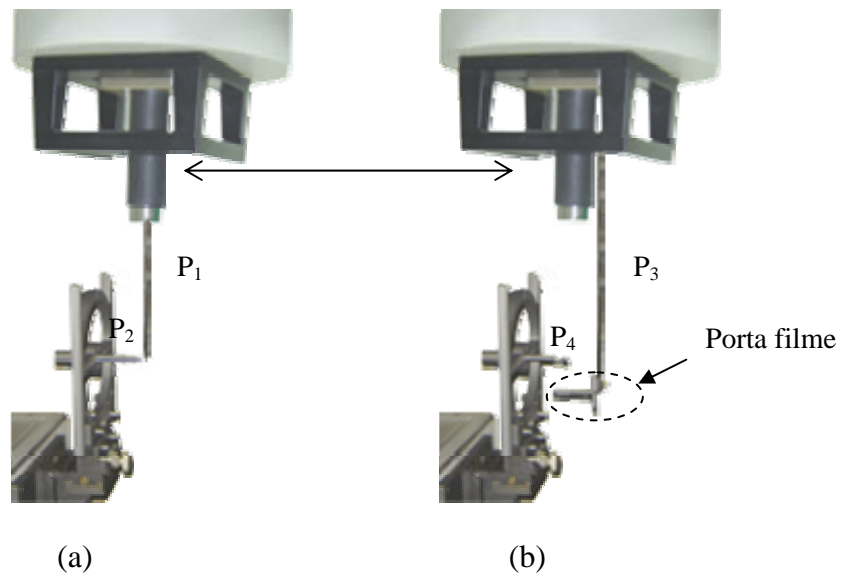


Figura 2.15. Condições e geometria para a avaliação do isocentro do cabeçote usando o cone de radiocirurgia. (a) marco de alinhamento com as ponteiras P₁ e P₂, (b) marco de alinhamento com a ponteira P₃ e P₄ com o porta-filme.

II.6.1.2 Verificações do isocentro do colimador

mecânica

Uma folha de papel foi colocada sobre a mesa de tratamento e uma ponteira metálica, foi encaixada no cabeçote do Linac e ajustada para uma DFS de 100 cm. Esta ponteira serviu de guia para a fixação de uma haste em cujo extremo, uma caneta foi presa e posicionada paralelamente a ponteira. Com o cabeçote a uma posição de 0° , o colimador foi girado de 360° produzindo um desenho no papel. O desenho obtido foi o de uma circunferência, que foi dividida em 12 arcos de 30° cada e para cada arco foi traçada sua normal e a seguir foi avaliada a intersecção dessas normais no interior dessa circunferência. Tolerância: admite-se que a intersecção esteja dentro de uma esfera com diâmetro ≤ 1 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

por irradiação

Um filme X-Omat V foi posicionado perpendicularmente ao eixo central do feixe (fixado sobre a mesa) e com ajuda de uma ponteira metálica (encaixada no cabeçote do Linac) o isocentro foi verificado (este coincidindo com as projeções dos lasers). Logo após, a ponteira foi retirada e um dos colimadores foi fechado ($x = \pm 0,25$ mm), sendo que o outro foi aberto totalmente ($y = \pm 40$ cm). Irradiações com 70 UM, foram feitas para cada ângulo de 30° em 30° do colimador. A tolerância estabelecida é que a circunferência descrita tenha um diâmetro ≤ 1 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.1.3 Verificações do isocentro da mesa de tratamento

mecânica

O procedimento foi o mesmo usado para o caso do teste do colimador, com a diferença que se fizeram rotações da mesa no sentido horário e anti-horário. Tolerância: admite-se que a intersecção esteja dentro de uma esfera com diâmetro ≤ 1 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

por irradiação

Para o teste com e sem o cone de radiocirurgia, o procedimento é o mesmo que no caso do teste da verificação do isocentro do cabeçote, mas com a diferença que neste caso se fez o giro da mesa. A tolerância estabelecida é que a circunferência descrita tenha um diâmetro ≤ 1 mm [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.1.4 Verificações do giro do cabeçote

mecânica

Colocou-se a mesa na sua posição de 0° e na altura do isocentro (para se evitar colisões ao se fazer o giro do cabeçote). O cabeçote foi girado em vários ângulos: 0° , 30° , 60° , 90° , 150° , 200° , 250° , 330° e 360° , e esses foram comparados com os valores medidos através de um transferidor digital (SmartTool/md). A tolerância estabelecida para a incerteza do ângulo é de $\pm 1^\circ$ [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

por irradiação

Um filme X-Omat V foi posicionado paralelamente ao eixo central do feixe (verticalmente à mesa) e com a ajuda de uma ponteira metálica, encaixada no cabeçote do Linac, o isocentro foi verificado (este coincidindo com as projeções dos lasers). Logo após, a ponteira foi retirada, o colimador perpendicular ao filme ($x = \pm 0,25$ mm) foi fechado e o outro, paralelo ao filme, foi aberto totalmente ($y = \pm 40$ cm). Irradiações com 100 UM foram feitas num ângulo de 120° . A tolerância estabelecida para a incerteza do ângulo é de $\pm 1^\circ$ [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.1.5 Verificação do giro da mesa

Colocou-se a mesa na sua posição de 0° e na altura do isocentro (para se evitar colisões ao se fazer o giro do cabeçote). A mesa foi girada em vários ângulos: 0° , 90° , 180° , e 270° , e esses foram comparados com os valores medidos através de um transferidor digital (SmartTool/md.). A tolerância estabelecida para a incerteza do ângulo é de $\pm 1^\circ$ [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.1.6 Verificação da planura (homogeneidade) e simetria do campo usando o cone radiocirúrgico

Os colimadores do Linac foram abertos num campo de 5×5 cm², a uma DFS de 100 cm, com cone de 33 mm de diâmetro encaixado no cabeçote. Um filme X-Omat V foi colocado no OS Id na profundidade de 1,5 cm (*Figura 2.4a.*), e foi exposto com 60 UM. O

filme, após processamento foi escaneado por um densitômetro digital ((Kodak/LS85/A0024) e analisado pelo programa Mephysto (PTW/versão 7,2). A tolerância estabelecida é que a variação do ângulo tenha uma incerteza de $\pm 1^\circ$ [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.1.7 Verificação da independência da taxa de dose com o giro do cabeçote

Colocou-se a mesa na sua posição de 0° , DFS de 100 com o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O sistema CIE foi colocada no extremo da mesa e irradiações de 100 cGy foram feitas nos ângulos de 0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° , e 315° . A tolerância estabelecida na incerteza é de $\pm 2 \%$ [AAPM (1994, 1994b); AIEA (2000), Guzmán et al. (2001)].

II.6.1.8 Verificação da linearidade do rendimento do acelerador linear

Colocou-se a mesa na sua posição de 0° , DFS de 100 com o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O sistema CIE foi colocada no extremo da mesa e irradiações de 10, 15, 20, 30, 40, 50, 70, 100, 120, 150, 300, 500 cGy. A tolerância estabelecida na incerteza é de $\pm 2 \%$ [AAPM (1994, 1995), AIEA (2000), Guzmán et al. (2002)].

II.6.2 Características dosimétricas na radiocirurgia

As irradiações dos dosímetros utilizados para campos circulares foram realizadas com fótons de 6 MV de um acelerador linear (Siemens/Mevatron) do serviço de radioterapia do CTO, Petrópolis-Rio de Janeiro. Os valores das leituras de cada dosímetro foram convertidos em dose absorvida e os valores de dose absorvida foram obtidos no meio acrílico e posteriormente foram convertidos para valores na água. Nas medições foram considerados os pontos efetivos (vide *Item II.2*) de cada dosímetro, com exceção para os TLDs, cujos pontos efetivos foram considerados no centro geométrico dos mesmos e nas medições dos dosímetros foram consideradas as leituras de fundo. Foram usados colimadores terciários feitos de Tungstênio para definir o campo circular. Estes foram colocados no porta blocos no cabeçote do Linac. Os colimadores secundários do Linac foram posicionados para um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

II.6.2.1 Fator de campo

A CI foi colocada no OS Ia (*Figura 2.1*), a uma DFS de 100 cm, profundidade de 1.5 cm para 6 MV, dose absorvida de 1Gy. Placas de acrílico foram colocadas embaixo da CI para proporcionar espalhamento total, numa espessura de cerca de 15 cm. A carga coletada foi medida por um eletrômetro da PTW com tensão de -300V . Foram irradiadas para campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$; 4,0; 3,0; 2,5; 1,5; 1,0 e 0,5 cm, e os valores foram normalizados para campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Os TLDs foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*) nas mesmas condições e geometria de irradiação feita para o caso da CI.

Os dosímetro FXG colocados nas cubetas foram inseridos no OS Ic (*Figura 2.3a*) nas mesmas condições e geometria de irradiação do calculo experimental do F_c utilizando a CI, só que a dose absorvida foi de 2 Gy.

Os filmes foram colocados no OS Id (*Figura 2.4a*), nas mesmas condições e geometria de irradiação do cálculo experimental do F_c utilizando a CI, e a dose absorvida foi de 0,7 Gy.

II.6.2.2 Relação Tecido Máximo

A *CI* foi colocada no OS Ia (*Figura 2.1*), a uma DFS de 100 cm, para a energia de 6 MV e dose de 1 Gy. As medidas foram feitas desde a superfície até uma profundidade de 20 cm (com adição de placas de acrílico). A carga coletada foi medida com um eletrômetro da PTW com tensão de -300V, os resultados foram normalizados fazendo com que a profundidade da dose máxima (dependente da energia) fosse igual a de 100%

Os *TLDs* foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2a*) nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para o caso do cálculo experimental da RTM utilizando a CI, sendo a dose absorvida de 2 Gy.

O *dosímetro FXG* foi colocado nas cubetas e essas foram inseridos no OS Ic (*Figura 2.3a*) nas mesmas condições e geometria de irradiação feita para o caso do cálculo experimental da RTM utilizando a CI, e a dose absorvida fornecida foi de 2 Gy.

O *dosímetro filme* foi colocado no OS Ie (*Figura 2.4b*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feita para o caso do cálculo experimental da RTM utilizando a CI, e a dose absorvida fornecida foi de 0,7 Gy.

II.6.2.3 Perfís dos campos

Na prática é recomendável fazer os perfís em 2 profundidades, a *buildup* e outra a 8 cm ou 10 cm, para ser fazer estudo das linhas decrementais de Orchard [Orchard (1964)]. Segundo a revisão bibliográfica os perfís se mostraram independentes da profundidade de medida [Daniel (2001), Das (1996), Lutz (1988)]. Nosso caso foi avaliado a 5 cm porque a maioria dos tumores da cabeça encontra-se próximo desta profundidade.

Os *TLDs* foram colocados no OS Ib (*Figura 2.2b*) a uma DFS de 100 cm, profundidade de 1,5 cm para 6 MV e dose de 2 Gy. Placas de acrílico foram colocadas abaixo da placas com os TLDs, para proporcionar espalhamento total numa espessura de cerca de 15 cm e os valores foram normalizadas para o ponto central.

Os *dosímetro FXG* foram colocados nas cubetas e essas inseridas no OS Ic (*Figura 2.3(b)*) nas mesmas condições e geometria de irradiação feitas para o caso do cálculo experimental do perfil utilizando os TLDs.

O *filme* foi colocadas no OS Ie (*Figura 2.4b*), nas mesmas condições e geometria de irradiação feita para o caso do cálculo experimental do perfil, utilizando o TLDs e a dose absorvida foi de 0,7 Gy.

II.7 Programa postal de CQ na radiocirurgia

Após seleção dos dosímetros mais adequados para o uso na dosimetria radiocirúrgica, foi feita a aplicação desses na implementação do *programa postal de CQ na radiocirurgia*. Esta avaliação postal, da distribuição da dose absorvida em radiocirurgia, consiste do envio de um sistema postal (SP) à instituições que trabalham com radiocirurgia. Para tal, formulários de dados e de procedimentos, devem também ser enviados para que a equipe responsável irradie o SP e o envie de volta, para que as análises dos dados possam ser feitas, dentro dos limites de tolerância exigidos.

O processo de avaliação postal, foi baseado no programa de qualidade em dosimetria (PQD), implementado no LCR-UERJ [De Almeida et al. (2005)] e após efetivado, também realimentou o mesmo programa com a parte da radiocirurgia, anteriormente inexistente. Na *Figura 2.16* tem-se um diagrama de bloco do processo de avaliação postal na radiocirurgia. O sistema postal desenvolvido neste trabalho foi implementado nesse programa (PQD), atendendo fundamentalmente os interesses de inspeção regulatória (normas de inspeção das instituições consideradas, como a CNEN e a IAEA). Esta implementação coloca o Brasil na dianteira da inspeção postal do posicionamento e da distribuição da dose absorvida na radiocirurgia.

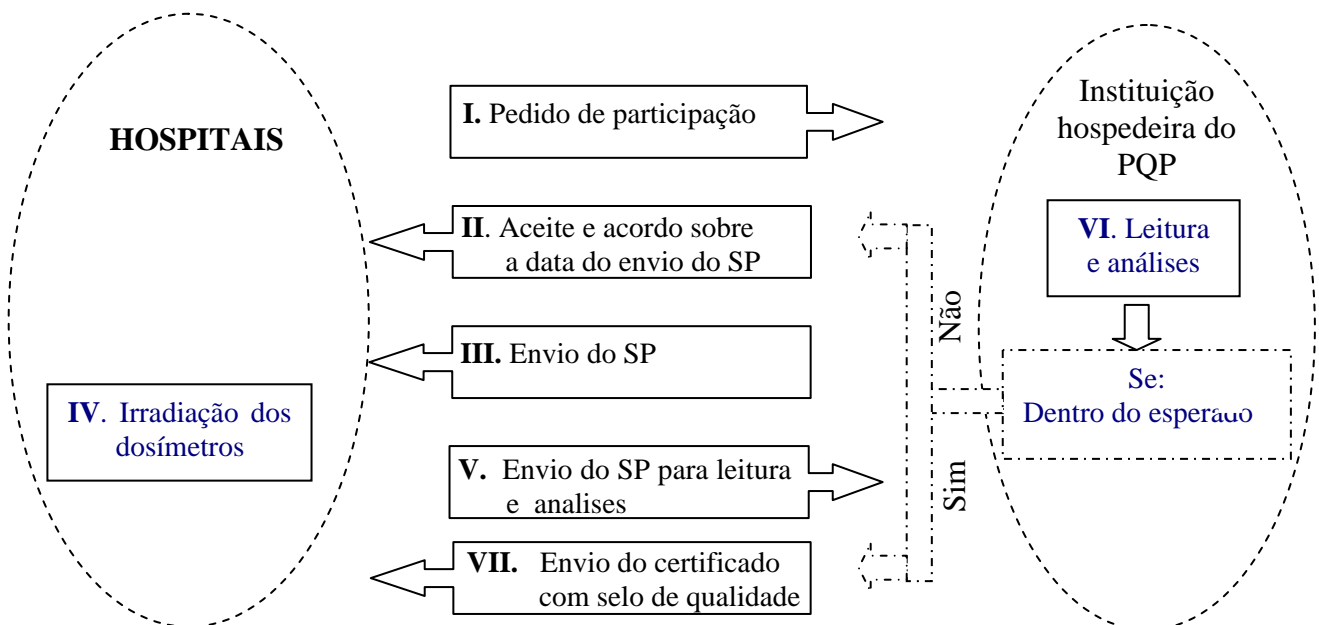


Figura 2.16. Esquema do programa postal de CQ na radiocirurgia, entre os hospitais e a instituição hospedeira do programa.

II.7.1 Procedimentos nos hospitais avaliados

Inicialmente para os três hospitais selecionados, onde se faz tratamentos radiocirúrgicos, formulários de dados e de procedimentos foram entregues, para avaliar possíveis dúvidas no entendimento dos mesmos para depois serem otimizados e também para registrar os resultados das medidas.

II.7.1.1 Sistema Postal

Em comum acordo com cada hospital, a data do envio do SP, para a realização dos testes, foi acertada. O SP consistiu de formulários de dados e de procedimentos, os OSs IIa

(Figura 2.5), IIb (Figura 2.6), IIc (Figura 2.7), e IId (Figura 2.8), além de dosímetros selecionados (5 TLDs, e 5 envelopes pequenos contendo filmes).

II.7.1.2 Irradiação dos dosímetros

Avaliação da exatidão no posicionamento do volume alvo

O OS IIa (Figura 2.5) foi preenchido com água e fixado no anel estereotático por intermédio de parafusos (como se um crânio humano fosse fixado), isto ajudou na definição do sistema de coordenadas estereotáticas, como mostrado na Figura 2.17. Com esse tipo de fixação, o deslocamento do isocentro pode ser minimizado (≤ 1 mm) entre os procedimentos de obtenção das imagens para o planejamento e os para irradiação. A seguir o OS IIb foi inserido no OS IIa (Figura 2.6a) e as bolinhas de aço foram retiradas, ficando assim só espaços de ar, evitando-se as interferências pela presença de objetos metálicos, como mostrado na Figura 2.17a. Na Figura 2.17b, o anel estereotático é fixado no suporte para que este seja fixado na mesa do tomógrafo.

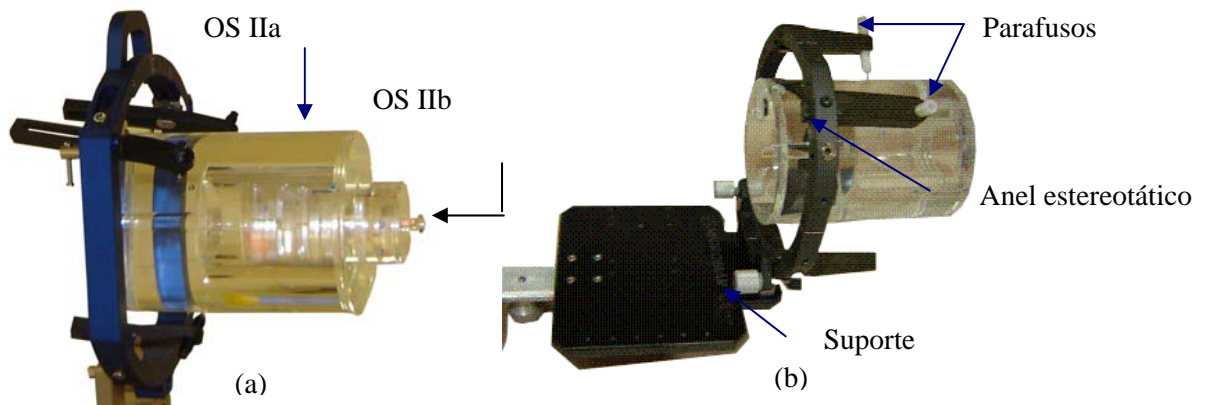


Figura 2.17. Objeto simulador IIa fixado no anel estereotático para realização do CQ na radiocirurgia, (a) inserção do objeto simulador IIb e (b) objeto simulador IIa com suporte para fixação na mesa do tomógrafo.

Os marcadores (fiduciais no formato da letra N) anterior e laterais foram encaixados no anel estereotático e serviram para a reconstrução das imagens no sistema de planejamento. Esses podem ser independentes ou sistemados numa caixa de acrílico (Figura 2.18).

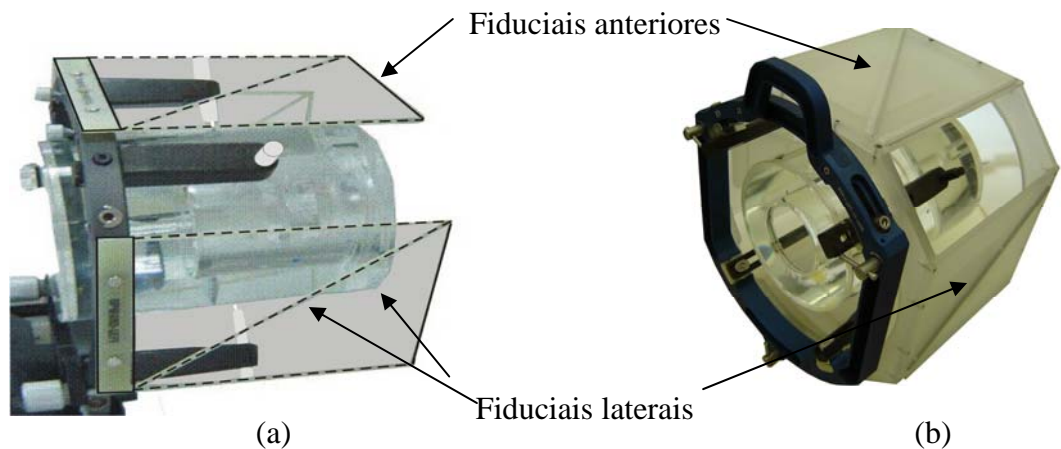


Figura 2.18. Objeto simulador IIa fixado no anel estereotático, com marcadores fiduciais usados para a reconstrução de imagens, (a) fiduciais independentes e (b) fiduciais na caixa de acrílico.

Uma vez sistematizado o OS IIa, os cortes tomográficos foram tirados e durante esta etapa, foi solicitado aos usuários que utilizassem as dimensões dos cortes, normalmente usados nos pacientes; em geral ≤ 2 mm, segundo as recomendações [AAPM (1995)].

Localização das coordenadas no sistema de planejamento

As imagens dos OSs foram importadas do tomógrafo para o sistema de planejamento e as coordenadas de cada um dos alvos (marcadas pela referências radiopacas dentro do fantoma) foram localizadas e colocadas no formulário de dados, as quais posteriormente puderam ser comparadas com as de referência. Antes de se colocar o OS na mesa do tratamento, como parte da rotina, os usuários fizeram as verificações e ajustes do isocentro como explicado no *Item II.7.1.2*. Localizou-se o anel estereotático com o OS IIa na mesa de tratamento do Linac e o anel foi fixado na mesa de forma usual, como se faria com os pacientes. A tolerância estabelecida é de $\pm 0,5$ mm para o posicionamento do volume alvo [AAPM (1995)], mas como este procedimento é uma combinação do posicionamento com os procedimentos de obtenção da imagem, a incerteza é aumentada e a tolerância estabelecida é ≤ 2 mm [AAPM (1995)].

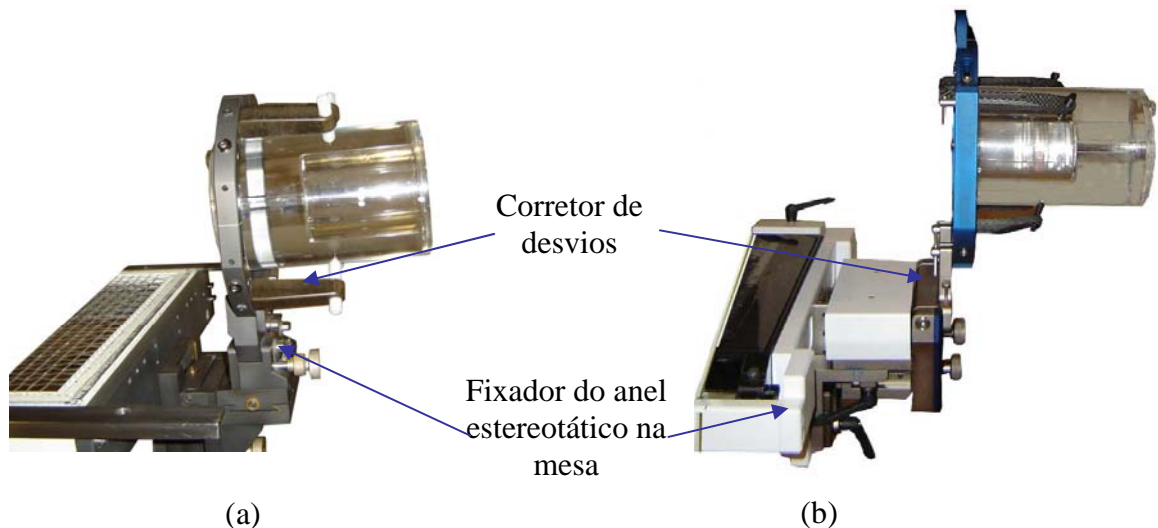


Figura 2.19. Objeto simulador IIa fixado nas mesas de tratamento dos Linacs, (a) na instituição 1 e (b) na instituição 2 e 3.

Verificação da precisão mecânica de posicionamento no Linac

Para localizar as coordenadas fornecidas pelo sistema de planejamento, os usuários usaram as projeções dos lasers e a caixa localizadora de coordenadas (*Figura 2.20*). Para a instituição 1, *Figura 2.20 a*, a caixa contém escalas com posicionadores digitais nas três coordenadas e para a instituição 2, *Figura 2.20 b*, o ponto do isocentro obtido no sistema de planejamento foi impressa numa folha fixada nas faces (anterior e laterais) da caixa.

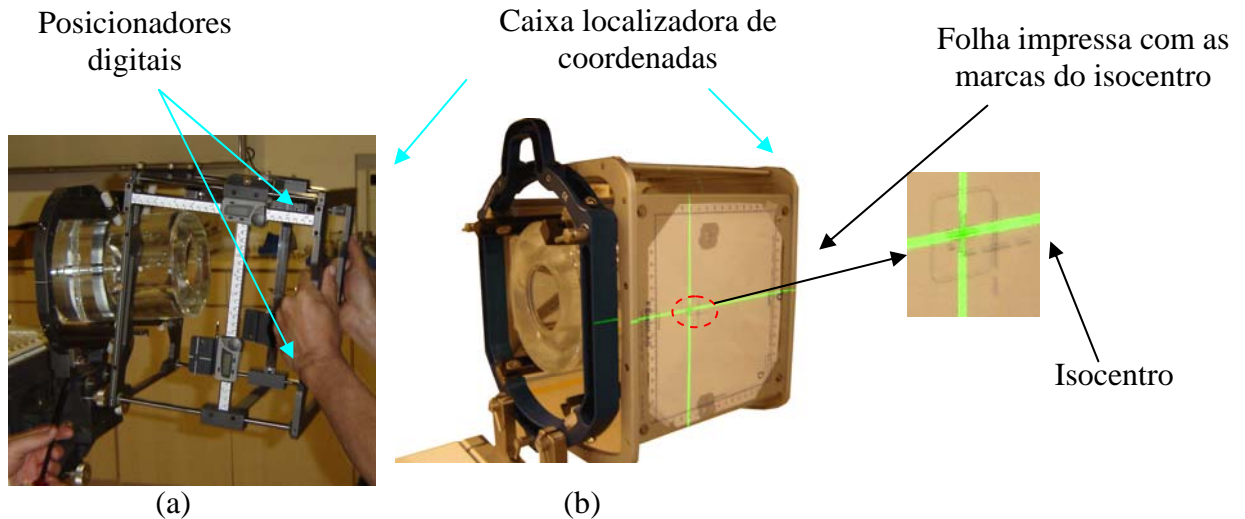


Figura 2.20. Colocação da caixa estereotática para a localização das coordenadas dos alvos a serem irradiados, (a) instituição 1 e (b) instituição 2 e 3.

Para verificar-se os posicionamentos dos volumes alvos nos Linacs foram feitos, na instituição 1 foi solicitado que o cone de 20 mm fosse encaixado no cabeçote e nas instituições 2 e 3, foi solicitado a colocação de um campo com dimensões de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, usando seus sistemas de micro-multilâminas. No OS Iib (*Figura 2.6*), usado para essas verificações, foram colocadas as bolinhas de aço para tomadas radiográficas (filmes X Omat V), com o cabeçote girado de 0° e 90° .

Foi solicitado às instituições, que os filmes após irradiados fossem enviados ao LCR, juntamente, com o SP, para que a padronização no procedimento dos filmes fosse mantida. O laboratório, após processamento de todos os filmes pode avaliar a coincidência dos centros dos campos radiativos com a posição do isocentro, através das bolinhas para os três volumes alvos. A tolerância estabelecida para essa verificação é de $\pm 1 \text{ mm}$ [AAPM (1995)].

Verificação da precisão dosimétrica do sistema de planejamento

Nos sistemas de planejamento, usasse algoritmos para os cálculos dos tempos relativos a dose absorvida prescrita. Na Literatura [IAEA (2005)] recomenda-se que para o planejamento dos feixes externos convencionais ($\geq 4 \times 4 \text{ cm}^2$) a acurácia no cálculo da dose absorvida deve ser $< \pm 3 \%$, para os quais o gradiente da dose absorvida é pequeno e a acurácia da posição das curvas de isodose, calculada e medida deve ser $\leq \pm 2 \text{ mm}$ [AAPM (1995)]. Segundo Duggam e Coffey a acurácia do posicionamento das isodoses em regiões com alto gradiente de dose deve ser melhor que para o tratamento convencional, ou seja $< \pm 1 \text{ mm}$ e a acurácia no cálculo da dose absorvida no volume alvo deve ser $\leq \pm 2 \%$ [Duggam (1998)].

Verificação da dose absorvida no volume alvo, com TLDs

Com as imagens feitas usando o OS Iia, agora considerando o volume alvo de 2 cm de diâmetro no isocentro, calculou-se o número de UM para o Linac, correspondente a 10Gy para irradiação dos TLDs distribuídos no eixo do cilindro do OS Iib, incluindo o volume alvo (um dosímetro no isocentro do volume alvo e os outros distanciados de 0,5; 1,0 e 3,0

cm). O cálculo do tempo para as doses absorvidas prescritas foi feito em cada instituição, no sistema de planejamento, segundo a prática clínica para tratamentos dos pacientes. Foram pedidos aos usuários os comprovantes desses tempos de tratamento, para serem corroborados nas análises dos resultados. Com o OS IIa fixado na mesa de tratamento, localizaram-se as coordenadas do volume alvo a ser irradiado, como mostrado na *Figura 2.21*. Retirou-se o OS IIb (*Figura 2.6*) e colocou-se o OS IIc (*Figura 2.8*), contendo os dosímetros TLDs em miniatura. Esses TLDs foram irradiados com os tempos calculados com técnicas de diferentes tratamentos. Assim na instituição 1, usando-se o cone encaixado no cabeçote do Linac, como mostrado na *Figura 2.21 a*, a irradiação foi realizada com o giro do cabeçote formando arcos em 5 posições da mesa. Na instituição 2, usando-se campos conformacionais com micro-multilâminas (mMLC), o aplicador (Siemens) foi encaixado no cabeçote do Linac, como mostrado na *Figura 2.21 b* e a técnica consistia em distribuir o tempo calculado de tratamento entre as 13 entradas (projeções) com o giro do cabeçote e da mesa, e na instituição 3, usando-se campos conformacionais com mMLC, o aplicador (Varian) foi encaixado no cabeçote do Linac, como mostrado na *Figura 2.21 c*, e a técnica consistia em distribuir o tempo calculado de tratamento entre os 5 arcos dinâmicos com o giro do cabeçote e da mesa.

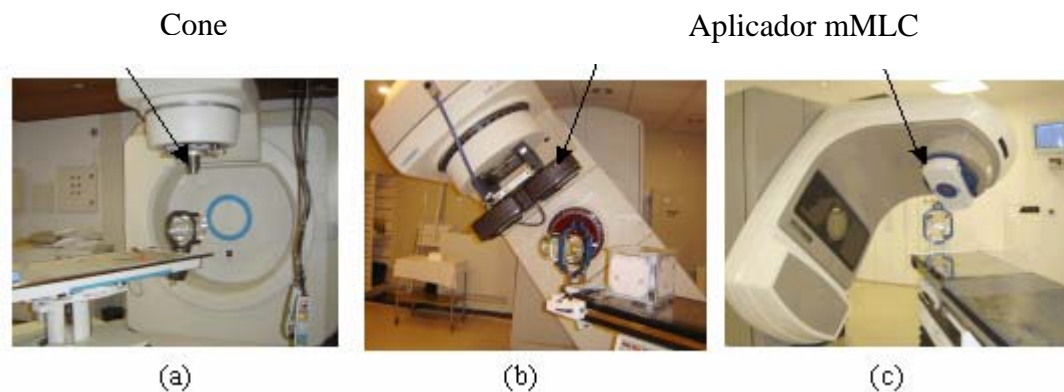


Figura 2.21. Geometria da irradiação dos dosímetros (a) Instituição 1, usando cones (b) Instituição 2, usando mMLC/Siemens (c) Instituição 3 usando mMLC/Varian.

Verificação com filmes radiográficos

No mesmo volume alvo, solicitou-se aos usuários que fizessem os cálculos de tempo para fornecer uma dose de 1,2 Gy no ponto central. No OS IIa (*Figura 2.5*), retirou-se o OS IIb (*Figura 2.6*) e colocou-se o OS IIc (*Figura 2.7*), contendo os filmes no eixo central, assim conseguiu-se fazer a avaliação da distribuição da dose absorvida, feita com o sistema de planejamento.

II.8 Análises de risco provável

O acompanhamento dos procedimentos clínicos da radiocirurgia foi feito, no qual conseguiu-se fazer análises do risco provável de todo o processo durante o tratamento, especificando cada procedimento e destacando-se a etapa com menor e maior risco durante o processo, considerando a presença dos profissionais envolvidos nos procedimentos.

CAPÍTULO III: RESULTADOS E DISCUSSÕES

III.1 Caracterização dos dosímetros

A seguir apresentam-se os resultados da caracterização dos dosímetros utilizados, deste modo se pode conhecer as vantagens e desvantagens dos mesmos na avaliação da influência da suas incertezas relativas ao resultado final.

III.1.1 Câmara de ionização

Repetitividade e estabilidade

Na *Figura 3.1* apresentam-se os valores das leituras das cargas coletadas pela CI (0,125 cm³), ao ser irradiada com uma fonte de referência (⁹⁰Sr). Esses valores foram corrigidos pelos fatores ambientais de pressão e temperatura e normalizadas para o valor da primeira leitura.

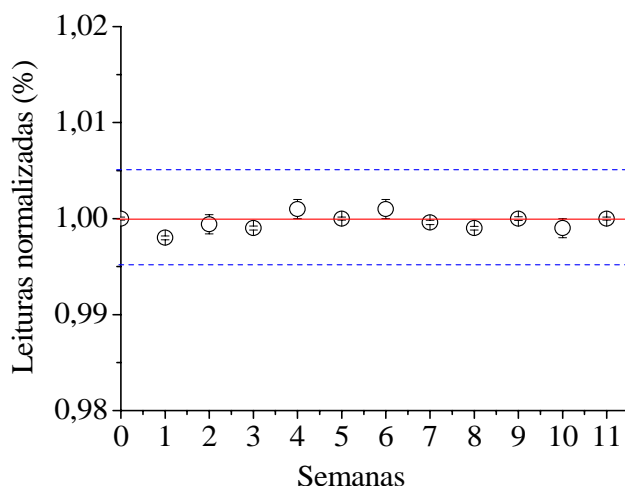


Figura 3.1. Valores das leituras médias normalizadas da CI, irradiada com uma a fonte de referência de ⁹⁰Sr.

Para a análise da repetitividade foram feitas 5 medidas de leitura, que apresentaram uma variação na incerteza padrão relativa de 0,04 até 0,06 %.

Para o estudo da estabilidade considerou-se o conjunto de dados coletados durante o processo da tomada de dados para o trabalho. Observou-se que a CI apresentou um comportamento com um desvio percentual dentro de $\pm 0,50$ %, sendo sua incerteza padrão relativa de 0,31 %. Dos resultados obtidos, este sistema apresenta boa repetitividade e é um sistema estável.

Reprodutibilidade

Como citado no *Item II.3.1*, a reprodutibilidade é consequência direta da sua estabilidade, então dos dados da estabilidade a variação máxima da CI está dentro das tolerâncias estabelecidas [IEC (1997)] que é de $\pm 1\%$ do valor de referência, sendo que este é parte dos

dosímetros absolutos. Considerou-se como incerteza padrão relativa, a mesma que no caso da reprodutibilidade (0,31 %).

Linearidade e sensibilidade

Na *Figura 3.2* para a CI irradiada com fótons de 6 MV, apresentam-se os valores médios das leituras das cargas coletadas, corrigidos pelo fator de correção de pressão e temperatura.

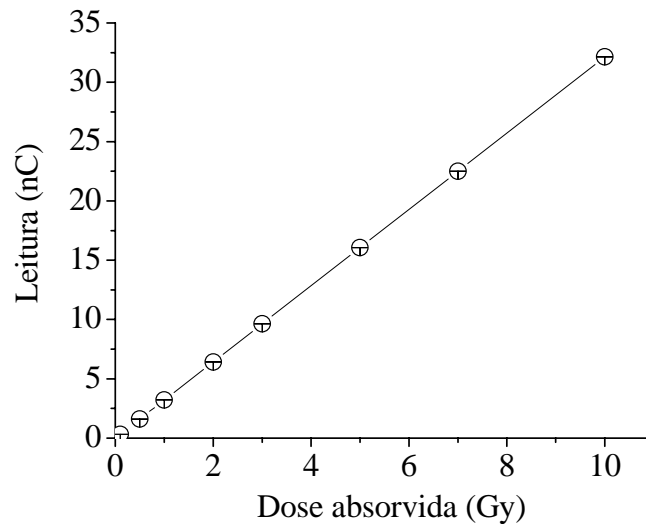


Figura 3.2 Valores das médias das leituras da CI irradiada com um feixe de fótons de 6 MV, do Clinac 2100, para diferentes valores de dose absorvida, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm.

Dos dados obtidos observa-se que este sistema apresenta uma resposta linear com o aumento da dose absorvida. Fazendo-se um ajuste linear, tem-se um coeficiente de correlação linear de $R^2 = 1$, cujo comportamento é dado pela seguinte relação:

$$L(\text{nC}) = 3,23 * D (\text{Gy}) \quad (3.1)$$

Onde:

- L : leitura (nC),
- D : dose absorvida (Gy).

Na análise da sensibilidade observou-se que esta é de $3,23 \text{ nC} \cdot \text{Gy}^{-1}$ e para o cálculo do limite de detecção mínima, considerou-se, segundo o recomendado na literatura [Mahesh, (1985)], aquele dado pela seguinte relação:

$$L_{\text{min}} = L_{\text{fundo}} + 3\sigma \quad (3.2)$$

Onde:

- L_{min} : leitura mínima de detecção,
- L_{fundo} : leitura de fundo,
- σ : desvio padrão.

Para a análise o valor da leitura foi convertido à dose absorvida, assim o valor da dose absorvida mínima detectada foi de $0,082 \pm 0,001 \mu\text{Gy}$.

Em geral apresenta boa resposta à radiação, denotando viabilidade e confiabilidade do seu uso como padrão neste trabalho.

Fator devido a presença do objeto simulador II

Fazendo-se a comparação das leituras da CI usando o OS Ia de placas (*Figura 2.1*) e o OS IIa cilindro (*Figura 2.5*) (este OS IIb (*Figura 2.6*) inserido), obteve-se o valor de $F_f = 1,002$. Este valor foi considerado de referência para os fatores devido a presença do OS II com os outros dosímetros OSb,c,d.

III.1.2 TLD

Na *Figura 3.3* é mostrado o espectro de emissão TL para o dosímetro de LiF: Mg, Cu, P, com e sem o tratamento de pré-leitura, irradiado com fótons de 6 MV para uma dose absorvida de 1 Gy, e posteriormente lidos com os parâmetros mencionados na *Tabela II.3*.

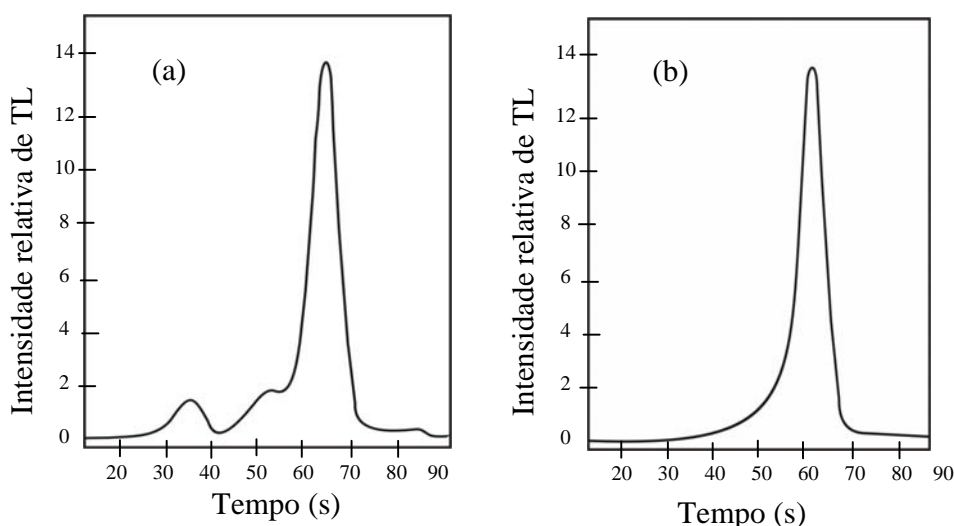


Figura 3.3. Curva do sinal do TLD para o dosímetro irradiado com uma dose absorvida de 1 Gy, de fótons de 6 MV, no Clinac 2100 (a) com tratamento pré-leitura e (b) sem tratamento pré-leitura.

Reprodutibilidade

Na *Figura 3.4* apresentam-se os valores das médias de 4 leituras dos dosímetros irradiados com fótons de 6 MV, para este caso usou-se o tratamento pré-leitura para cada dosímetro.

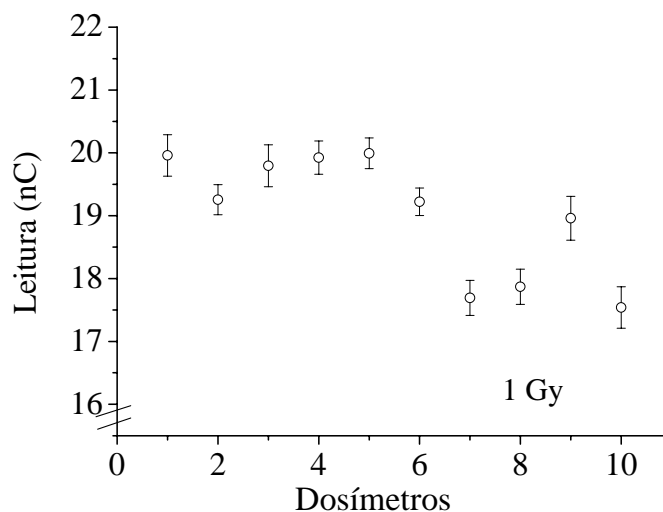


Figura 3.4. Valores das leituras médias obtidas dos TLDs, irradiados para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm, profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100, com fótons de 6 MV.

Para a análise da reprodutibilidade de cada dosímetro considerou-se o conjunto das medidas das leituras que apresentaram uma variação na incerteza padrão relativa de 1,14 até 1,88 %. Para o estudo da reprodutibilidade do conjunto de TLDs, as leituras foram convertidas para dose absorvida, para tal, cada dosímetro foi multiplicado pelo fator de calibração, *Item (III.2.2)* depois as leituras foram normalizadas para o primeiro dosímetro, como apresentados na *Figura 3.5*.

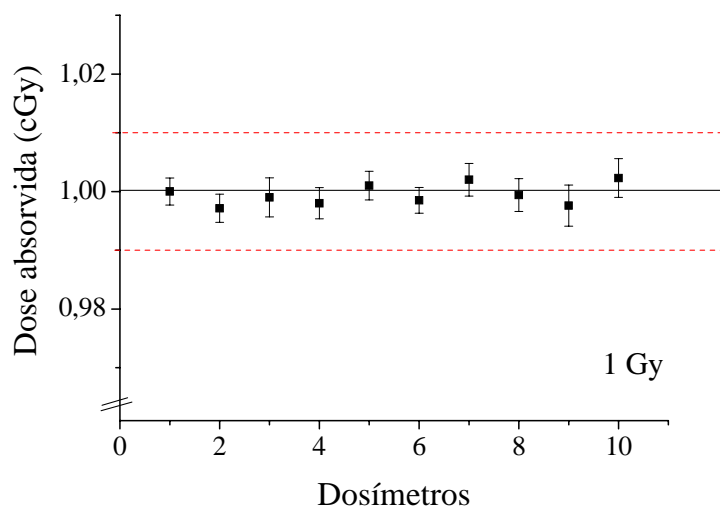


Figura 3.5. Valores das leituras médias normalizadas obtidos dos TLDs, irradiados para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm, profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100 e feixe de fótons de 6 MV.

No estudo da reprodutibilidade observou-se que o grau de concordância entre os resultados das medidas realizadas com diferentes TLDs irradiados nas mesmas condições, pode-se observar que os 10 dosímetros encontram-se dentro das tolerâncias estabelecidas pelo IEC ($\pm 1\%$) [IEC (1997)].

Para o estudo das incertezas no estudo final para o caso da reprodutibilidade, considerou-se o valor máximo do desvio padrão das leituras (1,88 %) já que a incerteza padrão relativa da reprodutibilidade do conjunto de dosímetros TLs será considerada juntamente com o da estabilidade.

Estabilidade

Na *Figura 3.6* são apresentados os valores das médias de 4 leituras dos TLDs, irradiados com fótons de 6 MV. Esses dosímetros foram divididos em 2 grupos, Grupo 1 sem tratamento térmico e Grupo 2 com tratamento térmico, como indicado no *Item II.4.2*.

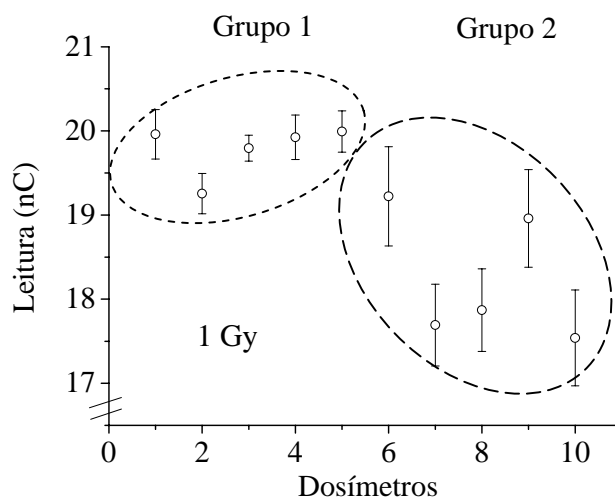


Figura 3.6. Valores das leituras médias obtidas, dos dois grupos de TLDs, irradiados com fótons de 6MV, num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm, profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

Dos resultados das leituras das cargas coletadas observa-se que os TLDs apresentam valores de incerteza menores de 1,88 % para o Grupo 1 e de 3,25 % para o Grupo 2.

Dos dados publicados [Martin (2000)] tem-se que este tipo de dosímetro, apresenta uma diminuição de sinal TL com o aumento da temperatura para leituras em 240 até 260 °C. Há uma diminuição da sensibilidade, e também da reprodutibilidade, então pode-se explicar que esses dosímetros são sensíveis às temperaturas, como se observa na *Figura 3.6*.

Linearidade e sensibilidade

Na *Figura 3.7* apresentam-se os valores das médias de 4 leituras dos TLDs, irradiados com fótons de 6 MV.

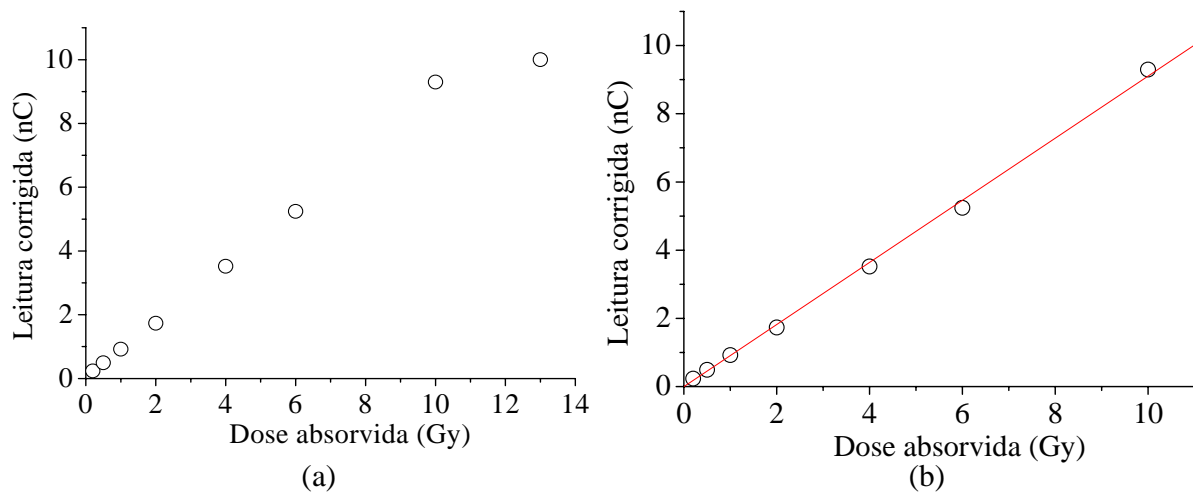


Figura 3.7. Valores das leituras médias obtidas dos TLDs, irradiados com fótons de 6 MV num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm, profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100, para valores de doses de até (a) 13 Gy e (b) 10 Gy.

Na *Figura 3.7(a)* observa-se que se tem um comportamento linear até 10 Gy, coincidindo com os resultados das referências [Olko (2002)] acima deste valor inicia-se a região da supralinearidade.

Para ser fazer a análise da linearidade os dados apresentados na *Figura 3.7(b)*, foram considerados assim observa-se que este sistema apresenta uma resposta proporcional linear com o aumento da dose absorvida e fazendo um ajuste linear, tem-se um coeficiente de correlação linear $R^2 = 0,998$, com a seguinte relação:

$$L(\text{nC}) = 0,917 * D (\text{Gy}) \quad (3.3)$$

Onde:

- L : leitura (nC),
- D : dose absorvida (Gy).

Dos dados observa-se que as incertezas apresentadas pelos TLDs são independentes das doses absorvidas.

Como foi mostrado no *Item II.3*, fazendo uso da *equação 2.2*, tem-se os valores dos fatores de ajuste linear para diferentes valores de doses absorvidas normalizadas para 2 Gy, avaliado na faixa linear (até 10 Gy) são apresentadas na *Figura 3.8*.

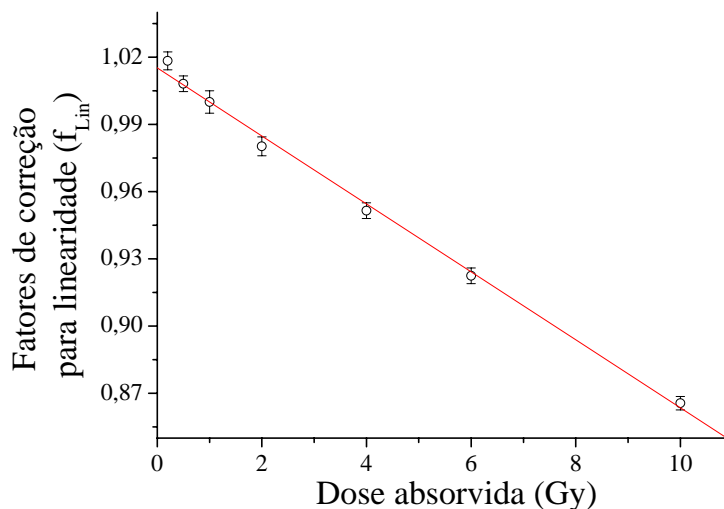


Figura 3.8. Fatores de correção da linearidade para a resposta TL.

Dos dados obtidos, observa-se representam um comportamento linear com o coeficiente de correlação $R^2 = 0,996$, obtendo-se a relação dos fatores de correção pela energia em função dos valores da dose absorvida.

$$F_{lin} = 1,015 - 0,015 \cdot D \text{ (Gy)} \quad (3.4)$$

Onde:

- F_{lin} : fator de correção pela linearidade,
- D : dose absorvida (Gy).

Na análise da sensibilidade, observa-se que a razão do sinal TL pela a unidade da dose absorvida é de $0,92 \text{ nC Gy}^{-1}$. Fazendo-se uso da equação (3.2) tem-se que a dose absorvida mínima de detecção é de $1,942 \text{ mGy}$, coincidindo este valor com o publicado [Martin, 2000]. Portanto este dosímetro pode ser aplicável para pontos de medidas fora do campo de radiação no CQ postal da radiocirurgia.

Dependência energética

Como foi mostrado no Item II.3, fazendo-se uso da equação (2.4) tem-se os valores dos fatores de correção pela energia, normalizados para o valor da energia de ^{60}Co , por este apresentar maior estabilidade nas leituras [IAEA (1997)], são apresentadas na Figura 3.9.

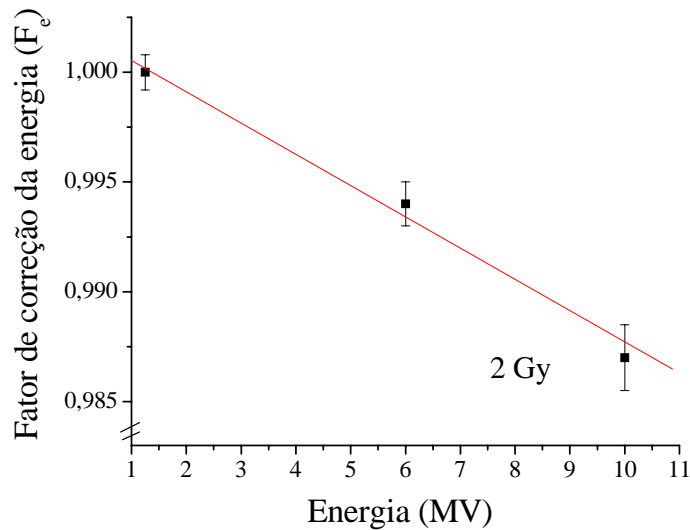


Figura 3.9. Fator de correção pela energia para TLDs irradiados com fótons de 6 MV, em função dos valores de energia, para um campo de 10 x 10 cm², profundidade de 5 cm no Clinac 2100.

Dos dados obtidos na *Figura 3.9* observa-se um comportamento linear com o coeficiente de correlação $R^2 = 0,990$, obtendo-se a relação dos fatores de correção pela energia em função dos valores da energia.

$$F_e = 1,002 - 0,002 * (E) \quad (3.5)$$

Onde:

F_e: fator energia

E: energia

Esses resultados estão em concordância com os publicados para sistemas dosimétricos similares ao utilizado no presente trabalho [Mobit (1996), Vestad (2004)].

Dos dados obtidos observa-se uma diferença de valor de 1,3 %, entre o valor de referência para o ⁶⁰Co e 10 MV. Resultados próximo já publicado [Vestad (2004)] de 1,2 %, o qual foi considerado não significativo.

Desvanecimento do sinal

Na *Figura 3.10* apresenta-se o comportamento dos valores das médias das leituras dos TLDs ao longo do tempo, normalizadas para o valor da primeira leitura e orientada cronologicamente.

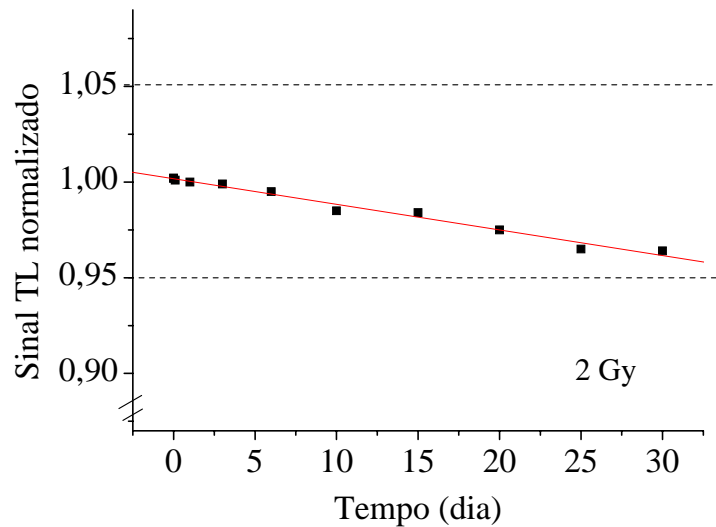


Figura 3.10. Desvanecimento do sinal do TLD.

No teste de desvanecimento do sinal foi observado um período de estabilidade da resposta do TLD, para o intervalo entre 0,1 até 30 dias. Os resultados apresentaram uma estabilidade no período analisado com uma incerteza padrão relativa de 0,01 % e taxa de desvanecimento de $0,025 \text{ nC.dia}^{-1}$.

Os dados apresentam um comportamento linear com o coeficiente de correlação $R^2 = 0,983$ e uma incerteza padrão relativa de 0,02 %, obtendo-se a relação dos fatores de correção pelo desvanecimento em função do tempo, pela seguinte relação.

$$F_{\text{des}} = 1,002 - 0,001 (T) \quad (3.6)$$

Onde:

F_{des} : fator de desvanecimento;
 T: tempo (dias).

Fator pela presença do objeto simulador II

Fazendo a comparação das leituras dos TLDs usando OS Ib (*Figura 2.2*) e o OS IIa (*Figura 2.5*), obteve-se o valor de: $F_f = 1,002 \pm 0,004$. Valor que concorda com o valor obtido pela CI.

Do estudo feito a seguir, algumas considerações são apresentadas para o uso do TLD:

- A verificação da estabilidade da luz na leitora foi realizada antes de cada leitura dos TLDs, apresentando uma variação da sensibilidade menor do 0,5% [IAEA (2000)].
- Uma das coisas que se deve levar em consideração é o ciclo de reutilização, já que este pode afetar na reprodutibilidade. Assim a temperatura da pré-irradiação e de leitura não deve ser maior do que $240 \text{ }^\circ\text{C}$, já que segundo as referências até este valor não se tem a degradação das características dosimétricas do material TL, para este tipo de dosímetro

[Martin (2000), Wang et al. (1990)]. Desta maneira, se tem a preservação das características do material TL para a reutilização [Wang et al. (1990)].

- Um dos cuidados que se deve ter com os TLDs, é a sensibilidade à luz, que tem um efeito significativo na acurácia dos resultados [Duggan et al. (1998)]. Assim Wang et al., reportam 11 % de desvanecimento após 3 horas de exposição [Wang et al. (1986)] e Osway et. al, concluíram que o TLD (LiF: Mg,Cu, P) apresenta uma dependência a luz maior quanto comparado com o MCP-N (TLD-100). Com base nesses antecedentes, recomenda-se colocar os dosímetros dentro de recipientes escuros, como foi considerado neste trabalho.

III.1.3 FXG

Repetibilidade

Na *Figura 3.11* o comportamento das medidas das absorvâncias com suas incertezas, utilizando a feixes de fótons de 6 MV é apresentado para 1Gy. Desses resultados tem-se que o FXG apresentou um comportamento com um desvio percentual máximo de 0,50 %, [IEC (1997)] que está dentro da tolerância recomendada (± 1 %) [IEC (1997)].

Reprodutibilidade e estabilidade

Na *Figura 3.11* apresentam-se os comportamentos das médias de 4 medidas de amostras irradiadas com feixes de fótons de 6 MV e dose absorvida de 1 Gy, normalizadas para o valor da primeira amostra.

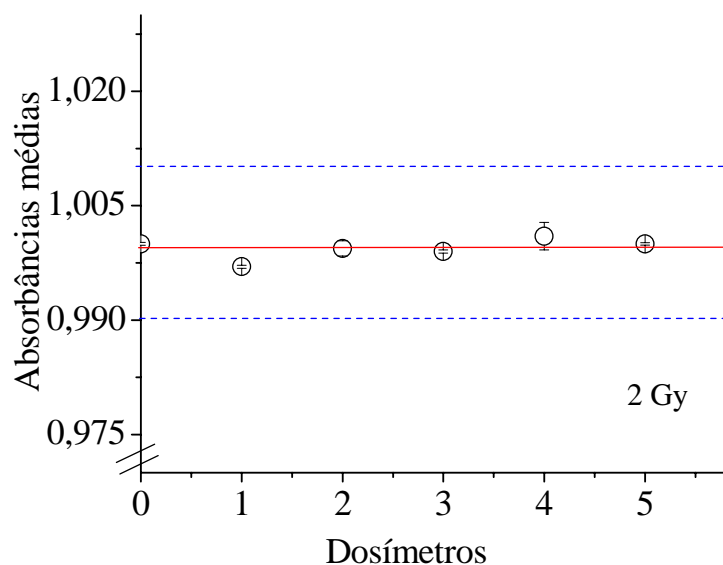


Figura 3.11. Valores das absorvâncias médias normalizadas com suas respectivas incertezas para os FXGs, irradiados com feixe de fótons de 6 MV num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

No estudo da reprodutibilidade e estabilidade do dosímetro FXG, observou-se que o grau de concordância entre os resultados das medidas realizadas com diferentes dosímetros FXG (irradiados nas mesmas condições), assim pode-se observar que os 5 dosímetros encontravam-se dentro das tolerâncias estabelecidas ($\pm 1\%$) [IEC (1997)].

Dos resultados dos dosímetros FXG, pode-se inferir a reprodutibilidade e estabilidade adequadas, porém a viabilidade do seu uso pode ser comprometida devido as suas dependências temporal e ambiental. Com o uso do protótipo, essas dependências podem ser controladas, uma vez que por ser portátil, e simples na sua construção, o mesmo pode ser levado até os Serviços de Radioterapia, podendo-se fazer medidas imediatamente após a irradiação do dosímetro.

Para a análises da estabilidade, observa-se, que entre os dados obtidos estes estão dentro das tolerâncias estabelecidas, mas esta análise será completada com a avaliação do desvanecimento do sinal.

Linearidade e sensibilidade

Na *Figura 3.12* os comportamentos das absorbâncias com suas respectivas incertezas são apresentados, utilizando um feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de dose absorvida

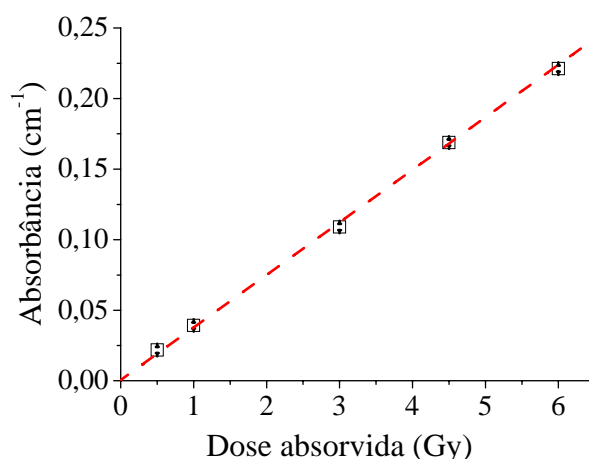


Figura 3.12. Valores das absorbâncias dos FXGs irradiados com feixe de fótons de 6 MV, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm no Clinac 2100.

Dos dados obtidos observa-se que este sistema apresenta uma resposta linear com o aumento da dose absorvida e fazendo um ajuste linear tem-se um coeficiente de correlação linear $R^2 = 0,999$ para a seguinte relação:

$$L(\text{cm}^{-1}) = -0,002 + 0,917 * D (\text{Gy}) \quad (3,7)$$

Onde:

- L : leitura (cm^{-1}),
- D : dose absorvida (Gy).

O valor de 0,002 apresentado na *equação 3.7* é considerado desprezível.

Como foi detalhado no *Item II.3*, fazendo-se uso da *equação 2.2* tem-se os valores dos fatores lineares para diferentes valores de doses absorvidas normalizadas para 2 Gy, avaliado na faixa linear (até 6 Gy) são apresentadas na *Figura 3.13*.

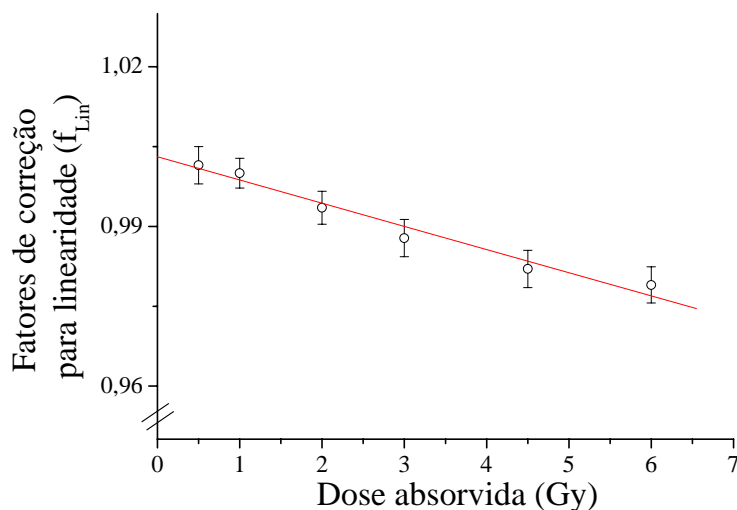


Figura 3.13. Fatores de correção da linearidade para a resposta do FXG.

Dos dados obtidos, observa-se um comportamento linear com o coeficiente de correlação de $R^2 = 0,968$, com uma incerteza padrão relativa de 0,56 %. A relação dos fatores de correção pela linearidade em função dos valores da dose absorvida é dado por.

$$F_{Lin} = 1,003 - 0,004 * D \text{ (Gy)} \quad (3.8)$$

Onde:

- F_{lin} : fator de correção pela linearidade,
- D: dose absorvida (Gy).

Na análise da sensibilidade observa-se que a razão do sinal do FXG pela dose absorvida é de 0,92 nC/Gy. Fazendo uso da *equação 3.2* tem-se que a dose absorvida mínima de detecção é de 6,60 μ Gy.

Desvanecimento do sinal

Na *Figura 3.14* apresenta-se o comportamento dos valores das médias das leituras dos FXGs ao longo do tempo, normalizadas para o valor da primeira leitura.

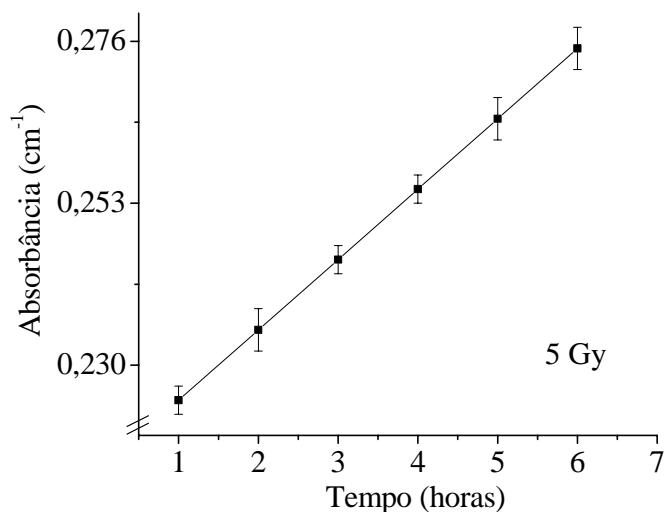


Figura 3.14. Absorbância *versus* tempo (horas) para amostras de FXGs irradiados com fótons de 6 MV num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

Na *Figura 3.14* tem-se o aumento de absorbância em função do tempo. Este comportamento é devido ao aumento de oxidação espontânea de Fe^{2+} para Fe^{3+} , devido ao contato do dosímetro com ar atmosférico.

$$F_{\text{des}} = 0,01 (t) \quad (3.9)$$

Onde:

F_{des} : fator de desvanecimento
 t: tempo (horas)

Da figura acima tem-se um desvanecimento do sinal de no máximo de 0,7% por hora. Nos cuidados com as medidas, o desvanecimento deve ser considerado, por este motivo todas as medidas foram realizadas dentro de um tempo de no máximo meia hora. Este resultado está em concordância com os obtidos por Costa [Costa (2000)]. O comportamento citado pode ser esclarecido através da cinética da reação, onde íons, átomos ou moléculas interagem entre si nos primeiros momentos com uma alta velocidade, e daí o crescimento rápido das curvas. Depois o comportamento irá diminuir para um comportamento estável, pois não haverá mais Fe^{+2} disponível para as reações.

III.1.4 Filme

Repetibilidade

Na *Figura 3.15* apresenta-se o comportamento das medidas da dose absorvida com suas respectivas incertezas, utilizando-se um feixe de fótons de 6 MV para 0,7 Gy. Dos resultados das absorbâncias obtidos tem-se que o filme apresentou um comportamento com um desvio

porcentual máximo de 1,2 % e médio de 0,85 % que para este último está dentro dos limites recomendados [IEC (1997)].

Reprodutibilidade e estabilidade

Na *Figura 3.15* tem-se o comportamento das médias de 4 medidas de amostras de filmes irradiadas com uma dose absorvida de 1 Gy para fótons de 6 MV, normalizadas para o valor do primeiro dosímetro.

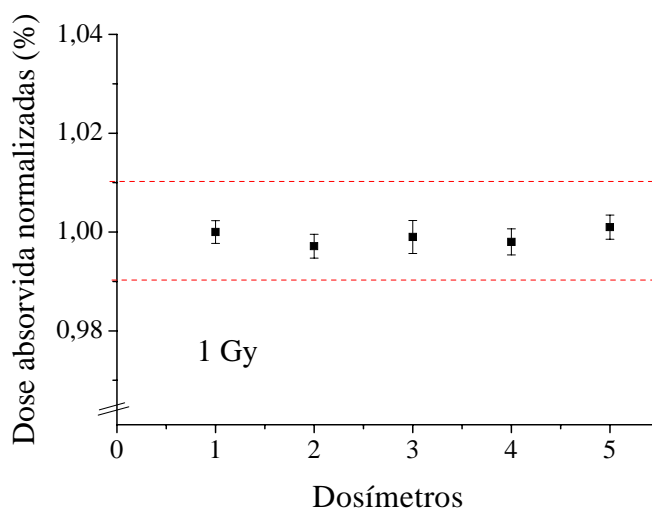


Figura 3.15. Valores das doses absorvidas médias obtidos das amostras de filmes, irradiados com feixe de fótons de 6 MV, num campo de 10 x 10 cm², DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

No estudo da reprodutibilidade e estabilidade, observou-se que o grau de concordância entre os resultados das medidas realizadas com diferentes dosímetros irradiados (nas mesmas condições), está dentro de uma incerteza padrão relativa de 1,32%, os fatores responsáveis para esta incerteza podem ser considerados a homogeneidade do filme e a temperatura durante o processamento do filme, já que este dosímetro tem forte dependência com a temperatura. Para este trabalho foi utilizado o mesmo lote de filmes, mas mesmo assim pode existir diferenças nas emulsões. Este fato que pode afetar os resultados das medidas quantitativas, já que é possível se encontrar diferenças em filmes, do mesmo lote, bem como no próprio filme, pois as distribuições dos grãos não são perfeitamente iguais nem para todos os filmes, nem em todas as posições do mesmo filme.

Para a análises da estabilidade, observa-se que os dados obtidos estão dentro das tolerâncias estabelecidas, mas esta análise será completada com a avaliação do desvanecimento do sinal.

Linearidade e sensibilidade

Na *Figura 3.16* apresentam-se os comportamentos das médias das leituras das DO para um feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de doses.

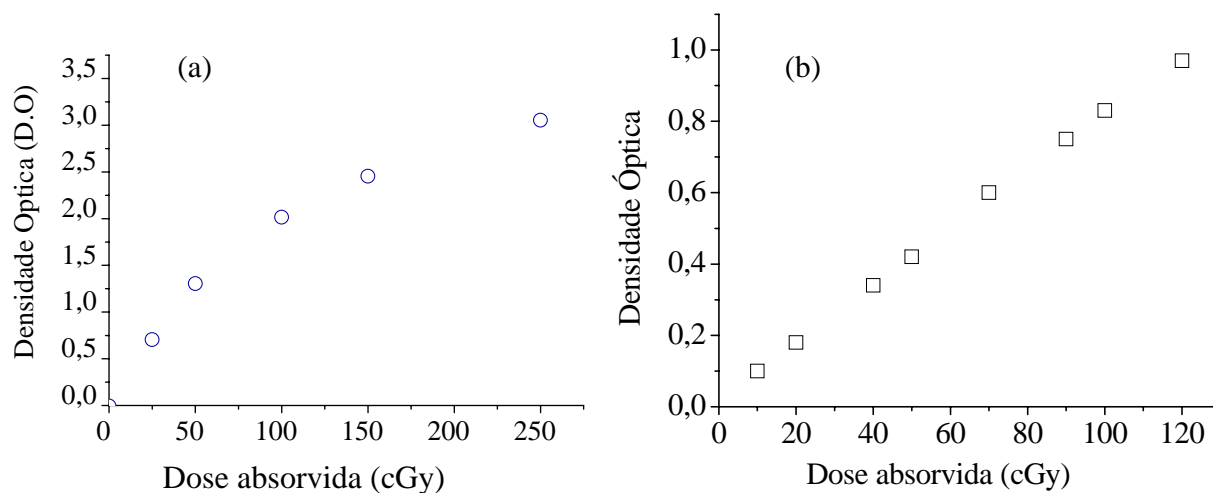


Figura 3.16. Valores das leituras médias obtidos do filme, irradiados com feixe de fótons de 6 MV, num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100, para valores de doses de até (a) 2,5 Gy e (b) 1,2 Gy.

Na *Figura 3.16* observa-se um comportamento linear até 1,2 Gy e acima deste valor inicia-se uma região de saturação. Observa-se que este sistema apresenta uma resposta linear com o aumento da dose absorvida e nesta região tem-se um coeficiente de correlação linear $R^2 = 0,999$, para a com a seguinte relação:

$$L(\text{DO}) = 0,008 * D (\text{Gy}) \quad (3.10)$$

Onde:

L : leitura (DO),

D: dose absorvida (Gy).

Dos dados observa-se que as incertezas apresentadas pelos filmes são independentes das doses absorvidas.

Como foi detalhado no *Item II.3*, fazendo uso da *equação 2.2* na *Figura 3.17* tem-se os valores dos fatores lineares para diferentes valores de doses absorvidas normalizadas para 0,5 Gy, na faixa linear (até 1,2 Gy).

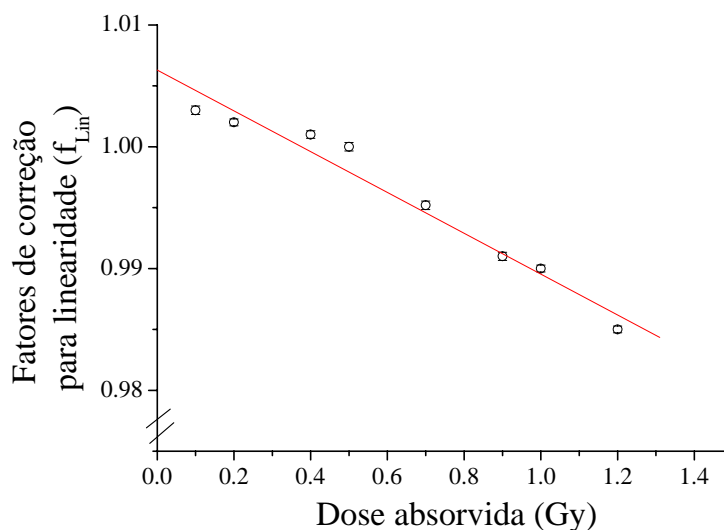


Figura 3.17. Fatores de correção da linearidade para a resposta do filme.

Dos dados obtidos observa-se que há um comportamento linear com o coeficiente de correlação de $R^2 = 0,966$. A relação dos fatores de correção pela linearidade em função dos valores da dose absorvida é dado por:

$$F_{Lin} = 1,006 - 1,006 * D \text{ (Gy)} \quad (3.11)$$

Onde:

F_{lin} : fator de correção pela linearidade,
 D: dose absorvida (Gy).

Na análise da sensibilidade observa-se que a razão do sinal do filme pela dose absorvida é de $0,01 \text{ DO Gy}^{-1}$. Fazendo uso da equação 3.2 tem-se que a dose absorvida mínima de detecção é de $1,942 \mu\text{Gy}$. Portanto, este dosímetro pode ser aplicável para pontos de medidas fora do campo de radiação no CQ postal na radiocirurgia.

Dependência energética

Como foi detalhado no *Item II.3*, fazendo-se uso da equação 2.4 obtem-se os valores dos fatores de correção pela energia normalizados para o valor da energia do ^{60}Co , que são apresentados na *Figura 3.18*.

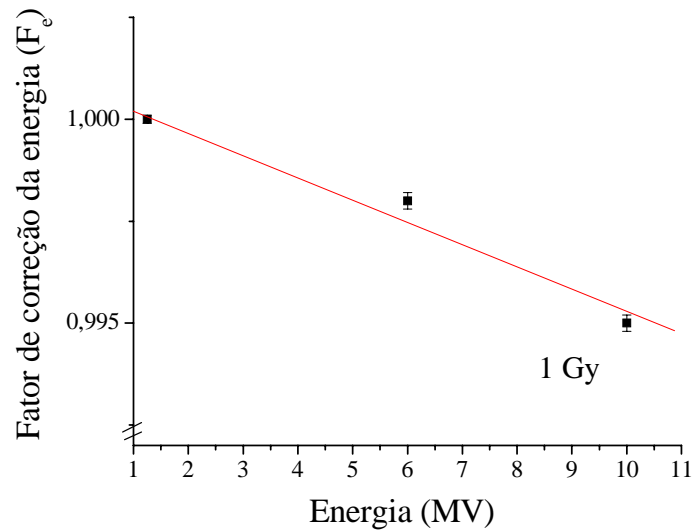


Figura 3.18. Fator de correção pela energia em função dos valores de energia para filmes, irradiados com feixe de fótons de 6 MV num campo de 10 x 10 cm² e profundidade de 5 cm, no Clinac 2100.

Dos dados obtidos na *Figura 3.18* tem-se um comportamento linear com um coeficiente de correlação $R^2 = 0,982$. A relação dos fatores de correção pela energia em função dos valores da energia é dada por.

$$F_e = 1,001 - 0,001 * (E) \quad (3.12)$$

Onde:

F_e : fator energia,

E : energia.

Esses resultados estão em concordância com os publicados para sistemas dosimétricos similares ao utilizado no presente trabalho [Vestad (2004)]. Dos dados obtidos observa-se uma diferença de valor de 1,3 %, entre o valor de referência do ⁶⁰Co para 10 MV. Sendo este valor ainda abaixo do publicados 1,2 % [Vestad (2004)] que tinha sido considerado não significativo.

Desvanecimento do sinal

Na *Figura 3.19* o comportamento dos valores das médias de 3 medidas das DOs dos filmes ao longo do tempo, normalizadas para o valor da primeira leitura.

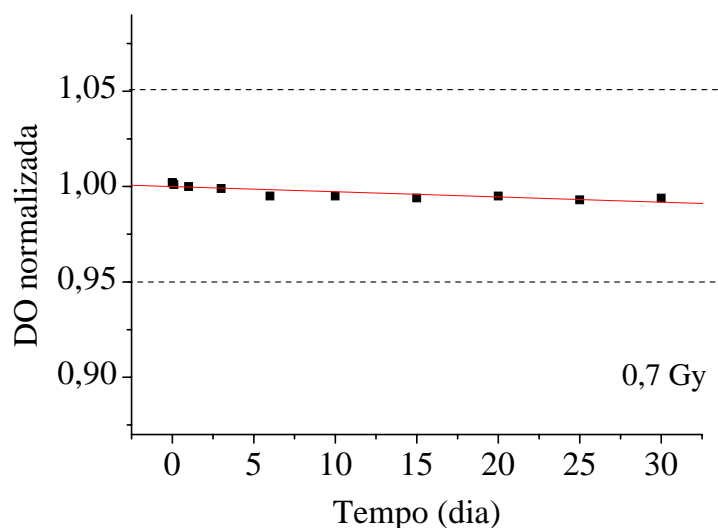


Figura 3.19. Desvanecimento da densidade ótica em função do tempo, para filmes irradiados com feixe de fótons de 6 MV, num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

No teste de desvanecimento conseguiu-se mostrar um período de estabilidade da resposta do filme para um intervalo de 30 dias. Os resultados apresentaram uma taxa de desvanecimento de 0,002 DO/dia, o que pode ser considerado uma taxa de desvanecimento baixa.

A *Figura 3.19* apresenta o comportamento das medidas no tempo após a irradiação com $R^2 = 0,724$, para um ajuste linear de:

$$F_{\text{des}} = 1,000 - 0,0002 (T) \quad (3.13)$$

Onde:

F_{des} : fator de desvanecimento,
 T : tempo (dias).

A perda de informação do filme pode ser agravada em ambientes com altas temperaturas, combinadas com altas umidades. A DO sendo reduzida, pode comprometer a veracidade das informações iniciais contidas no filme.

Fator pela presença do objeto simulador II

Fazendo a comparação das leituras dos filme usando o OS Ib (*Figura 2.2*) e o OS IIa (*Figura 2.3*), obteve-se $F_f = 1,004 \pm 0,003$, este valor concorda com o valor obtido pela CI.

III.2 Calibração dos dosímetros

A seguir são apresentados os resultados das calibrações dos dosímetros em estudo, usando como dosímetro padrão a CI.

III.2.1 Câmara de ionização

Neste caso a CI foi calibrada num Laboratório secundário da PTW onde o fator de calibração no ar (N_k). Deste foi obtido o fator de calibração na água (N_d), segundo procedimento apresentado no *Apêndice 1*.

Como dito no *Item II.5.1*, para o cálculo da dose absorvida precisa-se de fatores de correção. A seguir apresentam-se esses fatores:

Cálculo experimental do fator de polaridade:

Obtém-se o fator de polaridade:

$$L (V_{-300}) = 3,208 \pm 0,001$$

$$L (V_{+300}) = 3,179 \pm 0,004$$

Então: $K_{pol} = 0,995$

Cálculo experimental do fator por recombinação:

Obtém-se o fator por recombinação:

$$L (V_{-300}) = 3,208 \pm 0,001$$

$$L (V_{-150}) = 3,211 \pm 0,002$$

Então: $K_s = 0,995$

III.2.2 TLDs

Na *Tabela III.1* tem-se os valores dos fatores de calibração dos TLDs, irradiados com fótons do ^{60}Co , considerando como dosímetro padrão a CI.

Tabela III.1. Valores dos fatores de calibração de cada dosímetro TL em estudo.

Identificação do dosímetro	Fator de calibração	Identificação do dosímetro	Fator de calibração
1	$0,937 \pm 0,029$	17	$0,887 \pm 0,022$
2	$0,827 \pm 0,021$	18	$0,858 \pm 0,023$
3	$0,773 \pm 0,029$	19	$0,838 \pm 0,019$
4	$0,730 \pm 0,029$	20	$0,806 \pm 0,015$
5	$0,669 \pm 0,011$	21	$0,832 \pm 0,013$
6	$0,739 \pm 0,013$	22	$0,910 \pm 0,025$
7	$0,745 \pm 0,025$	23	$0,902 \pm 0,029$
8	$0,891 \pm 0,029$	24	$0,863 \pm 0,018$
9	$0,709 \pm 0,018$	25	$0,855 \pm 0,020$
10	$0,865 \pm 0,020$	26	$0,992 \pm 0,013$
11	$0,902 \pm 0,022$	27	$0,771 \pm 0,022$
12	$0,837 \pm 0,018$	28	$0,885 \pm 0,017$
13	$0,800 \pm 0,015$	29	$0,792 \pm 0,019$
14	$0,820 \pm 0,019$	30	$0,842 \pm 0,025$
15	$0,787 \pm 0,021$	31	$0,834 \pm 0,011$
16	$0,850 \pm 0,017$		

III.2.3 Fricke Xilenol Gel

Na *Figura 3.20* comportamento das médias das leituras das absorbâncias, utilizando um feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de doses absorvidas é apresentado.

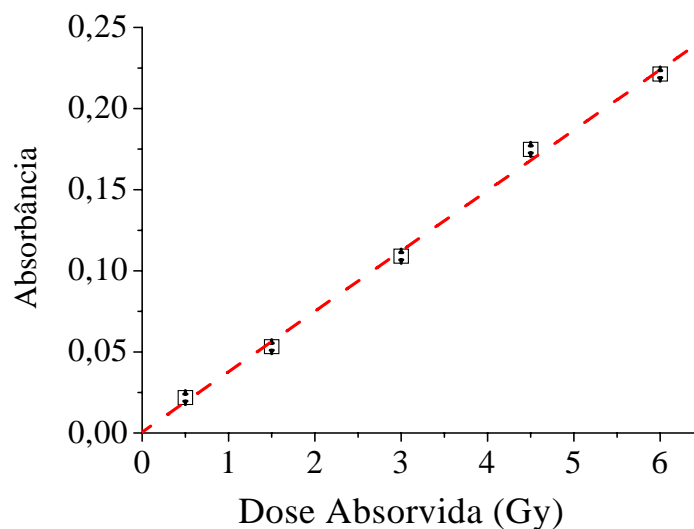


Figura 3.20. Curva de calibração da absorbância *versus* dose absorvida, para FXGs irradiados com feixes de 6 MV num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

Os valores da absorbância relacionados aos da dose absorvida na *Figura 3.20* foram ajustados a uma reta com $R^2 = 0,996$, o que significa que este tem uma boa resposta.

$$A = 0,037 D \quad (3.14)$$

Onde:

- A: absorbância,
- D: dose absorvida (Gy).

III.2.4 Filme

Na *Figura 3.21* são apresentados os comportamentos das médias das leituras das DO utilizando um feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de doses absorvidas.

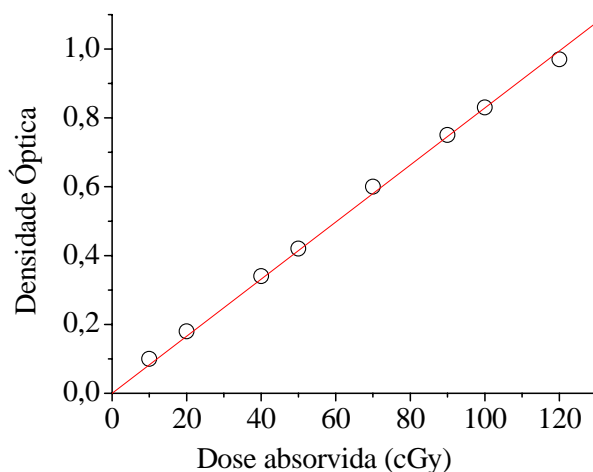


Figura 3.21. Curva sensitométrica do filme Kodak X-Omat V, para irradiação de um feixe de 6 MV, num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS 100 cm e profundidade de 1,5 cm, no Clinac 2100.

Esses valores foram ajustados a uma reta, com $R^2 = 0,999$. A *equação (3.15)* relaciona os valores da DO com a dose absorvida, para este caso será:

$$DO = 0,022 + 0,008 D \quad (3.15)$$

Onde:

DO : densidade ótica

D: dose absorvida (Gy)

III.3 Características dosimétricas para campos quadrados pequenos

As medidas dos parâmetros dosimétricos obtidas com os dosímetros em estudo, foram analisadas e comparadas com dados publicados, identificando as possíveis incertezas e a técnica adequada na dosimetria de feixes com campos pequenos.

III.3.1 Fator de campo (F_c)

Na *Figura 3.22* apresentam-se os valores médios dos F_c , medidos com os dosímetros selecionados, para vários tamanhos de campo, irradiados com feixe de fótons de 6 MV, na DFS de 100 cm, na profundidade de 1,5 cm. Na Figura também tem-se os dados de MC para o mesmo tipo de feixe [De Vlaminck et al. (1999)].

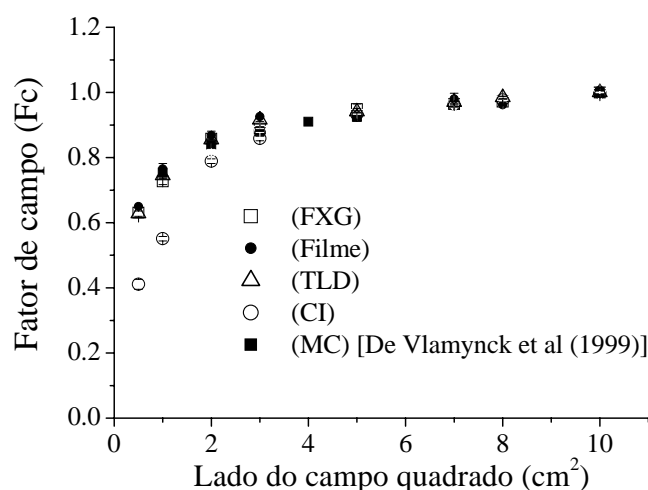


Figura 3.22. Fator de campo *versus* dimensão do campo quadrado para fótons de 6 MV do Clinac 2100.

Dos dados obtidos observa-se uma queda pronunciada dos F_c para dimensões de campos menores de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, em geral este efeito está associado à pequena contribuição dos fótons secundários, resultando uma diferença na distribuição espectral quanto comparado com campos convencionais ($> 4 \times 4 \text{ cm}^2$) como observado na literatura [Westermarck et al. (2000)].

Para campos menores que $4 \times 4 \text{ cm}^2$ as discrepâncias mais significativas são para valores medidos com a CI, isto pode ser atribuído ao problema de volume para campos menores $4 \times 4 \text{ cm}^2$, além do problema do DEL, a qual provoca trocas na razão do poder de freiamento água/ar e reduz a fluência de elétrons no eixo central como foi observado na literatura [Molina et al. (2002)], resultando em doses mais baixas no ar dentro da cavidade que as no meio [Wu et al. (1993)].

A incerteza apresentada para cada dosímetro varia nos seguintes intervalos: CI (0,26-1,17%), TLD (0,57-0,86 %), FXG (0,47-0,98%) e filme (0,94-1,19%) das quais pode-se inferir

que as incertezas para a CI aumentam com a redução do tamanho de campo e o filme apresenta maior incerteza devido a não homogeneidade das amostras dos filmes utilizados.

Os valores obtidos com TLD e FXG encontram-se próximos dos valores obtidos com MC [De Vlaminck (1999)] viabilizando assim o uso deles para se obter os valores de F_c para campos pequenos.

Para o caso do *filme*, usa-se como material detector o brometo de prata, elemento de elevado número atômico não equivalente à água, que apresenta razões de poderes de freamento água-brometo de prata superiores a uma unidade, especialmente em energias baixas de elétrons primários (< 1 MeV) [Molina et al (2002), Heydarian et al. (1996)], este fato produz a redução do DEL, e implica uma ligeira sobre-estimação da dose medida em campos muito pequenos, como observado nos resultados deste trabalho, sendo este efeito observado na literatura [Somigliana et al. (1999)].

Os valores de F_c mais críticos para o campo de $(0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2)$ estão no intervalo provenientes de: CI (0,411), TLD (0,628), FXG (0,631) e filme (0,65), para o uso na rotina, poderia se considerar a média entre esses valores ou seja 0,636 desconsiderando a CI.

Avaliações percentuais das quedas dos valores do F_c

Na *Tabela III.2* são apresentadas as avaliações percentuais das quedas dos valores do F_c , para isso, estes foram divididos em três grupos de análises, sendo que o primeiro grupo é para campos entre $8 \times 8 - 5 \times 5 \text{ cm}^2$ o segundo para campos entre $5 \times 5 - 2 \times 2 \text{ cm}^2$ e o terceiro para campos entre $2 \times 2 - 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$.

Tabela III.2. Valores das incertezas percentuais nas avaliações dos F_c para diferentes grupos de tamanhos de campo e dosímetros.

Dosímetro	$8 \times 8 - 5 \times 5 \text{ cm}^2$	$5 \times 5 - 2 \times 2 \text{ cm}^2$	$2 \times 2 - 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$
CI	4,50	15,43	47,91
TLD	4,47	6,78	26,55
FXG	4,42	6,99	26,46
Filme	3,22	6,77	25,12
MC*	4,24	6,19	-

*[De Vlaminck et al (1999)]

No primeiro intervalo observa-se uma incerteza entre 3,22 e 4,50 %, apresentando assim quedas praticamente constantes para todos os dosímetros.

No segundo intervalo tem-se uma incertezas de 6,77 a 15,43 %, segundo Rustgi a queda dos valores dos F_c no intervalo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $2 \times 2 \text{ cm}^2$ deve ser menor que 7% [Rustgi et al. (1995)], dos dados obtidos, excetuando-se os da CI, observa-se que os dosímetros estão dentro da tolerância.

Para o terceiro intervalo avaliado a redução dos valores é bem maior indo de 25, 12 a 47,91 %. Segundo a literatura [Rustgi et al. (1995)] este valor deve ser menor que 29% e novamente dos dados obtidos todos os dosímetros, estão dentro das tolerâncias exeto a CI.

Análises percentuais das comparações entre F_c com os dosímetros

Na *Tabela III.3* as análises das comparações percentuais para os campos de 5 x 5 e 2 x 2 cm², são apresentadas entre os valores dos fatores de campo obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.3. Incertezas apresentadas (%) na comparação das medidas entre os valores dos dosímetros para os campos de 5 x 5 e 2 x 2 cm² (este último no lado direito em itálico).

Dosímetro	CI	TLD	FXG	Filme	MC*
CI		3,89	2,67	4,88	3,95
TLD	0,64		1,04	1,52	1,04
FXG	1,68	0,84		1,10	1,86
Filme	0,43	1,07	0,02		3,22
MC *	1,07	1,17	0,10	0,21	

*[De Vlamynick et al (1999)]

Das comparações pode-se inferir que para o campo de 5 x 5 cm², os resultados apresentam valores menores do que 1,17 %, sendo menor do que 2 % estabelecido no segundo protocolo [IAEA (2005)].

Para o campo 2 x 2 cm², nos resultados tem-se valores menores que 4,88 %. Entretanto para a maioria das comparações a tolerância é ultrapassada. Nota-se que o dosímetro que melhor se comporta é o FXG.

Na *Tabela III.4* as análises das comparações percentuais para o campo de 0,5 x 0,5 cm², são apresentadas entre os valores dos F_c obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.4. Incertezas (%) na comparação das medidas entre os dosímetros para o campo de 0,5 x 0,5 cm²

Dosímetro	CI	TLD	FXG	Filme
CI	-	-	-	-
TLD	13,66	-	-	-
FXG	14,08	0,49	-	-
Filme	18,30	5,38	4,92	-

Para o campo de 0,5 x 0,5 cm² as incertezas são ainda maiores com relação aos outros campos. A incerteza máxima é de 18,30 % para o caso da CI e o filme, atribuindo-se essa diferença aos problemas mencionados anteriormente.

Ajuste do comportamento dos fatores de campo

Os valores de F_c obtidos foram ajustados a uma exponencial de primeira ordem (equação 3.16), os coeficientes do ajuste são apresentadas na *Tabela III.5*.

$$y = y_o + A_1 \exp(-x/t_1) \quad (3.16)$$

Tabela III.5 Valores dos coeficientes do ajuste exponencial de primeira ordem dos valores dos F_c para os diferentes dosímetros.

Dosímetros	Y_0	A_1	T_1 (1/ μ)	R^2
CI	1,004 ± 0,002	-0,515 ± 0,010	2,617 ± 0,060	0,902
FXG	0,989 ± 0,001	-0,478 ± 0,014	2,008 ± 0,143	0,997
TLD	0,979 ± 0,002	-0,473 ± 0,012	1,644 ± 0,070	0,986
Filme	0,963 ± 0,002	-0,476 ± 0,003	1,179 ± 0,040	0,972

Com o ajuste da curva exponencial de primeira ordem e excetuando-se a CI, observa-se que o valor do fator de correlação do filme está abaixo dos outros valores. Isto deve-se a falta de homogeneidade sendo uma desvantagem do uso do filme para a obtenção do F_c . Como tinha sido observado na obtenção da reprodutibilidade no *Item III.1.4*, apesar de ter uma boa resolução espacial (1mm).

Dos valores de R^2 tem-se que o do FXG é o maior, indicando que o comportamento dos seus F_c descrevem melhor a exponencial.

influências das diferenças dos valores de F_c para um caso clínico

Sabemos que o tamanho de campos pequenos é relevante para tratamentos de lesões pequenas tanto para tumores benignos quanto malignos e a dose prescrita poderá mudar de acordo como o F_c . Para se ter uma idéia de como isto influencia no cálculo do tempo de tratamento, campos entre 5 x 5 e 0,5 x 0,5 cm², foram utilizados para o cálculo do tempo para uma dose absorvida prescrita de 200 cGy.

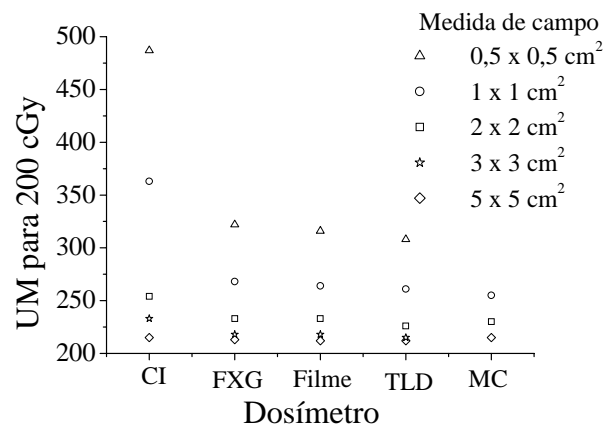


Figura 3.23. Valores UM (correspondentes ao tempo) para uma dose de 200 cGy, para os diferentes dosímetros (CI, TLD, FXG, filme e MC) [De Vladynick et al (1999)].

Dos dados apresentados na *Figura 3.23* observa-se que a influência dos dosímetros para os tratamentos é importante, sendo para campo de 5 x 5 cm² praticamente independente do dosímetro. Considerando os valores de todos os dosímetros, para o campo de 5 x 5 cm², tem-se uma incerteza máxima entre os valores de 1,26%, para 3 x 3 cm², de 8,51%, para 2 x 2 cm², de 10,83%, para 1 x 1 cm² de 28,10% e 34,92% para o campo de 0,5x0,5 cm². Considerando-se os valores sem a CI, tem-se para o campo de 5 x 5 cm², uma incerteza máxima de 1,26%, para 3 x 3 cm², de 5,33%, para 2 x 2 cm², de 4,48%, para 1 x 1 cm² de 2,79% e 3,285 para 0,5 x 0,5 cm².

II.3.2 Porcentagem da Dose Profunda

Na *Figura 3.24* apresentam-se os valores médios das PDPs, obtidos com os dosímetros selecionados, para vários tamanhos de campo, fótons de 6 MV na DFS de 100 cm. Na *Figura* também tem-se os dados da CI para o mesmo tipo de feixe [De Findley et al. (1987)].

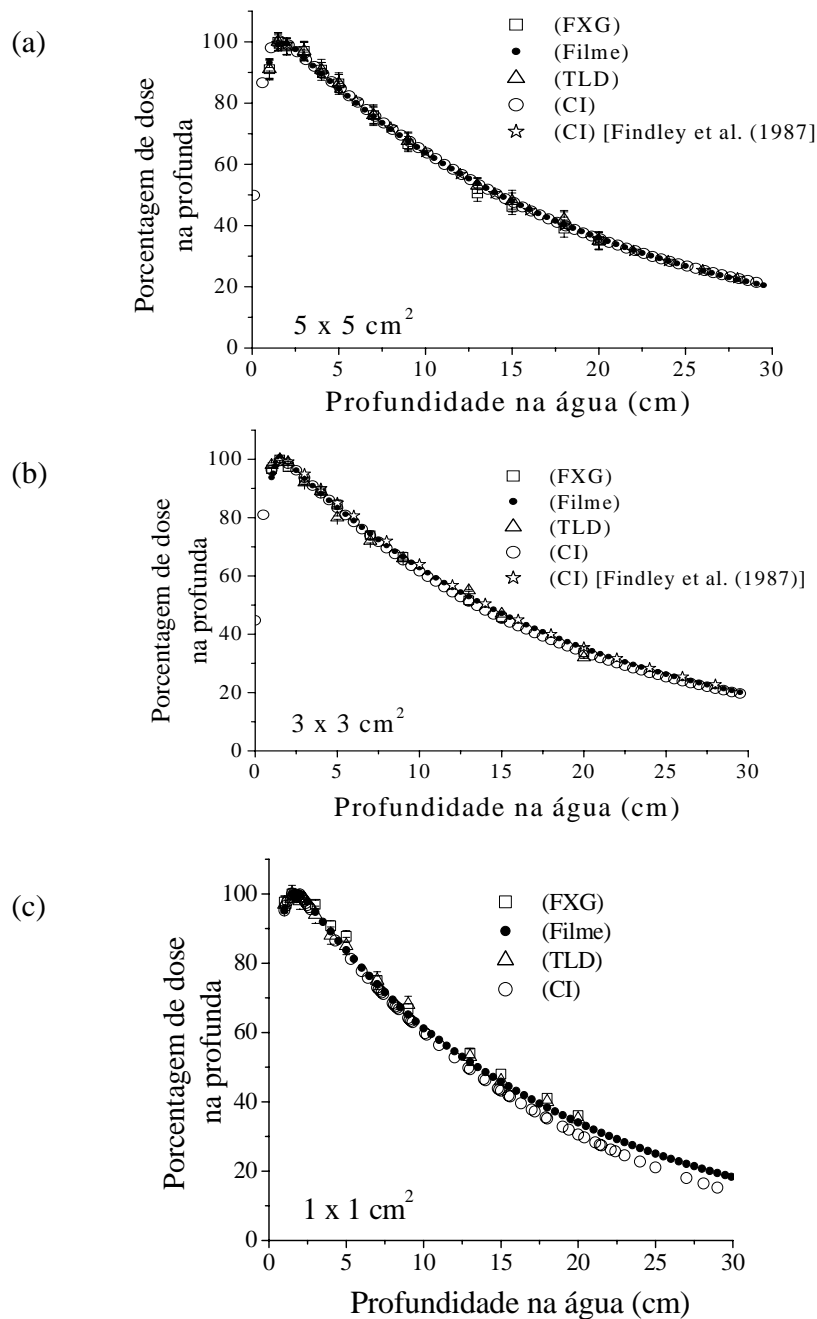


Figura 3.24. PDP versus profundidade na água para fótons de 6 MV do Clinac 2100, para campos de (a) 5 x 5 (b) 3 x 3 e (c) 1 x 1 cm² e dados experimentais dos dosímetros CI, FXG, TLD e filme.

Dos dados obtidos observa-se uma maior diferença entre os valores das PDPs os dosímetros para campos pequenos.

Observa-se que os dados obtidos com a CI subestima os valores das PDPs para campos pequenos menores e iguais que $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Isto esta associado à presença do DEL, e o problema da resolução espacial discutido no *Item III.3.1*.

Um dos problemas que pode influenciar a avaliação das PDPs é o fato do posicionamento dos dosímetros em profundidade porque às vezes o eixo da leitura pode não coincidir com o da radiação.

análises percentuais das comparações entre as PDPs com os dosímetros

Na *Tabela III.6* as análises das comparações percentuais para os campos de 5×5 e $2 \times 2 \text{ cm}^2$, são apresentadas entre os valores das PDPs obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.6. Incertezas (%) das comparações das medidas dos dosímetros para as profundidades de 5 e 12 cm (no lado direito em itálico).

Campo (cm ²)	Prof.(cm)	CI	TLD	FXG	Filme	CI*
5 x 5	CI		<i>0,07</i>	<i>3,47</i>	<i>0,74</i>	<i>3,48</i>
	TLD	2,14		<i>2,52</i>	<i>2,81</i>	<i>2,55</i>
	FXG	2,16	0,02		<i>2,18</i>	<i>1,93</i>
	Filme	0,26	1,89	1,91		<i>0,26</i>
	CI*	0,68	1,47	1,49	0,42	
3 x 3	CI		<i>5,40</i>	<i>0,31</i>	<i>2,94</i>	<i>4,23</i>
	TLD	4,04		<i>3,10</i>	<i>3,56</i>	<i>2,27</i>
	FXG	1,30	5,29		<i>2,64</i>	<i>3,93</i>
	Filme	0,23	4,24	1,11		<i>1,32</i>
	CI*	2,03	4,99	0,74	1,83	
1 x 1	CI		<i>7,91</i>	<i>9,08</i>	<i>4,73</i>	
	TLD	3,07		<i>1,28</i>	<i>3,35</i>	
	FXG	6,05	3,08		<i>4,58</i>	
	Filme	1,66	1,44	4,47		

CI*: [Prasad et al. (1997)]

campo 5x5 cm²

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, na profundidade de 5 cm, que os resultados são satisfatórios tendo-se valores menores ou igual a 2,16 %, mostrando praticamente a viabilidade de todos os dosímetros para este tamanho de campo. Para a profundidade de 12 cm os resultados apresentam valores menores ou iguais a 3,48% .

campo 3x3 cm²

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para a profundidade de 5 cm, que os resultados apresentam valores menores que 4,99 %. Para a profundidade de 12 cm os resultados tendo-se valores menores o igual a 5,40 %

campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para a profundidade de 5 cm, que os resultados apresentam valores menores que 6,05 %. Para a profundidade de 12 cm os resultados tendo-se valores menores o igual a 9,08 %

Dos resultados obtidos nota-se um aumento nas medidas devido a diminuição do campo e profundidade do dosímetro no meio. Esse aumento se deve principalmente ao problema da resolução espacial e a influência do material e variação da energia do feixe.

ajuste do comportamento da Porcentagem da Dose Profunda

Os valores das PDPs obtidos foram ajustados a uma exponencial de primeira ordem (equação (3.17)), os coeficientes do ajuste são apresentadas nas Tabelas 3.7.

$$PDP = A(c). \exp(-\mu(c)d) \quad (3.17)$$

Onde:

$\mu(c)$: coeficiente de atenuação linear efetivo na água para medidas do campo.

$A(c)$: coeficiente que permite levar em conta a variação na d_{\max} com a medida de campo.

Tabela III.7 Valores dos coeficientes do ajuste da exponencial de primeira ordem dos valores dos F_c , para diferentes dosímetros.

Campo (cm^2)	Dosímetro	Y_0	A	μ	R^2
5 x 5	CI	$-6,87 \pm 0,35$	$110,82 \pm 0,17$	$14,09 \pm 0,18$	0,998
	FXG	$-7,88 \pm 0,35$	$110,82 \pm 0,17$	$14,09 \pm 0,18$	0,999
	TLD	$-5,19 \pm 0,98$	$111,03 \pm 0,06$	$15,67 \pm 0,18$	0,998
	Filme	$-1,79 \pm 2,10$	$114,11 \pm 1,53$	$18,07 \pm 7,47$	1,000
3 x 3	CI	$-7,57 \pm 0,35$	$113,75 \pm 0,45$	$15,11 \pm 0,88$	0,997
	FXG	$-7,78 \pm 0,58$	$111,82 \pm 0,85$	$14,09 \pm 0,85$	0,999
	TLD	$-4,69 \pm 0,98$	$111,03 \pm 0,06$	$15,67 \pm 0,18$	0,998
	Filme	$-1,79 \pm 2,10$	$114,11 \pm 1,53$	$18,07 \pm 7,47$	1,000
1 x 1	CI	$-5,25 \pm 0,97$	$110,82 \pm 0,17$	$14,09 \pm 0,18$	0,996
	FXG	$-7,78 \pm 0,56$	$110,82 \pm 0,17$	$14,09 \pm 0,18$	0,998
	TLD	$-5,19 \pm 0,71$	$111,73 \pm 0,06$	$15,47 \pm 0,18$	0,998
	Filme	$-1,79 \pm 3,86$	$115,75 \pm 1,53$	$18,45 \pm 7,47$	1,000

Na Figura 3.25 apresentam-se as três curvas de PDP para os campos de 5 x 5, 3 x 3 e 1 x 1 cm^2 . Para facilitar as análises dos valores obtidos para as PDPs, estes foram deslocados pelo F_c para cada campo, normalizados para o máximo valor de medida no eixo central.

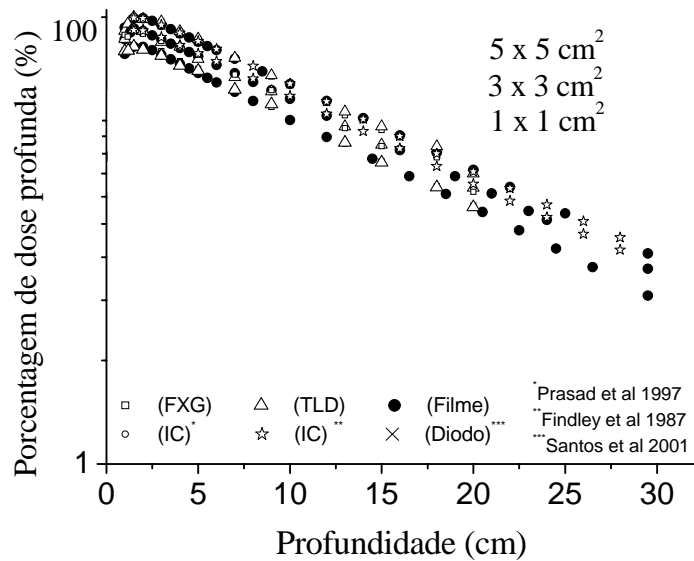


Figure 3.25. PDP *versus* profundidade na água para fótons de 6 MV do Clinac 2100, para campos de (a) 5 x 5 (b) 3 x 3 e (c) 1 x 1 cm².

No conjunto de valores das PDPs observa-se um ligeiro deslocamento (em profundidade) dos valores máximos das medidas para todos os campos, sendo de 4 mm quando se vai de 5 x 5 a 1 x 1 cm². Isto se deve ao fato que na região de *build-up* para campos pequenos, tem-se uma maior contribuição do feixe primário. Entretanto nas profundidades maiores tem-se uma maior influência a dos fótons espalhados.

avaliação da qualidade do feixe através da PDP

Dos valores da PDP, análises da qualidade do feixe foram feitas, usando a relação [IAEA (2000)]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDP_{20,10} - 0,0593 \quad (3.18)$$

Onde:

$TPR_{20,10}$: *Tissue-phantom ratio*

$PDP_{20,10}$: razão entre L_{10}/L_{20} (L_{20} , L_{10} : leituras a 10 e 20 % do máximo),

Na *Figura 3.26* apresentam-se os valores do TPR, a qual define a qualidade do feixe.

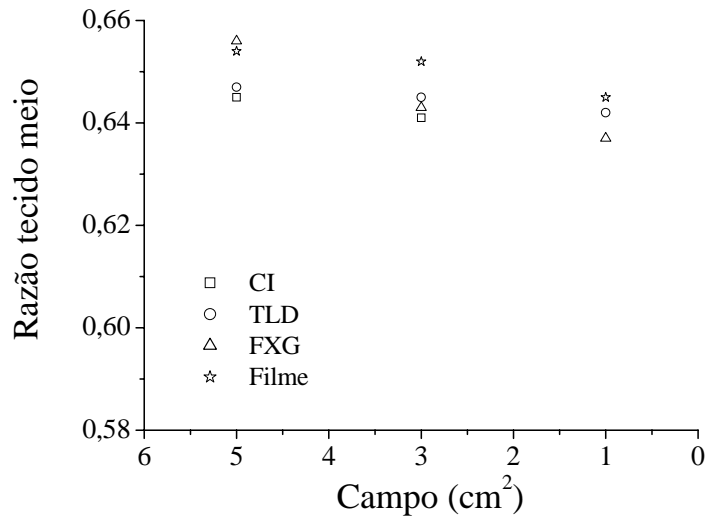


Figura 3.26. Valores de TPR em função do tamanho de campo para fótons de 6 MV do Clinac 2100, para uma DFS de 100 cm.

Da referência tem-se que o valor do TPR para fótons de 6 MV é 0,679 [IAEA (2000)], dos dados obtidos observa-se que os valores de TPR diminuem conforme o tamanho de campo, dos resultados obtidos neste trabalho tem-se que os valores de TPR encontram-se entre 0,656 e 0,641. De acordo com os protocolos de dosimetria [AAPM (1983), IAEA (2000)] se um desses valores menores for utilizado, por exemplo 0,641 então praticamente teríamos um feixe não de 6 MV mas sim de 5 MV e portanto a dose absorvida seria alterada.

II.3.3 Perfil

Na *Figura 3.27* os comportamentos das médias das leituras, usando o feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de doses e campos de 5 x 5, 3 x 3 e 1 x 1 cm², são apresentados. Para facilitar as análises dos valores obtidos para os perfís, esses foram normalizados e deslocados pelos seus valores de campo sendo o perfil de campo de 5 x 5 cm² o de referência.

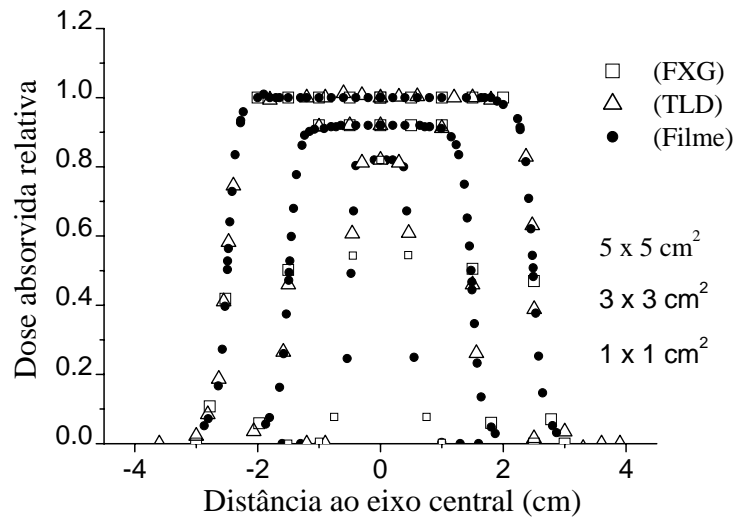


Figura 3.27. Comparação de perfis para os campos de 5 x 5, 3 x 3, 1 x 1 cm², utilizando os dosímetros filme, TLD, e FXG, irradiados com fótons de 6 MV do Clinac 2100, a uma DFS de 100 cm.

Na Figura 3.27 pode-se observar que a dose é maior na região central do campo e diminui gradualmente a medida que se aproxima da borda

Foi observado também, na parte central do perfil do campo menor que a região onde a dose é uniforme é muito estreita e fora dela, a dose cai rapidamente a zero. Isto é mais acentuado para campos menores do que 4 x 4 cm².

O FXG e TLD, permitem fazer avaliações dos perfis utilizando vários dosímetros por vez, considerando-se que a influência inter-dosímetro é desprezível. Para os TLDs esta influência já havia sido verificada.

No planejamento radiocirúrgico os F_c não são levadas em consideração na obtenção dos perfis, pois o campo que vai ser utilizado é considerado o de referência. Isto pode levar a erros na obtenção da distribuição das isodoses no tratamentos.

ajuste do comportamento dos perfis

Para fazer a análise foi feito o ajuste da metade esquerda e direita dos perfis para cada tipo de dosímetro, usando a função sigmóide de Boltzmann [Mahesh (1994)], cuja expressão é:

$$y = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{\frac{x - x_0}{dx}}} + A_2 \quad (3.19)$$

Onde:

A_1, A_2, x_0 e dx : parâmetros de ajuste,
 y : valor relativo,
 x : posição

A seguir os parâmetros para o cálculo manual ou verificação da dose absorvida, conforme ao ajuste das curvas, são apresentados.

Tabela III.8. Valores dos coeficientes do ajuste de uma função sigmóide de Boltzman.

Campo (cm ²)	Dosímetro	A ₁	A ₂	X ₀	dx	R ²
5x5	FXG	1,009 ± 0,014	0,054 ± 0,041	2,506 ± 0,053	0,309 ± 0,038	0,998
	TLD	1,019 ± 0,010	0,025 ± 0,022	2,539 ± 0,023	0,340 ± 0,024	0,985
	Filme	1,001 ± 0,003	0,016 ± 0,007	2,566 ± 0,005	0,242 ± 0,004	0,999
3x3	FXG	1,053 ± 0,017	0,038 ± 0,010	1,518 ± 0,019	0,267 ± 0,019	0,989
	TLD	1,019 ± 0,016	0,003 ± 0,017	1,499 ± 0,024	0,230 ± 0,019	0,983
	Filme	0,991 ± 0,023	0,056 ± 0,035	1,314 ± 0,047	0,161 ± 0,039	0,997
1x1	TLD	1,006 ± 0,039	0,022 ± 0,040	0,577 ± 0,028	0,064 ± 0,039	0,984
	Filme	0,995 ± 0,005	-0,001 ± 0,007	0,641 ± 0,044	0,038 ± 0,041	0,999

Dos valores dos coeficiente de correlação observa-se que o Filme apresenta melhor ajuste, comprovando o uso deste dosímetro para a obtenção de perfís. O coeficiente mais baixo é para o TLD, isto está associado a fatores próprios de leitura deste dosímetro.

análises das características dos perfís

Nas Figuras 3.28 e 3.29 tem-se a verificação das características dos perfís (planura, simetria e penumbra) calculadas a partir dos diferentes perfís medidos para os campos de 5 x 5, 3 x 3 e 1 x 1 cm².

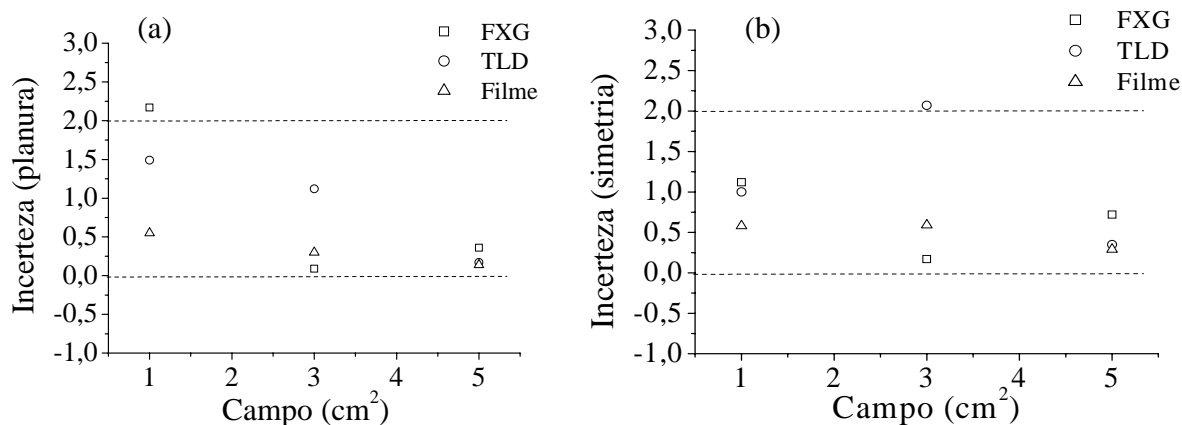


Figura 3.28. Avaliação da (a) planura e (b) simetria dos dados obtidos nos perfís com os dosímetros em estudo.

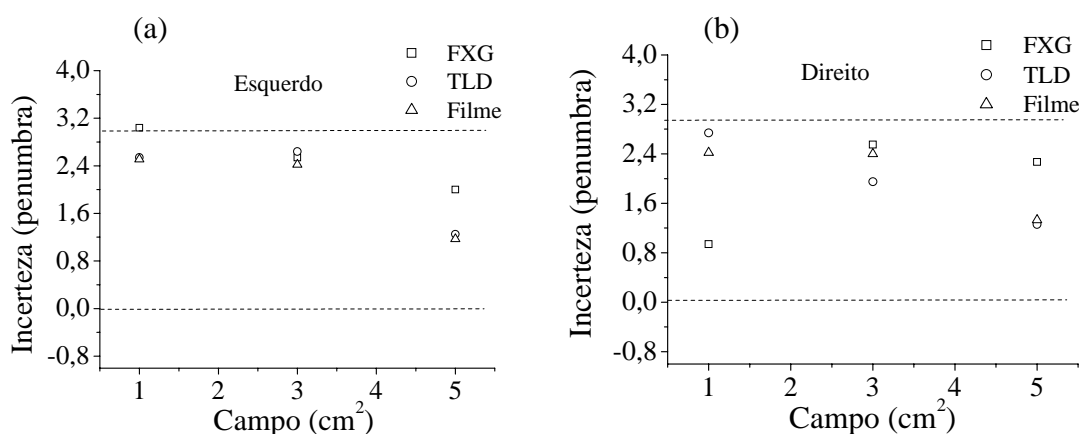


Figura 3.29. Avaliação da penumbra do lado (a) esquerdo e (b) direito dos dados obtidos com FXG, TLD e filme nos perfis dos campos 5 x 5, 3 x 3 e 1 x 1 cm².

Dos dados obtidos observa-se que as incertezas em geral aumentam quando os tamanhos de campo diminuem.

Dos resultados observa-se que os perfis apresentados pelo filme apresentam melhor simetria.

Observa-se que os valores da penumbra ordenam-se de acordo com as dimensões do volume sensível já que a resolução espacial do dosímetro depende do tamanho da área do dosímetro que está orientada frontalmente ao feixe (Tabela III.30). A largura da penumbra é afetada além do tamanho do dosímetro, também pela não equivalência do material dentro do volume ativo com o material do OS.

Dos resultados pode-se observar o aumento da penumbra com a diminuição do tamanho do campo, isto deve-se ao incremento da radiação dispersa no OS, como avaliado na literatura [Westermarck et al. (2000)].

III.4 Comissionamento na radiocirurgia

Os testes mecânicos e de irradiação do Linac são indicadores da capacidade do equipamento poder realizar o procedimento radiocirúrgico de acordo com os limites de tolerância recomendados para este procedimento clínico [AAPM (1995)]. As especificações para que um Linac possa ser utilizado em radiocirurgia são mais restritas do que aquelas aplicadas a um equipamento destinado somente ao uso clínico com técnicas convencionais. Atenção especial deve ser dedicada ao alinhamento básico do Linac durante sua instalação. Uma vez estabelecido como aceitável o alinhamento nos três eixos principais, cabeçote, colimador e mesa, o objetivo de um CQ é verificar se essas condições não se alteram no decorrer do tempo e uso do equipamento, conforme recomendações da literatura [AAPM (1995)]. A seguir são apresentados alguns desses testes considerados parte do comissionamento na radiocirurgia.

III.4.1 Testes para o acelerador linear

III.4.1.1 Verificações do alinhamento dos lasers

Durante o posicionamento do paciente para tratamento radiocirúrgico, os lasers localizados nas paredes, no teto e na posição sagital são utilizados em conjunto com o posicionador de coordenadas para estabelecer o isocentro de tratamento. O teste foi realizado e os lasers coincidiram no cruzamento previsto e conseqüentemente dentro das tolerâncias $\leq \pm 1$ mm [IAEA (1994)].

III.4.1.2 Verificação do isocentro do cabeçote

mecânica

Observou-se que para o teste do cabeçote a circunferência descrita pela coincidência das duas pontas apresentou um diâmetro de 1,4 mm, estando assim dentro da tolerância estabelecida (≤ 2 mm) [AAPM (1994, 1994b), AIEA (2000), Guzmán (2001)].

por irradiação

Na *Figura 3.30* apresenta-se o filme com as projeções feitas a partir das marcas radiográficas feitas com o giro do cabeçote para avaliar o seu isocentro.

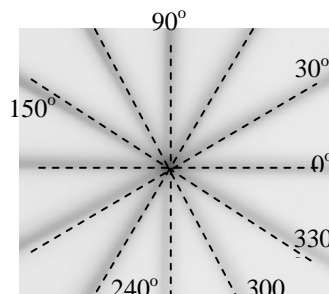


Figura 3.30. Filme com traços das projeções das irradiações para a verificação do isocentro do cabeçote.

Na intersecção dos traços, observou-se que a circunferência formada pelo pontos das interseções estão dentro das tolerâncias estabelecidas ($\leq 1,0$ mm) [AAPM (1995), Tsai (1991), Hartman (1993)].

Na *Figura 3.31* os filmes com as marcas radiográficas feitas com a esfera da ponteira curta são apresentados, a fim de avaliar a coincidência dos centros da esfera e do campo do cone de radiação, cumprindo assim a avaliação do isocentro do cabeçote.

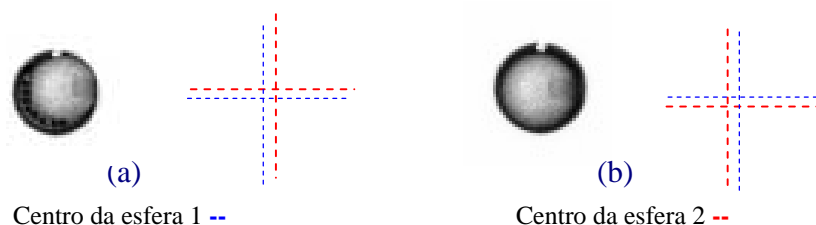


Figura 3.31 Filme com linhas de irradiação da verificação do isocentro do cabeçote usando o colimador para radiocirurgia, para ângulos de (a) 90° e (b) 180°

Observa-se que para ambos os casos uma diferença de 0,8 mm. Mesmo tendo esta discrepância esses resultados encontram-se dentro da tolerância estabelecida, o deslocamento do isocentro deve ser de no máximo $< \pm 1$ mm [AAPM (1994, 1994b), AIEA (2000)].

III.4.1.2 Verificação do isocentro do colimador

mecânica

Observou-se que para o teste do colimador a circunferência descrita pela coincidência das duas ponteiras apresentou um diâmetro de 0,8 mm, estando assim dentro da tolerância estabelecida (≤ 2 mm) [AAPM (1994, 1994b), AIEA (2000), Guzmán (2001)].

por irradiação

Na *Figura 3.32* apresenta-se o filme com as projeções feitas a partir das marcas radiográficas feitas com o giro do colimador para avaliar o seu isocentro.

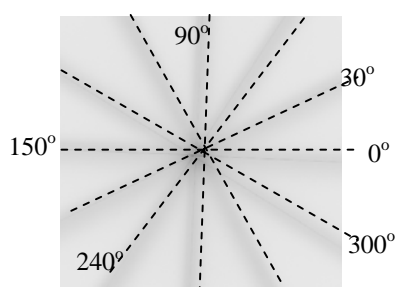


Figura 3.32 Filme com linhas de irradiação da verificação do isocentro do colimador.

Na intersecção dos traços, observou-se que a circunferência formada pelo pontos das interseções estão dentro das tolerâncias estabelecidas ($\leq 1,0$ mm) [AAPM (1995), Tsai (1991), Hartman (1993)].

III.4.1.3 Verificações do isocentro da mesa de tratamento

mecânica

Observou-se que para o teste do colimador a circunferência descrita pela coincidência das duas ponteiros apresentou um diâmetro de 0,5 mm, estando assim dentro da tolerância estabelecida ($\leq 2\text{mm}$) [AAPM (1994, 1994b), AIEA (2000), Guzmán (2001)].

por irradiação

Na *Figura 3.33* apresenta-se o filme com as projeções feitas a partir das marcas radiográficas feitas com o giro do colimador para avaliar o seu isocentro.

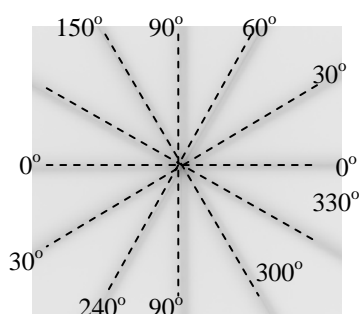


Figura 3.33 Filme com projeções das irradiações utilizados na verificação do isocentro da mesa, para ângulos de 0° , 30° , 90° , 118° , 235° , 310°

Na intersecção dos traços, observou-se que a circunferência formada pelo pontos das intersecções estão dentro das tolerâncias estabelecidas ($\leq 1,0\text{ mm}$) [AAPM (1995), Tsai (1991), Hartman (1993)].

III.4.1.4 Verificações do giro do cabeçote

mecânica

Na *Tabela III.9* apresentam-se os valores dos ângulos esperados e medidos com suas diferenças.

Tabela III.9. Ângulos de giro do cabeçote do Linac (Mevatron).

Ângulo teórico	Ângulo medido	Incerteza
0	0,2	0,2
30	29,8	0,2
60	60,0	0,1
90	89,9	0,1
150	149,4	0,6
200	200,4	0,4
250	250,4	0,4
330	329,8	0,2

Dos resultados obtidos observa-se que as incertezas estão dentro da tolerância estabelecidas de 1° [AAPM (1994)].

Por irradiação

Na Tabela III.10 apresentam-se os valores dos ângulos inicial e final do cabeçote do Linac, programado para se obter um arco de 120° .

Tabela III.10. Dados dos ângulos de giro do cabeçote do Linac, ângulos medidos com suas incertezas.

Ângulo do cabeçote (início do arco)	300°
Ângulo do cabeçote (fim do arco)	60°
Ângulo medido	121°
Ângulo esperado	120°
Incerteza	0,83 %

Na Figura 3.34 o filme revelado é apresentado onde pode-se inferir o início e fim do ângulo, para formar o arco desejado.

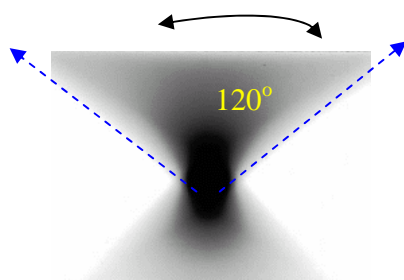


Figura 3.34. Filme com o arco de radiação de 120°.

Das medidas do arco com um transferidor obteve-se um arco de 120° e desse resultado pode-se comprovar que o ângulo medido esta dentro da tolerância de 1° como esperado [IAEA (1994)].

III.4.1.5 Verificação do giro da mesa

Na Tabela III.11 os valores dos ângulos da mesa são apresentados.

Tabela III.11. Dados dos ângulos de giro da mesa do Linac, ângulos medidos com suas incertezas.

Ângulo fornecido	Ângulo medido	Incerteza
0°	0°	0°
90°	90°	0°
180°	180°	0°
270°	270°	0°

Dos resultados obtidos observa-se que as incertezas estão dentro das tolerâncias estabelecidas de 1° [IAEA (1994)].

III.4.1.6 Verificação da planura, penumbra e simetria do campo usando cone radiocirúrgico

Estes resultados são apresentados no Item III.4.2.3 .

III.4.1.7 Verificação da independência da taxa de dose com o giro do cabeçote

Na *Figura 3.35* tem-se o comportamento da taxa de dose (cGy/UM) com suas incertezas para a irradiação de uma CI com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, fótons de 6 MV à uma DFS de 100 cm. Os valores foram obtidos para diferentes ângulos do cabeçote do Linac. Os valores foram normalizadas para o valor correspondente ao ângulo de 0° . Observa-se uma incerteza menor do que a estabelecida de $\pm 1 \%$ [IAEA (1994)]

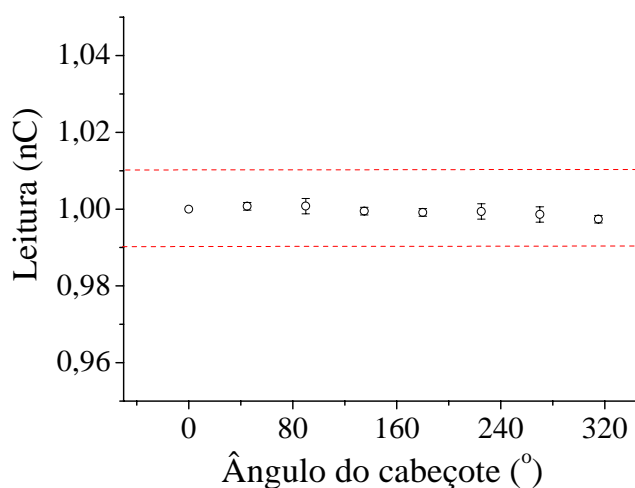


Figura 3.35. Independência da taxa de dose em função do ângulo do cabeçote

III.4.2 Características dosimétricas na radiocirurgia

As medidas dos parâmetros dosimétricos obtidas com os dosímetros em estudo, foram analisadas e comparadas com dados publicados, identificando as possíveis incertezas e a técnica adequada na dosimetria de feixes com campos pequenos.

III.4.2.1 Fator de campo

Na Figura 3.34 apresentam-se os valores médios dos F_c , medidos com os dosímetros selecionados, para vários tamanhos de campo, irradiados com feixe de fótons de 6 MV, na DFS de 100 cm. Na Figura também tem-se os dados de diodo para o mesmo tipo de feixe [Serago et al. (1992)].

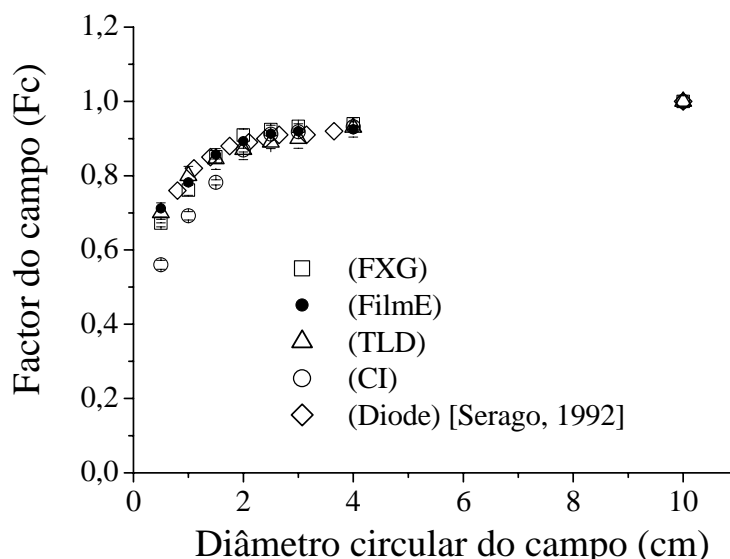


Figura 3.36. Fator de campo *versus* dimensão do campo quadrado para fótons de 6 MV do Clinac 2100 e na profundidade de 1,5 cm.

Dos dados obtidos observa-se uma queda pronunciada dos F_c para dimensões de campos menores de 4 cm de diâmetro, como foi observado no *Item III.3.1*.

A incerteza apresentada para cada dosímetro varia nos seguintes intervalos: CI (0,31-1,27%), TLD (0,62-0,76 %), FXG (0,56-0,86%) e filme (0,96-1,22%) das quais pode-se inferir que as incertezas para a CI aumentam com a redução do tamanho de campo e o filme apresenta maior incerteza devido a não homogeneidade das amostras dos filmes utilizados.

Os valores obtidos com *TLD* e *FXG* encontram-se próximos dos valores obtidos com O diodo [Serago et al (1992)] viabilizando assim o uso deles para se obter os valores de F_c para campos pequenos.

Os valores de F_c mais críticos para o campo de 0,5 cm de diâmetro, estão no intervalo provenientes de: CI (0,561), TLD (0,702), FXG (0,672) e filme (0,712), para o uso na rotina, poderia se considerar a média entre esses valores ou seja 0,695 desconsiderando a CI.

avaliações percentuais das quedas dos valores do F_c

Na *Tabela III.12* são apresentadas as avaliações percentuais das quedas dos valores do F_c , para isso, estes foram divididos em três grupos de análises, sendo que o primeiro grupo é para campos entre 4 - 2,5 cm o segundo para campos entre 2,5- 1,5 cm e o terceiro para campos entre 1,5 - 0,5 cm.

Tabela III.12. Valores das incertezas percentuais nas avaliações dos F_c para diferentes grupos de tamanhos de campo e dosímetros.

Dosímetro	4 – 2,5 cm	2,5 – 1,5 cm	1,5- 0,5 cm
CI	2,15	13,90	31,03
TLD	4,30	5,06	17,16
FXG	1,30	6,13	16,92
Filme	2,15	6,89	28,39
Diodo	3,22	5,56	-

*[Serago et al (1992)]

No primeiro intervalo observa-se uma incerteza entre 1,30 e 4,30 %, apresentando assim quedas praticamente constantes para todos os dosímetros.

No segundo intervalo tem-se uma incertezas de 5,06 a 14,25 %, segundo Rustgi a queda dos valores dos F_c neste deve ser menor que 7% [Rustgi et al. (1995)]. Dos dados obtidos, excetuando-se os da CI, observa-se que os dosímetros estão dentro da tolerância.

Para o terceiro intervalo avaliado a redução dos valores é bem maior indo de 16,92 à 28,39 %. Segundo a literatura [Rustgi et al. (1995)] este valor deve ser menor que 29% e novamente dos dados obtidos todos os dosímetros estão dentro das tolerâncias exeto a CI.

análises percentuais das comparações entre F_c com os dosímetros

Na *Tabela III.13* as análises das comparações percentuais para os campos de 4 e 1,5 cm, são apresentadas entre os valores dos fatores de campo obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.13. Incertezas apresentadas (%) na comparação das medidas entre os valores dos dosímetros para os campos de 4 e 1,5 cm (este último no lado direito em itálico).

Dosímetro	CI	TLD	FXG	Filme	Diodo*
CI		7,46	8,11	8,75	8,86
TLD	0,22		0,71	1,40	1,52
FXG	1,89	2,11		0,70	0,82
Filme	0,75	0,54	1,63		0,12
Diodo*	0,97	0,75	1,84	0,21	

*[Serago et al (1992)]

Das comparações pode-se inferir que para o campo de 4 cm, os resultados apresentam valores menores do que 1,84 %, sendo menor do que 2 % segundo protocolo [IAEA (2005)].

Para o campo 1,5 cm, nos resultados tem-se valores menores que 8,86 %. Entretanto para a maioria das comparações a tolerância é ultrapassada. Nota-se que o dosímetro que melhor se comporta é o FXG.

Na *Tabela III.14* as análises das comparações percentuais para o campo de 0,5 cm, são apresentadas com os valores dos F_c obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.14. Incertezas (%) na comparação das medidas entre os dosímetros para o campo de 0,5 cm.

Dosímetro	CI	TLD	FXG	Filme
CI	-	-	-	-
TLD	20,0	-	-	-
FXG	16,67	4,01	-	-
Filme	21,35	16,85	5,62	-

Para o campo de 0,5 x 0,5 cm² as incertezas são ainda maiores com relação aos outros campos. A incerteza máxima é de 21,35 % para o caso da CI e o filme, atribuindo-se essa diferença aos problemas mencionados anteriormente.

ajuste do comportamento dos fatores de campo

Os valores de F_c obtidos foram ajustados a uma exponencial de primeira ordem (*equação 3.16*), os coeficientes do ajuste são apresentadas na *Tabela III.15*.

Tabela III.15. Valores dos coeficientes do ajuste exponencial de primeira ordem dos valores dos F_c para os diferentes dosímetros.

Dosímetro	Y_0	A_1	$T1 (1/\mu)$	R^2
CI	0,986 ± 0,015	-0,632 ± 0,036	12,843 ± 1,358	0,989
FXG	0,983 ± 0,015	-0,470 ± 0,038	12,329 ± 1,813	0,993
TLD	0,989 ± 0,019	-0,350 ± 0,029	19,372 ± 3,496	0,980
Filme	0,963 ± 0,002	-0,476 ± 0,003	1,179 ± 0,040	0,970

Com o ajuste da curva exponencial de primeira ordem e excetuando-se a CI, observa-se que o valor do fator de correlação do filme está abaixo dos outros valores. Como tinha sido observado e explicado no *Item III.3.1*, apesar de ter uma boa resolução espacial (1mm).

Dos valores de R^2 tem-se que o do FXG é o maior, indicando que o comportamento dos seus F_c descrevem melhor a exponencial.

influências das diferenças dos valores de F_c para um caso clínico

Sabemos que o tamanho de campos pequenos é relevante e a dose prescrita poderá mudar de acordo como o F_c . Para se ter uma idéia de como isto influencia no cálculo do tempo de tratamentos radiocirúrgicos, para campos entre 4 e 0,5 cm para uma dose absorvida prescrita de 2500 cGy.

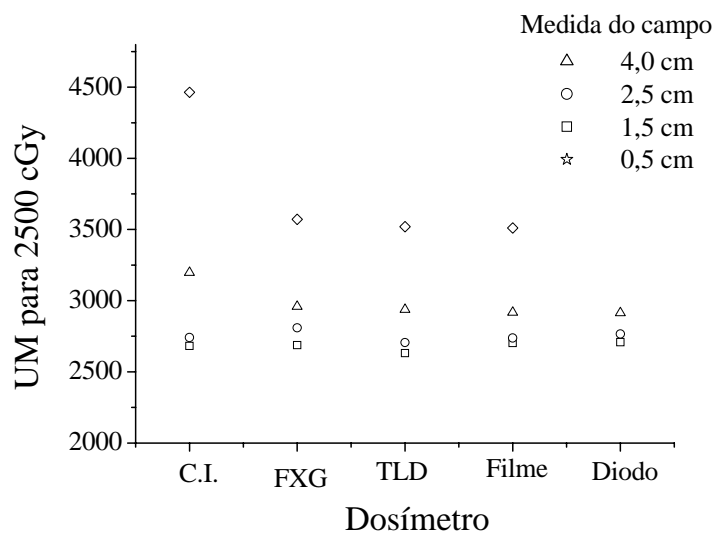


Figura 3.37. Valores UM (correspondentes ao tempo) para uma dose de 2500 cGy, para os diferentes dosímetros (CI, TLD, FXG, filme e MC) [Serago et al (1992)].

Dos dados apresentados na *Figura 3.23* observa-se que a influência dos dosímetros para os tratamentos é importante, como já tinha sido observado no *Item III.3.1*.

III.4.2.2 Relação Tecido Máximo

Na *Figura 3.38* apresentam-se os valores médios das RTMs, obtidas com os dosímetros selecionados, para vários tamanhos de campo, fótons de 6 MV e DFS de 100 cm.

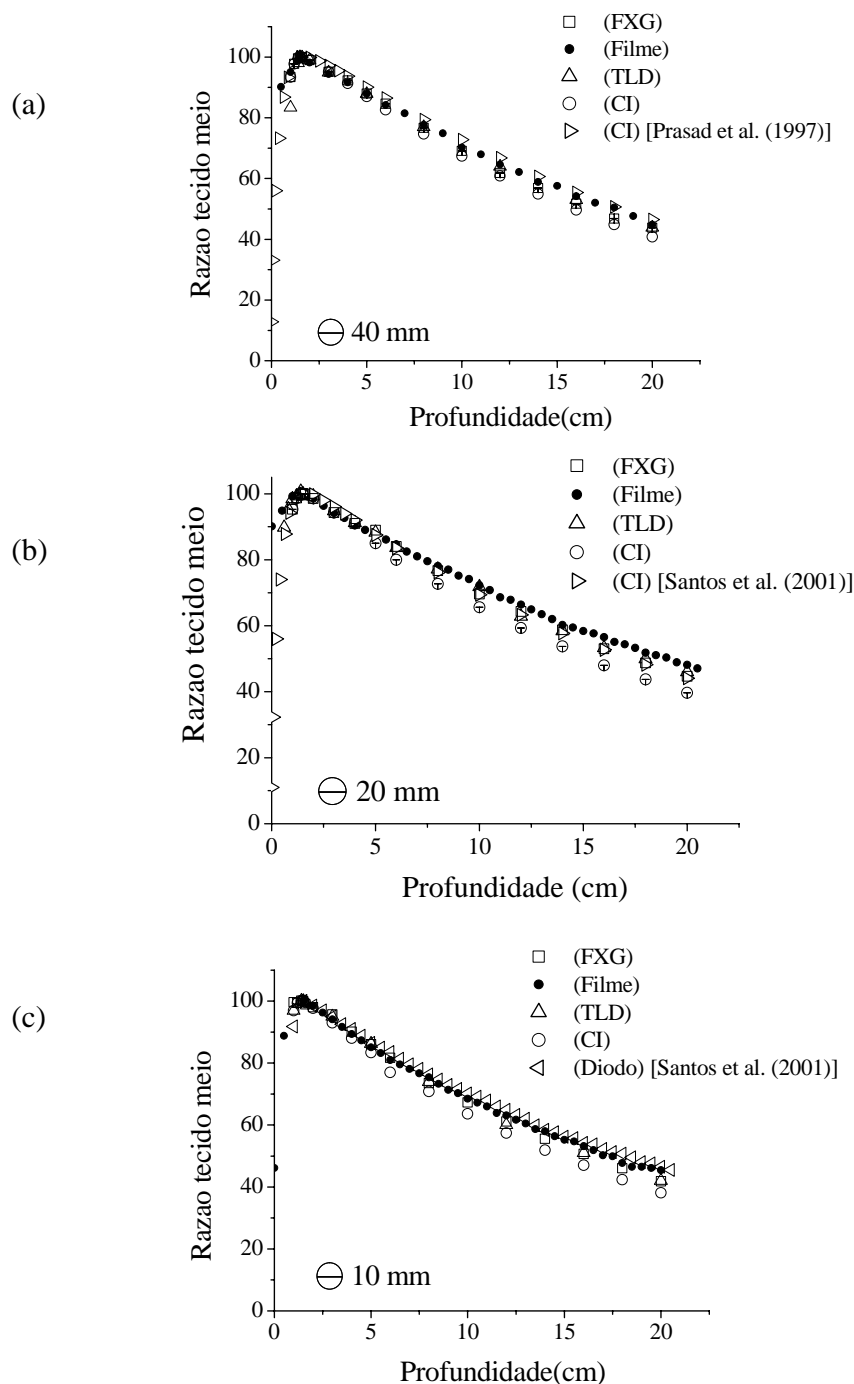


Figura 3.38. RTM versus profundidade na água para fótons de 6 MV do Clinac 2100, para campo de (a) 4,0 (b) 2,0 e (c) 1,0 cm e dados experimentais dos dosímetros CI, FXG, TLD e filme.

Dos dados obtidos observa-se uma maior diferença entre os valores das RTMs dos dosímetros para campos pequenos.

Observa-se que os dados obtidos com a CI subestima os valores das RTMs, como foi observado no *Item III.3.2*.

análises percentuais das comparações entre as RTMs com os dosímetros

Na *Tabela III.16* as análises das comparações percentuais para os campos de 5 x 5 e 2 x 2 cm², são apresentadas entre os valores das RTMs obtidos com os diferentes dosímetros.

Tabela III.16. Incertezas (%) comparações das medidas dos dosímetros para as profundidades de 5 e 12 cm (no lado direito em itálico).

Campo (mm)	Prof.(cm)	CI	TLD	FXG	Filme	CI*
40	CI		4,85	1,62	5,85	8,92
	TLD	1,05		3,28	1,05	4,28
	FXG	1,14	0,09		4,30	7,43
	Filme	1,06	0,02	0,08		3,26
	Diodo**	2,45	2,43	2,34	2,42	
20	CI		5,53	7,77	9,67	6,27
	TLD	3,74		2,38	5,76	0,79
	FXG	4,49	0,79		3,15	0,68
	Filme	2,96	0,80	1,58		4,27
	Diodo**	2,85	0,91	1,69	0,10	
10	CI		4,35	6,06	9,05	11,60
	TLD	3,26		1,78	4,91	7,58
	FXG	3,14	1,78		3,19	2,90
	Filme	2,01	1,28	1,15		2,80
	Diodo*	3,61	6,08	0,49	1,63	

* [Prasad et al. (1997)] ** [Souza, Monti et al. (2001)]

cone de 4,0 cm

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para o campo de 4,0 cm, na profundidade de 5 cm, que os resultados são satisfatórios tendo-se valores menores ou igual a 2,45 %, mostrando praticamente a viabilidade de todos os dosímetros para este tamanho de campo. Para a profundidade de 12 cm os resultados apresentam valores menores ou iguais a 8,92% .

cone 3,0 cm

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para a profundidade de 5 cm, que os resultados apresentam valores menores que 4,49 %. Para a profundidade de 12 cm os resultados tendo-se valores menores o igual a 9,67 %

cone 1,0 cm

Das incertezas avaliadas das comparações observa-se para a profundidade de 5 cm, que os resultados apresentam valores menores que 6,08 %. Para a profundidade de 12 cm os resultados tendo-se valores menores o igual a 11,60 %

ajuste dos dados

A seguir apresentam-se os parâmetros para o cálculo manual ou verificação da dose, conforme o ajuste das curvas

Tabela III.17 Valores dos coeficientes do ajuste da exponencial de primeira ordem dos valores das RTM, para diferentes dosímetros.

Campo (mm)	Dosímetro	Y ₀	A	μ	R ²
40	CI	-16,37 ± 0,95	125,82 ± 0,17	25,09 ± 1,18	0,998
	FXG	-18,35 ± 1,35	110,82 ± 0,12	29,09 ± 2,01	0,999
	TLD	- 9,82 ± 1,98	119,03 ± 0,46	24,67 ± 3,18	0,998
	Filme	- 1,79 ± 2,10	135,11 ± 1,53	31,17 ± 3,47	1,000
30	CI	- 4,37 ± 6,16	113,13 ± 5,72	21,00 ± 1,80	0,999
	FXG	-25,30 ± 2,69	132,12 ± 12,27	31,04 ± 4,08	0,998
	TLD	-12,26 ± 3,90	119,37 ± 13,31	27,29 ± 4,53	0,997
	Filme	- 9,73 ± 3,55	115,84 ± 3,35	28,61 ± 1,26	0,999
10	CI	- 4,44 ± 0,92	110,99 ± 10,69	20,73 ± 3,26	0,996
	FXG	-17,93 ± 0,54	126,13 ± 13,90	27,63 ± 4,37	0,997
	TLD	-21,65 ± 0,71	127,23 ± 34,76	28,47 ± 1,11	0,993
	Filme	- 7,17 ± 2,27	100,17 ± 2,03	20,41 ± 0,76	0,999

Na *Figura 3.39*, apresentam-se as três curvas da RTM para os campos de 40, 20 e 10 mm. Para facilitar as análises dos valores obtidos para dos RTMs, esses foram convertidos usando os F_c para cada campo, e dosímetros em estudo, sendo normalizados para o Máximo valor do eixo central, para logo ser re-normalizado para o máximo valor o campo de 40 mm.

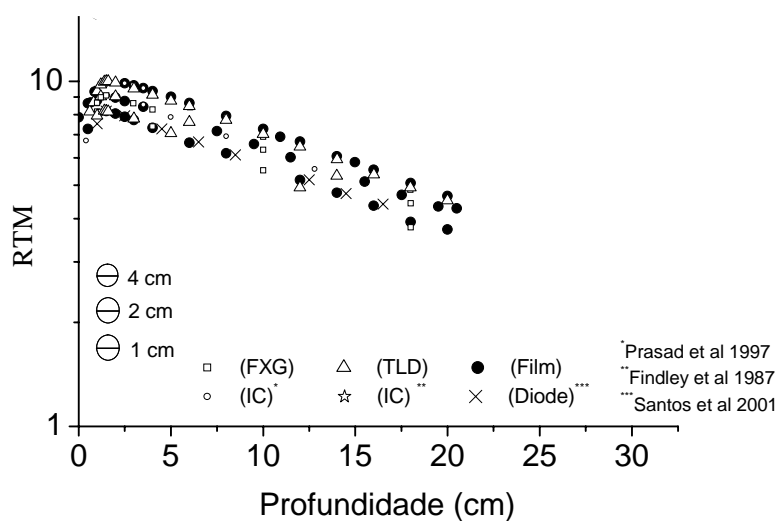


Figure 3.39. RTM *versus* profundidade na água para fótons de 6 MV do Clinac 2100, para campos de (a) 40, (b) 20 e (c) 10 mm.

avaliação da qualidade do feixe

Dos valores da PDP, se fizeram as análises da qualidade do feixe, na *Figura 3.40* apresentam-se os valores do TPR, a qual define a qualidade do feixe.

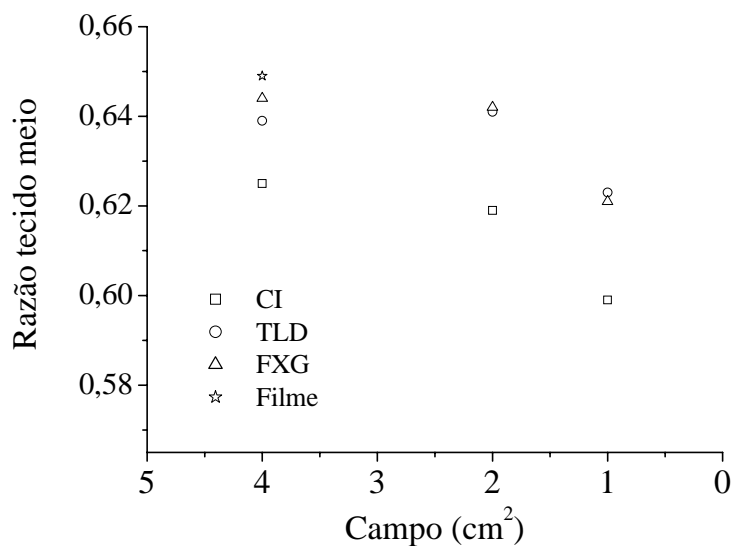


Figure 3.40. Valores da TPR em função do tamanho de campo para fótons de 6 MV.

Da referência tem-se que o valor do TPR para fótons de 6 MV é 0,679 [IAEA (2004)], dos dados obtidos observa-se que os valores de TPR diminuem com o tamanho de campo, dos resultados obtidos neste trabalho tem-se que o TPR encontra-se entre 0,667 e 0,599.

III.4.2.3 Perfil

Na *Figura 3.41* os comportamentos das médias das leituras, usando o feixe de fótons de 6 MV para diferentes valores de doses e campos de 4, 2 e 0,5 cm de diâmetro. Para facilitar as análises dos valores obtidos para os perfís, esses foram normalizados e deslocados pelos seus valores de campo sendo o perfil do campo de 4 cm o de referência.

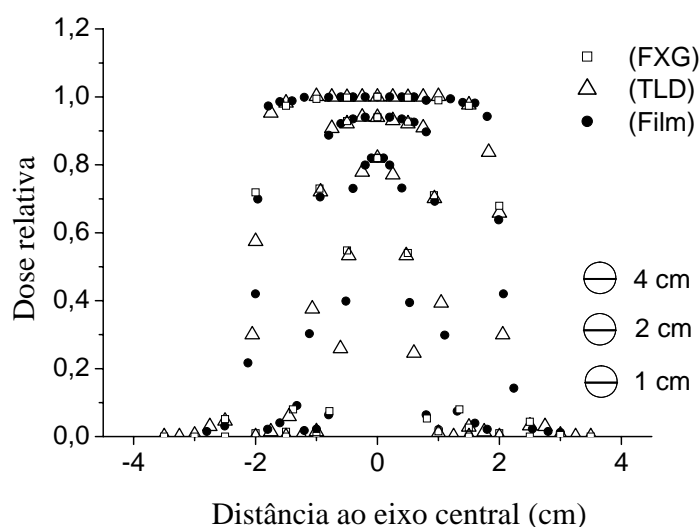


Figura 3.41. Comparação de perfís para os campos de 4, 2 e 0,5 cm, utilizando os dosímetros filme, TLD, e FXG, irradiados com fótons de 6 MV do Clinac 2100, a uma DFS de 100 cm.

Na *Figura 3.39* pode-se observar que a dose é maior na região central do campo e diminui gradualmente a medida que se aproxima da borda

No planejamento radiocirúrgico os F_c não são levados em consideração na obtenção dos perfís, pois o campo que vai ser utilizado é considerado o de referência. Isto pode levar a erros na obtenção da distribuição das isodoses nos tratamentos.

ajuste do comportamento dos perfís

Para fazer a análise dos perfís foi feito o ajuste da metade esquerda e direita para cada tipo de dosímetro, usando a função sigmóide de Boltzmann [Mahesh (1994)], equação (3.19).

Tabela III.18. Valores dos coeficientes do ajuste da numa função de sigmóide de Boltman, para o campo 4, 2 e 1 cm.

Campo (mm)	Dosímetro	A ₁	A ₂	X ₀	dx	R ²
4	FXG	1,005 ± 0,015	0,024 ± 0,041	2,406 ± 0,053	0,349 ± 0,038	0,998
	TLD	1,008 ± 0,016	0,043 ± 0,022	2,539 ± 0,023	0,370 ± 0,024	0,999
	Filme	1,001 ± 0,013	0,056 ± 0,007	2,866 ± 0,005	0,212 ± 0,004	0,999
2	FXG	1,048 ± 0,017	0,056 ± 0,010	1,818 ± 0,019	0,277 ± 0,019	0,983
	TLD	1,038 ± 0,016	0,093 ± 0,017	1,789 ± 0,024	0,270 ± 0,019	0,999
	Filme	0,998 ± 0,028	0,056 ± 0,035	1,364 ± 0,047	0,171 ± 0,039	0,997
1	TLD	1,006 ± 0,039	0,068 ± 0,040	0,877 ± 0,028	0,264 ± 0,039	0,999
	Filme	0,995 ± 0,005	0,068 ± 0,007	0,641 ± 0,044	0,038 ± 0,041	0,999

análises das características dos perfís

Nas Figuras 3.42 e 3.43 tem-se a verificação das características dos perfís (planura, simetria e penumbra) calculadas a partir dos diferentes perfís medidos para os campos de 4, 2 e 0,5 cm .

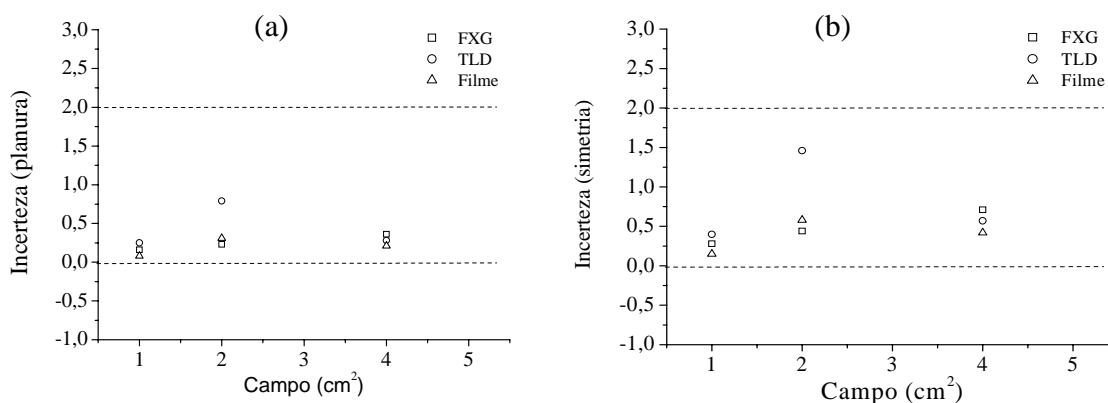


Figura 3.42. Avaliação da (a) planura e (b) simetria dos dados obtidos nos perfís com os dosímetros em estudo.

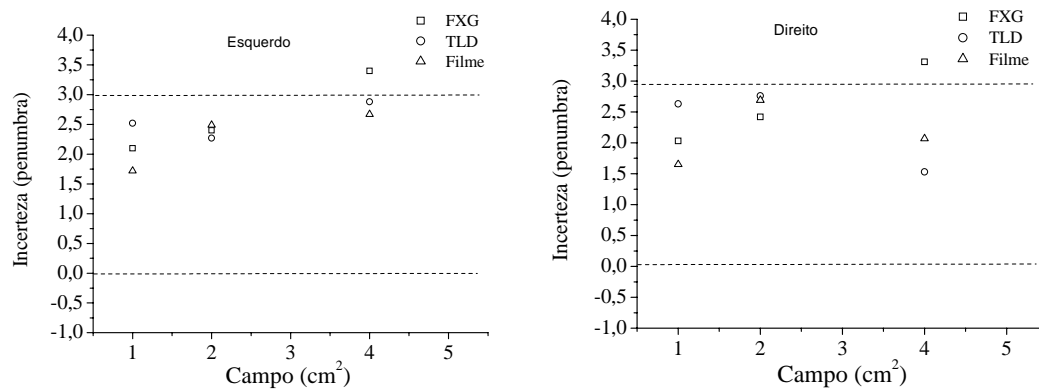


Figura 3.43. Avaliação da simetria do lado (a) esquerdo e (b) direito dos dados obtidos com FXG, TLD e filme nos perfís dos campos 4, 2 e 0,5 cm.

Os comportamentos dos perfís foram similares aos apresentados no *Item III.3.3*.

III.4.3 Comparações dos dosímetros

Na *Tabela III.19* é apresentado um resumo das comparações das características dos dosímetros neste trabalho.

Tabela III.19. Comparação dos dosímetros utilizados neste trabalho.

Características	CI	TLD (Li F: Mg, Cu, P)	FXG	Filme
Volume	0,125 cm ³	1,35 mm ³	3 ml	-
Resolução espacial	18,7 mm	2 mm (diâmetro do TLD)	5 mm (abertura do espectrômetro)	1 mm (abertura do densitômetro)
Ponto efetivo	0,5 r (raio)	0,33 mm da superfície	Meio da cubeta	-
Repetitividade	< ± 0,50 %	< ± 1,88 %	< ± 0,50 %	< ± 0,70 %
Reprodutibilidade	< ± 0,31 %	< ± 0,64 %	< ± 0,89 %	< ± 0,84 %
Linearidade	R ² =1,000	R ² = 0,998	R ² = 0,999	R ² = 0,999
Sensibilidade	3,23 nC. Gy ⁻¹	0,92 nC.Gy ⁻¹	0,92 nC.Gy ⁻¹	0,01 DO.Gy ⁻¹
Dose mínima	0,082 µGy	0,002 µGy	6,60 µGy	1,942 µGy
Dependência energética	Não	Sim	Não	Sim
Desvanecimento do sinal	Não	0,025 nC.dia ⁻¹	0,168 abs.dia ⁻¹	0,002 DO/dia
Z _{eff (tec mole) = 7}	?	8,20	7,75	?
disponibilidade e variedade comercial (Geometria)	Diversas	Diversas	Diversas	Diversas
Informação permanente	Não	Não	Sim	Sim
Tempo de aquisição dos dados	Imediato	São lidas após 24 horas	Usando o protótipo e lido depois da irradiação	Processo de revelação.
Calibração individual	Sim	Sim	Por lote	Por lote
Dependência com a umidade	Sim	Sim	Sim	Sim
Influência da temperatura na leitura	Sim	Sim	Sim	Não
Influência pelo cabo	Sim	Não	Não	Não
Influência da alta voltagem	Sim	Não	Não	Não
Dosimetria absoluta e relativa	Absoluta	Relativa	Relativa	Relativa
Dependência com a pressão	Sim	Não	Não	Não
Instrumentação necessária para as leituras	Eletrômetro	Leitora e forno	Espectrofotômetro	Digitalizador manual o automático
Sensibilidade à luz	Não	Sim	Sim	Sim

III.5 Programa postal de CQ na radiocirurgia

Considerando-se as análises feitas das respostas dos dosímetros, para o caso do CQ postal na radiocirurgia foram considerados somente os dosímetros TLD e filme.

III.5.1 Localização das coordenadas no sistema de planejamento

Na *Tabela III.20* são apresentados os valores das incertezas encontradas entre as coordenadas das referências radiopacas e os valores fornecidos pelo sistema de planejamento das instituições avaliadas. Os pontos avaliados são apresentados na *Figura 3.44*.

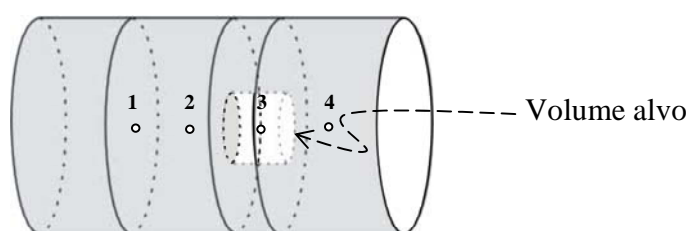


Figura 3.44. Fantoma Ia indicando os pontos de avaliação.

Tabela III.20. Valores das incertezas no posicionamento das coordenadas do sistema de planejamento para cada instituição avaliada.

Pontos de interesse	Incertezas (%)			
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	< 1 mm
1	0,22	0,19	0,15	Sim
2	0,15	0,31	0,29	Sim
3	0,13	0,23	0,30	Sim
4	0,21	0,18	0,23	Sim

Dos valores obtidos observa-se que a localização das coordenadas nos sistemas de planejamento para as três instituições avaliadas, encontram-se dentro da tolerância estabelecidas < 1 mm [IAEA (1994)].

III.5.2 Verificação da precisão mecânica do posicionamento no Linac

Na *Tabela III.21* são apresentados os valores do deslocamento do centro do campo projetado pelo cone e o centro da sombra da bolinha de aço, como apresentado na *Figura 3.45*.

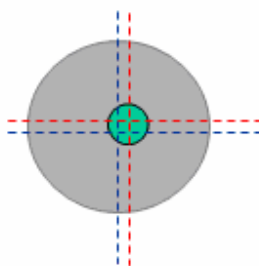


Figura 3.45. Teste da coincidência do centro do cone do linac e centro da bolinha de aço do OS Ia, indicando os pontos de avaliação.

Tabela III.21. Valores dos deslocamentos dos pontos centrais entre o campo do cone e o centro da bolinha de aço.

Pontos de interesse	Deslocamento (mm)			
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	< 1 mm
1	1,0	0,2	0,2	Sim
2	0,3	0,2	0,5	Sim
3	0,2	0,1	0,2	Sim
4	0,2	0,2	0,2	Sim

Dos valores obtidos observa-se que a precisão mecânica do posicionamento dos cones nos no Linacs encontram-se dentro da tolerância estabelecida < 1 mm [IAEA (1995)].

III.9.3 Verificação da precisão dosimétrica do sistema de planejamento

Na *Tabela 3.22-25* são apresentados os valores das incertezas nos valores das doses absorvidas, fornecidas pelos sistemas de planejamento. Os valores foram obtidos com os dosímetros posicionados como apresentado na *Figura 3.42*.

Tabela III.22 Valores das incertezas nas doses absorvidas entre a fornecida pelo sistema de planejamento e as medidas com os dosímetros (TL e filme) no ponto central (100 % da dose absorvida).

Dosímetros	Incertezas (%)			Volume alvo
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	
TLD	1,42	1,15	1,20	Sim
Filme	1,32	1,03	1,26	Sim

Tabela III.23. Valores das incertezas nas doses absorvidas entre a fornecida pelo sistema de planejamento e as medidas com os dosímetros (TL e filme) para 5 mm do centro (95 % da dose absorvida).

Dosímetros	Incertezas (%)			Volume alvo
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	
TLD	1,72	1,41	1,45	Sim

Tabela III.24. Valores das incertezas nas doses absorvidas entre a fornecida pelo sistema de planejamento e as medidas com os dosímetros (TL e filme) para 15 mm do centro (18 % da dose absorvida).

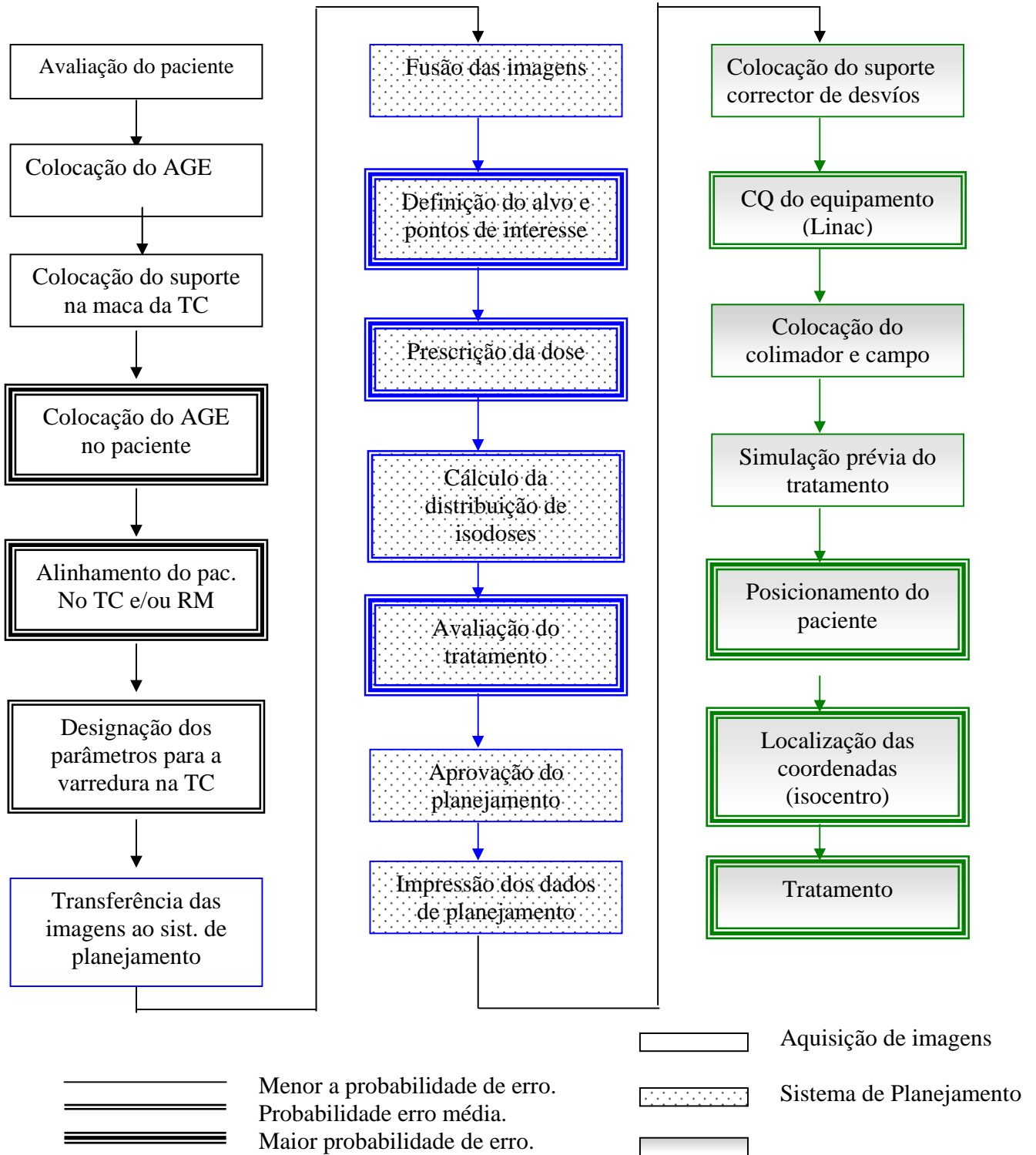
Dosímetros	Incertezas (%)			Fora do volume alvo
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	< 5 %
TLD	2,02	1,95	1,85	Sim

Tabela III.25. Valores das incertezas Nas doses absorvidas entre a fornecida pelo sistema de planejamento e as medidas pelos dosímetros (TL e filme) para 35 mm do centro (0,48 % da dose absorvida).

Dosímetros	Incertezas (%)			Fora do volume alvo
	Instituição 1	Instituição 2	Instituição 3	< 5 %
TLD	4,65	3,93	4,02	Sim

Dos resultados pode-se observar que quanto maior a distância ao ponto central, maior a incerteza. Assim para uma distância de 15 mm do centro, os valores encontrados estão dentro das tolerâncias < 2 % e para o caso da distância de 35 mm, os valores das incertezas são maiores. Este está associado com a precisão do sistema de cálculo do software usado nos sistemas de planejamento (tempo associado para diminuir a incerteza seria muito alto). Os valores da dose absorvida obtidos, para todos os pontos de interesse, encontram-se dentro das tolerâncias estabelecidas de acordo com protocolo [IAEA (1994)].

III.6 Análise de risco provável



CAPÍTULO IV: CONCLUSÕES

O que motivou este trabalho foi a preocupação com a falta de CQ na radiocirurgia, uma vez que ela está ligada à altas doses num volume muito pequeno. Este trabalho além de testar diversos tipos de dosímetros, para serem utilizados na radiocirurgia e após a seleção daqueles que poderiam ser utilizados posteriormente, um dispositivo (OS de acrílico) foi planejado e construído para a implementação do CQ radiocirúrgico postal.

Como citado no *Capítulo I*, não existem parâmetros dosimétricos estabelecidos para campos pequenos, como no caso para campos convencionais, esses parâmetros são a base para o cálculo da dose nos tratamentos, assim neste trabalho também são apresentados os dados desses parâmetros que servirão de base para a utilização na rotina.

De novo, neste trabalho tem-se a caracterização e aplicação dos dosímetros FXG e TLD miniatura para campos pequenos (campos quadrados e circulares), e o desenvolvimento de um Sistema de Controle Postal na Radiocirurgia.

O TLD e FXG apresentaram bons resultados quando comparados aos valores da referência. Para os valores de F_c tanto para campos quadrados quanto para os circulares, concluindo-se que estes são apropriados para a obtenção desse parâmetro dosimétrico.

Dos resultados obtidos pode se concluir que para se obter parâmetros com menores incertezas, pode-se usar a combinação dos resultados de diferentes dosímetros considerando as vantagens e desvantagens de cada um deles.

Um dos resultados deste estudo é a presença do DEL, o qual pode causar erros no cálculo da dose, especificamente para campos menores do que $3 \times 3 \text{ cm}^2$. É importante considerar todos esses aspectos para decidir o tipo de dosímetro a ser utilizado para esses campos.

Dos resultados obtidos conclui-se que a presença do alto gradiente da dose, na dosimetria de feixes pequenos, além de requerer o uso de detectores consideravelmente pequenos também sua composição tem influência nas respostas como é o caso do Filme.

Os dados deste estudo mostram que na ausência do equilíbrio eletrônico lateral e aumento das dimensões dos detectores podem ocasionar erros na determinação dos parâmetros dosimétricos, utilizados no algoritmo do cálculo da distribuição da dose.

O FXG apresenta algumas vantagens em relação a outros dosímetros utilizados nos laboratórios radioterápicos, como a semelhança com sistemas biológicos, à estrutura que permite a simulação de tecidos ou órgãos e também medidas não invasivas da dose absorvida. Esse sistema ainda não é amplamente utilizado na radioterapia, como dosímetro de rotina e/ou padrão [AAPM, 1994], em geral porque o físico-médico desconhece este tipo de dosímetro.

No processo de leitura do TLD se destrói o sinal. Isto faz com que este método seja mais vulnerável a erros nas medidas, que para o caso do filme e FXG.

Embora no filme a informação fica inalterada e pode ser reavaliada a qualquer momento, se durante o processo de irradiação ou de revelação houver algum erro, não será possível aplicar correções diretamente sobre o filme para corrigir o problema.

Para se obter bom resultado nos filmes, são necessários cuidados no processo de revelação, tendo em consideração que os valores de DO estão relacionados à dose absorvida, assim uma variação de apenas 1°C no banho revelador, pode levar a alguns erros percentuais no resultado final.

A fina espessura e o formato aplanado do filme, com grandes áreas, permite facilmente a sua utilização para o mapeamento de feixes de radiação. Assim também a flexibilidade do filme permite que ele seja utilizado para mapear superfícies encurvadas (caso necessário), isto foi observado na obtenção dos PDP, RTM e perfil.

Os TLDs, FXG e filme cumprem as recomendações feitas pela AAPM [AAPM (1994)], que indica que a medida do dosímetro deve ser menor do que 3 mm para feixes menores do que 12,5 mm, assim como também Bjarngard [Bjarngard et al (1997)] determinou que o diâmetro deve ser menor do que 2 mm para feixes menores do que 8,5 mm. Assim pode-se concluir que esses dosímetros cumprem e podem ser aplicáveis para campos pequenos, considerando-se os cuidados já avaliados.

Das curvas obtidas no PDPs e RTM, observou-se uma mudança do d_{max} , isto deve ser considerado no cálculo da dose absorvida nos tratamentos radiocirúrgicos.

A implementação de programas de CQ é importante mais ainda na radiocirurgia onde as tolerâncias são mais críticas que as da radioterapia convencional. Também a implementação de programas postais de CQ, porque servem para o controle dos procedimentos em instituições que fazem uso desse tratamento e melhoria posterior da qualidade.

Uma das alternativas para a obtenção dos parâmetros físicos para campos pequenos é o uso de simulações usando códigos de Monte Carlo, descrevendo assim o feixe exato com a geometria e evitando-se problemas associados aos dosímetros (como foram analisados neste trabalho). Entretanto esta ferramenta é complexa se for aplicada nos serviços, portanto, no caso de se usar dosímetros, os fatores que podem influenciar suas respostas, como os parâmetros para campos pequenos e que devem ser considerados são:

- Presença de alta resolução espacial para evitar o problema DEL, alto gradiente, etc.
- Ser equivalente ao tecido mole (água),
- Apresentar alta sensibilidade no volume de detecção com incertezas aceitáveis,
- Apresentar resposta independente da energia, taxa da dose, etc.
- Apresentar resposta linear.

O protocolo de CQ e estudo de risco servem como base para a implementação de programas de CQ na radiocirurgia nos serviços que usam esta técnica.

CAPÍTULO V: REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM), Stereotactic Radiosurgery, American Institute of Physics, Report 54, INC, New York, 1995.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM), Comprehensive QA for radiation oncology: Task Group 40, Med. Phys. 21, 1994, 581-618.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). "A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams", Task Group 21, Med. Phys. 10, 1983, 741-771.

AL-NAJAR WH, GURU S, PARTHASRADHI K, BLOOMER D, AND NANDA RK. Dosimetric aspects of small circular field of 10 MV photon beam, Med. Dos. 23 (1), 1998, 39-42.

ALMOND PR, MCCRAYK, The energy response of LiF, CaF and Li₂B₄O₇:Mn to high energy radiations. Phys. Med. Biol, 15, 1970, 335-342.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, AAPM code of practice for radiotherapy accelerator: Report of AAPM Radiotherapy Therapy Task Group No,45, Med. Phys. 21 (7), 1994,1093-1121.

ANGELO LD, FURETTA C, GIANCOLA S, LANNOLI D, SCACCO A. Verification of treatment planning systems for therapeutic irradiation using thermoluminescence dosimeters, Radiation Protection Dosimetry, vol 85, 1999, 401-404.

ATTIX, FH, WILLIAN CR, Radiation Dosimetry. Vol. 2, Second edition, Academic Press, Madison, USA, 1966. 803.

APPLEBY A, LEGHROUZ A. Imaging of radiation dose by visible color development in Ferrous-agarose-xylene orange gels, Med. Phys., Vol. 18, 1991, 309-312.

BAGNE FA comprehensive of LiF response to high energy photons and electrons, Radiat. Phys, 123, 1977, 753-760.

BARTOLLOTA A, BARONE T, BRAI M, CUTTONE G, FATTIBENE P, ONORI S, RAFFAELE, ROVELLI A, SABINI MG, TERI G. Response characteristics of thermoluminescence and alanine-based dosimeters to 16 and 25 MeV proton Beams. Radiation Protection Dosimetry, vol 85, 1999, 353-356.

BJÄRNGARD BE., KASE KR, RUDEN BI, Postal intercomparison of absorbed dose for high-energy X rays with thermoluminescent dosimeters. Med. Phys. 7(5), Sept./Oct. 1982.

BERO MA, GILBOY WB, GLOVER PM, EL-MASRI HM, Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements, Nucl. Instr. Meth. B., Vol. 166, 2000, 820-825.

BERO MA, GILBOY WB, GLOVER PM, KEDDIE JL. Three Dimensional radiation dose Measurements with Ferrous Benzoic Acid in Gelatin Gel and Optical Absorption Tomography, Nucl. Instr. Meth. A., Vol. 422, 1999, 617-620.

BILSKI P, WALIGÓRSKI MPR, BUDZANOWSKI M, OCHAB E, OLKO P. Miniature thermoluminescent detectors for dosimetry in radiotherapy. *Radiation Protection Dosimetry*, vol 101, 2002, 473-376.

BILSKI P, OLKO B, BURGKHARDT B, PIESCH E, Ultra-thin LiF: Mg, Cu, P detectors for beta dosiemtry. *Radiation Measurements*, Vol 24, 1995, 439-443.

BJARNGARD BE, TSAI JS, RICE RK. Doses on the central axes of narrow 6-MV beams, *Med. Phys.* 17 (5), 1990, 794-799.

BORRAS C. Oranizacion, desarrollo, garantia de calidad y radioproteccion en los servicios de radiologia: Imaginología y radioterapia. Organización Panamericana de la Salud, Organización Mundial de la Salud, 1997, 87-96.

BRAHME A., CHAVALUDRA J, LANDBERG T, McCULLOUGH E, NUSSLIN F, RAWLINSON A, SVENSSON G, SVENSSON H., "Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons", *Acta Oncol* **27**, Suppl. 1, 1988.

BRIDIER A, FERREIRA I, CHAVALUDRA. J, Etalonnage des Dosimetres Thermoluminescents. Service de Physique. Institut Gustave-Roussy, Villejuif. In: Atos do EPU. SFPH, Benodet, 3 au 5, avril, 1997.

CHANG-MING MA, NAHUM E, Correction factors for Fricke dosimetry in high-energy electron beams. *Phys. Med. Biol.*, 1993, 423-438.

CHANG-MING MA, NAHUM E, Dose conversion and wall correction factors for Fricke dosimetry in high energy photon beams: analytical model and monte carlo calculations. *Phys. Med. Biol*, 38, 1993, 93-114.

CHUNG H, *Chemical Dosimetry*. Vol. 1, first edition, Williams & Wilkins Press, Baltimore, USA 1989, 975.

CAMERON JR, SUNTHARALINGAM N, KENNEY GN. Thermoluminescent dosimetry. University Wisconsin Press, Madison, Milwaukee and London, 1968.

CALDEIRA AM, Análise da solução Fricke modificada e irradiada através da espectroscopia fotoacústica, Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP,2004

CASAL E, GIL JÁ, ROIG F, SORIANO A. Quality Control in the dosimetric system of the personal dosimetry service of the spanish national health service. *Radiation Protection Dosiemtry*, vol 85, 1989, 11-14.

CERNICA G, DE OER S, DIAZ A, FENSTERMAKER R, PODGORSK. Dosimetric accuracy of a staged radiosurgery treatment. *Phys. Med. Biol.* 50, 2005, 1991-2002.

CHAUVENET B, BALTES D, DELAUNAY F. Comparison of graphite to water absorbed dose transfers for ⁶⁰Co photon beams using ionometry and Fricke dosimetry. *Phys. Med. Biol*, 1997, 2053-2063.

CORNELIUS, A. T., Hugo Fricke on the Occasion of his Seventieth Birthday, *Radiat. Research.*, 17, 1962, 255-261.

COSTA RT, Avaliando a Viabilidade do Uso do Dosímetro Fricke Modificado na Radioterapia, Dissertação de mestrado – Faculdade de Filosofia de Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2001.

COSTA ZM. Desenvolvimento de Sistemas de DL-alanina para dosimetria de Radiação Gama e de Elétrons. São Paulo: 1994. Dissertação (Mestrado)-INEN.

COECK M, VANHAVERE F, KHAIDUKO V. Thermoluminescent characteristic of LiKYF₅:Pr³⁺ and KYF₄: Tm³⁺ crystals for application in neutron and gamma dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, vol 100, 2002, 221-224.

DA CRUZ JC. Estudo dosimétrico de pequenos campos circulares de raios x utilizados na radiocirurgia com acelerador linear de 6 MV, Dissertação do mestrado, Escola Paulista de Medicina, 2002.

DA ROSA. LA., Dosimetria termoluminescente aplicada à física medica. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, publicação interna, DEFISME/IRD, 2000

DA ROSA, LAR E, CALDAS, LVE. On the termoluminescence of LiF from 83 to 320 K. J. Appl. Phys. 84 (12): 1998, 6841-6851.

DERREUMAUX S, CHAVANDRA J, BRIDIER A, ROSSETI V, DUTREIX A. A european quality assurance network for radiotherapy: dose measurement procedure. Phys. Med. Biol, 40, 1995, 1191-1208.

DE OLIVEIRA LN., GUZMÁN CALCINA CS, PARADA MA, DE ALMEIDA CE. AND DE ALMEIDA A., Ferrous Xylenol Gelatin Measurements for Small Field Sizes and 6 and 10 MV Photons (aceito na Radiation research)

DE VLAMYNCK K, PALMANS H, DE WAGTER C, DE NEVE W, and THIERENS H. Dose Measurements compared with Monte Carlo simulations of narrow 6 MV multileaf shaped photons beams, Med. Phys. 26 (9), 1999, 1874-1882.

DE ALMEIDA CE, AFFONSECA M, CALCINA CS GUZMÁN, PIRES E, CARVALHO H, PEREGRINO A, PELOSI E, FERREIRA IH. Rastreabilidade das referências metrológicas em dose absorvida na água do Programa de Qualidade em Dosimetria. Radiol Bras.,38, no.3, 2005, 205-208.

DUGGAN DM, COFFEY CW., Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery, Med. Dos. 23 (3), 1998, 153-159.

DUFTSCHMID KE, KINDL P, OBENAU B, STRACHOTINSKY CH, WINKER N. Precision dosimetry in narrow collimated radiation beams of the leksell gamma knife. Radiation Protection Dosimetry, vol 66, 1996, 295-298.

DUTREIX BJ, DUTREIX A, TUBIANA M. Electric Equilibrium and Transition stages, Phys. Med. Biol. 10 (2), 1965, 177-190.

EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY (ESTRO 1995), “Quality assurance in radiotherapy”, Thwaites, D.I., Scalliet, P., Leer, J.W., Over-gaard, J., Radiot. Oncol. 35, 1995, 61-73.

- FELIPE DS, Desenvolvimento, teste e aplicação de protótipo para dosimetria da solução Fricke modificada. [Master Thesis - Universidade de São Paulo, FFCLRP/DFM, 2003.
- FINDLEY DO, FORELL BW, WONG PS, Dosimetry of a dual photon energy linear accelerator Med. Phys. 1987, 14 270-273.
- FRICKE H, MORSE S, The Chemical Action of Roentgen Rays on Dilute Ferrousulfate Solution as a Measure of Dose, Am. J. Roentgenol., Vol. 25, 1927, 430-132.
- FRIEDMAN WA, BUATTI JM, BOVA FJ, MENDENHALL WM. Linac Radiosurgery - A practical guide. Springer. USA, 1998.
- GORE JC, KANG YS, SCHULZ RJ. Measurement of radiation dose distribution by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. Phys. Med. Biol., 29, 1984, 1189-1197.
- GREENSTEIN J, WINITZ M. Chemistry of the Amino Acids. New York, Robert E. Krieger Publishing Company, INC, 1986.
- GUZMAN CALCINA CS, PINHEIRO L, RUBO R, FERRAZ E., DE ALMEIDA A, Análises de protocolos teleterápicos de controle de qualidade de alguns services locais, baseados no TG 40 e ARCAL XXX, Radiol. Bras. 35 (1), 2002, 31-40.
- HEYDARIAN M, HOBAN PW, BEDDOE AH. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. Phys. Med. Biol 41, 1996, 93-110.
- HOUDEK PV, Dosimetry of small radiation fields for 10 MV x rays, Med. Phys. 10(3), 1983, 333-336.
- HOROWITZ M, Fading in LiF: Mg,Ti. Radiat. Prot. Dosim. 32, 1993, 147.
- INMETRO, ABNT, SBM, Programa RH-Metrologia, Guia para a Expressão da Incerteza na Medição, 2a Ed. Brasileira em Língua Portuguesa, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, SERIFA Editoração e Informática Ltda., 1998.
- INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles, W.P.M., Lake, R., McKenzie, A., Macaulay, E.M., Morgan, H.M., Jordan, T.J. and Powley, S.K, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), Commissioning and Quality of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No.430, Viena, 2004.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU), "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures", ICRU Report 24, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. 1976.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, (ICRU), "Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy", ICRU Report 50, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. (1993).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), “Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice”, IAEA Technical Report Series, TRS-277, Second Edition, IAEA, Viena, Austria, 1997.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), “Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water”, Technical Report Series, IAEA TRS-398, IAEA, Vienna, Austria, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), “Aspectos físicos de la garantía de calidad: Protocolo de control de calidad”, TECDOC-1151, IAEA, Viena, Austria, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), “Design and implementation of radiotherapy programme: Clinical, medical physics and radiation protection and safety aspects”, IAEA-TECDOC-1040, IAEA, Viena, Austria, 1998.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), “Standardized quality audit procedures for on-site dosimetry visits to radiotherapy hospitals”, DMRP-199907-IU, IAEA, Viena, Austria, 1999.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO), “Quality management and quality assurance standards—part I, guidelines for selection and use”, IS) 9000, ISO, Geneva, Switzerland, 1994.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC), “Medical Electrical Equipment - Dosimeters with ionisation chambers as used in radiotherapy Standard”, Publication IEC-60731, IEC, Geneva, Switzerland, 1997.

JULIUS HW, VAN DJ, Quality assurance for TLD based individual monitoring service. Radiation Protection Dosimetry. Vol 85, 1999, 1-6.

JOHNS HE, CUNNINGHAM JR. The Physics of Radiology, Vol. 1, Fourth edition, Cummings Publishing Company, Illinois, USA, 1984.

KALEF-EZR A, BOZIARI A, LITSAS J, TSEKERIS P, KOLIGLIATIS. Thermoluminescence dosimetry for quality assurance in radiation therapy. Radiation Protection Dosimetry, 101, 2002, 403-405.

KELLY RG, JORDAN KJ, BATTISTA JJ. Optical CT reconstruction of 3D dose distribution using the ferrous benzoic xyleneol (FBX) gel dosimeter. Med. Phys, 25 (9), 1998, 1741-1750.

KLASSEN NV, SHORTT KR, SEUNTJENS J, ROSS CK, Fricke dosimetry: the difference between G (Fe 3+) for ^{60}Co γ -rays and high energy x-rays. Phys. Med. Biol., 44, 1999, 1609-1624.

KNOLL, GF, Radiation Detection and Measurement, 2a.ed, New York – N.Y., Jon Wiley & Sons, 1989.

KRON T, BARNES K, BAZLEY S, O'BRIEN. TLD for multicentre dose intercomparison in complicated radiotherapy treatments: The field junction in head and neck radiotherapy. Radiation Protection Dosimetry, vol 85, 1999, 357-360.

KRON T, ELLIOTT A, METCALFE P, The penumbra of a 6 MV x-ray beam as measured by thermoluminescent dosimeter and evaluated using an inverse square root function, Medical Physics, 20(5), 1993, 1429-1438.

- LEGHROUZ A, AND CHRISTMAN E, Radiation Chemical and Magnetic Resonance studies of aqueous agarose gels containing Ferrous ions, *Radiat. Phys. Chem.*, Vol. 32, 1988, 241-244.
- LIGHTSTONE A, BENEDICT S, BOVA F, SOLBERG T, STERN R, Intracranial stereotactic positioning systems: Report of American Association of Physics in Medicine radiation therapy committee Task Group 68, *Med. Phys.* 32 (7), 2005, 2380-2398.
- LONCOL T, DENIS J, VYNCKIER S, SCALLIET P, BILSKI P, BUDZANOWSKI M, WALIGORSKI M, OLKO P, Proton irradiation of LiF: Mg, Ti thermoluminescent detectors: influence of dopant concentration on dose response and dependence of TL efficiency. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol 84, 1999, 179-184.
- MACK A, CZEMPIEL H, DURR G, WOWRA B, Quality assurance in stereotactic space. A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med. Phys.* 29(4), 2002, 561-568.
- MACK A, SCHEIB SG, MAJOR J, GIANOLINI S, PAZMANDI G, FEIST H, CZEMPIEL H, KREINER HJ, Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery Determination of gamma knife output factors. *Med Phys*, 29(9), 2002, 2080-2089.
- MAHESH K, VIJ DR. *Technical of radiation dosimetry*, USA, Wiley Eastern Limited, 1985.
- MARRE D, FERREIRA H, BRIDIER A, BJÖRELAND A, SVENSSON H, DUTREIX A, AND CHAVALAUDRA J., Energy correction factors of LiF powder TLDs irradiated in high-energy electron beams and applied to mailed dosimetry for quality assurance networks, *Phys. Med. Biol.* 45, 2000, 3657-3674.
- MARTIN S, LISBONA A, RICHARD J, MORTEAU J, DENIZOT S, BARDIES M. Production of new thermoluminescent mini-dosimeters. *Phys. Med. Biol.* 45, 2000, 479-494.
- MECKBACH R, BAILIFF I, GOKSU Y, JACOB P, STONEHAM D. Calculation and measurements of depth dose distribution in bricks, *Radiation Protection Dosimetry*, vol 66, 1996, 183-186.
- MCKERRACHER C, THWAITES D. Verification of the dose to the isocentre in stereotactic plans. *Rad. Oncol*, 64, 2002, 97-107.
- MIYAGAWA I, GORDY W, Electron Spin Resonance of an Irradiated Single Crystal of Alanine: Second-order Effects in free Radical Resonances. *The Journal of Chemical Physics*, 32, 1960, 255-263.
- MOLINA PC, GÓMEZ CM, JIMÉNEZ AJ, GARCÍA GS. Análisis comparativo de TMRs, perfiles de dosis y factores de dispersión (maniquí y colimador), con diferentes sistemas de detección en haces asimétricos de radiocirugía estereotáctica, *Revista de Física Médica* 3(2), 2002, 81-89
- MOBIT PN, MAYLESS P, NAHUM A, The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments, *Phys. Med. Biol.* 41, 1996, 387-398.
- MUKHERJEE B, CLERKE W, KRON T. Application of lithium fluoride dosimeters (TLD-600) in the photoneutron field mapping of a linear accelerator. *Radiation Dosimetry Protection*, vol 66, 1996, 255-258.

NYSTRÖM H, BERA P, NETTE P, Beam quality dependence of TLDs irradiated in standardized geometry Proc. Int. Symp. On Measurement Assurance in Dosimetry (Vienna, 1993) IAEA SM-330/72, 1993, 527-539.

NIZIN P, Electronic equilibrium and primary dose in collimated photon beams: Basic concepts and definitions. Med. Phy, 26, 1993, 1893-1900.

NOVONTNÝ JJ, DVŮAR P, SPĚVÁČEK V, TINTĚRA J, NOVONTNÝ J, CECHÁR T, LISČEK R. Quality Control of the stereotactic radiosurgery procedure with the polymer gel dosimetry. Rad. Oncol, 63, 2002, 223-230.

OGUNLEYE OT, FREGENE OA, Application of cavity theory to high energy response of LiF dosimeters, Radiat. Res. 87, 1981, 251-264.

OLIVEIRA GH, KESSLER C, SONOGNE RA, SARAIVI M, Energy dependence of the response of thermoluminescence dosimeters to photons and electrons beams. Nucl. Instrum., Methods, 84, 1994, 89-94.

OLSSON LE, PETERSSON S, AHLGREN L, MATTSON S. Ferrous Sulphate gels for determination of absorbed dose distributions using MRI Technique: Basic Studies, Phys. Med. Biol., Vol. 34, 1988, 43-52.

OLKO P, BILSKI P, KIM JL. Microdosimetric Interpretation of the Photon Energy Response of LiF:Mg,Ti Detectors. Rad. Prot. Dos. 100:119-122 (2002).

PALM. OLOF M, Influence of Sulphuric acid Contaminants on Fricke Dosimetry, Phys. Med. Biol., Vol. 45, 2000, 111-114.

PERUCHA M, SANCHEZ-DOBLADO F, LEAL A, RICÓN M, ARRÁNS R, NUÑEZ L, AND CARRASCO E. Investigation of radiosurgical beam profiles using Monte Carlo method, Med. Dosim, 28 (1), 2003, 1-6.

PETCHEVIST PC, Dosímetro FXGb para caracterização de feixes em radioterapia, Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, 2006.

PINHEIRO DE LIMA L, Implementação da dosimetria termoluminescente para controle de qualidade, calibração e planejamento num serviço de radioterapia. Tese de Mestrado, USP. Ribeirão Preto, SP. 2001.

PINZA M, CHAPEL G, JIMÉNEZ A, GARCÍA G. Análisis comparativo de TMRs, perfiles de dosis y factores de dispersión (maniquí y colimador), con diferentes sistemas de detección en haces asimétricos de radiocirugía estereotáctica, Rev. Fís. Med., 2002; 3(2), 81-89

PODGORSAK EB, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students . INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Austria, 2003.

PRASAD G, PARTHASARADHI K, DES ROSIERS C, BLOOMER W, AND LSCOMBE M. Dosimetric analysis and clinical implementation of 6 MV x-ray radiosurgery beam, Med Dos. 22 (2),1997, 127-133.

PTW-FREIBURG, Technical specifications-D687.131.012, 2004, 10-11.

RAMANI R, KETKO M, O'BRIEN P, SCHWARTZ M, A QA phantom for dynamic stereotactic radiosurgery quantitative measurements, *Med. Phys.* 22(8), 1995, 1343-1346.

RAMASESHAM R, HEYDARIAN M, Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments, *Phys. Med. Biol.* 48, 2003, N199-N205.

ROSS CK, KLASSEN, NV, SHORT KR, SMITH GD. A Direct Comparison of Water Calorimetry and Fricke Dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 34, 1989, 23-42.

RUDEN B, BENGTTSSON L., Accuracy of megavoltage radiation dosimetry using thermoluminescent lithium fluoride. *Acta Radiat. Ther. Phys. Biol.* 16, 157-175, 1977.

SURENDRA N RUSTGI, SURENDRA N RUSTGI, JIANG SB, AYANGGAR AM, Perturbation caused by high-density inhomogeneities in small beams in stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 43 3509-3518

SABINI MG, RAFFAELE L, BUCCIOLINI M, CIRRONE GAP, CUTTONE G, NIGRO SL, MAZZOCCHI S, SALAMONE V, VALASTRO LM. The used of thermoluminescent detectors for measurements of proton dose distribution, *Radiation Protection Dosimetry*, vol 101, 2002, 453-356.

SANCHEZ-DOBLADO F, ANDREO P, CAPOTE R, LEAL A, PERUCHA M, ARRANS R, NUÑEZ L, MAINEGRA E, LAGARES J, AND CARRASCO E. Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams. *Phys Med Biol*, 48, 2003, 2081-2099.

SANTOS WM. HAZIN CA, DE SOUZA CN, MONTI CR, KAWAKAMI NS, LAZARINI PG, Medidas das características de feixes de fótons de 6 MV usados em radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, IV Congresso Internacional de proteccion radiologica, IRPA 2001.

SCAFF LAM, Física da Radioterapia, Sarvier, Brasil, 1997.

SWARTZ HM, BOLTON JR, BORG DC. Biological Applications of Electron Spin Resonance. John Wiley & Sons, Inc. 1972.

SERAGO CF, HOUDEK PV, HARTMANN GH, SAINI DS, SERAGO ME, KAYDEE A. Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery. *Phys. Med. Biol* 1992; 37 (10) 1943-1956.

SHOUSHAN W, GUOLONG CH, FANG W, YUANFANG L, ZIYING Z, JIANHUAN Z. Newly developed highly sensitive LiF (Mg, Cu, P) TL chips with high signal to noise ratio. *Radiation Protection Dosimetry*. Vol 14, 1986, 223-227.

SIBATA CH., MOTA HC, BEDDAR AS, Higgins and Shin K.H. Influence of detector size in photon beam profile measurements, *Phys. Med. Biol.*, 5, 1991, 621-631.

SOARES CG, National and international standars and calibration of thermolumoniscence dosimetry systems. *Rad. Prot. Dos.* 101, 2002, 167-171.

SOMIGLIANA A, CATTANEO GM, FIORINO C, BORELLI S, DEL VECCHIO A, ZONCA G, PIGNOLI E, LOI G, CALANDRINO R, Marchesini R. Dosimetry of gamma knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors. *Phys Med Biol* (44), 1999, 887-97.

STEPHEN W, MOSCOVITCH M, TOWNSEND D, Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and uses, Nuc. Tech. Publish., 1995.

SWINNEN A, VERSTRATETE J, PIERRE D, Feasibility study of entrance in vivo dose measurements with mailed thermoluminescence detector. Radiotherapy and Oncology, 73, 2004, 89-96.

TSAI JS, CURRAN BH, STERNICK ES, ENGLIR M. Use of a 1 mm collimator to test the accuracy of stereotactic radiotherapy. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 35(3), 1996, 579-586.

TOWNSEND PD, PARISH R. ROWLANDS, A new interpretation of depth-age profiles. Rad. Prot. Dos. 01, 1999, 315-319.

VAHC YW, CHUNG WK, PARK KR, LEE JY, LEE YH, KWON O, KIM S, The properties of the ultramicrocylindrical ionization chamber for small field used in stereotactic radiosurgery. Med. Phys (28), 2001, 303-309.

VERELLEN D, LINTHOUT N, BEL A, SOETE G, VAN D, HAENS J, STORNE G. Assessment of the uncertainties in dose delivery of a commercial system for linac based stereotactic radiosurgery. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 44(2), 1999, 421-433.

VESTAD TA, MALINEN E, OLSEN DR, HOLE EO, SAGSTUEN E. Electron paramagnetic resonance (EPR) dosimetry using lithium formate in radiotherapy: comparison with thermoluminescence (TL) dosimetry using lithium fluoride rods, Phys. Med. Biol. (49), 2004, 4701-4715

WANG TK. On the Use of TLD for Gamma Ray Dosimetry Evaluation in Mixed Fast Neutron and Gamma Ray Fields. Rad. Prot. Dos. 33:359-363 (1990)

WESTERMARK M, ARNDT J, NILSON B, AND BRAHME A, Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. Phys Med Biol (45), 2000, 685-702.

WEBB S, The physics of three-dimensional radiation therapy, Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning, Medical Science Series, USA, 1993.

WILLIAMS JR, THWAITES DI. "Radiotherapy Physics in Practice", Oxford University Press, Oxford, United Kingdom, 2000.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO), "Quality assurance in radiotherapy", Geneva, Switzerland, 1988.

WOCHOS JF, LARRY A, DEWERD LA. Dubuque. Mailed thermoluminescent dosimetry reviews in radiation therapy. Med. Phys. 9 (6), Nov/Dec 1982.

WOLFRAM U L The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT, Med Phys 30 (3), 2006, 341-347.

WU A, ZWICKER RD, KALEND AM, ZHENG Z. Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery. Med. Phys. 20, 1993, 777-779.

Zaias H. Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria química, Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, 2006.

ZIYING Z, SHOUSHAN W, FANG W, GUOLONG C, YUANFANG L, JIANHUAN Z. Measurement of extremely low level dose with LiF (Mg, Cu, P) TL chips, Rad. Prot. Dos. 17, 1986, 415-418.

Apêndice I

I.1 Cálculo de Fator de calibração da Câmara de ionização para o meio água

Como o certificado de calibração emite o fator N_k , a seguir o procedimento para o cálculo do $N_{D,w}$ (fator de calibração na água) é apresentado. Segundo a *equação 1.9*, para o cálculo da dose, é necessário o $N_{D,w}$ que segundo o TRS-277 [IAEA (1997)] é dado por:

$$N_{D,ar} = k_m \cdot k_{att} (1-g) \cdot N_k \quad (I.1)$$

Onde:

- k_m : fator de correção à não equivalência do ar (na qualidade de calibração) da parede de CI e do material ou materiais da capa de equilíbrio eletrônico,
- k_{att} : fator de correção pela atenuação (absorção e dispersão) nas paredes da CI,
- $N_{D,ar}$: fator de calibração do conjunto dosimétrico em termos de dose absorvida no ar,
- N_k : fator de calibração do conjunto dosimétrico em termos de kerma no ar.

O fator de calibração fornecido no certificado enviado pelo laboratório secundário da PTW.

$$N_{a'} = N_k = 2,670 \text{ E}+08 \text{ Gy/C} \quad (I.2)$$

De acordo com as especificações da CI tem-se os valores dos seguintes fatores [IAEA (1997)]:

$$k_m \cdot k_{att} = 0,973 \quad (1-g) = 0,997 \quad (I.3)$$

Colocando as *equações 1.2 e 1.3* na *equação 1.1*, tem-se o fator de calibração no ar:

$$N_{D,ar} = 0,259 \text{ Gy/nC} \quad (I.4)$$

Para se obter o fator de calibração na água usa-se a seguinte equação:

$$N_{D,w,Q_0} = N_{D,ar} \cdot S_{w,ar} \cdot P_{Q_0} \quad (I.5)$$

Onde:

- $S_{w,ar}$: razão do poder de freiamento entre a água e o ar no feixe do usuário.
- P_{Q_0} : fator que corrige a diferença entre a resposta da CI no feixe de referência de qualidade Q_0 , usado para a calibração da CI, e o feixe atual do usuário de qualidade Q .

De acordo com as especificações da CI obteve-se o valor $S_{w,ar}$ [IAEA (1997)]. Pode-se usar este valor para campos maiores do que 5 cm, porque segundo Sanchez [Sanchez (2003)] para campos menores de 5 cm o valor de $S_{w,ar}$ tem uma incerteza de $\pm 0,1 \%$ que é relativa aos dados de referência (campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia de 6 MV), sendo $1,1 \%$ para energias altas (24 MV). Então para nosso caso temos:

$$S_{Co, w, ar} = 1,133 \quad (I.6)$$

Para determinar o P_{Qo} , temos a seguinte equação:

$$P_{Qo} = P_{cav} P_{dis} P_{wall} P_{cel} \quad (I.7)$$

onde:

- P_{cav} : fator que faz a correção da CI para efeitos relacionados com a cavidade de ar,
- P_{dis} : fator que faz a correção da substituição do volume da água com a cavidade da CI,
- P_{wall} : fator que faz a correção a resposta da CI pela não equivalência do meio com a parede da câmara,
- P_{cel} : fator que faz a correção da CI para efeitos da energia o fóton, elétron e próton.

Do TRS-398 temos [IAEA (2000)]:

$$S_{w,ar} \cdot P_Q = 1,113$$

Então o fator de calibração para a água será na qualidade do feixe de calibração:

$$N_{D,w,Qo} = 0,2881 \text{ Gy/nC} \quad (I.8)$$

Para o caso do cálculo do fator de calibração para a água na qualidade do feixe do usuário tem-se:

$$N_{D,w,Q} = N_{D,w,Qo} \cdot K_{Q,Qo} \quad (I.9)$$

Da tabela 6 [AIEA (2000)], obtém-se os valores de $K_{Q,Qo}$, que para o nosso caso é 0,991 para 6 MV. As medidas foram feitas usando feixes de energia de 6 MV, então teremos:

$$N_{D,w,Q} = N_{D,w,Qo} \cdot K_{Q,Qo} = 0,2881 \text{ Gy/nC} \cdot 0,991 \quad (I.10)$$

Finalmente o fator de calibração é:

$$N_{D,w,Q} = 0,26217 \text{ Gy/nC}$$