DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

DOSIMETRIA *IN VIVO* COM USO DE DETECTORES SEMICONDUTORES E TERMOLUMINESCENTES APLICADA AO TRATAMENTO DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Autor:

Claudio Castelo Branco Viegas

Orientadores:

Ricardo Tadeu Lopes
Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Colaborador:

Delano Valdivino Santos Batista

DOSIMETRIA *IN VIVO* COM USO DE
DETECTORES SEMICONDUTORES E TERMOLUMINESCENTES
APLICADA AO TRATAMENTO DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Claudio Castelo Branco Viegas

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

_____

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

_____

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, D.Sc.

_____

Dr. Maria Helena da Hora Maréchal, D.Sc.

_____

Prof. Delson Braz, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
MARÇO DE 2003

VIEGAS, CLAUDIO CASTELO BRANCO

Dosimetria *In Vivo* com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço [Rio de Janeiro] 2003

XXVI, 190 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Nuclear, 2003

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Dosimetria *In Vivo*
2. Diodo
3. TLD

I. COPPE/UFRJ II Título (série)

Dedico este trabalho aos inúmeros pacientes
Em tratamento de câncer que,
No anonimato e involuntariamente ou não,
Contribuem de maneira sem igual à pesquisa científica
Durante os momentos em que, certamente,
São um dos mais tristes de suas vidas.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus.

Graças a Ele, seja pela sorte ou pela retribuição da fé que possuo, me considero rodeado de pessoas sempre dispostas a acreditar em mim e a colaborar com meu sucesso, tanto do lado profissional quanto do emocional.

Agradeço às pessoas que apareceram no caminho para a conclusão deste trabalho que, por várias vezes, demonstraram disposição muito mais além do mero profissionalismo:

Ao Prof. Ricardo, pela experiência, orientação e graaaaande paciência para aguardar a conclusão deste trabalho (prometo não usar mais a expressão "tá tranqüilo"), a todos os colegas de turma, ao grupo docente e ao pessoal de apoio do PEN.

À Lúcia Helena e ao Dr. Miguel, pela oportunidade de realizá-lo num dos melhores laboratórios para pesquisa de câncer do país.

Ao Professor Luiz Antonio, pela orientação, dedicação e por ter abdicado de momentos de lazer, numa praia ou num clube durante suas férias, para ler sobre tratamento de câncer de cabeça e pescoço.

À Anna, pela disponibilização não só do Laboratório de TLD, mas também pelo grande incentivo na conclusão, durante o tempo consumido dentro do nosso trabalho.

A todos os técnicos em radioterapia do Hospital, por mostrarem-se sempre à disposição em todos os momentos que precisei interferir em suas rotinas de trabalho.

Ao Alfredo, pelas companhias durante várias madrugadas de medidas no Hospital, sem falar na grande amizade demonstrada. Afinal, amigo é para se... ajudar!

Aos colegas de trabalho Eliane, Ricardo e Tatiana, por agüentarem minha chatice nos últimos meses.

E ao Delano, devo um agradecimento especial à orientação incondicional, desse que considero um profundo conhecedor da Física-Médica, por dedicar momentos que ele não tinha, fornecer instruções que eu não encontraria e emprestar uma bibliografia que eu não possuiria. O Guru. É assim como o chamo.

À minha filha Thamy, à minha mãe Nazareth e à minha esposa Claudia: as três mulheres da minha vida (com a minha Vó Maria eram quatro! Mas agora tem a pequena Liz – quatro novamente!): Por me fazerem sentir um homem privilegiado. A elas, não agradeço, mas peço perdão pela ausência durante os meses de dedicação ao trabalho.

Aos amigos de vários anos: Claudinho, Beto, Duda, Lena, Miriã, Wellington, Elaine, Edna, Sig, Jaqueline e Paula, que me perdoem pelos churrascos que não pude participar, mas que poderemos recuperá-los a partir de agora!

Da mesma forma para toda a família Goulart, da qual também faço parte: Laurinha e Manelão, compadres Marcelo e Kaline (pais da Liz), Ademir, Nani, Décio, Cida, a sobrinhada toda, mais Zé e os amigos capixabas.

Tão logo aceitem meu perdão, iniciarei o Doutorado!

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DOSIMETRIA *IN VIVO* COM USO DE DETECTORES SEMICONDUTORES E TERMOLUMINESCENTES APLICADA AO TRATAMENTO DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Claudio Castelo Branco Viegas
Março/2003

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Programa: Engenharia Nuclear

A dosimetria *in vivo* na radioterapia, i.e., a determinação da dose durante o tratamento, proporciona uma verificação da qualidade desse tratamento. Uma rotina de dosimetria *in vivo* é, incontestavelmente, um benefício direto para o paciente, mas, infelizmente, no Brasil e em toda a América Latina, ainda é um privilégio para poucos. Sabe-se que essa rotina é comum apenas nos países considerados desenvolvidos.

Este trabalho demonstrou a viabilidade da implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* com uso de diodos semicondutores e dosímetros termoluminescentes (TLD), no setor de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA), no caso de tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Foram determinadas as características da resposta dos diodos ISORAD-p e detectores termoluminescentes de LiF:Mg;Ti (TLD-100) em forma de pó. Esses detectores foram testados quanto ao seu desempenho para as medidas *in vivo* no simulador antropomórfico RANDO Alderson e, uma vez comprovada a sua adaptabilidade às medidas propostas foram utilizados na medição de dose no caso de tratamento de tumores na região anatômica da cabeça e pescoço, utilizando irradiadores de Cobalto-60.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

IN VIVO DOSIMETRY WITH SEMICONDUCTOR AND THERMOLUMINESCENT DETECTORS APPLIED TO HEAD AND NECK CANCER TREATMENT

Claudio Castelo Branco Viegas

March/2003

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes
Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Department: Nuclear Engineering

In vivo dosimetry in radiotherapy, i. e, the assessment of the doses received by patients during their treatments, permits a verification of the therapy quality. A routine of in vivo dosimetry is, undoubtedly, a direct benefit for the patient. Unfortunately, in Brazil and in Latin America this procedure is still a privilege for only a few patients. This routine is of common application only in developed countries.

The aim of this work is to show the viability and implementation of a routine in vivo dosimetry, using diodes semiconductors and thermoluminescent dosimeters (TLD), at the radiotherapy section of the National Institute of Cancer in Brazil, in the case of head and neck cancer treatment. In order to reach that aim, the characteristics of the response of diodes ISORAD-p and LiF:Mg;Ti (TLD-100) thermoluminescent detectors in powder form were determined. The performance of those detectors for in vivo dosimetry was tested using an RANDO Alderson anthropomorfic phantom and, once their adequacy proved for the kind of measurements proposed, they were used for dose assessment in the case of tumour treatments in the head and neck regions, for Cobalt-60 irradiations.

ÍNDICE DO TEXTO

1 INTRODUÇÃO **1**

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS **3**

2.1 DIODOS 3

Introdução 3

Definição e Construção de um Diodo 4

Detectores Semicondutores de Diodo 6

Vantagens e Desvantagens do Diodo 8

2.2 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE 10

Introdução 10

Termoluminescência 11

Curva de Emissão Termoluminescente 12

Materiais Termoluminescente 14

Leitora de Dosímetros Termoluminescentes 15

Vantagens e Desvantagens do Fluoreto de Lítio 16

2.3 CÂNCER 17

Introdução 17

Estimativas 19

2.4 TRATAMENTO DE CABEÇA E PESCOÇO 21

Introdução 21

Estudos Diagnósticos 22

Opções de Tratamento 23

Dose e Fracionamento 24

2.5 MEDIDAS *IN VIVO* 27

Introdução 27

A Dosimetria *In Vivo* como um Controle de Qualidade 28

Considerações Práticas 28

Rotina de Controle de Qualidade com Dosimetria *In Vivo* 29

3 MATERIAIS **31**

3.1 DIODO ISORAD-p 31

3.1.1 ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS 32

Características Gerais 33

Construção do Diodo..... 34
3.1.2 CARACTERÍSTICAS COM FINALIDADES CLÍNICAS..... 35
Perda da Sensibilidade..... 35
3.1.3 CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO ISORAD-P... 36
Variação da Resposta com a Temperatura..... 36
Dependência Direcional Axial..... 36
Dependência Direcional Transversal..... 37
Resposta às Dependências Direcionais..... 37
Dependência com a Distância..... 38
Dependência com a Energia..... 39
3.2 ELETRÔMETRO PDM VICTOREEN..... 40
Características Técnicas..... 40
Procedimento de Calibração..... 41
3.3 DOSÍMETRO TL HARSHAW TLD-100..... 44
3.3.1 O FLUORETO DE LÍTIO, LiF:Mg,Ti..... 44
3.3.2 CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO TL HARSHAW TLD-100..... 45
Linearidade..... 45
Sensibilidade..... 45
Dependência com a Energia dos Fótons Absorvidos..... 46
Tratamentos Térmicos..... 46
Desvanecimento..... 50
3.4 LEITORA DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTE PCL3. 51
Programa de Operação..... 52
Características Técnicas..... 53
Cálculo de Dose..... 55
3.5 CONJUNTO DOSIMÉTRICO DE REFERÊNCIA..... 56
3.6 SIMULADORES..... 58
Simuladores Geométricos..... 59
Simulador Antropomórfico..... 59
3.7 IRRADIADOR DE COBALTO THERATRON 780C..... 63
Principais Componentes..... 63
Especificações Técnicas. 65

Medidas de Segurança..... 67
4 MÉTODOS..... 69
4.1 CALIBRAÇÃO DO DIODO..... 69
4.2 PREPARAÇÃO E LEITURA DO TLD..... 73
Preparação do Dosímetro TL..... 73
Leitura dos Dosímetros TL..... 75
4.3 CALIBRAÇÃO DO TLD..... 78
4.4 REALIZAÇÃO DO PLANEJAMENTO..... 82
4.5 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO..... 85
Repetitividade..... 85
Reprodutibilidade com a Dose..... 88
Linearidade..... 90
Variação da Sensibilidade da Resposta com a Temperatura.. 91
Sensibilidade da Resposta com a Temperatura da Superfície de Contato..... 92
Sensibilidade da Resposta com a Temperatura Ambiente 96
Dependências Direcionais 98
Dependência Direcional Axial 100
Dependência Direcional Transversal 101
Dependência com o Tamanho de Campo – Variação na Abertura do Colimador..... 102
Alteração da Resposta devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção..... 106
4.6 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD.. 108
Repetitividade..... 108
Reprodutibilidade com a Dose..... 110
Linearidade..... 111
Dependência Direcional Transversal..... 112
Dependência com o Tamanho de Campo – Variação na Abertura do Colimador..... 114
Desvanecimento..... 117

Alteração da Resposta devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção..... 118
4.7 MEDIDAS NO SIMULADOR COM DIODO E TLD..... 119
Equações Utilizadas nos Cálculos de Dose Absorvida..... 119
Medidas no Simulador..... 123
4.8 MEDIDAS *IN VIVO* COM DIODO E TLD..... 129
4.9 DESENVOLVIMENTO DE PLANILHA EXCEL PARA CÁLCULOS..... 133
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES..... **137**
5.1 CALIBRAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO..... 137
5.1.1 CALIBRAÇÃO DO DIODO..... 137
5.1.2 CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO..... 139
Repetitividade..... 139
Reprodutibilidade com a Dose..... 140
Linearidade..... 142
Variação da Sensibilidade com a Temperatura Superficial... 143
Variação da Sensibilidade com a Temperatura Ambiente..... 144
Dependência Direcional Axial..... 146
Dependência Direcional Transversal..... 147
Dependência com o Fator Abertura de Colimador – Tamanho de Campo..... 148
Alteração na Resposta dos Diodos devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção..... 150
5.2 CALIBRAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD..... 152
5.2.1 CALIBRAÇÃO DO TLD..... 152
5.2.2 CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD..... 152
Repetitividade..... 152
Reprodutibilidade com a Dose..... 153
Linearidade..... 153
Dependência Direcional..... 154

Dependência com o Fator Abertura de Colimador – Tamanho de Campo..... 155
Estabilidade da Resposta..... 157
Alteração na Resposta do TLD devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção..... 158
5.3 MEDIDAS COM DIODO E TLD NO SIMULADOR..... 159
Fatores de Correção Aplicados..... 159
Medidas de Dose de Entrada..... 160
Medidas de Dose de Saída..... 161
Medidas de Dose na Direção do Cristalino..... 163
5.4 MEDIDAS *IN VIVO*..... 164
6 CONCLUSÕES..... **173**
REFERÊNCIAS..... **175**
APÊNDICES..... **179**
A DEFINIÇÕES..... 179
B DOSIMETRIA DO FEIXE..... 180
ANEXO..... **184**

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1–1: Rede ou Estrutura Cristalina do Semicondutor de Silício – Estrutura Intrínseca de Si..... 4

Figura 2.1–2: Material Extrínseco Tipo P..... 5

Figura 2.1–3: Material Extrínseco Tipo N..... 6

Figura 2.1–4: Alguns Tipos de Diodos Utilizados na Dosimetria das Radiações Ionizantes..... 7

Figura 2.2–1: Termoluminescência Explicada pelo Modelo de Bandas de Energia – (a) Irradiação; (b) Aquecimento..... 12

Figura 2.2–2: Curva Característica do LiF:Mg,Ti Irradiado por Raios Gama de ^{60}Co..... 13

Figura 2.2–3: Diferentes Tipos de Dosímetros Termoluminescentes..... 15

Figura 2.3–1: Estágio de Iniciação; Estágio 1..... 22

Figura 2.3–2: Estágio de Promoção; Estágio 2..... 22

Figura 2.3–3: Estágio de Progressão; Estágio 3..... 23

Figura 2.3–4: Estimativas de Novos Casos de Câncer para a População Brasileira em 2002..... 24

Figura 3.1–1: Próximo a uma Escala em Centímetros..... 32

Figura 3.1–2: Conjunto Dosimétrico dos Diodos Semicondutores ISORAD-p..... 33

Figura 3.1–3: Corte Longitudinal do Diodo ISORAD-p..... 34

Figura 3.1–4: Variação da Sensibilidade do Diodo ISORAD-p com a Dose Acumulada para Feixe de Elétrons com Energia de 10 MeV..... 35

Figura 3.1–5: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Axial do Fabricante..... 37

Figura 3.1–6: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Transversal do Fabricante..... 37

Figura 3.1–7: Resposta às Dependências Direcionais com Feixe de 6 MV..... 38

Figura 3.1–8: Resposta para Dependência em DFS Normalizada para 100 cm com Feixe de 6 MV..... 38

Figura 3.2–1: Tela Principal e Teclado de Funções do Eletrômetro PDM Victoreen..... 41
Figura 3.2–2: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen com Processo de Calibração em Andamento..... 42
Figura 3.2–3: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen com Pedido de Dose de Calibração..... 43
Figura 3.2–4: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen apresentando Fatores de Calibração..... 43
Figura 3.3–2: Respostas em Função da Energia do ^{60}Co a Diferentes Profundidades em Água..... 45
Figura 3.3–3: Sensibilidade do LiF:Mg,Ti como Função da Temperatura de Tratamento Térmico Pré-Irradiação ou Regeneração..... 47
Figura 3.3–4: Efeito no LiF:Mg,Ti devido ao Tratamento de 80 ºC durante 24 horas. 48
Figura 3.3–5: Curva de Temperatura em Função do Tempo e Intensidade Relativa da Luz para o Harshaw TLD-100..... 49
Figura 3.3–6: Desvanecimento do LiF:Mg,Ti Antes e Depois de Irradiado..... 50
Figura 3.4–1: Leitora TL Automática Fimel PCL3..... 51
Figura 3.4–2: Visualização do Programa de Leitura PCL3..... 52
Figura 3.4–3: Relatório de Resultados da Leitora PCL3..... 55
Figura 3.5–1: Conjunto Dosimétrico de Referência: Câmara de Ionização IC70 e Eletrômetro Keithley..... 57
Figura 3.6–1: Simuladores Geométricos NE 20 x 20 x 11,45 cm^3 (à Esquerda) e CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3 (à Direita)..... 59
Figura 3.6–2: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado, Frente..... 60
Figura 3.6–3: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado, Perfil..... 60
Figura 3.6–4: Tomografia do Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado Mostrando Esqueleto Humano Natural, Frente..... 61

Figura 3.6–5: Tomografia do Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado Mostrando Esqueleto Humano Natural, Perfil..... 61
Figura 3.6–6: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Masculino. 62
Figura 3.6–7: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino.. 62
Figura 3.7–1: Theratron 780C e seus Principais Componentes..... 63
Figura 3.7–2: Theratron 780C e seus Principais Elementos de Operação. 64
Figura 3.7–3: Sistema de Mira à Laser A2J Modelo MZ45..... 67
Figura 4.1–1: Máscara de Fixação para Tratamento..... 69
Figura 4.1–2: Pedaço de Tela para Simular a Máscara durante a Calibração dos Diodos..... 70
Figura 4.1–3: Arranjo Experimental para Calibração dos Diodos..... 71
Figura 4.1–4: Posicionamento dos Diodos para Calibração..... 72
Figura 4.2–1: Estufa FANEM 315-SE Utilizada na Secagem e Tratamento Térmico Pré-Irradiação à Baixa Temperatura.. 74
Figura 4.2–2: Colocação do pó TL no Forno EDG1800 para Tratamento Térmico à Alta Temperatura..... 74
Figura 4.2–3: Resfriamento Rápido sobre a Placa de Alumínio à Temperatura Ambiente..... 75
Figura 4.2–4: Copelas e Cápsulas para TLD em Pó..... 75
Figura 4.2–5: Dosador Manual Utilizado para Encapsular e Separar Amostras de TLD..... 76
Figura 4.2–6: Carregador na Empilhadeira de Copelas para Leitura..... 76
Figura 4.3–1: Capa de Acrílico Fornecedora de Equilíbrio Eletrônico para o TLD..... 78
Figura 4.3–2: Condições de Referência para Irradiação do TLD de Calibração..... 80
Figura 4.5–1: Posicionamento da Câmara para o Teste de Repetitividade com os Diodos..... 86
Figura 4.5–2: Posicionamento do Diodo para o Teste de Repetitividade.. 86
Figura 4.5–3: Arranjo Experimental para o Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos..... 89
Figura 4.5–4: Proteção do Diodo contra a Água..... 93

Figura 4.5–5: Aquecedor com Termostato Sevenstar..... 93
Figura 4.5–6: Arranjo Experimental para o Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial..... 94
Figura 4.5–7: Isolamento Térmico do Diodo com Isopor..... 96
Figura 4.5–8: Camisa de Borracha para Proteção do Diodo..... 96
Figura 4.5–9: Arranjo Experimental para o Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Ambiente..... 97
Figura 4.5–10: Simulador com Fluoroscopia Ximatron..... 99
Figura 4.5–11: Esquema de Centralização do Diodo no Interior da Esfera de Isopor – Visão do Cabeçote do Simulador..... 99
Figura 4.5–12: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Axial com Diodo..... 101
Figura 4.5–13: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Transversal com Diodo..... 101
Figura 4.5–14: Arranjo Experimental da Verificação dos Fatores Abertura de Colimador com Câmara de Ionização..... 104
Figura 4.5–15: Arranjo Experimental da Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo..... 105
Figura 4.5–16: Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção com Furos..... 107
Figura 4.6–1: Arranjo Experimental para o Teste de Repetitividade e Desvanecimento com TLD..... 109
Figura 4.6–2: Localização do TLD através do Campo Luminoso do Irradiador..... 112
Figura 4.6–3: Arranjo Experimental para o Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD..... 113
Figura 4.6–4: Posicionamento da Cápsula de TLD na Profundidade de Máximo de Dose em Água, para o Teste de Verificação dos Fatores de Correção com TLD para os Diferentes Tamanhos de Campo..... 116
Figura 4.7–1: Diodo Medindo Dose de Entrada do Campo FSC no Simulador Antropomórfico..... 125

Figura 4.7–2: TLD Medindo Dose de Entrada do Campo FSC no Simulador Antropomórfico..... 126
Figura 4.7–3: Diodo Medindo Dose de Saída do Campo Lateral Direito no Simulador Antropomórfico..... 126
Figura 4.7–4: TLD Medindo Dose de Entrada do Campo Lateral Direito no Simulador Antropomórfico..... 127
Figura 4.7–5: Diodo Medindo Dose na Direção do Cristalino para o Campo Lateral no Simulador Antropomórfico..... 127
Figura 4.7–6: TLD Medindo Dose na Direção do Cristalino para o Campo Lateral no Simulador Antropomórfico..... 128
Figura 4.8–1: Medida *In Vivo* com Diodo para Dose de Entrada do Campo Lateral Direito..... 130
Figura 4.8–2: Medida *In Vivo* com Diodo para Dose de Saída do Campo Lateral Direito..... 130
Figura 4.8–3: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Saída do Campo Lateral Esquerdo e na Direção do Cristalino..... 131
Figura 4.8–4: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada e de Saída do Campo Lateral Direito..... 131
Figura 4.8–5: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada do Campo FSC..... 132
Figura 4.8–6: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada e de Saída do Campo Lateral Esquerdo..... 132
Figura 4.9–1: Partes 1 e 2 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com Diodos..... 134
Figura 4.9–2: Parte 3 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com TLD apresentando as Leituras dos Dosímetros e suas Estatísticas..... 135
Figura 4.9–3: Parte 4 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com TLD apresentando todas as Comparações entre as Doses Medidas e Previstas..... 135
Figura 4.9–4: Planilha da Contabilidade de todos os Resultados com Pacientes nas Medidas *In Vivo*..... 136
Figura 5.1–1: Estudo da Repetitividade da Resposta dos Diodos..... 139

Figura 5.1–2: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose da Respostas dos Diodos..... 140
Figura 5.1–3: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose da Respostas dos Diodos – Medidas até 1 Gy..... 141
Figura 5.1–4: Incertezas Expandidas com 95% de Confiança ou 2 Desvios Padrões das Razões Normalizadas do Estudo sobre Reprodutibilidade com Diodos..... 142
Figura 5.1–5: Comportamento da Resposta dos Diodos no Estudo da Linearidade – Fatores de Correção a partir da Normalização com a Dose de Calibração..... 142
Figura 5.1–6: Variação da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura da Superfície de Contato..... 144
Figura 5.1–7: Comportamento da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura Ambiente..... 145
Figura 5.1–8: Fatores de Correção para a resposta dos Diodos em Função da Temperatura Ambiente..... 145
Figura 5.1–9: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Axial com Diodos..... 147
Figura 5.1–10: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Transversal com Diodos..... 148
Figura 5.1–11: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com Câmara de ionização e Diodos..... 149
Figura 5.1–12: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com Diodos..... 150
Figura 5.2–1: Estudo da Repetitividade da Resposta do TLD..... 152
Figura 5.2–2: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose da Respostas do TLD..... 153
Figura 5.2–3: Fatores de Correção da Linearidade para a Resposta TL do LiF:Mg;Ti..... 154
Figura 5.2–4: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Transversal com TLD..... 155
Figura 5.2–5: Fatores Abertura de Colimador obtidos com Câmara de Ionização e TLD..... 156

Figura 5.2–6: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com TLD..... 156
Figura 5.2–7: Estudo da Estabilidade da Resposta TL no Intervalo de 18 a 48 Horas entre Irradiação e Leitura do TLD..... 158
Figura 5.3–1: Verificação do Posicionamento do Diodo no Campo de Saída do Simulador RANDO Alderson com Filme Radiográfico..... 162
Figura 5.4–1: Dispersão dos Resultados com Diodo. Avaliação com Medidas *In Vivo*..... 168
Figura 5.4–2: Histograma de Freqüência dos Resultados com Medidas *In Vivo* Utilizando Diodo..... 168
Figura 5.4–3: Dispersão dos Resultados com TLD – Primeira Avaliação com Medidas *In Vivo*..... 171
Figura 5.4–4: Dispersão dos Resultados com TLD Após Reavaliações com Medidas *In Vivo*..... 171
Figura 5.4–5: Histograma de Freqüência dos Resultados com Medidas *In Vivo* Utilizando TLD..... 172

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.4–1: Exemplos de Dose e Efeito em Tecidos Normais da Cabeça e Pescoço..... 25

Tabela 2.4–2: Percentual de Óbitos por Outras Causas que não o Câncer de Cabeça e Pescoço dos Pacientes Submetidos ao Tratamento..... 26

Tabela 3.1–1: Identificação do Diodo Semicondutor ISORAD-p..... 32

Tabela 3.1–2: Informações Técnicas do Diodo ISORAD-p..... 34

Tabela 3.1–3: Resumo das Dependências da Resposta do Diodo Isorad-p Fornecidas pelo Fabricante..... 36

Tabela 3.2–1: Identificação e Dados Técnicos do Eletrômetro PDM Victoreen..... 40

Tabela 3.4–1: Descrição dos Parâmetros do Ciclo de Leitura da Leitora PCL3..... 53

Tabela 3.5–1: Identificação do Conjunto Dosimétrico Câmara de Ionização IC70 e Eletrômetro Keithley..... 56

Tabela 3.5–2: Fatores de Calibração pelo Certificado Atual..... 57

Tabela 3.7–1: Informações Técnicas do Irradiador Theratron 780C..... 66

Tabela 4.1–1: Equipamentos Utilizados na Calibração dos Diodos..... 70

Tabela 4.1–2: Dados da Irradiação na Calibração dos Diodos..... 71

Tabela 4.2–1: Equipamentos Utilizados na Preparação do Pó TL para Irradiação..... 73

Tabela 4.2–2: Parâmetros do Tratamento Térmico Pré-Irradiação ou Regeneração..... 73

Tabela 4.2–3: Parâmetros do Ciclo de Leitura da Leitora PCL3 para o TLD-100..... 77

Tabela 4.3–1: Equipamentos Utilizados na Dosimetria do Feixe de ^{60}Co para Calibração do TLD..... 79

Tabela 4.3–2: Dados da Irradiação na Calibração do TLD..... 80

Tabela 4.4–1: Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Previsão do Tempo de Tratamento em Unidades de Cobalto-60..... 83

Tabela 4.5–1: Equipamentos Utilizados nos Testes de Repetitividade, Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos..... 85
Tabela 4.5–2: Dados da Irradiação do Teste de Repetitividade com os Diodos..... 87
Tabela 4.5–3: Dados da Irradiação do Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos..... 90
Tabela 4.5–4: Equipamentos Utilizados nos Testes de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura..... 92
Tabela 4.5–5: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato Direto com a Superfície..... 93
Tabela 4.5–6: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial– Contato com a Tela de Máscara para Imobilização..... 95
Tabela 4.5–7: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato com a Superfície Isolado Termicamente..... 95
Tabela 4.5–8: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Ambiente..... 97
Tabela 4.5–9: Equipamentos Utilizados nos Testes de Dependências Direcionais com Diodo..... 98
Tabela 4.5–10: Dados da Irradiação dos Testes de Dependências Direcionais com Diodo..... 100
Tabela 4.5–11: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo..... 102
Tabela 4.5–12: Dados da Irradiação do Teste de Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo..... 103
Tabela 4.5–13: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para as Bandejas com Diodo..... 106
Tabela 4.5–14: Dados da Irradiação do Teste de Influência da Bandeja na Resposta do Diodo..... 107

Tabela 4.6–1: Equipamentos Utilizados no Teste de Repetitividade e Desvanecimento com TLD..... 108
Tabela 4.6–2: Dados da Irradiação do Teste de Repetitividade com TLD 109
Tabela 4.6–3: Equipamentos Utilizados no Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com TLD..... 110
Tabela 4.6–4: Dados da Irradiação do Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com TLD..... 110
Tabela 4.6–5: Equipamentos Utilizados no Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD..... 113
Tabela 4.6–6: Dados da Irradiação do Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD..... 113
Tabela 4.6–7: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com TLD..... 115
Tabela 4.6–8: Dados da Irradiação do Teste de Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com TLD..... 115
Tabela 4.6–9: Dados da Irradiação do Teste de Desvanecimento..... 117
Tabela 4.7–1: Complemento da Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Previsão de Dose Absorvida nas Irradiações com Simulador RANDO Alderson e nas Medidas *In Vivo*. 119
Tabela 4.7–2: Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Obtenção das Doses Absorvidas com Detectores Diodos e Termoluminescentes nas Irradiações com Simulador RANDO Alderson e nas Medidas *In Vivo*..... 122
Tabela 4.7–3: Equipamentos Utilizados nas Medidas com Diodo e TLD no Simulador RANDO Alderson..... 123
Tabela 4.7–4: Parâmetros Físicos para Irradiação do Simulador RANDO Alderson..... 124
Tabela 4.7–5: Parâmetros de Cálculo para Conferência de Dose na Irradiação do Simulador RANDO Alderson..... 124
Tabela 5.1–1: Dados da Irradiação e Fatores de Correção e Resultados da Calibração..... 138

Tabela 5.1–2: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos para Linearidade..... 143
Tabela 5.1–3: Fatores de Correção para a Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato Direto..... 144
Tabela 5.1–4: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos para Sensibilidade com a Temperatura Ambiente.. 145
Tabela 5.1–5: Equações do Ajuste Linear que Confirma a Variação Percentual da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura. 146
Tabela 5.1–6: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos em Função do Campo Equivalente..... 150
Tabela 5.1–7: Fatores de Correção para Influência da Bandeja na Resposta dos Diodos..... 151
Tabela 5.2–1: Equação para Obtenção dos Fatores de Correção da Resposta do TLD para Linearidade..... 154
Tabela 5.2–2: Equação para Obtenção dos Fatores de Correção para TLD em Função do Campo Equivalente..... 157
Tabela 5.2–3: Fatores de Correção para Influência da Bandeja na Resposta do TLD..... 158
Tabela 5.3–1: Fatores de Correção Aplicados às Medidas com Diodo no Simulador RANDO Alderson..... 159
Tabela 5.3–2: Fatores de Correção Aplicados às Medidas com TLD no Simulador RANDO Alderson..... 160
Tabela 5.3–3: Desvios Relativos entre a Dose de Entrada Medida e as Doses Previstas (Calculadas e Prescritas) no Simulador RANDO Alderson..... 160
Tabela 5.3–4: Desvios Relativos entre Valores de Doses de Saída Medidos e Doses Calculadas no Simulador RANDO Alderson..... 161
Tabela 5.3–5: Percentual da Dose Prescrita no Tumor Medida no Cristalino. Irradiações com Simulador RANDO Alderson. 163
Tabela 5.4–1: Quantidade de Pacientes e Campos de Tratamento..... 164

Tabela 5.4–2: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos Laterais com Diodo..... 166
Tabela 5.4–3: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos de Fossa Supra-Clavicular com Diodo..... 167
Tabela 5.4–4: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos Laterais com TLD..... 169
Tabela 5.4–5: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos de Fossa Supra-Clavicular com TLD..... 170
Tabela B–1: Parâmetros Físicos para Obtenção do Fator de Calibração. 181
Tabela B–2: Parâmetros Físicos para o Cálculo de Dose Absorvida na Água com Feixe de Cobalto-60..... 182
Tabela B–3: Dados da Irradiação para Verificação do rendimento da Fonte de Cobalto-60..... 183

LISTA DOS PRINCIPAIS SÍMBOLOS

(CI)..... Medidas da Câmara de Ionização

$\mathbf{D_{0,5}}$..... Dose Corrigida para o Máximo com a Câmara de Ionização

$\mathbf{C_{Col}}$..... Lado Campo Colimado

$\mathbf{C_{Eq}}$..... Lado Campo Equivalente

$\mathbf{D_{Bruta}}$..... Dose Não Corrigida ou Dose Bruta

$\overline{\mathbf{D}}_{\mathbf{0}}$ ..... Dose Média da Incidência a Zero Grau do *Gantry*

$\overline{\mathbf{D}}_{\mathbf{10}}$ ..... Dose Média das Medidas com o Campo 10 x 10 cm^2

$\mathbf{D_c}$..... Cálculo de Dose Realizado pela Planilha

DFS..... Distância Fonte Superfície

DLL..... Distância Látero-Lateral

$\mathbf{D_m}$..... Dose Medida

$\mathbf{D_p}$..... Dose Prescrita para o Tumor

FAC..... Fator de Correção para Abertura de Colimador

$\mathbf{FAC(C_{Eq})}$ ..... Fator Abertura de Colimador do Campo Equivalente

FSC..... Campo de Fossa Supra-Clavicular

$\mathbf{k_{Ax}}$..... Fator de Correção para Dependência Transversal Axial

$\mathbf{k_B}$..... Correção para os Detectores Devido à Influência da Bandeja de Fixação dos Blocos

$\mathbf{k_{FAC}}$..... Fator de Correção para os Detectores Devido às Diferentes Aberturas do Colimador

$\mathbf{k_{Lin}}$..... Fator De Correção Para Linearidade

$\mathbf{k_{TA}}$..... Correção da Resposta para a Variação da Temperatura Ambiente

$\mathbf{k_{TS}}$..... Correção da Resposta para a Variação da Temperatura Superficial

$\mathbf{k_{Tr}}$..... Fator de Correção para Dependência Transversal

$\mathbf{p_B}$..... Fator Bandeja

PDP..... Percentual de Dose em Profundidade

$\mathbf{PDP(C_{Col,DLL})}$. Percentual de Dose na Profundidade de Saída para o Campo Colimado

$\mathbf{PDP(d,C_{Col})}$ .... Percentual de Dose em Profundidade Projetado na Profundidade de Saída (d) do Campo Colimado

PSF..... Fator Espalhamento-Pico (do Inglês *Peak Scatter Factor*)

PSF(C_{Col}) ..... Fator Espalhamento-Pico do Campo Colimado

PSF($C_{Col,DLL}$).. Fator Espalhamento-Pico na Profundidade de Saída para o Campo Colimado

PSF(C_{Eq}) ..... Fator Espalhamento-Pico do Campo Equivalente

p_{TP}..... Correção para Variação de Temperatura e Pressão

R..... Rendimento do Aparelho na Data da Irradiação na Profundidade de Máximo de Dose (0,5 cm)

$T_{1/2}$..... Meia-Vida

T..... Tempo de Irradiação

T_A..... Temperatura Ambiente

t_{err}..... Tempo-Erro de Deslocamento Entre Entrada e Saída da Fonte

U_{95}..... Incerteza Expandida com 95% de Nível de Confiança ou Dois Desvios Padrão

$(\overline{TL})_{Ref}$ ..... Média do Sinal TL do Dosímetro de Referência

$(\overline{TL})_{1Gy}$ ..... Média da Resposta TL para 1 Gy

$(\overline{TL})_{10}$ ..... Média das Medidas com TLD com o Campo 10 x 10 cm^2

$(\overline{TL})_{24}$ ..... Média das Leituras com TLD para o Intervalo de 24 Horas

1
INTRODUÇÃO

Tumores malignos na região da cabeça e pescoço são freqüentemente tratados com uso de radiação ionizante. A diferença percentual recomendada pela *International Comission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) entre o valor da dose absorvida num ponto de referência no tumor da dose prescrita pelo radioterapeuta para o mesmo ponto, deve se situar entre ±5% [1].

Sendo assim, é interessante se ter um controle adicional da qualidade das doses administradas aos pacientes de modo a garantir que elas estão de acordo com o planejamento do tratamento efetuado. Com esse propósito, a dosimetria *in vivo* surge como um método bastante interessante.

Detectores tipo diodo, à base de Silício, podem ser utilizados na dosimetria *in vivo* no caso com feixes clínicos de fótons e elétrons. Estes detectores, quando acompanhados de um bom eletrômetro, oferecem uma combinação única e portátil, de leitura imediata, fácil manuseio, independente de fonte de tensão externa e elevada precisão e acurácia. Isto se deve ao fato de suas dimensões poderem ser mantidas muito menores que as dos detectores gasosos equivalentes, porque a densidade dos sólidos é da ordem de 1000 vezes maior que a dos gases. Eles apresentam maior quantidade de portadores de cargas elétricas para um dado evento radioativo do que qualquer outro tipo de detector. Esses portadores são os pares elétron-buraco criados ao longo da trajetória da radiação incidente.

Um dos controles da qualidade em radioterapia, a dosimetria física, utiliza dosímetros tipo câmara de ionização para a medida de dose em diferentes configurações e profundidades, mas também pode utilizar dosímetros termoluminescentes (TLD, do inglês *Thermoluminescent Dosimeter*), com o mesmo objetivo. O uso do material termoluminescente como dosímetro na Medicina teve seu início em 1950 com o trabalho de Daniels na Universidade de Wisconsin, Estados Unidos [2]. Embora inicialmente não tenha se tornado atividade de rotina devido a seu elevado custo, ela desenvolveu-se de forma bastante acelerada nos últimos anos. Hoje em dia é muito comum a verificação de dose em feixes de fótons e elétrons, e a grande maioria dos

países com um alto nível de desenvolvimento na radioterapia, têm programas de controle da qualidade utilizando a dosimetria termoluminescente.

Há pouco mais de um século do descobrimento das radiações ionizantes, o seu uso para fins terapêuticos vem aumentando consideravelmente e aperfeiçoando-se cada vez mais. Na radioterapia e, mais especificamente na teleterapia, é de suma importância a existência de um método para verificação das condições de irradiação. O método deve ser prático e simples de aplicar, de modo que não interfira na rotina de trabalho dos serviços de radioterapia. A elaboração e manutenção desses métodos de verificação e controle são da responsabilidade de uma Equipe de Controle da Qualidade. E essa equipe, de uma forma ou de outra, deve estar presente em todas as Instituições que possuam um serviço de radioterapia.

Neste trabalho foi feita uma caracterização das propriedades dosimétricas de detectores diodo ISORAD-p e detectores termoluminescentes Harshaw TLD-100 em pó, visando a desenvolver um sistema de medidas in vivo nos casos de tratamento de câncer de cabeça e pescoço com uso de teleterapia.

2
FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – DIODOS

Introdução

Os materiais denominados condutores são aqueles que permitem um fluxo de corrente elétrica com baixa resistência. Substâncias que não conduzem corrente elétrica são chamadas de isolantes ou dielétricos. Existe uma outra classe de substância, que em certas circunstâncias se comportam como condutores e em outras como isolantes, são os chamados semicondutores. Semicondutores são substâncias nas quais os elétrons fazem parte do processo de condução somente quando recebem um incremento de energia.

Para se melhor entender o princípio de funcionamento dos semicondutores, é preciso ter em conta a caracterização dos materiais quanto à condutividade elétrica. Condutividade é a propriedade que um material possui de conduzir eletricidade.

Os átomos são constituídos por um núcleo central e por elétrons dispostos em órbitas. Em um cristal os núcleos estão próximos, os elétrons se misturam e os níveis de energia nos quais podem estar os elétrons apresentam-se agrupados em bandas chamadas de bandas permitidas. Essas bandas são separadas por intervalos de energia, que o elétron não pode ocupar e por isso, são chamadas de bandas proibidas.

Os elétrons que se encontram nas camadas mais externas, ou de valência, são considerados praticamente livres dentro do cristal, como se não pertencessem a nenhum átomo em particular. A região onde estes elétrons se localizam é chamada banda de valência. Elétrons da banda de valência podem ser acelerados por um campo elétrico externo e passar para a região denominada banda de condução.

Quando um elétron passa para a banda de condução, em seu lugar fica uma ausência de elétron, que é chamada de lacuna ou simplesmente buraco. Na banda de condução, a população de elétrons dependerá da natureza e da temperatura do cristal. Por elevação de temperatura, os elétrons da banda de valência podem adquirir energia suficiente para saltar a banda proibida e chegar à banda de condução.

Nos materiais chamados isolantes, a banda proibida é muito larga, da ordem de 5 eV à temperatura ambiente, de modo que mesmo na ausência de excitação térmica, a banda de condução permanece vazia e a banda de valência, completa. Mesmo com um campo elétrico externo não se consegue fazer com que o elétron mude de banda.

Nos materiais condutores, a banda proibida é muito pequena, de modo que as bandas de valência e de condução se superpõem. Para os materiais cuja energia de separação entre as bandas de valência e de condução é da ordem de 1 eV à temperatura ambiente, uma pequena quantidade de excitação térmica é suficiente para causar a migração de elétrons para a banda de condução, proporcionando uma alta condutividade, o suficiente para o material ser classificado como semicondutor [3].

Definição e Construção de um Diodo

Diodo é o dispositivo eletrônico que possui como sua forma mais comum de uso a propriedade de transformar corrente elétrica alternada em contínua. Entre os dispositivos eletrônicos, são aqueles que possuem características intermediárias entre os condutores e os isolantes. É constituído de material semicondutor tetravalente como o Germânio (Ge) ou Silício (Si), sendo este último o mais usado. Na Figura 2.1–1 é mostrado um esquema da estrutura cristalina do semicondutor de Silício.

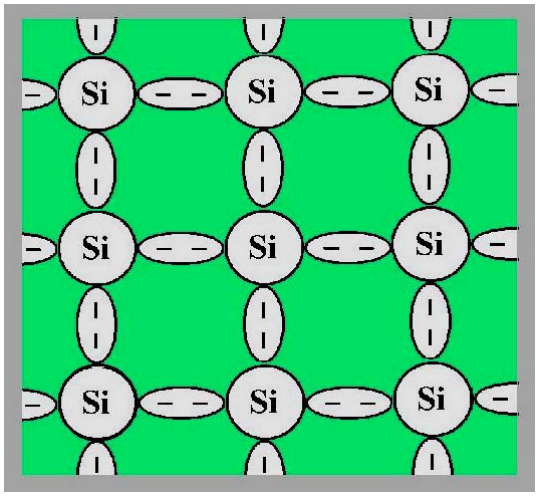


Figura 2.1–1: Rede ou Estrutura Cristalina do Semicondutor de Silício – Estrutura Intrínseca de Si.

Ao semicondutor em seu estado puro, conhecido como semicondutor intrínseco, é adicionado, geralmente, Boro (B) ou Fósforo (P), formando materiais tipo P e tipo N dependendo, respectivamente, se o material adicionado é do Grupo III ou V. Essa adição de materiais, ou seja, impurezas, é um processo conhecido como dopagem. O semicondutor dopado passa a ser denominado extrínseco [4].

Para formar o material tipo P, adiciona-se uma substância que tenha somente três elétrons na última camada (órbita), como o Boro (B) ou o Alumínio (Al), um elemento trivalente, dando ao material características receptivas. Então, haverá um elétron a menos na ligação. Diz-se que há um vazio, uma lacuna ou buraco.

Na Figura 2.1–2, é possível notar que haverá três ligações completas de elétrons e uma quarta incompleta, por região do material, originando uma lacuna e um íon negativo fixo à estrutura do cristal, dando ao material características receptivas, ou seja, de atrair elétrons para completar a quarta ligação. Nesse material, as lacunas serão em maioria e por isso denominadas majoritárias, mas existirão também elétrons como portadores de carga minoritários que aparecerão pelo rompimento de ligações covalentes, provocadas pelo fornecimento da energia ao material.

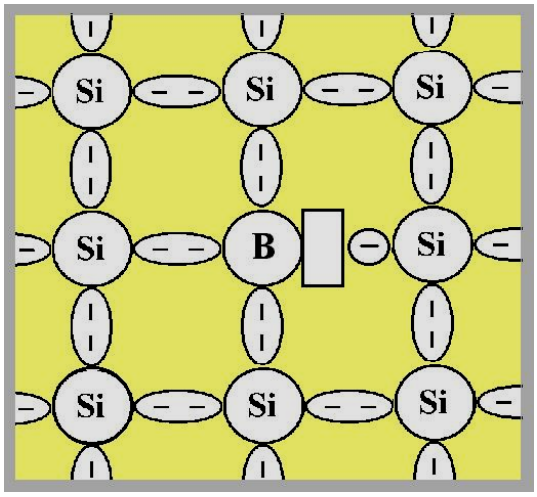


Figura 2.1–2: Material Extrínseco Tipo P.

Quando um elétron da estrutura se dirige ao buraco para completar a ligação, o átomo de onde ele veio fica carregado positivamente, porque era neutro e perdeu uma carga negativa. Isso equivale a dizer que o átomo que cedeu o elétron ganhou um buraco positivo.

Se outro elétron vem preencher o buraco positivo e restabelecer o equilíbrio do átomo, deixará, no átomo de onde partiu, outro buraco positivo. Desse modo, os buracos se movem no semicondutor e com a particularidade de o movimento dos buracos acontecer em sentido contrário ao dos elétrons.

Para formar o material tipo N, adiciona-se o elemento pentavalente Fósforo, dando ao material características doadoras (Figura 2.1–3). O acréscimo de Fósforo tornará os elétrons como portadores de carga majoritários e as lacunas, minoritários. Ao se ligar uma bateria a esse material, o elétron livre se moverá através do material para o pólo positivo da bateria. Haverá, então, passagem de corrente elétrica. O semicondutor formado é chamado de semicondutor do tipo N (negativo), já que os portadores de carga são os elétrons.

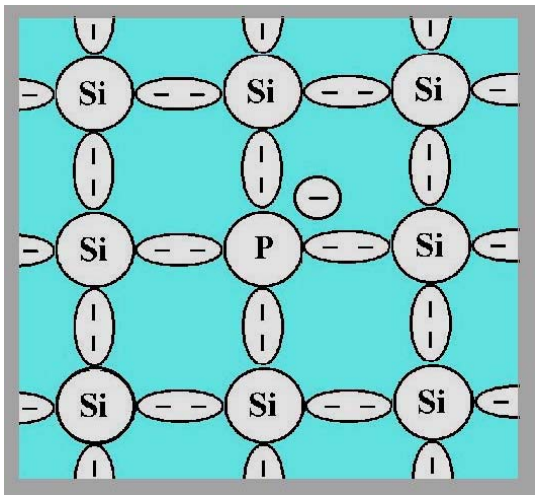


Figura 2.1–3: Material Extrínseco Tipo N.

Pela Figura 2.1–3, nota-se que haverá quatro ligações completas, um elétron livre por região do material e um íon positivo fixo à estrutura do cristal, dando ao material características doadoras, ou seja, de doar o elétron livre de maneira a ficar estável. Nesse material, os elétrons serão os portadores majoritários e as lacunas, os minoritários.

Detectores Semicondutores de Diodo

Os diodos semicondutores são úteis na dosimetria das radiações devido à sua elevada sensibilidade em relação ao seu pequeno volume de ionização. Assim, possuem

uma ótima resolução espacial, especialmente quando comparados às câmaras de ionização convencionais. Eles oferecem várias vantagens para o uso em dosimetria clínica: elevada sensibilidade, leitura em tempo real, instrumentação associada simples, robusteza e independência com a pressão do ar [5]. A Figura 2.1–4 apresenta alguns tipos de diodo utilizados na dosimetria das radiações ionizantes.

Figura 2.1–4: Alguns Tipos de Diodos Utilizados na Dosimetria das Radiações Ionizantes.

Muitos diodos semicondutores são feitos de silicone, tanto os do tipo N, silicone dopado com um material do grupo V, como por exemplo, o Fósforo, como os do tipo P, silicone dopado com um material do grupo III, como por exemplo, o Boro. Para existir um detector, uma junção PN deve ser criada [5]. Na junção PN não polarizada, isto é, sem conexão de fonte externa, haverá um deslocamento entre os elétrons e os buracos dentro das regiões P e N, originando uma corrente denominada corrente de difusão. Durante esse deslocamento de portadores de cargas, elétrons e buracos recombinam-se, anulando suas cargas, surgindo ao lado da junção uma região neutra, ou seja, de carga nula, denominada camada de carga espacial ou barreira de potencial (B.P.). À medida que os elétrons e os buracos vão se recombinando, ocorre um aumento da barreira de potencial até atingir um ponto de equilíbrio, isolando um material do outro. Essa diferença de potencial, a 25 ^{o}C, é de aproximadamente 0,7 V para diodos de Silício e 0,3 V para diodos de Germânio [4].

A polarização da junção PN pode ser de duas formas: polarização direta ou polarização reversa. Na polarização direta, o pólo positivo atrairá elétrons livres do

lado N, fazendo-os vencer a barreira de potencial, originando, assim, uma corrente de elétrons do pólo positivo para o pólo negativo da bateria, pois o campo elétrico da fonte é maior que o campo elétrico interno da junção PN. A junção PN, neste caso, tem características condutoras, apresentando uma resistência ôhmica muito baixa, na ordem de algumas dezenas de ohms, e uma diferença de potencial entre os terminais da junção, para o semicondutor de Silício compreendida entre 0,5 e 0,8 V [4].

A polarização reversa consiste em ligar os pólos de maneira inversa. Dessa forma, o pólo positivo atrairá os elétrons e o negativo os buracos, aumentando a barreira de potencial e, por conseguinte, não havendo condução de corrente devido aos portadores majoritários, apenas uma pequena corrente devido aos portadores minoritários existirá, corrente essa denominada de fuga. A corrente de fuga é da ordem de nanoampères (nA), tornando-se, por isso, desprezível. Desta maneira, a junção PN possui características isolantes, possuindo uma resistência ôhmica de alto valor surgindo no centro do cristal, chamada de região depletada da junção PN, que será a região sensível para a detecção da radiação ionizante [3].

Se uma partícula carregada atravessar a região depletada, resultará na criação de uma série de pares elétrons-buraco, cuja quantidade depende de sua energia. Esses pares serão recolhidos nas duas direções, dando origem a uma carga coletada, como no caso de uma câmara de ionização. Com isso, o campo elétrico formado sofrerá uma alteração indicativa da incidência de energia, cuja diferença será o sinal transmitido.

Vantagens e Desvantagens do Diodo

A grande vantagem dos detectores semicondutores é o fato de ser necessária uma pequena quantidade de energia (dez vezes menor) para a criação de um par elétron-buraco se comparado a detectores a gás. Com isso, o número de portadores de cargas será 10 vezes maior para uma dada energia depositada no detector [3].

Doses de radiação provocam imperfeições, defeitos e impurezas no material semicondutor, o que contribui para uma perda da sensibilidade do detector. A variação da sensibilidade aumenta conforme a energia do feixe. Quanto maior a energia do feixe maior o dano causado ao diodo. Adicionalmente, a variação da sensibilidade diminui com o aumento da dose acumulada. Em outras palavras, uma degradação de sensibilidade tornar-se-á mais lenta conforme a radiação acumulada no detector [3].

Diodos são objetos frágeis, que necessitam ser protegidos, devendo, por isso, ser encapsulados. Normalmente, essa proteção já fornece a necessária espessura de equilíbrio eletrônico para o detector, dependendo, naturalmente, da energia da radiação considerada [5].

O silicone não é um material tecido equivalente e, portanto, os diodos são dosímetros cuja resposta apresenta uma dependência energética considerável, especialmente para as radiações de baixa energia. Deve-se atentar, ainda, para o material metálico que encapsula o silicone, visto que esse pode atuar como um filtro para a radiação de baixa energia.

A sensibilidade de um diodo, na maior parte das vezes, aumenta com o aumento da sua temperatura. Isso se deve a mudanças na mobilidade dos portadores de carga e no número de armadilhas disponíveis no cristal detector. A variação da sensibilidade com a temperatura também depende da dose acumulada recebida pelo diodo. Tipicamente, a sensibilidade crescerá com a temperatura em torno de 0,1% por °C, no caso de diodos pouco irradiados. Entretanto, após uma dose de 6 kGy com elétrons de 20 MeV (mais ainda com fótons), ela pode aumentar até de 0,4% por °C. Este efeito pode ser importante, visto que ao se colocar um diodo em contato com o paciente, a sua temperatura pode subir até 10 °C em relação à temperatura ambiente, no intervalo de 2 a 3 minutos, antes de se estabilizar.

Os diodos podem apresentar uma corrente de escurecimento devida aos portadores de carga gerados termicamente. Este efeito acontece mesmo para valores acumulados de dose pequenos. Este sinal de ruído é fortemente dependente da temperatura e pode variar de cerca de 4 mGy/min entre a temperatura ambiente e a temperatura do corpo do paciente [5].

2.2 - DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

Introdução

Termoluminescência é a propriedade apresentada por alguns materiais de emitir luz quando aquecidos após serem irradiados. O fenômeno da termoluminescência já é conhecido há bastante tempo. É possível que até mesmo os homens das cavernas o tenham observado. Esse mesmo efeito, certamente, era conhecido pelos alquimistas da Idade Média.

A dosimetria termoluminescente (TL) é, atualmente, mais um método de verificação de dose usado na radioterapia, normalmente como uma ferramenta de controle da qualidade de um tratamento. Os dosímetros TL (TLD, do inglês *thermoluminescent dosemeter*) podem ser aplicados não só na dosimetria *in vivo*, mas também têm demonstrado sua eficácia na dosimetria dos feixes de fótons e elétrons, com suas aplicações estendidas para os campos da dosimetria ambiental, monitoramento pessoal e industrial.

No ano da descoberta dos raios X por Röntgen (1895), Wiedmann e G. Schmidt descreveram o uso da termoluminescência na detecção de raios catódicos. Em 1950 Daniels iniciou estudos com o Fluoreto de Lítio e nos anos 60, Cameron e sua equipe em colaboração com a Harshaw Company desenvolveram um novo material, essencialmente aditivado com Magnésio (Mg) e Titânio (Ti), cuja fórmula química é LiF:Mg,Ti — o mundialmente conhecido pelo seu nome comercial: Harshaw TLD-100; transformando-se para alguns como sinônimo do termo "dosímetro termoluminescente"[6].

Até os dias atuais, portanto meio século depois do desenvolvimento do LiF:Mg,Ti, no que diz respeito às aplicações clínicas da dosimetria TL, este material continua sendo o mais utilizado. A técnica de dosimetria TL, por sua vez, desenvolveu-se muito e possui, atualmente, importantíssimo papel na dosimetria clínica de rotina, conforme constatado que mais da metade dos hospitais nos Estados Unidos utilizam dosimetria TL para dosimetria *in vivo,* enquanto que os diodos semicondutores constituem o segundo tipo de detector mais comum [7].

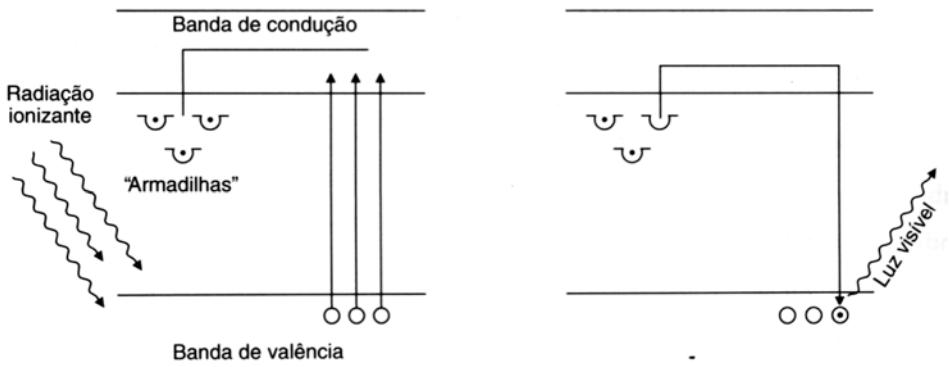
Termoluminescência

A termoluminescência é uma parte do processo coletivo conhecido como "Fenômeno Termicamente Estimulado" e é, na sua essência, a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado. Mesmo que só uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no dosímetro TL é emitida como luz, a quantidade de luz emitida, será proporcional à energia da radiação absorvida pelo material termoluminescente. Este fenômeno pode ser descrito através da existência de dois estágios fundamentais, a saber: Estágio 1, a perturbação do sistema em equilíbrio, levando-o para um estado metaestável; e Estágio 2, o relaxamento do sistema estimulado termicamente trazendo de volta o equilíbrio do sistema. No primeiro estágio, a radiação ionizante apresenta-se como protagonista da alteração no sistema e, no segundo, há a emissão de luz, luminescência, como resultado do relaxamento do sistema durante o retorno à estabilidade.

O objetivo central da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo [8].

Este fenômeno pode ser explicado em termos das "armadilhas para eletrons ou buracos" através do modelo de bandas de energia: os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução, vazia. Entre elas, uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos a elétrons e por isso denominada banda proibida [9].

A radiação ionizante faz com que os elétrons da banda de valência passem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e acabar caindo em uma das armadilhas (Figura 2.2–1a). Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas "armadilhas" adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência. Como resultado dessa "arrumação", há emissão de luz (Figura 2.2–1b) [8].



(a) Irradiação **(b) Aquecimento**

Figuras 2.2–1: Termoluminescência Explicada pelo Modelo de Bandas de Energia. (a) O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b) Quando aquecido, o elétron retorna à banda de condução, havendo emissão de luz.

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar à sua condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, o aquecimento até uma temperatura superior à temperatura de leitura a fim de que todos os elétrons e buracos retornem aos seus estados iniciais [9].

Curva de Emissão Termoluminescente

A principal característica identificadora de um material TL é a sua curva de emissão TL. A curva característica da emissão termoluminescente representa a intensidade da luz emitida pelo material TL durante o aquecimento do mesmo, portanto é uma curva em função da temperatura [8]. A Figura 2.2–2 mostra a curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado à temperatura ambiente e seu comportamento durante o procedimento de leitura.

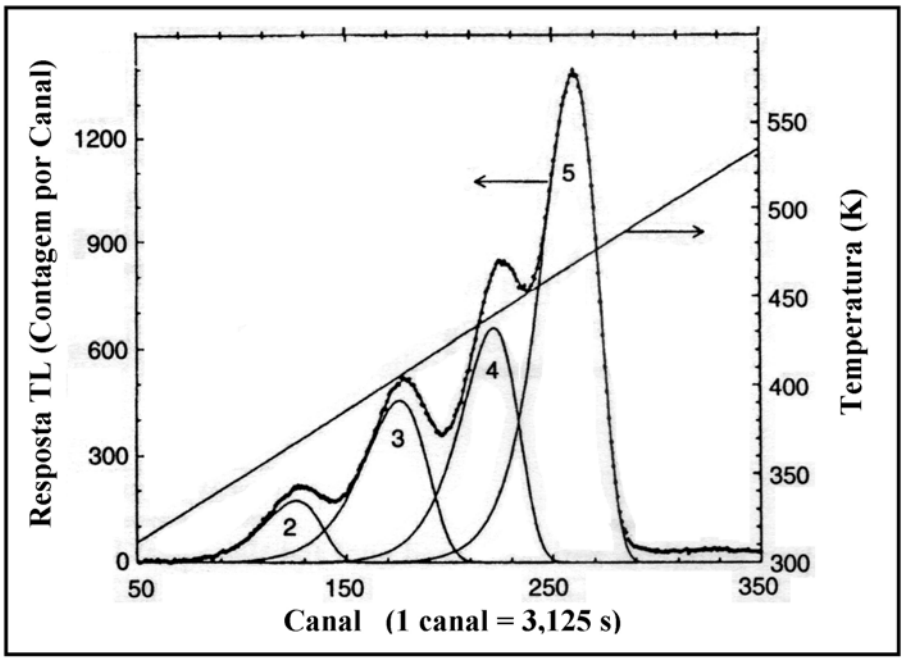


Figura 2.2–2: Curva Característica do LiF:Mg,Ti Irradiado por Raios Gama de ^{60}Co.

Esta curva apresenta vários picos de emissão, cada qual associado a uma determinada armadilha presente no material. A área sob a curva de emissão correspondente aos picos 4 e 5, é a considerada, normalmente, como a resposta do dosímetro TL. As curvas características de ajuste, assim chamadas por minimizar as diferenças entre os valores experimentais e teóricos, têm sido muito utilizadas nos últimos anos com grande sucesso na análise dos diferentes parâmetros do LiF:Mg,Ti.

Existem vários métodos para analisar os valores e associá-los às diferentes características do fenômeno TL. O modelo matemático mais conhecido que descreve a curva de emissão TL, usado para a descrição do fenômeno da termoluminescência, é a equação de Randall e Wilkins (Equação 2.2–1) [10]. É utilizada uma cinética de primeira ordem, ou seja, considerando que o rearmadilhamento dos portadores de carga ocorram raramente, não apresentando uma contribuição importante ao fenômeno.

$$I(T_0,T) = n(T_0).s.e^{-E/kT}.e^{-\frac{s}{\beta}\int_{T_0}^{T} e^{-E/kT'}dT'} \qquad (2.2–1)$$

onde,

- ✓ **$I(T_0,T)$** →Intensidade da luminescência em função da temperatura;
- ✓ **T_0** → Temperatura absoluta inicial (ambiente);
- ✓ **T** → Temperatura absoluta;
- ✓ **n** → Número de armadilhas à temperatura ambiente;
- ✓ **s** → Número de tentativas de escape da carga elétrica da armadilha, por unidade de tempo;
- ✓ **E** → Energia envolvida no armadilhamento da carga elétrica;
- ✓ **k** → Constante de Boltzmann;
- ✓ **β** → Taxa de aquecimento.

Posteriormente, outros modelos foram desenvolvidos baseados nesta equação, na tentativa de ajustar melhor os resultados experimentais.

Materiais Termoluminescentes

Na natureza existem diferentes materiais termoluminescentes, mas para finalidades práticas, precisam cumprir algumas caraterísticas importantes, pois devem apresentar:

- ✓ Resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- ✓ resposta pouco dependente da energia dos fótons;
- ✓ alta sensibilidade mesmo para doses pequenas;
- ✓ resposta estável, mesmo sob condições climáticas diferentes;
- ✓ boa reprodutibilidade, mesmo para pequenas doses;
- ✓ curva de emissão simples com um único pico de emissão.

Naturalmente, nenhum material termoluminescente reúne todas as características supracitadas, portanto, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficiente possível, várias combinações têm sido estudadas para que reunam a maior quantidade possível dessas características e ainda apresentem compromissos razoáveis entre as

outras, oferecendo diferentes vantagens [8]. A Figura 2.2–3 apresenta diferentes tipos de dosímetros termoluminescentes.

Figura 2.2–3: Diferentes Tipos de Dosímetros Termoluminescentes.

Leitora de Dosímetros Termoluminescentes

O aparelho de leitura é constituído basicamente de dois circuitos de aquecimento, um para pré-aquecimento e outro para aquisição de dados, uma válvula fotomultiplicadora (FM), destinada a transformar a mais fraca quantidade de luz emitida em corrente elétrica, e de um circuito de medida, para processar esta corrente produzida em valores numéricos.

Devido à criação de diferentes materiais TL com diferentes formas e tipos, a instrumentação necessária para a leitura evoluiu muito nos últimos vinte anos sendo uma necessidade, na atualidade, as leitoras automáticas. Disponíveis na prática desde 1975, existem hoje em dia uma ampla diversidade no mercado [11], o que torna mais ágil o processo de leitura dos dosímetros TL.

A instrumentação necessária para a leitura dos dosímetros TL, ao contrário do fenômeno da termoluminescência, é essencialmente bem simples. A construção de uma leitora não seria tão complexa se não fosse por causa das características e comportamentos peculiares do material TL. Qualquer sistema TL consiste em duas partes básicas: Um dispositivo para o aquecimento e um sistema de detecção da luz.

Ou seja, o sistema é constituído de um forno para aquecer o material TL e uma fotomultiplicadora para captar a luz emitida por ele. Utiliza-se também filtros com a finalidade de eliminar contaminação luminosa devido a fenômenos químicos e à radiação infravermelha presentes durante o aquecimento do material TL. Os métodos mais utilizados no aquecimento do dosímetro TL são dois: um de contato, que utiliza uma prancheta metálica, sobre a qual se coloca o dosímetro ou um filamento em forma

de mola, através do qual se insere o dosímetro TL. O aquecimento é realizado via passagem de corrente elétrica pelo metal. O outro método de aquecimento é composto de um sistema onde a temperatura do dosímetro TL é aumentada devido à ação do fluxo de um gás inerte aquecido [9].

Vantagens e Desvantagens do Fluoreto de Lítio

Em geral o Fluoreto de Lítio, apresenta uma série de vantagens e desvantagens. Na prática, mesmo dependendo do uso específico, sempre as vantagens são maiores. No contexto médico, o LiF:Mg,Ti é o dosímetro TL mais utilizado. Entre as vantagens podem ser citadas [12].

- ✓ Alta sensibilidade num amplo intervalo de dose;
- ✓ dimensões pequenas e formas variadas;
- ✓ podem ser usado inúmeras vezes;
- ✓ são relativamente baratos;
- ✓ alta equivalência ao tecido humano;
- ✓ alto grau de exatidão e precisão nas medidas.

E entre as desvantagens, são conhecidas:

- ✓ A instrumentação necessária para as leituras possui elevado custo;
- ✓ a sensibilidade varia com o tempo após a irradiação;
- ✓ as leituras e, portanto, os resultados, não são imediatos;
- ✓ apresentam desvanecimento;
- ✓ apresentam sensibilidade à luz e à umidade.

2.3 – CÂNCER [13]

Introdução

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado (maligno) de células que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se por tecidos e órgãos vizinhos ou distantes (metástases). É definido como um grupo de doenças que se caracterizam pela perda do controle da divisão celular e pela capacidade de invadir outras estruturas orgânicas.

Dividindo-se rapidamente, estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores (acúmulo de células cancerosas) ou neoplasias malignas.

Pode ser causado por fatores externos (substâncias químicas, irradiação e vírus) e internos (hormônios, condições imunológicas e mutações genéticas). Os fatores causais podem agir em conjunto ou em seqüência para iniciar ou promover o processo de carcinogênese. Em geral, dez ou mais anos se passam entre exposições ou mutações e a detecção do câncer.

As causas de câncer são variadas, podendo ser externas ou internas ao organismo, estando ambas inter-relacionadas. As causas externas relacionam-se ao meio ambiente e aos hábitos ou costumes próprios de um ambiente social e cultural. As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas, estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas.

Nem todo tumor é câncer. A palavra tumor corresponde ao aumento de volume observado numa parte qualquer do corpo. Quando o tumor se dá por crescimento do número de células, ele é chamado neoplasia - que pode ser benigna ou maligna. Ao contrário do câncer, que é neoplasia maligna, as neoplasias benignas têm seu crescimento de forma organizada, em geral lento, e o tumor apresenta limites bem nítidos. Elas tampouco invadem os tecidos vizinhos ou desenvolvem metástases. Por exemplo, o lipoma e o mioma são tumores benignos. Um tumor benigno significa simplesmente uma massa localizada de células que se multiplicam vagarosamente, raramente constituindo um risco de vida.

Os diferentes tipos de câncer correspondem aos vários tipos de células do corpo. Se o câncer tem início em tecidos epiteliais, como pele ou mucosas, ele é denominado carcinoma. Se começa em tecidos conjuntivos como osso, músculo ou cartilagem é chamado de sarcoma.

O processo de carcinogênese, ou seja, de formação de câncer, em geral se dá lentamente, podendo levar vários anos para que uma célula cancerosa prolifere e dê origem a um tumor visível. Esse processo passa por vários estágios antes de chegar ao tumor. São eles:

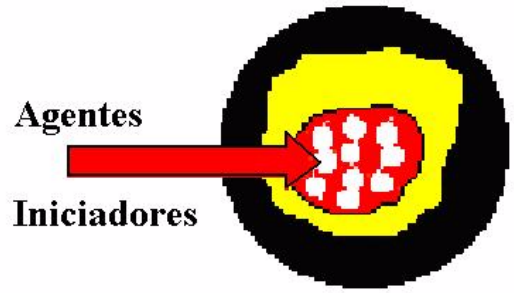


Figura 2.3–1: Estágio de Iniciação; Estágio 1.

No estágio de iniciação (estágio 1), Figura 2.3–1, as células sofrem o efeito dos agentes cancerígenos ou carcinógenos que provocam modificações em alguns de seus genes. Nesta fase as células se encontram geneticamente alteradas, porém ainda não é possível se detectar um tumor clinicamente.

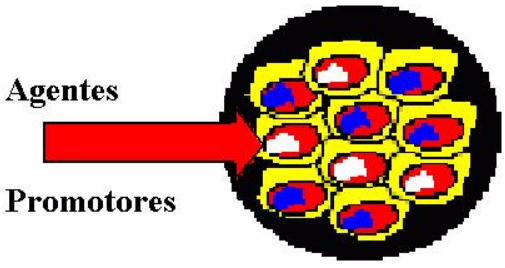


Figura 2.3–2: Estágio de Promoção; Estágio 2.

No estágio de promoção (estágio 2) Figura 2.3–2, as células geneticamente alteradas, sofrem o efeito dos agentes cancerígenos classificados como oncopromotores. A célula iniciada é transformada em célula maligna, de forma lenta e gradual.

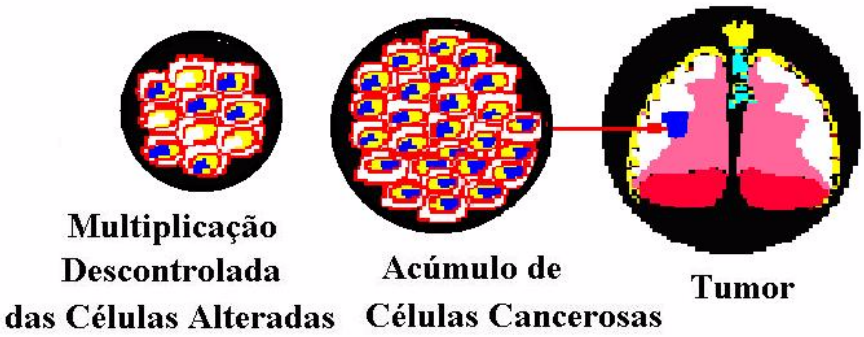


Figura 2.3–3: Estágio de Progressão; Estágio 3.

O estágio de progressão (estágio 3), visto na Figura 2.3–3, se caracteriza pela multiplicação descontrolada e irreversível das células alteradas. Nesse estágio o câncer já está instalado, evoluindo até o surgimento das primeiras manifestações clínicas da doença. Os fatores que promovem a iniciação ou progressão da carcinogênese são chamados agentes oncoaceleradores ou carcinógenos. O fumo é um agente carcinógeno completo, pois possui componentes que atuam nos três estágios da carcinogênese.

Estimativas

Para 2002, o Instituto Nacional de Câncer, do Ministério da Saúde, estimou que em todo o Brasil, seriam registrados cerca de 340 mil casos novos (Figura 2.3–4) e 120 mil óbitos por câncer. O principal câncer a acometer a população brasileira é o câncer de pele não melanoma, seguido pelas neoplasias malignas da mama feminina, próstata, pulmão e estômago. Utilizando-se a série histórica disponível de taxas de mortalidade por câncer consolidadas em âmbito nacional, estima-se que o câncer de pulmão seja a primeira causa de morte por câncer no sexo masculino e que o câncer da mama feminina manter-se-á como a primeira causa de morte entre as mulheres.

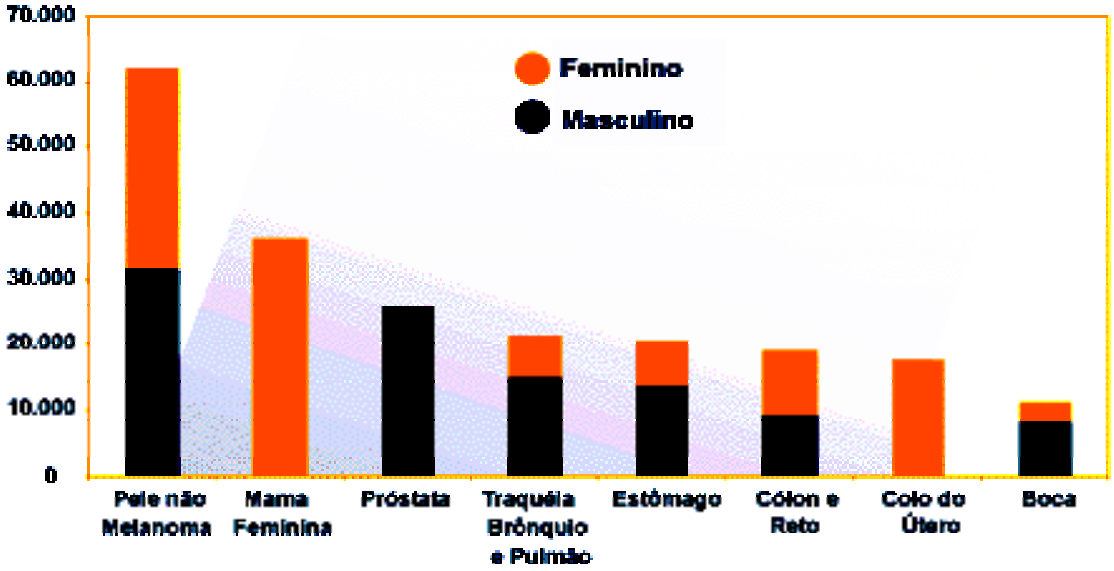


Figura 2.3–4: Estimativas de Novos Casos de Câncer para a População Brasileira em 2002.

Desde o início do século até o momento, a postura da sociedade em geral é de acreditar que o câncer é sempre sinônimo de morte, e que seu tratamento raras vezes leva à cura. Atualmente, muitos tipos de câncer são curados, desde que tratados em estágios iniciais, demonstrando-se a importância do diagnóstico precoce. Mais da metade dos casos de câncer já tem cura.

2.4 – TRATAMENTO DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO [14]

Introdução

A maioria dos cânceres de cabeça e pescoço está associada com o hábito de fumar. Os carcinomas de língua, assoalho da boca, amígdala, base de língua, laringe e do seio piriforme estão associados com o tabagismo. Os não associados com este hábito são: carcinomas da nasofaringe, cavidade nasal, seio paranasal e parótida. O risco de desenvolver câncer de cabeça e pescoço, que também está associado ao consumo de álcool, diminui com o tempo toda vez que a pessoa pára de fumar. A mortalidade por câncer de cabeça e pescoço é menor em pessoas que pararam de fumar do que nas que continuam fumando.

O câncer de cabeça e pescoço invade localmente, propagando-se na região dos nódulos linfáticos, e tem tendências de confinamento em seu sítio de origem e na região linfática. Metástases à distância acontecem entre 10 e 15% dos pacientes, sendo mais comum quando:

- ✓ A doença é recorrente ou avançada;
- ✓ em carcinomas adenóides císticos, indiferenciados ou neuroendócrinos; e
- ✓ nos carcinomas da nasofaringe, seio piriforme e de um tumor metastásico de um primário desconhecido nos linfonodos cervicais.

A causa predominante de insucessos após o tratamento cirúrgico e/ou radioterápico é a recorrência local ou nos casos de linfonodos cervicais. Alguns pacientes predispostos à doença desenvolvem uma série de cânceres primários em diferentes lugares com o tempo. A vigilância continuada dos pacientes com câncer de cabeça e pescoço é essencial, devido à alta incidência no desenvolvimento de cânceres de pulmão, esôfago e outro tipo do próprio cabeça-e-pescoço após o tratamento bem sucedido do primeiro.

Os cirurgiões e radioterapeutas que tratam o câncer de cabeça e pescoço estão constantemente envolvidos com o desafio de encontrar a melhor maneira possível de eliminar o câncer e preservar ao mesmo tempo, tanto quanto seja possível, a anatomia e

suas funções; tarefa difícil dada à concentração anatômica e funcional do trato aero-digestivo superior. Para decidir qual é a melhor opção deve existir um conhecimento íntimo e preciso das diferentes formas de propagação local ou regional das individualidades do câncer de cabeça e pescoço. Cada forma tem uma única disseminação local ou regional que depende da patologia e anatomia da região de origem. O sítio anatômico da origem determina como o câncer vai invadir os tecidos adjacentes: moles, ósseos e cartilaginosos, ou como vai penetrar as barreiras anatômicas que envolvem cavidades e compartimentos vizinhos. Alguns tipos histológicos como o carcinoma adenóide cístico, têm predisposição pela propagação perineural. Em contraste, a invasão linfática é altamente dependente da região de origem. Entender as formas locais e regionais de disseminação como uma função do lugar e da patologia, leva a um nível crítico na definição do alvo ou no planejamento do que irradiar e onde concentrar a dose de radiação. A anatomia adjacente ao câncer deve freqüentemente ser irradiada enquanto aquela distante pode ser poupada, preservando áreas de importante função como a da salivação e a da visão. Um volume alvo ótimo deve ser suficientemente grande para evitar regressões do tumor nas margens do volume irradiado e a dose ótima deve ser suficientemente elevada para evitar a recorrência do tumor, mas não tão alta que provoque danos importantes aos tecidos normais.

Estudos Diagnósticos

Desde que a maioria dos cânceres de cabeça e pescoço surgem na linha epitelial de várias cavidades do trato aero-digestivo superior, eles poderão ser examinados diretamente pelo médico ou indiretamente usando espelhos, endoscopia por fibra ótica, ou melhor ainda, por vídeo-endoscopia. A vídeo-endoscopia tem a grande vantagem de congelar a imagem na tela o que permite determinar exatamente a extensão do câncer na mucosa ou observar a movimentação dos tecidos normais envolvidos, o que permite julgar a perda de flexibilidade devido à infiltração do câncer. O uso da endoscopia por fibra ótica e a vídeo-endoscopia no exame do trato aero-digestivo superior sob anestesia local em ambiente ambulatorial, têm substituído o exame direto sob anestesia na sala de cirurgia. A informação devido a este tipo de exame é particularmente valiosa, pois permite decidir quais cânceres são lesões superficiais, as quais podem ser radio-curáveis, e quais são endofíticas e que precisam de cirurgia. A vídeo-endoscopia é

extremamente útil para decidir a anatomia que deve ser removida ou que poderá ser salva durante o ato cirúrgico. A visão exata da extensão do tumor é muito importante para que o radioterapeuta possa definir o volume alvo para o planejamento.

Assim como a endoscopia por fibra ótica tem substituído o exame direto da faringe e da laringe, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética têm substituído a radiografia, a tomografia de filme e estudos com contrastes como o Bário, no exame do trato aero-digestivo superior. A tomografia computadorizada e a ressonância magnética mostram nas imagens, extensões insuspeitas do câncer, o que não poderia ser observado com um exame direto. Elas têm se tornado indispensáveis na definição do estágio ou extensão regional ou local do câncer de cabeça e pescoço.

Opções de Tratamento

O câncer de cabeça e pescoço é tratado predominantemente com cirurgia e/ou irradiação. O uso da quimioterapia como coadjuvante da dupla cirurgia-irradiação não tem mostrado mudanças significativas no quadro de controle local ou regional ou de sobrevida. Ela tem mostrado apenas uma redução discreta na taxa de metástase. A demonstrada toxicidade da radioterapia e quimioterapia na mucosa limita seu uso conjunto e o benefício que poderia acontecer devido à intensificação da dose. Desde que não sejam criados novos métodos para reduzir a toxicidade da radioterapia e quimioterapia nas mucosas, é impossível apontar quando a quimioterapia terá uma participação importante no tratamento do câncer de cabeça e pescoço. Isto não quer dizer que falta um tratamento sistêmico eficiente. A quimioterapia é bem necessária para o tratamento de metástase de primários desconhecidos dos nódulos linfáticos cervicais, carcinomas do seio piriforme e nasofaringe, porque eles têm uma alta taxa de incidência de metástases à distância. Decidir qual é o melhor tratamento para um câncer individual tem tanta arte quanto ciência e varia muito entre Instituições e países. O número de opções e formas que pode ser usada para estabelecer qual é a melhor para tratar o câncer individualmente, é dado pelo número de locações anatômicas, tecidos funcionais e variações existentes no metabolismo de cada um deles.

Decisões sobre como tratar um câncer devem ser diretamente atuantes na eliminação do câncer e os nódulos linfáticos regionais envolvidos, preservando o tanto

quanto possível a anatomia e suas funções. É importante avaliar inicialmente a extensão do câncer, a possível resposta à radiação e quais estruturas e tecidos terão que ser extirpados ou irradiados. O método de tratamento mais simples, seja por excisão cirúrgica ou irradiação local, é o mais apropriado para lesões superficiais ou da mucosa. Desde que as lesões endofíticas sejam penetrantes ou grandes, não poderão ser tratadas exclusivamente com radioterapia, requerem excisão cirúrgica seguida de radioterapia. Tanto a cirurgia quanto a radioterapia podem preservar estruturas normais importantes, tecidos e funções. Da mesma forma que a cirurgia não é absolutamente deformadora ou desfiguradora, a radioterapia não é debilitante, na maioria dos casos.

A seqüência da cirurgia e a radioterapia no tratamento do câncer de cabeça e pescoço mudaram de um esquema pré-operatório para uma irradiação pós-operatória, como usada em muitas Instituições. A irradiação pós-operatória não afeta o restabelecimento pós-cirúrgico, mas está associada a algumas complicações pós-cirúrgicas e permite administrar doses altas de radiação se comparada com as administradas no pré-operatório. No tratamento do câncer íntegro com radiação externa e intersticial, a braquiterapia é normalmente feita após a irradiação externa, pois esta produz um encolhimento do tumor íntegro e limita a quantidade de tecido a ser implantado.

Após a determinação da extensão e localização do câncer, os pacientes são selecionados para receber uma modalidade simples de tratamento, que consiste em uma simples excisão cirúrgica ou uma irradiação com feixe externo ou implante intersticial, ou receber uma modalidade dupla, que consiste geralmente em uma excisão cirúrgica e irradiação pós-operatória. A excisão cirúrgica e a reconstrução e irradiação é comumente utilizada como um método que conserva muito a anatomia e a funcionalidade. A quimioterapia é reservada para pacientes com câncer avançado, os quais são candidatos a uma avaliação clínica.

Dose e Fracionamento

O efeito da radiação no tumor e nos tecidos sadios depende da dose total, fração de dose diária e o tempo sobre a qual a radiação será administrada. Pesquisadores têm trabalhado numa forma de quantificar a importância de cada fator individualmente, mas

até o momento, nenhuma fórmula universal de dose, que seja biologicamente equivalente e satisfatória aos vários esquemas de tratamento, surgiu.

As especificações contidas no ICRU 50 [15] sobre dose no volume-alvo clínico ou volume-alvo do planejamento em duas ou três dimensões não têm sido utilizadas para se estudar a relação espacial entre dose, tumor e tecidos normais em um volume irradiado. Relações desse tipo serão somente conhecidas quando o planejamento em tomografia tridimensional for clinicamente utilizado em grande escala. Vários modelos têm se apresentado para tratamentos e obtenção de resposta da dose entre o câncer de cabeça e pescoço e seus tecidos sãos. Tratamentos com dose entre 50 e 70 Gy formam um patamar terapêutico sobre o efeito em pequenos cânceres de cordas vocais e um modesto aumento de controle devido a um pequeno aumento de dose em tumores pequenos na úvula e laringe supraglótica. Para tecidos sadios existe um limite de dose onde surge um rápido crescimento em efeitos tardios que se tornam irreversíveis. A Tabela 2.4–1 relaciona alguns limites de dose e efeito.

Tabela 2.4–1: Exemplos de Dose e Efeito em Tecidos Normais da Cabeça e Pescoço.

TECIDO	EFEITO	LIMITE DE DOSE (Gy)
Medula	Mielopatia	54
Cérebro	Necrose Cerebral	54
Nervo Óptico	Perda Visual	58
Retina	Perda Visual	54
Cristalino	Catarata	10
Mandíbula	Osteonecrose	70
Osso Temporal	Osteonecrose	70
Parótida	Xerostomia	30

Irradiar o paciente duas vezes ao dia com uma dose menor que a dose normal diária ou administrar a mesma dose num período de tempo menor (fracionamento acelerado) possibilita administrar uma dose de 15 a 20% maior dentro do mesmo período (hiperfracionamento). Ambos os procedimentos têm sido aplicados em larga escala no tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Ainda não está claro qual o melhor método, porém sabe-se que um intervalo de 4 horas e meia ou mais é necessário para

um reparo das células normais afetadas e um hiperfracionamento proporciona um melhor controle tumoral, sem apresentar nenhum aumento nos danos causados pela radiação às células sadias. A Organização Européia para Pesquisa e Tratamento de Câncer (EORTC) adotou o procedimento de aumentar em cerca de 15% a dose de 70 para 80,5 Gy em 7 semanas, administrando 1,15 Gy ao dia ao invés de 2 Gy para cânceres de orofaringe e encontrou uma melhora do controle tumoral de 19% sem nenhuma alteração notável no comportamento das células sãs [16].

A duração total do tratamento também é um parâmetro importante a respeito dos efeitos causados em células normais e cancerosas de cabeça e pescoço. Os pacientes que têm seus tratamentos prolongados para uma recuperação de uma toxidade aguda de mucosas causada pela radioterapia e/ou quimioterapia, ou qualquer outra razão, experimentam uma redução dos efeitos da radiação sobre o tumor, prejudicando a eficiência do tratamento.

Para a medida do sucesso de um tratamento, o percentual de sobrevida não é um parâmetro adequado, já que vários pacientes vêm ao falecimento por outras causas que não o câncer (Tabela 2.4–2). O melhor ponto a ser considerado é a possibilidade de ter o câncer primário e as metástases nodulares controlados por um período de tempo suficiente para detectar a maioria das recorrências. O período de acompanhamento necessário para se obter à garantia de que 80% dos casos não se tornarão recorrentes são em torno de um ano para câncer na parede da faringe, dois anos para câncer de língua e de 3 a 4 anos para câncer nas cordas vocais.

Tabela 2.4–2: Percentual de Óbitos por Outras Causas que não o Câncer de Cabeça e Pescoço dos Pacientes Submetidos ao Tratamento.

LOCALIZAÇÃO DO CARCINOMA	%
Cordas Vocais	86
Supraglote	61
Assoalho da Boca	54
Língua Oral	52
Seio Piriforme	38
Parede de Faringe	**35**
Transglote	35
Nasofaringe	21
Primário Desconhecido	21

2.5 - MEDIDAS *IN VIVO*

Introdução

Uma rotina de dosimetria *in vivo* é muito importante para o controle da qualidade em radioterapia. O termo Controle da Qualidade na radioterapia envolve muitos aspectos que vão desde o paciente até o aparelho a ser usado e tem como princípio, que cada detalhe no processo é importante. A dosimetria é um dos aspectos fundamentais na garantia da qualidade, especificamente a dosimetria física, a qual envolve toda uma série de parâmetros que garantem o tratamento adequado de um paciente, ou seja, garantem que a dose nas condições específicas do tratamento esteja correta, produzindo o menor dano possível aos tecidos sadios. A qualidade em radioterapia pode ser definida como "o conjunto de ações características do processo da radioterapia que repercutem em sua capacidade para satisfazer as necessidades declaradas ou implícitas no cuidado com o paciente " [17]. Cada Instituição toma suas próprias decisões em termos de equipamentos e procedimentos de controle. A maioria das instituições no Brasil seguem o Protocolo de Garantia da Qualidade TECDOC–1151 [17] e os protocolos de dosimetria publicados pela IAEA [18;19].

Todo plano de tratamento deve resultar de um cuidadoso trabalho interativo entre os físicos responsáveis pelo planejamento e os radioterapeutas. A dose prescrita pode ser a dose no centro do volume-alvo, conforme recomendação do ICRU 24 [1], ou outra forma previamente especificada. De qualquer forma, a dose deverá ser calculada. Entretanto, em todas as etapas de um processo de planejamento ou tratamento, incertezas são introduzidas. Dentre elas podem constar:

- ✓ Incertezas na localização e forma do volume-alvo;
- ✓ falta de acurácia no algoritmos de cálculo de dose;
- ✓ falta de acurácia na calibração da máquina de tratamento;
- ✓ falta de acurácia no posicionamento do paciente;
- ✓ movimentos involuntários do paciente;
- ✓ variação da anatomia interna do paciente;
- ✓ erros na preparação da máquina para o tratamento.

Todo programa de verificação no tratamento deveria incluir verificação da dose, verificação do posicionamento do campo, e verificação de que os parâmetros de tratamento da máquina estão corretos.

A verificação da dose é talvez o caminho mais óbvio para se conseguir uma boa acurácia no tratamento do paciente. É de grande aceitação para tratamentos de que sua acurácia apresente-se melhor que 5%, ou até mesmo 3%. A dosimetria *in vivo* é utilizada desde os dias em que o eritema de pele era a única forma de dosimetria disponível. Nos dias de hoje, a ocorrência de uma situação como esta seria motivo de uma minuciosa investigação, pois seria um consenso geral ter sido ocasionada por grandes erros de planejamento. No TECDOC 989 [20], publicação da IAEA, recomenda que todos os pacientes devam ser submetidos a uma dosimetria *in vivo*. Entretanto, é necessário que se verifique os custos envolvidos contra os benefícios gerados com tal procedimento.

A Dosimetria *In Vivo* como um Programa de Controle de Qualidade

A dosimetria *in vivo* pode ser utilizada para identificar os desvios na administração de um tratamento e verificar e documentar a dose em estruturas críticas. A dosimetria termoluminescente é usada na maioria das vezes, já que os dosímetros TL apresentam pequenas dimensões e relativa facilidade nas calibrações, enquanto diodos apresentam a vantagem de fornecer a resposta imediatamente. Sistemas de dosimetria *in vivo* podem apresentar incertezas relativamente grandes, que devem ser conhecidas antes de sua utilização. A dosimetria *in vivo* é bastante útil em medições individuais em pacientes e deveria ser considerada em pelo menos, todas as primeiras sessões de tratamento, de todos os programas de controle de qualidade [20].

Considerações Práticas

A dosimetria *in vivo* é particularmente importante na radioterapia. Na maioria das vezes é tratada como uma tarefa trivial de rotina. A seguir, são apresentados os fatores a serem considerados antes de qualquer medida *in vivo*:

- ✓ Qual o objetivo da medição? Dose na pele, dose na profundidade de máximo ou numa determinada profundidade?
- ✓ A dose esperada pode ser estimada?
- ✓ O ponto de medida encontra-se numa área de elevado gradiente de dose?
- ✓ Qual o dosímetro mais apropriado e como deve ser preparado?
- ✓ Qual a acurácia necessária e quais as precauções necessárias para que este nível de acurácia seja atingido?
- ✓ Deve-se fazer uma medida para cada campo de tratamento?

Ao término de toda medição, um relatório deve constar as seguintes considerações e sugestões sobre o tratamento:

- ✓ Fatores de correção aplicados nas medidas;
- ✓ comparação da medida obtida com a dose esperada; profissionais não médicos poderiam estar cientes do que se constitui uma medida aceitável, para que pudessem resolver um eventual problema logo na primeira oportunidade;
- ✓ considerações sobre a precisão adquirida na medida. Diferenças entre duas medidas podem ser indicação de que os dosímetros estejam numa área de elevado gradiente de dose. Se duas medidas diferem uma da outra, existe um comportamento intuitivo de rejeitar a menos satisfatória sem nenhuma forte justificativa. Este tipo de procedimento deve ser evitado;
- ✓ deve haver um rastreamento de possíveis medidas imprecisas, como por exemplo, verificar novamente o planejamento e o posicionamento da máquina/paciente.. Uma medida incorreta deve ser considerada como risco de se administrar uma subdose ou uma sobredose ao paciente;
- ✓ os resultados devem ser averiguados por uma segunda pessoa;

Rotina de Controle de Qualidade com Dosimetria *InVivo*

Medidas de dose de entrada e de saída podem ser feitas sobre uma base regular como último teste de verificação de um planejamento. Medidas de doses de entrada podem observar:

- ✓ Calibração da máquina;
- ✓ filtros e outros modificadores do feixe;
- ✓ posicionamento do paciente em relação ao irradiador.

Medidas da dose de saída podem verificar, além dos fatores acima, alinhamento do feixe, espessura radiológica do paciente (i.e., a correta espessura devido as diferentes atenuações da energia de interesse).

Para ser possível comparar medidas, a dose esperada no ponto de interesse deve ser calculada. A dose de entrada é simplesmente a dose na profundidade de máximo com as devidas correções devidas aos modificadores do feixe. No cálculo da dose de saída deve-se levar em consideração a ausência de material que provoque retroespalhamento após a superfície de saída do feixe. Quando se mede dose de entrada, a espessura de equilíbrio eletrônico do detector provoca uma perturbação significativa (a dose a 10 cm de profundidade pode ser reduzida em até 5%) e provocará aumento na dose da pele. Por isso, é aconselhável que se limite essas medições de entrada a um pequeno número de vezes, proporcional a quantidade de frações do tratamento. Doses de saída não apresentam este problema, porém há muita dificuldade de interpretar os resultados, pois diferentes fatores contribuem na medida. Quando dose de entrada e de saída são medidas simultaneamente, deve-se tomar o cuidado de posicionar os detectores deslocados do eixo central para minimizar a sombra provocada pelo detector de dose de entrada. [5].

Na publicação nº 24 da Comissão Internacional sobre Medidas e Unidades de Radiação [1] é recomendado que, para certos tipos de tumores, exista a necessidade de uma exatidão de ± 5% na administração da dose absorvida ao volume alvo, quando o objetivo fundamental é a erradicação do tumor primário. Portanto, como o objetivo fundamental da Radioterapia é a erradicação total do tumor com o menor dano possível aos tecidos sadios, precisa-se ter uma certeza sobre a dose administrada ao paciente a diferentes profundidades e com diferentes configurações.

3
MATERIAIS

Neste trabalho são utilizados dois tipos de detectores, a saber: semicondutores de diodo ISORAD-p (Sun Nuclear) com eletrômetro PDM (Victoreen) e detector termoluminescente de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti), Harshaw TLD-100 (Thermo RMP), em pó. Um terceiro detector foi utilizado como padrão para as calibrações; a câmara de ionização tipo farmer IC70 (Wellhöfer) com eletrômetro Keithley 35040 (Keithley Instruments).

Todas as irradiações foram executadas em dois equipamentos de telecobaltoterapia Theratron 780C (Theratronics); equipados com sistema de mira à laser MZ45 (A2J Industrie). As leituras dos dosímetros TL foram realizadas numa leitora PCL3 (Fimel) com auxílio de um forno para tratamento térmico EDG1800 (EDG Equipamentos) e uma estufa Fanen 315SE (Fanen do Brasil). Nas calibrações ainda foram usados um simulador de campo de irradiação com fluoroscopia Ximatron (Varian), dois simuladores geométricos (NE; CNMC), um antropomórfico (RANDO Alderson), dois termômetros (French Cooking), barômetro (Druck), cronômetro (Leroy), nível de bolha (Stabila), paquímetro digital (Mitutoyo), aquecedor com termostato (Sevenstar) e programas para computadores pessoais de edição e cálculo (Microsoft).

3.1 – DIODO ISORAD-p

Inicialmente, são apresentadas as especificações técnicas do detector semicondutor e a seguir, as características com finalidades clínicas e as variações de resposta dependendo das condições de irradiação, ambientais e geométricas. Todos os dados encontram-se resumidos em tabelas. As informações técnicas aqui citadas foram retiradas do manual do fabricante [3].

3.1.1 – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

Os detectores diodos semicondutores utilizados são fabricados pela empresa norte-americana, Sun Nuclear Corporation. Suas características técnicas encontram-se na Tabela 3.1–1. A Figura 3.1–1 apresenta uma fotografia do detector.

Tabela 3.1–1: Identificação do Diodo Semicondutor ISORAD-p.

INFORMAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO
Fabricante	Sun Nuclear Corporation
Modelo	ISORAD-p
Fabricação	1997
Semicondutor	Si Tipo P - Junção PN
Nº Série Diodo 1	1646021
Nº Série Diodo 2	1646023
Nº Série do Cabo 1	2209401
Nº Série do Cabo 2	2209405
Nº Série da Fonte	113040

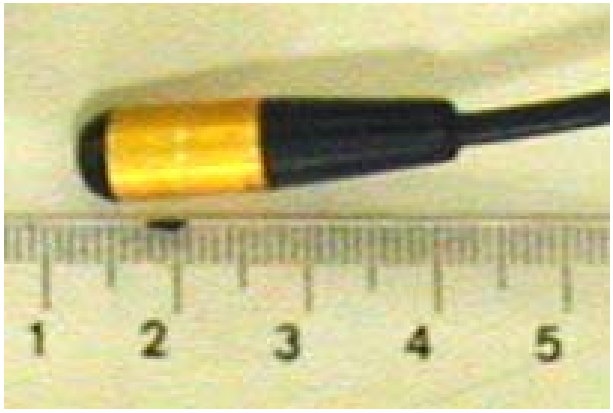


Figura 3.1–1: Detector ISORAD-p Próximo a uma Escala em Centímetros.

Os detectores são em número de dois e formam um conjunto com uma fonte e um eletrômetro PDM Victoreen (Figura 3.1–2). Pertencem à série ouro e possuem a capa de equilíbrio eletrônico (*buidup*) dourada. São os diodos para qualidade de energia entre 6 e 12 MV. Pode-se observar no canto inferior esquerdo da Figura 3.1–2, diodos da série vermelha, com capa de *buildup* vermelha. São diodos para qualidade de energia entre 12 e 18 MV.

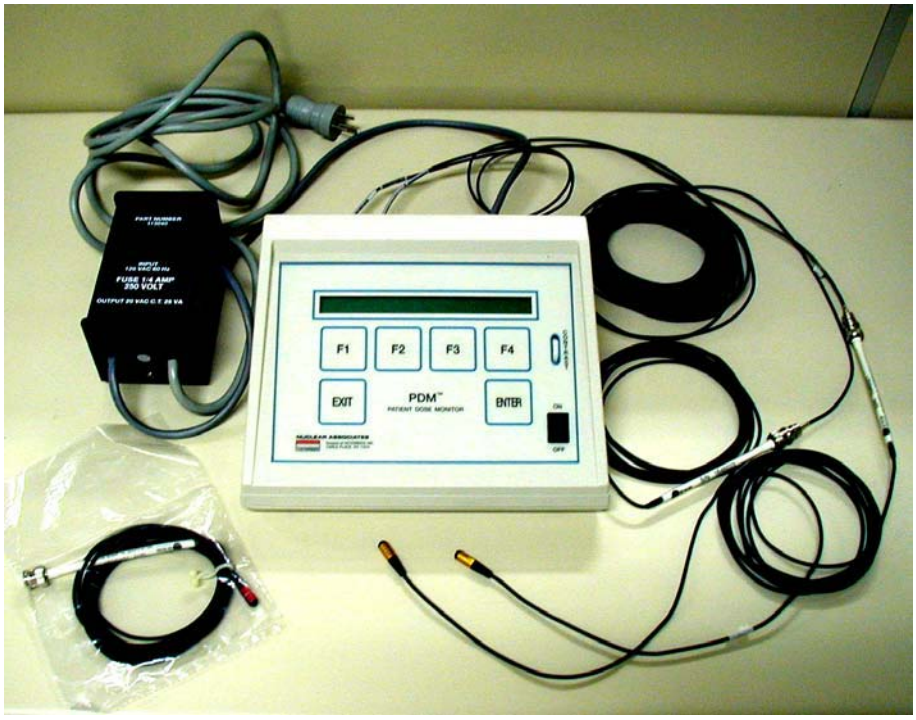


Figura 3.1–2: Conjunto Dosimétrico dos Diodos Semicondutores ISORAD-p.

Características Gerais

As informações referentes à região sensível, tratamento de pré-irradiação, impedância da fonte de polarização, características do cabo de conexão e do material de equilíbrio eletrônico dos detectores diodo são apresentados na Tabela 3.1–2.

Tabela 3.1–2: Informações Técnicas do Diodo ISORAD-p.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Área de Detecção Efetiva	1,65 x 1,65 mm^2
Espessura de Detecção Efetiva	50 μm
Volume Sensível	0,14 mm^3
Nível de Pré-Irradiação	10 kGy com Feixe de Elétrons de 10 MeV
Sensibilidade	40 nC/Gy
Impedância da Fonte de Polarização Reversa a 10 mV	200 MΩ a 24 °C
Diâmetro do Cabo	2,5 mm
Comprimento Padrão do Cabo	3 m
Tipo de Conector de Cabo	BNC
Material de *Buildup*	Latão
Buildup Total	1,36 g/cm^2

Construção do Diodo

A Figura 3.1–3 apresenta um desenho do corte longitudinal do diodo. O material em epoxi possui densidade volumétrica de 1,52 g/cm^3. O ponto A mostra o rebaixo ao redor da capa metálica indicador da região sensível do detector.

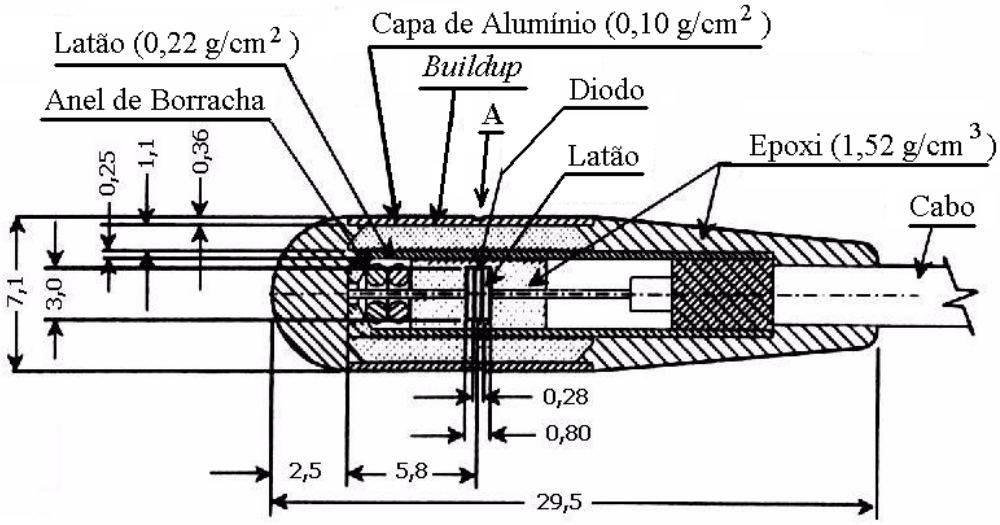


Figura 3.1–3: Corte Longitudinal do Diodo ISORAD-p (Desenho fora de Escala. Medidas em Milímetros).

3.1.2 - CARACTERÍSTICAS COM FINALIDADES CLÍNICAS

O detector foi projetado para alcançar elevada sensibilidade e estabilidade, a capa de equilíbrio eletrônico promove, ainda, a eliminação de uma contaminação por elétrons. Com tais características, para as qualidades de energia de até 12 MV, o detector estará, no mínimo, na profundidade de máximo de dose. Um cuidado importante deve ser tomado durante as calibrações: o detector não é a prova d'água.

Perda de Sensibilidade

A taxa de degradação na sensibilidade apresenta-se em torno de 1% / kGy para feixe de elétrons de 10 MeV e cerca de 0,1% / kGy para feixe de fótons provenientes de aceleradores de 6 MV. A degradação da sensibilidade do diodo com a dose de radiação acumulada é mostrada na Figura 3.1–4. O fabricante informa que foi utilizado um feixe de elétrons de um acelerador industrial de energia 10 MeV.

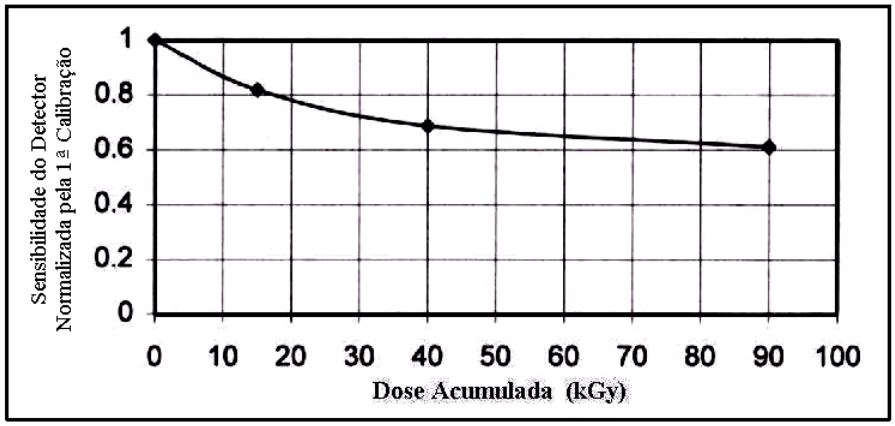


Figura 3.1–4: Variação da Sensibilidade do Diodo Isorad-p com a Dose Acumulada para Feixe de Elétrons com Energia de 10 MeV.

Estima-se que, após a realização de todos os testes para levantamento, análise e estudo das características dos detectores, bem como suas calibrações, terá ocorrido uma perda na sensibilidade inferior a 0,6%. A Tabela 3.1–3 resume os resultados fornecidos pelo fabricante.

Tabela 3.1–3: Resumo das Dependências da Resposta do Diodo Isorad-p Fornecidas pelo Fabricante.

DEPENDÊNCIA	LIMITAÇÃO	VARIAÇÃO
Taxa de Dose	0,8 e 4 Gy/min	± 0,5%
Temperatura	-	0,3 % / ^{o}C
Direcional Axial (Ar)	0^{o} e 360^{o}	± 0,5 %
Direcional Axial (Simulador de Plástico)	– 60^{o} a 60^{o}	– 0,5 % a + 1,0 %
Direcional Transversal	– 60^{o} a 60^{o}	– 0,5 % a + 2,5 %.
Distância Fonte Superfície **DFS** (6 a 18 MV)	80 a 130 cm	± 1,0 %

3.1.3 - CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO ISORAD-p

Variação da Resposta com a Temperatura

O fabricante informa que o detector apresenta uma variação da resposta com a temperatura externa de aproximadamente 0,3% / ^{o}C .

Dependência Direcional Axial

O diodo apresenta resposta uniforme independente de incidência do feixe na direção axial. Para irradiação no ar, dentro do intervalo entre 0^{o} e 360^{o}, a resposta possui variação de ± 0,5%, o que significa condição de espalhamento constante. O fabricante também apresenta o resultado de um teste sobre um simulador de plástico (Figura 3.1–5). Para a resposta axial dentro do intervalo de – 60^{o} a 60^{o}, o diodo apresenta variação de – 0,5% a + 1,0%.

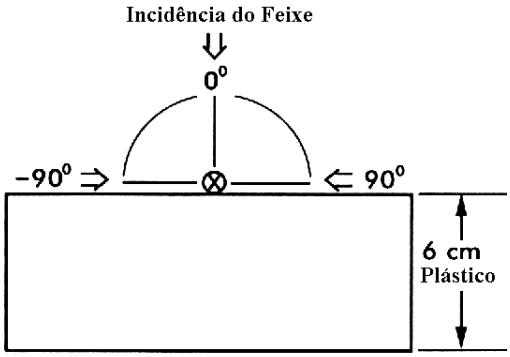


Figura 3.1–5: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Axial do Fabricante.

Dependência Direcional Transversal

O fabricante informa que o diodo apresenta dependência direcional transversal otimizada com variação de – 0,5% a + 2,5%. Para ângulos entre o intervalo de – 60° a 60°. A Figura 3.1–6 apresenta o arranjo experimental do teste.

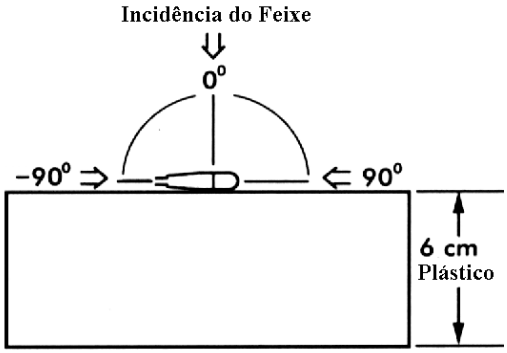


Figura 3.1–6: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Transversal do Fabricante.

Resposta às Dependências Direcionais

A Figura 3.1–7 apresenta o gráfico com as leituras normalizadas para o estudo feito pelo fabricante, com energia de qualidade 6 MV.

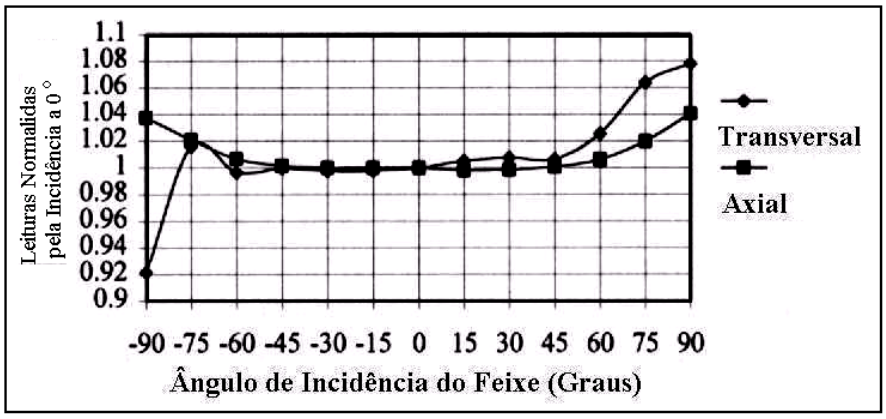


Figura 3.1–7: Dependências Direcionais (Transversal e Axial) das Respostas do Diodo ISORAD-p para Feixe de 6 MV.

No Capítulo 4.5**,** em estudo das características do diodo, é descrito como estas dependências foram analisadas com um arranjo experimental diferente.

Dependência com a Distância

A dependência devido à mudança de distância entre a fonte e a superfície de tratamento (Dependência em **DFS**) tem seu comportamento demonstrado na Figura 3.1–8. A dependência com a distância está diretamente relacionada com a variação na taxa de dose. O gráfico está normalizado para 100 cm **DFS**. A dependência informada pelo fabricante é inferior a ± 1,0% para qualidade entre 6 e 18 MV, com distâncias entre 80 e 130 cm, para aceleradores.

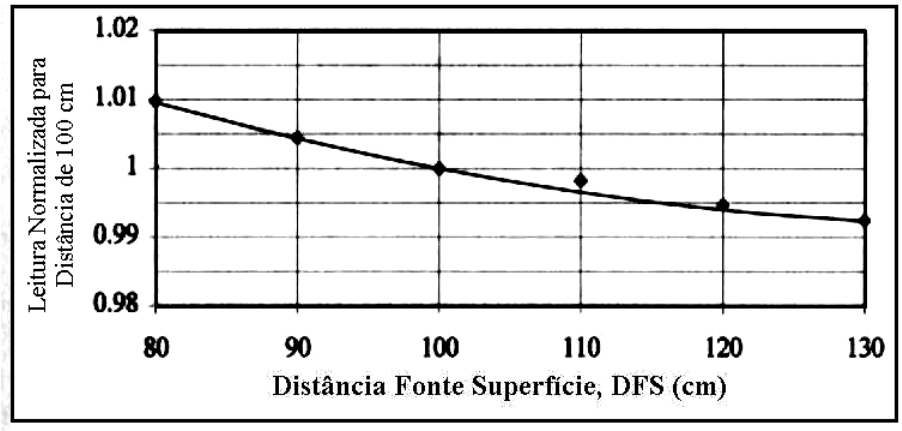


Figura 3.1–8: Resposta para Dependência em DFS Normalizada para 100 cm com Feixe de 6 MV.

Os dados apresentados nesta figura são relacionados a apenas uma energia de fótons de acelerador linear. A dependência em **DFS** varia tanto com a taxa de dose quanto às condições de espalhamento do feixe. Além disso, essa dependência ainda varia com a energia do feixe e o tipo de acelerador. Portanto, deve-se aplicar um fator de correção para cada condição específica.

Dependência com a Energia

Determina para quais faixas de energia obtém-se uma resposta com uma incerteza satisfatória. Esta verificação não será necessária, pois o eletrômetro é calibrado através de um fator particular para cada energia de feixe. O eletrômetro possui 20 memórias, chamados de grupos e que podem ser recalibrados.

3.2 - ELETRÔMETRO PDM VICTOREEN

Características Técnicas

O eletrômetro PDM Victoreen apresenta as seguintes características [21]:

- ✓ Dois canais para detectores contidos num equipamento de pequenas dimensões possibilitando a utilização em pequenos espaços;
- ✓ calibração automática para 20 estações ou grupos em centigrays ou rads;
- ✓ possibilidade de utilização de fatores de correção independentes para cada calibração e cada canal;
- ✓ doses e taxas de dose mostrados simultaneamente;
- ✓ possibilidade de impressão dos dados de leitura e calibração em impressora de infravermelho modelo HP 82240B (ou A) ou impressora Centronics;
- ✓ seleção de alarmes independente para cada canal a serem utilizados com dose ou taxa de dose.

Todos os dados técnicos são relacionados na Tabela 3.2–1.

Tabela 3.2–1: Identificação e Dados Técnicos do Eletrômetro PDM Victoreen.

INFORMAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO E DADOS TÉCNICOS
Fabricante	Sun Nuclear Corporation
Modelo	37-721
Tipo	PDM Victoreen
Série	1158003
Resolução	0,1 cGy ou rad
Precisão	0,5% ou 2 dígitos (o maior deles)
Pulso máximo	1,1 cGy ou rad
Taxa de dose limite	3000 cGy/min
Corrente Medida	1 pA a 50 nA, negativa
Tensão de Saída	3 μV
Impedâcia em Série	0 Ω
Fonte Externa	UL 544
Entrada	90 a 130 VAC, 50/60 Hz, 10 W
Saída	20 VAC, 25 A
Fusível	0,25 A

O sistema de calibração é realizado através de cálculo automático e memorização de fatores de calibração (dose por unidade de escala, vezes 1000) com valor de dose fornecido pelo usuário. O controle é feito por meio de um menu de operação com quatro teclas de funções e teclas de entrada e saída de dados (Figura 3.2–1).

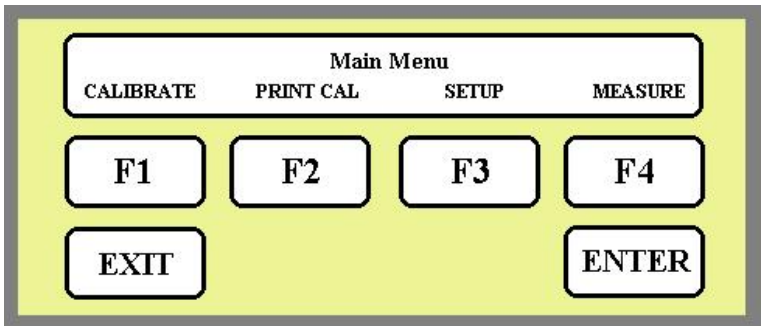


Figura 3.2–1: Tela Principal e Teclado de Funções do Eletrômetro PDM Victoreen.

A corrente de entrada no detector varia de 1 pA a 20 nA, que corresponde a níveis de radiação entre 0,05 e 2000 cGy/min. Devido à corrente de fuga, pode ocorrer uma acurácia absoluta superior a 1% quando a taxa de dose for inferior a 5 cGy/min. A precisão ou repetitividade é inferior a 0,5%, desde que a calibração tenha sido feita em centigrays ou rads, utilizando detectores Sun Nuclear.

Procedimento de Calibração

Após a ligação dos cabos e com a chave *ON* acionada, de modo a ligar o eletrômetro, a tela do equipamento apresentará a configuração da Figura 3.2–1. A qualquer momento, cada tecla aciona a função descrita logo acima da mesma, ou seja, neste exemplo, tem-se **F1** para calibrar, **F2** para imprimir e assim por diante. A tecla *ENTER* promove a entrada de dados ou mudança para o menu seguinte e a tecla *EXIT* (saída), a correção ou o retorno a um menu anterior.

À época da primeira utilização, faz-se necessário ajustar as funções de data e relógio do eletrômetro e a partir daí, desde que exista carga na bateria interna, não será mais necessário qualquer ajuste destas funções.

Na função calibração, o mostrador apresenta o grupo 1, caso seja a primeira calibração, pois o eletrômetro vem de fábrica sem qualquer calibração, ou o último grupo utilizado. Neste caso, é preciso escolher o grupo a ser calibrado através das teclas **F3** e **F4** para *DECREMENT* e *INCREMENT*, ou seja, diminuir ou aumentar o número referente ao grupo escolhido. Pressionando-se a tecla *ENTER* seguidas vezes têm-se o mostrador apresentando a tela para serem registrados o número do irradiador utilizado, o tipo de radiação, a energia (*Co* no presente caso) e uma identificação para cada detector conectado em seu respectivo canal. Ao final, a tela apresenta uma informação para aguardar enquanto ajustes internos são feitos – processo de minimização de correntes de fuga – e então apresenta-se a mensagem *Calibrate* (calibração).

Para o procedimento de calibração ou a tomada de qualquer medida, a tecla **F4** para *START* deve ser pressionada sempre antes de se iniciar a irradiação.

Enquanto a calibração estiver em andamento, o eletrômetro apresenta a configuração da Figura 3.2–2.

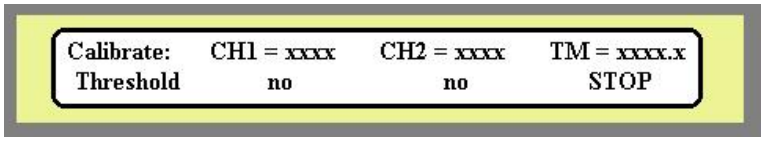


Figura 3.2–2: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen com Processo de Calibração em Andamento.

Uma vez atingida a dose mínima para calibração, a mensagem *NO* muda para *YES* e, então, deve-se aguardar o final da irradiação e pressionar a tecla **F4**, *STOP*, para parar a aquisição de dados. O próximo passo é informar a dose administrada neste intervalo a partir da tela da Figura 3.2–3 e informar a unidade de medida na próxima tela. Após alguns segundos o eletrômetro apresentará os fatores de calibração (Figura 3.2–4) e, então, ficará aguardando a confirmação via tecla **F4** para *DONE*. A partir daí o sistema está pronto para efetuar as medidas.

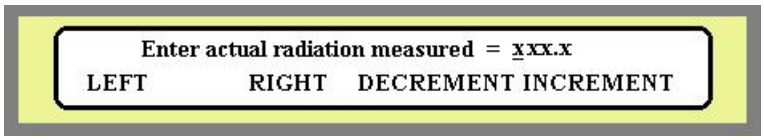


Figura 3.2–3: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen com Pedido de Dose de Calibração.

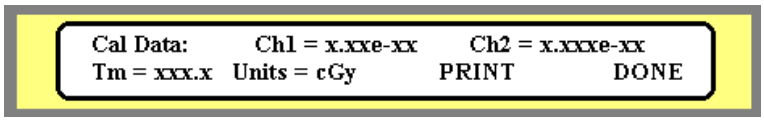


Figura 3.2–4: Tela do Eletrômetro PDM Victoreen apresentando Fatores de Calibração.

Efetuada a calibração de um grupo, é possível substituí-lo selecionando o mesmo grupo para recalibrar; a mensagem *Recalibration* aparecerá no final do procedimento para confirmar ou não a operação.

Para se iniciar uma aquisição de dados durante uma irradiação, basta acionar a tecla **F4** para *START* (iniciar), e *STOP* , para parar. Existe a opção de continuar, caso se queira computar a dose acumulada após sucessivas irradiações.

3.3 - DOSÍMETRO TL HARSHAW TLD–100

O dosímetro TL utilizado foi o Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio, de fórmula química LiF:Mg,Ti, na forma de pó e comercialmente denominado Harshaw TLD-100, fabricado pela Thermo RMP Norton Industrial Ceramics Corporation, do Reino Unido, fornecido pelo Laboratório Primário de Dosimetria Termoluminescente da IAEA ao Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA (PQRT), laboratório onde os dosímetros são encapsulados e processados pela leitora TL Fimel PCL3. O dosímetro em pó faz parte de uma quantidade de cerca de 500 g, considerada homogênea devido ao tratamento térmico para reutilização, o tratamento pré-irradiação. Essa quantidade homogênea é denominada Lote H-1.

3.3.1 – O FLUORETO DE LÍTIO, LiF:Mg,Ti

O Fluoreto de Lítio é um halogêneo de densidade 2,6 g/cm^3 com número atômico efetivo (de 8,2) bem perto do valor daquele do tecido humano (entre 7 e 7,5) e não solúvel em água. Apresenta uma eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04%. Estas características fazem com que seja muito usado em aplicações médicas. O LiF:Mg,Ti é resultante da fusão homogênea do fluoreto de Lítio, fluoreto de Magnésio, crioleto de Lítio e fluoreto de Lítio e Titânio, dando como resultado uma substância contendo no máximo 180 ppm de Magnésio (Mg) e 10 ppm de Titânio (Ti) como impurezas ativadoras [12].

O excesso de carga positiva na rede cristalina do fluoreto de Lítio, que implica na formação de novas armadilhas para elétrons, é conseqüência da substituição de um íon de Lítio por outro de Magnésio. De todos os picos de emissão do LiF:Mg,Ti, aproximadamente dez, só os chamados picos 4 e 5 são utilizados, os que ocorrem entre as temperaturas de 160 e 190 °C [9].

O fluoreto de Lítio apresenta toda uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas específicas.

3.3.3 – CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO TL HARSHAW TLD-100

Linearidade

A relação da resposta com a dose para o LiF:Mg,Ti é um dos mais complexos fenômenos que acontecem no dosímetro TL. Em essência é linear para valores de até 1 Gy, logo a seguir inicia-se a faixa de supralinearidade, que vai até 3000 Gy, e a partir daí entra numa faixa de sublinearidade ou saturação [8]. Na faixa de interesse da dosimetria clínica, o lote utilizado apresenta não-linearidade de cerca de ± 2% [22]. A Figura 3.3–1 mostra a resposta do LiF:Mg,Ti, irradiado com ^{60}Co a diferentes doses e profundidades em água.

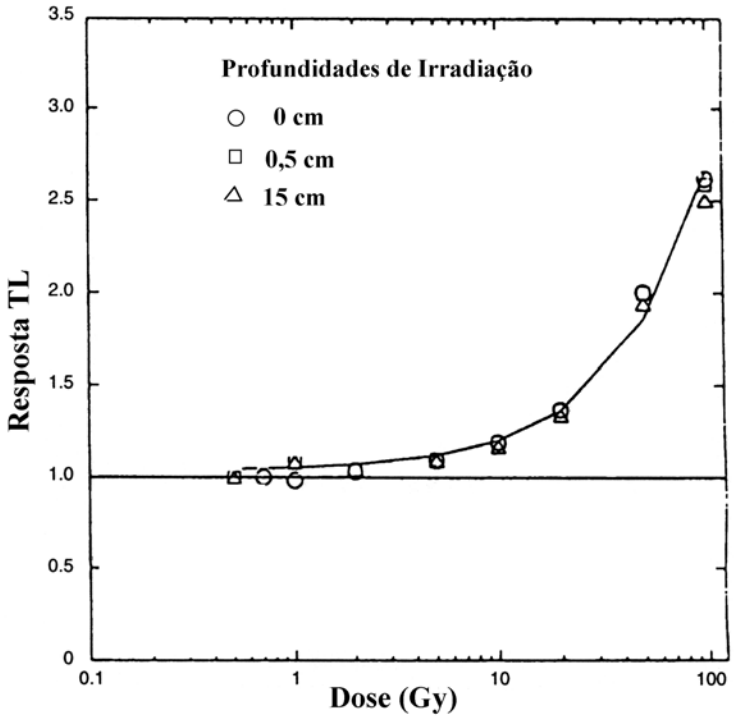


Figura 3.3–1: Respostas do LiF:Mg,Ti para a Energia do ^{60}Co a Diferentes Profundidades em Água.

Sensibilidade

O LiF:Mg,Ti, tem uma alta sensibilidade. Uma amostra de apenas 50 mg exposta a 1 cGy, produz uma luz que pode ser enxergada a olho nu na escuridão.

Sensibilidade é a quantidade de luz liberada pelo material TL por unidade de exposição. Esta caraterística permitiria que o dosímetro registrasse doses menores do que 100 μGy. Mesmo assim, a sensibilidade vai depender do lote de dosímetros TL, da dose administrada, do tempo de tratamento térmico, da temperatura utilizada na leitura, da região de integração de interesse na curva e do espectro de resposta da fotomultiplicadora usada durante a leitura.

Dependência com a Energia dos Fótons Absorvidos

Se compararmos o número atômico do LiF:Mg,Ti com o do tecido humano, podemos dizer que o mesmo é um material "tecido equivalente". Esta característica está bem refletida na resposta energética dos fótons por parte do material TL, fazendo com que a resposta do material TL seja pouco dependente da energia da radiação incidente. Contudo, para se obter uma dosimetria mais exata, é necessário corrigir a resposta TL do detector devido à sua dependência energética.

Tratamentos Térmicos

A resposta do LiF:Mg,Ti é muito sensível aos diferentes procedimentos térmicos que envolvem seu uso, portanto, a repetição e reprodutibilidade desses procedimentos são mais importantes que os próprios valores de temperatura padronizados. Para o TLD-100, a questão térmica foi considerada como quatro etapas fundamentais descritas a seguir [8]:

i – Tratamento Térmico Pré-Irradiação à Alta Temperatura: Com o objetivo de eliminar sinais residuais de termoluminescência do pó e restaurar sua sensibilidade, o LiF:Mg,Ti é aquecido a 400 ^{o}C durante uma hora, processo também conhecido como a regeneração do pó. Diversos estudos comprovaram a viabilidade desse procedimento [23] que confirma a dependência da sensibilidade do LiF:Mg,Ti como uma função da temperatura de aquecimento durante uma hora, como é mostrado na Figura 3.3–2. Tal característica passou a ser considerada nas versões seguintes do TLD-100 [8].

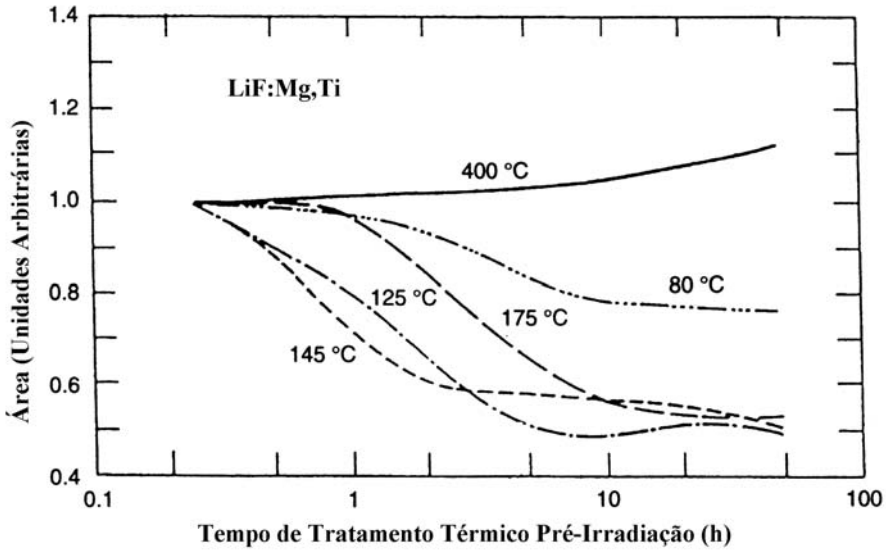


Figura 3.3–2: Sensibilidade do LiF:Mg,Ti como Função da Temperatura de Tratamento Térmico Pré-Irradiação ou Regeneração.

ii – Tratamento Térmico Pré-Irradiação à Baixa Temperatura: Terminado o tratamento a 400 ^{o}C, o pó TL é submetido a uma temperatura de 80 ^{o}C durante 24 horas. Procedimento descoberto por acaso [23] tem como objetivo reduzir o desvanecimento, minimizando a contribuição dos picos de baixa temperatura 1, 2 e 3. Este efeito é mostrado na Figura 3.3–3 [8].

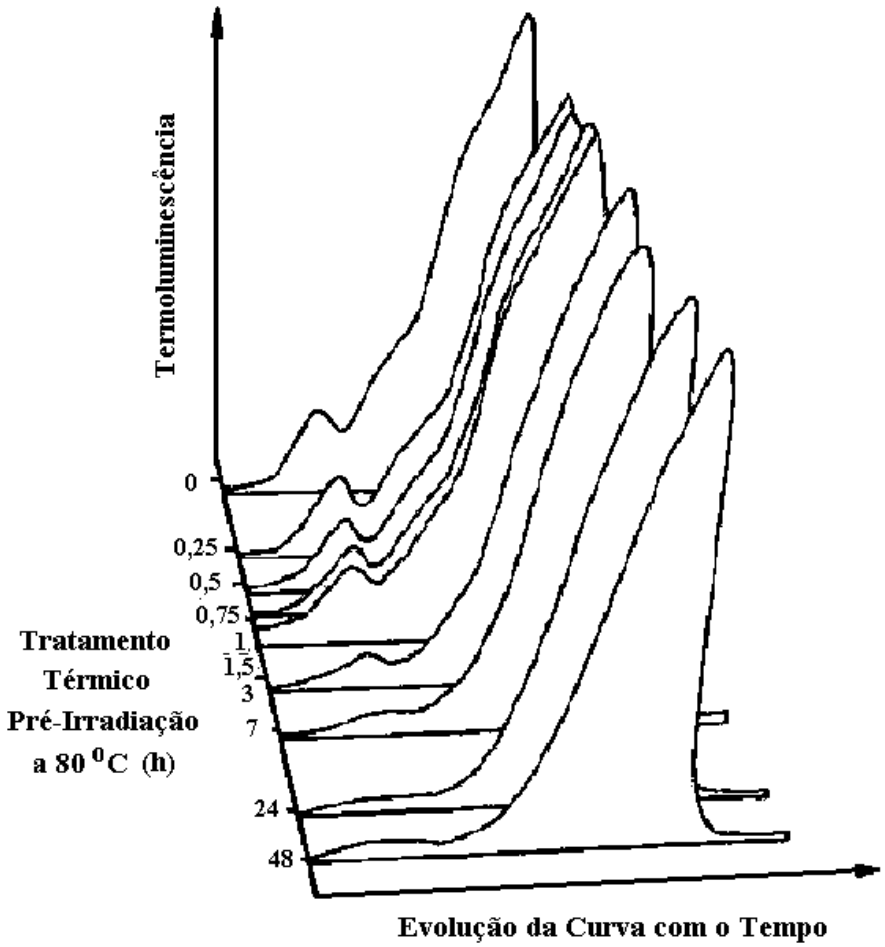


Figura 3.3–3: Efeito no LiF:Mg,Ti devido ao Tratamento de 80 ºC durante 24 horas.

iii – Tratamento Térmico Durante o Processo de Leitura: Uma das questões mais importantes no processo da dosimetria TL é a leitura dos dosímetros TL. A leitura deve envolver uma técnica automática e rápida de aquecimento, que garanta estabilidade durante o procedimento. O processo todo é descrito numa curva de temperatura em função do tempo como se mostra na Figura 3.3–4**,** a curva comumente chamada de Perfil de Tempo – Temperatura [8].

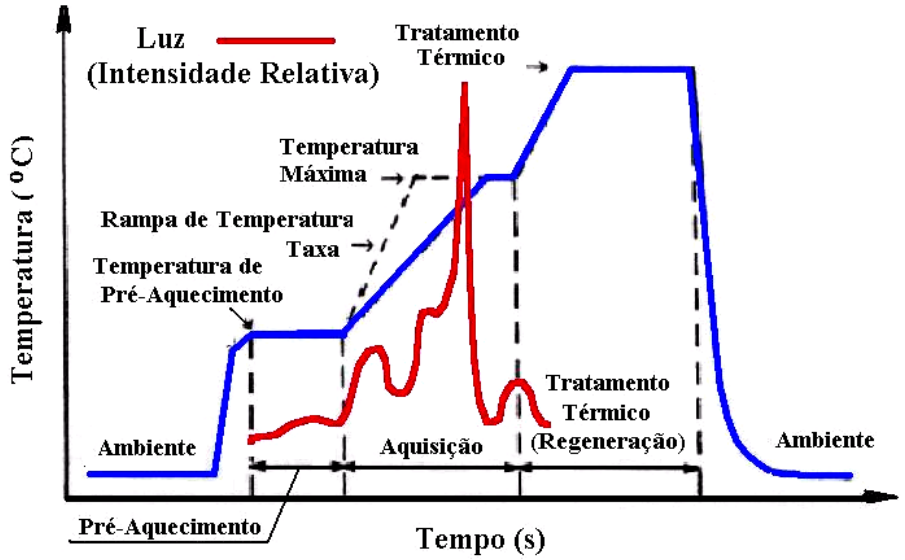


Figura 3.3–4: Curva de Temperatura em Função do Tempo e Intensidade Relativa da Luz para o Harshaw TLD-100.

Durante a leitura do dosímetro TL, realiza-se primeiro um aquecimento com uma temperatura abaixo da temperatura de avaliação, com a finalidade de eliminar os picos 1, 2 e 3, por apresentarem dependência com a temperatura ambiente, o que faz com que sejam instáveis e, portanto, inúteis [8]. Estudos sobre as caraterísticas dosimétricas do LiF:Mg,Ti usado para medir doses de até 0,1 Gy, mostraram que o dosímetro pode ser reutilizado no mínimo duas mil vezes sem que aconteçam mudanças consideráveis na sua sensibilidade, pois apresentaram repetitividade dentro da faixa de ±1% para 1 desvio padrão em 10 medidas sucessivas [24].

iv – Temperatura Durante o Processo de Irradiação: A temperatura durante o processo de irradiação do LiF:Mg,Ti pode proporcionar uma sensível mudança na sua resposta. Sunta, Mazzaro et al [25] mostraram um significativo aumento de sensibilidade no pico 5 quando irradiado à temperaturas entre 50 e 130 oC. Este ganho de sensibilidade pode ser explicado pelo fato de que, durante a irradiação, os portadores de carga localizados nos picos de baixas temperatura (picos 1 a 3) passam a contribuir na amplitude do sinal TL do pico 5. Para temperaturas acima de 135 oC ocorre desvanecimento térmico, fazendo com que a sensibilidade da resposta, diminua.

Desvanecimento

Desvanecimento, mais conhecido pela denominação em inglês, *fading*, é um fato característico de todo dosímetro TL. Consiste na liberação espontânea dos elétrons das armadilhas. Portanto, um dosímetro TL irradiado nunca vai reter 100% das cargas armadilhadas. O parâmetro responsável por este fato é fundamentalmente a temperatura [8;9], porém fatores como armazenamento, luz e umidade também podem influenciar. Dados publicados apontam para um desvanecimento que varia desde 10% ao mês até 1% ao ano [26]. Sendo que os picos 2, 3 e 4 desvanecem mais rápido do que o pico 5 [11]. O LiF:Mg,Ti tem um baixo desvanecimento como é mostrado na Figura 3.3–5 [27]:

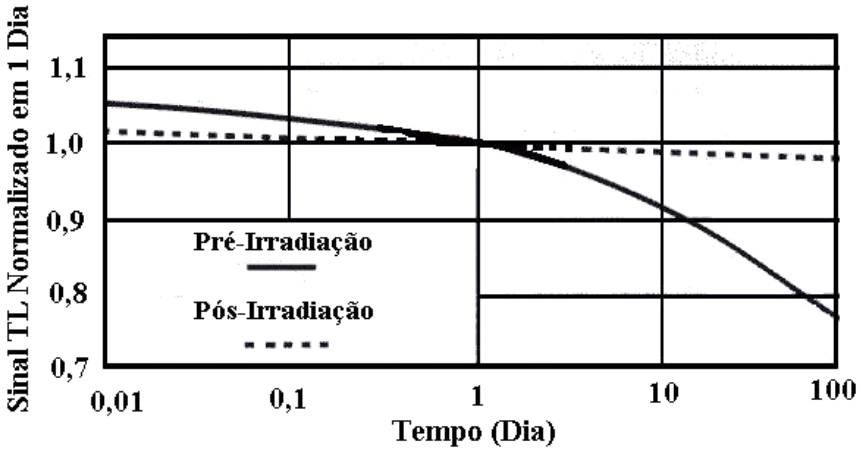


Figura 3.3–5: Desvanecimento do LiF:Mg,Ti Antes e Depois de Irradiado (Dados Representativos).

3.4 – LEITORA TL FIMEL PCL3

Os dosímetros TL, uma vez irradiados e distribuídos em pequenas amostras, são avaliados em uma leitura automática PCL3, Figura 3.4–1. O equipamento é produzido pela empresa francesa Fimel e tem capacidade para ler até 94 amostras em pequenos recipientes chamados de copelas (do francês copelle) com o dosímetro TL em pó, em pastilha ou na forma de cubos.

Figura 3.4–1: Leitora TL automática Fimel PCL3.

As copelas são empilhadas num carregador e instaladas na leitora. Os deslocamentos das amostras entre o carregador e o descarregador são efetuados automaticamente através de um sistema de pinças e um disco giratório com 3200 posições em torno do eixo (aproximadamente 0,4 mm de deslocamento), distribuídas em 5 setores de 640 passos cada.

A emissão de luz é detectada por uma fotomultiplicadora RTC modelo XP1122. A corrente produzida na fotomultiplicadora (FM) é convertida numa freqüência com baixo nível de ruído corrente-freqüência por meio de um conversor de alto desempenho. Ao se escolher um ganho apropriado na FM, é possível realizar leituras de doses desde 1 μGy a 60 Gy. Valores elevados de dose podem ser medidos graças a existência de

obturador automático (parâmetro gama). Testes com TLD em pó $Li_2B_4O_7$:Cu (CEA, França) e de $Li_2B_4O_7$:Mn (Teledyne) mostraram reprodutibilidade de ± 1,5% para doses de valores de 3 Gy [11].

A leitora possui um programa de leitura PCL3 versão 3.62-1.0, que controla o ciclo de leitura, fornecendo os resultados na forma de contagens, incluindo o desvio padrão da distribuição para cada série de contagens, ou seja, uma cápsula de TLD. As informações que se seguem são fornecidas através do manual de operação do fabricante [28].

Programa de Operação

O programa funciona através do sistema operacional de um computador pessoal, na versão 3.61-1.0, e utiliza um sistema de janelas onde quaisquer menus ou sub-menus podem ser acionados pelo teclado. O programa apresenta três janelas, a saber (Figura 3.4–2),

- ✓ Monitoramento do sistema;
- ✓ posicionamento das copelas;
- ✓ janela para mensagens;

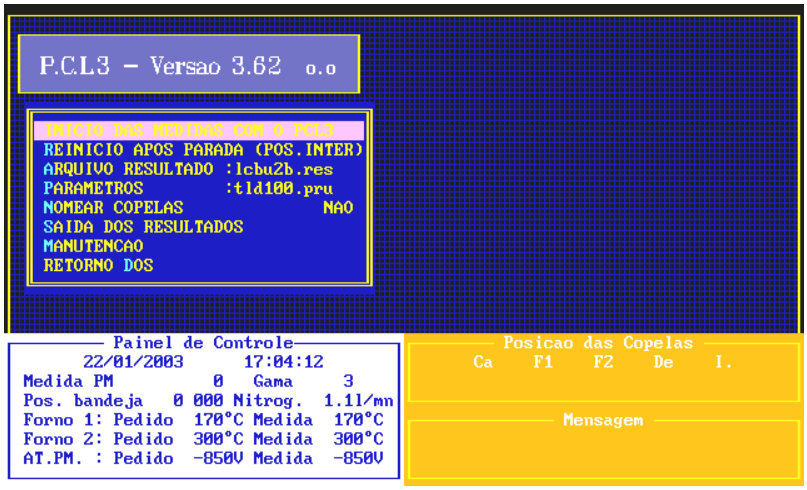


Figura 3.4–2: Visualização do Programa de Leitura PCL3.

Entre as informações da janela de monitoramento do sistema, constam: A data e a hora, variação da fotomultiplicadora e o fator de amplificação da corrente na FM, utilizada pela leitora. Os modos de ganho apresentam-se em quatro níveis: zero para

ganho de 1/16, 1 para ganho de 1, 2 para ganho de 16 e 3 para ganho de 256. Quanto maior o ganho melhor a resolução da FM, ideal para baixas doses; este último foi o ganho utilizado nas leituras. A janela de monitoramento informa, ainda, o fluxo de Nitrogênio com indicação em litros por minuto. Apresenta as temperaturas do forno 1 (temperatura de pré-aquecimento) e do forno 2, a temperatura de aquecimento, sob a janela da FM, para aquisição de dados. Apresenta, também, a tensão de operação da FM, alta-voltagem. A seguir as principais características dos parâmetros envolvidos na operação. Os parâmetros de leitura para o TLD em pó utilizado no trabalho estão na Tabela 3.4–1.

Tabela 3.4–1: Descrição dos Parâmetros do Ciclo de Leitura da Leitora PCL3.

PARÂMETRO	DESCRIÇÃO
	Pré-aquecimento
Temperatura Forno 2	Aquecimento para aquisição de dados
Alta Tensão FM	Tensão da fotomultiplicadora
Parada Posição Intermediária	Tempo de parada entre os fornos
Parada Posição dos Fornos	Tempo de parada sobre cada forno
Duração da Integração	Tempo de abertura do obturador da FM
Coeficiente Angular (a)	Componente angular para correção das leituras por uma reta
Coeficiente Linear (b)	Componente linear para correção das leituras por uma reta
Modo de Operação	Tipo de leitura
Mínimo FM (Razão de Cálculo)	Valor mínimo de contagem para cálculo do desvio padrão
CAG PM Filtro da FM	Controle Automático de Ganho Varia de acordo com o pó usado

Características Técnicas

Fornos: O forno 1, de pré-aquecimento, pode ser programado para temperaturas entre 30 e 400 oC com precisão de ± 1 oC. A mesma precisão é apresentada para o forno 2, de aquecimento, com possibilidade de programação entre 30 e 600 oC.

Alta-Tensão: A alta-tensão de alimentação da FM pode ser selecionada entre 800 e 900 volts, sempre negativa. O fabricante recomenda usar 850 V.

Tempo de Permanência na Posição Intermediária dos Fornos: É possível selecionar intervalos desde 3 a 3000 em unidades de décimos de segundo, a forma como os valores são expressos.

Tempo de Integração: É o tempo de permanência sobre o forno 2 para a aquisição de dados. Tem as mesmas características do ítem anterior.

Fator Divisor e Constante de Ajuste: Permite com que sinal TL possa ser convertido em unidades físicas. Pode ser escolhido um valor entre 1 e 32000 para o coeficiente angular (a) e valores entre 1 e 10000, para coeficiente linear (**b**), de acordo com a equação da reta $\mathbf{y = x/a - b}$ onde **y** é a medida final TL e **x**, o valor TL bruto.

Modos de Operação: A leitora apresenta três modos de operação, a saber: normal – onde todo o ciclo é efetuado, o modo normal de leitura – modo calibração; para ser usado com fonte de radiação instalada na leitora, e modo de teste; onde tem por finalidade uma verificação do sistema.

Limite de Sinal para FM: Estabelece um valor mínimo para que o programa execute o cálculo do desvio padrão amostral.

Controle Automático de Ganho da FM (CAG): Este sistema evita qualquer possibilidade de fuga de sinal da FM. Três opções estão disponíveis: azul; para utilização com fluoretos e materiais que emitem luz no espectro do azul. Vermelho para os emissores nessa faixa do espectro como os boratos ativados com Manganês. Sem compensação é a terceira opção para a FM.

Saída de Resultados: A leitora está programada para imprimir um relatório com os parâmetros de leitura e os resultados, informando: número de série (histórico) da leitura, número local, número da copela, medida TL, média parcial e desvio padrão amostral. A seguir um exemplo na Figura 3.4–3. São gerados três arquivos ao final da leitura: um deles registra as contagens de cada amostra e o segundo apresenta as contagens por canal. A partir deste, é possível se construir a curva de emissão de cada TLD. O terceiro arquivo é do tipo texto, também apresentando registro das contagens.

Nova Sessao Segunda 13 Janeiro 2002 11:23:10
Arquivo de parametros : tld100.pru
Arquivo de resultados : lincph1b.res
TEMPERAT1 : 170 (em graus)
TEMPERAT2 : 300 (em graus)
TENS_P_M_ : 850 (em Volts)
TEMPS_INT : 50 (em 1/10 seg)
TEMPS_NOR : 250 (em 1/10 seg)
DUREE_INT : 250 (em 1/10 seg)
SEUIL_PM : 1000 (em medidas PM)
COEF_ETAL : 100 (em 1/1000)
MODE_FONC : 1 (quantidades de medidas pedida por mostra)
CORREC_ME : 0 (em medidas do PM)
CAG_PM___ : 0 (Azul=0, vermelho=1,sem=2)

Segunda 13 Janeiro 2002 11:23:10

Série	Numero Local	Numero Ref.	Leitura TLD	Leitura Média	SD	Comentários
24418	1	70	87706	87706	0,00	
24419	2	71	87277	87492	0,31	
24420	3	72	87597	87652	1,18	
24421	4	73	88056	87881	1,35	
24422	5	74	87350	87528	1,37	
24423	6	75	12	0	0,00	
24424	7	76	97720	97720	0,00	
24425	8	77	101036	99378	0,71	
24426	9	78	99846	98783	0,76	
24427	10	79	98933	98327	0,75	
24428	11	80	82414	90067	1,05	
24429	12	81	7	0	0,00	
24430	13	82	103700	103700	0,00	
24431	14	83	105569	104635	0,68	
24432	15	84	104546	104123	0,84	
24433	16	85	103780	103740	0,82	
24434	17	86	87531	95616	1,20	

Figura 3.4–3: Relatório de Resultados da Leitora PCL3.

Cálculo de Dose

Os cálculos das doses nos TLDs são realizados num programa de planilhas de cálculo Excel-Microsoft descrito no Capítulo 4.9 .

3.5 – CONJUNTO DOSIMÉTRICO DE REFERÊNCIA

Descreve-se neste Capítulo as informações técnicas do conjunto câmara de ionização e eletrômetro utilizados como referência em todos os procedimentos de calibração e verificação das características dos detectores diodos e termoluminescentes usados neste trabalho. Uma completa identificação encontra-se na Tabela 3.5–1.

Tabela 3.5–1: Identificação do Conjunto Dosimétrico Câmara de Ionização IC70 e Eletrômetro Keithley.

INFORMAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO
ELETRÔMETRO	
Fabricante	Keithley
Modelo	35040
Série	86600
CÂMARA DE IONIZAÇÃO	
Fabricante	Wellhöfer
Tipo	*Farmer*
Modelo	IC70
Série	205
Volume Interno	0,6 cm^3
Raio Interno	3,10 mm
Espessura da Parede (t_{wall})	0,072 g/cm^2
Eletrodo Central	Alumínio
Parede	Grafite 1,8 g/cm^3 Espessura 0,4 mm
Capa de Equilíbrio Eletrônico	Wellhöfer
Material da Capa	Delrin Ø15,08 mm
Tensão de Polarização	– 300 V
Corrente de Fuga	< 0,020 pA

O conjunto possui certificação pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI, do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN) nº D42/0802 emitido em 05/09/2002 (Anexo). As medições realizadas anteriormente a esta data, estiveram sob a validade do certificado DO34/0900 de 11/10/2000 emitido pelo mesmo laboratório.

A câmara de ionização IC70 é à prova d'água tipo *Farmer* calibrada em feixe de Cobalto-60 em conjunto com o eletrômetro Keithley pelos protocolos da agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), TRS277 e TRS381 [18;19]. Uma fotografia do conjunto encontra-se na Figura 3.5–1. A Tabela 3.5–2 apresenta os atuais fatores de calibração para o cálculo de dose absorvida na água com feixe de Cobalto-60.

Tabela 3.5–2: Fatores de Calibração pelo Certificado Atual.

FATORES	VALORES
N_k	0,04481 Gy/u.e. (U = ±0,7% ; 1 s)
Fator de Calibração $N_{D,air}$	0,04431 Gy/u.e.

u.e. = unidade de escala.

Figura 3.5–1: Conjunto Dosimétrico de Referência: Câmara de Ionização Wellhöfer IC70 e Eletrômetro Keithley.

3.6 – SIMULADORES

A água, desde o início do uso das radiações ionizantes em terapia até os dias atuais, é considerada o melhor simulador para o tecido muscular humano por várias razões. Pode-se citar entre elas:

- ✓ A água absorve raios-X de várias energias de forma muito parecida como faz o tecido muscular do corpo humano;
- ✓ é uma substância disponível em qualquer lugar do mundo; e
- ✓ é relativamente fácil posicionar um detector de radiação a várias profundidades e diversas posições relativas à direção de incidência do feixe, desde que o detector esteja devidamente protegido do contato com a água.

A utilização de água na constituição de simuladores de corpo humano para estudo da interação da radiação com o tecido humano tornara-se padrão quando ocorreu a necessidade de uma configuração com uma geometria mais complexa. Para tanto, outros materiais foram pesquisados e utilizados como simuladores, tais como parafina, arroz, flúor e um material sintético denominado *Masonite Presdwood*.

Após a descoberta de que a distribuição de dose depende do tamanho do campo de irradiação, da energia do feixe, da forma da superfície irradiada, assim como da densidade e constituição atômica do material absorverdor, novas situações foram criadas, como um material que pudesse simular outros órgãos que não o tecido muscular, como, por exemplo, os pulmões, de densidade menor ou os tecidos ósseos, de densidade maior. Houve uma época em que os próprios serviços de radioterapia construíam seus simuladores. A forma mais simples era a de uma caixa contendo água. E os mais complexos reproduziam formas humanas, feitos de *Presdwood* com pulmões de cortiça. Somente em 1962 foi construído o primeiro simulador antropomórfico de material especialmente desenvolvido por simulações com radiação, com composição semelhante às do corpo humano, denominado *RANDO Alderson Phanton*.

Simuladores Geométricos

Físicos-médicos e radioterapeutas projetam simuladores geométricos e antropomórficos há vários anos. Ambos são necessários. Simuladores geométricos são os construídos na forma de cubos ou caixas, normalmente preenchidas de água, podendo ser construídos de material homogêneo e sólido. Simuladores antropomórficos são muitos e de formas variadas. Alguns não compõem de forma completa o corpo humano, mas apenas uma parte de interesse tal como a cabeça e/ou tórax. O levantamento das características dos detectores diodo e TLD foi realizado num simulador geométrico 20 x 20 x 11,45 cm^3 da Nuclear Enterprise enquanto as dosimetrias para verificação da calibração do feixe foram realizadas no simulador geométrico 38 x 38 x 30,5 cm^3 de fabricação CNMC. A Figura 3.6–1 apresenta os dois simuladores geométricos utilizados nos testes de caracterização e calibrações dos detectores diodos e termoluminescentes.

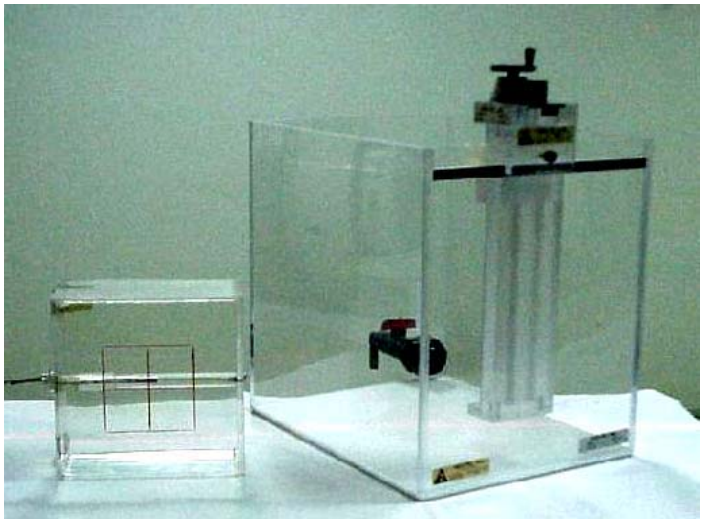


Figura 3.6–1: Simuladores Geométricos NE 20 x 20 x 11,45 cm^3 (à Esquerda) e CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3 (à Direita).

Simulador Antropomórfico

O simulador utilizado foi um similar antropomórfico do sexo feminino (Figuras 3.6–2 e 3). Toda a verificação do procedimento para irradiação bem como o software de cálculo foi testado no simulador primeiramente. Somente após resultados

consistentes passou-se a medir doses de radiação diretamente nos pacientes durante o tratamento; as medidas *in vivo*.

Figuras 3.6–2 e 3: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado, Frente e Perfil.

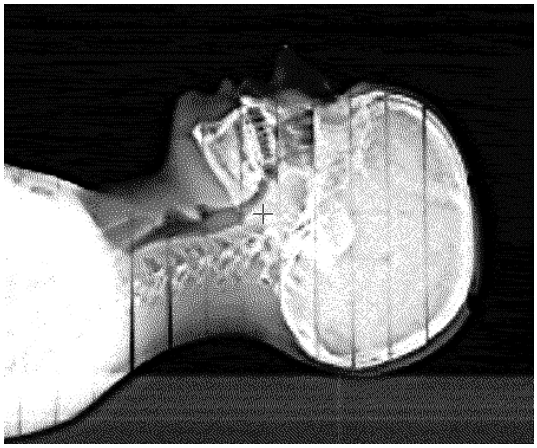
No simulador RANDO Alderson o material de construção é variado. A substância mais comum é o *Presdwood*, que é um material equivalente ao tecido muscular. É difícil inserir um esqueleto em um simulador antropomórfico de *Presdwood*, e por conta disso, vários simuladores não apresentam um material que substitua o esqueleto e outros órgãos sendo, portanto, homogêneos. Tais simuladores não representam de maneira apropriada, as diferentes estruturas do corpo humano.

Talvez a maior deficiência entre os simuladores antropomórficos está no fato deles não serem idênticos e, portanto, comparações precisas de planos de tratamento entre vários centros de tratamento não podem ser realizadas mesmo que estes centros tenham equipamentos de raios-X ou gama idênticos, assim como idênticos instrumentos de medição.

O simulador RANDO Alderson foi desenvolvido no sentido de minimizar as desvantagens de não uniformidade dos materiais de simulação em forma e tamanho. Mesmo entre simuladores RANDO Alderson, entretanto, existem algumas variações devido a diferenças normais encontradas em esqueletos humanos. As informações contidas neste capítulo foram tiradas do manual do fabricante [29].

Com a finalidade de minimizar as diferenças de absorção da radiação entre um paciente real e um simulador e para termos um instrumento versátil para uso médico, os seguintes critérios básicos foram adotados:

- ✓ Sua composição é tal que a dose absorvida corresponde de forma acurada àquela ocorrida no corpo humano dentro das várias energias de raios-X e elétrons utilizadas no uso terapêutico;
- ✓ fazem parte de sua composição dentes e ossos naturais, além de materiais de menor densidade equivalentes ao tecido muscular e pulmões;
- ✓ adaptabilidade na utilização dos sistemas dosimétricos mais comuns dos centros de radioterapia;
- ✓ capacidade de ser posicionado de acordo com os vários planos de tratamento;
- ✓ possibilidade de construção por produção seriada de modo a satisfazer critérios de reprodutibilidade.



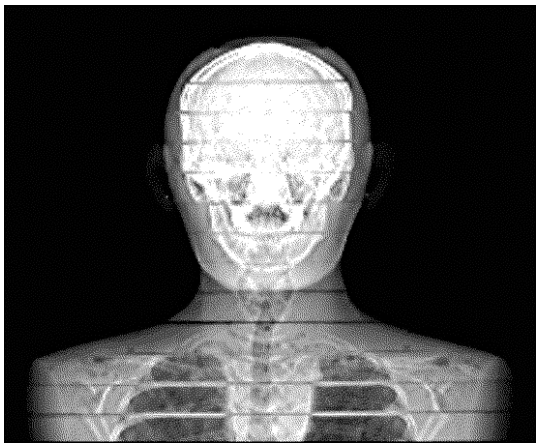


Figura 3.6–4 e 5: Tomografia do Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado, Frente e Perfil Mostrando Esqueleto Humano Natural.

O simulador RANDO Alderson contém esqueleto humano natural de tamanho apropriado (Figuras 3.6–4 e 5), ajustado num molde onde prevalece a relação normal com os contornos do corpo. Os tecidos moles são moldados num material plástico extremamente firme e resistente, baseado numa borracha sintética de isocianeto. Apresenta estabilidade no que diz respeito à idade, temperatura, umidade e outros fatores ambientais; é resistente à abrasão, laceração e impacto, e não se deteriora

quando exposto à radiação. É aprovado num teste de radiação superior a um milhão de rads (10 kGy) sem apresentar qualquer mudança.

O material do simulador é processado química e fisicamente para atingir a densidade de 0,985 g/cm^3 e número atômico efetivo de 7,30. Estes valores, baseados no homem-padrão estabelecido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), representam a composição de músculos, tecido adiposo, fluidos, etc. Na produção em série, estes valores mantém-se constantes com uma acurácia de ± 1,25% na densidade e ± 0,5% no número atômico efetivo.

Atualmente, dois simuladores RANDO Alderson são fabricados. Um simulador do sexo masculino (Figura 3.6–6) e outro, do feminino (Figura 3.6–7). São correspondentes ao padrão americano de 1,73 m de altura e peso de 73,5 kgf.

Figura 3.6–6: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Masculino.

Figura 3.6–7: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino.

Como a radioterapia trata na maior parte dos casos, das regiões de cabeça, pescoço e tronco, os simuladores são limitados nos ombros e até na primeira terça parte superior das pernas, onde neste nível, temos a forma ideal para garantir uma base estável para posicionamento vertical. Para que fosse possível a instalação de dosímetros em qualquer posição do simulador, ele é seccionado transversalmente. Cada seção com 2,5 cm de espessura, todas numeradas para facilitar as referências de um planejamento constituindo 35 fatias. A montagem pode ser feita por meio de duas bases de madeira com um sistema de quatro grampos de cada lado e um parafuso central, que tenciona as cordas de náilon.

3.7 – IRRADIADOR DE COBALTO THERATRON 780C [30]

Os aparelhos de Cobalto-60 (^{60}Co) utilizados no trabalho foram dois Theratron 780C fabricados pela empresa canadense Theratronics International Limited. O Theratron 780C é uma unidade de teleterapia completa com fonte de Cobalto-60. Cada aparelho é composto da fonte, alojada num cabeçote giratório, sendo este, parte de um suporte rotatório, conhecido como gantry (denominação em inglês muito utilizada). Possui ainda sistema de colimadores ajustáveis, mesa de tratamento, controle remoto e console de operação (Figura 3.7–1).

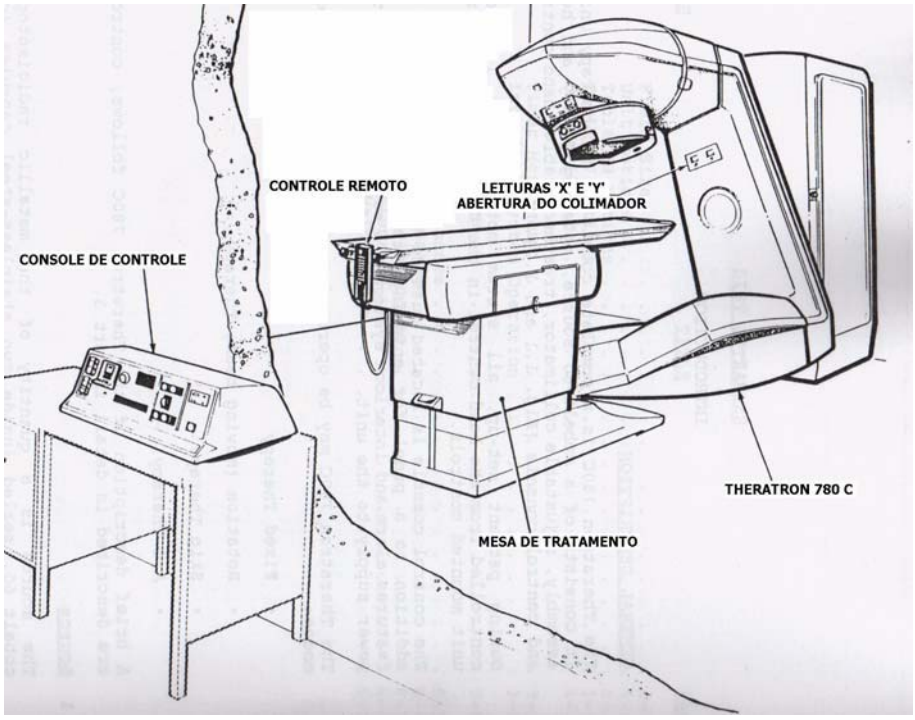


Figura 3.7–1: Theratron 780C e seus Principais Componentes.

Principais Componentes

A Figura 3.7–2 apresenta os principais componentes do aparelho de ^{60}Co Theratron 780C. A fonte consiste de um radioisótopo metálico de ^{60}Co, duplamente selado em cápsulas de aço inoxidável. A fonte possui, geralmente, geometria cilíndrica com 2 cm de diâmetro e de 1 a 3 cm de altura. Os átomos de ^{60}Co decaem

continuamente no isótopo Níquel-60 (^{60}Ni) através da emissão de radiação gama. Este processo apresenta uma meia-vida de 5,26 anos e emite radiações gama em cascata de 1,17 e 1,33 MeV. Como a probabilidade de emissão dessas energias são iguais, para fins práticos, é comum utilizar-se do valor médio de 1,25 MeV.

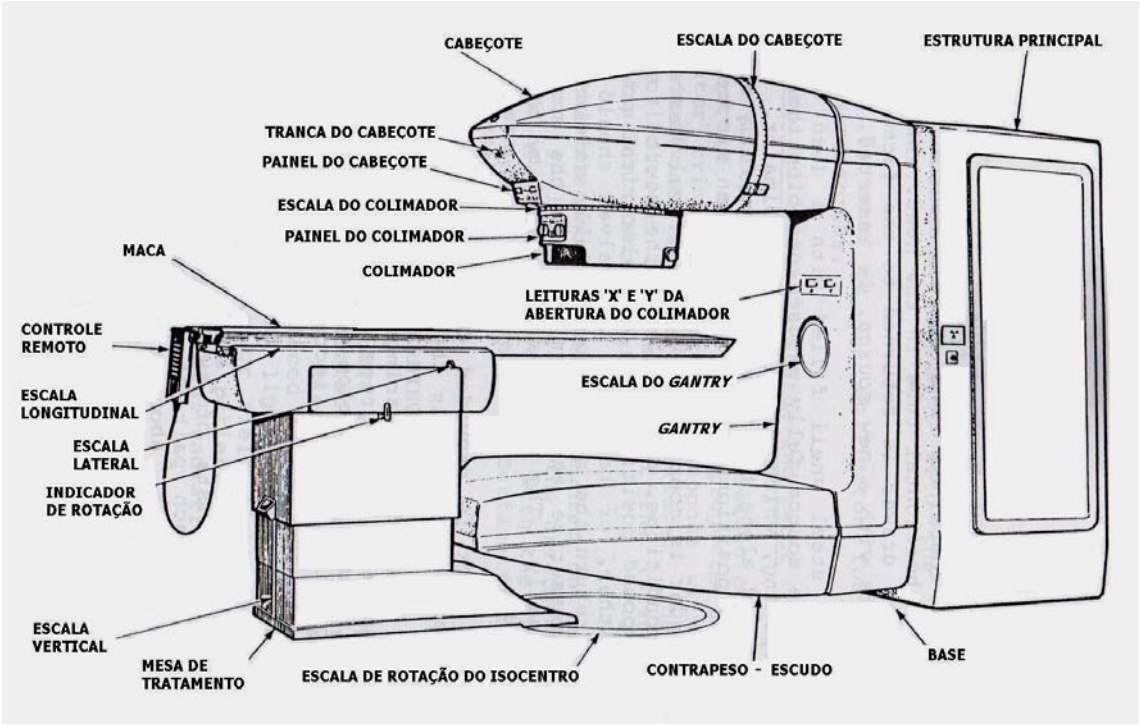


Figura 3.7–2: Theratron 780C e seus Principais Elementos de Operação.

As unidades de telecobalto que existem comercialmente são similares e apresentam fontes com atividades de desde 1,11 x 10^{14} Bq (3000 Ci) até 4,44 x 10^{14} Bq (12000 Ci). A fonte está localizada num compartimento que desliza ao longo de um tubo horizontal no interior do cabeçote, que por sua vez é formado de uma caixa de aço preenchida de Chumbo e Urânio, a blindagem da fonte. As fontes das duas unidades não são as originais; foram substituídas pela última vez em 20 de novembro de 2000 apresentando, na ocasião, um rendimento próximo a 3 Gy/min (2,87 Gy/min para a unidade identificada como THX e 2,88 Gy/min para a identificada como THC). Atualmente, ambas apresentam rendimento em torno de 2 Gy/min.

O sistema de colimadores é composto de dois pares de lâminas móveis (identificadas de X e Y) dispostas em paralelo duas a duas e alinhadas simetricamente com o eixo de rotação, podendo formar campos quadrados de até 35 x 35 cm^2.

Quando a fonte está recolhida, uma lâmpada projeta sobre a superfície de tratamento o campo de irradiação a ser utilizado como simulador da área de irradiação. Apresenta ainda, uma cruz de arame que localiza o centro do feixe principal através da projeção de sua sombra.

Na parte anterior do colimador está localizado um indicador ótico que projeta uma escala sobre a superfície de tratamento, o telêmetro. A leitura dessa escala na interseção com a imagem da cruz indicadora do centro do feixe fornece a distância da fonte de tratamento à superfície, a **DFS**.

No principal suporte do equipamento está localizado o sistema de rotação do gantry, o compressor com seu tanque de ar e os painéis elétrico e eletrônico. A unidade está inteiramente montada sobre uma base de aço abaixo do nível do piso da construção, por onde é possível nivelar e alinhar todo o equipamento durante a instalação. O *gantry* possui rotação de 360^o, que pode ser contínua, com velocidade máxima de 1 rpm.

A mesa de tratamento está sobre a base e dispõe de cinco movimentos distintos: rotação em torno do eixo de isocentro ($\pm 110^o$), vertical (0 a 39 cm abaixo do isocentro), rotação da maca separadamente do conjunto ($\pm 182^o$), lateral ($\pm$ 20 cm) e longitudinal (78 cm).

Especificações Técnicas

A Tabela 3.7–1 apresenta as principais especificações técnicas do irradiador Theratron 780C. O sistema apresenta uma blindagem da radiação de fuga dentro dos parâmetros permitidos pelos protocolos ICRP 15 e NCRP 33 e 34.

Tabela 3.7–1: Informações Técnicas do Irradiador Theratron 780C.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
FONTE	
Radioisótopo	60Co
Radiação Beta	0,318 MeV
Radiação Gama	1,333 e 1,173 MeV
Meia-Vida	5,26 anos
ISOCENTRO	
Centro Geométrico de Rotação do Gantry	80 cm da Face da Fonte
Exatidão	± 10 mm
COINCIDÊNCIA DE CAMPOS	
Coincidência entre Campo Luminoso e Campo de Irradiação	± 0,25 cm (DFS 80 cm)
BLINDAGEM	
Radiação Espalhada pelo Colimador	Máximo 2% da Taxa do Feixe Útil
Absorção do Escudo de Proteção com a Fonte no Alojamento	99,7% do Feixe Primário
CRONÔMETRO	
Capacidade	0,01 a 20,99 min
Resolução	0,01 min
Exatidão	± 0,01 min para o Primeiro Tratamento e ± 0,001 min para os demais
SUPRIMENTO DE ENERGIA ELÉTRICA	
Tensão Monofásica	115 ou 230 VAC ± 10%
Potência	1,5 kVA
Freqüência	50 ou 60 Hz
MESA DE TRATAMENTO	
Capacidade de Peso Estático	136 kg
Potência	1,5 kVA

As unidades são equipadas com sistema de mira a Laser de Hélio-Neônio com potência de 0,45 mW, modelo MZ45, produzidos pela empresa francesa A2J Industrie (Figura 3.7–3).

Figura 3.7–3: Sistema de Mira à Laser A2J Modelo MZ45.

Medidas de Segurança

Os procedimentos de segurança devem ser checados sempre que o equipamento for colocado em operação. Como qualquer outro aparelho que envolve a radioatividade, ele apresenta algumas características classificadas como perigos em potencial tanto para o paciente como para o operador. Devido ao elevado nível de intensidade, o feixe é considerado algo que oferece perigo em potencial. A probabilidade de ocorrência de acidentes pode ser minimizada através dos seguintes cuidados:

- ✓ Certificar-se de que o posicionamento do paciente esteja correto para que seja possível um tratamento adequado de área prescrita a ser tratada;
- ✓ apenas o paciente pode permanecer na sala de tratamento;
- ✓ utilização de sistemas de monitoramento de radiação;
- ✓ seguir as instruções de operação e manutenção do equipamento contidas no manual;
- ✓ observar as lâmpadas de advertência.

Existem lâmpadas na parte frontal do cabeçote e no console de operação que indicam o posicionamento da fonte: na cor verde com a escrita "beam off" quando a fonte está completamente protegida; na cor amarela ("in transit") para quando a fonte estiver em trânsito; e na cor vermelha quando a fonte estiver completamente exposta ("beam on"). Existe ainda uma haste vermelha indicadora de posição que, enquanto a fonte está posicionada para irradiação, a haste apresenta sua extremidade para fora do cabeçote.

4
MÉTODOS

4.1 - CALIBRAÇÃO DO DIODO

O irradiador de Cobalto utilizado para todas as calibrações foi um Theratron 780C, a unidade identificada por "THC", com exceção do teste de dependência direcional transversal, onde foi utilizada a unidade "THX". Foi utilizado o simulador geométrico 38 x 38 x 30,5 cm^3 e a câmara de ionização IC 70 com eletrômetro para o monitoramento da dose que seria atribuída aos diodos. O grupo de calibração escolhido para as medidas *in vivo* foi o de número 5. Como durante as medidas na região da cabeça e pescoço quase sempre se deve posicionar os diodos sobre a máscara de fixação do paciente (Figura 4.1–1), um pedaço da tela de mesmo material com que as máscaras são confeccionadas foi colocado sobre a superfície do simulador. Foi tomado o cuidado de esticá-la de tal modo que seus casulos ficassem de forma parecida com os das máscaras (Figura 4.1–2).

Figura 4.1–1: Máscara de Fixação para Tratamento.

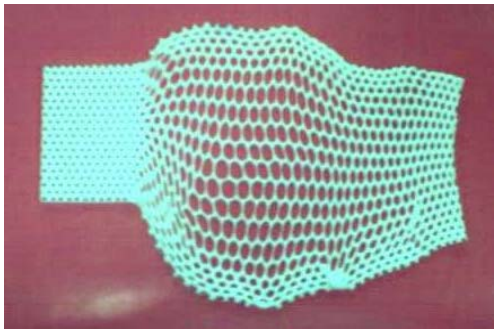


Figura 4.1–2: Pedaço de Tela para Simular a Máscara durante a Calibração dos Diodos.

Com o simulador cheio de água sobre a mesa de tratamento, verificou-se o nível do líquido e posicionou-se a câmara de ionização dentro d'água a 5 cm de profundidade, a posição de referência para dosimetria. Como os diodos não são a prova d'água, colocou-se logo abaixo da tela, uma fina película de plástico sobre a superfície da água. Graças à aderência do plástico molhado nas laterais, este procedimento permitiu que se pudesse equilibrar a tela e os diodos sobre o espelho d'água. O simulador foi localizado com a direção do eixo central do feixe, através do sistema de alinhamento por *lasers* de tal forma que a distância da fonte à superfície fosse de 80 cm (DFS = 80 cm). Realizou-se uma dosimetria para conferir o rendimento da fonte e ajustou-se o tamanho de campo para 12 x 12 cm^2. Escolheu-se este tamanho de campo para se poder posicionar os dois detectores sem que ficassem tão próximos um do outro durante a calibração. A calibração simultânea dos detectores garante que ambos recebam a mesma dose durante a exposição. Os equipamentos utilizados na calibração estão na Tabela 4.1–1 e os dados da irradiação estão resumidos na Tabela 4.1–2.

Tabela 4.1–1: Equipamentos Utilizados na Calibração dos Diodos.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO DOS DIODOS
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ 45
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3
Câmara de Ionização Wellhöfer IC70
Eletrômetro Keithley 35040
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Paquímetro Digital Mitutoyo
Nível de Bolha Stabila

Tabela 4.1–2: Dados da Irradiação na Calibração dos Diodos.

INFORMAÇÃO	DADOS DA IRRADIAÇÃO
Rendimento da Fonte (**R**)	2,289 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	2,35 min
Tempo-Erro ($\mathbf{t_{err}}$)	– 0,012 min
Tamanho do Campo de Irradiação	12 x 12 cm^2
Correção para Abertura de Colimador (**FAC**)	1,018 [*1]
Correção para Percentual de Dose em Profundidade (**PDP**)	79,5 % [*2]
Distância Fonte Superfície (**DFS**)	80 cm

[*1] Valor medido; [*2] Valor tirado da tabela de dosimetria do setor.

A calibração do diodo propriamente dita, consiste na irradiação do mesmo com o eletrômetro inicializado (modo selecionado em *calibrate*) com uma dose conhecida. A irradiação tem que ser suficiente para que o eletrômetro possa computar 100 contagens. Dessa forma, atribui-se a dose lida na câmara a 5 cm de profundidade corrigida para o máximo de dose (0,5 cm) aos diodos na superfície da água. Veja o arranjo experimental na Figura 4.1–3.

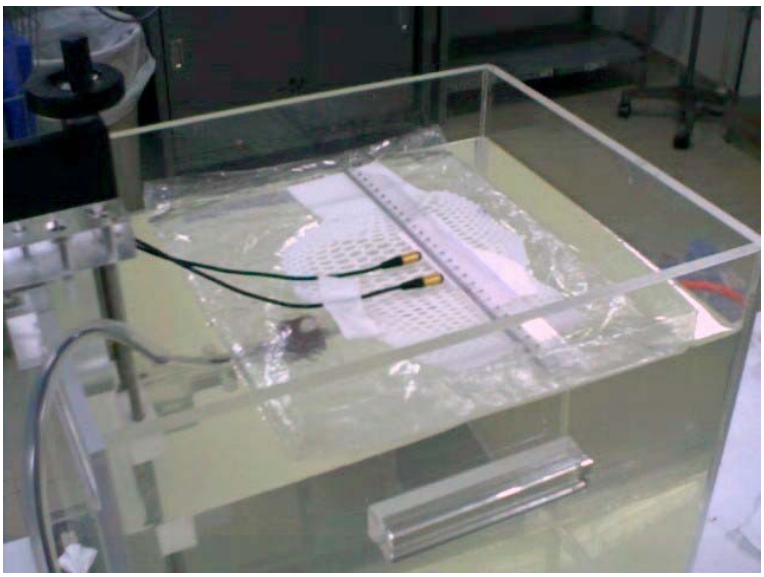


Figura 4.1–3: Arranjo Experimental para Calibração dos Diodos.

Com o eletrômetro selecionado no modo *calibrate*, faz-se informar ao aparelho, a identificação do detector — coloca-se o final do número de série — e a qualidade da energia — onde se seleciona Cobalto. Inicia-se o modo de aquisição com os diodos separados por 3 cm simetricamente distribuídos pelo centro do campo (Figura 4.1–4) e irradia-se durante 2,35 min.

Figura 4.1–4: Posicionamento dos Diodos para Calibração.

Após o eletrômetro contabilizar 100 contagens, aguarda-se o final da irradiação e informa-se a dose ao eletrômetro. A seguir, seleciona-se a unidade de dose absorvida. Ao término desta fase, aparece na tela a mensagem de que ele está calculando e por fim surgem os fatores de calibração. É recomendável que sejam anotados, pois não mais serão vistos.

Foi feita, ainda, uma correção para o efeito de espalhamento sobre a câmara devido à presença dos diodos durante a leitura. Verifica-se a razão entre a dose absorvida na câmara sem a presença dos diodos e com eles. Aplicou-se esse resultado na correção da dose atribuída aos diodos.

4.2 – PREPARAÇÃO E LEITURA DO TLD

Preparação do Dosímetro TL

O método para a limpeza e tratamento térmico do TLD-100, segue o protocolo recomendado pela IAEA [31]. A Tabela 4.2–1 apresenta os equipamentos utilizados na preparação do pó TL.

Tabela 4.2–1: Equipamentos Utilizados na Preparação do Pó TL para Irradiação.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA PREPARAÇÃO DO TLD
Forno EDG 1800
Estufa FANEM 315 SE
Termômetro Digital French Cooking
Placa de Alumínio 20 x 10 x 2 cm^3

Primeiramente, foi misturado num *beaker* aproximadamente 100 g do pó TL com álcool puro. As impurezas que flutuavam na superfície foram removidas e logo depois trocou-se o álcool por água destilada para enxaguar, apesar do enxágüe não ser recomendo pelo fabricante [27]. Após enxágüe colocou-se o *beaker* durante 24 horas na estufa FANEM, produzida pela FANEM do Brasil (Figura 4.2–1), com temperatura de 80 °C. O próximo passo foi espalhar o pó uniformemente numa bandeja de alumínio e levar ao forno EDG1800, da EDG Equipamentos do Brasil. O forno já estava ligado a cerca de 2 horas a 400 °C (Figura 4.2–2).

Tabela 4.2–2: Parâmetros do Tratamento Térmico Pré-Irradiação ou Regeneração.

PARÂMETRO	PROCEDIMENTO
Tratamento Térmico Alta Temperatura	400 ^oC / 1 h
Resfriamento	24 ^oC / 20 min
Tratamento Térmico Baixa Temperatura	80 ^oC / 24 h

Figura 4.2–1: Estufa FANEM 315-SE Utilizada na Secagem e Tratamento Térmico Pré-Irradiação à Baixa Temperatura.

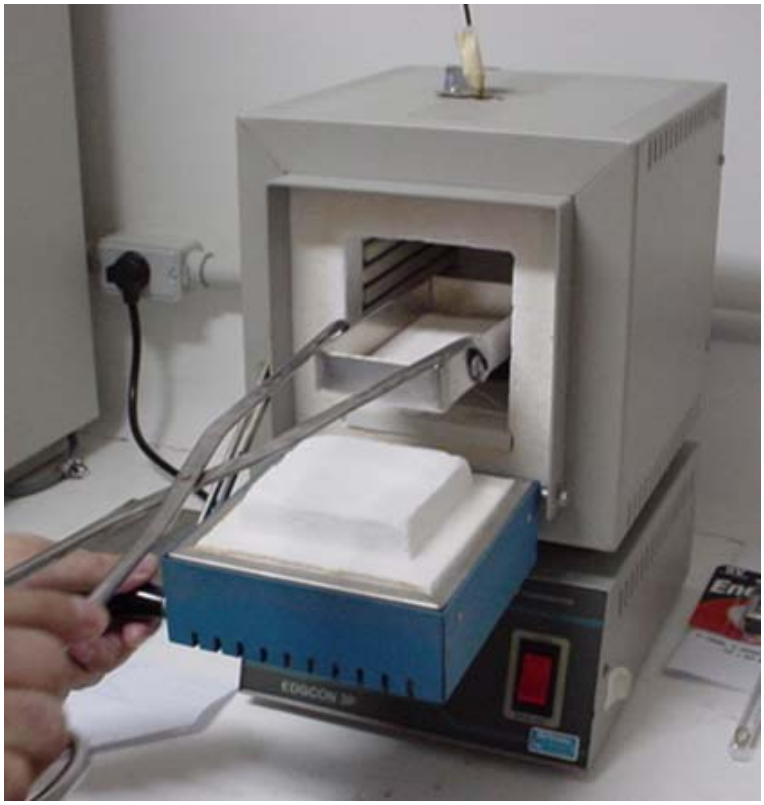


Figura 4.2–2: Colocação do pó TL no Forno EDG1800 para Tratamento Térmico à Alta Temperatura.

Após uma hora de permanência no tratamento térmico, a bandeja foi colocada sobre uma placa de alumínio 20 x 10 x 2 cm^3 durante 20 minutos (Figura 4.2–3). Este procedimento tem o objetivo de produzir um resfriamento rápido à temperatura ambiente. Uma vez resfriado, o pó foi colocado dentro da estufa previamente regulada a 80 °C, onde ficam por mais 24 horas; o tratamento térmico pré-irradiação a baixa temperatura. Parte do pó TL foi encapsulado em cápsulas de polietileno (Figura 4.2–4) para irradiação e parte do pó foi armazenado num recipiente de vidro escuro, no laboratório, com temperatura controlada de 24 °C.

Figura 4.2–3: Resfriamento Rápido sobre a Placa de Alumínio à Temperatura Ambiente.

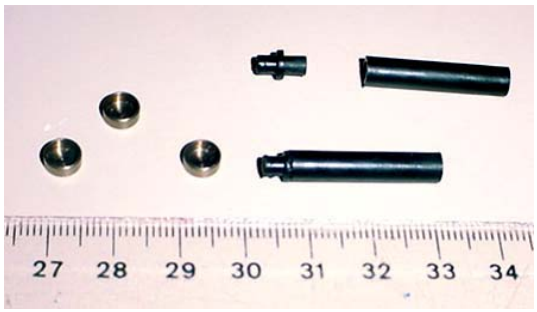


Figura 4.2–4: Copelas e Cápsulas para TLD em Pó.

Leitura dos Dosímetros TL

Para a leitura, cada cápsula de TLD é despejada no dosador manual (Figura 4.2–5) onde são feitas até 5 amostras de cada TLD, utilizando pequenos recipientes de aço inoxidável, as copelas (Figura 4.2–4). A massa de pó em cada amostra apresenta 30,31 mg de pó, com uma precisão de 0,15% para 1 desvio padrão,

resultado obtido num universo de 37 amostras. As copelas são empilhadas no carregador (Figura 4.2–6), e este último, instalado na leitora de maneira tangente ao disco giratório do ciclo de leitura. A cada série de 5 amostras (uma cápsula de TLD), é colocada uma copela vazia com a finalidade de não misturar amostras de diferentes TLDs. Os parâmetros de leitura usados para o TLD-100 são mostrados na Tabela 4.2–2.

Figura 4.2–5: Dosador Manual Utilizado para Encapsular e Separar Amostras de TLD.

Figura 4.2–6: Carregador na Empilhadeira de Copelas para Leitura.

Tabela 4.2–3: Parâmetros do Ciclo de Leitura da Leitora PCL3 para o TLD-100.

PARÂMETRO	VALOR
Temperatura Forno 1	170 ^{o}C
Temperatura Forno 2	300 ^{o}C
Alta Tensão FM	- 850 V
Parada Posição Intermediária	5 s
Parada Posição dos Fornos	25 s
Duração da Integração	25 s
Coeficiente Divisor (a)	100
Decalagem da Origem (b)	0
Modo de Funcionamento	Normal
Mínimo FM (Razão de Cálculo)	1000
CAG PM - Filtro da FM	Azul

A leitora executa todas as operações de retirada das copelas, transporte aos fornos 1 e 2, e colocação das mesmas no descarregador automaticamente através do disco giratório. Enquanto as leituras são realizadas, o computador vai apresentando na tela uma relação das contagens, que são as medidas TL, e as curvas de intensidade de luz. Ao final, um relatório das medidas e seus desvios padrões por grupo é impresso.

4.3 – CALIBRAÇÃO DO TLD

Diferentemente dos detectores de diodo, o que se deve conhecer são os parâmetros de leitura e as dependências com a geometria das irradiações. As medidas com dosímetros TL são relativas, ou seja, a dose é determinada comparando a resposta do dosímetro TL de medida com a de outro dosímetro TL, denominado de referência, irradiado nas condições adotadas como de referência: dose, profundidade em água, distância da fonte e tamanho de campo. Portanto, não existe uma calibração prévia do TLD como aquela que ocorre com os detectores de diodo. A calibração do TLD se dá na mesma ocasião da irradiação dos dosímetros que serão analisados para verificação de dose durante o tratamento, porém nas denominadas condições de referência. Para tanto, foi confeccionada uma capa de acrílico (Figura 4.3–1) a ser utilizada nas calibrações para que o dosímetro esteja sob condições de equilíbrio eletrônico.

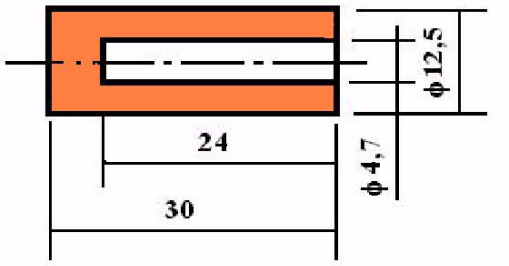


Figura 4.3–1: Capa de Acrílico Fornecedora de Equilíbrio Eletrônico para o TLD (medidas em milímetros, sem escala).

Devido à simplicidade de seu espectro de emissão, o feixe de ^{60}Co é utilizado para calibrar os dosímetros TL, além de ser utilizado como referência para outras energias. A dosimetria foi realizada no irradiador Theratron 780C, segundo os protocolos TRS277 e TRS381 da IAEA [18;19], utilizando o simulador geométrico 38 x 38 x 30,5 cm^3 com dispositivo de posicionamento para diferentes profundidades. Com um campo 10 x 10 cm^2 , a câmara IC70 foi colocada na profundidade de 5 cm na água a 80 cm da fonte. Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.3–1.

Tabela 4.3–1: Equipamentos Utilizados na Dosimetria do Feixe de ^{60}Co para Calibração do TLD.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO DO TLD
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ 45
Simulador Geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm3
Câmara de Ionização Wellhöfer IC70
Eletrômetro Keithley 35040
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Suporte de Irradiação de TLD
Capa de Equilíbrio Eletrônico
Paquímetro Digital Mitutoyo
Nível de Bolha Stabila

Uma vez realizada a dosimetria, o valor encontrado de dose na profundidade de referência é corrigido para a profundidade de máximo de dose, 0,5 cm, e comparado com o valor calculado pelo decaimento exponencial da fonte a partir da dosimetria realizada quando da instalação da mesma. A diferença percentual normalmente encontrada fica em torno de 0,5%, valor considerado aceitável. A dose adotada como referência foi de 1 Gy já que a maioria das doses administradas nos tratamentos de câncer de cabeça e pescoço são da ordem de 2 Gy, com aplicações em pares opostos de pesos iguais, portanto de 1 Gy em cada irradiação.

Terminada esta etapa, o simulador geométrico NE 20 x 20 x 10 cm^3 é posicionado de modo que sua superfície fique a 80 cm da fonte e, então, a capa de equilíbrio eletrônico é localizada e presa, no centro da marcação do campo 10 x 10 cm^2 , sobre o simulador. O TLD é então inserido na capa de equilíbrio eletrônico e irradiado com o mesmo tempo de aparelho, com a finalidade de administrar a mesma dose (Figura 4.3–2). Os dados da irradiação adotados como condição de referência estão resumidos na Tabela 4.3–2.

Tabela 4.3–2: Dados da Irradiação na Calibração do TLD.

INFORMAÇÃO	DADOS DA IRRADIAÇÃO
Rendimento da Fonte (**R**)	Calculado pelo Decaimento da Fonte
Tempo de Aparelho (**t**)	Ídem
Tempo-Erro ($\mathbf{t_{err}}$)	– 0,012 min
Tamanho do Campo de Irradiação	10 x 10 cm^2
Correção para Abertura de Colimador (**FAC**)	1,000
Distância Fonte Superfície (**DFS**)	80 cm

Figura 4.3–2: Condições de Referência para Irradiação do TLD de Calibração.

Após o intervalo de tempo adotado entre irradiação e a leitura, o TLD é avaliado na leitora TL Fimel. Cada cápsula de TLD fornecerá 5 contagens, ou sinal **TL**, contabilizando 5 amostras ($\mathbf{(TL)_i}$). Calcula-se o fator de calibração ($\mathbf{F_{Cal}}$) dividindo-se o valor da dose no ponto de referência, $\mathbf{D_{Ref}}$, pela média dessas amostras ($\mathbf{\overline{(TL)}_{Ref}}$) (Equação 4.3–1).

$$\mathbf{F_{Cal} = \frac{D_{Ref}}{\overline{(TL)}_{Ref}}} \qquad (4.3–1)$$

O dosímetro de calibração é irradiado na mesma ocasião que os TLDs de medida. Quando os dosímetros de medida (**(TL)**) forem lidos, suas respostas serão multiplicadas pelo fator de calibração. Aí tem-se o que se denomina dose não corrigida ou dose bruta ($\mathbf{D_{Bruta}}$). A dose bruta será transformada em medida final de dose (**D**) quando for atribuída a ela, os fatores de correção (**K**); por linearidade, temperatura, etc. (Equação 4.3–2).

$$\mathbf{D = (TL).F_{Cal}.K} \qquad (4.3–2)$$

4.4 – REALIZAÇÃO DO PLANEJAMENTO

No Hospital do Câncer (INCA), nos casos de câncer de cabeça e pescoço, os tratamentos são planejados para feixe de Cobalto-60. É adotado o rendimento (**R**) para o mês corrente como sendo o dia 20. Mensalmente, o setor corrige o rendimento da fonte dos aparelhos pela fórmula de decaimento exponencial, expressa na Equação 4.4–1, a partir do rendimento medido da fonte na data da sua instalação ($\mathbf{R_0}$) onde, **t**, é o tempo decorrido desde a instalação da fonte, em dias, e $\mathbf{T_{1/2}}$, é a meia-vida do Cobalto-60, de 1925,16 dias. O rendimento é também medido e encontra-se diferenças inferiores a 1% entre rendimento previsto e rendimento medido.

$$\mathbf{R = R_o \,.\, e^{-\ln 2.\ t\ /\ T1/2}} \qquad (4.4\text{–}1)$$

A dose prescrita ($\mathbf{D_p}$) para um determinado tratamento em aparelho de Cobalto-60 é obtida através do tempo de exposição da fonte (**t**), calculado pela Equação 4.4–2.

$$\mathbf{t = \frac{D_p}{R\,.\,PDP(d,C_{Col})\,.\,FAC(C_{Eq})\,.\,p_B\,.\,\dfrac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})}} + t_{err}} \qquad (4.4\text{–}2)$$

A Tabela 4.4–1 relaciona as informações presentes na ficha de tratamento do paciente, com os parâmetros físicos e a simbologia utilizada nas equações, tanto nos cálculos de planejamento quanto nas medidas *in vivo*. O material considerado nos cálculos é a água.

Tabela 4.4–1: Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Previsão do Tempo de Tratamento em Unidades de Cobalto-60.

PARÂMETROS FÍSICOS	Simbologia	PARÂMETROS FÍSICOS	Simbologia
Dose Prescrita (cGy)	$\mathbf{D_p}$	Lado - Cpo. Colimado (cm)	$\mathbf{C_{Col}}$
Tempo de Aplicação (min)	**t**	Fator Abertura de Colimador - Cpo. Equivalente	$\mathbf{FAC(C_{Eq})}$
Rendimento da Fonte (cGy/min)	**R**	Fator Espalhamento-Pico (PSF)* - Cpo. Equivalente	$\mathbf{PSF(C_{Eq})}$
Percentual de Dose em Profundidade	$\mathbf{PDP(d,C_{Col})}$	Fator Espalhamento-Pico (PSF)* - Cpo. Colimado	$\mathbf{PSF(C_{Col})}$
Profundidade do Alvo (cm)	**d**	Distância Látero-Lateral (cm)	**DLL**
Tamanho de Campo (cm)	$\mathbf{C_{XxY}}$	Fator Bandeja	$\mathbf{p_B}$
Lado Cpo.Equivalente (cm)	$\mathbf{C_{Eq}}$	Tempo Erro de Deslocamento da Fonte (min)	$\mathbf{t_{err}}$

* A sigla PSF vem do inglês e significa *Peak Scatter Factor*, sua tradução é muito pouco utilizada.

O percentual de dose em profundidade refere-se a uma fração da dose absorvida no ponto de profundidade **d**, no centro do campo colimado $\mathbf{C_{Col}}$. Nos tratamentos de cabeça e pescoço analisados, todas as profundidades de tratamento foram a linha média, portanto, a metade da distância látero-lateral (**d = DLL/2**).

O parâmetro **FAC**, fator abertura de colimador, refere-se à diferença entre a exposição de um campo qualquer e um campo 10 x 10 cm^2. Os valores de **FAC**, **PSF** e **PDP** são medidos e comparados periodicamente pelo setor de Física-Médica, contudo, aparecem campos e profundidades com medidas intermediárias de forma que não há alternativa senão interpolar valores.

Para se obter a medida de um campo quadrado equivalente ($\mathbf{C_{Eq}}$) ao campo de tratamento de lados **A** e **B**, geralmente retangular, utiliza-se uma fórmula empírica de consenso geral para campos de até 20 cm de lado [32], mostrada na Equação 4.4–3.

$$\mathbf{C_{AxB} \equiv C_{Eq} = \frac{2.A.B}{A + B}} \qquad (4.4–3)$$

O campo colimado ($\mathbf{C_{Col}}$) é uma aproximação do campo equivalente descontando as áreas protegidas por blocos e as áreas não irradiadas devido ao contorno do paciente (maxilar e garganta). Seu tamanho é escolhido pelo físico do planejamento de acordo com a sua experiência, mas periodicamente conferido por um algoritmo em computador.

O parâmetro $\mathbf{p_B}$, fator bandeja, corrige as diferenças entre uma irradiação com e sem bandeja de blocos de proteção.

O parâmetro de erro no tempo de deslocamento da fonte refere-se à diferença de tempo de exposição da fonte e tempo de programação do irradiador. No planejamento físico o valor utilizado é de – 0,01 minuto. O valor negativo significa que a fonte fica exposta mais tempo do que o programado no aparelho.

4.5 – ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO

Neste capítulo procurou-se conhecer as diversas características das respostas do diodo em função de todas as condições operacionais, a repetitividade, reprodutibilidade e linearidade com a dose; as condições ambientais como a temperatura e as condições geométricas de trabalho, tais como dependências direcionais (axial e transversal) e variações com o tamanho de campo de irradiação.

Repetitividade

Repetitividade é o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição. Estas condições são denominadas condições de repetitividade. Elas incluem:

- ✓ Mesmo procedimento de medição;
- ✓ mesmo observador;
- ✓ mesmo instrumento de medição;
- ✓ mesmo local;
- ✓ repetição em curto período de tempo.

A repetitividade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados [33].

Tabela 4.5–1: Equipamentos Utilizados nos Testes de Repetitividade, Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE REPETITIVIDADE, REPRODUTIBILIDADE E LINEARIDADE
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3
Câmara de Ionização Wellhöfer IC70
Eletrômetro Keithley 35040
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Paquímetro Digital Mitutoyo
Nível de Bolha Stabila

Com os equipamentos relacionados na Tabela 4.5–1, foi realizado o teste sobre o simulador com um diodo de cada vez, na superfície e no centro do campo 10 x 10 cm^2, a uma distância **DFS** de 80 cm. Foram tomadas 5 leituras com a câmara de ionização colocada no alojamento central do simulador (Figura 4.5–1), a 5 cm de profundidade a partir do centro geométrico da câmara. Estas medidas serviram para se certificar da estabilidade da irradiação dentro do intervalo de obtenção de medidas. A seguir, cada diodo foi posicionado e mais 5 leituras foram obtidas (Figura 4.5–2), sempre para o mesmo tempo de irradiação: 2,59 minutos. Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–2.

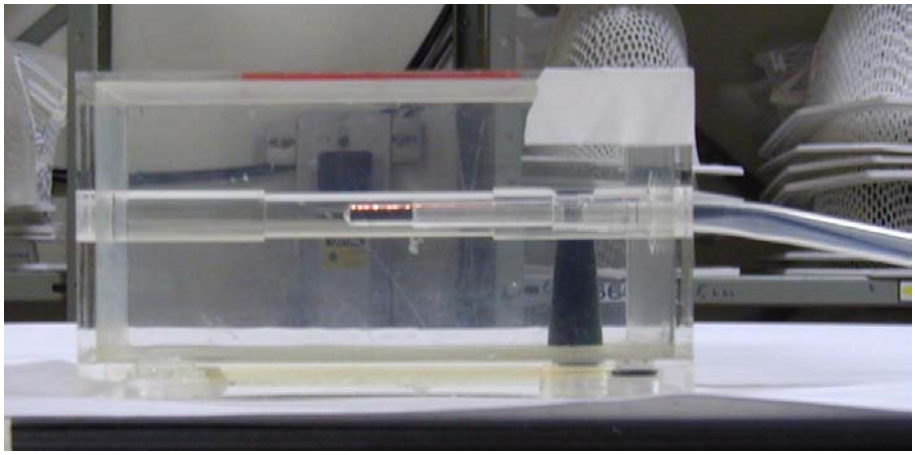


Figura 4.5–1: Posicionamento da Câmara para o Teste de Repetitividade com os Diodos.

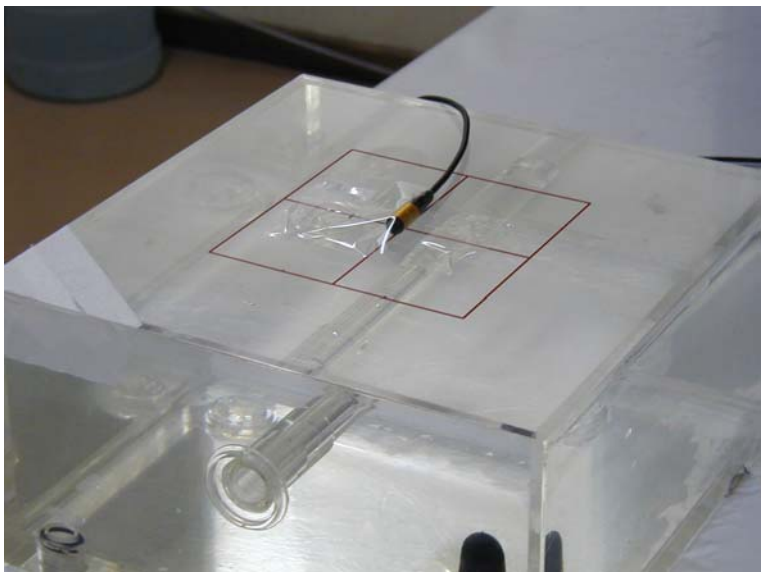


Figura 4.5–2: Posicionamento do Diodo para o Teste de Repetitividade.

Tabela 4.5–2: Dados da Irradiação do Teste de Repetitividade com os Diodos.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,343 Gy/min
Dose Corrigida para o Máximo com a Câmara de Ionização ($\mathbf{D_{0,5}}$)	6,082 Gy
Tempo de Aparelho (**t**)	2,59 min
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2
Fator Abertura de Colimador (**FAC**)	1,000
Percentual de Dose em Profundidade (**PDP**)	78,8 % *
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm

* Valor retirado da tabela de dosimetria do setor.

A partir das 5 medidas ($\mathbf{D_i}$) de cada diodo, fez-se uma normalização pela média das mesmas ($\overline{\mathbf{D}}$), para cada diodo, obtendo-se $\mathbf{M_i}$, para se poder observar a dispersão das respostas nas mesmas condições de dose, temperatura e localização em relação ao feixe, segundo a Equação 4.5–1.

$$\mathbf{M_i = \frac{D_i}{\overline{D}}} \qquad (4.5–1)$$

Para expressar a incerteza, toma-se a resolução do eletrômetro (0,1 cGy} e considera-se os resultados como uma distribuição de probabilidade retangular de amplitude 0,1 cGy e variância $\mathbf{u^2 = (0,1)^2/12}$ implicando numa incerteza padrão $\mathbf{u(D_i) = 0,1/\sqrt{12} \cong 0,0289}$ [33]. Para a média dos diodos tomou-se o desvio padrão experimental da média como a incerteza padrão $\mathbf{u(\overline{D})}$, conforme a Equação 4.5–2.

$$\mathbf{u(\overline{D}) = \frac{s}{\sqrt{n}}} \qquad (4.5–2)$$

Para se expressar a incerteza das medidas normalizadas $\mathbf{u(M_i)}$, considerou-se a incerteza combinada a partir de $\mathbf{u(D_i)}$ e $\mathbf{u(\overline{D})}$; Equação 4.5–3.

$$u(M_i) = M_i \sqrt{\left(\frac{u(D_i)}{D_i}\right)^2 + \left(\frac{u(\overline{D})}{\overline{D}}\right)^2} \qquad (4.5\text{–}3)$$

Para um nível de confiança de 95%, ou dois desvios padrões, toma-se o fator ***t-student*** para 5 medidas e 4 graus de liberdade, $\mathbf{t_{95} = 2{,}7765}$ com a finalidade de se expressar a incerteza expandida $\mathbf{U_{95}(M_i)}$ (Equação 4.5–4)

$$U_{95}(M_i) = t_{95} \,.\, u(M_i) \qquad (4.5\text{–}4)$$

Reprodutibilidade com a Dose

Reprodutibilidade é o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando, efetuadas sob condições variadas de medição. Para que haja validade, é necessário que sejam especificadas as condições alteradas. As condições alteradas podem incluir:

- ✓ Princípio de medição;
- ✓ método de medição;
- ✓ observador;
- ✓ instrumento de medição;
- ✓ padrão de referência;
- ✓ local;
- ✓ condições de utilização;
- ✓ tempo.

A reprodutibilidade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados já devidamente corrigidos [33]. O teste de reprodutibilidade foi feito a partir do estudo da linearidade com a dose absorvida. A reprodutibilidade dos detectores foi analisada quanto à variação de dose entre o mínimo de dose possível pelo irradiador (**t** = 0,01 min.), por limitação devido ao rendimento da fonte e a dose utilizada para calibração, ou seja, de 0,05 a 5,5 cGy. Observou-se que a dispersão das medidas em torno da média é pequena, o que caracteriza uma boa

reprodutibilidade. Os equipamentos utilizados foram os mesmos da Tabela 4.5–1.

O arranjo experimental é apresentado na Figura 4.5–3 onde os dois diodos foram posicionados sobre o simulador 20 x 20 x 11,45 cm^3 em um campo 12 x 12 cm^2 à distância de 80 cm da fonte e separados por uma distância de 5 cm um do outro. Cada ponto (**N**) do gráfico de reprodutibilidade com a dose foi obtido a partir de 3 medidas para cada dose, normalizando as razões (**Q**) entre as leituras do diodo (**D**) e da câmara de ionização pela a média de cada razão ($\overline{\mathbf{Q}}$) (Equações 4.5–5 e 6). As medidas da câmara de ionização foram corrigidas pelas condições de temperatura e pressão ($\mathbf{(CI).p_{TP}}$). Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–3.

$$\mathbf{Q_i = \frac{D_i}{(CI)_i . p_{TP}}} \qquad \mathbf{N_i = \frac{Q_i}{\overline{Q}}} \qquad \text{(4.5–5 e 6)}$$

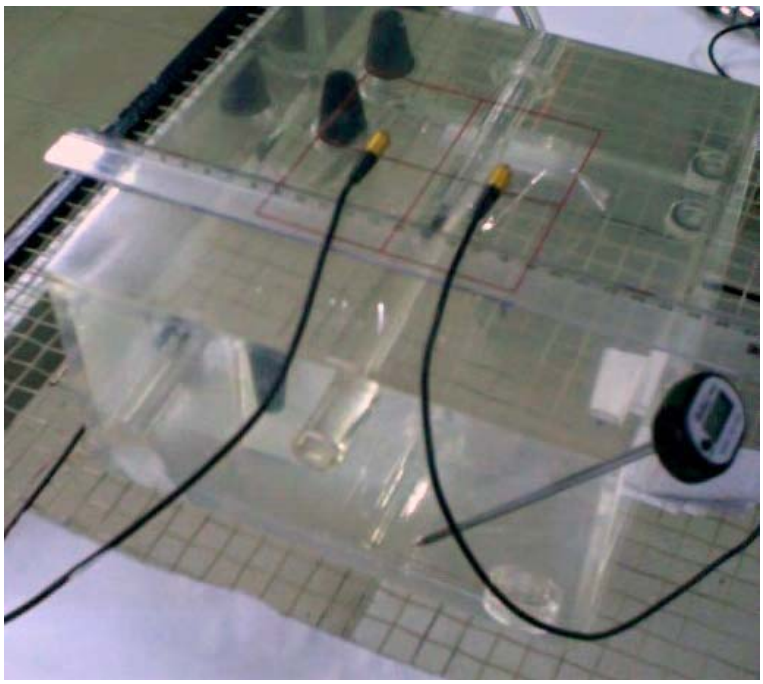


Figura 4.5–3: Arranjo Experimental para o Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos.

Tabela 4.5–3: Dados da Irradiação do Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com os Diodos.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,313 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,01 a 2,30 min
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2
Correção para Abertura de Colimador (**FAC**)	1,018 [*1]
Correção para Percentual de Dose em Profundidade (**PDP**)	79,5 % [*2]
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm

[*1] Valor medido; [*2] Valor tirado da tabela de dosimetria do setor.

Linearidade

Verifica a proporcionalidade da resposta do detector com o aumento de dose absorvida. Realizou-se o teste com o mesmo arranjo experimental da Figura 4.5–3 e os mesmos dados da Tabela 4.5–3.

Conforme descrito no capítulo anterior, as medidas foram realizadas com doses entre 0,05 e 5,5 Gy. Foram realizadas ainda, medidas com câmara de ionização. Devido à baixa reprodutibilidade da resposta do diodo para doses inferiores a 0,02 Gy, a correção foi determinada para valores de dose superiores a esta. A temperatura ambiente esteve entre 20,5 e 21 ^oC, não sendo suficientemente capaz de provocar alteração significativa nas respostas dos diodos em relação a este parâmetro. As diferenças existentes foram transformadas em fatores de correção a serem aplicados no momento da utilização dos diodos.

Os fatores de correção para linearidade para cada medida **i** na dose **x** ($\mathbf{k_{Lin,i,x}}$) foram encontrados tomando-se o inverso da normalização das respostas de cada detector para a dose de calibração. Para cada dose medida **x** efetuou-se 3 medidas e com elas encontrou-se a razão entre a resposta do diodo, ($\mathbf{D_i}$), e a resposta da câmara, corrigida para temperatura e pressão do local ($\mathbf{(CI_i)_x \ .p_{TP}}$), para cada dose **x**. Então, normalizando-se todas estas razões pela média das razões entre diodo e câmara, ambos na dose de calibração ($\mathbf{D_{Cal}}$ e $\mathbf{(CI)_{Cal}.p_{TP}}$), obtém-se **N**, o ponto de normalização, conforme as Equações 4.5–7 e 8.

$$k_{Lin,i,x} = \left[\frac{\left(\frac{D_i}{(CI)_i \cdot p_{TP}} \right)_x}{N} \right]^{-1}, \text{ onde } \quad N = \frac{\sum_{i=1}^{3} D_{Cal}}{\sum_{i=1}^{3} (CI)_{Cal} \cdot p_{TP}}$$

(4.5–7 e 8)

A partir dos pontos encontrados efetuou-se um ajuste linear para cada diodo. Com a aplicação das retas encontradas e de acordo com as doses administradas durante os tratamentos, os fatores de correção provocarão um acréscimo entre 0,2 e 0,8% nas leituras dos diodos.

Variação da Sensibilidade da Resposta com a Temperatura

A temperatura do detector é outro parâmetro que, se não for bem controlado, torna este sistema bastante vulnerável. Procurou-se observar através de três testes, as informações do fabricante a respeito deste parâmetro. Verificou-se a alteração da resposta do diodo em função da diferença entre a temperatura dele e da superfície de contato com o paciente, denominada temperatura superficial. No caso, um arranjo experimental foi elaborado para se conseguir uma temperatura em torno de 36,5 ^{o}C. Também foi verificada a alteração da resposta devido à diferença de temperatura em que o diodo foi calibrado e a temperatura de medição. A Tabela 4.5–4 relaciona os equipamentos utilizados nos testes com temperatura.

Tabela 4.5–4: Equipamentos Utilizados nos Testes de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE SENSIBILIDADE COM A TEMPERATURA
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Aquecedor Sevenstar
Cronômetro Digital Leroy PZFM 553
Paquímetro Digital Mitutoyo
Nível de Bolha Stabila
Camisa de Borracha Sintética
Tela de Máscara para Imobilização

Sensibilidade da Resposta com a Temperatura da Superfície de Contato

No primeiro teste verificou-se o tempo de estabilização para que o diodo tivesse uma resposta constante após um equilíbrio térmico entre ele e a superfície de contato, simulando a pele do paciente. Este teste teve como objetivo descobrir quanto tempo seria necessário aguardar antes de efetuar uma medida com paciente ou o quanto se deveria ser rápido a fim de que não ocorresse mudança significativa na resposta por causa da variação da temperatura.

Como o diodo não é a prova d'água, foi feita uma proteção com fita adesiva (Figura 4.5–4) e foi colocada uma fina película de plástico sobre a superfície da água. A água foi aquecida à temperatura de 36 ^{o}C e mantida com o auxílio do aquecedor com termostato. Foi realizada uma calibração no Grupo 4 após a dosimetria do feixe. Iniciou-se o modo de aquisição com os dois diodos conectados, porém irradiados separadamente. Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–5 e o arranjo experimental é mostrado na Figura 4.5–5.

Figura 4.5–4: Proteção do Diodo contra a Água.

Tabela 4.5–5: Dados da Irradiação do Teste de Variação da Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato Direto com a Superfície.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,313 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,41 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,976 Gy
Temperatura da Água – Diodo 1	(36,1 ± 0,4) ^{o}C
Temperatura da Água – Diodo 2	(35,6 ± 0,2) ^{o}C
Temperatura Média da Sala	21,0^{o}C
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2

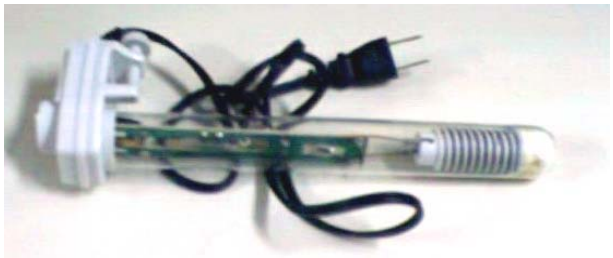


Figura 4.5–5: Aquecedor com Termostato Sevenstar.

Graças ao aquecedor equipado com termostato (Figura 4.5–5), a temperatura da água do simulador se manteve constante. A temperatura da sala também se manteve constante. Com o auxílio do cronômetro, assim que o diodo foi posicionado, as irradiações foram iniciadas, com intervalos os mais curtos possíveis, a fim de se acompanhar a variação da resposta do diodo de acordo com a elevação da sua

temperatura. Para o diodo 1 conseguiu-se um intervalo médio de 45 segundos enquanto que para o diodo 2, para se preservar um pouco sua sensibilidade, irradiou-se com um intervalo pouco maior, 70 segundos.

Figura 4.5–6: Arranjo Experimental para o Teste de Variação da Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial.

Chamou-se de $\mathbf{k_{TS}}$ a correção para a leitura do diodo devido à mudança de temperatura que ocorre quando este entra em contato com uma superfície de temperatura diferente. Todas as medidas com diodo ($\mathbf{D_i}$) foram normalizadas pela primeira leitura, $\mathbf{D_0}$. O inverso de cada valor forneceu uma correção, ($\mathbf{k_{TS}(D_i)}$) conforme a Equação 4.5–9.

$$\mathbf{k_{TS}(D_i) = \left(\frac{D_i}{D_0}\right)^{-1}} \qquad (4.5–9)$$

A partir das correções de cada ponto, construi-se um gráfico e com o ajuste de uma função de decaimento exponencial na forma da Equação 4.5–10. Desta forma, criou-se uma maneira de se conhecer, através da função para $\mathbf{k_{TS}}$ de cada diodo **Y(X)**, e variável independente **X** – o tempo de permanência do diodo em contato com a superfície – e constantes $\mathbf{Y_0}$, **A**, $\mathbf{X_0}$ e $\mathbf{t_1}$.

$$\mathbf{Y = Y_0 + A\, e^{-\frac{X-X_0}{t_1}}} \qquad (4.5–10)$$

Conhecendo o comportamento do diodo, procurou-se eliminar esta dependência. Este teste foi refeito com os diodos sobre um pedaço de tela para máscara de imobilização (Figura 4.1–3). Esse teste foi realizado com o mesmo arranjo experimental para a calibração dos diodos para as medidas em paciente (Capítulo 4.1). Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–6.

Tabela 4.5–6: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial–Contato com a Tela de Máscara para Imobilização.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,289 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,30 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,727 Gy
Temperatura da Água	(35,5 ± 0,3) ^{o}C
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	12 x 12 cm^2

O teste foi repetido, mais uma vez, com um número menor de medidas e um maior intervalo de temperatura. Uma folha fina de isopor (cerca de 1,5 mm de espessura) foi colocada em cada diodo para melhorar o isolamento térmico evitando o contato com a superfície (Figura 4.5–7). As alterações foram calculadas com as mesmas equações descritas anteriormente. Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–7.

Tabela 4.5–7: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato com a Superfície Isolado Termicamente.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,167 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,45 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,994 Gy
Temperatura da Água	(36,5 ± 0,3) ^{o}C
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	12 x 12 cm^2

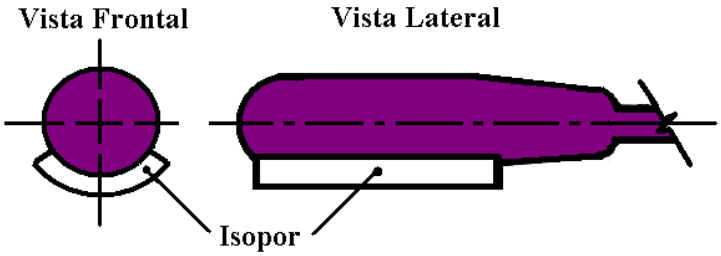


Figura 4.5–7: Isolamento Térmico do Diodo com Isopor.

Sensibilidade da Resposta com a Temperatura Ambiente

No segundo teste, verificou-se o que se poderia chamar de sensibilidade quanto à temperatura ambiente. Os diodos foram revestidos com uma camisa de borracha (Figura 4.5–8) e posicionados, um de cada vez, no fundo do simulador com uma coluna de água menor que 20 mm, deixando o centro geométrico do diodo a 16,5 mm de profundidade. Essa pequena quantidade de água foi necessária devido à facilidade com que se pode mudar a temperatura de uma massa quanto menor for o seu volume. Como o teste necessitava de medidas relativas, essa configuração não daria problemas por causa da ausência de água após o detector ou profundidade fora do padrão de calibração, pois as contribuições seriam iguais em todas as medidas. Realizou-se três medidas com cada diodo em 11 temperaturas diferentes entre o intervalo de 15 e 40 ^{o}C. Após toda uma série de irradiação, a água era substituída por uma de temperatura diferente. O início de cada série era aguardado por pelo menos 5 minutos para estabilização do equilíbrio térmico entre diodo e água. Os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–8 e o arranjo experimental na Figura 4.5–10.

Figura 4.5–8: Camisa de Borracha para Proteção do Diodo.

Tabela 4.5–8: Dados da Irradiação do Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Ambiente.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,305 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,40 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,967 Gy
Temperatura da Água	15 a 40 ^{o}C
Temperatura de Calibração ($\mathbf{T_{Cal}}$)	21,7 ^{o}C
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	12 x 12 cm^2

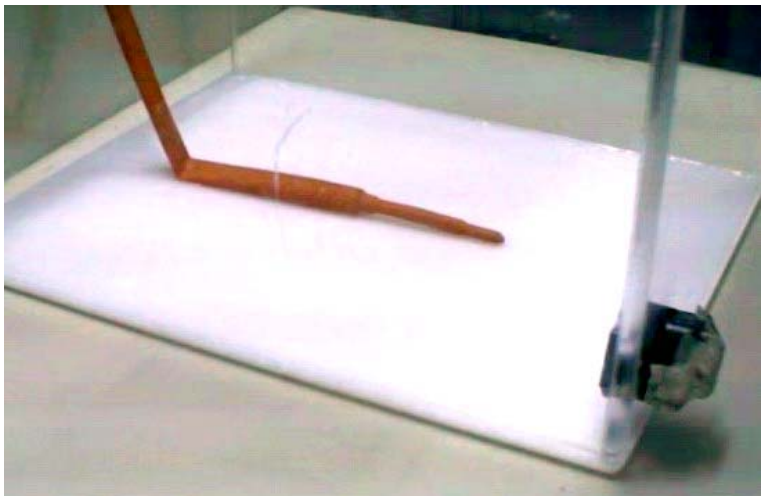


Figura 4.5–9: Arranjo Experimental para o Teste de Sensibilidade da Resposta dos Diodos com a Temperatura Ambiente.

Chamar-se-á de $\mathbf{k_{TA}}$ os fatores de correção para as leituras do diodo devido a diferença de temperatura entre a sala – temperatura ambiente – e a de calibração. Para determiná-los, tomou-se as medidas com diodo, três com cada temperatura de teste $\mathbf{T_x}$, ($\mathbf{D_i(T_x)}$) e foi feito um ajuste linear a partir do gráfico leitura de dose com diodo contra temperatura ambiente. Através da reta (Equação 4.5–11 com **A** e **B** constantes), foi possível descobrir a leitura do diodo para a temperatura de calibração.

$$\mathbf{D(T_{Cal}) = A.T_{Cal} + B} \qquad (4.5–11)$$

Esta leitura de dose foi usada como fator de normalização para obtenção da correção de cada ponto (Equação 4.5–12). Com a correção para cada dose lida no

diodo ($\mathbf{k_{TA,i}(T_x)}$) feita na temperatura testada ($\mathbf{T_x}$), foi feito outro gráfico em relação à temperatura e, novamente, um ajuste linear. Finalmente, com a nova reta obtida (Equação 4.5–13 com **A** e **B** constantes), poderá se corrigir qualquer leitura a partir da temperatura ambiente ($\mathbf{T_A}$), a temperatura da sala de tratamento, no momento da irradiação.

$$\mathbf{k_{TA}(T_x) = \left(\frac{D(T_x)}{D(T_{Cal})} \right)^{-1}} \qquad (4.5–12)$$

$$\mathbf{k_{TA} = A.T_A + B} \qquad (4.5–13)$$

Dependências Direcionais

Entende-se por dependência direcional a variação da resposta do diodo quanto à direção e sentido de incidência do feixe de radiação sobre o detector. As duas possibilidades a serem analisadas foram verificadas: variação da incidência mantendo simetria axial, a dependência direcional axial, e a variação de incidência no sentido longitudinal do diodo, tratada aqui como a dependência direcional transversal. Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.5–9.

Tabela 4.5–9: Equipamentos Utilizados nos Testes de Dependências Direcionais com Diodo.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE DEPENDÊNCIAS DIRECIONAIS
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Ximatron Varian
Suporte e Esfera Ø75 mm de Isopor
Termômetro Digital French Cooking
Paquímetro Digital Mitutoyo

Montou-se um arranjo experimental para sustentar os diodos sob o feixe de ^{60}Co sobre a mesa do Theratron 780C (Unidade THX). Cada diodo foi posicionado numa esfera de isopor de diâmetro 75 mm, presa a um suporte igualmente de isopor e este, à

extremidade da mesa para que a mesma não provocasse espalhamento que causasse interferência nas medidas. A esfera foi posicionada no isocentro do aparelho com o sistema de mira a *laser*. A centralização de cada diodo no interior da esfera foi verificada através de uma fluoroscopia no simulador Ximatron, produzido pela empresa canadense Varian (Figura 4.5–10) com registro feito com pedaços de arame de aço conforme esquema da Figura 4.5–11.

Figura 4.5–10: Simulador com Fluoroscopia Ximatron.

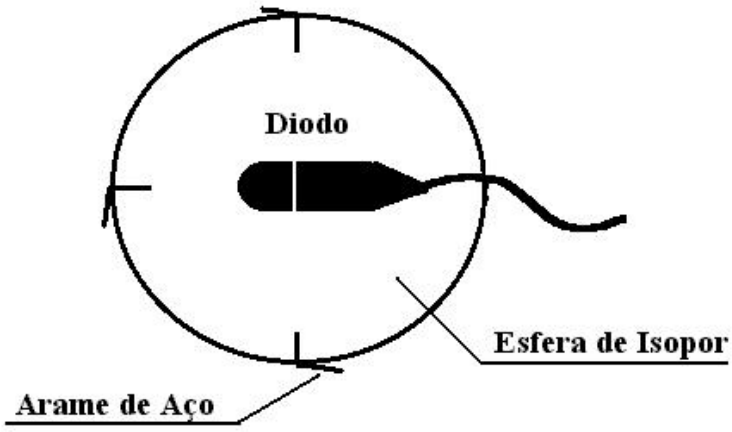


Figura 4.5–11: Esquema de Centralização do Diodo no Interior da Esfera de Isopor – Visão do Cabeçote do Simulador.

Para cada dependência direcional foram realizadas 3 medidas, cujos dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.5–10. Realizaram-se medidas com intervalos de 15^o de rotação no *gantry*, tomadas a partir de 0^o sempre com rotação no sentido horário. A temperatura se manteve constante durante todos os testes.

Tabela 4.5–10: Dados da Irradiação dos Testes de Dependências Direcionais com Diodo.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS	
	Diodo 1	**Diodo 2**
Rendimento da Fonte (**R**)	2,566 Gy/min	2,414 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,50 min	0,43 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	1,314 Gy	1,067 Gy
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm	
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2	

Dependência Direcional Axial

A partir de cada série de medidas, calculou-se a média $\overline{\mathbf{D}}_\mathbf{i}$ para cada ângulo **i** de incidência e normalizou-se para a média da incidência a zero grau do *gantry*, $\overline{\mathbf{D}}_\mathbf{0}$ (Equação 4.5–14). Aos inversos desses valores normalizados, denominou-se $\mathbf{k_{Ax}}$. São os fatores de correção devido à variação de posicionamento axial. A Figura 4.5–12 apresenta o arranjo experimental para obtenção das medidas. A esfera foi posicionada de forma que o eixo longitudinal do diodo ficasse perpendicularmente ao eixo central do feixe.

$$\mathbf{k_{Ax}} = \left(\frac{\overline{\mathbf{D}}_\mathbf{i}}{\overline{\mathbf{D}}_\mathbf{0}} \right)^{-1} \qquad (4.5–14)$$

Figura 4.5–12: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Axial com Diodo.

Dependência Direcional Transversal

Calculou-se os fatores de correção para dependência transversal, denominados $\mathbf{k_{Tr}}$, com equação a 4.5–15. A Figura 4.5–13 apresenta o arranjo experimental para obtenção das medidas. A esfera foi posicionada de forma que o eixo longitudinal do diodo ficasse paralelamente ao eixo central do feixe, de forma que, com o *gantry* a 0^o o feixe incidisse no ponto de saída do cabo do diodo.

$$\mathbf{k_{Tr}} = \left(\frac{\overline{\mathbf{D_i}}}{\overline{\mathbf{D_0}}} \right)^{-1} \qquad (4.5–15)$$

Figura 4.5–13: Arranjo Experimental do Teste de Dependência Direcional Transversal com Diodo.

Dependência com o Tamanho de Campo – Variação na Abertura do Colimador

Dependendo do tamanho do tumor a ser tratado, tamanhos diferentes de campos de irradiação devem ser considerados. De acordo com o tamanho do campo de irradiação utilizado, tem-se os fatores que corrigem a diferença de espalhamento do feixe primário nas paredes do colimador, chamados fatores de correção para abertura de colimador, **FAC**. Como se deve conhecer o comportamento dos diodos nestas diferentes situações, um arranjo experimental foi feito para que se conferisse os fatores de correção com a utilização da câmara de ionização. Um outro arranjo foi feito para medir os mesmos fatores utilizando os diodos e, a partir daí, procurar entender quais as variações apresentadas pelos diodos em relação à câmara, os fatores de correção para os diodos devido às diferentes aberturas do colimador ($\mathbf{k_{FAC}}$). Os equipamentos utilizados nesse teste encontram-se relacionados na Tabela 4.5–11 e as condições do teste, na Tabela 4.5–12.

Tabela 4.5–11: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NO TESTE DE TAMANHOS DE CAMPO COM DIODO
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Câmara de Ionização Wellhöfer IC 70
Eletrômetro Keythley 35040
Simulador Geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Paquímetro Digital Mitutoyo
Nível de Bolha Stabila
Camisa de Acrílico

Tabela 4.5–12: Dados da Irradiação do Teste de Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,391 Gy/min
Tempo de Aparelho para Câmara	0,50 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	1,224 Gy
Tempo de Aparelho para os Diodos	0,25 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,626 Gy
Temperatura da Água	21,0 ^{o}C
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanhos de Campo	5 x 5 a 35 x 35 cm^2

A câmara foi posicionada com seu ponto efetivo de medida a 0,5 cm da superfície de água do simulador geométrico, o ponto de dose máxima para feixe de ^{60}Co (Figura 4.5–14). Com a localização no máximo de dose, torna-se desnecessária a correção por percentual de dose em profundidade (**PDP**). Todas as leituras da câmara são corrigidas pela temperatura e pressão ($\mathbf{p_{TP}}$). Os fatores são conhecidos pelo quociente entre cada leitura da câmara do campo de lado **i**, ($\mathbf{(CI)_i.p_{TP}}$) e a média das leituras da câmara para o campo 10 x 10 cm^2 ($\mathbf{(\overline{CI})_{10}.p_{TP}}$), de acordo com a Equação 4.5–16. Vários campos quadrados foram verificados, 3 leituras de cada, com medidas de lado a saber: 5, 6, 7, 8, 10, 12, 15, 18, 20, 22, 25, 27, 30, 33 e 35 cm.

$$\mathbf{FAC_x(CI) = \frac{(CI_i)_x . p_{TP}}{(\overline{CI})_{10} . p_{TP}}} \qquad (4.5–16)$$

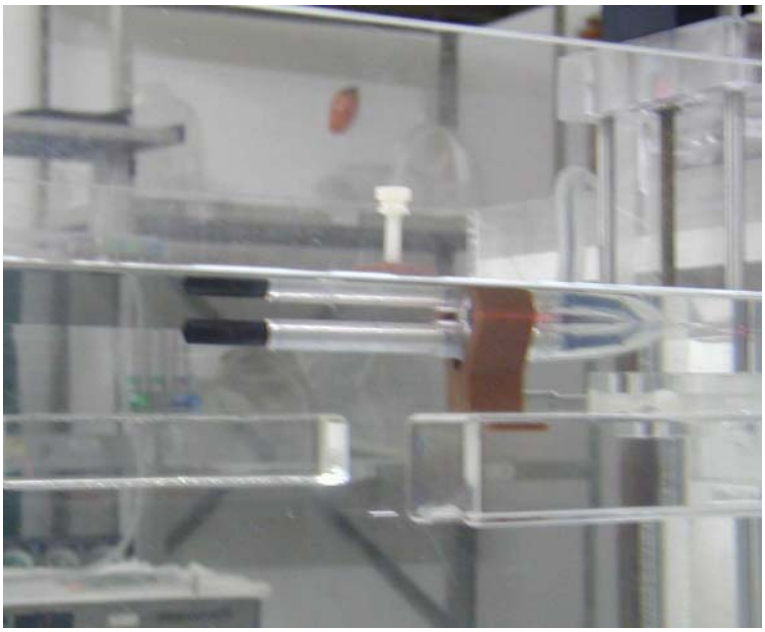


Figura 4.5–14: Arranjo Experimental da Verificação dos Fatores Abertura de Colimador com a Câmara de Ionização.

Para a irradiação dos diodos, foi utilizada uma capa protetora de acrílico e estes foram posicionados com o centro geométrico na superfície da água. Não houve necessidade de correção para temperatura porque a mesma se manteve constante. Irradiando-se com os mesmos tamanhos de campo, foram encontrados os fatores abertura de colimador para o diodo para os campos **x**: $\mathbf{FAC_x(D)}$. Estes foram obtidos através das razões entre cada medida **i** de cada campo **x**; ($\mathbf{D_{i,x}}$) pela média das medidas com o campo 10 x 10 cm^2, $\overline{\mathbf{D}}_{\mathbf{10}}$, Equação 4.5–17. Para os campos quadrados de lados 5, 6 e 7 foram tomadas de cinco a seis medidas. O arranjo experimental está na Figura 4.5–15.

$$\mathbf{FAC_x(D) = \frac{D_{i,x}}{\overline{D}_{10}}} \qquad (4.5–17)$$

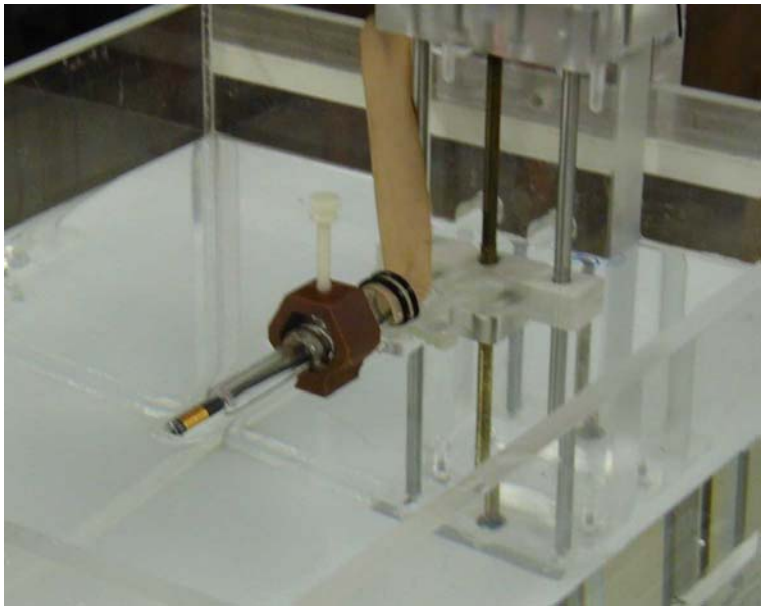


Figura 4.5–15: Arranjo Experimental da Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com Diodo.

Os fatores de correção para cada campo **x** com cada medida **i** com diodo ($\mathbf{k_{FAC,x}(D_i)}$) foram encontrados pelos inversos das razões entre os fatores obtidos com diodo ($\mathbf{FAC_x\ (D_i)}$) com cada medida e de cada campo, e a média dos fatores obtidos com câmara $\mathbf{\overline{FAC}_x(CI)}$, de cada campo **x** (Equações 4.5–18 e 19).

$$\mathbf{k_{FAC,x}(D_i) = \left[\frac{FAC_x(D_i)}{\overline{FAC}_x(CI)}\right]^{-1}}\text{, onde } \mathbf{\overline{FAC}_x(CI) = \frac{\sum_{i=1}^{3}(CI_i)_x \cdot p_{TP}}{\sum_{i=1}^{3}(CI_i)_{10} \cdot p_{TP}}}$$

(4.5–18 e 19)

Todos os fatores encontrados foram colocados num gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, encontra-se uma reta $\mathbf{k_{FAC}}$ **,** com **A** e **B** constantes, em função do tamanho do lado do campo, que será considerado durante as irradiações como campo equivalente ($\mathbf{C_{Eq}}$) (Equação 4.5–20). Esta reta será utilizada para correção desta dependência.

$$\mathbf{k_{FAC} = A.C_{Eq} + B} \qquad (4.5–20)$$

Alteração na Resposta Devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção

Nos cálculos do tempo de aparelho a serem aplicados para o tratamento, existem correções referentes à bandeja de acrílico ($\mathbf{p_B}$) que fixa os blocos para proteção dos órgãos mais radiossensíveis, quando estes podem ser evitados da exposição à radiação. Existem dois tipos de bandeja: a uniforme, conhecida como lisa e utilizada na maioria das vezes na irradiação frontal, da fossa supra-clavicular (*gantry* a 90^o) e a bandeja com rasgos ou furos, para fixação dos blocos nas irradiações laterais com *gantry* a 90^o ou 270^o. Tais fatores são conhecidos com a câmara de ionização através da sua resposta com e sem a presença da bandeja. E a diferença entre a resposta da câmara e do diodo é que foi pesquisada, denominada $\mathbf{k_B}$. Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.5–13.

Tabela 4.5–13: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para as Bandejas com Diodo.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NO TESTE DE TAMANHOS DE CAMPO COM DIODO
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3
Termômetro Digital French Cooking
Paquímetro Digital Mitutoyo
Leitora TL Fimel PCL3
Nível de Bolha Stabila

No teste realizado, os diodos foram posicionados e irradiados separadamente para cada seqüência, a saber: Sem a bandeja, com a bandeja lisa, com o diodo localizado no vão da bandeja de furos e fora do vão. A Figura 4.5–14 apresenta a bandeja com furos e a marcação sobre a mesma para que os furos tornassem visíveis no posicionamento dos detectores. Com as razões entre as respostas para as diferentes situações e a resposta do diodo sem a bandeja, obtém-se fatores bandeja para o diodo,

$p_{B,Diodo}$ e com o quociente entre os fatores bandeja, passa-se a conhecer as correções k_B, obtidos através da Equação 4.5–21. Os dados do teste encontram-se na Tabela 4.5–14.

$$k_B = \left(\frac{p_{B,Diodo}}{p_{B,CI}} \right)^{-1} \qquad (4.5–26).$$

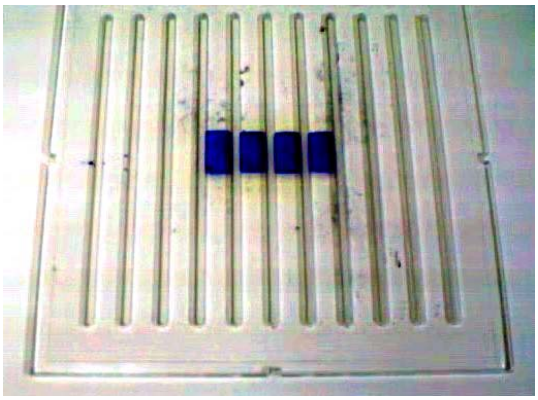


Figura 4.5–16: Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção com Furos.

Tabela 4.5–14: Dados da Irradiação do Teste de Influência da Bandeja na Resposta do Diodo.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,151 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,45 min
Dose Calculada para o Máximo ($D_{0,5}$)	1,003 Gy
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2

4.6 – ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD

Da mesma forma que foi feita com os diodos, foi necessário estudar as diversas características da resposta dos dosímetros termoluminescentes (TLD), sua repetitividade, reprodutibilidade com a dose, linearidade e desvanecimento. Para as diversas condições de irradiação com pacientes, foi analisada apenas a dependência direcional transversal. Devido à simplicidade de sua geometria axial, considerou-se que não haveria dependência na resposta em função do ângulo de incidência do feixe de radiação.

Repetitividade

Baseado nos conceitos de Repetitividade procurou-se analisá-la quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados obtidos no teste, da mesma forma como fora feito com os diodos. Foram irradiados 10 dosímetros TL, na água, na profundidade de 5 cm, localizados no centro de um campo de irradiação 10 x 10 cm^2, gerando 47 amostras. Os dosímetros foram presos ao suporte, feito em acrílico, garantindo que a posição do centro geométrico da cápsula contendo o pó TL coincida com o centro do campo de irradiação. Os equipamentos utilizados estão relacionados na Tabela 4.6–1. O arranjo experimental encontra-se na Figura 4.6–1. As condições de irradiação encontram-se na Tabela 4.6–2.

Tabela 4.6–1: Equipamentos Utilizados no Teste de Repetitividade,e Desvanecimento com TLD.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE REPETITIVIDADE E DESVANECIMENTO
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3
Leitora TL Fimel PCL3
Suporte de Irradiação de TLD
Nível de Bolha Stabila

Figura 4.6–1: Arranjo Experimental para o Teste de Repetitividade e Desvanecimento com TLD.

Tabela 4.6–2: Dados da Irradiação do Teste de Repetitividade com TLD.

INFORMAÇÃO	DADOS DA IRRADIAÇÃO
Rendimento da Fonte na Profundidade de Máximo (**R**)	2,242 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,55 min
Dose Absorvida Calculada na Profundidade de Máximo	1,260 Gy
Dose Absorvida Calculada na Profundidade de Medida	0,993 Gy
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm

Para cada cápsula de TLD consegue-se obter 5 amostras, portanto, obtêm-se, no máximo, 10 amostras para cada irradiação. Isso porque as contagens com desvios da média superiores a 2% são descartadas. A repetitividade foi analisada a partir do comportamento das razões (**Q**) das medidas TL normalizadas pela média de todas as amostras ($\overline{(\mathbf{TL})}$), segundo a Equação 4.6–1.

$$\mathbf{Q} = \frac{(\mathbf{TL})_i}{\overline{(\mathbf{TL})}} \qquad (4.6\text{–}1)$$

Reprodutibilidade com a Dose

O teste de reprodutibilidade foi feito a partir do estudo da linearidade da resposta TL em função da dose absorvida. Analisou-se a reprodutibilidade dos TLDs quanto à variação de dose entre 0,5 e 2,5 Gy. Os valores de dose foram obtidos através do cálculo pelo decaimento da fonte de ^{60}Co. Observou-se que a dispersão das medidas em torno da média é pequena, o que caracteriza uma boa reprodutibilidade. Os dosímetros TL foram irradiados no ar sobre o simulador geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3, com a superfície deste a 80 cm da fonte. Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.6–3, os dados da irradiação na Tabela 4.6–4. O arranjo experimental é o mesmo apresentado como a condição de referência para irradiação do TLD de calibração (Figura 4.3–2).

Tabela 4.6–3: Equipamentos Utilizados no Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com TLD.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE REPRODUTIBILIDADE E LINEARIDADE
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3
Leitora TL Fimel PCL3
Capa de Equilíbrio Eletrônico
Nível de Bolha Stabila

Tabela 4.6–4: Dados da Irradiação do Teste de Reprodutibilidade e Linearidade com TLD.

INFORMAÇÃO	DADOS DA IRRADIAÇÃO
Rendimento da Fonte na Profundidade de Máximo (**R**)	2,173 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,22 a 1,14 min
Doses Absorvidas Calculadas na Profundidade de Medida	0,504 a 2,503 Gy
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm

Para a reprodutibilidade com a dose ser analisada quantitativamente, foi encontrada a razão (**Q**) de cada leitura TL com a dose de análise **x,** ($(TL)_{i,x}$), normalizada pela média de cada seqüência com mesma dose **x**, ($\overline{(TL)}_x$) (Equação 4.6–2).

$$Q = \frac{(TL)_{i,x}}{\overline{(TL)}_x} \tag{4.6–2}$$

Linearidade

Verifica o comportamento do dosímetro TL quanto ao aumento de dose absorvida, o quanto a resposta é proporcional à variação da dose. As doses absorvidas foram doses calculadas para o ponto de máximo de dose, pelo decaimento exponencial da fonte, cuja diferença entre a dose medida com câmara é inferior a 0,5%. Como o teste de reprodutibilidade é derivado deste, todos os equipamentos, dados de irradiação e arranjo experimental se repetem. Conforme descrito no capítulo anterior, realizou-se medidas com doses entre 0,5 e 2,5 Gy. As diferenças existentes foram transformadas em fatores de correção a serem aplicados no momento da utilização dos dosímetros.

Os fatores de correção para linearidade (k_{Lin}) foram encontrados tomando-se o inverso da normalização das respostas de cada medida TL para a dose de calibração. Para cada dose analisada, encontrou-se a razão entre as respostas TL de uma mesma dose **x**, ($(TL_i)_x$) e a dose calculada (D_x). Todas essas razões foram divididas, normalizadas, pela razão referente à dose de calibração, razão entre a média da resposta TL para 1 Gy, $\overline{(TL)}_{1Gy}$ e D_{1Gy}. O inverso deste quociente será o fator de correção por linearidade para aquela medida TL ($k_{Lin,i,x}$), quando processada em dose (Equação 4.6–3)

$$k_{Lin,i,x} = \left[\frac{\dfrac{(TL)_{i,x}}{D_x}}{\dfrac{\overline{(TL)}_{1Gy}}{D_{1Gy}}} \right]^{-1} \tag{4.6–3}$$

Com todos os pontos $\mathbf{k_{Lin,i,x}}$ foi construído um gráfico e realizado um ajuste linear. Toda contagem TL terá uma correção em função da dose não corrigida ou dose bruta ($\mathbf{D_{Bruta}}$) (Equação 4.6–4 de **A** e **B** constantes).

$$\mathbf{k_{Lin} = A.D_{Bruta} + B} \qquad (4.6–4)$$

Com a aplicação da reta encontrada e de acordo com as doses administradas durante os tratamentos, os fatores de correção provocarão uma alteração de aproximadamente ± 2% nas leituras com TLD.

Dependência Direcional Transversal

Convencionou-se chamar por dependência direcional transversal a variação da resposta do TLD quanto à sua posição em relação a direção e sentido de incidência do feixe de radiação. A situação ideal é ter seu eixo longitudinal perpendicular à direção do feixe. Como o posicionamento sobre o paciente não favorece essa situação, esse estudo teve como objetivo conhecer as limitações desse posicionamento através das variações da resposta TL. O raio central foi localizado passando pelo centro geométrico do TLD com o auxílio do campo luminoso do irradiador (Figura 4.6–2). Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.6–5, o arranjo experimental está na Figura 4.6–3 e os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.6–6.

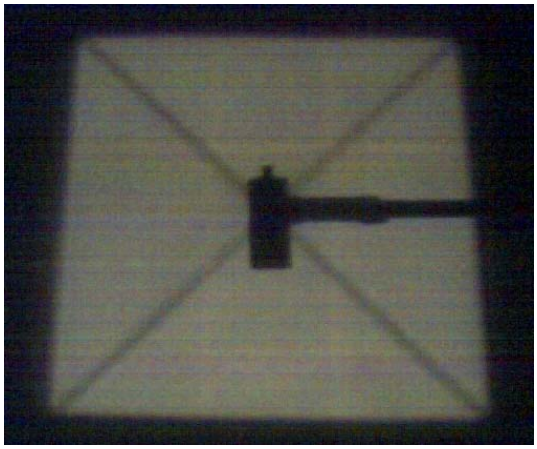


Figura 4.6–2: Localização do TLD através do Campo Luminoso do Irradiador.

Tabela 4.6–5: Equipamentos Utilizados no Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES DE DEPENDÊNCIAS DIRECIONAIS
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Capa de Equilíbrio Eletrônico
Leitora TL Fimel PCL3

Tabela 4.6–6: Dados da Irradiação do Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD.

INFORMAÇÃO	DADOS DA IRRADIAÇÃO
Rendimento da Fonte na Profundidade de Máximo (**R**)	2,242 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,43 min
Dose Absorvida Calculada na Profundidade de Máximo	0,993 Gy
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm

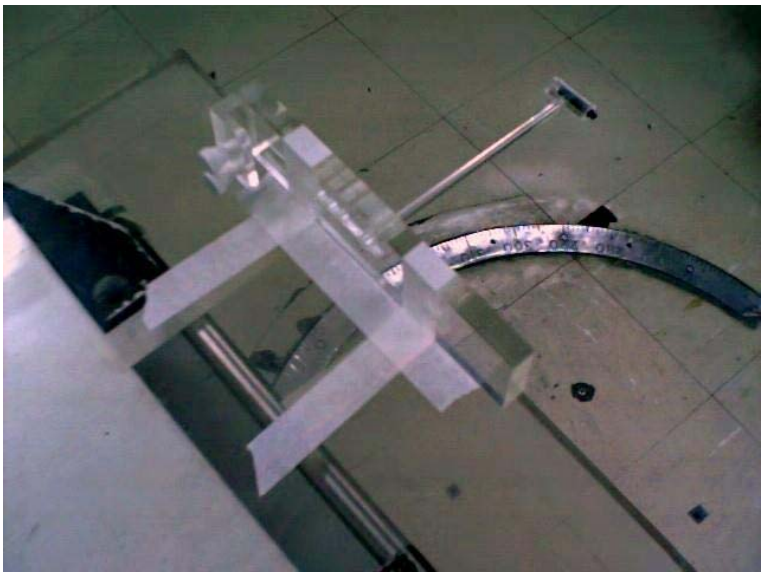


Figura 4.6–3: Arranjo Experimental para o Teste de Dependência Direcional Transversal com TLD.

Considerando a simetria, foi necessário irradiar apenas 180º em torno da cápsula de TLD. Foram utilizadas duas cápsulas de TLD para cada ângulo com intervalos de 15º de rotação no *gantry*, tomadas a partir de 90º. O sentido de rotação foi anti-horário, varrendo o intervalo de 180º iniciando-se em 90º e terminando em 270º (– 90º). Após a leitura dos dosímetros na leitora PCL3, os dados foram processados da mesma forma como foram com os diodos, através de equações similares. A cápsula dentro da capa de equilíbrio eletrônico foi posicionada de forma que o eixo longitudinal ficasse perpendicularmente ao eixo central do feixe.

A partir de cada série de medidas, obteve-se a média $\mathbf{(\overline{TL})_x}$ considerando agora, **x** como o ângulo de incidência, e normalizou-se para a média da incidência a zero grau do *gantry*, $\mathbf{(\overline{TL})_0}$ (Equação 4.6–5). Os inversos desses valores normalizados, denominados $\mathbf{k_{Tr}}$, serão os fatores de correção devido a variação de posicionamento transversal ao eixo de simetria.

$$\mathbf{k_{Tr} = \left[\frac{(\overline{TL})_i}{(\overline{TL})_0} \right]^{-1}} \qquad (4.6–5)$$

Dependência com o Tamanho de Campo – Variação na Abertura do Colimador

Nesse teste, similar ao desenvolvido com os diodos, procurou-se conhecer os fatores que corrigem a diferença de espalhamento do feixe primário nas paredes do colimador, chamados fatores de correção para abertura de colimador com TLD, $\mathbf{k_{FAC}}$. A partir de um arranjo experimental similar ao que foi feito com os diodos, procurou-se entender quais as variações apresentadas pelos TLDs em relação à câmara. Os equipamentos utilizados nesse teste encontram-se relacionados na Tabela 4.6–7 e as condições do teste, na Tabela 4.6–8.

Tabela 4.6–7: Equipamentos Utilizados na Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com TLD.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NO TESTE DE TAMANHOS DE CAMPO
Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ45
Câmara de Ionização Wellhöfer IC 70
Eletrômetro Keythley 35040
Simulador Geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3
Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261
Paquímetro Digital Mitutoyo
Suporte de Irradiação de TLD
Leitora TL Fimel PCL3
Nível de Bolha Stabila

Tabela 4.6-8: Dados da Irradiação do Teste de Verificação dos Fatores de Correção para os Diferentes Tamanhos de Campo com TLD.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,242 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	0,43 min
Dose Calculada para o Máximo ($\mathbf{D_{0,5}}$)	0,991 Gy
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanhos de Campo	5 x 5 a 35 x 35 cm^2

A câmara foi posicionada com seu ponto efetivo de medida a 0,5 cm da superfície de água do simulador geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3, na profundidade de máximo de dose para feixe de ^{60}Co; o mesmo arranjo experimental da Figura 4.5–14. Os fatores abertura de colimador são conhecidos pelo quociente entre cada leitura da câmara **i** do campo de lado **x**, ($\mathbf{(CI_i)_x . p_{TP}}$) e a média das leituras da câmara para o campo 10 x 10 cm^2 ($\mathbf{\overline{(CI)}_{10} . p_{TP}}$), de acordo com a Equação 4.5–16.

$$\mathbf{FAC_x(CI) = \frac{(CI_i)_x . p_{TP}}{\overline{(CI)}_{10} . p_{TP}}} \qquad (4.5–16)$$

Com TLD, vários campos quadrados foram verificados, sendo irradiadas duas cápsulas para cada medida de lado, a saber: 5, 6, 7, 8, 10, 12, 15, 18, 20, 22, 25, 27, 30, 33 e 35 cm.

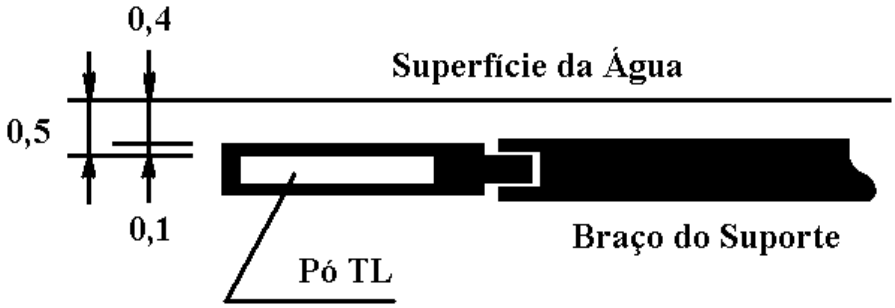


Figura 4.6–4: Posicionamento da Cápsula de TLD na Profundidade de Máximo de Dose em Água, para o Teste de Verificação dos Fatores de Correção com TLD para os Diferentes Tamanhos de Campo (Medidas em Centímetros).

O arranjo experimental para irradiação é o mesmo do teste de repetitividade (Figura 4.6–1) com a diferença que estes TLDs foram irradiados a 0,5 cm de profundidade. Desta forma, foram encontrados os fatores abertura de colimador com TLD para os campos **x**: $\mathbf{FAC_x(TL)}$. Foram obtidos através das razões entre cada medida **i** de cada campo **x**; ($\mathbf{(TL)_{i,x}}$) pela média das medidas com o campo 10 x 10 cm^2, $\mathbf{\overline{(TL)}_{10}}$. Para o campo 10 x 10 cm^2, o campo de normalização, foram irradiadas 4 cápsulas de TLD, gerando até 20 medidas. Para os demais campos foram irradiadas 2 cápsulas podendo gerar até 10 leituras cada (Equação 4.6–6).

$$\mathbf{FAC_x(TL) = \frac{(TL)_{i,x}}{\overline{(TL)}_{10}}} \qquad (4.6–6)$$

Os fatores de correção para cada campo **x** com cada medida **i** com TLD ($\mathbf{k_{FAC,x}(TL_i)}$) foram encontrados pelos inversos das razões entre a média dos fatores obtidos com TLD ($\mathbf{FAC_x(TL_i)}$), de cada medida e com cada campo, e os fatores obtidos com câmara, $\mathbf{\overline{FAC}_x(CI)}$ de cada campo (Equações 4.6–7 e 4.5–19).

$$k_{FAC,x}(TL_i) = \left[\frac{FAC_x(TL_i)}{\overline{FAC}_x(CI)} \right]^{-1}, \text{ onde } \overline{FAC}_x(CI) = \frac{\sum_{i=1}^{3} (CI_i)_x \cdot p_{TP}}{\sum_{i=1}^{3} (CI_i)_{10} \cdot p_{TP}}$$

(4.6–7 e 4.5–19)

Todos os fatores encontrados foram colocados num gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, encontra-se uma reta k_{FAC} em função do tamanho do lado que será considerado como o lado do campo equivalente (C_{Eq}) com **A** e **B** constantes (Equação 4.5–20), que será utilizada para correção desta dependência.

$$k_{FAC} = A.C_{Eq} + B \qquad (4.5–20)$$

Desvanecimento

Foi realizado o seguinte teste: 10 TLDs foram irradiados com a mesma dose e cada um deles teve sua leitura processada após os seguintes períodos aproximados: meia hora, 1 hora, 2, 4, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 horas. As irradiações se deram no suporte de irradiação no interior do simulador geométrico CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3 (mesmos equipamentos da Tabela 4.6–1) na profundidade de referência a 80 cm da fonte; os dados da irradiação encontram-se na Tabela 4.6–9. O arranjo experimental foi o mesmo utilizado no teste de repetitividade (Figura 4.6–1).

Tabela 4.6–9: Dados da Irradiação do Teste de Desvanecimento.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,266 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	1,11 min
Dose Calculada para o Máximo ($D_{0,5}$)	2,543 Gy
Dose Calculada na Profundidade de Medida	2,004 Gy
Distância Fonte-Superfície (**DFS**)	80 cm
Tamanho de Campo	10 x 10 cm^2

Os dados foram obtidos através das leituras de cápsula de TLD para cada ponto, produzindo 5 amostras cada. Todas as medidas **i** do período **x**, $(TL_i)_x$, foram normalizadas pela média das leitura para o intervalo de 24 horas ($\overline{(TL)}_{24}$) e colocadas num gráfico "Sinal TL Normalizado" contra Tempo, em horas, de acordo com a Equação 4.6–8).

$$(TL)_N = \frac{(TL_i)_x}{\overline{(TL)}_{24}} \qquad (4.6–8)$$

Alteração na Resposta Devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção

Neste capítulo descreve-se o teste semelhante ao realizado com os diodos para se conhecer a diferença entre a resposta da câmara e do TLD, os fatores k_B para TLD. Além da Leitora TL Fimel, os equipamentos e dados da irradiação são os mesmos das Tabelas 4.5–13 e 14. Os TLDs, em número de 3 para cada verificação, foram irradiados separadamente para cada seqüência. Com as razões entre as respostas do TLD para as diferentes situações e a resposta do TLD sem a bandeja, obtém-se fatores bandeja para o TLD, $p_{B,TLD}$ e através do quociente entre os fatores bandeja com TLD e os fatores bandeja com câmara de ionização, $p_{B,CI}$, passa-se a conhecer as correções k_B, obtidos através da Equação 4.6–9.

$$k_B = \left(\frac{p_{B,TLD}}{p_{B,CI}} \right)^{-1} \qquad (4.6–9).$$

4.7 - MEDIDAS NO SIMULADOR COM DIODO E TLD

Equações Utilizadas nos Cálculos de Dose Absorvida

Após toda a caracterização dos detectores, chega-se à etapa da simulação de um tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Para tanto, foi utilizado o simulador antropomórfico RANDO Alderson, onde foram irradiados dois campos laterais na altura da laringe e um campo de fossa supra-clavicular (**FSC**). Conforme um tratamento de rotina, o planejamento físico foi realizado e um cálculo de dose efetuado pela planilha, ($\mathbf{D_c}$). Este valor será comparado com a dose prescrita para o tumor ($\mathbf{D_p}$) e com a dose medida ($\mathbf{D_m}$). Primeiramente, é feita uma conferência da dose calculada com os dados do planejamento físico através da Equação 4.7–1.

$$\mathbf{D_c = R \cdot p_B \cdot FAC(C_{Eq}) \cdot (t - t_{err}) \cdot \frac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})} \cdot PDP(d, C_{Col})} \quad (4.7\text{–}1)$$

A Tabela 4.7–1 relaciona as informações, complementando a Tabela 4.4–1, presentes na ficha de tratamento do paciente, com os parâmetros físicos e a simbologia utilizada nas equações, tanto nas medidas do teste com o simulador antropomórfico quanto nas medidas *in vivo*.

Tabela 4.7–1: Complemento da Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Previsão de Dose Absorvida nas Irradiações com Simulador RANDO Alderson e nas Medidas *In Vivo*.

PARÂMETROS FÍSICOS	Simbologia
Distância Fonte-Superfície (cm)	**DFS**
Lado - Campo Colimado Projetado na Saída (cm)	$\mathbf{C_{Col,DLL}}$
Percentual de Dose na Profundidade de Saída	$\mathbf{PDP(C_{Col,DLL})}$
Fator Espalhamento-Pico (**PSF**) - Cpo. Col. Projetado	$\mathbf{PSF(C_{Col,DLL})}$

Os valores de fator bandeja utilizados são os da ficha de tratamento, provenientes da pasta de dosimetria do setor.

Os valores de campo equivalente são obtidos através da Equação 4.4–3. Os campos colimados ($\mathbf{C_{Col}}$) são os mesmos das fichas de tratamento.

Os valores de **FAC**, **PSF** e **PDP** , conforme no planejamento físico, são obtidos através de interpolações quando não fazem parte dos valores tabelados.

Para o planejamento físico os Fatores Abertura de Colimador (**FAC**) utilizados foram medidos pelo setor de Física-Médica e os aplicados aos cálculos da planilha, foram medidos com a câmara de ionização IC70 na profundidade de máximo no simulador CNMC 38 x 38 x 30,5 cm^3. Para os campos intermediários, a consideração de que as variações sejam lineares produzem boas aproximações para as interpolações.

As interpolações para se obterem os parâmetros **PSF** e **PDP** dos campos equivalentes ($\mathbf{C_{Eq}}$) que não fazem parte da tabela, são realizadas através da seguinte maneira: escolhe-se um campo da tabela de lado A ($\mathbf{C_{AxA}}$) , menor que $\mathbf{C_{Eq}}$ e um campo de lado B ($\mathbf{C_{BxB}}$), maior que $\mathbf{C_{Eq}}$. Seja **F** o fator procurado, **PSF** ou **PDP**, do campo escolhido, $\mathbf{F(C_{BxB})}$ e $\mathbf{F(C_{BxB})}$ os fatores dos campos de lado **A** e **B**, respectivamente, constantes da tabela. A Equação 4.7–2 determina $\mathbf{F(C_{Eq})}$;

$$\mathbf{F(C_{Eq}) = F(C_{AxA}) + [F(C_{BxB}) - F(C_{AxA})] \cdot \frac{C_{Eq} - C_{AxA}}{C_{BxB} - C_{AxA}}},$$

para $\mathbf{(C_{AxA}) < (C_{BxB})}$ (4.7–2)

Embora no planejamento físico o tempo-erro ($\mathbf{t_{err}}$) seja de – 0,01 minuto, para os cálculos de dose efetuados com a planilha, a terceira casa decimal foi considerada significativa depois de alguns testes experimentais, portanto, foi adotado para $\mathbf{t_{err}}$ **,** o valor – 0,012 min.

A distância fonte-superfície (**DFS**) em todos os tratamentos verificados de câncer de cabeça e pescoço foi de 80 cm, a distância em que o aparelho está calibrado.

A Equação 4.7–1 calcula a dose na profundidade da localização do tumor. Essa equação sem o parâmetro $\mathbf{PDP(d,C_{Col})}$, fornece a dose de entrada, definida como a dose na profundidade de máximo (a 0,5 cm de profundidade em água). Este valor de dose é a melhor comparação que pode ser feita com a dose medida, pois os detectores estão

calibrados para fornecer a dose na profundidade de máximo, o mesmo lugar da definição da dose de entrada.

A dose de saída também pode ser estimada com a substituição deste último fator. Duas sugestões foram encontradas, uma sugerida em Shahabi [32] e outra em Johns e Cunningham [34]. Na primeira, é utilizado um valor geral de 6% devido à ausência de material para provocar retroespalhamento na posição do detector, na saída do simulador ou paciente. A sugestão de Jonhs e Cunningham foi considerada uma melhor aproximação, aqui tratada como $\mathbf{PDP_{J\&C}}$. Ela considera um fator de correção dependente de **PDP** e de **PSF** relativos ao campo colimado projetado na saída do simulador ou paciente, $\mathbf{PDP(C_{Col,DLL})}$ e $\mathbf{PSF(C_{Col,DLL})}$ respectivamente, presentes na equação 4.7–3.

$$\mathbf{PDP_{J\&C} = \frac{PDP(C_{Col,DLL})}{PSF(C_{Col,DLL})}} \qquad (4.7\text{–}3)$$

A projeção do lado do campo colimado é função da distância fonte-superfície e do lado do próprio campo na superfície do paciente. O cálculo é feito pela Equação 4.7–4.

$$\mathbf{C_{Col,DLL} = \frac{(DLL + DFS).C_{Col}}{DFS}} \qquad (4.7\text{–}4)$$

Os fatores de espalhamento-pico (**PSF**) e percentual de dose em profundidade (**PDP**) do campo projetado na saída, quando não encontrados na tebela, são obtidos pela Equação 4.7–3.

Para a obtenção das doses medidas ($\mathbf{D_m}$) é apresentada a seguir, uma fórmula geral para os detectores utilizados, a Equação 4.7–5. A Tabela 4.7–2 relaciona os significados dos fatores da equação apresentada.

$$\mathbf{D_m = L.F_{Cal}.k_E.k_{TA}.k_{TS}.k_{Desv}.k_{Lin}.k_{FAC}.k_B.k_{Ax}.k_{Tr}} \qquad (4.7\text{–}5)$$

Tabela 4.7–2: Simbologia Utilizada nas Equações de Cálculo para Obtenção das Doses Absorvidas com Detectores Diodos e Termoluminescentes nas Irradiações com Simulador RANDO Alderson e nas Medidas *In Vivo*.

PARÂMETROS FÍSICOS	Simbologia	PARÂMETROS FÍSICOS	Simbologia
Leitura do Detector	**L**	F.C. Temperatura Superficial	$\mathbf{k_{TS}}$
Leitura do Diodo	**D**	F.C. Desvanecimento	$\mathbf{k_{Desv}}$
Leitura do TLD	**TL**	F.C. Linearidade	$\mathbf{k_{Lin}}$
F. de Calibração	$\mathbf{F_{Cal}}$	F.C. Fator Abertura de Colimador	$\mathbf{k_{FAC}}$
Dose de 1 Gy em Condições de Referência	$\mathbf{D_{1Gy}}$	F.C. Bandeja	$\mathbf{k_{B}}$
F.C. Energia	$\mathbf{k_{E}}$	F.C. Dependência Direcional Axial	$\mathbf{k_{Ax}}$
F.C. Temperatura Ambiente	$\mathbf{k_{TA}}$	F.C. Dependência Direcional Transversal	$\mathbf{k_{Tr}}$

F.C. = Fator de Correção

Dependendo do detector utilizado, a leitura **L** da equação é substituída por **D** para cálculos de dose com Diodo e **(TL)** quando for usado TLD. No caso dos diodos, o fator de correção está imbutido na calibração do eletrômetro, portanto, $\mathbf{F_{Cal}}$ não se aplica e a leitura é fornecida em centigrays. Quando for TLD, a Equação 4.7–6 é aplicada

$$\mathbf{F_{Cal}} = \frac{\mathbf{D_{1Gy}}}{\mathbf{(\overline{TL})_{1Gy}}} \quad , \tag{4.7–6}$$

onde $\mathbf{(\overline{TL})_{1Gy}}$ e $\mathbf{D_{1Gy}}$ significam a média do sinal termoluminescente (obtido nas 5 amostras da cápsula) e dose para a irradiação com 1 Gy, respectivamente. Algumas correções não são aplicadas devido às condições específicas do tratamento, como por exemplo, a dependência energética. Esse fator não é aplicado a nenhum dos detectores por se tratar apenas de irradiações com feixe de Cobalto-60. A temperatura nas leituras com TLD influi de forma homogênea em todas as cápsulas, portanto não há correções. Nas leituras com diodo não há perda de sinal, pois a leitura da medida é imediata. E as dependências direcionais, críticas em ambos detectores, podem ser eliminadas no momento do posicionamento do detector, dentro dos limites reconhecidos. Portanto, as fórmulas para se obter a dose absorvida se resumem às Equações 4.7–7 para diodos

($\mathbf{D_{m,Diodo}}$) e 4.7–8 para TLD ($\mathbf{D_{m,TLD}}$).

$$\mathbf{D_{m,TLD} = (\overline{TL}).F_{Cal}.k_{Lin}.k_{FAC}.k_{B}} \quad (4.7–7)$$

$$\mathbf{D_{m,Diodo} = D.k_{Lin}.k_{TA}.k_{TS}.k_{FAC}.k_{B}} \quad (4.7–8)$$

Especificamente para as medidas com simulador, o fator $\mathbf{k_{TS}}$ da equação para os diodos será sempre 1, pois a temperatura do simulador será igual a da sala.

Medidas no Simulador

Para a simulação de um tratamento foi escolhido um planejamento de rotina no tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Os equipamentos utilizados encontram-se na Tabela 4.7–3.

Tabela 4.7–3: Equipamentos Utilizados nas Medidas com Diodo e TLD no Siimulador RANDO Alderson.

Irradiador de ^{60}Co Theratron 780C
Sistema *Laser* MZ 45
Simulador Antropomórfico RANDO Alderson
Simulador Geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3
Diodo ISORAD-p
Eletrômetro PDM Victoreen
Capa de Equilíbrio Eletrônico
Leitora de TL Fimel PCL3
Termômetro Digital French Cooking

A Tabela 4.7–4 relaciona as informações presentes na ficha de "tratamento do paciente", com os parâmetros físicos, e a Tabela 4.7–5, os parâmetros de cálculo utilizados no teste com o simulador antropomórfico.

Tabela 4.7–4: Parâmetros Físicos para Irradiação do Simulador RANDO Alderson.

PARÂMETROS FÍSICOS	Campos Laterais	Campo FSC
Tamanho de Campo (X x Y)	11 x 12	19 x 8
Lado - Campo Equivalente	11,5	11,5
Lado - Campo Colimado	11	10
Distância Fonte Superfície	80	80
Dose Prescrita no Tumor	90	200
Profundidade do Alvo	6	0,5
Percentual de Dose em Profundidade	74,40%	100,0%
Taxa de Dose - Rendimento da Fonte	216,80	216,80
Distância Látero-Lateral	12	0
Fator Abertura de Colimador	1,014	1,014
Razão de PSF	0,9986	0,9960
Fator Bandeja	1	0,937
Tempo de Aplicação	0,54	0,97
Tempo Erro de Deslocamento da Fonte	– 0,01	– 0,01

Tabela 4.7–5: Parâmetros de Cálculo para Conferência de Dose na Irradiação do Simulador RANDO Alderson [*].

PARÂMETROS DE CÁLCULO	Campos Laterais	Campo FSC
Lado - Campo Equivalente (cm)	11,48	11,26
Taxa de Dose (cGy/min)	215,63	215,63
Percentual de Dose Profundidade do Alvo	74,90%	100,0%
Lado - Campo Colimado Projetado na Saída (cm)	12,65	-
Percentual de Dose na Profundidade de Saída	49,6%	-
PSF - Campo Colimado	1,057	1,054
PSF - Campo Equivalente	1,058	1,058
PSF - Campo Colimado Projetado	1,062	1
Fator Abertura de Colimador [C_{Eq}]	1,013	1,011
Tempo Erro de Deslocamento da Fonte	– 0,012	– 0,012

[*]A tabela apresenta apenas os parâmetros cujos valores são inexistentes ou diferentes dos presentes na tabela de planejamento físico.

Foram realizadas uma série de medidas com diodos e TLD nas seguintes posições para os campos laterais e FSC:

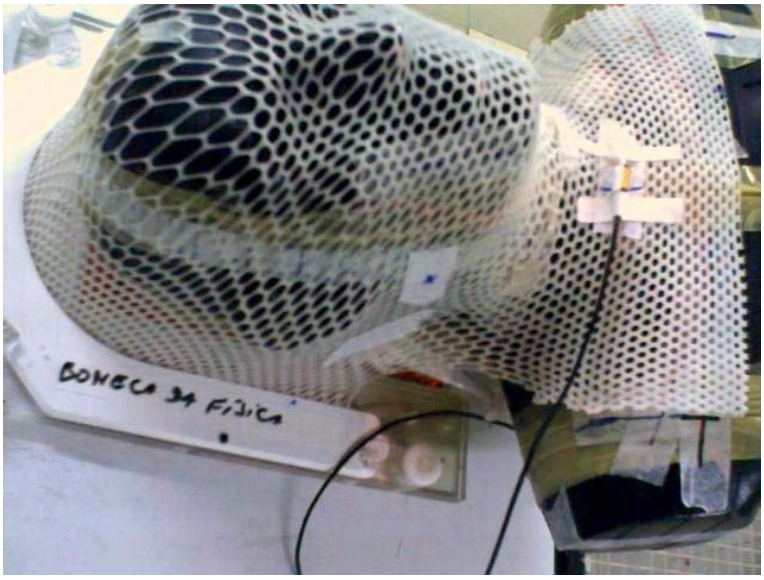
Campos Laterais:

- ✓ Entrada do feixe;
- ✓ saída do feixe com diodos localizados nos centros dos campos;
- ✓ saída do feixe com diodos localizados deslocados dos centros dos campos;
- ✓ direção do cristalino.

Campo FSC:

- ✓ Entrada do feixe;
- ✓ direção do cristalino.

Com os campos laterais, as medidas na saída do feixe foram utilizadas para analisar a resposta dos detectores dependendo da trajetória percorrida pelo feixe, pois a região possui uma grande variedade de densidades de tecidos além do ar. As Figuras 4.7–1 a 6 ilustram algumas situações.



Figuras 4.7–1: Diodo Medindo Dose de Entrada do Campo FSC no Simulador Antropomórfico.

Figura 4.7–2: TLD Medindo Dose de Entrada do Campo FSC no Simulador Antropomórfico.

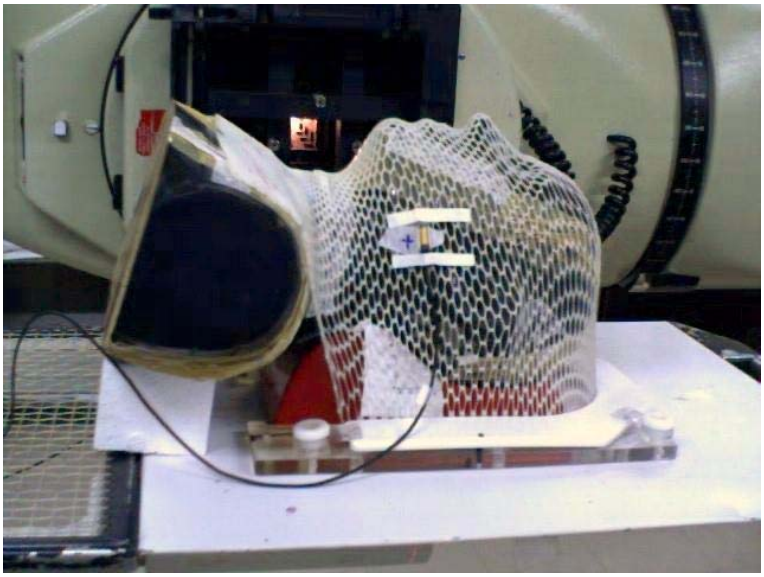


Figura 4.7–3: Diodo Medindo Dose de Saída do Campo Lateral Direito no Simulador Antropomórfico.

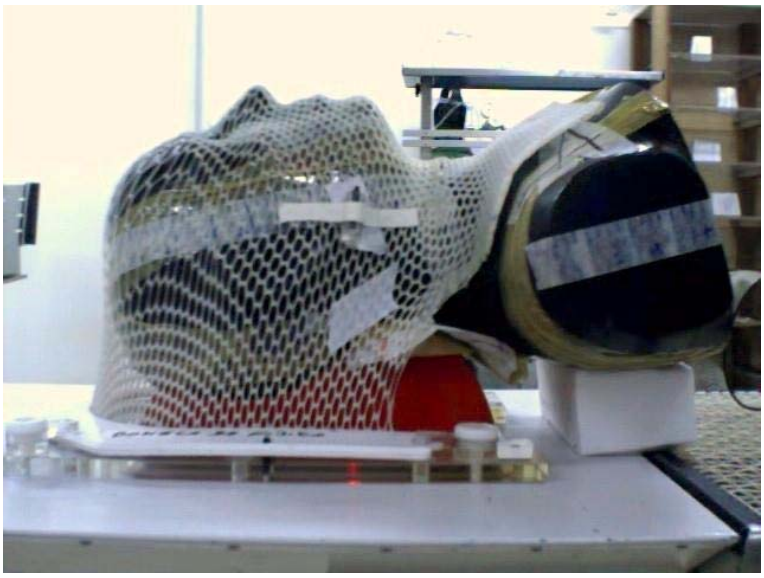


Figura 4.7–4: TLD Medindo Dose de Entrada do Campo Lateral Direito no Simulador Antropomórfico.

Figura 4.7–5: Diodo Medindo Dose na Direção do Cristalino para o Campo Lateral no Simulador Antropomórfico.

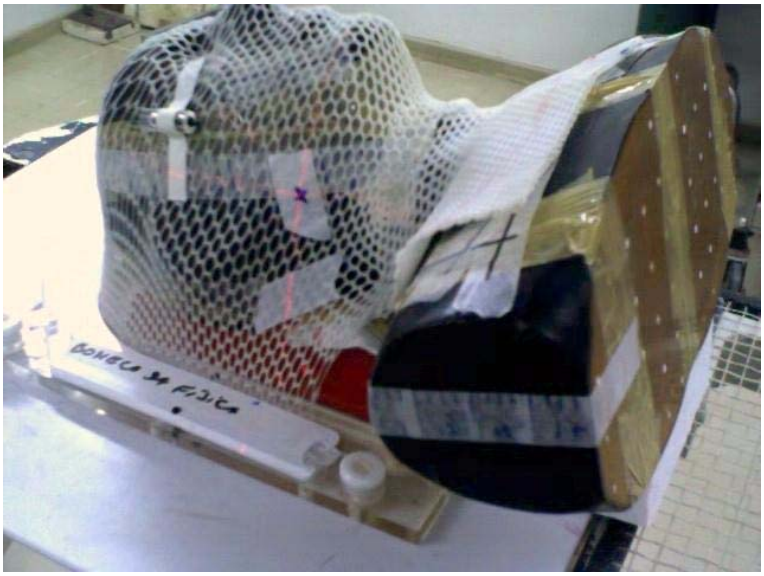


Figura 4.7–6: TLD Medindo Dose na Direção do Cristalino para o Campo Lateral no Simulador Antropomórfico.

4.8 – MEDIDAS *IN VIVO* COM DIODO E TLD

As medidas em pacientes foram iniciadas após a validação do sistema de medida com a utilização do simulador antropomórfico, obtendo-se resultados dentro dos limites aceitáveis estabelecidos, ± 5%. Foram realizadas medidas de dose de entrada, de saída e medidas na direção do cristalino com os detectores sobre a máscara de imobilização.

A localização dos detectores é feita logo após o posicionamento do paciente pelo técnico na unidade de tratamento e a fixação dos mesmos, se deu através de esparadrapos, fixando-os sobre a máscara de imobilização. A seqüência das medidas é a mesma definida pelo técnico para o tratamento, onde as doses de entrada são medidas em todas as oportunidades e as doses de saída dos campos laterais são medidas alternadamente com uma medida na direção do cristalino. Nas medidas para os campos de fossa supra-clavicular (**FSC)**, um detector é localizado no centro do campo e outro, na direção do cristalino.

As leituras com diodo são obtidas automaticamente, enquanto que as com TLD devem aguardar o período estabelecido para serem processadas na Leitora TL. Para a obtenção do fator de calibração do TLD, cápsulas são irradiadas com doses de 1 Gy, para a profundidade de máximo, após uma série de medidas em pacientes. Utiliza-se o simulador geométrico NE 20 x 20 x 11,45 cm^3 com superfície 80 cm distante da fonte e campo 10 x 10 cm^2. Cada TLD de calibração é aproveitado para 2 pacientes.

Foi estabelecido um critério para reavaliação como limite de ± 5% para o desvio entre a dose medida e a dose no tumor (o mesmo limite estabelecido no ICRU 24); desde que os outros desvios não apresentassem diferenças superiores a 2%. Os resultados que apresentaram desvios superiores a esses limites, foram submetidos a uma nova medição.

Devido a distribuição de pacientes para tratamento de cabeça e pescoço estabelecida no Hospital, apenas os 6 primeiros pacientes foram medidos na unidade THC, pois o aparelho que concentra a maioria dos casos é a unidade THX. Os pacientes tratados na unidade THC foram medidos apenas com diodos.

As equações para os desvios entre as doses medidas e previstas são as mesmas apresentadas em "Realização do Planejamento (4.4) e em Medidas com Diodo e TLD no Simulador (4.7). As Figuras de 4.8–1 a 6 ilustram algumas situações.

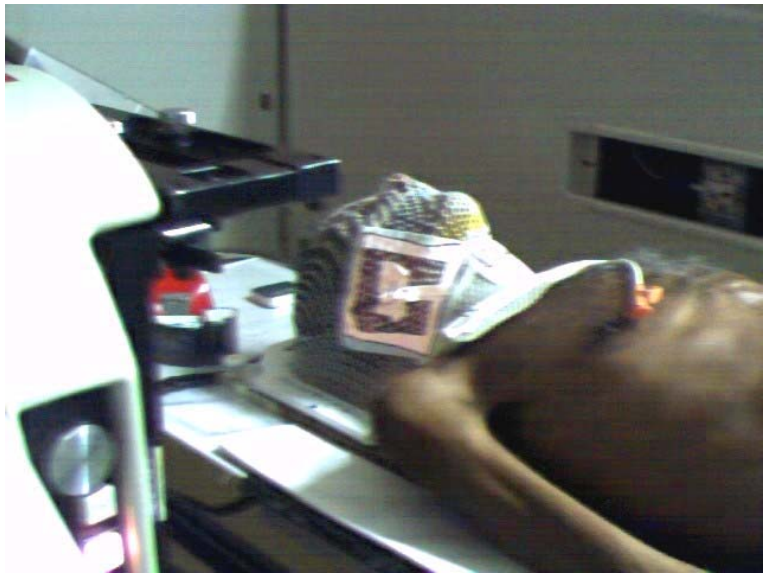


Figura 4.8–1: Medida *In Vivo* com Diodo para Dose de Entrada do Campo Lateral Direito.

Figura 4.8–2: Medida *In Vivo* com Diodo para Dose de Saída do Campo Lateral Direito.

Figura 4.8–3: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Saída do Campo Lateral Esquerdo e na Direção do Cristalino.

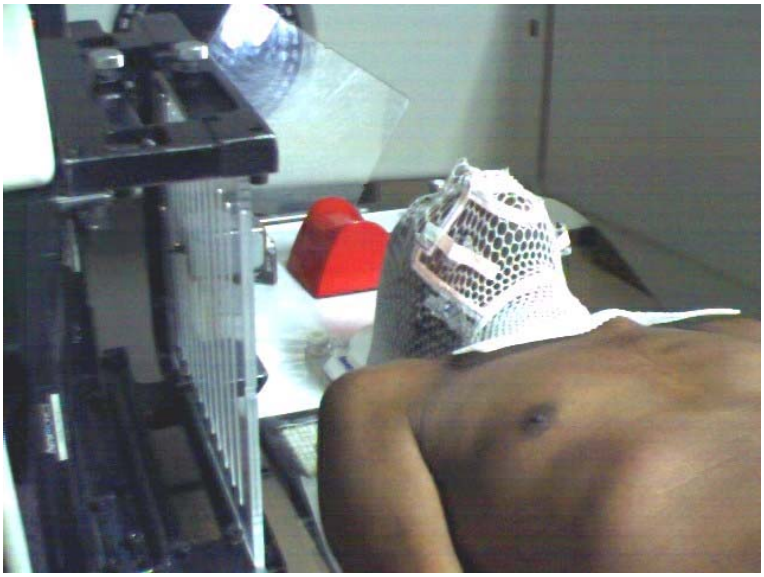


Figura 4.8–4: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada e de Saída do Campo Lateral Direito.

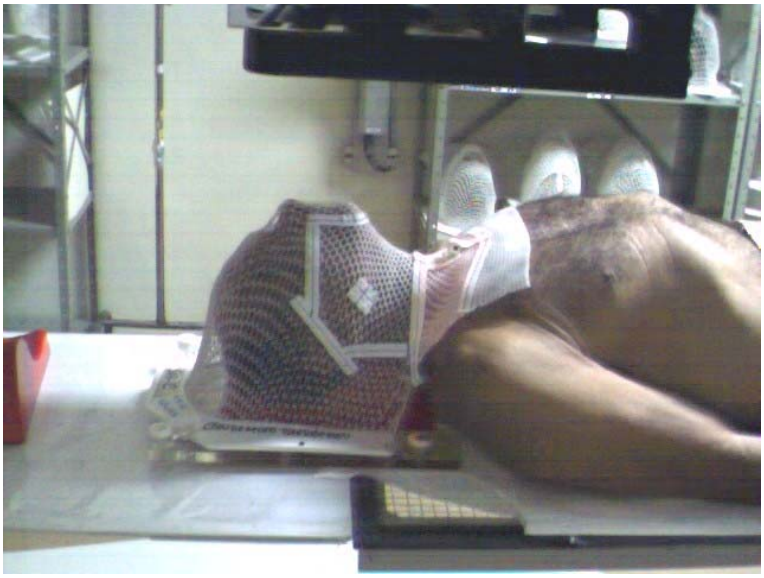


Figura 4.8–5: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada do Campo FSC.

Figura 4.8–6: Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Entrada e de Saída do Campo Lateral Esquerdo.

4.9 - DESENVOLVIMENTO DE PLANILHA EXCEL PARA CÁLCULOS

Para os cálculos de dose provenientes das medidas *in vivo*, foram elaboradas duas planilhas de cálculo em Excel Microsoft com alguns recursos para substituição de parâmetros em todas as planilhas de pacientes através de macros, pelo editor do programa Visual Basic. Devido a pequenas diferenças entre os parâmetros que influenciam na resposta dos diodos e do TLD, optou-se por construir arquivos separados para cada detector. Outro motivo justificável é o tamanho do mesmo, criando a possibilidade de se depender de um processador mais potente que a maioria encontrada no ambiente de trabalho. Cada arquivo é composto de uma planilha de estrutura idêntica para cada paciente, uma planilha modelo para criação de novos pacientes e uma terceira que contabiliza todos os resultados. As planilhas com pacientes que foram irradiados com diodo são identificadas pelo **D** mais o número de ordem do paciente medido, enquanto que as planilhas com pacientes medidos com TLD, têm as letras **TL** antes do número de ordem do paciente medido.

Cada planilha individual do paciente pode ser apresentada em quatro partes: A primeira com os dados de registro do paciente e o planejamento físico do tratamento. Esta parte calcula as doses de entrada e saída (considerando corpo homogêneo de água), bem como a dose no volume-alvo, ou tumor, com os dados fornecidos pelo setor de Física-Médica do Hospital a fim de que sejam comparadas com a dose prescrita pelo radioterapeuta, identificada por $\mathbf{D_p}$. A segunda parte calcula as mesmas doses de entrada e de saída, mas com fórmulas inseridas em células que minimizam os efeitos de arredondamento, além de considerar o rendimento da fonte no dia exato da medida; são as doses calculadas $\mathbf{D_c}$. A Figura 4.9–1 mostra estas partes descritas acima.

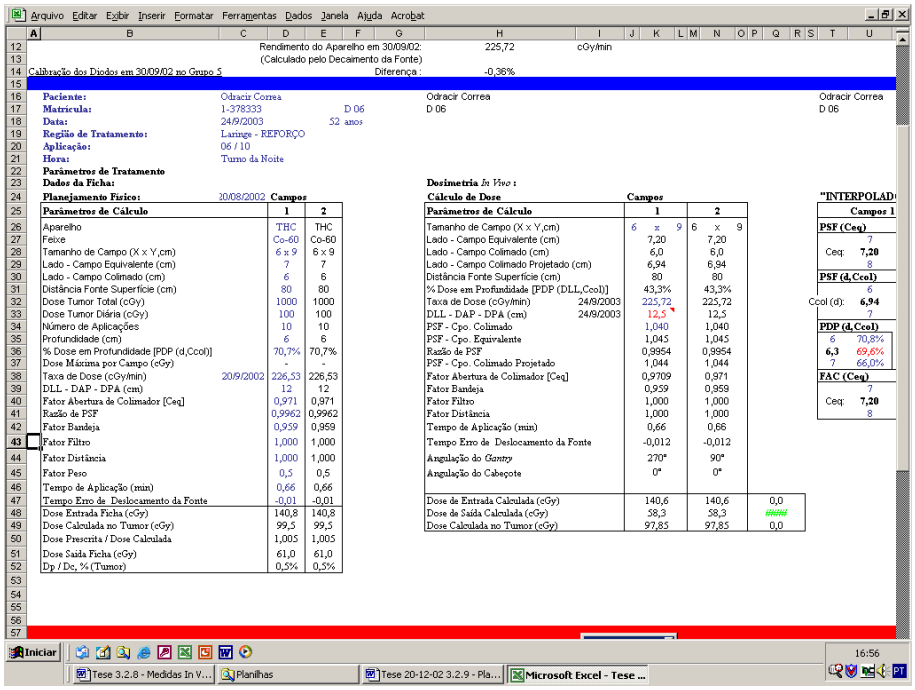


Figura 4.9–1: Partes 1 e 2 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com Diodos.

A terceira parte apresenta algumas equações para se obter interpolações automaticamente para as medidas de campo e profundidades fora dos valores conhecidos, e também, no caso das planilhas com TLD, as leituras dos dosímetros e suas estatísticas onde são feitas a análises do cálculo da dose e a obtenção do fator de calibração (Figura 4.9–3). A quarta e última parte apresenta os resultados das correções obtidas para as leituras ou doses não corrigidas, onde estão inseridos todos os fatores de correção e os resultados comparativos entre as doses medidas ($\mathbf{D_m}$) e as calculadas pela planilha, $\mathbf{D_c}$, ($\mathbf{D_m/D_c}$), e entre as doses medidas e as prescritas, $\mathbf{D_p}$, para o tratamento ($\mathbf{D_m/D_p}$) (Figura 4.9–4).

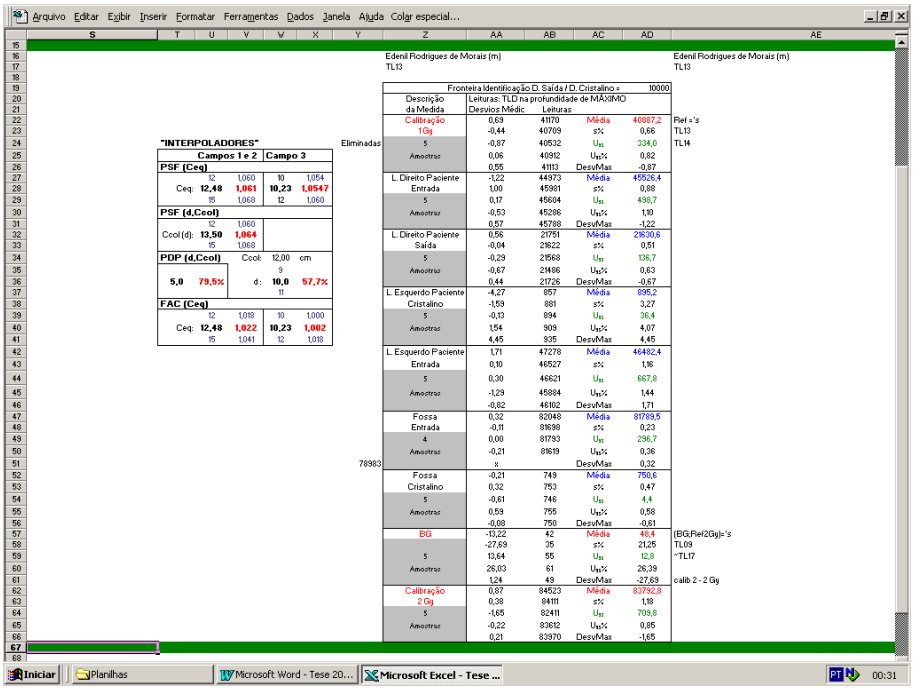


Figura 4.9–2: Parte 3 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com TLD apresentando as Leituras dos Dosímetros e suas Estatísticas.

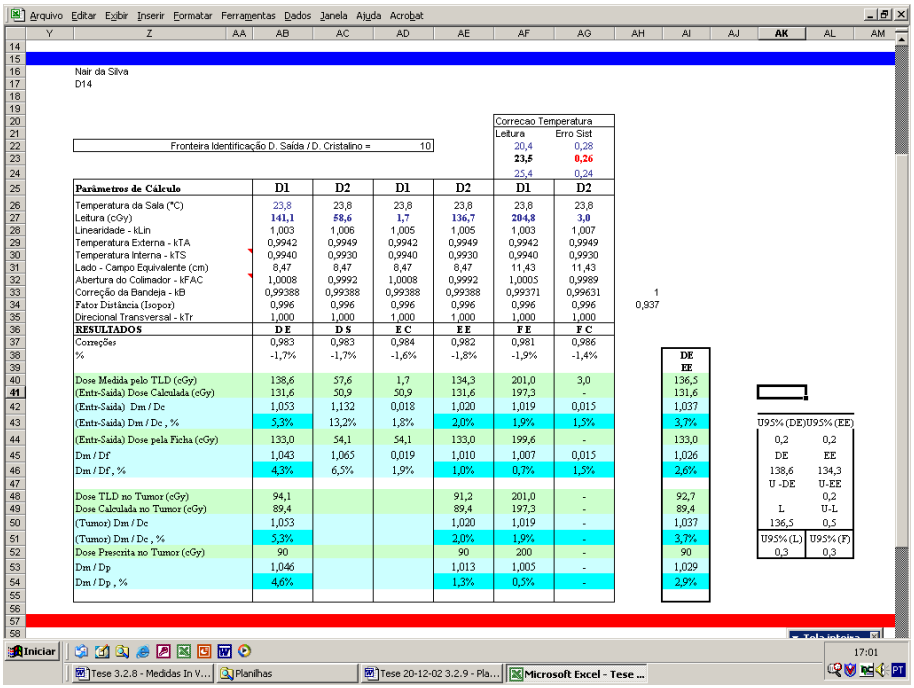


Figura 4.9–3: Parte 4 da Planilha de Cálculos de Dose para Medidas *In Vivo* com TLD apresentando todas as Comparações entre as Doses Medidas e Previstas.

Na planilha "Resultados" existe uma ligação direta entre todos os desvios encontrados com todos os pacientes do arquivo, onde aparecem em gráficos de dispersão e histogramas de freqüência (Figura 4.9–4). A página apresenta ainda, as estatísticas obtidas com as doses medidas na direção do cristalino.

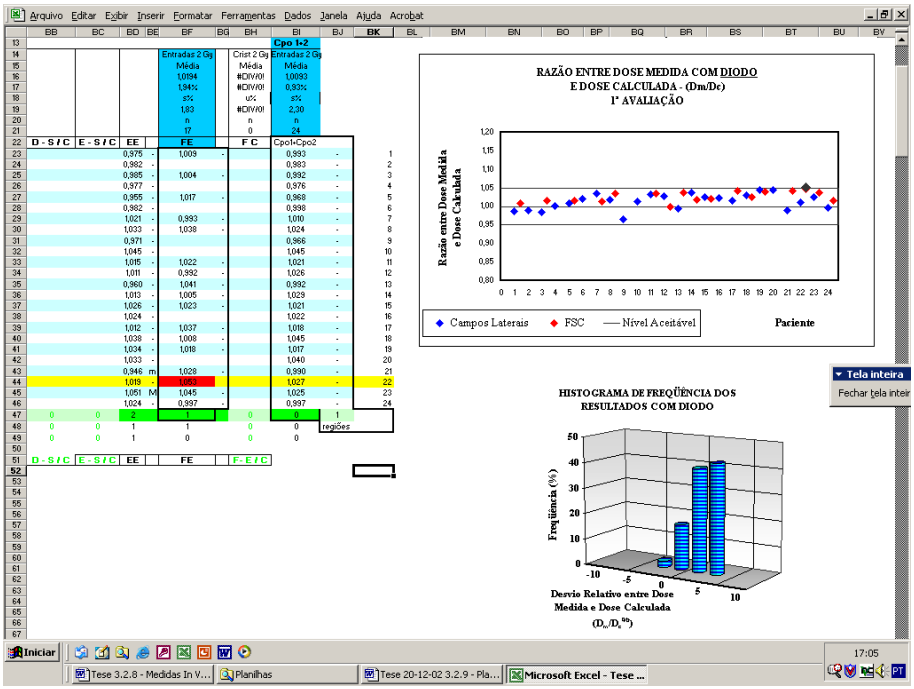


Figura 4.9–4: Planilha da Contabilidade de todos os Resultados com Pacientes nas Medidas *In Vivo*.

5
RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 – CALIBRAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO

5.1.1 – CALIBRAÇÃO DO DIODO

Conforme o procedimento e o arranjo experimental descritos em Métodos no Capítulo 4.1 – Calibração dos Diodos, foi realizada inicialmente uma dosimetria do feixe para se verificar o rendimento da fonte de Cobalto-60 (Apêndice B).

Em calibrações anteriores verificou-se que o eletrômetro PDM Victoreen acusava condições de cálculo para se determinar o fator de calibração quando recebia uma dose de aproximadamente 5,5 Gy para aquelas condições de irradiação (Tabela 4.1–1). Então, foi calculado o tempo de aparelho necessário para administrar uma dose no ponto de localização da câmara, a 5 cm de profundidade, equivalente a 5,5 Gy na profundidade de máximo (0,5 cm). Utilizou-se a Equação 5.1– 1 para esse cálculo.

$$\mathbf{t = \frac{D_{0,5}}{R.PDP.FAC} + t_{err}} \qquad (5.1\text{–}1)$$

- ✓ t → Tempo de irradiação, em minutos;
- ✓ $D_{0,5}$ → dose para a profundidade de máximo (550 cGy);
- ✓ PDP → Percentual de dose em profundidade (100%, ou seja, 1 para o campo 12 x 12 cm^2 , no máximo, a uma DFS de 80 cm);
- ✓ FAC → Fator abertura de colimador (1,0181 para campo 12 x 12 cm^2);
- ✓ R → rendimento do aparelho na data da irradiação na profundidade de máximo de dose (0,5 cm), em cGy/min;
- ✓ t_{err} → tempo-erro de deslocamento entre entrada e saída da fonte (– 0,012 min).

O parâmetro tempo-erro de deslocamento da fonte (t_{err}) foi obtido através de uma série de três medições. Colocando a câmara de ionização na posição de referência, fez-se 3 séries de 5 leituras com os tempos de 0,5, 1,0 e 1,5 minuto. As médias dessas medidas quando colocadas num gráfico "Leitura contra Tempo", foi possível verificar o tempo de aparelho para leitura de câmara igual a zero.

Com o tempo de 2,35 minutos foi medido, no momento da irradiação, 90,31 nC no eletrômetro. Os dados da irradiação, os valores informados para a calibração e os resultados encontram-se na Tabela 5.1–1.

Tabela 5.1–1: Dados da Irradiação, Fatores de Correção e Resultados da Calibração.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (**R**)	2,289 Gy/min
Tempo de Aparelho (**t**)	2,35 min
Tempo-Erro (t_{err})	– 0,012 min
Distância Fonte Superfície (**DFS**)	80 cm
Profundidade na Água (**d**)	5 cm
Campo	12 x 12 cm^2
Correção para Percentual de Dose em Profundidade (**PDP**)	79,5 % [*1]
Correção para Abertura de Colimador (**FAC**)	1,018 [*2]
Temperatura (**T**)	21,75 ^oC
Pressão (**P**)	102,26 kPa
Umidade Relativa (**U.R.**)	60%
Fator de Correção para Temperatura, Pressão e Umidade (p_{TP} . p_H)	0,9993
Dose Medida na Câmara de Ionização (D_5)	4,385 Gy
Dose Corrigida ($D_{0,5}$)	5,516 Gy
Dose Atribuída aos Diodos	551,6 cGy
Diodo 1	5,463 x 10^{-3} Gy/nC
Diodo 2	4,812 x 10^{-3} Gy/nC

[*1] Valor tirado da tabela de dosimetria do setor; [*2] Valor medido.

5.1.2 – CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO DIODO

Repetitividade

Para o teste de repetitividade tomou-se 5 medidas para cada diodo, com uma dose próxima à da calibração no feixe de ^{60}Co. A Figura 5.1–1 apresenta o Gráfico com os valores normalizados pela média das leituras de 6 Gy. As barras de erro correspondem às incertezas combinadas com 95% de nível de confiança (**2s**) para os valores normalizados, que correspondem a 0,12% e 0,14% para os diodos 1 e 2, respectivamente.

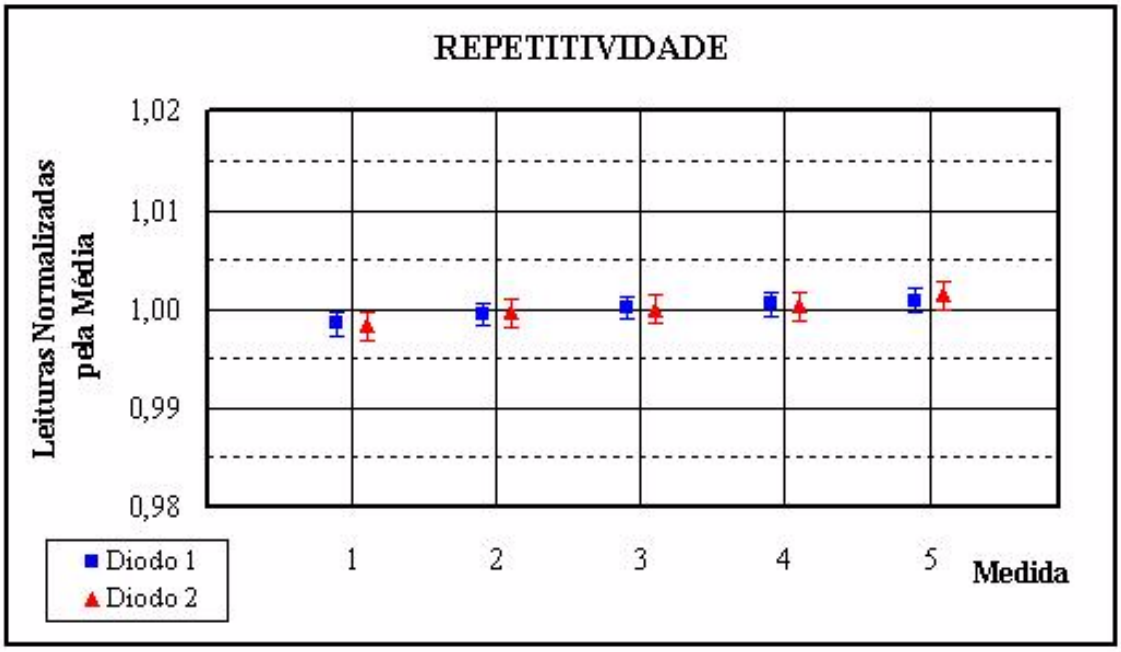


Figura 5.1–1: Estudo da Repetitividade da Resposta dos Diodos.

Para se avaliar os resultados do teste, calculou-se as diferenças percentuais entre as maiores e as menores leituras do teste (Equações 5.1–2 e 3):

$$\textbf{Diodo 1} \Rightarrow \frac{(600{,}8 - 599{,}4)}{599{,}96} = \textbf{0,0023 ou 0,23\%} \qquad (5.1\text{–}2)$$

$$\textbf{Diodo 2} \Rightarrow \frac{(601{,}6 - 599{,}7)}{600{,}62} = \textbf{0,0036 ou 0,36\%} \qquad (5.1\text{–}3)$$

Como as diferenças entre as maiores e as menores discrepâncias em relação à média foram de 0,23% e 0,36% para o diodo 1 e 2, respectivamente, o teste confirma a condição dos detectores serem repetitivos.

Reprodutibilidade com a Dose

No Gráfico da Figura 5.1–2, é apresentado o comportamento das medidas para diferentes doses de irradiação. Pode-se observar que nas doses absorvidas inferiores a 0,2 Gy, a reprodutibilidade é de pouca qualidade, contudo ainda aceitável. Para melhor se visualizar, é mostrado em detalhe no Gráfico da Figura 5.1–3, as medidas para as doses até 1 Gy.

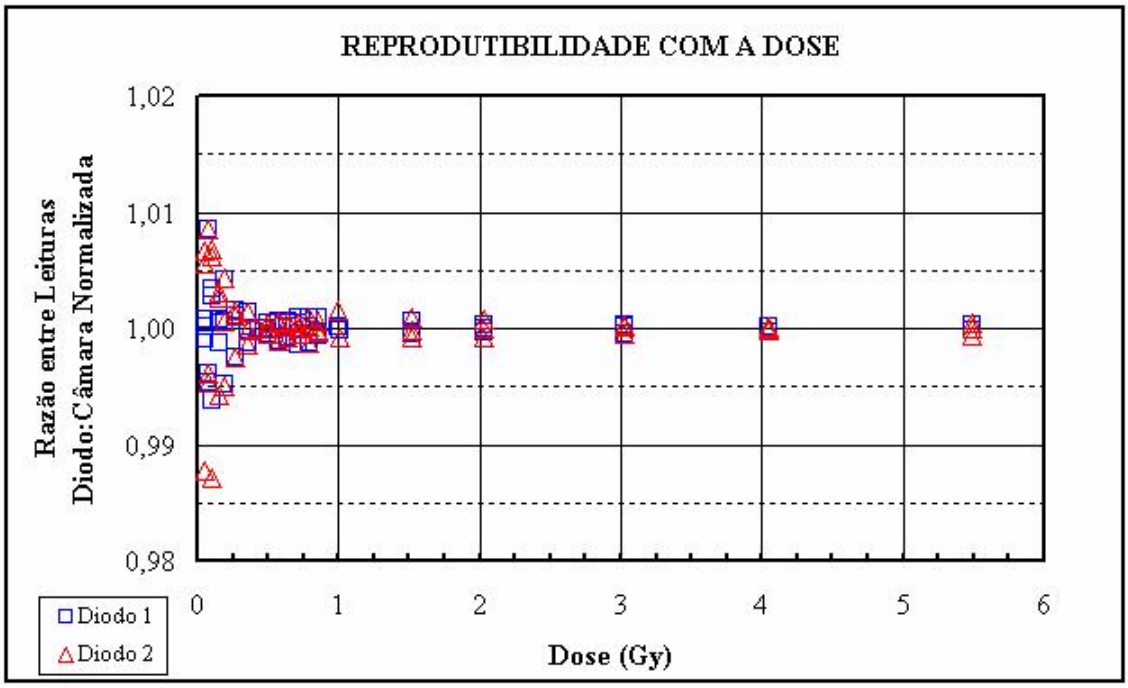


Figura 5.1–2: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose das Respostas dos Diodos.

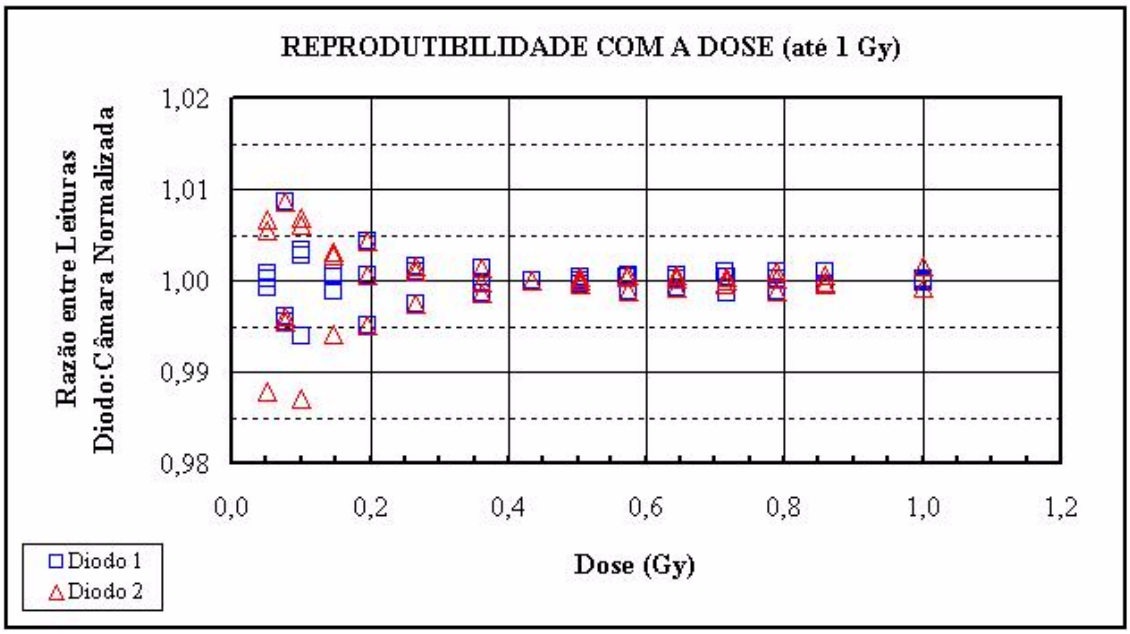


Figura 5.1–3: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose das Respostas dos Diodos – Medidas até 1 Gy.

Pode-se observar que para as doses menores que 0,02 Gy têm-se desvios maiores. Isto se dá devido à resolução do eletrômetro ocasionando uma pequena precisão (0,1 cGy), que para doses pequenas significa grande desvio.

Para ilustrar a imprecisão das medidas de baixa dose, é apresentado na Figura 5.1–4 um gráfico com as incertezas expandidas para 95% de nível de confiança (**2s**) das razões normalizadas. Confirma-se com este gráfico, a afirmação de que as doses menores que 0,02 Gy apresentam uma reprodutibilidade pior.

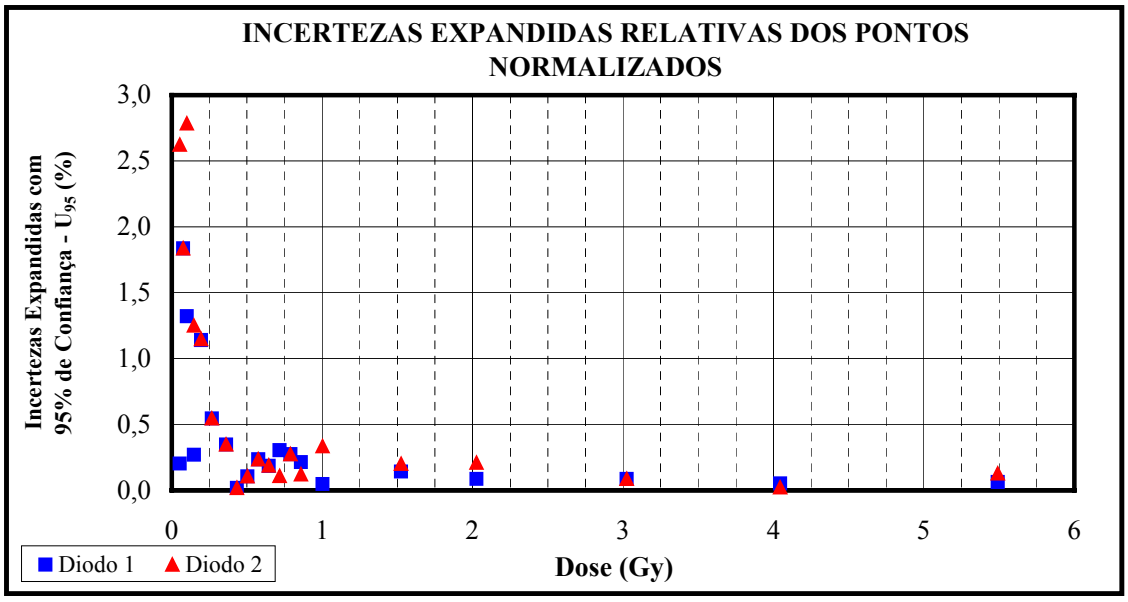


Figura 5.1–4: Incertezas Expandidas com 95% de Confiança ou 2 Desvios Padrões das Razões Normalizadas do Estudo sobre Reprodutibilidade com Diodos.

Linearidade

A Figura 5.1–5 apresenta um Gráfico que mostra os fatores de correção de acordo com o comportamento das respostas dos detectores diodo frente à câmara de ionização.

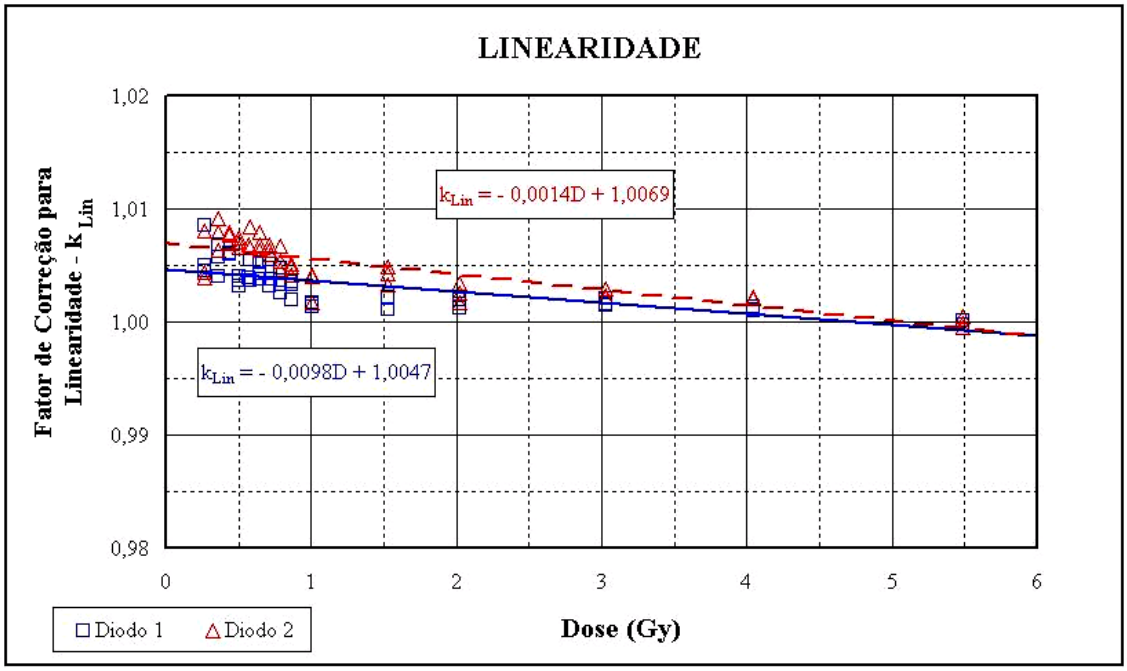


Figura 5.1–5: Comportamento da Resposta dos Diodos no Estudo da Linearidade – Fatores de Correção a partir da Normalização com a Dose de Calibração.

Com base nestes resultados, construiu-se, através do ajuste linear apresentado no Gráfico da Figura 5.1–5, uma equação de primeiro grau para obtenção da correção da resposta de cada diodo de acordo com a dose lida (**D**) para uma dada irradiação (Tabela 5.1–2).

Tabela 5.1–2: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos para Linearidade.

FATOR DE CORREÇÃO	EQUAÇÃO PARA k_{Lin}
Diodo 1	$k_{Lin} = – 0{,}0014\ D + 1{,}0069$
Diodo 2	$k_{Lin} = – 0{,}0098\ D + 1{,}0047$

Variação da Sensibilidade com a Temperatura Superficial

A dependência com a temperatura foi focalizada de duas formas diferentes: a alteração devido à diferença de temperatura entre o diodo e a superfície de contato e a diferença entre as temperaturas de calibração e de medida.

A Figura 5.1–6 apresenta um Gráfico que mostra o comportamento dos diodos em três situações testadas: os diodos em contato direto com a superfície, sobre a tela de máscara de imobilização e sobre a folha de isopor. Os valores de $\mathbf{k_{TS}}$ são correções para leituras com diodos nessas condições conforme a demora na tomada de medida sobre o simulador. A Tabela 5.1–3 relaciona os fatores de correção aplicados nas medidas. Esses valores são os fatores de atenuação da resposta que se apresentaram constantes após 3 minutos de contato superficial com os diodos protegidos pela folha de isopor, isolando-os termicamente.

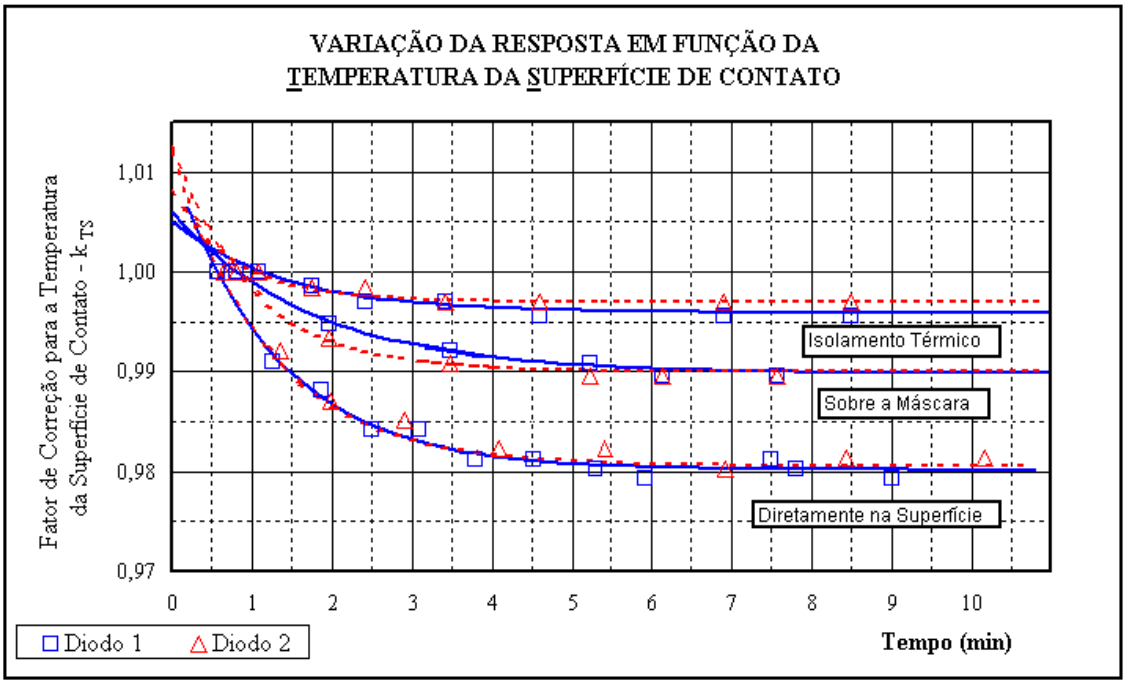


Figura 5.1–6: Variação da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura da Superfície de Contato.

Tabela 5.1–3: Fatores de Correção para a Resposta dos Diodos com a Temperatura Superficial – Contato Direto. Considerado para Tempos Superiores a 3 Minutos.

FATOR DE CORREÇÃO	k_{TS}
Diodo 1	0,996
Diodo 2	0,997

Mediante os resultados apresentados, foi possível reduzir consideravelmente este efeito, com correções inferiores a 0,5%.

Variação da Sensibilidade com a Temperatura Ambiente

Para a dependência com a temperatura ambiente, os dados foram normalizados pela dose na temperatura de calibração e colocados em um gráfico (Figura 5.1–7) mostrando o comportamento da resposta com o aumento da temperatura. Deste gráfico são retirados os fatores de correção $\mathbf{k_{TA}}$. Esses fatores serão aplicados através da equação da reta obtida por ajuste linear, como mostra o gráfico da Figura 5.1–8**.** Os resultados apresentados na forma de retas para correção de acordo com a temperatura, encontram-se na Tabela 5.1–5.

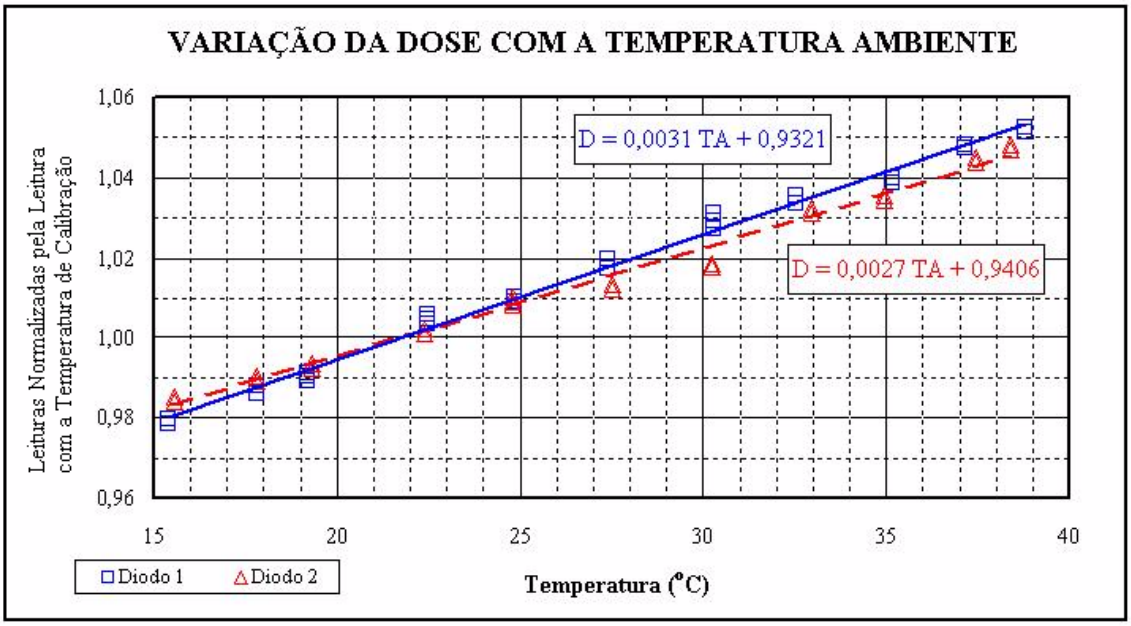


Figura 5.1–7: Comportamento da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura Ambiente.

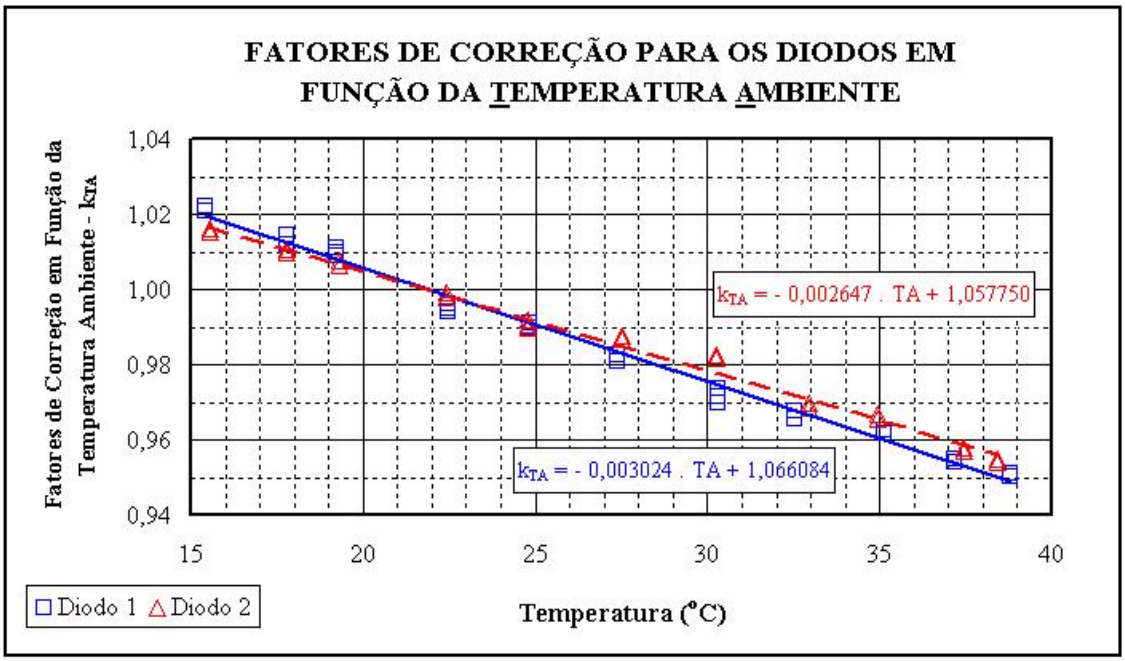


Figura 5.1–8: Fatores de Correção para a resposta dos Diodos em Função da Temperatura Ambiente.

Tabela 5.1–4: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos para Sensibilidade com a Temperatura Ambiente.

FATOR DE CORREÇÃO	EQUAÇÃO PARA k_{Lin}
Diodo 1	$k_{TA} = -0,0030\ D + 1,0660$
Diodo 2	$k_{TA} = -0,0026\ D + 1,0577$

Com o ajuste linear dos pontos do gráfico da Figura 5.1–7, obteve-se a confirmação da informação do fabricante a respeito da variação percentual da resposta em função da temperatura, de 0,3 u.e./^{o}C. As retas desse ajuste, na Tabela 5.1–5, apresentam coeficientes angulares 0,0031 e 0,0027 correspondendo a 0,31 e 0,27% /^{o}C, para os diodos 1 e 2 respectivamente. Ainda é possível se observar uma boa reprodutibilidade das respostas dos diodos em função da temperatura.

Tabela 5.1–5: Equações do Ajuste Linear que Confirma a Variação Percentual da Resposta dos Diodos em Função da Temperatura – o Coeficiente Angular da Reta.

DOSE CORRIGIDA	EQUAÇÃO PARA DOSE EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA
Diodo 1	D = 0,0031 TA + 0,9321
Diodo 2	D = 0,0027 TA + 0,9406

Dependência Direcional Axial

A seguir são relacionados o resultados da dependência direcional com irradiações com feixes direcionados axialmente. Esta verificação foi feita de forma diferente da apresentada pelo fabricante. No arranjo experimental do fabricante, as respostas direcionais apresentam variações a partir de ângulos superiores a 45^{o} e anteriores a –30^{o}. Os resultados encontrados são diferentes dos obtidos no presente trabalho provocados pelo material plástico sobre onde o diodo está apoiado. Como estas variações são previstas num sistema de planejamento, fez-se o teste com o arco completo de 360^{o} em torno dos diodos.

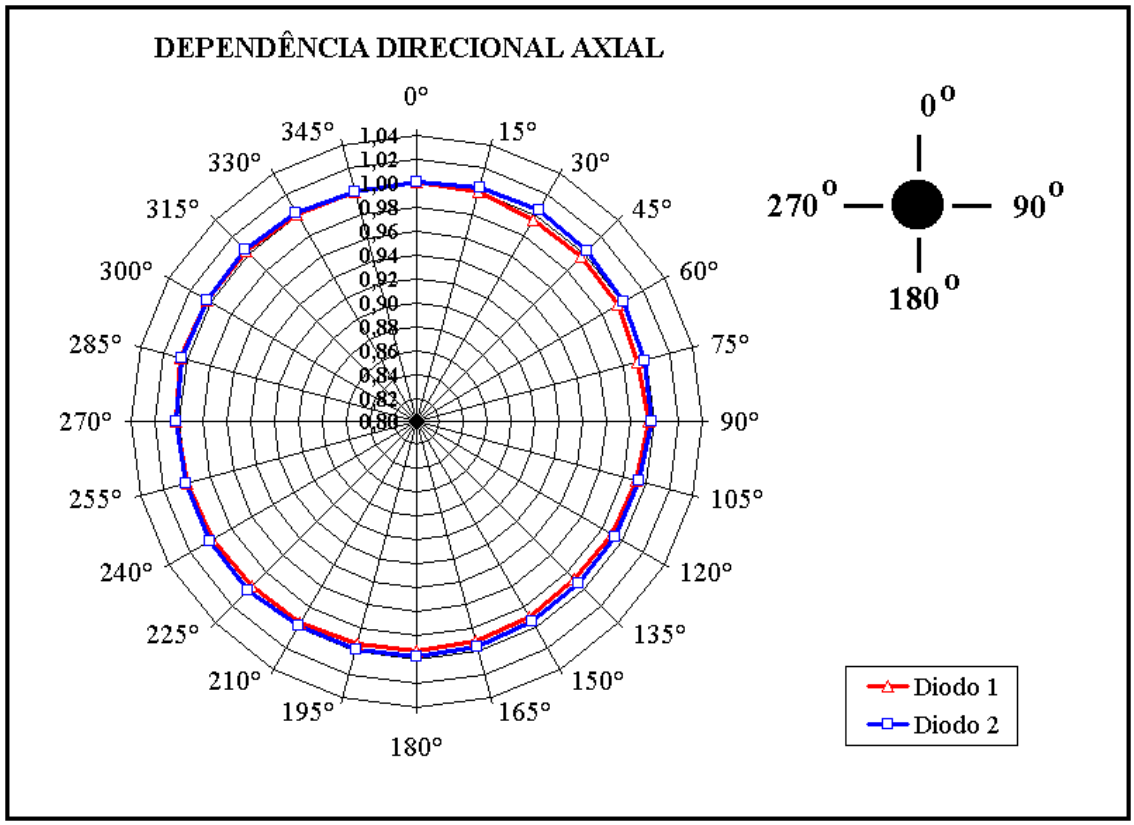


Figura 5.1–9: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Axial com Diodos.

Nenhuma variação em torno do eixo de simetria dos diodos maior que ± 1% foi constatada, conforme o especificado pelo fabricante. Com esses valores, construiu-se o gráfico da Figura 5.1–9. Como as correções apresentam-se menores que 0,5%, o suficiente para atestar a geometria axial simétrica, nenhuma correção será efetuada quando das medidas *in vivo*.

Dependência Direcional Transversal

A seguir são relacionados o resultados da dependência direcional com irradiações de feixes direcionados transversalmente em relação ao eixo longitudinal. A dependência direcional transversal permite que o diodo seja utilizado dentro de uma pequena faixa de incidência em torno de seu eixo, cerca de ± 15°, como mostra o comportamento das respostas no gráfico da Figura 5.1–10. Durante o posicionamento dos diodos para a irradiação em pacientes é possível localizar o diodo dentro desse

ângulo de 30º com centro no raio central, de modo que essas correções tornem-se desnecessárias.

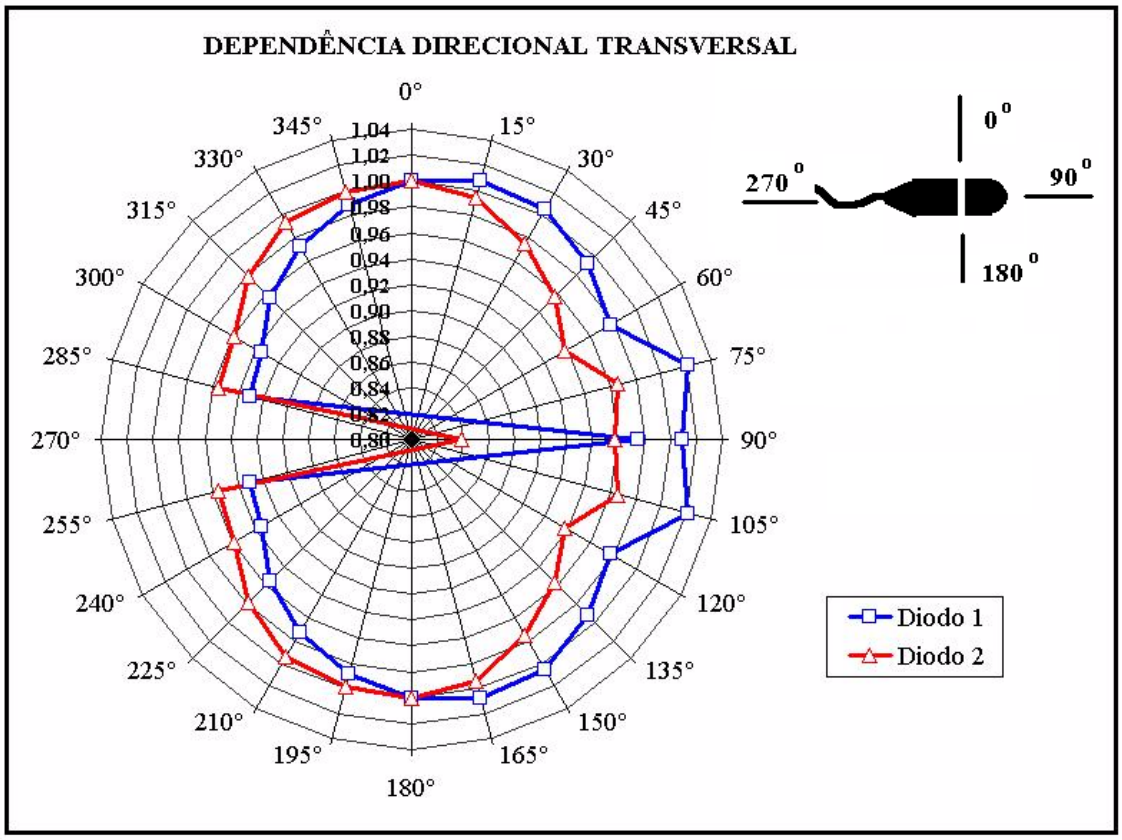


Figura 5.1–10: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Transversal com Diodos.

Dependência com o Fator Abertura de Colimador–Tamanho de Campo

A Figura 5.1–11 apresenta o gráfico com os fatores de correção para diferentes aberturas de colimador de acordo com o tamanho do campo de irradiação, obtidos com a câmara de ionização e com os diodos. Já a Figura 5.1–12 apresenta o gráfico com os pontos obtidos como fatores de correção para as leituras com diodo ($\mathbf{k_{FAC,x}}$) para cada medida em cada campo de lado **x**. A partir deste gráfico, uma reta para cada diodo foi processada para as correções serem aplicadas durante as irradiações com diodo de acordo com o tamanho do lado do campo equivalente ($\mathbf{C_{Eq}}$). Os parâmetros da reta encontram-se na Tabela 5.1–6.

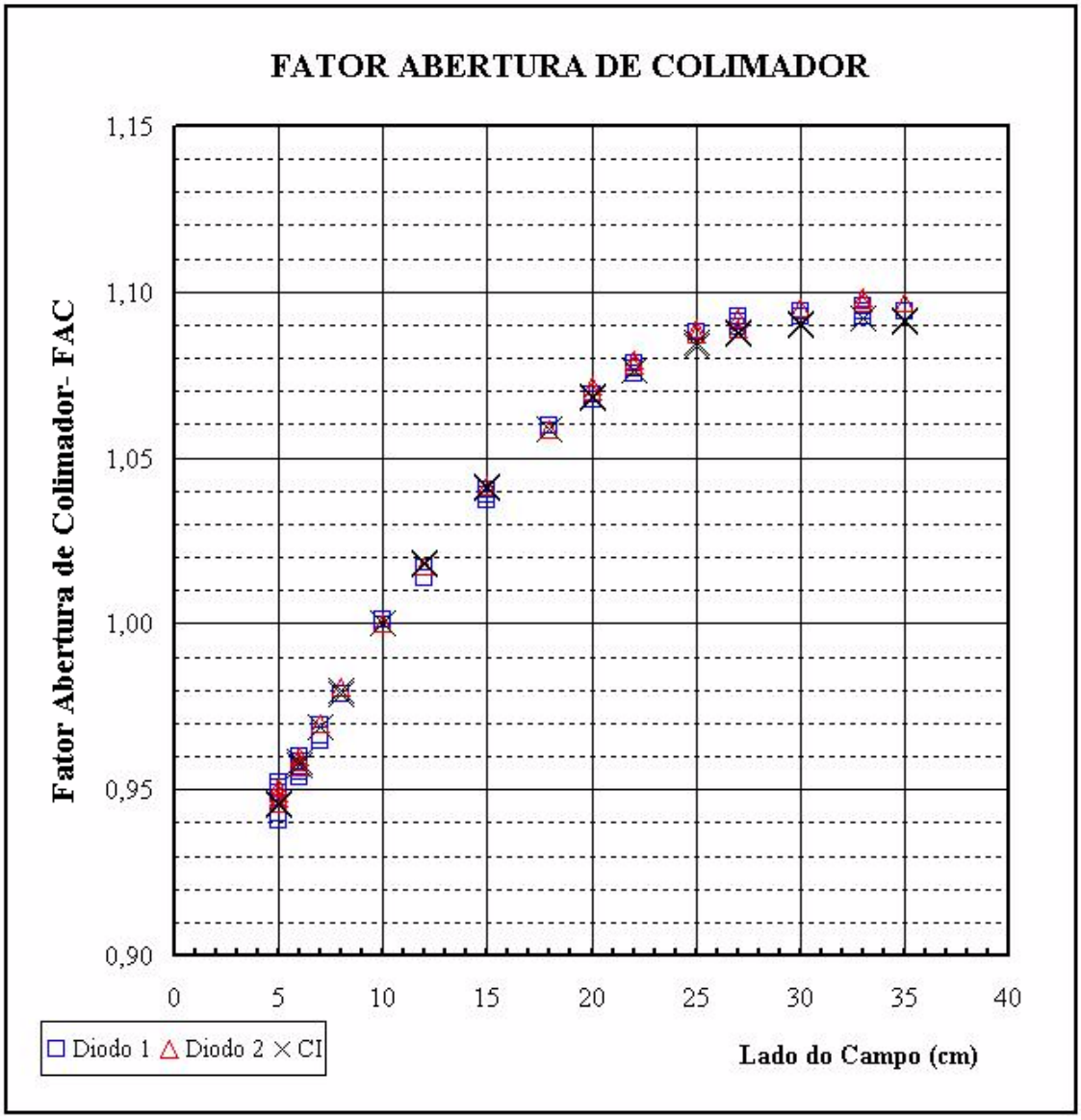


Figura 5.1–11: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com Câmara de ionização e Diodos.

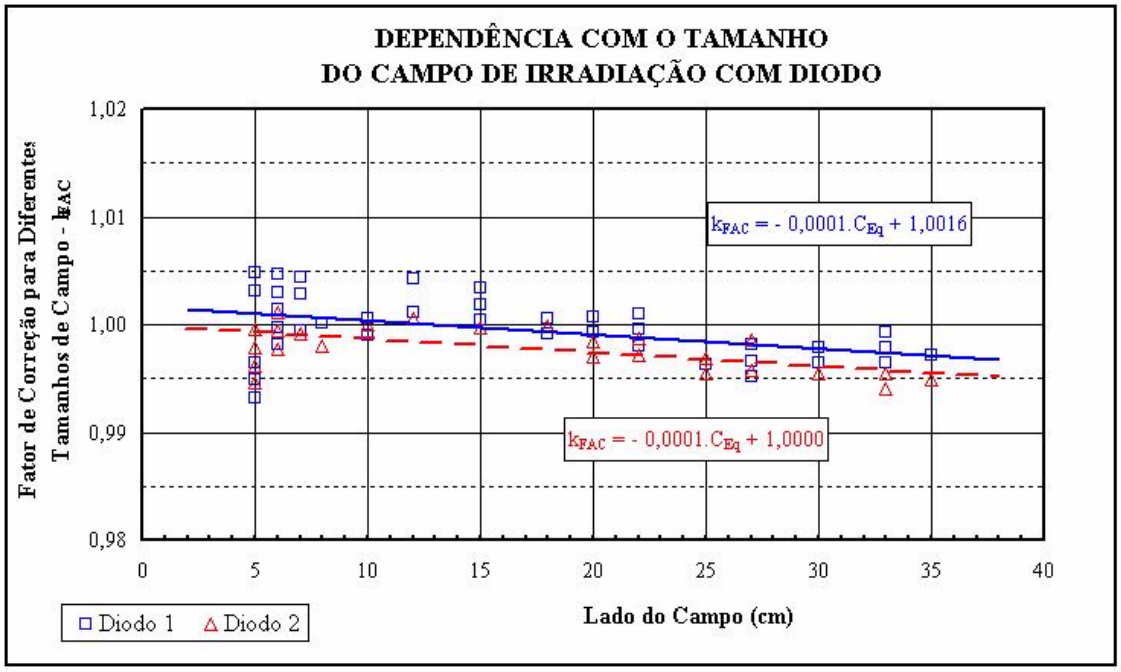


Figura 5.1–12: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com Diodos.

Tabela 5.1–6: Equações para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos em Função do Campo Equivalente.

DIODO	EQUAÇÃO PARA k_{FAC}
1	$k_{FAC} = -0{,}0001\ C_{Eq} + 1{,}0016$
2	$k_{FAC} = -0{,}0001\ C_{Eq} + 1{,}0000$

Alteração da Resposta dos Diodos devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção

Esses fatores apresentam variações com a unidade de tratamento utilizada na medida. A Tabela 5.1–7 relaciona os fatores bandeja ($\mathbf{p_B}$) utilizados no setor de Física-Médica medidos com câmara de ionização (**CI**) e os obtidos com os diodos 1 e 2 (**D1** e **D2**, respectivamente). A terceira coluna apresenta as correções ($\mathbf{k_B}$) utilizadas nos cálculos de dose dependendo da localização do detector no caso da bandeja de furos. Para esta bandeja, os dados da câmara foram obtidos através de média ponderada de acordo com a localização em relação aos furos da bandeja.

Tabela 5.1–7: Fatores de Correção para Influência da Bandeja na Resposta dos Diodos.

INFLUÊNCIA DA BANDEJA NA RESPOSTA DOS DIODOS		**Fator Bandeja p_B**			**Correção k_B**	
Detectores		CI	D 1	D 2	D 1	D 2
Unidade THC	Bandeja Lisa	0,938	0,9429	0,9405	0,9948	0,9974
	Bandeja de Furos	0,959	0,9981*	1,0007*	0,9609*	0,9584*
			0,9381	0,9385	1,0223	1,0218
Unidade THX	Bandeja Lisa	0,937	0,9429	0,9405	0,9937	0,9963
	Bandeja de Furos	0,968	0,9981*	1,0007*	0,9699*	0,9674*
			0,9381	0,9385	1,0319	1,0314

* Valores obtidos a partir do posicionamento do detector no vão da bandeja de furos; a linha abaixo relaciona-se à localização fora do vão, ou seja, na sombra do acrílico.

5.2 – CALIBRAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD

Neste capítulo estão os resultados provenientes das calibrações e estudos das características dos detectores termoluminescentes Harshaw TLD-100 com tabelas e gráficos.

5.2.1 – CALIBRAÇÃO DO TLD

Como a calibração dos TLDs são parte integrante da medida *in vivo*, os resultados serão apresentados no Capítulo 5.4, Medidas *In Vivo*.

5.2.2 – CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DO TLD

Repetitividade

O teste de repetitividade realizado, com doses de 1 Gy na profundidade de máximo, é apresentado na forma do gráfico da Figura 5.2–1. Os resultados apresentaram uma incerteza relativa de 0,23% para 2 desvios padrões, ou 95% de nível de confiança.

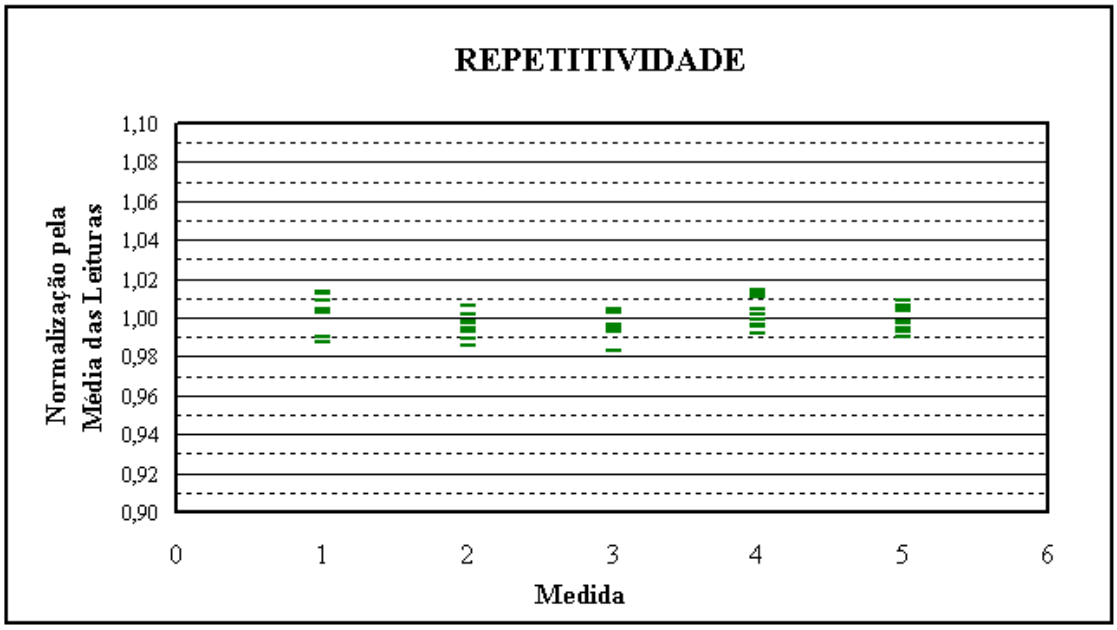


Figura 5.2–1: Estudo da Repetitividade da Resposta do TLD.

Reprodutibilidade com a Dose

O comportamento das medidas para diferentes doses de irradiação é mostrado no gráfico da Figura 5.2–2. Diferentemente dos diodos, o TLD se mostrou reprodutível para todas as doses avaliadas, apresentando uma incerteza relativa média de 1,1% para 2 desvios padrões ou 95% de nível de confiança.

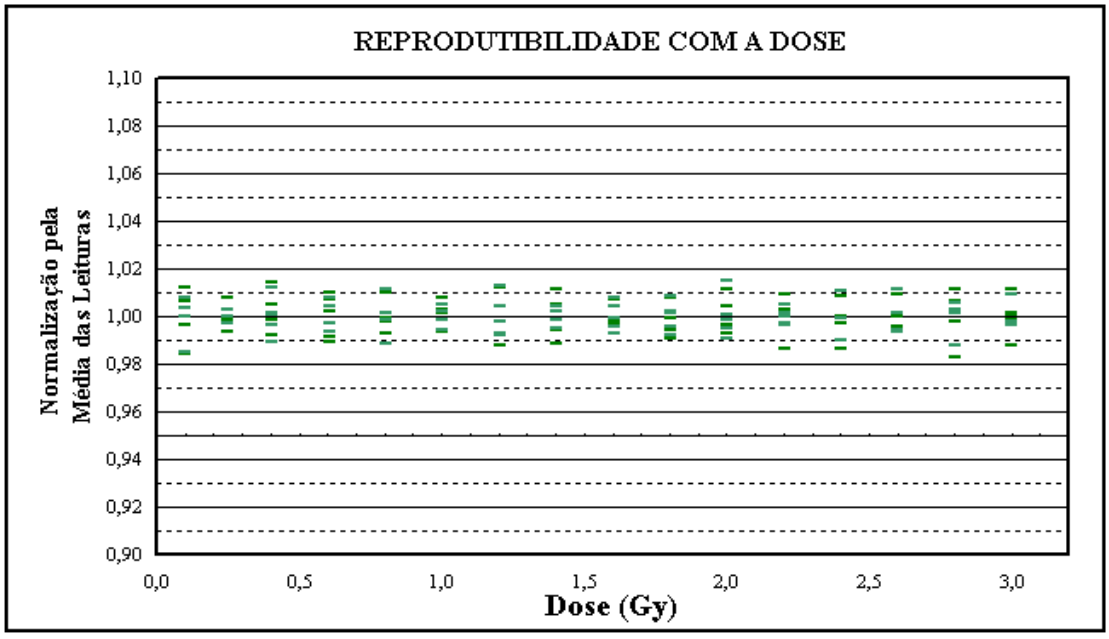


Figura 5.2–2: Estudo da Reprodutibilidade com a Dose da Resposta com TLD.

Linearidade

A Figura 5.2–3 apresenta um Gráfico que mostra os fatores de correção de acordo com o comportamento das respostas dos detectores termoluminescentes frente às respostas com a câmara de ionização. A partir dos fatores de correção obtidos para as doses consideradas, foi construída uma reta (Tabela 5.2–1), que será usada para obtenção direta da correção $\mathbf{k_{Lin}}$ de acordo com a dose não corrigida medida pelo TLD.

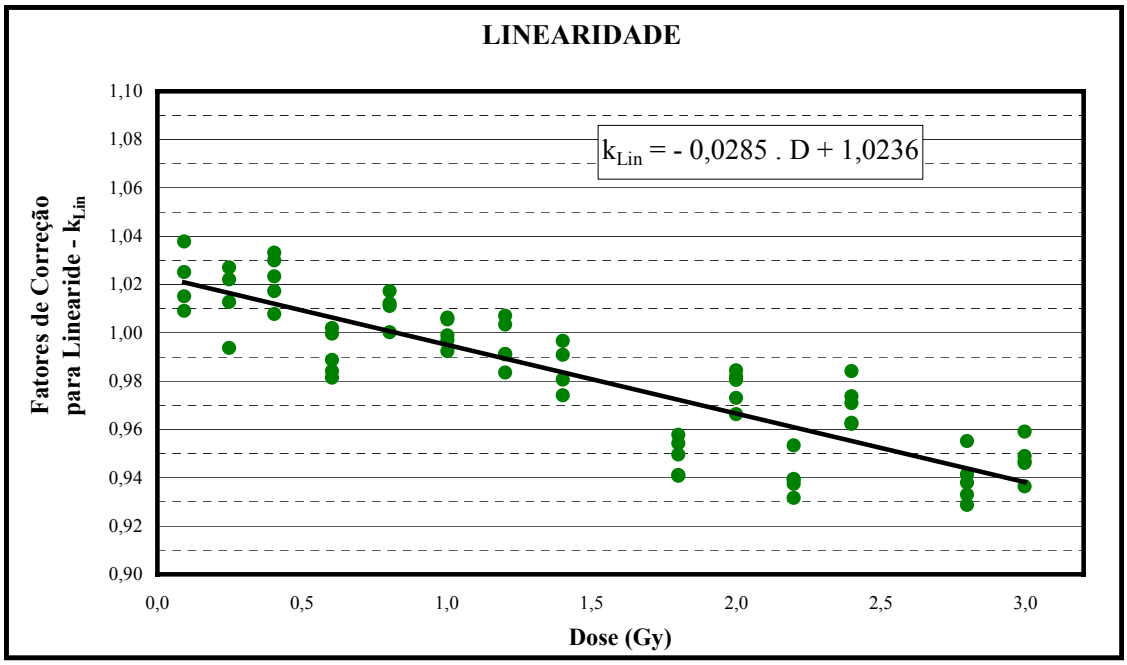


Figura 5.2–3: Fatores de Correção da Linearidade para a Resposta TL do LiF:Mg;Ti.

Tabela 5.2–1: Equação para Obtenção dos Fatores de Correção da Resposta do TLD para Linearidade.

FATOR DE CORREÇÃO	EQUAÇÃO PARA k_{Lin}
TLD	$k_{Lin} = – 0,0285\ D + 1,0236$

Dependência Direcional

A Figura 5.2–4 apresenta o resultado da dependência direcional analisada durante o estudo com o feixe incidindo transversalmente à capa formadora de equilíbrio eletrônico do TLD. A dependência direcional transversal permite que o TLD seja utilizado dentro de uma pequena faixa de incidência em torno de seu eixo, em – 15^o na direção de sua base e +30^o na direção da tampa da cápsula, onde as correções $\mathbf{k_{Tr}}$ são desprezíveis para efeito de cálculo. Os outros ângulos podem ser evitados na ocasião do posicionamento para irradiação no paciente. A outra metade do arco foi construída com os valores das incidências simétricas por considerar-se simetria em relação ao eixo longitudinal.

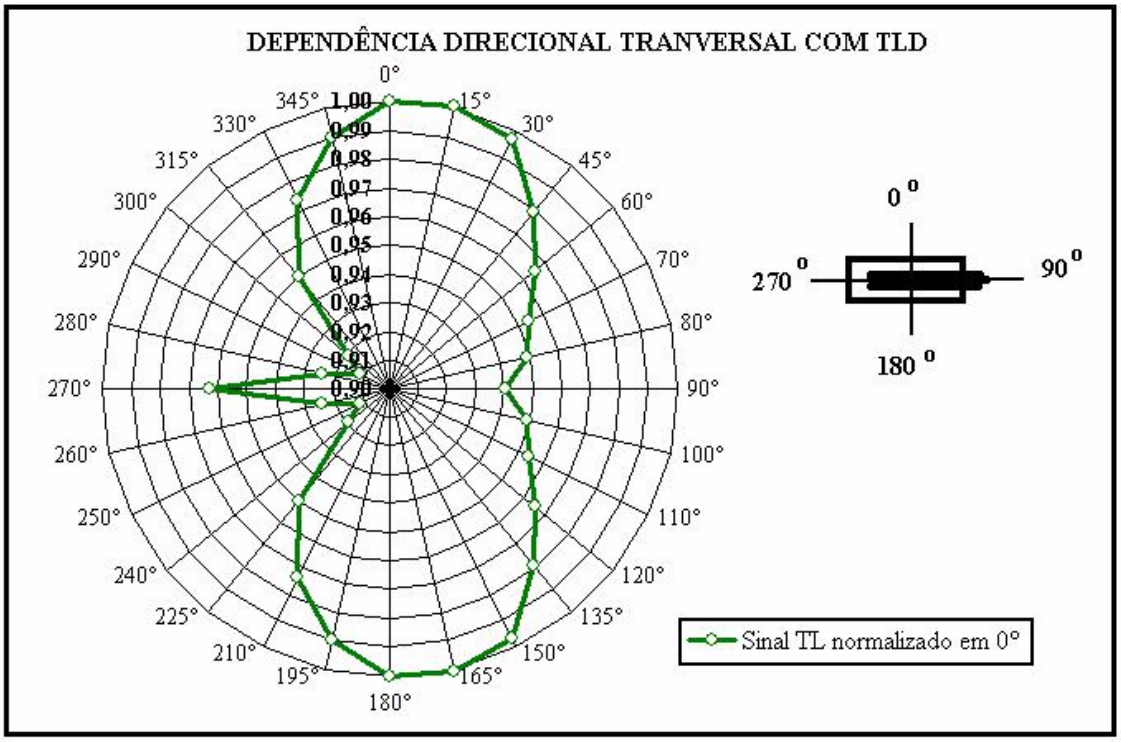


Figura 5.2–4: Fatores de Correção para a Dependência Direcional Transversal com TLD.

Dependência com o Fator Abertura de Colimador – Tamanho de Campo com TLD

A Figura 5.2–5 apresenta o gráfico com os fatores de correção para diferentes aberturas de colimador de acordo com o tamanho do campo de irradiação, **FAC(CI)** e **FAC(TL)**, obtidos com a câmara de ionização e com TLD, respectivamente. Já a Figura 5.2–6 apresenta o gráfico com os pontos obtidos como fatores de correção para as leituras com TLD ($\mathbf{k_{FAC,x}}$) para cada medida em cada campo de lado **x**. A partir deste gráfico, uma reta foi processada para as correções a serem aplicadas durante as irradiações com TLD de acordo com o tamanho do lado do campo equivalente de irradiação ($\mathbf{C_{Eq}}$) (Tabela 5.2–2).

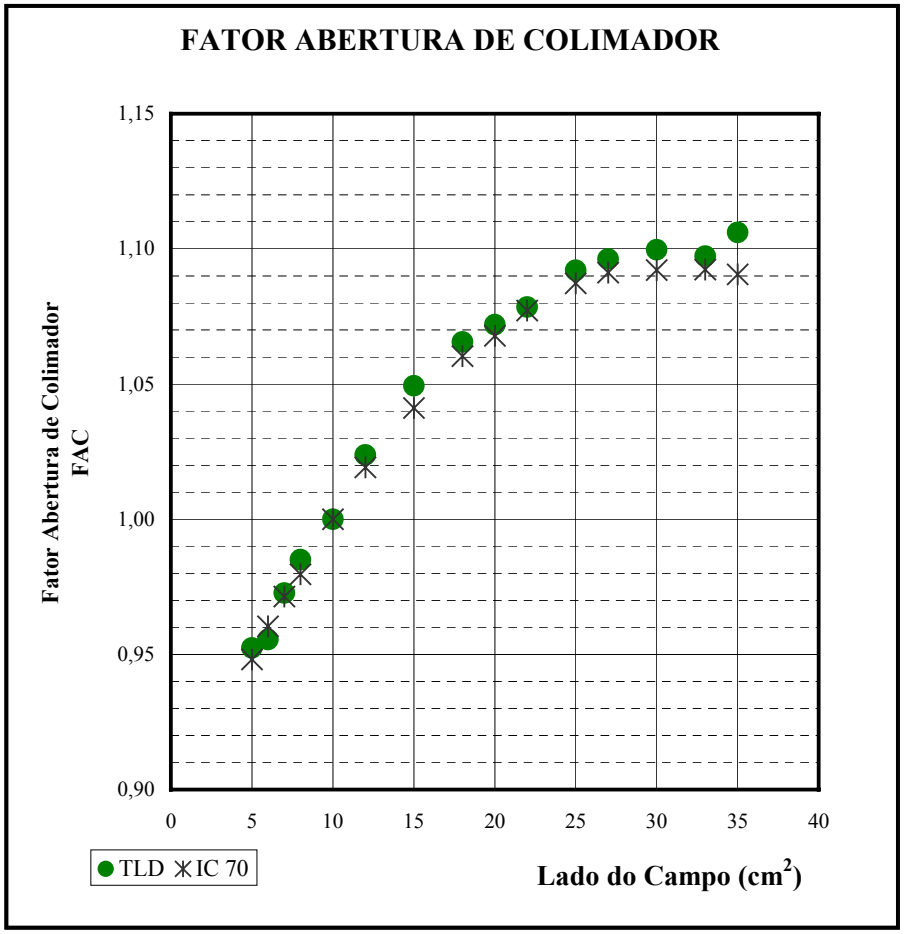


Figura 5.2–5: Fatores Abertura de Colimador obtidos com Câmara de Ionização e TLD.

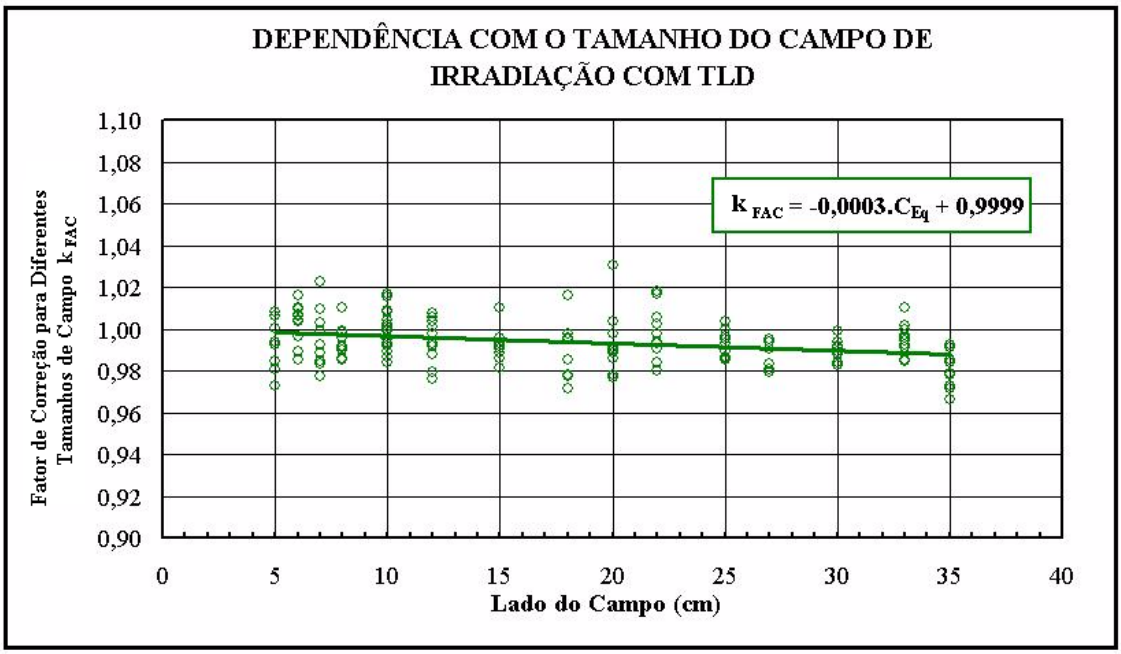


Figura 5.2–6: Fatores de Correção para a Dependência com o Tamanho de Campo com TLD.

Tabela 5.2–2: Equação para Obtenção dos Fatores de Correção para TLD em Função do Campo Equivalente.

FATOR DE CORREÇÃO	EQUAÇÃO PARA k_{FAC}
TLD	$k_{FAC} = -0{,}0003\ C_{Eq} + 0{,}9999$

Estabilidade da Resposta

Na dosimetria *in vivo* como um controle de qualidade em que se tenta verificar um tratamento que se encontra em andamento, existe a necessidade de que se saiba qual a dose administrada ao paciente o mais rápido possível. Essa necessidade fez com que a característica em questão fosse analisada no TLD da seguinte forma: para um tratamento que esteja em andamento, o ideal seria que ocasionais correções fossem feitas já na segunda aplicação. Isto implicaria numa correção entre 24 e 48 horas. Para tanto, é necessário que o TLD apresente uma resposta estável dentro deste intervalo de tempo. O Harshaw TLD-100 da forma como é processado no laboratório, apresenta esta possibilidade devido ao pré-aquecimento de leitura (ou aquecimento pós-irradiação), na temperatura de 170 ^{o}C. Com esta temperatura, os picos de menor meia-vida desaparecem, os principais causadores de uma instabilidade dentro do intervalo de tempo considerado. A partir daí, no teste de desvanecimento conseguiu-se mostrar um período de estabilidade da resposta do TLD para o intervalo entre 18 e 48 horas. Os resultados apresentaram uma estabilidade no período analisado com uma incerteza relativa média de 0,77%, para 2 desvios padrões ou 95% de confiança (**$U_{95\%}$**). A Figura 5.2–7 apresenta o comportamento das medidas para os diferentes períodos de leitura após irradiação.

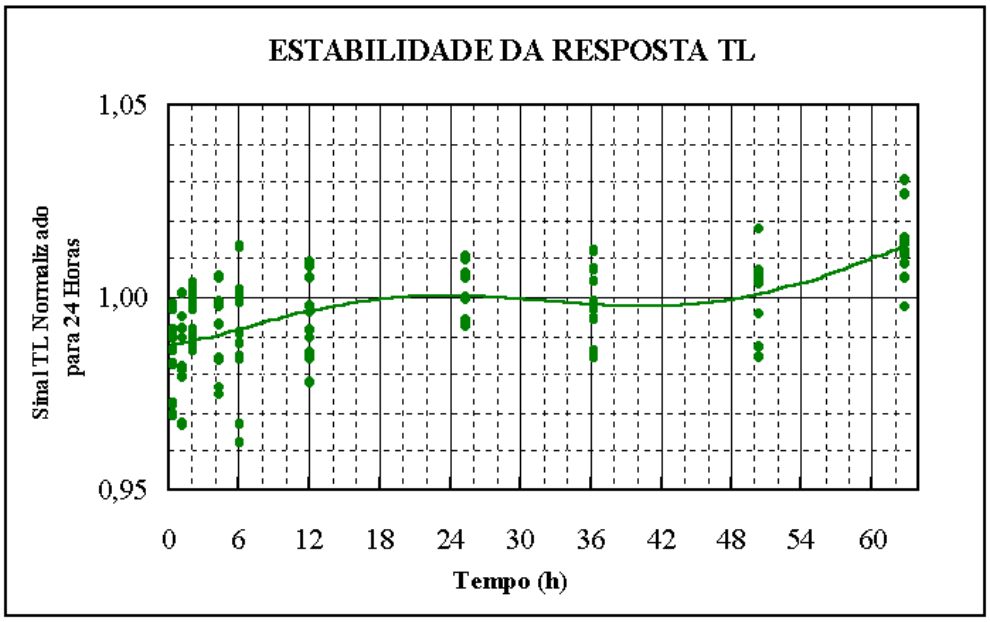


Figura 5.2–7: Estudo da Estabilidade da Resposta TL no Intervalo de 18 a 48 Horas entre Irradiação e Leitura do TLD.

Alteração na Resposta do TLD devido à Influência da Bandeja Fixadora de Blocos de Proteção

A Tabela 5.2–3 relaciona os fatores bandeja ($\mathbf{p_B}$) utilizados no setor de Física-Médica e os obtidos com TLD. A terceira coluna apresenta as correções ($\mathbf{k_B}$) utilizadas nos cálculos de dose dependendo da localização do detector no caso da bandeja de furos.

Tabela 5.2–3: Fatores de Correção para Influência da Bandeja na Resposta do TLD.

INFLUÊNCIA DA BANDEJA NA RESPOSTAS DOS DETECTORES		Fatores Bandeja p_B		Correção k_B
		CI	TLD	TLD
Unidade THC	Lisa	0,938	0,9355	1,003
	Furos	0,959	0,9805*	0,978*
			0,9185	1,044
Unidade THX	Lisa	0,937	0,9355	1,002
	Furos	0,968	0,9805*	0,987*
			0,9185	1,054

* Valores obtidos a partir do posicionamento do detector no vão da bandeja de furos; a linha abaixo relaciona-se à localização fora do vão.

5.3 - MEDIDAS COM DIODO E TLD NO SIMULADOR

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com as irradiações dos detectores diodos e termoluminescentes no simulador antropomórfico RANDO Alderson, visando testar o desempenho dos mesmos, para o uso em dosimetria *in vivo*, na avaliação da dose no tratamento de cabeça e pescoço. Foi simulado um tratamento com campos laterais e campo de fossa supra-clavicular (**FSC**). Os resultados sobre os campos laterais estão expressos na forma de média entre os desvios obtidos no campo lateral direito e esquerdo.

Fatores de Correção Aplicados

A Tabela 5.3–1 apresenta os fatores de correção aplicados às medidas com diodo. Os fatores de correção para linearidade e para a temperatura ambiente apresentaram variações da ordem de 0,1% , enquanto que os demais fatores são constantes.

Tabela 5.3–1: Fatores de Correção Aplicados às Medidas com Diodo no Simulador RANDO Alderson.

FATOR DE CORREÇÃO	CAMPOS				
	Laterais			FSC	
	Entrada	Saída	Cristalino	Centro	Cristalino
k_{Lin} (Linearidade)	1,0044	1,0052	1,0058	1,0041	1,0069
k_{TA} (Temperatura Ambiente)	0,9997	0,9992	1,0005	0,9983	0,9983
k_{TS} (Temperatura Superficial)	1	1	1	1	1
k_{FAC} (Abertura do Colimador)	0,9997	0,9997	0,9997	0,9994	0,9994
k_B (Bandeja)	1	1	1	0,9963	0,9963
Correção Total (%)	**+ 0,41**	**+ 0,44**	**+ 0,63**	**– 0,13**	**+ 0,15**

Pode-se observar que as correções para as leituras com diodo apresentam uma média em torno de + 0,35%. Uma correção com esta ordem de grandeza pode ser desprezada se comparada com as incertezas experimentais. Com isso, a leitura da dose de entrada com diodo pode ser comparada diretamente com a dose prescrita; sendo necessária apenas a correção para a dose em profundidade (**PDP**).

A Equação 5.3–1 define o fator de calibração (F_C) para as leituras TL. É adotada uma das referências de 1 Gy. A Tabela 5.3–2 apresenta os fatores de correção aplicados às medidas TL.

$$F_C = \frac{D_{1Gy}}{(\overline{TL})_{1Gy}} = \frac{0,996}{39442,0} = 2,529.10^{-5}\ Gy/TL \qquad (5.3–1)$$

Tabela 5.3–2: Fatores de Correção Aplicados às Medidas com TLD no Simulador RANDO Alderson.

FATOR DE CORREÇÃO	CAMPOS				
	Laterais			FSC	
	Entrada	Saída	Cristalino	Centro	Cristalino
k_{Lin} (Linearidade)	0,9885	1,0085	1,0222	0,9626	1,0227
k_{FAC} (Abertura do Colimador)	0,9965	0,9965	0,9965	0,9965	0,9965
k_B (Bandeja)	1	1	1	1,0016	1,0016
Correção Total (%)	**– 1,5**	**+ 0,5**	**+ 1,9**	**– 3,9**	**+ 2,1**

Cabe aqui a justificativa do elevado desvio para o campo FSC devido à correção para supralinearidade para doses de 2 Gy, já que os fatores são normalizados em 1 Gy.

Medidas de Dose de Entrada

As tabelas seguintes apresentam os desvios relativos entre as doses medidas

($\mathbf{D_m}$) e as doses previstas, que são a dose calculada ($\mathbf{D_c}$) e a dose prescrita ($\mathbf{D_p}$). A Tabela 5.3–3 apresenta os desvios relativos obtidos com os diodos e com TLDs posicionados na entrada do campo de irradiação.

Tabela 5.3–3: Desvios Relativos entre a Dose de Entrada Medida e as Doses Previstas (Calculadas e Prescritas) no Simulador RANDO Alderson.

DESVIOS RELATIVOS MEDIDAS NA ENTRADA						
Campos	**Diodo**			**TLD**		
	D_m/D_c (%)	D_m/D_p (%)	Incerteza u% (1s)	D_m/D_c (%)	D_m/D_p (%)	Incerteza u% (1s)
Laterais	+ 0,3	+ 0,6	± 0,3	+ 0,6	+ 0,8	± 0,3
FSC	– 0,6	– 1,7	± 0,2	+ 2,5	+ 2,4	± 0,5

A tabela acima demonstra que ambos os sistemas de medidas apresentam uma boa precisão para doses de entrada. Os testes mostram que as medidas com diodo são mais exatas, sobretudo nas medidas de campo FSC. Da mesma forma que os diodos, o sistema com TLD também apresenta boa precisão para as doses de entrada. Embora as medidas com TLD estejam dentro do limite estabelecido, são maiores, em torno de 2,5% para o campo FSC, devido às correções de supralinearidade.

Medidas de Dose de Saída

A Tabela 5.3–4 apresenta uma média dos desvios relativos com os diodos posicionados na saída do campo de irradiação.

Tabela 5.3–4: Desvios Relativos entre Valores de Doses de Saída Medidos e Doses Calculadas no Simulador RANDO Alderson.

DESVIOS RELATIVOS MEDIDAS NA SAÍDA				
Campos	**Diodo**		**TLD**	
	D_m/D_c (%)	Incerteza u% (1s)	D_m/ D_c (%)	Incerteza u% (1s)
Laterais	– 5,6%	± 2,1%	– 6,6%	± 1,0%

O desvio encontrado se deve ao fato de que a previsão de dose na saída é obtida através da consideração de que o volume irradiado seja homogêneo e equivalente à

água, quando, na verdade, o simulador apresenta tecidos de diferentes densidades (como os da língua e dos dentes), além do ar da cavidade oral. Estes detalhes podem ser mostrados na Figura 5.3–1. Esta figura foi obtida através de uma verificação de posicionamento do diodo com o uso de um filme radiográfico.

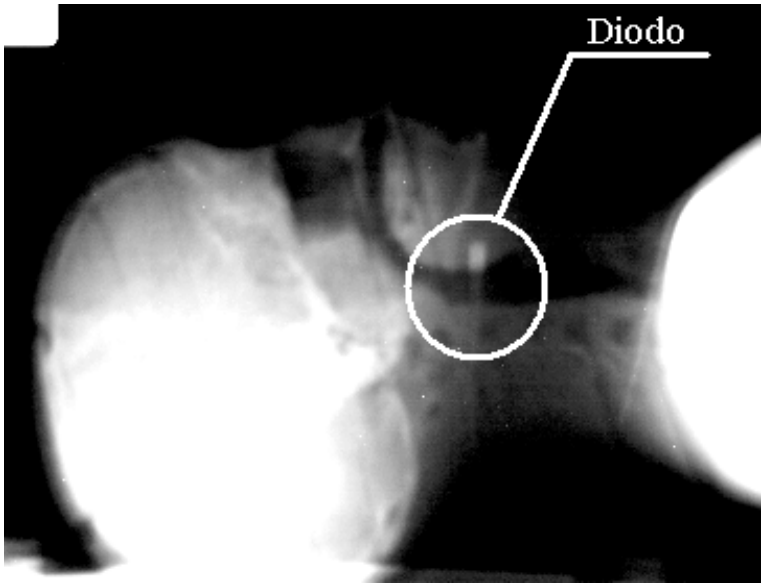


Figura 5.3–1: Verificação do Posicionamento do Diodo no Campo de Saída do Simulador RANDO Alderson com Filme Radiográfico.

Considerando ainda que, como a dose de entrada apresentou um desvio de 0,3% e a dose de saída, – 5,6% , pode ser estimado um desvio de aproximadamente 2,6% na linha média do simulador. Isto indica que o cálculo da dose prescrita deve apresentar um erro dessa ordem, pois nele não são levadas em conta heterogeneidades. Contudo, a determinação da dose de entrada é feita a partir da dose prescrita não considerando tais heterogeneidades. Ademais, a rotina de tratamento de cabeça e pescoço adotado é validada por muitos resultados estatísticos que atestam a sua qualidade. Portanto, conclui-se que medir a dose de entrada é a melhor opção para se checar a dose absorvida no tumor [35].

A sombra do detector posicionado na entrada do feixe é um outro aspecto a ser considerado, pois poderá contribuir para minimizar o desvio encontrado na medida na saída do campo.

Medidas de Dose na Direção do Cristalino

A Tabela 5.3–5 apresenta os desvios relativos com os diodos posicionados na direção do cristalino.

Tabela 5.3–5: Percentual da Dose Prescrita no Tumor Medida no Cristalino. Irradiações no Simulador RANDO Alderson.

Relação: Dose no Cristalino / Dose Prescrita (%)	Diodo	Incerteza u% (1s)	TLD	Incerteza u% (1s)
Campos Laterais	6,3	± 5,0	5,6	± 4,0
Campo FSC	1,4	± 5,0	1,5	± 0,8

As medidas em questão foram tomadas para se ter uma ordem de grandeza das doses nessa região, porém são medidas de relativa confiabilidade, pois o feixe remanescente dos blocos de proteção apresenta fótons de baixa energia além de um espectro diferenciado. Os diodos apresentam elevada dependência energética por conta da sua capa de metal para obtenção de equilíbrio eletrônico que irão bloquear aqueles fótons de menor energia, subestimando a dose na região. Contudo, o fluoreto de Lítio, que apresenta uma baixa dependência energética, apresentou resultado semelhante. Portanto, conclui-se que os valores encontrados não estão muito longe da realidade. Para um tratamento típico, cerca de 65 Gy, para campos laterais, e 50 Gy para campos de FSC, as medidas projetam uma dose no cristalino de aproximadamente 5 Gy. Uma dose bem abaixo dos limites conhecidos para catarata radioinduzida, de 11,5 Gy [36].

5.4 – MEDIDAS *IN VIVO*

Após a validação do sistema de medida com a utilização do simulador antropomórfico RANDO Alderson, este foi posto em prática para medidas *in vivo* com 47 pacientes do INCA submetidos a tratamento de câncer de cabeça e pescoço, sendo 24 pacientes medidos com diodo e 23 com TLD. A Tabela 5.4–1 relaciona as informações a respeito da quantidade de pacientes e campos de tratamento. Devido à distribuição de pacientes para tratamento de cabeça e pescoço estabelecida no Hospital, apenas os 6 primeiros pacientes foram medidos na unidade THC, sendo todos com detectores de diodo. O aparelho que concentra a maioria dos casos é a unidade THX. Uma vez que os sistemas de medidas já haviam sido testados, nenhum paciente foi medido com os dois detectores, pois isso significaria uma dupla intervenção tanto no tratamento do paciente quanto na rotina do técnico operador do aparelho. A presença do sensor modifica ligeiramente a dose no tumor (estima-se algo inferior a 2%).

Tabela 5.4–1: Quantidade de Pacientes e Campos de Tratamento.

DETECTOR		DIODO	TLD	TOTAIS
Pacientes		24	23	47
Campos		137	128	265
Laterais	Entrada	48	46	94
	Saída	40	31	71
	Cristalino	18	15	33
	Total	106	92	198
FSC	Entrada	17	18	35
	Cristalino	14	13	27
	Total	31	31	62
Reavaliações	Laterais	-	4	4
	FSC	-	1	1

Adotou-se um critério para reavaliação do paciente: quando os dados do planejamento físico são inseridos na planilha de cálculo, um valor de dose prevista na entrada do campo de irradiação ($\mathbf{D_c}$), é previsto imediatamente. De acordo com os

procedimentos de rotina para o planejamento de dose em unidades de Cobalto-60, esse valor não deve exceder em mais de 1% da dose calculada pelo físico ou da dose prescrita no tumor, se devidamente corrigida pelo percentual de dose em profundidade. Caso aconteça tal diferença, será efetuada uma revisão dos cálculos de dose. Não havendo tal diferença, a medição será realizada. A dosimetria *in vivo* deve ser aplicada já na primeira exposição do paciente, de modo a se poder corrigir o tratamento logo no seu início, no caso da detecção de problemas com o mesmo. Encontrado um desvio relativo entre a dose medida e a dose calculada ($\mathbf{D_m/D_c^{\%}}$) superior a ± 5%, uma nova medição do paciente deverá ser realizada.

Os casos em que ocorreram novas medições foram justificados pelos desvios apresentados, com valores fora do limite estabelecido. Três pacientes foram reavaliados, um campo FSC medido com diodo e quatro campos laterais medidos com TLD. Todos foram reavaliados apenas com TLD porque este sistema de medida implica uma menor intervenção na rotina da unidade de tratamento.

As tabelas seguintes relacionam os valores de dose prescrita no tratamento ($\mathbf{D_p}$), as doses calculadas para a profundidade de máximo, na entrada do campo ($\mathbf{D_c}$), as doses calculadas corrigidas para a profundidade do centro do tumor ($\mathbf{D_c^T}$), as doses medidas ($\mathbf{D_m}$), suas incertezas para 2 desvios padrões ou 95% de confiança e os desvios relativos entre as doses medidas e calculadas ($\mathbf{D_m/D_c}^{\%}$). A Tabela 5.4–2 apresenta os dados das medidas tomadas com diodo em campos laterais e a Tabela 5.4–3 para os campos de fossa supra-clavicular (FSC), onde a dose calculada no máximo de profundidade corresponde à dose aplicada no tumor. As incertezas expandidas $\mathbf{U_{95\%}}$ associadas às medidas foram obtidas através da propagação das incertezas encontradas no estudo das características da resposta dos detectores diodo e expressam valores com um nível de confiança de 95% ou dois desvios padrões (**2s**).

Tabela 5.4–2: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos Laterais com Diodo.

DIODO – CAMPOS LATERAIS						
Pacientes	**D_p (cGy)**	**D_c (cGy)**	**D_c^T (cGy)**	**D_m (cGy)**	**$U_{95\%}$**	**D_m / D_c %**
D01	90	118,7	90,6	117,1	0,3	– 1,4%
D02	100	138,2	99,4	136,7	0,3	– 1,1%
D03	90	121,1	90,6	119,3	0,3	– 1,4%
D04	200	255,1	194,8	255,6	0,5	+ 0,2%
D05	90	132,1	95,9	133,3	0,3	+ 0,9%
D06	90	140,6	97,8	143,3	0,4	+ 2,0%
D07	90	117,4	87,9	121,3	0,3	+ 3,4%
D08	90	123,4	90,5	125,7	0,3	+ 1,8%
D09	150	201,6	150,0	194,7	0,4	– 3,4%
D10	90	126,2	92,8	128,0	0,3	+ 1,4%
D11	90	113,8	89,1	117,4	0,3	+ 3,2%
D12	90	118,6	89,9	121,8	0,3	+ 2,8%
D13	90	113,9	89,8	113,3	0,3	– 0,5%
D14	90	131,6	89,4	136,5	0,3	+ 3,7%
D15	90	121,3	89,6	124,4	0,3	+ 2,6%
D16	90	109,3	90,0	111,7	0,3	+ 2,2%
D17	90	128,4	90,2	130,4	0,3	+ 1,6%
D18	90	115,9	91,3	119,3	0,3	+ 2,9%
D19	90	126,3	87,5	132,0	0,3	+ 4,5%
D20	90	122,0	89,6	127,4	0,3	+ 4,4%
D21	90	110,9	90,1	109,6	0,3	– 1,2%
D22	100	133,0	101,5	134,5	0,3	+ 1,1%*
D23	100	123,8	100,0	126,9	0,3	+ 2,4%
D24	90	124,2	90,1	123,6	0,3	– 0,4%

* Resultado da avaliação final.

Tabela 5.4–3: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos de Fossa Supra-Clavicular com Diodo.

DIODO – FSC					
Pacientes	**D_p (cGy)**	**D_c (cGy)**	**D_m (cGy)**	**$U_{95\%}$**	**D_m / D_c %**
D01	200	200,3	201,8	0,2	+ 0,8%
D03	200	197,9	200,7	0,2	+ 1,4%
D05	200	200,5	203,4	0,2	+ 1,5%
D07	200	195,9	198,6	0,3	+ 1,4%
D08	200	200,4	207,5	0,3	+ 3,6%
D11	200	197,5	204,4	0,3	+ 3,5%
D12	180	178,7	178,6	0,3	0,0%
D13	200	200,6	208,2	0,3	+ 3,8%
D14	200	197,3	201,0	0,3	+ 1,9%
D15	200	200,3	204,6	0,3	+ 2,1%
D17	200	199,0	207,4	0,3	+ 4,2%
D18	180	176,9	181,5	0,3	+ 2,6%
D19	200	195,9	203,5	0,3	+ 3,9%
D21	200	197,5	205,7	0,3	+ 4,1%
D23	200	201,4	209,0	0,3	+ 3,8%
D24	200	196,5	199,4	0,3	+ 1,5%

O campo FSC do paciente D22 foi reavaliado com TLD.

A Figura 5.4–1 apresenta os resultados para os desvios obtidos com diodo em gráfico de dispersão de acordo com o limite de ± 5%. O detalhe apresenta a razão encontrada que justificou a decisão de reavaliar o paciente D22, que reavaliado com TLD, recebeu o código TL24. A Figura 5.4–2 apresenta os resultados para os desvios obtidos com diodo num histograma de freqüência.

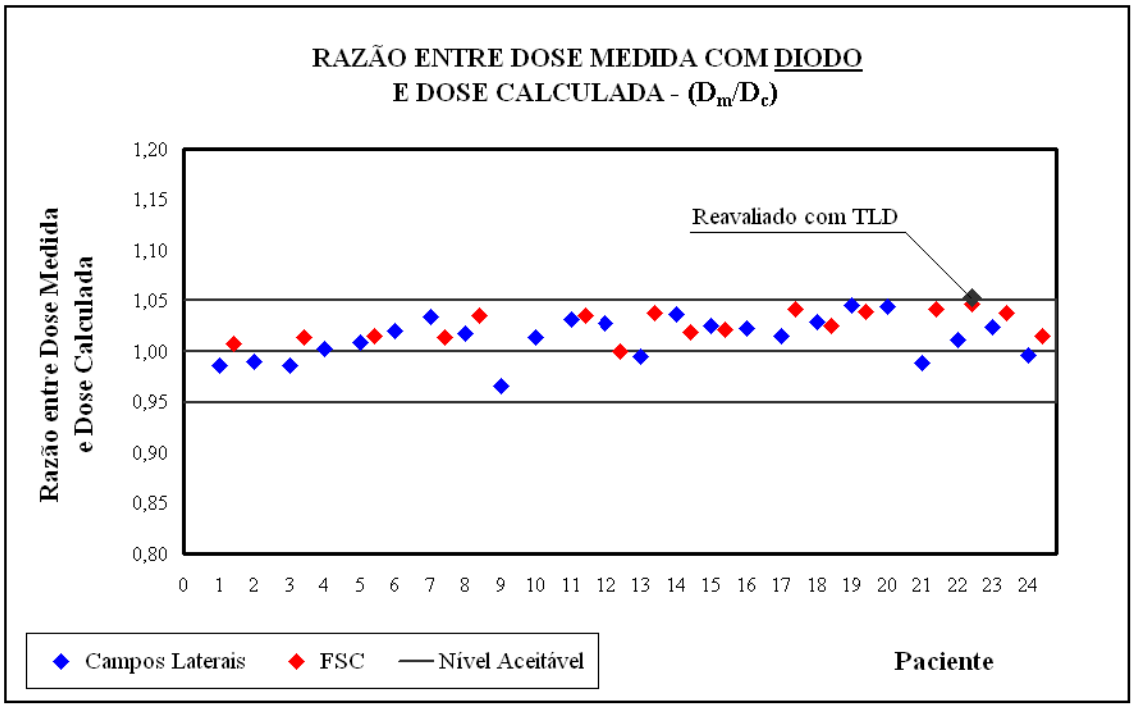


Figura 5.4–1: Dispersão dos Resultados com Diodo. Avaliação com Medidas *In Vivo*.

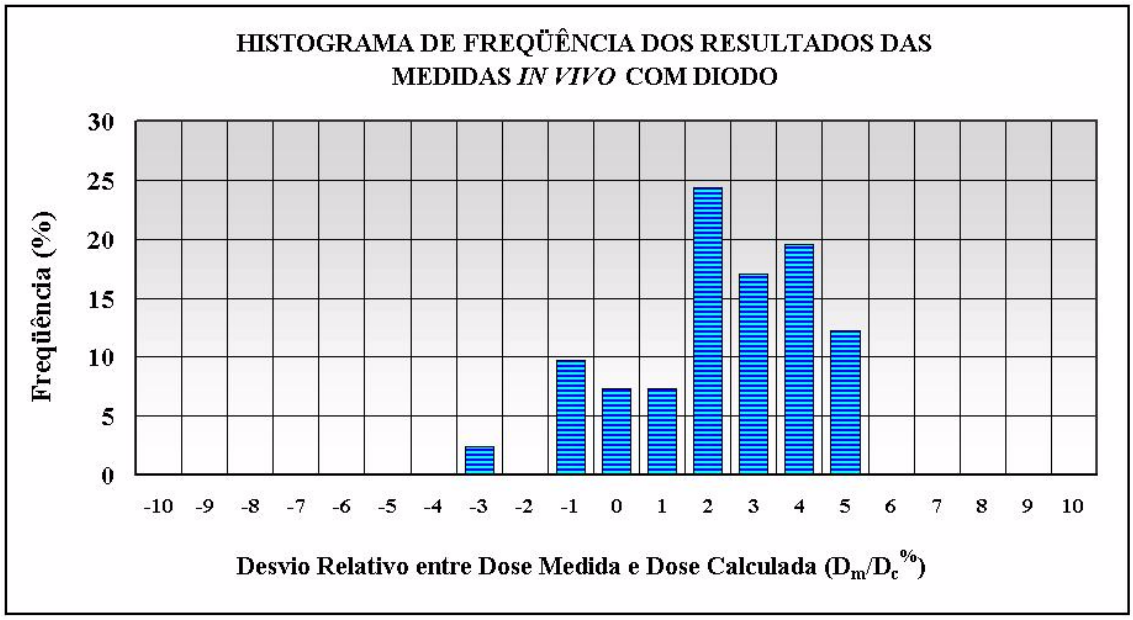


Figura 5.4–2: Histograma de Freqüência dos Resultados com Medidas *In Vivo* Utilizando Diodo.

A Tabela 5.4–4 apresenta os dados das medidas tomadas com TLD em campos laterais e a Tabela 5.4–5 para os campos de fossa supra-clavicular (FSC), onde a dose calculada no máximo de profundidade corresponde à dose aplicada no tumor. As incertezas expandidas $\mathbf{U_{95\%}}$ associadas às medidas com TLD foram obtidas através da das incertezas encontradas no conjunto de cinco amostras relativas a cada TLD e

combinas com a incerteza relativa do TLD de calibração. Esses valores expressam um nível de confiança de 95% ou dois desvios padrões (**2s**).

Tabela 5.4–4: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos Laterais com TLD.

TLD – CAMPOS LATERAIS						
Pacientes	**D_p (cGy)**	**D_c (cGy)**	**D_c^T (cGy)**	**D_m (cGy)**	**$U_{95\%}$**	**D_m/D_c %**
TL01	100	123,5	97,7	126,0	2,7	+ 2,0%
TL02	100	125,4	98,8	122,1	3,3	– 2,6%
TL03	90	117,1	89,9	118,1	1,3	+ 0,8%
TL04	90	111,5	88,3	113,1	2,1	+ 1,4%
TL05	150	217,3	150,6	218,3	1,7	+ 0,5%
TL06	90	115,7	90,0	119,1	1,2	+ 3,0%
TL07	90	113,5	89,4	113,1	1,9	– 0,3%
TL08	90	115,4	90,9	111,9	1,9	– 3,0%
TL09	90	127,3	92,4	114,0	2,9	– 10,4%*
TL09R	90	127,3	92,4	129,8	1,8	+ 2,0%
TL10	90	113,7	89,6	129,8	1,7	+ 14,1%*
TL10R	90	113,7	89,6	113,7	1,6	0,0%
TL11	90	130,0	90,1	132,9	1,7	+ 2,2%
TL12	100	131,8	99,9	134,6	2,2	+ 2,1%
TL13	90	112,6	89,5	110,7	1,8	– 1,7%
TL14	90	106,9	84,3	110,1	1,1	+ 2,9%
TL15	90	109,5	86,3	112,8	2,2	+ 3,0%
TL16	100	146,4	107,3	143,0	0,8	– 2,4%
TL17	90	112,8	88,9	114,0	1,6	+ 1,1%
TL18	90	118,2	88,5	117,4	1,7	– 0,6%
TL19	90	113,2	90,0	114,0	2,1	+ 0,6%
TL20	90	119,3	91,6	120,0	2,4	+ 0,6%
TL21	90	111,1	89,2	112,4	2,0	+ 1,1%
TL22	100	133,1	100,9	135,9	1,4	+ 2,1%
TL23	100	139,3	99,8	136,5	1,7	– 2,0%

*Pacientes reavaliados com resultados em TL09R e TL10R, respectivamente.

As medidas nos pacientes TL09 e TL10 apresentaram desvios superiores a ± 5%. Como os resultados com TLD não são imediatos, não foi possível, logo no dia seguinte após a exposição dos pacientes, se descobrir os motivos dos desvios elevados. Contudo, o resultado obtido na reavaliação mostrou a correção do tratamento e, como a dosimetria *in vivo* é realizada no início do mesmo será sempre possível introduzir uma correção no tratamento em questão.

Tabela 5.4–5: Resultados das Medidas *In Vivo* em Campos de Fossa Supra-Clavicular com TLD.

TLD – FSC					
Pacientes	**D_p (cGy)**	**D_c (cGy)**	**D_m (cGy)**	**$U_{95\%}$**	**D_m / D_c %**
TL01	200	196,2	200,0	2,0	+ 1,9%
TL03	200	199,2	196,6	1,3	– 1,3%
TL04	200	196,2	205,5	1,8	+ 4,7%
TL06	200	198,6	206,2	1,1	+ 3,8%
TL07	200	198,4	204,8	0,6	+ 3,2%
TL08	200	199,3	197,1	1,8	– 1,1%
TL09	200	201,8	202,6	1,7	+ 0,4%
TL10	200	197,6	195,7	2,2	– 1,0%
TL11	180	179,3	181,9	0,3	+ 1,5%
TL12	200	199,8	208,2	1,1	+ 4,2%
TL13	200	197,6	192,3	0,4	– 2,7%
TL14	180	178,6	181,9	0,8	+ 1,8%
TL15	200	198,9	200,8	1,5	+ 1,0%
TL16	200	199,9	204,4	0,6	+ 2,3%
TL17	200	198,0	202,2	1,3	+ 2,1%
TL18	200	195,7	195,5	0,5	– 0,1%
TL19	200	198,2	194,9	1,7	– 1,7%
TL20	200	199,2	207,3	1,2	+ 4,0%
TL23	200	199,8	201,6	0,9	+ 0,9%
TL24	200	200,5	202,4	0,6	+ 1,0%

A Figura 5.4–3 apresenta os resultados para os desvios obtidos com TLD em gráfico de dispersão de acordo com o limite de ± 5% para a primeira avaliação. Já na Figura 5.4–4, o gráfico de dispersão apresenta os resultados finais. A Figura 5.4–5 apresenta os resultados para os desvios obtidos com TLD num histograma de freqüência.

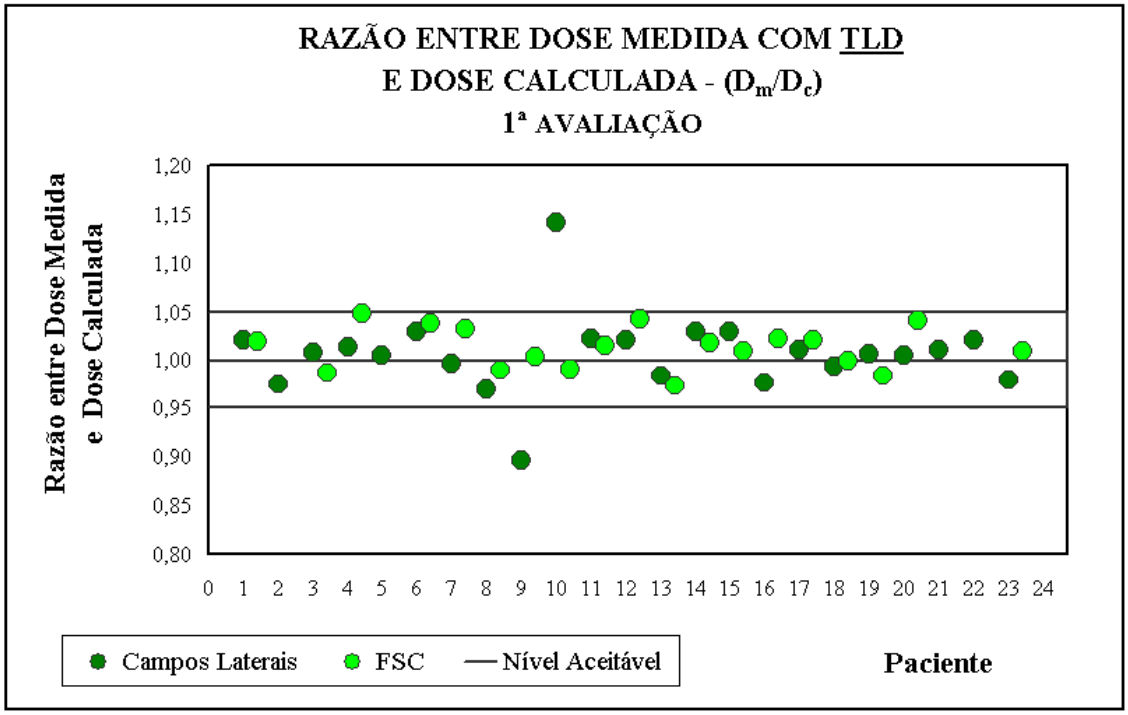


Figura 5.4–3: Dispersão dos Resultados com TLD – Primeira Avaliação com Medidas *In Vivo*.

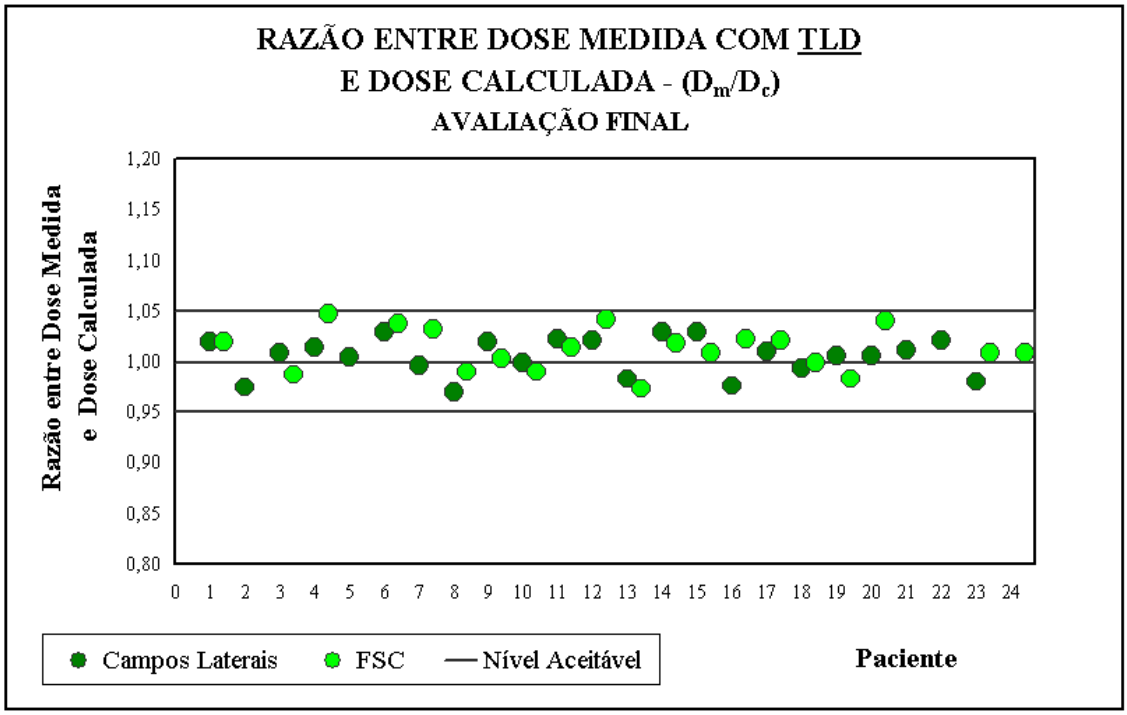


Figura 5.4–4: Dispersão dos Resultados com TLD Após Reavaliações com Medidas *In Vivo*.

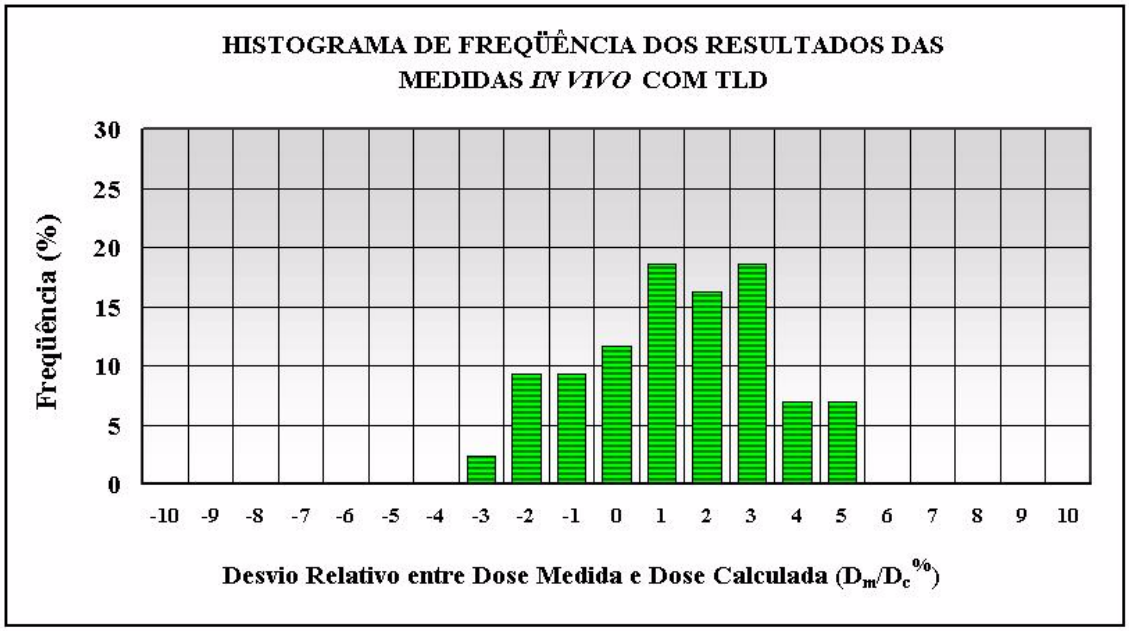


Figura 5.4– 5: Histograma de Freqüência dos Resultados com Medidas *In Vivo* Utilizando TLD.

6
CONCLUSÕES

Com base nos testes com o simulador antropomórfico Rando Alderson, o sistema utilizando diodos ISORAD-p e detectores termoluminescentes Harshaw TLD-100 mostraram-se bastante viáveis para as medidas *in vivo* nos casos típicos de teleterapia para tratamento de câncer de cabeça e pescoço. É interessante observar que os valores de dose de entrada medidos apresentam, de modo geral, uma boa concordância com a dose calculada e, portanto, com a dose prescrita, uma variação de ± 5% com aquela determinada via planejamento.

Os testes no simulador antropomórfico RANDO Alderson indicam ser o diodo mais acurado na determinação da dose de entrada do que o detector termoluminescente (Tabela 5.3–3).

Quando das medidas nos pacientes, tantos os diodos quanto os TLDs apresentaram uma tendência de superestimar as doses de entrada, principalmente para os campos de fossa supra-clavicular (FSC), mesmo estando estes resultados dentro do intervalo de ± 5%, sendo portanto, aceitáveis. Esta diferença sistemática pode ser creditada ao uso da máscara de imobilização, que para esses casos, pode apresentar uma certa folga em relação à superfície do paciente, aproximando dessa maneira o detector da fonte.

Uma vantagem clara do diodo em relação aos detectores termoluminescentes é a possibilidade de se ter uma resposta imediata para o valor da dose de entrada. Isso permite uma intervenção imediata no caso de alguma discrepância. Ao se utilizar detectores termoluminescentes, faz-se necessário intervalo de pelo menos 18 horas entre a irradiação do paciente e a leitura do detector. Assim, por vezes, no caso de alguma diferença maior do que ± 5% entre os valores de dose medida e calculada, nem sempre será possível determinar as causas dessa diferença, e sendo possível a sua determinação, a correção não poderá ser efetuada antes da segunda seção após a irradiação do dosímetro. Este fato ficou claro quando o tratamento dos pacientes TL09 e TL10, quando não foi possível a avaliação dos motivos que levaram àquelas diferenças (–10 e +14%), as quais não se reproduziram quando da reavaliação das doses de entrada,

indicando que as possíveis causas de erros foram sanadas. Essas diferenças numa única aplicação têm um impacto pequeno no tratamento como um todo, já que ele, tendo uma abordagem radical, é composto de um número elevado de seções, em torno de 25. Além disso, uma elevada diferença se detectada no início do tratamento, pode ser corrigida ao longo das demais seções.

É interessante observar que os diodos utilizados neste trabalho, disponíveis no Instituto Nacional de Câncer, foram projetados para operar na faixa de energia acima daquela do Cobalto-60. Contudo, os resultados obtidos atestam a adequabilidade do detector para a energia do Cobalto-60.

No que diz respeito às doses de saída, os resultados apresentam-se muito dependente da anatomia dos pacientes e da posição relativa dos detectores (efeito sombra). Para que pudessem ser aproveitados na verificação da qualidade do tratamento, haveria a necessidade de uma programação tridimensional – o paciente deve ser tomografado nas condições do tratamento e simulado com a utilização de um sistema de planejamento adequado – de maneira a projetar a dose que seria avaliada pelo detector.

As doses medidas na direção do cristalino encontram-se abaixo dos limites de dose para efeitos determinísticos no cristalino. Para os tratamentos considerados para as medidas *in vivo* no presente trabalho, devido à posição dos campos em relação aos olhos, eles foram identificados pelo serviço como casos que não apresentavam a necessidade de cálculo de dose no cristalino. Esta situação veio ao encontro dos valores de dose avaliados.

A metodologia desenvolvida neste trabalho vai ser utilizada na implementação de uma rotina de dosimetria *in vivo* em teleterapia no Instituto Nacional de Câncer, observando as peculiaridades inerentes de outras máquinas de tratamento e regiões anatômicas. Principalmente no que diz respeito aos diodos a simplicidade dos procedimentos permite que a metodologia possa ser transferida à outros hospitais e serviços de radioterapia interessados em desenvolver programas de dosimetria *in vivo*.

REFERÊNCIAS

[1] ICRU 24 (International Commission on Radiation Units and Measurements), Report 24, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, ICRU Publications, Washington DC, 1976.

[2] DANIELS, F., BOYD, C. E SAUNDERS, D., 1953, "Thermoluminescence as a Research Tool". In: *Science* 117, pp. 343-349.

[3] SUN NUCLEAR CORPORATION, *ISORAD-p Diode User Guide* - Melbourne, FL, U.S.A. - 1997.

[4] CAPUANO, F. G. e MARINO, M. A. M., *Laboratório de Eletricidade e Eletrônica*, 3ª Edição, Rio de Janeiro, RJ - Brasil, Livros Érica Editora LTDA, 1988.

[5] MAYLES, W. P. M., HEISING, S. e MAYLES, H. M. O., "Treatment Verification and In Vivo Dosimetry". In: Thwaites, D. I., Williams, J. R. (Eds) *Radiotherapy Physics*, 2nd ed., chapter 11, New York, U.S.A., Oxford University Press, 2000.

[6] SCHARMANN, A., "History". In: Oberhofer, M., Scharmann, A. (Eds.) *Applied Thermoluminescence Dosimetry*, chapter 1, Bristol, UK, Adam Hilger Ltd, 1981.

[7] SMITH, A., GERBER, R., HUGHES, B., *et al*, 1995, "Treatment Planning Structure and Process in the United States: A 'Patterns of Care' Study", *International Journal of Radiation Oncology and Biology Physics* 32, pp. 225-262.

[8] McKEEVER S. W. S., *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*, Ashford, England, Nuclear Technology Publishing, 1995.

[9] DA ROSA, L. A. R., *Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria* – CNEN, Rio de Janeiro, 2001.

[10] RANDALL, J. T. e WILKINS, M. H. F., 1945, "Phosphorescence and Electron Traps", In: *Proceedings of Royal Society in London*, A184, pp. 366-407.

[11] BARTHE, J., MARINELLO, G., POLLACK, J. e PORTAL, G., 1990, "New Automatic Fast Reader for Powder or Sintered Pellets used in Medical Physics". *Radiation Protection Dosimetry*. Vol. 34 No. ¼ pp. 261-263, Nuclear Technology Publishing.

[12] ATTIX, F., H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York, USA, John Wiley & Sons, Inc, 1986.

[13] MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO NACIONAL DE CONTROLE DE TABAGISMO - CONTAPP. *Falando Sobre Câncer e Seus Fatores de Risco*, Rio de Janeiro, 1996.

[14] MARKS, J. M., "Cancers of the Head and Neck". In: Khan, F. M., Potish, R. A. (Eds) *Treatment Planning in Radiation Oncology*, 1st Ed., chapter 18, Maryland, USA, Wlliams & Wilkins, 1998.

[15] ICRU – 50. International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, ICRU Report 50, Publications, Washington DC, 1993.

[16] HORIOT, J. C., LE FUR, R., NGUYEN, T., *et al*, 1992, "Hyperfraction vs. Conventional Fractionation in Oropharyngeal Carcinoma: Final Analysis of a Randomized Trial of the EORTEC Cooperative Group of Radiotherapy*", Radiotherapy Oncology* 25, pp. 231-241.

[17] IAEA – TECDOC – 1151. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. OIEA, Viena, 2000.

[18] TRS – 277. *Absorbed Dose Determination in Photons and Electrons Beams: An International Code of Practice*, 2nd Ed., Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.

[19] TRS – 381. *The Use of Plane Parallel Chambers in the High Energy Electrons and Photons Beams: An International Code of Practice for Dosimetry*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.

[20] IAEA – TECDOC – 989. *Quality Assurance in Radiotherapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.

[21] NUCLEAR ASSOCIATES, *Patient Dose Monitor Instruction Manual*, Carle Place, NY, USA, 1997.

[22] VIAMONTE, A. M., VIEGAS, C. C. B., BARDELLA, L. H., *et al*, 2001, "Programa de Avaliação Postal com Dosimetria TLD". In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Física Médica*, Rio de Janeiro, Brasil.

[23] CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. e KENNEY, G. N., 1968, "Thermoluminescent Dosimetry" , Madison, USA, Univ. Wisconsin Press.

[24] MOSCOVITCH, M., SZALANEZY, A., BRUML, W. W., *et al,* 1990, *Radiation Protection and Dosimetry* 34, pp. 361.

[25] SUNTA, C. M., MAZZARO, A. C. e SORDI, G. M. A. A., 1976, *Healph Physics* 30, pp. 309.

[26] MOSCOVITCH, M., 1986 , *Radiation Protection and Dosimetry*. 17, pp. 165.

[27] Informação obtida no *site* da empresa produtora do dosímetro Harshaw–TLD100. Norton Industrial Ceramics Corporation: www.thermormp.com.

[28] FIMEL, *PCL3 Automatic Reader User Manual*, Version 3.61, Velizy, France, 1999.

[29] LANZL, L. H., *The Rando Phanton and its Medical Applications*, Department of Radiology - The University of Chicago, Illinois, USA, ARL Inc., 1973.

[30] THERATRONICS INTERNATIONAL LIMITED, *Theratron 780C Reader User Guide*, Ontario, Canada, 1984.

[31] IZWESKA, J. e OLKO, P., IAEA DMRP – 9809 – *Dosimetry Laboratory Procedures – DOLP.004 – Maintenance of the Thermoluminescence (TL) Reference Dosimetry System for Radiotherapy*, Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1998.

[32] SHAHABI, S., *Balckburn's Introduction To Clinical Radiation Therapy Physics,* Wiscosin, USA, Medical Physics Publishing Corporation Madison, 1989.

[33] [33] ABNT, INMETRO, 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.

[34] JOHNS, H. E. and CUNNINGHAM, J. R., *The Physics of Radiology* – 4th Ed., Springfield, Illinois, USA, Charles C. Thomas Publisher, 1983.

[35] REDPATH, A. T. e WILLIAMS, J. R., "Treatment Planning for External Beam Therapy: Principles and Basic Techniques". In: Thwaites, D. I., Williams, J. R. (Eds) *Radiotherapy Physics*, 2nd ed., chapter 8, New York, U.S.A., Oxford University Press, 2000.

[36] PARSONS, J. T., "The Effect of Radiation on Normal Tissues of the Head and Neck". In: Million, R. R. e Cassisi, N. J. (Eds) *Management of Head and Neck Cancer - A Multidisciplinary Approach*, 2nd Ed., chapter 13, Philadelphia, USA, J. B. Lippincott Company, 1994.

APÊNDICES

A – DEFINIÇÕES

A.1 – Dose Absorvida

A dose absorvida **D** é uma grandeza dosimétrica fundamental definida como (Equação A.1–1):

$$\mathbf{D} = \frac{\mathbf{d} \in}{\mathbf{dm}} \quad , \tag{A.1–1}$$

onde $\mathbf{d} \in$ é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria em um volume elementar e **dm** é a massa de matéria neste volume elementar. No Sistema Internacional a unidade de dose absorvida é o joule por quilograma (**J/kg**), cujo nome é gray (**Gy**).

A.2 – KERMA

O KERMA, **K**, é a grandeza definida como (Equação A.2–1):

$$\mathbf{K} = \frac{\mathbf{dE_{tr}}}{\mathbf{dm}} \quad , \tag{A.2–1}$$

onde $\mathbf{dE_{tr}}$ é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas pelas partículas ionizantes não carregadas em um material de massa **dm**. No Sistema Internacional a unidade de KERMA é o joule por quilograma (**J/kg**) cujo nome é gray (**Gy**).

B – DOSIMETRIA DO FEIXE DE COBALTO–60

Descreve-se neste Apêndice os procedimentos de verificação do rendimento da fonte de ^{60}Co mediante os protocolos de dosimetria da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), TRS 277 e TRS 381 [18;19].

O fator de calibração foi calculado através da Equação B–1 com os parâmetros fornecidos pelos protocolos da IAEA, mediante o fator de calibração para KERMA no ar, $\mathbf{N_K}$ **,** do certificado de calibração (Anexo), encontrou-se $\mathbf{N_{D,air}}$, o fator de calibração para o cálculo de dose no ar.

$$\mathbf{N_{D,air} = N_K .(1-g).k_m .k_{att} .k_{cel}} \qquad \text{(B–1)}$$

A Tabela B–1 apresenta as constantes físicas para os cálculos de dose na água com feixe de Cobalto-60. A seguir o significado de cada parâmetro de cálculo.

- ✓ $\mathbf{N_K}$ → Fator de calibração fornecido pelo certificado da câmara de ionização para KERMA no ar [Anexo];
- ✓ $1 - \mathbf{g}$ → fração de energia perdida por radiação de frenagem para ^{60}Co;
- ✓ $\mathbf{k_m}$ → fator de correção devido às diferenças de densidades eletrônica entre o ar e os materiais da parede da câmara e da capa de *buidup*;
- ✓ $\mathbf{k_{att}}$ → fator de correção devido à absorção e espalhamento nas paredes da câmara;
- ✓ $\mathbf{k_{cel}}$ → fator que leva em consideração a não equivalência entre o ar e o material do eletrodo central da câmara;
- ✓ $\mathbf{N_{D,air}}$ → fator de calibração para a dose absorvida na cavidade de ar da câmara de ionização.

Tabela B–1: Parâmetros Físicos para Obtenção do Fator de Calibração.

PARÂMETROS	VALORES
N_k	0,046 Gy/u.e.
$k_m \cdot k_{att}$	0,986
k_{cel}	1,006
$1 - g\ (^{60}Co)$	0,997
Fator de Calibração $N_{D,air}$	0,044 Gy/u.e.

Para se calcular a dose absorvida na água no ponto de interesse (D_w), fez-se uso da Equação B–2 [18;19]. Os valores dos parâmetros encontram-se resumidos na Tabela B–2. A seguir o significado de cada parâmetro de cálculo.

$$D_W = \overline{L} \cdot N_{D,air} \cdot s_{w,air} \cdot p_u \cdot p_{TP} \cdot p_H \cdot p_s \cdot p_{cel} \cdot p_{dis} \ / \ PDP \qquad \text{(B–2)}$$

- ✓ $\overline{L}$ → Média das leituras na câmara de ionização;
- ✓ $N_{D,air}$ → fator de calibração para a dose absorvida na cavidade de ar da câmara de ionização;
- ✓ $s_{w,air}$ → razão de entre o poder de freamento da radiação gama de ^{60}Co na água e no ar (*stopping power water-air*);
- ✓ p_u → fator de correção devido a diferença entre as densidades da parede da câmara e do ar (Equação B–3);
- ✓ p_{TP} → fator de correção para temperatura e pressão, devido à diferença entre as medidas tomadas no procedimento experimental e as medidas na calibração da câmara (Equação B–4);
- ✓ p_H → fator de correção para umidade relativa do ar (Equação B–5);
- ✓ p_s → fator de correção para o efeito da não saturação da coleção de carga devido à recombimação iônica (Equação B–6);
- ✓ p_{cel} → fator de correção para o efeito do eletrodo central em câmaras cilíndricas;
- ✓ p_{dis} → fator de correção para o posicionamento do centro geométrico da câmara em relação ao ponto efetivo de medida (Equação B–7);
- ✓ **PDP** → percentual de dose em profundidade.

$$p_u = \frac{\alpha . s_{wall,air} . (\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w,wall} + (1 - \alpha) . s_{w,air}}{s_{w,air}} \quad \text{(B–3)}$$

$$p_{TP} = \frac{P_o \ (273{,}15 + T)}{P(273{,}15 + T_o)} \quad \text{(B–4)}$$

$p_h = 1$, a menos que p_h (U.R.<20% ou U.R.>70%) = 0,997 e $15\ ^oC \leq T \leq 25\ ^oC$ (B–5)

$$p_s = \frac{\left(\frac{U_1}{U_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{U_1}{U_2}\right)^2 - \frac{\bar{L}(U_1)}{\bar{L}(U_2)}} \quad \text{(B–6)}$$

$$p_{dis} = 1 - 0{,}004\, r \quad \text{(B–7)}$$

Tabela B–2: Parâmetros Físicos para o Cálculo de Dose Absorvida na Água com Feixe de Cobalto-60.

PARÂMETROS	VALORES
$s_{w,\ air}$	1,133
p_u	0,9899
p_{TP}	0,9954
P	101,695 kPa
T	17,7 ^oC
U.R.	50%
p_h	1,000
p_s	1,000
p_{cell}	0,994
p_{dis}	0,9876
PDP	78,8%

De posse dessas informações, calculou-se o rendimento da fonte pela Equação B–8 com a finalidade de se comparar ao valor medido. O rendimento inicial da fonte ($\mathbf{R_o}$), ou seja, na data de instalação (20/11/2000), era de 288,23 cGy/min, na profundidade de máximo de dose (0,5 cm).

$$\mathbf{R = R_o \,.\, e^{\,-\ln 2.\, t\, /\, T_{1/2}}} \qquad \text{(B–8)}$$

- ✓ R → Rendimento da fonte, em cGy/min.;
- ✓ R_o → Rendimento original da fonte, em cGy/min.;
- ✓ ln 2 → ≈ 0,6932;
- ✓ t → Tempo decorrido para o decaimento da fonte, em dias;
- ✓ $T_{1/2}$ → Meia-vida do ^{60}Co, igual a 1925,16 dias (≈ 5,27 anos).

Para se obter o rendimento do dia, tomou-se uma série de 5 medidas com câmara para os tempos de 0,5 e 1,5 minutos. Com a média das diferenças calculou-se o rendimento para o dia da medida. Os dados e os resultados da dosimetria encontram-se na Tabela B–3.

Tabela B–3: Dados da Irradiação para Verificação do rendimento da Fonte de Cobalto-60.

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento Previsto	2,415 Gy/min
Rendimento Medido	2,406 Gy/min
Diferença Percentual	0,40%
Campo	10 x 10 cm^2
Distância Fonte Superfície	80 cm
Profundidade na Água	5 cm

ANEXO

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO DE REFERÊNCIA, A CÂMARA DE IONIZAÇÃO IC70 E ELETRÔMETRO KEITHLEY

Comissão Nacional de Energia Nuclear
Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

Certificado de Calibração
N°.: D42/0802

Integrante do Laboratório Nacional de Metrologia do INMETRO
Integrante da Rede de Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundário da AIEA/OMS
Centro de Colaboração da Organização Mundial de Saúde para Dosimetria das Radiações

Estes resultados referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração, nas condições especificadas no texto deste Certificado, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos. Sua reprodução só poderá ser completa e dependerá da autorização formal do diretor do Laboratório.

Av. Salvador Allende, S/N° - Recreio dos Bandeirantes
Rio de Janeiro - RJ - Brasil - CEP. 22780-160
Tel.: (021) 3411 – 8162 Fax: (021) 3411 – 8163

LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

1. SISTEMAS PADRÃO SECUNDÁRIOS UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO

1.1 Câmara de ionização cilíndrica, de grafite, de 0,3 cm^3 , modelo 2561, número de série 264, fabricada pela NE Technology (UK), e calibrada em 1997 no Bureau Internacional des Poids et Measures (BIPM), França, acoplada a um eletrômetro modelo 2560 e número de série 101, fabricado pela NE Technology (UK) e calibrado no National Physical Laboratory (NPL), Inglaterra.

2. DADOS E RESULTADOS

2.1 A indicação do eletrômetro durante a calibração do sistema de medida foi em torno de **10,00** unidades de escala (ue).

2.2 Os resultados apresentados neste certificado foram obtidos com o eletrômetro na escala **nC ACCUM (-300V)**

2.3 Os valores obtidos no teste de corrente de fuga do sistema de medida não ultrapassaram o limite máximo de **+/-0,01%** da corrente produzida pela menor taxa de exposição utilizada na calibração.

2.4 O teste de repetibilidade do sistema de medida foi feito inserindo-se a câmara de ionização numa fonte de ^{90}Sr e medindo-se o tempo necessário para se atingir a indicação de **5,00 ue** no eletrômetro. Para um conjunto de 12 medidas, o desvio padrão obtido foi de **0,20%.**

2.5 O teste de linearidade do eletrômetro foi feito conectando-o a uma fonte teste e medindo-se o tempo necessário para atingir 10%, 30%, 60% e 90% da escala do eletrômetro. O limite máximo de variação não excede a 1% da razão na posição de calibração (-).

2.6 Durante a calibração do sistema de medida nos feixes de radiação, a câmara foi posicionada com seu eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe, com o traço preto, ou na falta deste, o nº de série voltado para a direção de origem do feixe. O ponto da câmara tomado como referência para medida localiza-se a 12 mm da extremidade grafitada, no eixo longitudinal da câmara.

2.7 A taxa de kerma no ar no ponto de referência foi de **410,0 ± 2,5 mGy ue^{-1}**.

2.8 A taxa de dose absorvida na água no ponto de referência foi de **374,3 ± 2,9 mGy ue^{-1}**.

LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIDA (DOSÍMETRO CLÍNICO)

INSTITUIÇÃO: Instituto Nacional de Câncer/RJ

ENDEREÇO: Rua do Resende,128, 2º andar – s/219
Rio de Janeiro – RJ
CEP: 20230 - 092

SISTEMA DE MEDIDA:

ELETRÔMETRO
Fabricante: Keithley
Modelo: 35040 Número de série: 86600

CÂMARA DE IONIZAÇÃO
Fabricante: Wellhofer
Modelo: IC 70 Número de série: 205

CAPA DE EQUILÍBRIO ELETRÔNICO
Fabricante:
Modelo: Diâmetro externo: 15,06 mm

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO EMITIDO EM: 05 de setembro de 2002

Responsável Técnico
Cosme Norival Mello da Silva

Diretor de Laboratório
Carlos José da Silva

Nenhuma parte deste Certificado pode ser publicada sem autorização escrita do Diretor do Laboratório. Este Certificado só é válido nas condições especificadas no seu texto.

Nº D42/0802 Página 1 de 5

LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

1. SISTEMAS PADRÃO SECUNDÁRIOS UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO

1.1 Câmara de ionização cilíndrica, de grafite, de 0,3 cm^3 , modelo 2561, número de série 264, fabricada pela NE Technology (UK), e calibrada em 1997 no Bureau Internacional des Poids et Measures (BIPM), França, acoplada a um eletrômetro modelo 2560 e número de série 101, fabricado pela NE Technology (UK) e calibrado no National Physical Laboratory (NPL), Inglaterra.

2. DADOS E RESULTADOS

2.1 A indicação do eletrômetro durante a calibração do sistema de medida foi em torno de **10,00** unidades de escala (ue).

2.2 Os resultados apresentados neste certificado foram obtidos com o eletrômetro na escala **nC ACCUM (-300V)**

2.3 Os valores obtidos no teste de corrente de fuga do sistema de medida não ultrapassaram o limite máximo de **+/-0,01%** da corrente produzida pela menor taxa de exposição utilizada na calibração.

2.4 O teste de repetibilidade do sistema de medida foi feito inserindo-se a câmara de ionização numa fonte de ^{90}Sr e medindo-se o tempo necessário para se atingir a indicação de **5,00 ue** no eletrômetro. Para um conjunto de 12 medidas, o desvio padrão obtido foi de **0,20%.**

2.5 O teste de linearidade do eletrômetro foi feito conectando-o a uma fonte teste e medindo-se o tempo necessário para atingir 10%, 30%, 60% e 90% da escala do eletrômetro. O limite máximo de variação não excede a 1% da razão na posição de calibração (-).

2.6 Durante a calibração do sistema de medida nos feixes de radiação, a câmara foi posicionada com seu eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe, com o traço preto, ou na falta deste, o nº de série voltado para a direção de origem do feixe. O ponto da câmara tomado como referência para medida localiza-se a 12 mm da extremidade grafitada, no eixo longitudinal da câmara.

2.7 A taxa de kerma no ar no ponto de referência foi de **410,0 ± 2,5 mGy ue^{-1}**.

2.8 A taxa de dose absorvida na água no ponto de referência foi de **374,3 ± 2,9 mGy ue^{-1}**.

3. COEFICIENTES DE CALIBRAÇÃO

3.1 Para as qualidades nas quais o sistema de medida foi calibrado, a tabela I indica os coeficientes que devem ser multiplicados pela sua indicação, a fim de se obter as grandezas kerma no ar e/ou exposição quando a temperatura ambiente for igual a 20 ^{0}C, a pressão atmosférica for de 101,325 kPa e a umidade relativa do ar for de 50%. Nenhuma correção foi aplicada na medida da corrente de ionização para a incompleta coleta de carga devido à recombinação iônica.

3.2 Se as condições ambientais durante o uso da câmara de ionização forem diferentes das condições especificadas no item anterior, devem ser utilizadas correções para a densidade do ar no interior do volume sensível de medida da câmara segundo a lei dos gases perfeitos ou segundo a especificação do fabricante do sistema de medida.
Quando a umidade relativa do ar estiver entre 20% e 70% e a temperatura ambiente estiver entre 15 ^{0}C e 25 ^{0}C nenhuma correção para umidade necessita ser feita. Fora desses limites, a utilização da câmara poderá implicar em perda de exatidão em sua resposta.

TABELA I

COEFICIENTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIDA		
CÓDIGO DA QUALIDADE	COEFICIENTE DE CALIBRAÇÃO ± INCERTEZA (2σ)	
	EM DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA $N_{D,w}$ (mGy ue^{-1})	EM KERMA NO AR N_k (mGy ue^{-1})
E02		-----
E04		-----
E05		-----
E06		-----
E07 (com capa)		-----
I01		**44,81 ± 0,34**
I0W	**48,92 ± 0,45**	

3.3 Na qualidade E07 o coeficiente de calibração é obtido com a câmara com a sua capa de equilíbrio eletrônico para obtenção por interpolação do coeficiente de calibração para o ^{192}Ir HDR.

3.4 Posicionamento da câmara. O eixo da câmara foi colocado no plano de referência, a 100 cm da fonte de radiação. A câmara foi orientada com o número inscrito ou um risco vertical em sua haste apontando para a fonte. Na qualidade I01 o coeficiente de calibração foi obtido com a câmara com a sua capa de equilíbrio eletrônico.

3.5 Na qualidade I0W a câmara foi colocada em uma luva de PMMA, construída segundo as recomendações do protocolo TRS-398 e posicionada em um phantom de água com dimensões 30x30x30 cm^3 à 5g/cm^2 de profundidade. A janela de entrada do feixe de radiação foi colocada no plano de referência a 100 cm da fonte (SSD set-up).

4. INCERTEZA NO COEFICIENTE DE CALIBRAÇÃO

A incerteza expandida de medição declarada é baseada em uma incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência k = 2, com um nível de confiança de aproximadamente 95%.

6. RECALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIDA

6.1 No caso de ocorrência de quaisquer danos ou alterações que possam modificar o valor do coeficiente de calibração do sistema de medida, o mesmo deverá ser recalibrado.

6.2 A norma CNEN-NE-3.06 "Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia", publicada no Diário Oficial de 30 de Março de 1990, estabelece que o sistema de medida utilizado como padrão de referência necessita ser calibrado por laboratório de metrologia credenciado pela CNEN a cada 02 (dois) anos.

LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

- APÊNDICE 1 -

Qualidades dos feixes de radiação utilizados na calibração

Código da Qualidade	Potencial (kV)	Filtração (mm)	C.S.R. (mm)	D.F.D. (cm)	Tamanho de campo Diâmetro (cm)
E02	102	2,10 Al	4,00 Al (0,16 Cu)	75,0	7
E04	140	0,25 Cu	0,50 Cu	75,0	7
E05	186	4,00 Al + 0,40 Cu	1,00 Cu	75,0	7
E06	224	3,50 Al + 1,20 Cu	2,02 Cu	75,0	7
E07	250	1,57 Cu	2,5 Cu	75,0	7
I01	Cobalto-60			100,0	Tamanho de campo (cm) 10x10
I0W	Cobalto-60 (phantom de água) Profundidade (5g/cm^2)			D.F.S 100,0	Tamanho de campo (cm) 10x10

sendo:

Potencial — o potencial gerador do feixe de radiação.

Filtração — a filtração adicional do feixe, sendo a filtração inerente do tubo equivalente a 1,4 mm de Al.

C.S.R — a camada semi-redutora do feixe.

D.F.D. — a distância entre o ponto focal de emissão do feixe de radiação e o ponto de referência da câmara de ionização.

D.F.S. — a distância entre o ponto focal de emissão do feixe de radiação e o ponto de referência na superfície de entrada do feixe.