



PROCEDIMENTOS PARA DOSIMETRIA *IN VIVO* COM TLD-100 E DIODOS  
SEMICONDUCTORES EM TRATAMENTO DE CÂNCER NA REGIÃO PÉLVICA  
COM FEIXES EXTERNOS DE FÓTONS.

Marcela Andrade Leal

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador: Delson Braz

Rio de Janeiro

Maio de 2011

PROCEDIMENTOS PARA DOSIMETRIA *IN VIVO* COM TLD-100 E DIODOS  
SEMICONDUCTORES EM TRATAMENTO DE CÂNCER NA REGIÃO PÉLVICA  
COM FEIXES EXTERNOS DE FÓTONS

Marcela Andrade Leal

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:



Prof. Delson Braz, D.Sc.



Dr. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.



Prof.ª Simone Coutinho Cardoso, D.Sc.



Prof.ª Regina Cely Rodrigues Barroso, D.Sc.



Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2011

Leal, Marcela Andrade

Procedimentos para Dosimetria *in vivo* com TLD-100 e Diodos Semicondutores em Tratamento de Câncer na Região Pélvica com Feixes Externos de Fótons/ Marcela Andrade Leal. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

IX, 172 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Delson Braz

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2011.

Referencias Bibliográficas: p. 144-149.

1. Dosimetria *in vivo*. 2. Controle da Qualidade. 3. Radioterapia. I. Braz, Delson. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

A Deus,  
por ter permitido que eu chegasse até aqui  
com saúde e muito trabalho.  
À minha família,  
pelo apoio incondicional.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, que sempre estiveram ao meu lado, me apoiando e ajudando sempre que eu precisei.

À minha filha Isabela, que trouxe muita luz e alegria a minha vida e que me deu a motivação que eu precisava na reta final.

Aos meus parentes-amigos, aos amigos-parentes e aos professores. A todos que me apoiaram com palavras de incentivo e apoio moral.

A todo o grupo do Laboratório do PQRT/INCA, físicos, técnicos e colegas de doutorado/mestrado, que foi como uma família para mim durante todos os anos em que trabalhamos juntos. Incentivando nas horas certas e cobrando quando necessário. Sempre com a finalidade de fazermos um bom trabalho.

Um agradecimento especial para Anna Maria Campos, chefe do laboratório, que sempre me ajudou muito com seus conselhos e críticas construtivas. Sempre conversou muito comigo, me ouviu e foi de fundamental importância na realização deste trabalho com toda a sua experiência.

Aos físicos Claudio Viegas e Alfredo Viamonte. Obrigada pelas madrugadas de muito trabalho que passamos no hospital fazendo as irradiações. Apesar do sono, do cansaço e da fome, nossas madrugadas eram muito divertidas. Obrigada por todo ensinamento que me proporcionaram e pelo carinho que sempre tiveram comigo. Sem vocês este trabalho também não teria sido possível.

Ao meu orientador Delson Braz, com quem eu sempre pude contar em todas as horas que precisei. Obrigada pela confiança, paciência e pela atenção dispensada a mim.

Ao Instituto Nacional de Câncer (INCA), que sempre esteve com suas dependências abertas para nós, para que pudéssemos realizar todas as irradiações necessárias para o desenvolvimento deste trabalho.

E por fim, à toda equipe de técnicos de radioterapia do INCA, que sempre tiveram a maior paciência e boa vontade conosco, todas as vezes em que fizemos medidas *in vivo*.

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

PROCEDIMENTOS PARA DOSIMETRIA *IN VIVO* COM TLD-100 E DIODOS SEMICONDUCTORES EM TRATAMENTO DE CÂNCER NA REGIÃO PÉLVICA COM FEIXES EXTERNOS DE FÓTONS

Marcela Andrade Leal

Maio/2011

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

O câncer é a segunda maior causa de mortes no Brasil, sendo superado apenas pelos problemas cardiovasculares, entretanto, o país já possui um nível bastante sofisticado de pesquisas na área oncológica. É comum a incidência de câncer na região pélvica e, se descoberto no estágio inicial, são grandes as chances de erradicação da doença. Muitos desses pacientes utilizarão a radioterapia como tratamento e por ser um método capaz de destruir as células tumorais utilizando feixes de radiações ionizantes procurando causar o menor dano possível às células normais circunvizinhas, requer um alto nível de precisão. A dosimetria *in vivo* é uma excelente ferramenta utilizada para assegurar a qualidade do tratamento. Esta tese está incorporada em um projeto da Agência Internacional (IAEA) e do Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia (PQRT/INCA), objetivando implementar a dosimetria *in vivo* como parte da rotina dos serviços de radioterapia e estabelecer procedimentos nacionais para a mesma, nos tratamentos de câncer na região pélvica com uso de feixes externos de fótons. Investigou-se as doses dos tratamentos de pacientes do Hospital do Câncer /INCA, no Rio de Janeiro utilizando dosímetros termoluminescentes e diodos semicondutores. A dosimetria foi realizada durante tratamentos na região pélvica com feixes de 6 MV. Anteriormente às medidas *in vivo*, os detectores foram testados no simulador antropomórfico RANDO e mais uma vez comprovou-se sua adaptabilidade. Os bons resultados obtidos confirmam que a dosimetria termoluminescente e os dosímetros semicondutores podem e devem ser usados para garantir a qualidade da radioterapia.

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

PROCEDURES FOR *IN VIVO* DOSIMETRY USING TLD-100  
AND SEMICONDUCTORS DIODES DURING PELVIS CANCER TREATMENT  
WITH EXTERNAL PHOTONS BEAMS

Marcela Andrade Leal

May/2011

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

Cancer is the second largest cause of deaths in Brazil, losing only to cardiovascular problems however; the country has already a very sophisticated level of cancer research. The incidence of cancer in the pelvic region is very common and, if it is found in its initial stage, the chances of eradicating the disease are great. Many of these patients will have radiotherapy as a treatment. The aim of this treatment is to deliver a very accurate radiation dose to a well-defined target volume with minimal damage to surrounding healthy tissues. Since the success of treatment requires high accuracy during the irradiation, *in vivo* dosimetry is an excellent tool to ensure that the patient is being treated accurately. This thesis is part of a research project coordinated by the International Atomic Energy Agency (IAEA), together with the Quality Control Program in Radiotherapy (PQRT/INCA), aiming to implant *in vivo* dosimetry as part of the routine in radiotherapy services and to establish national procedures for *in vivo* dosimetry during pelvis cancer treatment using external photons beams. Using thermoluminescents dosimeter and semiconductor diodes, we investigated the doses of pelvis treatments at the Cancer Hospital /INCA, in Rio de Janeiro. These patients were treated with 6 MV X-ray beams. Prior *in vivo* measurements, the detectors were tested using a RANDO anthropomorphic phantom and once again, it proved its adaptability. The good results obtained confirmed that the thermoluminescent dosimetry can and should be used as a method to ensure the quality of the radiotherapy treatment.

## **SUMÁRIO**

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>	<b>7</b>
2.1	CÂNCER.....	7
	2.1.1. Câncer na região pélvica.....	9
2.2	RADIOTERAPIA.....	11
	2.2.1. Fracionamento.....	12
2.3	DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE.....	14
	2.3.1. Teoria da Termoluminescência.....	15
	2.3.2. Curva de Emissão Termoluminescente.....	16
	2.3.3. Materiais Termoluminescente.....	18
	2.3.3.1. O Fluoreto de Lítio, LiF:Mg, Ti	19
	2.3.3.1.1. Características das Respostas do LiF	19
	2.3.4. Leitora de Dosímetros Termoluminescentes.....	22
	2.3.5. Vantagens e Desvantagens dos Dosímetros TL	22
	2.3.6. Testes de Comissionamento.....	23
2.4	DETETORES SEMICONDUTORES.....	26
	2.4.1. Construção de um Diodo.....	27
	2.4.2. Detetores Semicondutores de Diodo.....	29
	2.4.3. Vantagens e Desvantagens do Diodo.....	31
	2.4.4. Testes de Aceitação do Diodo.....	32
	2.4.5. Características das Respostas do Diodo QED	33
2.5	ESTUDO DAS RESPOSTAS DOS DETETORES.....	38
2.6	PLANEJAMENTO .....	44
2.7	SIMULADORES.....	46
2.8	MEDIDAS <i>IN VIVO</i> .....	51
2.9	IRRADIADORES DE TELETERAPIA.....	54
<b>3</b>	<b>MATERIAIS.....</b>	<b>58</b>
	3.1. Dosímetro Termoluminescente.....	58
	3.2. Detetores Semicondutores.....	62
	3.2.1. Diodo QED.....	62
	3.2.2. Características da Resposta do Diodo QED.....	64
	3.2.3. Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D .....	64



	3.2.4. Conjunto Dosimétrico de Referência.....	66
	3.3. Simuladores.....	69
	3.4. Irradiadores.....	71
	3.4.1. Unidade de Cobalto.....	71
	3.4.2. Acelerador Linear.....	73
<b>4</b>	<b>MÉTODOS.....</b>	<b>74</b>
	4.1 Testes de Comissionamento do Dosímetro TL.....	74
	4.2 Testes de Comissionamento do Dosímetro Semicondutor.....	81
	4.3 Estudo da Resposta dos Dosímetros.....	86
	4.3.1. Dependências Físicas.....	86
	4.3.2. Dependências Geométricas.....	89
	4.4. Análise de Incertezas.....	91
	4.5 Planejamento.....	92
	4.6. Medidas com RANDO.....	95
	4.7. Medidas <i>In Vivo</i> .....	97
<b>5</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>98</b>
	5.1. Testes de Comissionamento.....	98
	5.1.1. Testes de Comissionamento do Dosímetro TL.....	98
	5.1.2. Testes de Comissionamento do Dosímetro Semicondutor.....	101
	5.2. Estudo da Resposta do Dosímetro TL.....	106
	5.2.1. Dependências Físicas.....	106
	5.2.2. Dependências Geométricas.....	109
	5.3. Estudo da Resposta do Dosímetro Semicondutor.....	113
	5.3.1. Dependências Físicas.....	113
	5.3.2. Dependências Geométricas.....	116
	5.4. Medidas com Fantoma Antropomórfico.....	122
	5.5. Medidas in vivo.....	128
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>140</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>144</b>
	<b>ANEXOS</b>	

## **I. INTRODUÇÃO**

O núcleo de um elemento químico em seu estado natural pode emitir radiações, se nele houver excesso de energia. O que o caracteriza como um núcleo instável, pelo excesso de partículas ou de carga, e na tentativa de se estabilizar emite algumas destas partículas ou ondas eletromagnéticas. Portanto, as radiações ou emissões, são produzidas por processos de ajustes ocorridos no núcleo ou na eletrosfera de um elemento. Esta atividade dos núcleos que emitem radiação é o que se denomina radioatividade e os elementos químicos que apresentam essa propriedade são chamados de elementos radioativos ou radioisótopos.

As radiações podem ser ionizantes ou não; as ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para alterar (ionizar) átomos e moléculas e as não ionizantes são aquelas cuja frequência é menor ou igual a da luz. Fontes naturais de radiações ionizantes existem no planeta Terra desde sua origem, mas foram descobertas por Henri Becquerel há pouco mais de um século [1,2]. São exemplos de radiações ionizantes as partículas alfa e beta, assim como as radiações eletromagnéticas (raios-X e gama).

Há tempos as radiações ionizantes tem aplicações variadas. Fontes radioativas foram utilizadas para tratamento de tumores antes mesmo do mecanismo das radiações ionizantes ser compreendido. Logo após a descoberta dos raios-X em 1895 e do sucesso do primeiro artigo científico sobre um novo tipo de radiação, escrito por Roentgen, as pesquisas sobre o assunto caminharam em duas direções: física fundamental e aplicações médicas [3]. Na época atual, novas técnicas utilizando energia nuclear são desenvolvidas diariamente nos diversos campos das atividades humanas, possibilitando a execução de tarefas aparentemente impossíveis de serem realizadas pelos meios convencionais [4]. A medicina, a indústria, particularmente a farmacêutica e a agricultura são as áreas mais beneficiadas pela utilização dos radioisótopos. A medicina utiliza os benefícios da radiação ionizante para radiodiagnóstico (utilização de raios-X para obtenção de informação anatômica e/ou funcional do corpo humano, através de imagem nítida do seu interior, para posterior avaliação médica) e para fins terapêuticos [5,6,7].

A terapia com radiação é um processo clínico que utiliza a mesma para o tratamento das neoplasias malignas (câncer). Uma das maneiras da radiação interagir com a matéria é ser absorvida por ela, e a absorção dessa energia das radiações pode

destruir células ou pequenos organismos nocivos. Desse modo, a radioterapia teve origem na aplicação do elemento rádio para destruir células cancerosas através da absorção da energia da radiação pelas mesmas [4]. Posteriormente, outros isótopos passaram a ser utilizados, apresentando maior rendimento. O iodo-131, o céσιο-137 e o cobalto-60 são exemplos de alguns radioisótopos usados atualmente para tratamentos clínicos. O objetivo da radioterapia é, portanto, fornecer uma quantidade de radiação, muito precisa, a um volume-alvo (tumor) muito bem definido, com danos mínimos aos tecidos saudáveis adjacentes. A principal modalidade da radioterapia é a teleterapia, onde o tratamento é feito com a utilização de feixes externos de radiação ionizante. Em um aparelho de cobalto, por exemplo, quando do seu funcionamento, a fonte é deslocada para fora do cabeçote (local onde fica armazenada), ficando exposta e assim, delimitada com o auxílio de colimadores, emite feixes de radiação que atingem a região do paciente a ser tratada. Como o propósito da radioterapia é a erradicação do tumor, o sucesso do tratamento vai depender de uma cuidadosa e rigorosa aplicação da dose, com a qual se realizará todo o tratamento, no tumor [8]. É de extrema importância que se tenha certeza sobre a dose administrada no paciente em diferentes profundidades e para diferentes configurações de tratamento.

No Relatório 24 da Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU, *International Commission on Radiation Units and Measurements*) é recomendado o seguinte: “A evidência disponível para certos tipos de tumores aponta a necessidade de uma exatidão de  $\pm 5\%$  na administração da dose absorvida ao volume-alvo, se o objetivo fundamental é a erradicação do tumor primário” [9]. O que implica em dizer que a diferença entre a dose administrada ao paciente e a dose prescrita pelo médico não pode ser maior ou menor do que 5%, e nestes 5% estão inclusas as incertezas na dosimetria, no planejamento e no posicionamento do paciente no momento da irradiação [9]. Portanto, um método de controle de qualidade é fundamental para verificar a precisão nas condições de irradiação e em todas as etapas do tratamento radioterápico. Também é de suma importância que este método seja prático e de simples aplicação, de modo que não interfira na rotina de trabalho dos serviços de radioterapia.

Métodos para verificação e controle são denominados “Controle da Qualidade” (CQ) e, de alguma forma, estão presentes em todas as instituições que possuem serviços de radioterapia. Como visto na literatura [8,10], o conceito de Garantia de Qualidade em Radioterapia é muito mais amplo do que apenas a manutenção técnica e o controle da

qualidade dos equipamentos envolvidos no tratamento. O termo controle de qualidade em radioterapia envolve muitos aspectos e o sistema de qualidade pode ser definido como: a estrutura organizacional, responsabilidades, procedimentos, processos e recursos para implementar a garantia desta [8].

O CQ em radioterapia é freqüente e comum, sendo a dosimetria um dos métodos utilizados para a verificação dos parâmetros que fazem parte do esquema de tratamento. A dosimetria é um dos aspectos fundamentais na garantia da qualidade, mais especificamente a dosimetria física, através da qual se garante a verificação de toda uma série de parâmetros com os quais se pode realizar um tratamento com radiação em condições ótimas [11]. O Brasil não possui um protocolo próprio de dosimetria, e segue os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica, que é um órgão pertencente à Organização das Nações Unidas [12].

CQ em radioterapia pode ser definido como “o conjunto de ações características do processo da radioterapia que repercutem em sua capacidade para satisfazer às necessidades declaradas ou implícitas de cuidado do paciente” [13]. A elaboração e manutenção dos métodos de controle e verificação do tratamento são feitas pela equipe de CQ de cada instituição. Esta equipe é quem toma decisões em termos de equipamentos e procedimentos para o controle de qualidade do seu serviço de radioterapia. Entretanto, existem vários programas estabelecidos e padronizados para diferentes países ou regiões que exigem um mínimo de requisitos básicos a serem cumpridos por todos [14,15,16]. No que diz respeito aos aspectos físicos envolvidos no controle da garantia de qualidade, a maioria das instituições brasileiras segue o protocolo de garantia da qualidade TEC DOC – 1151 [16] e outros protocolos de dosimetria publicados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [14 – 18].

A dosimetria física utiliza dosímetros tipo câmara de ionização para a verificação dos parâmetros que influenciam o planejamento do tratamento radioterápico, realizando medidas de doses em diferentes configurações e profundidades [13,14,15]. Contudo, também existe a possibilidade de se utilizar outros tipos de dosímetros com o mesmo objetivo, como por exemplo o dosímetro termoluminescente, TLD (do inglês *Thermoluminescent Dosimeter*) e o dosímetro semicondutor [19 – 25].

O material termoluminescente começou a ser usado na medicina a partir de 1950 com os trabalhos de Daniels e Wilkins na Universidade de Wisconsin no Estados

Unidos [26]. O começo foi lento devido ao alto custo do detector e foi se difundindo de forma acelerada até os dias atuais. Hoje está se tornando comum a utilização da dosimetria TL na verificação de dose em feixes de fótons e elétrons [26,27,28].

Assim como os TLD, os diodos semicondutores também são excelentes ferramentas para o controle de qualidade da radioterapia, para assegurar que o paciente esteja sendo tratado exatamente como recomendado e planejado.

Além de seu tamanho diminuto, os diodos oferecem uma combinação única de alta sensibilidade, leitura imediata e simplicidade de operação, quando conectados a um eletrômetro adequado [29]. A leitura imediata é uma de suas grandes vantagens quando comparados ao TLD. Isto porque, a possibilidade de se detectar precocemente um erro em algum parâmetro essencial à irradiação do paciente e corrigí-lo antes da próxima sessão de radioterapia, permitirá que providências sejam tomadas para que este não se perpetue ao longo de todo o seu tratamento. Como podemos ver na literatura, a dosimetria *in vivo* realizada com diodos é amplamente difundida [19,20,24, 25,28,29,30,31,32].

Este trabalho faz parte de um projeto de pesquisa do Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA), copatrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). O objetivo deste projeto é implementar no país a dosimetria *in vivo* como parte da rotina de instituições que possuam serviços de radioterapia, a fim de assegurar a qualidade de seus tratamentos. Para tal, iremos estabelecer procedimentos a serem seguidos quando da dosimetria *in vivo* nos casos de tratamento de câncer na região pélvica com uso de feixes externos de fótons. A convite da Agência, o PQRT, juntamente com alguns poucos laboratórios ao redor do mundo, participou do estudo detalhado de todas as etapas envolvidas no processo de dosimetria *in vivo*. Os participantes receberam as mesmas instruções e documentações e o projeto consistia em todos seguirem os mesmos protocolos e critérios estabelecidos pela IAEA na execução das tarefas de todas as etapas do processo dosimétrico. Ao longo do desenvolvimento da pesquisa, os laboratórios participantes enviavam relatórios à IAEA, detalhando todos os procedimentos realizados até aquele momento e esta por sua vez, analisava e comparava todos os resultados.

Para a execução do presente trabalho foi realizada a caracterização das propriedades dosimétricas de detectores semicondutores, diodos semi-esféricos (QED) e de detectores termoluminescentes, Harshaw TLD-100 em forma de chip.

As seguintes etapas, referente ao estudo de ambos os detectores, foram realizadas:

- Testes de aceitação, onde se incluem os testes de desvanecimento, leitura, corrente de fuga e estabilidade do eletrômetro;
- Determinação do fator de correção devido à utilização de placas de água virtual e calibração dos detectores;
- Estudo das características intrínsecas ao detector, onde se inclui: repetitividade, linearidade, equilíbrio eletrônico, energia, dependência direcional, temperatura, interferência no feixe e degradação da sensibilidade;
- Estudo das características geométricas, onde se inclui: dependência da resposta do detector com o tamanho de campo, filtro, bandeja, bloco e distância fonte superfície;
- Simulação, em um fantoma antropomórfico, de um tratamento de câncer da região pélvica, utilizando para tal, o sistema ECLIPSE de planejamento de tratamento;
- Medidas realizadas no fantoma antropomórfico RANDO Alderson;
- Dosimetria *in vivo* em pacientes tratados na região pélvica em Acelerador Linear com raios-X de 6 MV;
- Análise dos resultados das medidas *in vivo*.

Todas as medidas, cálculos e análise de dados descritos neste trabalho foram realizadas no Serviço de Radioterapia e no Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Hospital do Câncer I/INCA, Rio de Janeiro.

Este projeto é bastante amplo, abrangente e audacioso que demandou trabalho muito árduo por parte de toda a equipe e comprometimento com uma causa nobre, sendo esta, a melhoria da qualidade de vida dos pacientes com câncer através do controle, e por conseguinte, a melhoria da qualidade dos serviços de radioterapia.

Como dito anteriormente, a dosimetria *in vivo* com os diodos e TLD é amplamente conhecida e até mesmo utilizada, mas ainda não foi estabelecida como uma rotina, como uma das etapas do processo dosimétrico dos serviços nacionais de radioterapia. Por essa razão, a elaboração de um protocolo nacional com procedimentos a serem seguidos na realização da dosimetria *in vivo* e sua implementação como parte da rotina dos serviços das clínicas e hospitais, será de grande valor nesta batalha contra o câncer.

Este trabalho não para por aqui e deve ser difundido, comentado, analisado e revalidado. Este é só o início e como sugestão de trabalhos futuros, procedimentos para dosimetria *in vivo* em tratamentos de outras regiões do corpo também devem ser elaborados. Assim como, o estudo de outros feixes de energia.

## II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### **2.1. Câncer**

Câncer é um grupo de doenças caracterizadas pelo crescimento desordenado (maligno) de células que invadem tecidos e órgãos, podendo espalhar-se para os tecidos e órgãos vizinhos ou distantes (metástase). Atualmente, mais de uma centena de patologias são diagnosticadas como câncer. Dividindo-se rapidamente, estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores (acúmulo de células cancerosas) ou neoplasias malignas. Se por um lado as neoplasias malignas se caracterizam pela perda do controle da divisão celular e pela capacidade de invadir outras estruturas orgânicas, um tumor benigno significa simplesmente uma massa localizada de células que se multiplicam vagarosamente, assemelhando-se ao seu tecido original e raramente constituem um risco de vida [32,33].

O câncer é a segunda maior causa de morte no Brasil, sendo superado apenas pelos problemas cardiovasculares. Entretanto, está na liderança das principais causas de morte no mundo ocidental, neste caso, já tendo superado os problemas do coração. Milhões de pessoas no Canadá e milhares nos Estados Unidos, são diagnosticadas com câncer anualmente [34]. No Brasil, o Instituto Nacional de Câncer estimou 466.730 novos casos de câncer em 2008 e para 2010 e 2011, estima 489.270 indivíduos diagnosticados com a doença [35].

As causas do câncer são variadas, podendo ser externas (substâncias químicas, irradiação e vírus) ou internas ao organismo (hormônios, condições imunológicas e mutações genéticas). As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas e estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas. Em geral, dez ou mais anos se passam entre exposições ou mutações e a detecção do câncer.

Em torno de 80 a 90% dos cânceres estão associados a fatores ambientais [36]. As mudanças provocadas no ambiente pelo homem e as escolhas de diferentes estilos de vida e de consumo podem aumentar ou diminuir os riscos de desenvolvimento do câncer. Tanto é, que o conhecimento científico atual evidencia que o tabagismo pode causar câncer de pulmão, a exposição excessiva ao sol pode causar câncer de pele e alguns vírus podem causar leucemia. Assim como o tipo de alimentação, o consumo



excessivo de álcool e um estilo de vida sedentário também podem estar relacionados em maior ou menor grau com o desenvolvimento de determinados tipos de câncer [37]. Segundo estimativas da Organização Mundial de Saúde (OMS) cerca de 30% dos casos de câncer poderiam ser evitados através de sua prevenção primária [36].

A palavra tumor corresponde ao aumento de volume observado em uma parte qualquer do corpo. Entretanto, nem todo tumor é câncer. 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. Um exemplo de tumores benignos são o lipoma e o mioma, que raramente, constituem um risco de vida.

Existem diferentes tipos de câncer correspondendo aos vários tipos de células do corpo. Se o tecido onde este se deu início for um tecido epitelial, como pele ou mucosas, o câncer é denominado um carcinoma. Se o tecido onde se deu início for conjuntivo, como ossos, músculos ou cartilagem é denominado sarcoma.

A formação do câncer, que é um processo chamado carcinogênese, em geral se dá de uma maneira bem lenta, podendo levar anos para que uma célula cancerosa prolifere e dê origem a um tumor visível. Este é um processo que passa por vários estágios antes de chegar ao tumor.

As estimativas de 2010 do Instituto Nacional de Câncer (INCA), que também serão válidas para 2011, apontam para a ocorrência de 489.270 novos casos de câncer no país [35]. Este estudo é feito por estado e leva em consideração os tipos mais frequentes de câncer. Citando alguns resultados, de acordo com a estimativa para o câncer de mama eram esperados 49 mil novos casos, com o risco estimado de 49 casos a cada 100 mil mulheres. Este é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo e o mais comum entre as mulheres. É o câncer mais incidente entre as mulheres da região Sudeste. Para o câncer de pulmão o número estimado foi de 18 mil novos casos. O câncer de pulmão é o tipo de câncer mais comum no mundo com 1.200.000 casos novos no ano de 2000, de acordo com a última estimativa mundial, sendo 52% de ocorrência em países desenvolvidos e tendo o tabagismo como o mais importante fator de risco para o seu desenvolvimento.

A pelve ou bacia, entre outros órgãos inclui o útero, a próstata, o cólon e o reto. O câncer de cólon é o segundo tipo de maior incidência entre as mulheres e sua incidência é cerca de duas vezes maior em países menos desenvolvidos. Já o câncer de próstata é o mais freqüente em todas as regiões do país, é o sexto tipo de câncer mais comum no mundo e o mais incidente nos homens. Quanto à incidência de câncer no cólon e no reto, a estimativa do INCA mostra que é o terceiro mais freqüente na região Sudeste e a terceira causa mais comum de câncer no mundo para ambos os sexos.

Outros tipos mais freqüentes de câncer são o câncer de pele, de estômago e tumores pediátricos. O câncer de pele representa hoje 25% de todos os tumores malignos registrados no Brasil. Apesar da grande atenção dada atualmente a este tipo de câncer, sua letalidade é considerada baixa, porém, em alguns casos em que há demora no diagnóstico, esse câncer pode levar a ulcerações e deformidades físicas graves.

Pode-se realizar o tratamento do câncer através de cirurgia, radiocirurgia, transplante de medula óssea, quimioterapia e radioterapia. Sendo que em muitos casos o este deve ser realizado combinando mais de uma técnica.

Desde que se tomou ciência da existência dessa doença e até o presente momento, a reação da sociedade em geral em relação ao câncer é de acreditar que câncer é sinônimo de morte e que seu tratamento raramente leva a cura. Atualmente o Brasil encontra-se a um nível bastante avançado em pesquisas na área oncológica e com isso, muitos tipos de câncer são curados. Mais da metade dos tipos de câncer já tem cura e se for descoberto e tratado em estágio inicial, as chances de erradicação da doença são grandes, o que demonstra a importância do diagnóstico precoce.

### **2.1.1. Câncer na Região Pélvica**

O uso da radioterapia visando o tratamento de neoplasias pélvicas como o tumor de colo de útero que é muito freqüente no Brasil, o câncer de próstata, cujo diagnóstico precoce vem aumentando consideravelmente em todo o mundo, além dos tumores da bexiga, endométrio, reto e da uretra, é freqüentemente associado à outras modalidades de tratamento, como cirurgia ou quimioterapia.

A irradiação pélvica tem sido a terapia definitiva e padrão para a doença em estágio avançado. Com este tratamento a taxa de sobrevida média em cinco anos é de

aproximadamente 65%, mas varia de 15 a 80%, dependendo da extensão da doença. Embora o aumento da dose aplicada melhore o controle da doença pélvica, a dose que realmente pode ser administrada no paciente é limitada por graves complicações tardias relativas ao tratamento [38].

A administração concomitante de quimioterapia e radioterapia apresenta vantagens ante o uso da radioterapia isolada. Os dois tratamentos podem interagir para destruir de forma mais intensa as células tumorais sem retardar o curso da radioterapia ou prolongar o tratamento como um todo, o que poderia acelerar a proliferação das células. Teoricamente, a quimioterapia pode agir de forma sinérgica com a radioterapia inibindo o reparo dos danos celulares induzidos pela radiação. Assim como pode promover a sincronização da fase de sensibilidade à radiação do ciclo celular de todas as células, iniciando um processo proliferativo (capacidade de se dividir) em células não proliferativas e reduzindo a fração de células hipóxicas. Células hipóxicas são células pouco oxigenadas e resistentes à radiação [38].

## 2.2. Radioterapia

O tratamento a ser realizado em um paciente diagnosticado com câncer depende muito da extensão e da gravidade do tumor. Após a determinação da extensão e localização do câncer pelos médicos, os pacientes são orientados a receber uma modalidade única de tratamento, que consiste em uma intervenção cirúrgica, tratamento utilizando irradiação com feixe externo, implante intersticial, ou receber uma modalidade dupla, que consiste geralmente em uma excisão cirúrgica e irradiação pós-operatória que conserva muito a anatomia e a funcionalidade. Decisões sobre como tratar um câncer devem ser atuantes na eliminação do mesmo e dos nódulos linfáticos regionais envolvidos, preservando tanto quanto possível, a anatomia local e suas funções [38].

O início da radioterapia no Brasil foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com o médico Dr. Becker Pinto, que foi o primeiro a utilizar um aparelho de raios-X para tratamento de um tumor de pele. O primeiro acelerador linear do Brasil foi instalado em 1972 no hospital alemão Oswaldo Cruz em São Paulo [39].

Desde então, a radioterapia é um dos recursos terapêuticos mais importantes no tratamento do câncer. De todos os indivíduos que desenvolveram câncer, aproximadamente metade irá receber algum tipo de radiação como forma de tratamento para sua patologia [34]. Pacientes em estágios iniciais de câncer na região pélvica, onde a intervenção cirúrgica não se faz necessária, se beneficiam do poder da radiação ionizante a fim de dizimar as células cancerígenas.

A terapia com radiação é um processo clínico que usa radiação para o tratamento de várias patologias, pois é um método capaz de destruir células cancerígenas e diminuir o tamanho de tumores. O objetivo deste tratamento é fornecer uma quantidade de radiação, muito precisa, a um volume-alvo (tumor) muito bem definido, com danos mínimos aos tecidos sãos adjacentes. Embora algumas células normais às vezes sejam atingidas no processo, elas podem se regenerar.

A principal modalidade da radioterapia é a teleterapia, que envolve a utilização de feixes externos de radiações ionizantes, como elétrons e fótons. A fim de erradicar o tumor, o paciente é irradiado na região de interesse, com feixe de alta energia por certo período de tempo, que pode ser de segundos ou minutos. Este processo clínico requer uma irradiação realizada com alta precisão. Portanto, o sucesso da radioterapia vai

dependem de uma alta dose de radiação chegando a um volume-alvo, muito bem definido, com extrema precisão [8].

Conforme discutido no capítulo de introdução, para se atingir bons resultados no tratamento radioterápico, a exatidão em cada etapa do processo dosimétrico, começando desde o planejamento do tratamento até as sessões de irradiações, necessita ser significativamente alta.

O Controle de Qualidade para ser implementado em um serviço de radioterapia deve ser um método prático e de simples aplicação, de modo que não interfira na rotina de trabalho destes serviços. A dosimetria *in vivo* é uma importante etapa do CQ, que promove uma verificação global e final de todo o processo dosimétrico.

### **2.2.1. Fracionamento**

Tratamentos com radiação usualmente são realizados através de sessões diárias de radioterapia. Dessa maneira, diz-se que o tratamento é fracionado sendo feito a taxa de uma fração por dia, cinco dias por semana e cada fração consiste em uma dose de aproximadamente 2 Gy. O tratamento completo pode durar 3 ou 4 semanas. Enquanto que o tempo para o tratamento de um câncer mais agressivo pode variar de 5 a 7 semanas. A razão para o fracionamento é que desta maneira, melhora a proporção terapêutica aumentando o controle tumoral e poupando os tecidos sadios [34, 49].

Os efeitos biológicos associados ao benefício do fracionamento são usualmente resumidos pelos “4 Rs” da radiobiologia: reparo, repopulação, redistribuição e reoxigenação. O reparo é um fenômeno que beneficia os tecidos normais que são, inevitavelmente, irradiados. A repopulação também beneficia as células normais, de tal forma que células danificadas são substituídas por outras novas e saudáveis. A divisão celular se dá em ciclos que contém várias fases. Existem fases que são mais sensíveis à radiação do que outras e no início do ciclo as células são distribuídas pelas diversas fases do ciclo celular. Por esta razão, quando ocorre a redistribuição a probabilidade de se matar as células cancerígenas aumenta. Por outro lado, a morte dessas células é diretamente dependente à presença de oxigênio. Quanto maior for a concentração de oxigênio, maior será o número de células tumorais erradicadas.

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. 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.

### 2.3. Dosimetria Termoluminescente

Termoluminescência (TL) é o fenômeno luminescente apresentado por certos materiais cristalinos, como minerais, vidros e cerâmicas, podendo ser isolantes ou semicondutores [40]. No entanto, os materiais mais estudados são aqueles utilizados na dosimetria das radiações: Fluoreto de Cálcio ( $\text{CaF}_2$ ), Fluoreto de Lítio (LiF), Sulfato de Cálcio ( $\text{CaSO}_4$ ), Forsterita ( $\text{Mg}_2\text{SiO}_4$ ), Óxido de Berílio (BeO), Tetraborato de Lítio ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ), etc.

O fenômeno TL só pode ser observado quando o sólido é termicamente estimulado. TL não deve ser confundida com a emissão espontânea de luz que ocorre em materiais que liberam luz quando aquecidos à incandescência. Termoluminescência consiste na emissão de luz, termicamente estimulada, a partir de materiais que previamente foram expostos à radiação. Portanto, um material termoluminescente é aquele que ao ser irradiado absorve a energia da radiação e então, a armazena. Este fenômeno é conhecido há bastante tempo. Certamente era conhecido até pelos alquimistas da Idade Média.

A dosimetria termoluminescente é mais um método para controle de qualidade (CQ) usado na radioterapia, através da verificação da dose, para conferir a boa qualidade dos aspectos dosimétricos de um tratamento. O material TL também pode ser usado para a realização de dosimetria *in vivo*, medidas em proteção radiológica, monitoramento pessoal e industrial e dosimetria ambiental.

A dosimetria TL utilizada como ferramenta no CQ de tratamentos radioterápicos tem demonstrado sua eficácia ao longo dos anos, tanto para feixes de fótons quanto para de elétrons. O benefício desta dosimetria é a possibilidade de se detetar precocemente erros que seriam cometidos ao longo do processo radioterápico. O que possibilita que estes sejam corrigidos antes da próxima sessão de radioterapia do paciente.

No ano da descoberta dos raios-X por Röntgen (1895), Wiedmann e G. Schmidt descreveram o uso da termoluminescência na detecção de raios catódicos [33]. 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  $\text{LiF:Mg,Ti}$  — o mundialmente conhecido pelo seu nome comercial: Harshaw TLD-100; transformando-se para alguns como sinônimo do termo “dosímetro termoluminescente” [41,42]. 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.

### **2.3.1. Teoria da Termoluminescência**

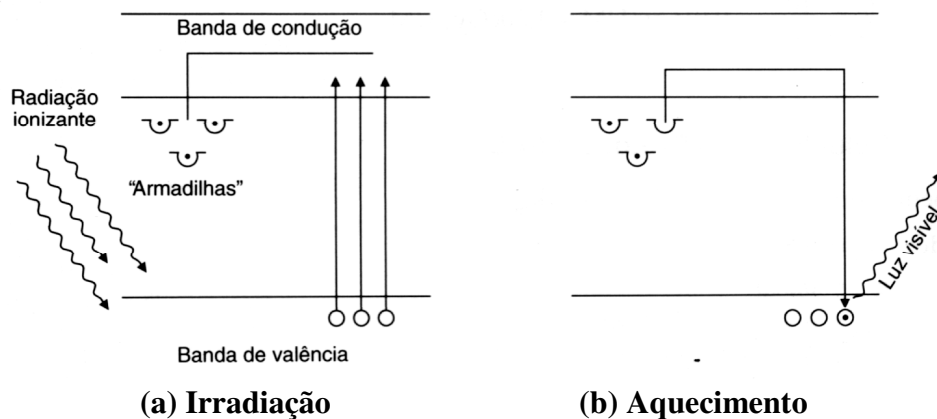
A termoluminescência é uma parte do processo coletivo conhecido como “Fenômeno Termicamente Estimulado” e é, na sua essência, a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado. Mesmo que só uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no dosímetro TL seja 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 a estabilidade.

O objetivo central da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo [43].

Este fenômeno pode ser explicado em termos das “armadilhas para elétrons 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 [40].

A radiação ionizante faz com que os elétrons da banda de valência ganhem energia e migrem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e acabar aprisionado em uma das armadilhas, (Figura 2.3–1a). 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 2.3–1b) [43].





**Figuras 2.3–1: 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 a banda de condução, havendo emissão de luz.**

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar a sua condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, o aquecimento até uma temperatura superior à temperatura de leitura a fim de que toda a rede cristalina, todos os elétrons e buracos, retornem aos seus estados iniciais [40].

### 2.3.2. Curva de Emissão Termoluminescente

A principal característica que identifica 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 seu aquecimento, portanto é uma curva em função da temperatura [43]. A Figura 2.3–2 mostra a curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado à temperatura ambiente e seu comportamento durante o procedimento de leitura.

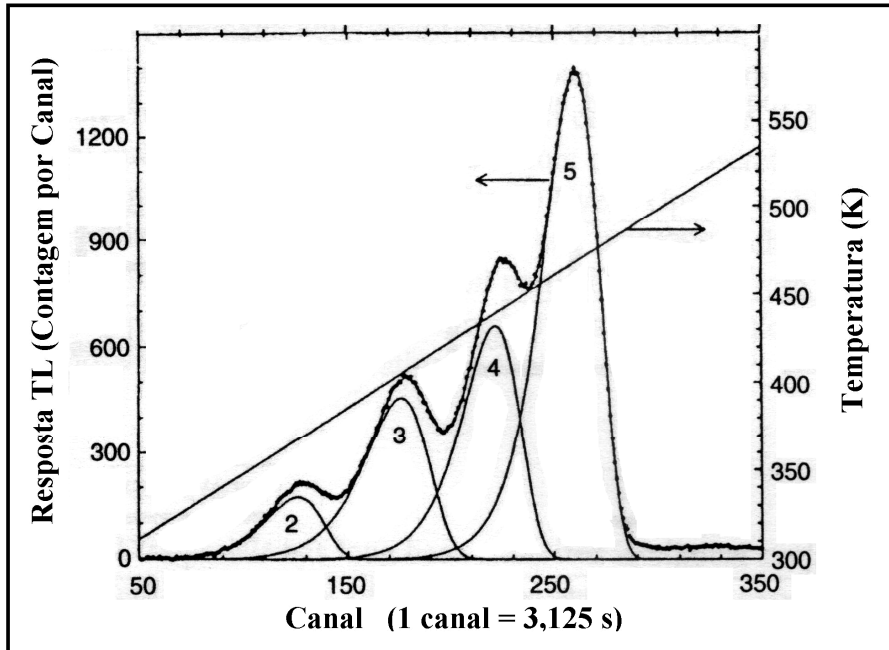


Figura 2.3-2: Curva Característica do LiF:Mg,Ti Irradiado por Raios Gama de  $^{60}\text{Co}$ .

Esta curva apresenta vários picos de emissão, cada qual associado a uma determinada armadilha presente no material. As áreas sob a curva de emissão correspondentes aos picos 4 e 5, são convencionalmente consideradas 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 2.3-1) [44]. É utilizada uma cinética de primeira ordem, ou seja, considerando que o rearmadilhamento dos portadores de carga ocorra raramente, não apresentando uma contribuição importante ao fenômeno.

$$I(T_0, T) = n(T_0) \cdot s \cdot e^{-E/kT} \cdot e^{-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T e^{-E/kT'} dT'} \quad (2.3-1)$$

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;
- $\beta$  – Taxa de aquecimento.

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

### 2.3.3. Materiais Termoluminescentes

Na natureza encontramos diversos materiais termoluminescentes. A fim de serem utilizados para finalidades práticas eles precisam possuir algumas características importantes. O material TL deve apresentar [43, 44]:

- 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.

Certamente nenhum material termoluminescente reúne todas as características citadas, portanto, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficiente possível, várias combinações foram estudadas para que reunissem a maior quantidade possível dessas características e ainda apresentassem compromissos razoáveis entre as outras, oferecendo diferentes vantagens [43]. A Figura 2.3–3 apresenta diferentes tipos de dosímetros termoluminescentes.



**Figura 2.3–3: Diferentes tipos de TLDs: micro-cubos (esquerda), pó (centro) e pastilhas (direita).**

### **2.3.3.1. O Fluoreto de Lítio, LiF:Mg,Ti**

O Fluoreto de Lítio é um halogênio alcalino de densidade  $2,6 \text{ g/cm}^3$  com número atômico efetivo (de 8,2) bem perto do valor do número atômico do tecido humano (entre 7 e 7,5) e não solúvel em água. Apresenta uma eficiência termoluminescente intrínseca de 0,04% aproximadamente [46]. 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, crioletto de Lítio e fluoreto de Lítio e Titânio, dando como resultado uma substância contendo no máximo 180 ppm de Magnésio (Mg) e 10ppm de Titânio (Ti) como impurezas ativadoras [43, 46].

O excesso de carga positiva na rede cristalina do fluoreto de Lítio, que implica na formação de novas armadilhas para elétrons, é consequência 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. Estes se encontram entre  $160$  e  $190^\circ\text{C}$ .

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.

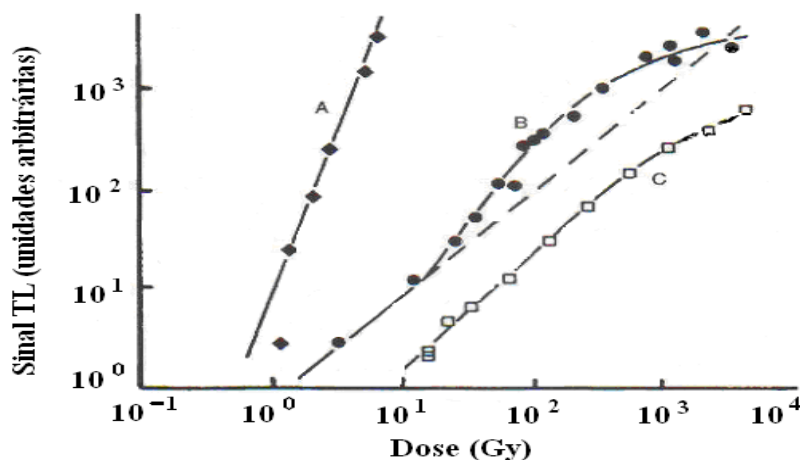
#### **2.3.3.1.1. Características da Resposta do LiF**

##### **Linearidade**

A relação da resposta com a dose para o LiF:Mg,Ti é um dos mais complexos fenômenos que acontecem no dosímetro TL. Um TLD ideal deve ter uma resposta linear

com a dose para um amplo intervalo, porém, a maioria dos materiais TL utilizados apresentam efeitos não lineares para uma mesma energia como é mostrado na figura 2.3 – 4 [43]. Em essência, as respostas dos dosímetros TL em função da dose absorvida possuem uma faixa linear para valores de até 1Gy, outra supralinear, que vai até 3kGy, seguida de uma faixa de sublinearidade ou saturação. É precisamente a faixa de supralinearidade a de maior interesse em radioterapia [55] onde o lote utilizado apresenta não-linearidade de cerca de  $\pm 2\%$ .

Uma vez que as doses utilizadas na radioterapia se encontram na região de supralinearidade da curva de resposta do TLD-100, é altamente necessária a correção da resposta do dosímetro quando utilizado na avaliação dessas doses. A não linearidade da resposta não é um problema, desde que essas características sejam avaliadas individualmente e se obtenha uma curva de calibração adequada [43].



**Figura 2.3 – 4: Curva da resposta TL em função da dose absorvida para o <sup>60</sup>Co para diferentes materiais TL. (A) SiO<sub>2</sub>, (B) LiF:Mg,Ti, (C) CaF<sub>2</sub>:Mn (TLD-400).**

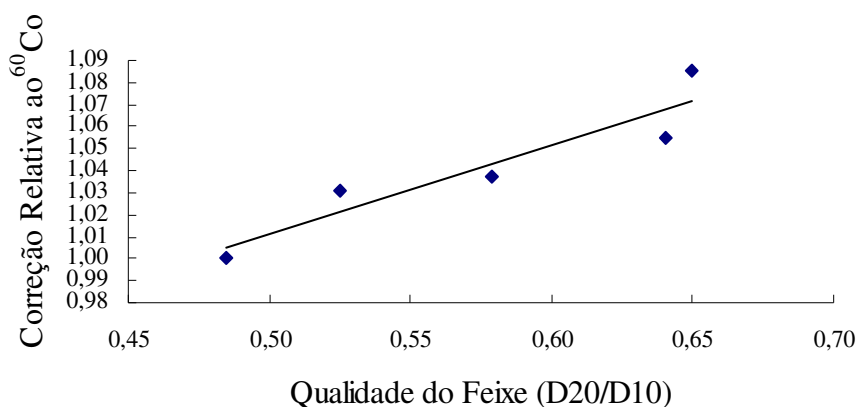
### Sensibilidade

O LiF:Mg,Ti, tem uma alta sensibilidade. Uma amostra de apenas 50mg exposta a 1cGy, 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

característica permitiria que o dosímetro registrasse doses menores do que 100 $\mu$ Gy. 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

Como já visto anteriormente, podemos dizer que o número atômico do LiF:Mg,Ti é equivalente ao do tecido humano e esta característica está bem refletida na resposta energética dos fótons por parte do material TL, fazendo com que sua resposta 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. O gráfico da Figura 2.3-5 mostra a variação da resposta do LiF:Mg,Ti para uma mesma dose devido a fótons de diferentes energias. A energia média do  $^{60}\text{Co}$  é utilizada para normalização.



**Figura 2.3-5: Respostas do LiF:Mg,Ti para uma mesma dose e várias energias de fótons, normalizadas para a energia média do  $^{60}\text{Co}$ . As energias dos feixes estão caracterizadas pela razão  $D_{20}/D_{10}$ .**

#### **2.3.4. 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, 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 em ampla diversidade no mercado [45], o que torna mais ágil o processo de leitura dos dosímetros TL.

A instrumentação necessária para a leitura dos dosímetros TL, ao contrário do fenómeno da termoluminescência que ocorre no seu interior, 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. Utilizam-se também filtros com a finalidade de eliminar contaminação luminosa devido a fenómenos 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 e o outro, 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.

#### **2.3.5. Vantagens e Desvantagens do Dosímetro TL**

Dentre os materiais termoluminescentes, no contexto médico, o Fluoreto de Lítio (LiF:Mg,Ti) é o dosímetro mais utilizado. Este apresenta uma série de vantagens e

desvantagens, mas na prática, mesmo dependendo do uso específico, as vantagens são sempre maiores.

Entre as vantagens podem ser citadas [46]:

- Alta sensibilidade num amplo intervalo de dose;
- Dimensões pequenas e formas variadas;
- Podem ser usados 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;
- Ocorre liberação espontânea de elétrons (desvanecimento);
- Apresentam sensibilidade à luz e à umidade.

### **2.3.6. Testes de Comissionamento**

Testes de comissionamento devem ser feitos com alguns dosímetros termoluminescentes randomicamente selecionados dentre todos do grupo (*batch*), para que se possa conhecer algumas de suas características. Os testes a serem realizados devem ser; o teste de desvanecimento (*fading*) e o teste de leitura do TLD.

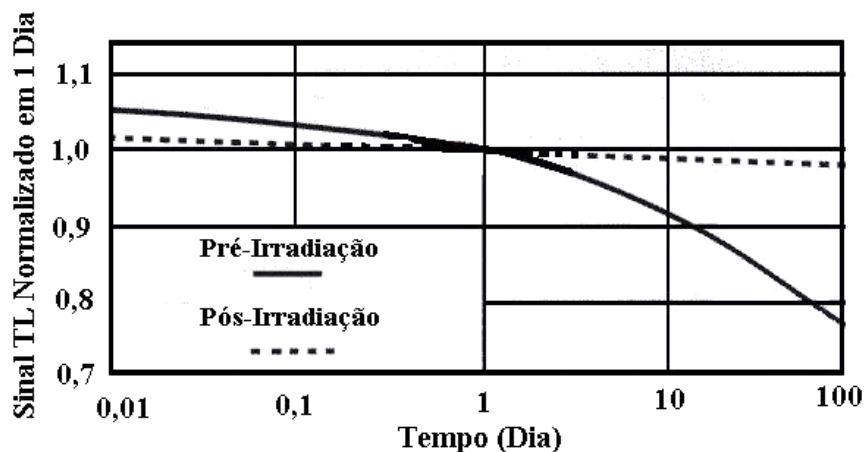
- **Desvanecimento**

Mais conhecido pela denominação em inglês, *fading*, esta característica intrínseca a todo dosímetro TL consiste na liberação espontânea dos elétrons que foram aprisionados em sua rede cristalina no momento de sua irradiação. Isto quer dizer que um dosímetro TL irradiado nunca vai reter 100% das cargas armadilhadas [40,43,49]. O



parâmetro responsável por este fato é fundamentalmente a temperatura, 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 [56]. Sendo que os picos 2, 3 e 4 desvanecem mais rápido do que o pico 5. O LiF:Mg,Ti tem um baixo desvanecimento como é mostrado na Figura 2.3-6:



**Figura 2.3-6: Desvanecimento do LiF:Mg,Ti Antes e Depois de Irradiado (Dados Representativos).**

- **Oscilação da leitora**

A resposta dos detetores termoluminescentes virão de suas leituras realizadas com auxílio de uma leitora própria para tal. Portanto, a leitura TL é uma etapa essencial do processo dosimétrico. Como todo aparelho eletrônico, as leitoras TL automáticas podem sofrer alguma oscilação durante o processo, que tem duração média de cerca de uma hora. O que mais uma vez demonstra a importância de se fazer um acompanhamento do comportamento da leitora, a fim de observar possíveis oscilações.

A partir do estudo de oscilação da leitora, será determinado um fator de correção que será incorporado mais tarde ao cálculo da dose das medidas *in vivo*.

Como dito anteriormente, este trabalho foi desenvolvido simultaneamente com alguns laboratórios ao redor do mundo seguindo orientações e protocolos da IAEA. Entretanto, a determinação e o uso deste fator de correção foi uma realização apenas de nosso grupo de trabalho no laboratório do PQRT/INCA.

Os resultados obtidos a partir deste estudo se mostraram satisfatórios e foram relatados a IAEA, que demonstrou interesse no estudo do comportamento da leitora automática.

## 2.4. Detetores Semicondutores

Os diodos semicondutores são constituídos de material cristalino e como visto na teoria termoluminescente, os materiais cristalinos são divididos em três categorias no que diz respeito à sua condutividade de elétron. A maneira como os elétrons percorrem ou não os materiais cristalinos pode ser explicada utilizando o conceito de bandas de energia em relação aos níveis eletrônicos presentes nos sólidos. A Figura 2.4 – 1 mostra a representação das bandas de energia dos materiais cristalinos.

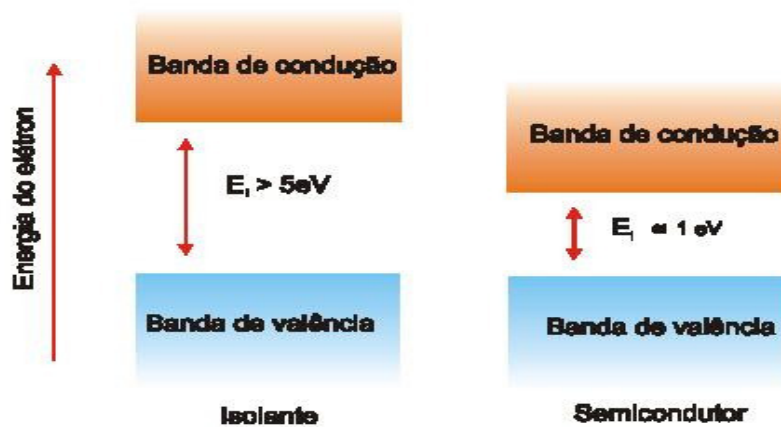


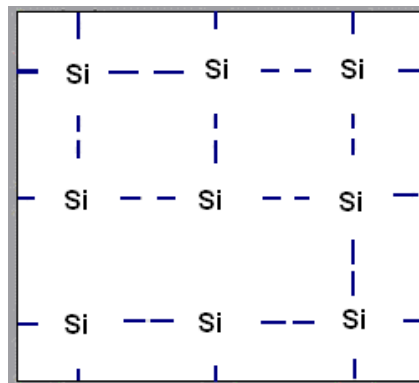
Fig. 2.4 – 1: Estrutura de bandas de energia de um material cristalino [47].

O que caracteriza um material como isolante, semicondutor ou condutor é a largura em energia da banda proibida ( $E_i$ ). Isto é, se um material tem uma largura em energia muito pequena, menor do que 1 eV, as bandas de valência e de condução se superpõem e qualquer perturbação em sua estrutura cristalina, como um pequeno aumento de temperatura, dará energia suficiente ao elétron para que ele avance em direção a banda de condução. Estes são materiais condutores, pois conduzem corrente elétrica facilmente. Por outro lado, se  $E_i$  for grande, maior do que 5 eV, não será qualquer perturbação que dará energia para os elétrons migrarem. Este material se mostra resistente à passagem de corrente elétrica e é denominado de isolante. Por fim, os materiais semicondutores apresentam uma largura em energia da ordem de 1 eV fazendo com que hora ele se comporte como isolante, quando sua estrutura estiver estável e hora se comporte como condutor, onde uma pequena excitação térmica é suficiente para causar a migração dos elétrons. Pode-se dizer que os semicondutores são

substâncias nas quais os elétrons fazem parte do processo de condução quando recebem um incremento de energia. A energia necessária para a transição da banda de valência para a banda de condução é chamada de energia de *Gap*, ou *Gap de energia*. O *Gap* é a chamada “banda proibida”, que é o local entre as bandas de valência e de condução onde os elétrons não podem permanecer. Cada um dos tipos conhecidos de semicondutores possui um *Gap* característico [47].

#### 2.4.1. Construção de um Diodo

Diodo é o dispositivo eletrônico que possui como sua forma mais comum de uso a propriedade de transformar corrente alternada em corrente contínua. É constituído de material tetravalente como o Germânio (Ge) ou Silício (Si), sendo este último o mais usado. O Silício é o segundo elemento mais abundante da face da terra. O cristal de Silício puro tem em sua estrutura uma organização atômica regular, onde os átomos estão ligados por covalências de quatro elétrons de valência para cada átomo de Silício. Na Figura 2.4 – 2 é mostrado um esquema da estrutura cristalina do semicondutor de Silício.

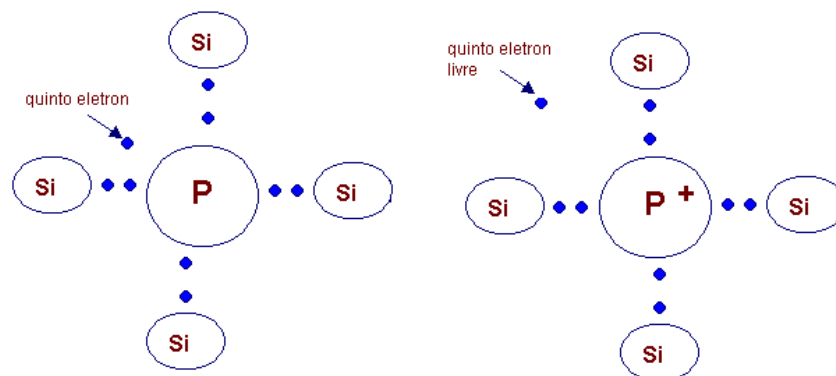


**Fig. 2.4 – 2: Estrutura intrínseca do Silício.**

O semicondutor em seu estado puro é conhecido como semicondutor intrínseco e apresenta uma condutividade elétrica bastante limitada. Sua condutividade aumenta significativamente se for adicionada pequena quantidade (algumas partes por milhão) de impurezas adequada à sua estrutura cristalina. Essa adição de material, impureza, é conhecida como dopagem e geralmente, são utilizados o Boro (B) e o Fósforo (P) ou

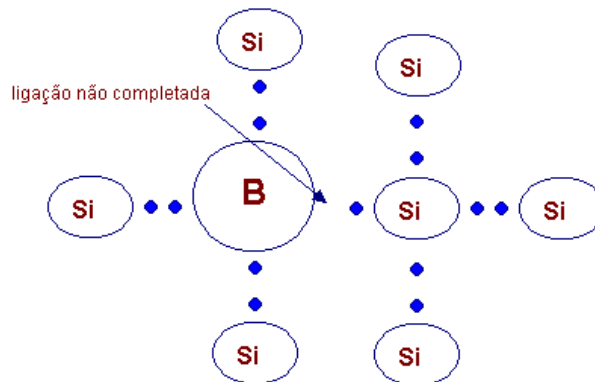
Alumínio (Al) na dopagem dos semicondutores formando assim semicondutores do tipo  $p$  e do tipo  $n$ , respectivamente.

A um material semiconductor tetravalente é introduzido uma impureza com cinco elétrons na última camada, como o pentavalente Fósforo (Figura 2.4 – 3). Essa impureza é de natureza doadora, já que tem um elétron a mais na sua última camada. Desta forma cada átomo de Fósforo doa um elétron livre para o cristal que é chamado de portador majoritário no Silício dopado com Fósforo. A ligação desse elétron normalmente é muito fraca e ocupa posições dentro da banda proibida. E como a distância entre o nível de energia desses elétrons e da banda de condução é baixa, qualquer agitação térmica normal terá grandes chances de leva-los à banda de condução. O semiconductor “dopado” com esse tipo de impureza é chamado de semiconductor tipo  $n$ , por ter excesso de carga negativa.



**Figura 2.4 – 3: Átomo de Fósforo ligado a quatro átomos de Silício [48].**

Analogamente, para formar o semiconductor tipo  $p$ , adiciona-se à rede cristalina do silício uma impureza que contenha apenas três elétrons (trivalente) na última camada. Na Figura 2.4 – 4 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. Essa impureza é de natureza receptora, já que tem uma configuração com falta de um elétron, ou seja, irá atrair elétrons para completar a quarta ligação. Geralmente o elemento trivalente a ser usado na dopagem tipo  $p$  é o Boro ou o Alumínio. Neste material as lacunas serão em maioria e por isso denominadas portadores de carga majoritários.

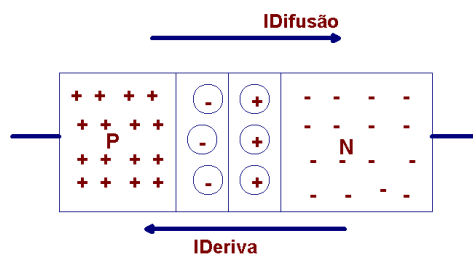


**Figura 2.4 – 4: Átomo de Boro ligado a quatro átomos de Silício [48].**

#### 2.4.2. Detetores Semicondutores de Diodo

Para a criação de detetores de radiação a partir de materiais semicondutores deve-se fazer a junção dos materiais tipo *p* e tipo *n*, pois a principal propriedade desta junção é que prontamente conduz corrente quando existe tensão sendo aplicada na direção correta. As regiões *p* e *n* são partes de um mesmo material, por exemplo, o cristal de Silício. Esta junção *pn* é formada dentro de um cristal simples de Silício devido as diferentes dopagens. As conexões externas de cada região *p* e *n* são feitas por contatos metálicos de alumínio.

Na junção *pn* não polarizada, isto é, sem conexão de fonte externa, haverá um deslocamento entre os elétrons e os buracos dentro de suas respectivas regiões *p* e *n*, originando uma corrente denominada corrente de difusão. Durante esse deslocamento de portadores de cargas, elétrons e buracos se recombinam anulando suas cargas e originando assim uma região neutra, de carga nula, ao lado da junção *pn*. Esta região nula é denominada de camada de carga espacial ou barreira de potencial (B.P.). À medida que as recombinações vão ocorrendo a B.P. aumenta até atingir um ponto de equilíbrio, isolando um material do outro. Essa diferença de potencial, a 25 °C é de aproximadamente 0,7 V para diodos de Silício e 0,3 V para diodos de Germânio [48,49]. A Figura 2.4 – 5 mostra a representação da barreira de potencial e da corrente de difusão.



**Figura 2.4 –5: Junção  $pn$  em aberto mostrando a corrente de difusão e a barreira de potencial.**

A fim de evitar a recombinação dos pares elétrons-buracos, deve ser feita a polarização da junção  $pn$ , e esta pode ser feita de duas formas: polarização direta ou polarização reversa. No caso de detetores semicondutores, a polarização na direção “correta” se refere à aplicação da polarização reversa. Esta polarização consiste em aplicar polaridade positiva ao semiconductor tipo  $n$  (com excesso de elétrons) e negativa ao semiconductor tipo  $p$ . Fazendo isto a uma junção  $pn$ , as cargas fluem com facilidade, o pólo positivo atrairá os elétrons e o negativo os buracos, aumentando a barreira de potencial e, por conseguinte, não haverá condução de corrente devido aos portadores majoritários, apenas uma pequena corrente devido aos portadores minoritários, denominada corrente de fuga. A corrente de fuga é da ordem de nanoampères (nA) e por essa razão, pode ser considerada desprezível. Desta maneira, a junção  $pn$  possui características isolantes, possuindo uma resistência ôhmica de alto valor surgindo no centro do cristal, chamada de região de depleção, que será o volume sensível para a detecção da radiação ionizante [49]. Portanto, a polarização reversa é a tensão correta a ser aplicada à junção, pois torna eficiente a coleta das cargas que serão formadas pela passagem da radiação na região de depleção.

A passagem da radiação pelo gás cria pares de íons. Já em materiais semicondutores com estrutura de banda, provoca a criação de um grande número de pares de elétrons-buracos ao longo da trajetória da partícula, que serão coletados pelo campo elétrico aplicado ao material. A quantidade de pares formados depende da energia da partícula [48,49].

### 2.4.3. Vantagens e Desvantagens do Diodo

A grande vantagem dos detectores semicondutores é a sua alta sensibilidade à radiação. Desta maneira a quantidade de energia necessária para a criação de um par elétron-buraco é bem menor se comparado a detectores a gás, cerca de dez vezes menor. Com isso, o número de portadores de cargas será dez vezes maior para uma dada energia depositada no detector [50]. Como é um detector que propicia a criação de um grande número de pares, este possui duas vantagens do ponto de vista de resolução: diminui a flutuação estatística e diminui a influência do ruído eletrônico, levando a uma melhor relação sinal-ruído.

Os detectores de diodo de silício são o principal tipo de detector a ser utilizado para partículas carregadas pesadas como prótons, alfas fragmentos de fissão. Além de sua excepcional resolução, eles têm boa estabilidade, excelente tempo de coleta, possibilidade de janelas muito finas e simplicidade de operação [47]. E no que diz respeito à utilização dos diodos na dosimetria *in vivo*, obter a resposta no momento da medida é a sua maior vantagem se comparando ao TLD.

O efeito do dano da radiação é a maior limitação do diodo. Doses de radiação depositadas provocam imperfeições, defeitos e impurezas no material semicondutor, o que contribui para a perda da sensibilidade do detector. A variação da sensibilidade é proporcional à energia do feixe. Quanto maior for sua energia, maior o dano causado ao diodo. Adicionalmente, a variação da sensibilidade diminui com a dose acumulada. Em outras palavras, uma degradação de sensibilidade tornar-se-á mais lenta conforme a radiação acumulada no detector [50].

Os diodos são objetos frágeis e necessitam estar sempre protegidos, devendo ser encapsulados. Normalmente, essa proteção já fornece a espessura necessária de equilíbrio eletrônico para o detector, dependendo, naturalmente, da energia do feixe incidente. Esta camada de proteção de equilíbrio eletrônico é conhecida como capa de *buildup*.

Os diodos são dosímetros cuja resposta apresenta dependência energética considerável, especialmente para as radiações de baixa energia, pois o Silício não é um material tecido equivalente. Este possui alto número atômico ( $Z=14$ ) quando comparado com o tecido mole ( $Z=7$ ) e quando irradiado, o sinal do diodo apresenta a alta contribuição em decorrência de efeito fotoelétrico [29]. Existe um material metálico



que encapsula o silicone e o mesmo pode atuar como um filtro para a radiação de baixa energia.

A sensibilidade de um diodo, na maior parte das vezes, é diretamente proporcional à temperatura. Isso se deve a mudanças na mobilidade dos portadores de carga e no número de armadilhas disponíveis no cristal detector [48,49,50]. Este efeito pode ser importante, visto que ao se colocar um diodo em contato com o paciente, sua temperatura pode subir até 10 °C em relação a temperatura ambiente, no intervalo de 2 a 3 minutos antes de se estabilizar. Deve-se considerar que uma sessão de irradiação muitas vezes não chega a 2 minutos.

O diodo como um detector opera em conjunto com um eletrômetro, formando um conjunto dosimétrico. O eletrômetro inclui especificações, tais como a impedância da série, tensão de entrada, a polaridade do amplificador e todas elas podem afetar os resultados medidos.

#### **2.4.4. Testes de Aceitação dos Diodos**

Dois diodos pertencentes ao mesmo grupo de fabricação podem se comportar de maneiras diferentes quando irradiados. Isto vai depender da maneira com que os mesmos foram fabricados. Portanto, é recomendável que se execute alguns testes com os diodos antes de usá-los em uma rotina. Por sua vez, estes resultados devem ser comparados com as especificações técnicas fornecidas pelo fabricante. Os testes de aceitação do diodo são os seguintes: estudo da repetitividade, estudo da linearidade, avaliação da estabilidade do sinal após irradiação e verificação da corrente de fuga do conjunto dosimétrico [29].

- **Repetitividade** [29]

É o grau de concordância entre resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição.

O desvio padrão dos sinais resultantes deve estar dentro de 0,5%. As medidas devem ser repetidas em tempos determinados. O procedimento de medida, incluindo o equipamento de medida, os posicionamentos do simulador e dos diodos, é de confiança

e estável, se todas as medidas estiverem dentro de 1% (considerando que a saída do feixe da unidade do tratamento é estável).

- **Linearidade**

Linearidade é a relação da resposta do detector com o aumento de dose. O teste verifica a proporcionalidade da resposta do detector com o aumento da dose absorvida. Usam-se valores significantes de doses de finalidades clínicas.

- **Estabilidade do sinal pós-irradiação**

O sinal emitido pelo diodo imediatamente após a irradiação não deve sofrer variações, mantendo-se estável durante um tempo pré-determinado de 5 min. Esse tempo é considerado como a média dos períodos de tempo encontrado na prática clínica [29].

- **Corrente de fuga do conjunto dosimétrico [29]**

A corrente de fuga ou corrente de escapamento é a perda da carga coletada pelo conjunto dosimétrico, que quando comparada à corrente obtida para a medida real, deve ser insignificante e não exceder a margem de 1% em uma hora. É aconselhável medir a corrente de fuga por um período de tempo que seja pelo menos cinco vezes maior do que o período de tempo usado na aplicação clínica.

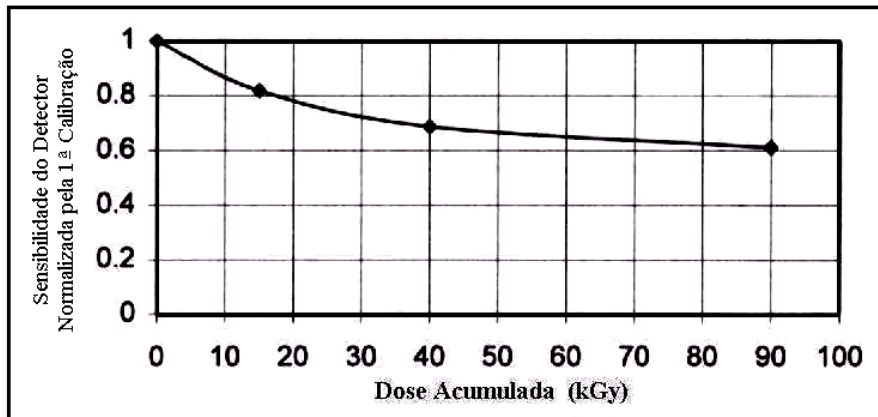
#### **2.4.5. Características das Respostas do Diodo QED**

As informações contidas nesta seção são de extrema importância às aplicações clínicas e são dados extraídos do manual do fabricante, Sun Nuclear Corporation [50].

#### **Perda de Sensibilidade**

A taxa de degradação na sensibilidade se apresenta em torno de 2%/kGy para feixe de elétrons de 10 MeV e cerca de 0,5%/kGy para feixe de fótons provenientes de

aceleradores de 6 MeV. A degradação da sensibilidade do diodo com a dose de radiação acumulada é mostrada na Figura 2.4-6, onde foi utilizado um feixe de elétrons de um acelerador industrial de energia 10 MeV. Na figura pode-se ver claramente que a degradação devido à radiação tende a se estabilizar com o acúmulo da dose.



**Figura 2.4-6: Variação da sensibilidade do diodo com a dose acumulada para feixe de elétrons com energia de 10 MeV [50].**

### **Varição da Resposta com a Temperatura**

A resposta do diodo devido à variação da sensibilidade com a temperatura também depende da dose acumulada pelo dosímetro. Tipicamente, a sensibilidade aumenta com o aumento da temperatura; em torno de 0,1% por °C, no caso de diodos pouco irradiados. Isto se dá devido a mudanças na mobilidade dos portadores de carga dentro da rede cristalina [29, 50]. Entretanto, após uma dose de 6 kGy com elétrons de 20 MeV (mais ainda com fótons), a taxa 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 devido aos portadores de carga gerados termicamente. Este efeito acontece mesmo para pequenos valores acumulados de dose. 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 [50].

O detector apresenta uma variação da resposta com a temperatura externa de aproximadamente  $0,5\%/^{\circ}\text{C}$ .

### **Dependência Direcional**

A construção do diodo e a forma e espessura da capa de buildup influenciam na resposta do detector, que é representada por uma dependência direcional do feixe incidente. Os diodos cilíndricos (Isorad) têm uma dependência angular diferente dos diodos semi-esféricos (QED).

A espessura da capa de buildup determina as condições de espalhamento do feixe do ponto de vista do diodo. Para minimizar os fatores de correção e para assegurar uma exatidão maior nas medidas, é preferível ter diodos com capas de buildup adequadas, com a mesma profundidade de dose máxima ( $d_{\text{max}}$ ).  $D_{\text{max}}$  é a profundidade, no paciente, no ponto axial central do campo de irradiação, onde a dose máxima ocorre. A dependência direcional é a variação da resposta do diodo quanto à direção e sentido de incidência do feixe de radiação sobre o detector.

Os diodos apresentam respostas uniformes independentes de incidência do feixe na direção axial. O resultado do teste do fabricante mostra que a variação da resposta do detector com a direção do feixe incidente é a combinação da configuração do detector e o espalhamento devido ao fantoma. Para a resposta axial dentro do intervalo de  $-60^{\circ}$  a  $60^{\circ}$ , o diodo apresenta variação de  $-0,5\%$  a  $+1,0\%$ . Na direção transversal, o diodo apresenta dependência otimizada com variação de  $-0,5\%$  a  $+2,5\%$ , para ângulos entre o intervalo de  $-60^{\circ}$  a  $60^{\circ}$ . As figuras 2.4-7 e 8 apresentam o arranjo experimental dos testes do fabricante [50].

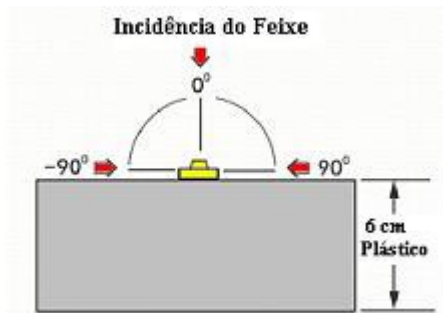


Figura 2.4-7: Arranjo experimental do teste de dependência direcional axial do fabricante.

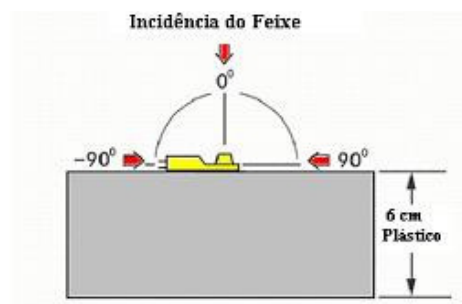


Figura 2.4-8: Arranjo experimental do teste de dependência direcional transversal do fabricante [50].

### Dependência com a Distância

A dependência com a distância está relacionada com a taxa de dose. O gráfico está normalizado para 100 cm de DFS (distância fonte superfície). Para o diodo QED, a dependência informada pelo fabricante é  $< \pm 1,0\%$  utilizando feixe de 6 MV, com distâncias entre 80 e 130 cm, para aceleradores. As leituras apresentadas na Figura 2.4-9 estão relacionadas com a energia de fótons de acelerador linear, normalizada para 100 cm com feixe de 6 MeV [50].

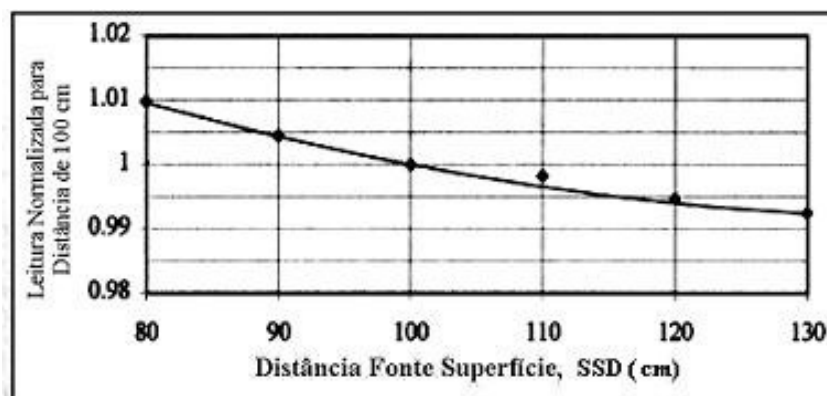


Figura 2.4-9: Dependência com o DFS do detector QED com feixe de 6 MV.

A dependência com a distância entre a fonte e a superfície irradiada também é dependente da taxa de dose e das condições de espalhamento do feixe. Por essa razão, a dependência com a distância varia com a energia do feixe e o tipo de acelerador. O que implica em aplicar um fator de correção para cada condição específica.

## **2.5. Estudo da Resposta dos Detetores**

A resposta de um detetor à passagem da radiação pode variar dependendo de algumas características que podem ser físicas, intrínsecas ao detetor, ou geométricas, que leva em consideração a configuração em que o tratamento de radioterapia foi realizado.

A fim de calcular a dose absorvida o mais precisamente possível, estas dependências devem ser cuidadosamente estudadas, e seus respectivos fatores de correção determinados para serem incorporados à fórmula do cálculo da dose.

Os estudos abaixo descritos foram realizados para ambos os detetores utilizados no presente trabalho. Salvo apenas o estudo da dependência da resposta do detetor com a temperatura e o estudo da degradação da sensibilidade, que são pertinentes apenas aos diodos semicondutores.

### **2.5.1. Dependências Físicas**

#### ***Repetitividade***

Já mencionado por ser um dos testes de aceitação do diodo, o estudo da repetitividade avalia o grau de concordância entre os resultados de sucessivas leituras e as contagens apresentadas pelas mesmas. Para total credibilidade do estudo, este teste deve ser realizado sempre nas mesmas condições de operação, ou seja, mesmo observador, mesmo aparelho de irradiação, mesma instrumentação, mesmo conjunto dosimétrico e mesmo tempo de irradiação.

#### ***Linearidade***

No que diz respeito às dependências físicas, a linearidade é um dos fenômenos mais complexos que acontecem no dosímetro. O estudo da linearidade, na realidade, não-linearidade, verifica a proporcionalidade da resposta do dosímetro à medida que se aumenta a dose absorvida e a utilização do fator de correção para este parâmetro se faz necessário quando a dose investigada é diferente da dose de referência. Este estudo também deve ser repetido sempre com o mesmo arranjo experimental.

### ***Energia***

O estudo da dependência da resposta do dosímetro com a energia do feixe incidente se faz necessário quando a qualidade de feixe investigado difere do feixe de referência, que é o  $^{60}\text{Co}$ . O presente trabalho utiliza raios-X de 6 MV para todas as medidas, inclusive as com fantoma e com pacientes, enquanto que toda a calibração de referência é feita no aparelho de cobalto.

Qualidade do feixe é a propriedade que caracteriza a penetração do mesmo em um fantoma de água. É um parâmetro que depende da energia do feixe de radiação incidente e é caracterizada pela razão entre as doses de interesse medidas a profundidade de 10 e de 20 cm. Esse parâmetro é usualmente conhecido como  $D_{20}/D_{10}$  [11].

Se compararmos o número atômico do LiF:Mg,Ti com o do tecido humano, podemos dizer que o mesmo é um material “tecido equivalente”, já que apresenta um número atômico próximo ao do tecido humano. Esta característica está bem refletida na resposta energética dos fótons por parte do material TL, fazendo com que este material tenha baixa dependência com a energia da radiação incidente. Contudo, para se obter uma dosimetria mais exata, é necessário corrigir a resposta TL do detetor devido à sua dependência energética. No que diz respeito aos diodos, pelo fato do silicone não ser um material tecido equivalente, esses dosímetros apresentam uma dependência energética considerável, especialmente para as radiações de baixa energia.

### ***Ângulo de Incidência do Feixe***

Entende-se por dependência direcional a variação da resposta do dosímetro quanto à direção e sentido de incidência do feixe sobre sua superfície sensível. Existem duas possibilidades de incidência a serem verificadas; dependência direcional axial e dependência direcional transversal.

### ***Temperatura***

Este fator de correção mostra como a sensibilidade do diodo é influenciada com a variação de temperatura. Verifica a alteração da resposta do diodo em função da



diferença entre a sua temperatura e a temperatura da superfície de contato com o paciente, denominada temperatura superficial [48,50].

### ***Perda da Sensibilidade***

Como mencionado no tópico 2.4.3, sabemos que a passagem da radiação pelo diodo causa-lhe imperfeições fazendo com que haja um dano ao seu material e, por conseguinte, uma degradação à sensibilidade do mesmo.

A passagem da radiação causa imperfeições, defeitos e a criação de centros de recombinação dentro da rede cristalina do diodo. Dependendo do tipo de diodo, tipo  $p$  ou  $n$ , esses centros de recombinação serão em maior ou menor número. A presença de centros de recombinação aumenta a probabilidade dos portadores de carga se recombinarem antes de serem coletados pelo detetor, o que acarretará em uma diminuição de sua sensibilidade, já que ele não estará mais coletando cargas, pois estas estarão se recombinando. O que já não acontece para altas doses. Como a taxa de dose é alta, esses centros de recombinação estarão “ocupados” resultando assim, numa baixa taxa de recombinação. Isto levará a uma maior proporcionalidade de resposta à altas taxas de dose [29].

Portanto, com o estudo da perda da sensibilidade observa-se a resposta do dosímetro com o aumento e o acúmulo da dose.

### **2.5.2. Dependências Geométricas**

Praticamente todo paciente submetido à radioterapia com feixe externo de fótons utiliza algum modificador ou conformador de feixe durante todo o seu tratamento. Dependendo do contorno do tumor ou da complexidade da técnica adotada, artifícios para conformar a entrada do feixe se fazem necessários. Entendam-se como modificadores de feixe qualquer objeto introduzido no “caminho” do feixe de radiação lhe dando contornos ou direções diferentes. Como por exemplo, bandejas, blocos, filtros e colimadores. Todos esses objetos são utilizados no tratamento radioterápico a fim de modificar a entrada do feixe no paciente para garantir uma irradiação precisa do tumor-alvo e preservar os órgãos sadios circunvizinhos.

### ***Tamanho de Campo***

É difícil achar uma definição conceitual única do parâmetro tamanho de campo, pois depende de vários fatores. De acordo com o suplemento 25 do *British Journal of Radiology* [51] e tendo em consideração os objetivos deste trabalho, entende-se que a definição geométrica é a que melhor se aplica. Assim, e partindo do critério de que campo é a seção plana do feixe que é perpendicular ao eixo central do próprio feixe; pode-se dizer que o tamanho de campo é a projeção do feixe feita pelo colimador do aparelho de irradiação, quando o mesmo emerge da fonte até a superfície do fantoma ou do próprio paciente. O espectro do feixe de radiação muda com o tamanho de campo devido ao espalhamento do feixe primário nas paredes do colimador, portanto, é extremamente importante que se faça esse estudo e que se determine o fator de correção para o tamanho de campo a fim de corrigir sua influência na resposta do dosímetro.

### ***Bandeja***

A utilização de bandejas durante o tratamento se aplica quando o campo de irradiação é irregular. Nem todos os tratamentos utilizam campos quadrados ou retangulares. Hoje em dia a personalização do tratamento é muito comum e muito importante de ser feita. Desta maneira, os campos irregulares de tratamento são muito comuns na prática e nem todos os irradiadores possuem colimadores multilâminas, que substituem as bandejas.

Os campos irregulares são conformados através de bloqueadores de chumbo ou de *Cerrobend*<sup>®</sup>, que é constituído por uma liga de bismuto, chumbo, estanho e cádmio com baixo ponto de fusão. Os blocos são fixados numa bandeja que é encaixada no colimador produzindo uma alteração no feixe. As bandejas utilizadas nos serviços de radioterapia podem ser lisas ou conter rasgos ou ranhuras. A figura abaixo mostra uma bandeja lisa encaixada no irradiador.



**Figura 2.5.1: Bandeja lisa utilizada na radioterapia**

### ***Filtro***

Alguns tratamentos podem ser muito complexos e ter volumes tumorais bastante irregulares. Nesses casos é necessário mudar a entrada do feixe no paciente e para isso os serviços de radioterapia utilizam dispositivos chamados de filtros ou cunhas. Os filtros mais utilizados são os de 15°, 30°, 45° e 60°. O estudo da resposta do dosímetro devido a utilização de filtros é necessária, pois existem diferentes filtros que produzirão diferentes atenuações no feixe. E essas atenuações devem ser conhecidas para que possam ser incorporadas ao cálculo da dose.

### ***Distância Fonte Superfície (DFS)***

Este parâmetro também é muito conhecido apenas como SSD, do inglês *Source Surface Distance*. Todo processo de irradiação implica em irradiar um alvo a uma certa distância da fonte. DFS é, portanto, a distância da fonte radioativa até a superfície a ser irradiada. Essa distância influencia o feixe de radiação devido a espalhamentos. Quanto maior a distância, maior o espalhamento do feixe. Nos aparelhos de radioterapia existe a chamada distância fonte superfície ou a distância fonte isocentro (DFI), que é a distância da fonte ao isocentro do aparelho, ou seja, ao eixo central de rotação do *gantry* do irradiador. *Gantry* é o braço de sustentação do receptáculo da fonte de  $^{60}\text{Co}$  ou do cabeçote do acelerador linear e é capaz de girar 360° para facilitar a irradiação do paciente. A figura abaixo mostra um irradiador com o *gantry* inclinado.



**Figura 2.5.2: Irradiador com o *gantry* inclinado em 15°.**

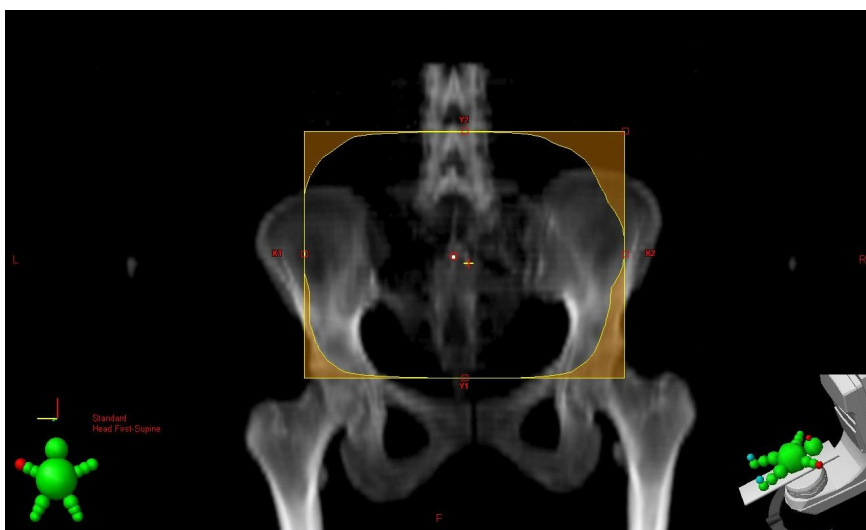
## 2.6. Planejamento

Uma das etapas mais importantes no processo radioterápico é a simulação do tratamento. A simulação computadorizada de um tratamento calcula, com pequena margem de erro, a distribuição de dose em um volume-alvo e a menor dose possível fora dele, onde existem regiões sadias que não devem receber radiação.

O ECLIPSE é um sistema computadorizado de planejamento de tratamento da Varian Medical Systems que trabalha com parâmetros que são necessários para o tratamento radioterápico. Este sistema é utilizado no planejamento de diversos tipos de terapia, como a terapia com fótons, elétrons, prótons, intensidade modulada e também na braquiterapia. A automatização possibilita que o físico-médico simule um planejamento virtual com a entrada de dados reais [52].

A simulação virtual com o ECLIPSE é integrada à simulação do paciente realizada com o auxílio de um fantoma antropomórfico. A definição de fantoma antropomórfico é encontrada no item 2.7 – Simuladores. O fantoma é irradiado conforme o planejamento e os seus resultados são comparados com os resultados dos processos de simulação virtual.

A Figura 2.6 – 1 mostra a imagem da simulação de um tratamento de câncer pélvico feita pelo ECLIPSE.



**Figura 2.6 – 1:** Imagem no sistema computadorizado de planejamento ECLIPSE.

O cálculo e a distribuição de dose são feitos por algoritmos, baseado na combinação das informações do feixe em um campo aberto e nos dados de uma tabela de tratamento segmentada, que se encontram armazenadas no próprio programa [52].

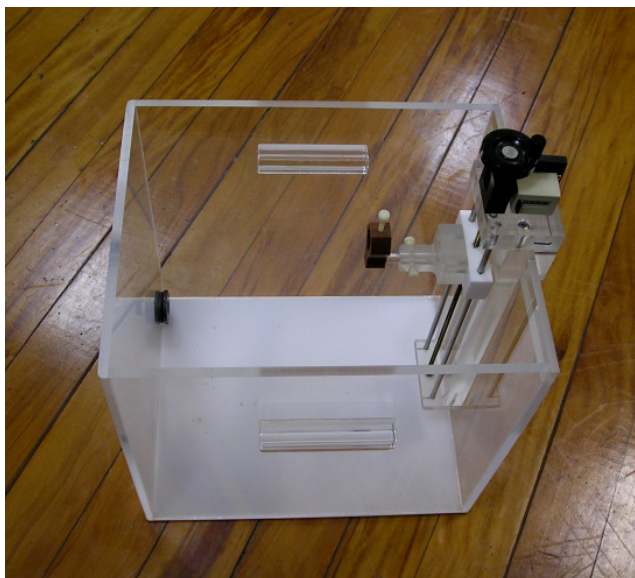
Os sistemas de planejamento do tratamento devem ser verificados com parâmetros típicos empregados na clínica e com uma dada frequência, de modo independente dos algoritmos de cálculo do sistema. Essa verificação é feita com tabelas e gráficos gerados experimentalmente e conferida com os cálculos do sistema. Por este motivo é recomendado que o tempo ou a unidade monitor, calculados pelo sistema de planejamento, estejam em concordância de  $\pm 2\%$  com os cálculos experimentais utilizando a mesma metodologia. A determinação dos parâmetros necessários a essa verificação independente, é feita utilizando-se pequenas câmaras de ionização imersas em um simulador de água. O sistema de planejamento em radioterapia externa inclui cálculo da distribuição de dose para cada equipamento, energia e modalidade de tratamento; soma das doses relativas dos diferentes feixes; o cálculo do tempo para uma determinada dose prescrita (quando são oferecidos os dados de calibração no sistema de planejamento e os dados de saída, que devem ser claros e precisos e incluir a distribuição de isodose em forma gráfica).

## 2.7. Simuladores

Já é sabido que o tratamento radioterápico se dá através da deposição de energia vinda do aparelho gerador do feixe de radiação para o meio a ser irradiado, ou seja, transferência de energia vinda da máquina proveniente do feixe de radiação até o campo de tratamento demarcado pelo físico-médico [34]. Para que possamos nos assegurar de que o paciente está recebendo a mesma dose prescrita pelo médico devemos fazer uma dosimetria. A dosimetria *in vivo* é a última etapa deste processo. Já vimos que as primeiras etapas são: a escolha do conjunto dosimétrico adequado, o estudo das dependências dos dosímetros a serem utilizados, a simulação do tratamento, realização de medidas nos fantasmas e por fim, as medidas *in vivo*. Portanto, para validarmos todas as etapas do processo antes das medidas *in vivo* é necessário que utilizemos fantasmas ou simuladores na etapa da realização dos estudos da resposta do detetor e para a realização das medidas planejadas pelo sistema computacional de planejamento.

Os fantasmas são objetos utilizados como simuladores de corpo humano, pois a sua constituição permite que a distribuição de dose se aproxime ao máximo de como ocorre em um paciente, com relação à absorção da radiação e aos espalhamentos produzidos pelo músculo e outros tecidos moles. Pela dificuldade óbvia de se medir diretamente em uma pessoa a distribuição de dose, os fantasmas geométricos a substituem com muita propriedade [34]. O fantoma geométrico é aquele constituído na forma de cubo ou caixas que serão preenchidos com água, podendo ser construídos de material homogêneo e sólido.

Sabemos que o tecido humano é composto na sua maior parte por água. Por essa razão, a água, desde o início do uso das radiações ionizantes em terapia e até hoje, é considerada o melhor simulador para o tecido muscular humano. São várias as razões de se utilizar a água como simulador: a água atenua raios-X de várias energias de forma similar ao que acontece no tecido muscular humano, é um recurso fácil de achar em qualquer lugar do mundo e é relativamente fácil o posicionamento de detetores de radiação a várias profundidades, desde que ele esteja devidamente protegido do contato com a água. A Figura 2.7 – 1 apresenta um simulador geométrico.



**Figura 2.7 – 1: Simulador Geométrico CNMC 40x40x35 cm<sup>3</sup>.**

Outros tipos de materiais e simuladores também são utilizados para a substituição de um paciente, já que no momento em que o serviço não possui dosímetros à prova d'água, o fantoma de água deixa de ser funcional. A solução é utilizar fantomas sólidos, como o *lucite* e o *virtual water*, usualmente conhecido como fantoma de água sólida. Os fantomas de água sólida são blocos feitos em resina de epóxi e podem ter espessuras variadas. A Figura 2.7 – 2 mostra alguns fantomas de água sólida.



**Figura 2.7 – 2: Fantoma de Água Sólida 40x40 cm<sup>2</sup> (Standard Imagin).**

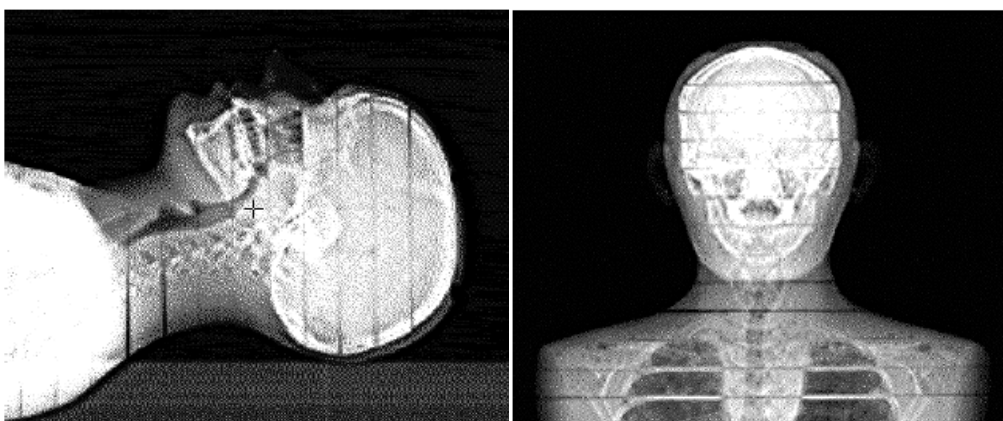


De acordo com a necessidade de se investigar melhor e mais profundamente a distribuição de dose no corpo humano, em 1962 foi construído o primeiro simulador antropomórfico, que representa o corpo de um homem de estatura média e no seu interior existe a presença de todas as formações ósseas e vísceras. Este fantoma é usualmente conhecido como RANDO Alderson e seu material de construção é variado. A substância mais comum é o *Preswood*, que é um material equivalente ao tecido muscular.

Os diferentes simuladores antropomórficos apresentam materiais diferentes e não apresentam um material que substitua o esqueleto e outros órgãos. Talvez a maior deficiência dos simuladores antropomórficos está no fato deles não serem idênticos e, portanto, não possibilitarem estudos comparativos precisos de planos de tratamentos entre os vários centros de radioterapia.

O simulador RANDO Alderson foi desenvolvido no sentido de minimizar as desvantagens de não uniformidade dos materiais de simulação em forma e tamanho. Entretanto, mesmo entre eles existem algumas variações devido às diferenças normais encontradas no esqueleto humano.

O simulador RANDO Alderson contém esqueleto humano natural de tamanho apropriado (Figuras 2.7 – 3 e 4), ajustado num molde onde prevalece a relação normal com os contornos do corpo.



**Figura 2.7 – 3 e 4: Tomografia do Simulador Antropomórfico RANDO Alderson perfil e frente mostrando o esqueleto humano natural.**

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 [49].

Como a radioterapia trata na maior parte dos casos, das regiões de cabeça, pescoço, tronco e pelve, 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 planeamento 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. As figuras abaixo (Figura 2.7 – 5, 6 e 7) mostram o fantoma com membros superiores e apenas a região pélvica pronta para ser irradiada.



**Figura 2.7 – 5: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino.**



**Figura 2.7 – 6: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Masculino.**



**Figura 2.7 – 7: Utilização apenas da região pélvica do Simulador Antropomórfico RANDO Alderson.**

## 2.8. Medidas *In Vivo*

Como visto anteriormente, é muito importante fazer um controle de qualidade do tratamento radioterápico e a dosimetria *in vivo* é uma excelente ferramenta para tal.

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” [16]. As decisões a serem tomadas referentes aos equipamentos e aos procedimentos de controle são de responsabilidade de cada instituição. E a maioria das instituições brasileiras segue o Protocolo de Garantia da Qualidade TECDOC – 1151 [16] e os protocolos de dosimetria publicados pela IAEA [17,18].

O plano de tratamento como um todo deve ser resultado de um cuidadoso trabalho interativo entre físicos responsáveis pelo planejamento e os radioterapeutas responsáveis pelas sessões de radioterapia. Mesmo que todas as etapas sejam executadas com atenção e cuidado, sempre existirão incertezas no processo. Dentre elas podem constar:

- Incertezas na localização e forma do volume-alvo;
- Falta de acurácia nos algoritmos de cálculo de dose;
- Falta de acurácia na calibração do equipamento irradiador;
- Falta de acurácia no posicionamento do paciente;
- Movimentos involuntários do paciente;
- Variação na anatomia interna do paciente;
- Erros na preparação do equipamento para o tratamento.

Todo programa de verificação no tratamento deveria incluir verificação da dose, do posicionamento do campo e a verificação de todos esses pontos citados acima.

A verificação da dose é talvez o caminho mais óbvio para se conseguir uma exatidão no tratamento do paciente. 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 de consenso geral que teria sido ocasionada por grandes erros de planejamento. O TECDOC 989 [54], 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.

As medidas *in vivo* podem ser utilizadas como ferramentas para identificar desvios na administração de um tratamento, assim como verificar e documentar a dose em estruturas críticas. Os dosímetros TL e os diodos são usados na maioria das vezes, já que os TLD's apresentam pequenas dimensões e relativa facilidade nas calibrações, enquanto que os semicondutores apresentam a vantagem de fornecer a resposta imediata. Por ser uma ferramenta muito útil para a verificação da radioterapia, esta dosimetria deveria ser considerada em pelo menos todas as primeiras sessões de tratamento, de todos os programas de controle de qualidade, como uma checagem geral e determinante de todo o processo radioterápico [54].

Existem fatores a serem considerados antes de qualquer medida *in vivo*, sendo elas:

- 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 preocupações necessárias para que esta seja atingida?
- Deve-se medir cada campo de tratamento?

Ao término de toda medição, em um relatório minucioso devem 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, a preparação da máquina e o posicionamento do 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.

## 2.9. Irradiadores

### 2.9.1. Aparelho de Cobalto

Fontes de  $^{60}\text{Co}$  liberam fótons continuamente, sob forma de raios gama com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV. Quando a máquina está desligada, a fonte permanece guardada numa blindagem adequada que bloqueia a saída dos raios gama.

Como consequência do decaimento radioativo, as fontes de alta atividade (centenas de GBq) dos aparelhos de  $^{60}\text{Co}$  diminuem de intensidade na taxa de 1,1% ao mês. O cobalto tem uma meia-vida de 5,27 anos, ou seja, após esse tempo a exposição do paciente ao feixe demora o dobro do tempo, em relação ao tempo inicial, para que seja atingida a mesma dose. O que implica em aumento na incerteza devido à movimentação do paciente, principalmente quando este sente dores intensas, fazendo com que o tumor fique fora do campo de irradiação e não seja adequadamente tratado e fazendo também com que partes sadias entrem no campo e sejam lesadas [53].

Por esse motivo, uma fonte de cobalto de teleterapia deve ser trocada pelo menos a cada 8 anos. Entretanto, deve ser dito que aparelhos de cobalto necessitam de menos manutenção que os aceleradores lineares. A Figura 2.9 – 1 mostra o aparelho de cobalto Theratron 780C do hospital do câncer, HCI, INCA.



**Figura 2.9 – 1: Aparelho de cobalto do Instituto Nacional do Câncer**

### 2.9.2. Aceleradores Lineares

Aceleradores de partículas usam microondas para acelerar elétrons a grandes velocidades em um tubo com vácuo. Numa extremidade do tubo, os elétrons muito velozes chocam-se com um alvo metálico, de alto número atômico. Na colisão com os núcleos dos átomos do alvo, os elétrons são subitamente desacelerados e liberam a energia relativa a esta perda de velocidade. Parte desta energia é transformada em radiação de frenamento, que tem energia variável na faixa de 1 MeV até a energia máxima do elétron no momento do choque. Isto quer dizer, que um acelerador linear que acelera elétrons até 10 MeV, produz raios-X com energias entre 1 e 10 MeV [53].

Os aceleradores lineares, usualmente conhecidos como LINACs, podem gerar fótons de energia muito maior que os do  $^{60}\text{Co}$ . Fótons de alta energia liberam menor dose na pele e nos tecidos sadios do paciente devido ao alto poder penetrante.

Um ponto desfavorável dos aceleradores, quando comparado a um aparelho de cobalto, é o fato deles requererem potencial elétrico bastante estável, manutenção mais frequente e minuciosa, assim como uma equipe mais bem treinada para trabalhar com o equipamento. Em contra-partida, um acelerador linear em um serviço de radioterapia é capaz de tratar um número muito maior de pacientes do que um aparelho de cobalto, no mesmo intervalo de tempo. Podemos ver na figura abaixo o acelerador linear CLINAC 600C presente no hospital do câncer I.



**Figura 2.9 – 2: Clinac 600C do Hospital do Câncer I.**



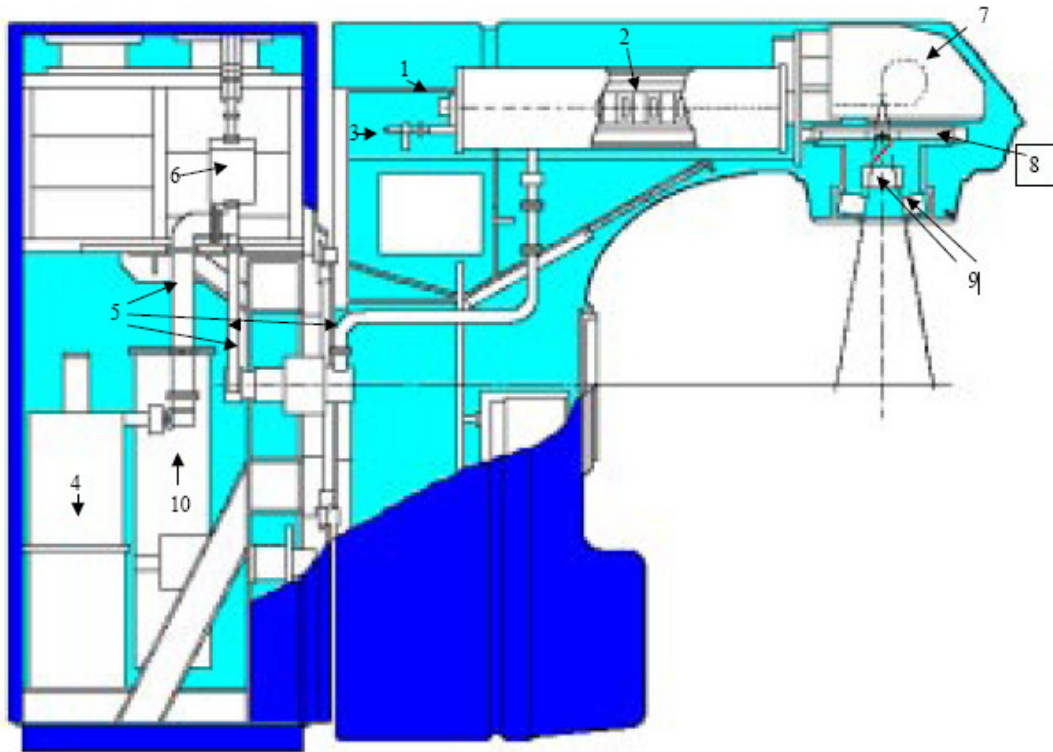
O acelerador linear é um equipamento complexo que possui uma eletrônica apurada. Máquinas que produzem dupla energia de fótons e várias energias de elétrons possuem um sistema móvel (carrossel) que permite selecionar um filtro equalizador para cada energia de fótons, assim como um filtro espalhador para cada energia de elétrons e, ainda, possibilita o posicionamento do filtro equalizador para tratamento com fótons ou a sua retirada para tratamento com elétrons.

Em geral, os aceleradores clínicos têm um sistema com duas câmaras de ionização divididas ao meio com duas funções: medida da quantidade de radiação fornecida pelo acelerador e controle da simetria do feixe. Para contagem da dose, são somados os sinais das duas metades da câmara obtendo o total da radiação emitida pelo acelerador. Quando o feixe está simétrico, as quantidades de radiação nas duas metades da câmara são iguais. Caso a simetria esteja alterada, as quantidades serão diferentes e este sinal poderá ser utilizado para ativar uma segurança ou um circuito centralizador automático [33].

Abaixo os principais sistemas de funcionamento de um acelerador linear (figura 2.9-3).

1. Canhão de elétrons: Área responsável pela geração dos elétrons que serão acelerados.
2. Tubo acelerador: Estrutura que acelera os elétrons até a velocidade (energia) desejada.
3. Bomba iônica de vácuo: Área responsável por manter o vácuo em toda a estrutura aceleradora.
4. Circuito de radio frequência: Neste exemplo podemos ver uma *klystron* porém poderíamos usar uma magnetron, dependendo da energia desejada.
5. Guia de onda: Estrutura usada para transportar a radiofrequência até o tubo acelerador.
6. Circulador e carga de água: Componentes responsáveis pela absorção da onda de radiofrequência que não é absorvida pelo tubo acelerador.
7. Desviação: Componente responsável pelo direcionamento do feixe de elétrons através de 270° de curvatura para a área do colimador.
8. Carrossel: Área responsável pela colocação do correto filtro equalizador para fótons ou do correto filtro espalhador para elétrons.

9. Colimadores: Área responsável pela definição do campo a ser tratado.
10. Circuito de água: Responsável pela circulação de água em todo o equipamento refrigerando suas diversas áreas.



**Figura 2.9-3: principais sistemas de funcionamento de um acelerador linear.**

### **III. MATERIAIS**

Neste trabalho foram utilizados dois detetores distintos; o dosímetro termoluminescente (TLD-100) na forma de chip e o diodo semiconductor tipo QED (semi-esférico), utilizado juntamente com o eletrômetro CNMC Modelo 22D.

Todas as irradiações foram realizadas em dois equipamentos do Hospital do Câncer; o aparelho de telecobaltoterapia Theratron 780C (Theratronics), equipado com sistema de mira a laser e o Acelerador Linear Varian 600 C (Clinac 600 C) com feixe de raios-X de 6 MV.

As leituras dos dosímetros TL foram realizadas em uma leitora automática, PCL3 (Fimel) com o auxílio de um forno para tratamento térmico EDG1800 (EDG Equipamentos) e uma estufa Fanen 315SE (Fanen do Brasil). Para a execução das calibrações e o estudo das características dos dosímetros, foi utilizado um simulador geométrico (CNMC) e um antropomórfico (RANDO Alderson), placas de água sólida (Standard Imagin), um termômetro tipo caneta, de fabricação Minipa, um barômetro (Druck), nível de bolha (Stabila) e programas computacionais de edição e cálculo (Microsoft).

#### **3.1. Dosímetro Termoluminescente**

O dosímetro TL utilizado foi o Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio, de fórmula química  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , na forma de chip de dimensões de  $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$  e comercialmente denominado Harshaw TLD-100 (Figura 3.1-1). Fabricados pela Thermo RMP Norton Industrial Ceramics Corporation, do Reino Unido, foram fornecidos pelo Laboratório Primário de Dosimetria Termoluminescente da IAEA ao Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do INCA.



**Figura 3.1 – 1: TLD-100 em forma de chip**

Os dosímetros TL foram processados pela leitora TL Fimel PCL3 (Figura 3.1 – 2) nas instalações do laboratório do PQRT.



**Figura 3.1 – 2: Leitora automática PCL3 utilizada nas leituras dos dosímetros TL.**

### **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 [43]:

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 °C durante uma hora, processo também conhecido como a regeneração do pó. Diversos estudos comprovaram a viabilidade desse procedimento [42] que confirma a dependência da sensibilidade do LiF:Mg,Ti como uma função da temperatura de aquecimento durante uma hora. Tal característica passou a ser considerada nas versões seguintes do TLD-100 [43].

ii – Tratamento Térmico Pré-Irradiação à Baixa Temperatura: Terminado o tratamento a 400°C, o pó TL é submetido a uma temperatura de 80°C durante 24 horas. Este procedimento foi descoberto por acaso [42] e tem como objetivo reduzir o desvanecimento, minimizando a contribuição dos picos de baixa temperatura 1, 2 e 3.

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, a curva comumente chamada de Perfil de Tempo – Temperatura [43].

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 [43]. Estudos sobre as características dosimétricas do LiF:Mg,Ti usado para medir doses de até 0,1Gy, 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  $\pm 1\%$  para 1s (desvio padrão) em 10 medidas sucessivas [56].

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* [57] mostraram um significativo aumento de sensibilidade no pico 5 quando irradiado à temperaturas entre 50 e 130°C. Este ganho de sensibilidade pode ser explicado pelo fato de que, durante a irradiação, os portadores de carga localizados

nos picos de baixas temperaturas (picos 1 a 3) passam a contribuir na amplitude do sinal TL do pico 5. Para temperaturas acima de 135 °C ocorre desvanecimento térmico, fazendo com que a sensibilidade da resposta diminua.

v – Taxa de aquecimento durante a leitura: Neste ponto os diversos resultados publicados diferem muito entre si. MacKeever [43], baseado na sua própria experiência e na de outros autores [57], afirma que o LiF:Mg,Ti é um material cujo comportamento é independente da taxa de aquecimento.

vi – Temperatura durante o processo de irradiação: A variação da temperatura durante o processo de irradiação do LiF:Mg,Ti faz com que sua sensibilidade mude significativamente no pico 5. Mas este fato só é importante para valores de temperatura entre 50 e 130 °C [57].

## 3.2. Detetores Semicondutores

O detetor semicondutor utilizado neste trabalho foi o diodo tipo QED (semi-esférico) com alcance de energia de 6-12MV, fabricado pela empresa Sun Nuclear Corporation. O dosímetro foi utilizado juntamente com o eletrômetro CNMC Modelo 22D da empresa Instruments, Inc.Nashville.

### 3.2.1. Diodo QED

Os detetores QED possuem uma configuração semi-esférica para serem melhor posicionados no paciente no momento da irradiação. São ideais para tratamentos onde o campo irradiado é perpendicular ao feixe. Os QED's se apresentam em cinco modelos para serem utilizados com feixes de fótons e elétrons de diferentes intervalos de energia. São projetados como ferramentas para a verificação da dose nas medidas *in vivo*. O modelo QED possui forma semi-esférica, é constituído de Silicone e possui uma dopagem do tipo *n* de junção *pn* [50].

Possuem alta resistência à radiação incidente devido a uma técnica de fabricação utilizada para tal finalidade, entretanto, não são impermeáveis. Podem ser utilizados, com energias incidentes maiores que a faixa de energia em que se encontram recomendados. A taxa de degradação da radiação é em torno 2%/kGy com feixe de elétrons de 10 MeV e < 0,5%/kGy com feixe de fóton de 6 MV e a variação da sensibilidade com a temperatura é >0,5%/°C. A Tabela 3.2-1 apresenta características técnicas do diodo QED e a Figura 3.2-1 mostra alguns modelos do diodo semi-esférico. Cada modelo, ou cor, equivale a um alcance de energia específico e o modelo utilizado neste trabalho foi o de cor amarela (6-12 MV).



**Figura 3.2-1: Modelos de Diodos QED.**

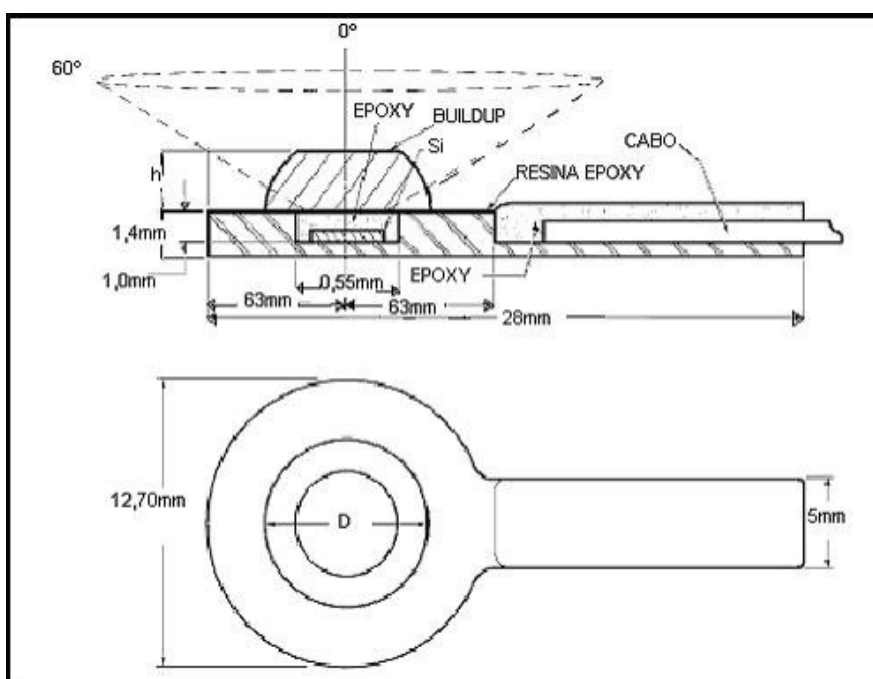
**Tabela 3.2-1:** Informações técnicas do diodo QED.

Energia	6-12MV
Cor	Amarelo
Material da capa de <i>Buildup</i>	Bronze
<i>Buildup</i> Total (g/cm <sup>2</sup> )	1,85%
Resposta Angular (30°)	100,5%
Resposta Angular (45°)	101,0%
Resposta Angular (60°)	103,5%
Dimensão efetiva	0,8 mm x 0,8mm
Área de detecção efetiva	0,64 mm <sup>2</sup>
Espessura de detecção efetiva	27μm
Impedância da Fonte de Polarização Reversa a 10 mV	200 MΩ a 24 °C
Sensibilidade	32nC/Gy
Diâmetro do cabo	2,5mm
Comprimento do cabo	3m
Tipo de Conector de Cabo	LEMO

### Estrutura Interna do Diodo QED

A Figura 3.2-2 apresenta a vista superior da secção transversal de um detector tipo QED. O material em epoxi é uma resina que recobre o diodo, h e D são a altura e o diâmetro da superfície inferior de sua região sensível, respectivamente [50]. O desenho e as dimensões não estão em escala nesta demonstração da construção do detector.





**Figura 3.2-2: Vista superior e seção transversal dos diodos QED [50].**

### 3.2.3. Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D

O eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D, fabricado pela CNMC Company, foi utilizado neste trabalho conectado ao diodo QED. (Figura 3.2-7) para a obtenção das leituras no momento da irradiação. Este eletrômetro é composto por uma bateria, quatro canais A1/A2 e B1/ B2 que medem simultaneamente dose ou taxa de dose e são capazes de realizar uma calibração individual de dois conjuntos distintos de diodos. As medidas de cada detector podem ser lidas diretamente dos mostradores do canal A e B de cristal líquido. Possui ainda duas entradas BNC no painel traseiro; a do detector no canal A (DET A) e do detector no canal B (DET B). Para zerar cada entrada ajustamos o potenciômetro do painel dianteiro que indica ZERO A e ZERO B.

Segundo a CNMC [58], uma característica especial inerente ao modelo 22D é a habilidade de ter duas calibrações por canal. A calibração de detectores de diodo é realizada ajustando o potenciômetro no painel dianteiro marcado CAL A1 e CAL B1. Um segundo jogo dos detectores pode ser calibrado usando CAL A2 e CAL B2 e ajustando o potenciômetro para a dose adequada. Os interruptores no painel dianteiro

A1/A2 e B1/B2 selecionam a calibração apropriada de cada jogo de diodos, que se ajusta para cada entrada correspondente.

As medidas de dose ou taxa de dose podem ser realizadas dependendo da posição do interruptor DOSE/RATE. A dose acumulada pode ser restaurada a zero usando o interruptor RESET. O interruptor ON/OFF liga e desliga o eletrômetro. Todos os dados técnicos são relacionados na Tabela 3.2-2.



**Figura 3.2-7:** Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D.

**Tabela 3.2-2:** Dados técnicos do eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D[28].

INFORMAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO E DADOS TÉCNICOS
Fabricante	CNMC Company
Modelo	22D
Tipo	Dual Diode Dosimeter

Mostradores	Dois mostradores de LCD 0,5", um para cada canal A e B
Escala	0-1999 cGy e 0-1999 cGy/min
Precisão	$\pm 1\%$ ou 1 dígito
Corrente de fuga	$< 0,1$ cGy/min
Linearidade	$\pm 0,1\%$
Entrada de conectores	Coaxial BNC-F
Alimentação	Uma bateria alcalina de 9 V, NEDA 1604
Fonte Externa	115VAC
Tempo de bateria	Aproximadamente 50 h contínuas e 100 h intermitentes
Tamanho	10"x8"x4,1"
Peso	1,75 lbs

### 3.2.4. Conjunto Dosimétrico de Referência

O conjunto dosimétrico utilizado como referência em todos os testes de calibração e determinação dos fatores de correção do diodo QED, foi um modelo de câmara de ionização IC70 fabricada pela Wellhofer e um modelo de eletrômetro Keithley fabricado pela Keithley, ambos de propriedade do Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer, apresentados na Figura 3.2-8. As Tabelas 3.2-3 e 4 apresentam suas devidas identificações.

A câmara de ionização IC70 é a prova d'água, tipo *Farmer* calibrada em feixe de Cobalto-60 com o eletrômetro Keithley pelos protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), TRS277 [17] e TRS381[18].



**Figura 3.2-8: Conjunto dosimétrico de referência: câmara de ionização IC70 e eletrômetro.**

**Tabela 3.2-3: Informações técnicas do eletrômetro Keithley.**

<b>ELETRÔMETRO</b>	
Fabricante	Keithley
Modelo	35040
Série	86600

**Tabela 3.2-4:** Informações técnicas da câmara de ionização.

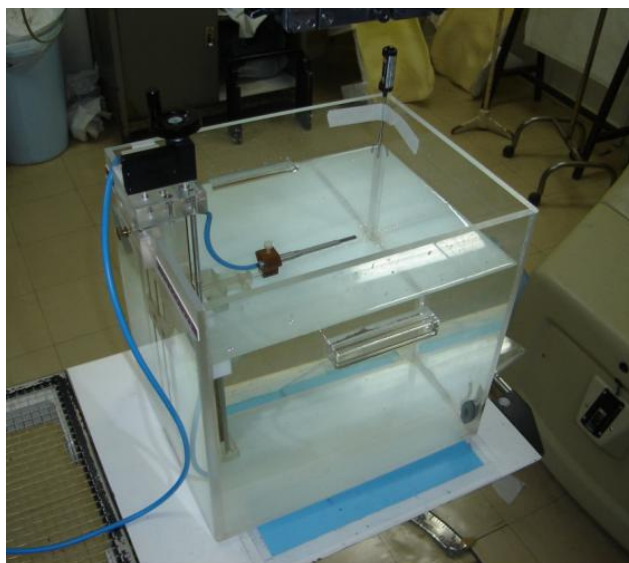
<b>CÂMARA DE IONIZAÇÃO</b>	
Fabricante	Wellhöfer
Tipo	<i>Farmer</i>
Modelo	IC70
Série	205
Volume Interno	0,6 cm <sup>3</sup>
Raio Interno	3,10 mm
Espessura da Parede	0,072 g/cm <sup>2</sup>
Eletrodo Central	Alumínio
Parede	Grafite 1,8 g/cm <sup>3</sup> Espessura 0,4 mm
Capa de Equilíbrio Eletrônico	Wellhöfer
Material da Capa	Delrin Ø15,08 mm
Tensão de Polarização	- 300 V
Corrente de Fuga	< 0,020 pA

### 3.3. Simuladores

No Capítulo 2 vimos que no tratamento radioterápico o termo simulador é usado para descrever um material que simula o tecido humano e se comporta com as propriedades de espalhamento e absorção da radiação quase como o tecido humano.

No presente trabalho o levantamento das características do TLD e do diodo, assim como as dosimetrias para verificação da calibração dos feixes de  $^{60}\text{Co}$  e de 6 MV do Clinac 600, foram realizadas com o auxílio do simulador geométrico (40 x 40 x 35 cm<sup>3</sup>) de fabricação CNMC e das placas de água sólida 40 x 40 cm<sup>2</sup>, Standard Imagin, com 3 e 5 cm de espessura (Figuras 2.7-1 e 2). A placa de 5 cm de espessura tem um orifício especialmente feito para se realizarem medidas com câmara de ionização à uma profundidade de 5 cm quando utilizarmos a placa de 3 cm à ela sobreposta. 5 cm é a profundidade de referência de calibração, como será visto no capítulo seguinte.

A figura abaixo (Figura 3.3-1) mostra o simulador geométrico sendo utilizado para calibração dos feixes dos irradiadores.



**Figura 3.3-1: Simulador de acrílico para calibração.**

O outro simulador utilizado neste trabalho foi o simulador de corpo humano antropomórfico RANDO Alderson do sexo feminino (Figura 3.3-2). O RANDO foi utilizado a fim de simular o tratamento de radioterapia na região pélvica. Toda a verificação do procedimento para irradiação bem como o software de cálculo foi testado

neste simulador primeiramente. Só se deve partir para as medidas *in vivo* após obter resultados consistentes com as medidas realizadas com o fantoma Alderson.



**Figura 3.3-2: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino Utilizado, Frente e Perfil.**

### 3.4. Irradiadores

#### 3.4.1. Unidade de Cobalto

O Theratronics Theratron 780C foi a unidade de  $^{60}\text{Co}$  utilizada no trabalho, a unidade THX do Instituto Nacional de Câncer. O Theratron 780C é uma unidade de teleterapia completa com fonte de  $^{60}\text{Co}$ . A fonte está alojada num cabeçote giratório, sendo este, parte do braço de sustentação do receptáculo da fonte, muito conhecido pela denominação inglesa *gantry*. O *gantry* pode girar  $360^\circ$  para facilitar a irradiação do paciente. A unidade possui ainda sistema de colimadores ajustáveis, mesa de tratamento, controle remoto e console de operação que fica instalado em uma sala ao lado da sala de irradiação. Na Figura 3.4–1 podemos ver o detalhamento de um aparelho de cobalto.

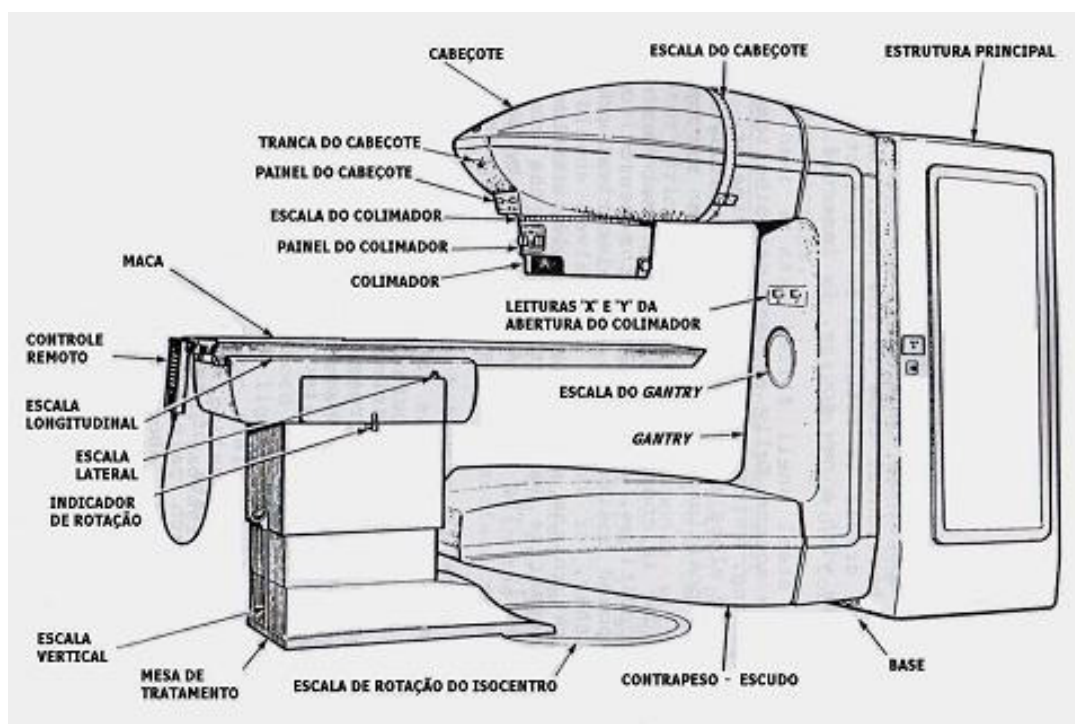


Figura 3.4-1: Theratron 780C e seus principais componentes.

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



O campo de irradiação é iluminado e projetado sobre a superfície de tratamento simulando a área a ser irradiada antes da exposição da fonte. Da mesma forma a distância fonte superfície (DFS) é indicada pela sombra de uma escala projetada na superfície de tratamento simulada pelo indicador ótico chamado de telêmetro.

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 retangulares e quadrados de até 35x35 cm<sup>2</sup>.

A fonte consiste de um radioisótopo metálico de <sup>60</sup>Co, duplamente selado em cápsulas de aço inoxidável. Possui geometria cilíndrica com 2 cm de diâmetro e de 1 a 3 cm de altura. Os átomos de <sup>60</sup>Co decaem e se transformam no isótopo Níquel-60 (<sup>60</sup>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. O sistema apresenta uma blindagem da radiação de fuga dentro dos limites permitidos pelos protocolos ICRP 15 e NCRP 33 e 34.

Procedimentos de segurança devem ser realizados sempre antes do equipamento ser colocado em operação. Como qualquer outro aparelho que envolve a radioatividade, eles apresentam algumas características classificadas como perigo 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 preciso do volume prescrito a ser tratado;
- Observar sempre que apenas o paciente pode permanecer na sala de tratamento;
- Utilizar sistemas de monitoramento de radiação;
- Seguir as instruções de operação e manutenção do equipamento contidas no manual;
- Observar as lâmpadas de advertência, que se encontram na parte frontal do cabeçote e no console de operação. A cor verde significa que a fonte está completamente recolhida, a cor amarela significa que ela está em trânsito e a cor vermelha significa que a fonte está totalmente exposta.

### 3.4.2. Acelerador Linear

O Acelerador Linear utilizado para a realização do presente trabalho foi um Clinac 600 C com energia de fótons de 6 MV, fabricado pela Varian Medical System - Estados Unidos, e instalado no Instituto Nacional de Câncer/INCA.

Na figura 3.4-2, mostramos os principais componentes do acelerador linear.

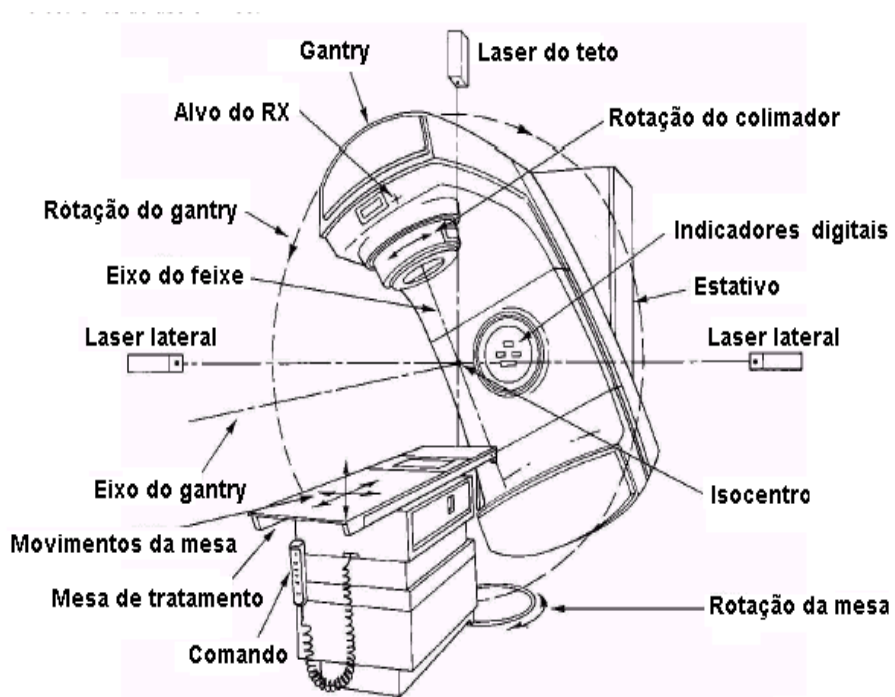


Figura 3.4-2: Acelerador Linear e seus principais componentes.

## IV. MÉTODOS

Todas as irradiações realizadas neste trabalho, tanto para a caracterização dos dosímetros, quanto para as medidas no simulador de corpo humano e *in vivo*, foram executadas com os equipamentos já mencionados no Capítulo 3 e nas instalações do serviço de radioterapia do Hospital do Câncer I, do Instituto Nacional de Câncer (INCA) no Rio de Janeiro. Toda análise de dados e resultados, assim como os cálculos de dose de entrada foram realizados no laboratório do Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia (PQRT/INCA).

Todas as irradiações utilizando o dosímetro TL foram realizadas com um par de TLD sobre uma base de acrílico e cobertos por uma capa de *buildup*. Para irradiações realizadas no aparelho de cobalto foram utilizadas capas de *buildup* em alumínio e para irradiações realizadas no acelerador, os chips foram cobertos com capas em aço inoxidável.

O método utilizado para realização de todas as calibrações e no estudo das características dos dosímetros seguiu procedimentos recomendados pela IAEA. Estes procedimentos foram enviados ao laboratório do PQRT pelo laboratório de dosimetria da Agência [59]. Outras informações também foram retiradas do Booklet 5 da ESTRO [29].

Neste trabalho, a geometria de referência adotada para todas as medidas foi a seguinte: dose de 100 cGy, feixe  $^{60}\text{Co}$ , profundidade de 5 cm, distância da fonte até a superfície de 80 cm e tamanho de campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup>.

### **4.1. Testes de Comissionamento do Dosímetro TL**

A Agência Internacional de Energia Atômica doou ao laboratório do PQRT um montante (*batch*) de 500 chips de TLD para a realização desse trabalho, juntamente com os procedimentos a serem seguidos [59].

De acordo com os procedimentos, o primeiro passo era realizar o processo de inicialização. O processo de inicialização da IAEA consistia em realizar cinco ciclos de irradiações seguidos de tratamento térmico (*annealing*).

Os 500 chips foram divididos em grupos de 25 e cada um desses grupos foi disposto sobre uma placa de água sólida sendo cobertos por outra placa, encontrando-se

desta maneira, na profundidade de referência. Todos os grupos foram irradiados seguindo a geometria de referência. Após as irradiações então, os dosímetros foram tratados sem que fosse realizada nenhuma leitura dos mesmos entre cada ciclo. O tratamento térmico consistia em aquecer os TLD's a 400 °C por uma hora, seguido de um segundo aquecimento a 100 °C por duas horas. O intervalo entre o final de cada ciclo e o começo de outro foi de 12 horas.

Todos os testes e estudos retratados a seguir foram realizados de acordo com os Procedimentos para Dosimetria *In Vivo* Utilizando Detetores Sólidos, da IAEA [59].

### ***Determinação do Fator de Sensibilidade ( $F_{chip}$ )***

O mesmo *setup* de referência foi utilizado neste teste de repetibilidade para determinação do fator de sensibilidade dos chips. Para calcular esses fatores individuais os chips passaram por três processos de irradiação – leitura – tratamento. A média das leituras ( $\bar{M}$ ) de todos os chips foi calculada e então, dividida pela leitura de cada chip ( $M_i$ ), Equação 4.1-1. Como cada chip foi irradiado três vezes, o fator de sensibilidade de cada um deles que será utilizado no trabalho daqui por diante, será a média entre os três fatores calculados.

$$F_{chip,i} = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (4.1-1)$$

Baseado no critério da IAEA de uma variação de no máximo 3% entre os três fatores de sensibilidade determinados para cada chip, dos 500 dosímetros testados, apenas 226 se mostraram aptos a serem selecionados para serem utilizados no trabalho. A Equação 4.1-2 mostra como foi calculada a variação entre os fatores individuais.

$$\text{Variação (\%)} = \left( \frac{F_{chip}^{\max}}{F_{chip}^{\min}} - 1 \right) \times 100 \quad (4.1-2)$$

Após a seleção dos chips aptos a serem utilizados, eles foram organizados em único lote (ou *batch*) de 113 pares. A Figura 5.1-1, no Capítulo de Resultados, mostra o

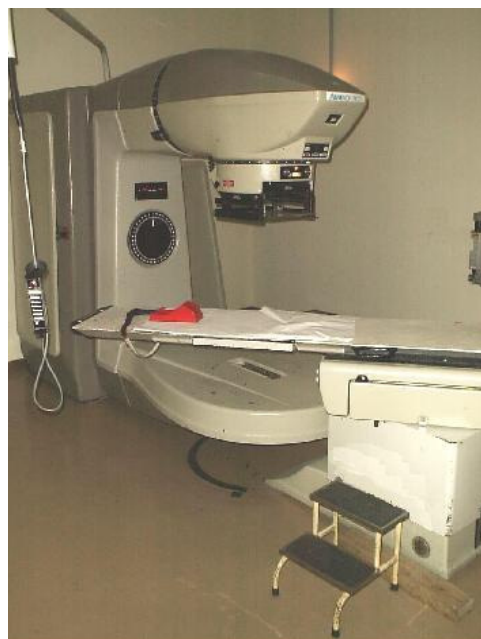
histograma do montante de TLD's que foram testados e selecionados para os estudos subsequentes. O  $F_{\text{chip}}$  seria incorporado mais tarde no cálculo da dose de entrada das medidas *in vivo*.

### ***Calibração do TLD***

No que diz respeito ao TLD, 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. O TLD de referência é irradiado na condição adotada como de referência (ou geometria de tratamento de referência).

Portanto, não existe uma calibração prévia do TLD. A calibração do TLD se dá na mesma ocasião da irradiação dos dosímetros que serão analisados para verificação de dose, porém nas denominadas condições de referência.

O feixe de  $^{60}\text{Co}$  é utilizado para calibrar os dosímetros TL devido à simplicidade de seu espectro de emissão, por este motivo também é utilizado como referência para outras energias. As dosimetrias foram realizadas no irradiador Theratron 780C, unidade THX (Figura 4.1-2).



**Figura 4.1-2: Unidade THX de  $^{60}\text{Co}$  utilizado na calibração do TLD.**

Segundo os procedimentos da IAEA, a partir do *batch* formado no teste de repetitividade, 10 chips foram escolhidos aleatoriamente para a determinação do fator de calibração dos TLD ( $F_{cal}$ ). A irradiação dos TLD, em pares, foi realizada na geometria de tratamento de referência utilizando placas de água sólida. A dose dada foi medida pela câmara de ionização alocada dentro de uma das placas na profundidade de 5 cm e os dosímetros TL, posicionados no centro do campo de irradiação, foram colocados em cima de uma placa de acrílico de 1 mm de espessura e cobertos pela capa de *buildup* de alumínio de 2 cm (Figura 4.1-3).



**Figura 4.1-3: Setup de calibração para determinar o  $F_{cal}$  dos TLD.**

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 é de 1 Gy. Após o intervalo de tempo adotado entre a irradiação e a leitura, o TLD é avaliado na leitora TL Fimel.

O tempo de irradiação foi calculado a partir do decaimento da fonte para um valor de  $D_0 = 100$  cGy na profundidade de máxima dose ( $d_{m\acute{a}x.}$ ). A dose medida pela câmara de ionização foi calculada de acordo com o TRS-398 da IAEA [15] e o fator de calibração determinado através da Equação 4.1-3.

$$F_{cal} = \frac{D_0}{M} \left( \frac{SSD - d_s}{SSD + d_{max}} \right)^{-2} \cdot F_{pl} \quad (4.1-3)$$

onde:  $D_0 = D/PDD$

$M$  – leitura do TLD

$DFS$  – distância fonte superfície

$d_s$  – distância efetiva do centro do par de TLD até a superfície do fantoma

$F_{pl}$  – fator placa de água sólida

Porcentagem de dose em profundidade (PDD) é a dose na profundidade de interesse e é medida no eixo central do feixe, sendo que o ponto de medida tem que ser mais profundo que o ponto de dose máxima, que é o ponto onde acontece o equilíbrio eletrônico. O ponto de  $d_{máx}$  é tomado como o ponto de normalização, o que significa que no ponto máximo a porcentagem de dose profunda é 1. Dessa maneira o valor de PDD sempre será igual ou menor que 1 [11].

O fantoma de água sólida foi utilizado neste trabalho no estudo das características dos dosímetros e na determinação de todos os fatores de correção, inclusive no fator de correção placa de água sólida. O  $F_{pl}$  foi determinado para o feixe de 6 MV, dando uma dose de 100 cGy no  $d_{máx}$ . Para a determinação do  $F_{pl}$  foram realizadas cinco medidas com o fantoma de água sólida, na condição de referência, utilizando placas de 3 e 5 cm, com a câmara posicionada na profundidade de referência e outras cinco medidas com o fantoma geométrico CNMC preenchido com água. O fator é determinado pela razão entre  $\overline{M}_A$  e  $\overline{M}_{pl}$ . Onde  $\overline{M}_A$  é a média das cinco medidas obtidas com o fantoma de água e  $\overline{M}_{pl}$  é a média das cinco medidas obtidas com o fantoma de água sólida. As medidas com a câmara foram corrigidas para a dependência com a pressão e temperatura atmosféricas registradas.

$$k_{pl} = \frac{M'_w}{M'_{pl}} \times \frac{P_{pl}}{P_w} \times \frac{T_w + 273}{T_{pl} + 273} \quad (4.1-4)$$

## ***Desvanecimento***

O estudo da liberação espontânea dos elétrons aprisionados na rede cristalina do TLD determina o fator de correção  $F_{fad}$ . Também conhecido pelo termo *fading*, do inglês *fade away*, que quer dizer desvanecer ou desaparecer.

$k_{fad}$  é a razão entre a leitura do detetor feita após um tempo de irradiação de referência ( $\Delta t_{ref}$ ), onde se assume não existir desvanecimento e a leitura feita após o tempo de irradiação que se queira investigar ( $\Delta t$ ), Equação 4.1-4.

$$F_{fad} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t_{ref}}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t}} \quad (4.1-5)$$

Foi feito um teste para o estudo do *fading* no período de uma semana pós-irradiação. No *setup* de referência os primeiros pares de TLD foram irradiados e suas leituras realizadas apenas após algumas horas da irradiação. Depois o processo foi repetido e sua leitura foi realizada no período de 24 hs pós-irradiação. Assim sucessivamente, o mesmo processo foi executado e as leituras realizadas nos períodos de 36, 48, 72, 96 e 120 hs pós-irradiação. O  $\Delta t_{ref}$  é a resposta do detetor irradiado e lido no mesmo dia e o  $\Delta t$  é a resposta do detetor que foi irradiado em um dia e lido em outro, de acordo com o tempo pós-irradiação que se deseja investigar. Independente do tempo que se escolha para realizar a leitura do TLD deve-se ressaltar que esta não deve ser realizada após 30 minutos de irradiação, para evitar o *fading* de curto tempo, que nada mais é do que o tempo que a estrutura cristalina leva para se organizar após a passagem da radiação.

Como visto no tópico 2.3.6, a leitora TL é fundamental para o processo dosimétrico e por esta razão, neste trabalho foi realizado o estudo da oscilação da leitora automática Fimel.

Esta leitora tem capacidade para ler até 94 amostras que são colocadas em pequenos recipientes chamados de copelas e as copelas são empilhadas em um carregador e este carregador é então posicionado dentro da leitora. O processo de leitura



demora cerca de uma hora e para monitorar esta execução, foi utilizado um dosímetro de referência, o TLD-100 em pó, pré-irradiado e muito bem estável. Para realizar as leituras, os TLD que deveriam ser empilhados no carregador foram divididos em grupos de 10, onde imediatamente antes e depois desses 10 chips eram colocadas duas amostras do TLD em pó. Para cada um desses grupos de 10 chips foi determinado um fator de correção para leitora ( $F_{\text{leitora}}$ ). Este estudo teve como objetivo principal observar o comportamento da leitora e corrigir uma possível oscilação.

## 4.2. Testes de Comissionamento do Dosímetro Semicondutor

Da mesma maneira que os dosímetros TL, a realização dos testes de aceitação do diodo segue os procedimentos recomendados pela IAEA e pelo Booklet 5 da ESTRO [29,59].

### *Estabilidade do sinal pós-irradiação*

Para verificarmos a estabilidade do sinal dos diodos, utilizamos o feixe de  $^{60}\text{Co}$ . Este teste de confiabilidade, foi aplicado em um conjunto de quatro diodos tipo QED, dispostos em um campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  de irradiação, DFS 80 cm na superfície do simulador geométrico de água sólida sob um tempo de irradiação de 0,72 minutos. Dois diodos foram ligados ao eletrômetro CNMC 22D série final 03 e outros dois ao eletrômetro CNMC 22D série final 04. O sinal do diodo foi acompanhado em intervalos de 20 em 20 segundos durante a irradiação, e por mais 300 segundos após a irradiação.

De acordo com o Booklet 5 da ESTRO, o procedimento de medida, incluindo o equipamento utilizado, os posicionamentos do simulador e dos diodos, são considerados de confiança e estáveis, se todas as medidas estiverem dentro de 1% (considerando que o feixe da unidade de tratamento é estável). Também foram utilizados neste teste o cronômetro digital Leroy e o nível de bolha Stabila.

### *Corrente de fuga do conjunto dosimétrico*

Para determinar a corrente de fuga dos conjuntos dosimétricos, conecta-se o eletrômetro ao par de diodos, sem irradiá-los, observando sua leitura e se existe alteração em um intervalo de tempo. Foram realizadas 20 leituras no intervalo de tempo de 15 minutos com dois diodos conectados em cada eletrômetro.

A corrente de fuga ou corrente de escapamento, quando comparada a corrente obtida em uma medida durante a irradiação, deve ser insignificante. Por este motivo e de acordo com a literatura, não deve exceder 1% em uma hora [29,59].

## ***Repetitividade***

Após a realização dos testes de estabilidade do sinal e de corrente de fuga, foram selecionados dois diodos, do tipo QED de 6-12MV com número de série final 15 e 16, adequados para os tipos de tratamento de região pélvica que iremos monitorar com a dosimetria *in vivo*.

O teste de repetitividade foi realizado no irradiador de  $^{60}\text{Co}$  THX, com um arranjo experimental formado por quatro placas do simulador de água sólida, sendo três delas com 5 cm de espessura e uma com 3 cm de espessura. O diodo foi posicionado no centro do campo de irradiação  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com DFS de 80 cm na superfície do simulador. O diodo foi irradiado por um tempo de 0,35 minutos a uma dose de 50,31 cGy. Consecutivamente 5 leituras foram obtidas.

A partir das cinco leituras ( $D_i$ ), faz-se uma normalização pela média das medidas ( $\bar{D}$ ), obtendo-se ( $M_i$ ) com objetivo de verificar a dispersão das respostas nas mesmas condições de dose, temperatura e localização em relação ao feixe, segundo a Equação 4.2-1.

$$M_i = \frac{D_i}{\bar{D}} \quad (4.2-1)$$

Para estudar a incerteza das leituras, inclui-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  $u^2 = \frac{(0,1)^2}{5}$ , resultando numa incerteza padrão

$u(D_i) = \frac{0,1}{\sqrt{5}} \cong 0,0447$ , assim como foi realizado no trabalho de Viegas [49]. A incerteza

padrão da média  $u(\bar{D})$  é determinada pelo desvio padrão experimental da média dada pela Equação 4.2-2 [49].

$$u(\bar{D}) = \frac{\sum (D_i - \bar{D})}{\sqrt{5}} \quad (4.2-2)$$

## Linearidade

O teste de linearidade dos diodos selecionados, além de ser um teste de aceitação também é uma forma de calibrar o conjunto dosimétrico na geometria de tratamento de referência. No irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , foram realizadas cinco leituras com doses variando de 24 a 450 cGy mantendo um SSD de 80 cm e um campo de irradiação com  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . No acelerador Clinac 600C obteve-se cinco leituras com doses num intervalo de 1 a 400 UM (unidade monitor) com DFS de 100 cm e campo de irradiação com  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Cinco irradiações foram feitas com o diodo posicionado no centro do campo de irradiação e a câmara de ionização na profundidade de 5 cm. Para cada leitura ( $i$ ) obtida com determinada dose ( $x$ ), determina-se a razão entre as respostas do diodo, ( $D_i$ ), e a resposta da câmara ( $CI$ ), corrigida para a temperatura e pressão do local ( $(CI)_x \cdot P_{TP}$ ), dada pela Equação 4.2-3. Então, normalizam-se todas estas razões entre diodo e câmara de ionização pela média das razões entre diodo e câmara, ambos na dose de calibração ( $D_{Cal}$  e  $(CI)_{Cal} \cdot P_{TP}$ ), obtém-se  $N$ , o ponto de normalização (Equação 4.2-4). Os fatores de correção para cada leitura  $i$  na dose  $x$  ( $F_{Lin, i, x}$ ) da linearidade são calculados com o inverso da normalização das respostas de cada detector na dose de calibração [49].

$$F_{Lin, i, x} = \left[ \frac{\left( \frac{D_i}{(CI)_i \cdot P_{TP}} \right)_x}{N} \right]^{-1} \quad (4.2-3)$$

$$N = \frac{\sum_{i=1}^5 D_{Cal}}{\sum_{i=1}^5 (CI)_{Cal} \cdot P_{TP}} \quad (4.2-4)$$

A dose de calibração no irradiador THX foi 99,89cGy para um tempo de 0,73 minutos referentes a 100 cGy e no Clinac 600C foi 100 UM referentes a 100 cGy.

Os fatores de correção encontrados foram colocados em um gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, encontrou-se uma reta  $F_{Lin}$ , com A e B constantes, em função da dose aplicada C (Equação 4.2-5). A reta será utilizada para correção desta dependência [49].

$$F_{Lin} = AC + B \quad (4.2-5)$$

### ***Determinação do Fator de Calibração***

Toda unidade terapêutica vem acompanhada de um fator de calibração no instante de sua instalação, que informa a quantidade de radiação emitida. Para feixes de fótons em um irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , o **Fcal** é dado como o rendimento da fonte **R** (unidade: cGy/min). Para feixes de raios X de alta energia em um acelerador linear, o seu fator de calibração é dado em (unidade: cGy/UM), pois o mesmo não utiliza o tempo como dado de entrada para a quantidade de radiação a ser emitida, já que não possui uma fonte radioativa com taxa de dose (unidade: cGy/min) conhecida. O acelerador utiliza as Unidades Monitora (UM) e a taxa de dose (UM/min) como dados de entrada.

Após o teste de linearidade o diodo estará calibrado para medidas de dose de entrada, isto é, quando posicionado na pele do paciente a resposta do diodo deve corresponder à dose no tecido de acordo com a qualidade do feixe, a sua geometria e a profundidade de máxima dose.

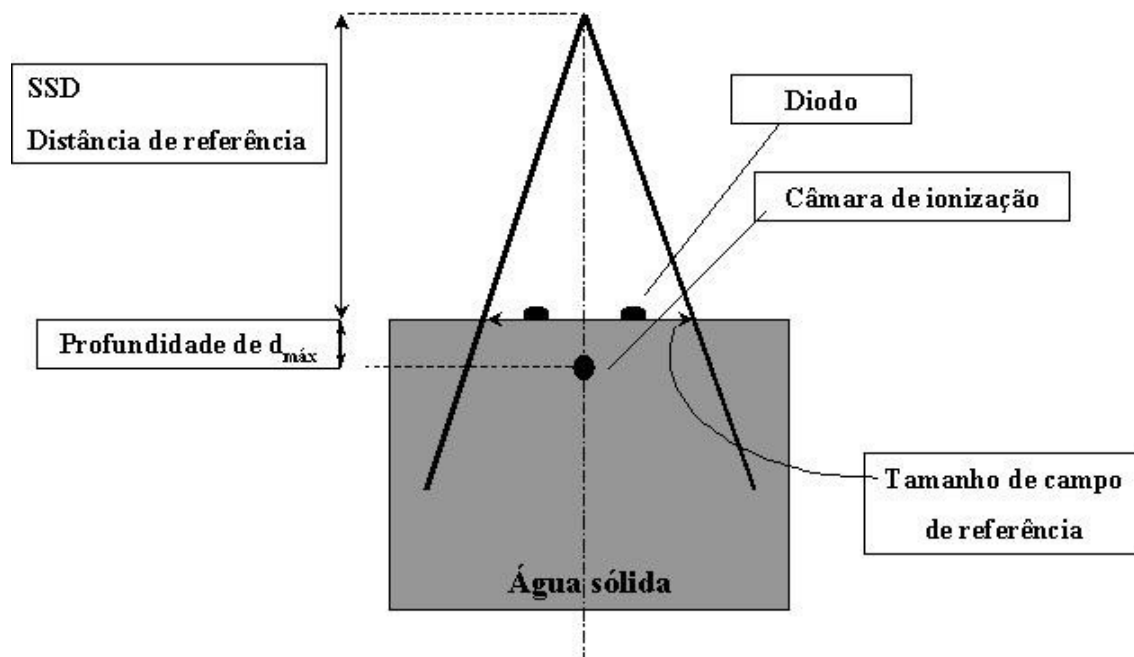
O conjunto dosimétrico foi calibrado de acordo com as condições de referência usadas para cada um dos irradiadores. Cinco irradiações foram feitas e o esquema do arranjo experimental usado na calibração pode ser visto na Figura 4.2-1.

Com as cinco medidas obtidas pelo o diodo e pela câmara de ionização, com correção para temperatura e pressão, o teste de linearidade determinou o fator de calibração conforme as equações anteriores que se resumem na Equação 4.2-6 [29].

$$F_{Cal} = \frac{D_{CI}}{L_D} \quad (4.2-6)$$

onde:  $D_{CI}$  – leitura da câmara de ionização

$L_D$  – leitura do diodo



**Figura 4.2-1: Arranjo Experimental para Calibração do Diodo**

As condições de referência para o aparelho de cobalto (THX) são:

- Tamanho de campo:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Distância fonte superfície (DFS): 80 cm
- Tempo de irradiação 0,81min
- Dose: 100 cGy referente a 100,12cGy

Nos aceleradores Clinac's, as condições de referência são:

- Tamanho de campo:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Distância fonte superfície (DFS): 100 cm
- Dose: 100 UM referente a 99,6cGy

### 4.3. Estudo da Resposta dos Dosímetros

Como apresentado no Capítulo 2, o estudo das características da resposta dos dosímetros deve ser cuidadosamente realizado, para que se calcule o mais preciso possível a dose recebida pelo paciente.

Os estudos descritos a seguir foram realizados para ambos os dosímetros utilizando o feixe de 6 MV e o aparelho de  $^{60}\text{Co}$ , quando necessário. Desta maneira os fatores de correção foram determinados seguindo o protocolo da IAEA e o Booklet 5 da ESTRO.

As irradiações para os estudos de todas as dependências das respostas dos detectores foram realizadas na geometria de tratamento de referência em ambos os equipamentos. Estabelecido o arranjo experimental no aparelho de cobalto e nos aceleradores, os dosímetros foram dispostos na superfície do fantoma de água sólida e irradiados no centro do campo de irradiação, com a câmara de ionização à profundidade de referência. Os TLD foram irradiados em pares, cobertos com suas respectivas capas de *buildup* de acordo com cada irradiador.

#### 4.3.1. Dependências Físicas

##### a) Linearidade

O estudo da linearidade para os dosímetros semicondutores já foi descrito nos testes de comissionamento dos mesmos, na seção 2 do Capítulo 4.

$F_{lin}$  é a razão da resposta do detector  $M$  por unidade de dose, medida com a dose  $D_0$  e a resposta do detector por unidade de dose, medida com a dose de interesse  $D$  (Equação 4.3-1).

No *setup* já descrito, os TLD foram irradiados com as seguintes doses: 20, 50, 100, 150, 200, 300 e 400 cGy.

$$F_{lin} = \frac{\left[ \frac{M_{D_0}}{D_0} \right]}{\left[ \frac{M_D}{D} \right]} \quad (4.3-1)$$

### ***b) Energia***

O fator de correção para energia ( $F_{eng}$ ) corrige a resposta do dosímetro quanto à sua dependência energética. Como nosso trabalho investiga o feixe de raios-X de 6 MV e o fator de calibração é baseado nas medidas com o feixe de  $^{60}\text{Co}$ , é necessário a correção com a energia.

As medidas foram feitas utilizando-se 5 pares de TLD sendo irradiados na condição de referência, com as respectivas capas de buildup, no acelerador linear e no aparelho de cobalto. O fator de correção pela energia é definido como a razão da resposta  $M$  do detetor pela dose  $D_0$  dada pelo feixe de  $^{60}\text{Co}$  e a razão da resposta do detetor pela dose  $D_0$  dada pelo feixe de raios-X de qualidade  $D_{20}/D_{10}$  do Clinac 600C de 6 MV (Equação 4.3-2). Como visto no Capítulo 2 a razão  $D_{20}/D_{10}$  é um parâmetro usado apenas para raios-X e caracteriza a qualidade do feixe.

Neste estudo a câmara de ionização foi alocada na profundidade de referência de 1,5 cm apropriada ao feixe de 6 MV.

$$F_{eng} = \frac{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{^{60}\text{Co}}}{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{X\text{-ray}}} \quad (4.3-2)$$

### ***c) Ângulo de Incidência***

Para o estudo da dependência angular 5 pares de TLDS foram irradiados no Clinac 600C com o mesmo arranjo experimental, apenas variando a angulação do *gantry* em  $0^\circ$ ,  $\pm 10^\circ$ ,  $\pm 20^\circ$ ,  $\pm 30^\circ$ ,  $\pm 50^\circ$  e  $\pm 60^\circ$ . O fator de correção  $F_{ang}$  foi determinado através da Equação 4.3-3.

$$F_{ang} = \frac{\left[ \frac{M}{D} \right]_{0^\circ}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{ang}} = \frac{M_{0^\circ}}{M_{ang}} \quad (4.3-3)$$



O estudo com o diodo QED foi realizado para as duas posições de incidência do feixe, axial e transversal, somente no aparelho de cobalto e sem as leituras da câmara de ionização, pois a resposta do diodo para a incidência do feixe de irradiação depende de sua geometria.

Para o fator axial, realizaram-se três medidas para cada intervalo de 15° de rotação do *gantry*, tomadas a partir de 0° sempre com rotação no sentido horário. O arranjo experimental consiste em posicionar o diodo horizontalmente em relação a mesa de tratamento, sobre um suporte de acrílico, de forma que o feixe de irradiação forme 0° na região sensível do diodo.

Para o fator transversal, mais três medidas foram realizadas na posição transversal ao feixe e em intervalos de 15°, com o diodo preso a mesma haste de acrílico, posicionado verticalmente em relação à mesa de tratamento.

A partir de cada série de medidas com o diodo na posição axial e transversal, calcula-se a média  $\overline{M}_i$  em cada ângulo de incidência e normaliza-se para a média da incidência a 0° na região sensível do diodo  $\overline{M}_{rs}$ . Com os inversos desses valores normalizados, temos o fator de correção  $F_{Ax}$  (fator de correção para a dependência direcional axial) e  $F_{Tr}$  (fator de correção para dependência direcional transversal), calculados usando as Equações 4.3-4 a e b [48], respectivamente.

$$F_{Ax} = \left[ \frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right]^{-1} \quad (4.3-4a) \quad F_{Tr} = \left[ \frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right]^{-1} \quad (4.3-4b)$$

### 4.3.2. Dependências Geométricas

#### a) *Tamanho de Campo*

Para conhecermos o comportamento dos dosímetros de acordo com a variação do tamanho de campo, irradiamos cada um deles na geometria de referência variando apenas os campos regulares quadrados de 5 x 5, 7 x 7, 10 x 10, 12 x 12, 15 x 15, 18x18, 20 x 20, 25 x 25, 30 x 30 e 35 x 35 cm<sup>2</sup>. O fator tamanho de campo ( $F_{Cpo}$ ) é determinado

pela Equação 4.3-5. É a razão entre as medidas realizadas no campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, de referência e as medidas realizadas no campo de interesse.

$$F_{Cpo} = \frac{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{10 \times 10}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{x \times x}} \quad (4.3-5)$$

### ***b) Distância Fonte Superfície***

Para o fator de correção com a distância (F<sub>SSD</sub>) os dosímetros foram irradiados na superfície do fantoma de água sólida no *setup* de calibração variando apenas a distância da fonte até a superfície do fantoma (FDS ou SSD). As medidas foram feitas para as seguintes distâncias: 70, 80, 90, 100 e 110 cm, tendo uma projeção fixa do campo de irradiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> na superfície. As medidas foram realizadas com uma dose D<sub>0</sub> = 100 cGy na d<sub>máx</sub>, (correspondendo a 100 UM no Clinac 600C) que é a dose de calibração, no campo de referência. Portanto, a leitura do detetor deve ser corrigida para o SSD na profundidade de máximo de dose.

O fator de correção foi determinado com a Equação 4.3-6.

$$F_{SSD} = \frac{\left[ \frac{M_0}{D_0} \times \left( \frac{(SSD_0 - d_s)}{(SSD_0 + d_{max})} \right)^2 \right]}{\left[ \frac{M_{SSD}}{D_{SSD}} \times \left( \frac{(SSD - d_s)}{(SSD + d_{max})} \right)^2 \right]} \quad (4.3-6)$$

onde M<sub>0</sub>, D<sub>0</sub> e SSD<sub>0</sub> correspondem às medidas feitas com o SSD de referência, 80 cm, e M, D e SSD são relativos às medidas feitas no SSD de interesse.

**c) Filtro**

A utilização de filtros ou cunhas, no momento da irradiação muda o espectro do feixe incidente e por isso faz-se necessário determinar mais um fator de correção, o fator de filtro ( $F_{\text{filtro}}$ ). Este é definido como a razão entre a irradiação realizada sem a presença de filtro com um campo fixo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e medida pela câmara de ionização e a razão entre a irradiação realizada com o filtro, no mesmo campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e medida pelo dosímetro de interesse. Os dosímetros devem ser posicionados no centro da superfície de irradiação com a câmara de ionização posicionada na profundidade de referência. O fator de correção é determinado pela Equação 4.3-7. Para esse estudo utilizaram-se filtros de  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  e  $45^\circ$ .

$$F_{\text{filtro}} = \frac{\left[ \frac{M}{D} \right]_{\text{campo aberto}}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{\text{filtro}}} \quad (4.3-7)$$

#### 4.4. Análise das Incertezas de Medição

Sempre que se relata o resultado de medições, é necessário que seja dada uma indicação quantitativa da qualidade deste resultado. Desta forma, outros que os utilizem poderão avaliar a sua confiabilidade. Ao se realizar medições, todos os componentes de erro conhecidos devem ser avaliados e as correções adequadas devem ser aplicadas. Mas ainda assim permanece uma incerteza sobre o quão correto é o resultado declarado [60].

Neste trabalho, todas as incertezas avaliadas são de caráter experimental, tendo os seus resultados expressos em termos globais obtidos através da propagação das incertezas relativas de cada parâmetro. A **Equação 4.4-1** foi utilizada para calculá-las.

$$S_M = \frac{s}{\sqrt{n}} \cdot t_{v,\alpha} \quad (4.4-1)$$

onde:

**S** – desvio padrão

**t<sub>v,α</sub>** - Fator t (ou t de Student) para v graus de liberdade e um nível de significância α.

**α** 1– β (β = nível de confiança: 68,27% correspondente a 1 desvio padrão)

As incertezas de todos os parâmetros utilizados na realização das medidas com os dosímetros TL e semicondutores foram avaliadas. Os resultados encontram-se no capítulo 5 – Resultados.

Devido ao caráter pontual na medida do fator de transmissão do filtro, as incertezas são mostradas para os três ângulos mais utilizados. Também foram determinadas as incertezas associadas ao filtro dinâmico (EDW).

#### 4.5. Planejamento

O planejamento do tratamento é a última etapa a ser cumprida antes das medidas *in vivo*. Ele faz a última checagem do processo dosimétrico como um todo, pois se os resultados obtidos através das medidas feitas de acordo com o planejamento forem satisfatórios, quer dizer que todos parâmetros, como por exemplo, fatores de correção, calibração do dosímetro e posicionamento, são aceitáveis e pode-se partir para a utilização clínica destes.

A simulação do tratamento antes das medidas com fantoma antropomórfico Alderson é uma etapa importante neste trabalho, pois a dose calculada pelo planejamento ( $D_{PLAN}$ ) será comparada com a dose medida pelo dosímetro ( $D_m$ ) nas medidas com o fantoma. O cálculo da dose “esperada”, como resultado das medidas com fantoma, foi feito pelo Sistema de Planejamento de Tratamento ECLIPSE.

É feita uma imagem tomográfica do fantoma RANDO, para se determinar suas estruturas internas. Essa imagem será transferida ao Sistema Eclipse que irá simular virtualmente um contorno de volume irradiado. Alimentando o sistema com informações de todos os parâmetros utilizados para no tratamento, como, o tipo de feixe, tamanho de campo, SSD, entre outros e fixando o ponto de cálculo no isocentro, o programa calcula a dose na profundidade  $d_{máx}$ . Isocentro é um ponto estabelecido dentro do paciente, no interior do tumor-alvo, na interseção do eixo horizontal do aparelho com o eixo central do feixe.

Dois tratamentos de pelve foram simulados para serem executados em um fantoma antropomórfico do sexo feminino. Um dos tratamentos será realizado com o auxílio de um filtro de 30° e outro não terá a presença deste acessório.

De posse da dose esperada, calculada pelo planejamento, o grupo do laboratório PQRT envolvido no trabalho, realizou cálculo das doses medidas com fantoma através de um método independente. Esta dose foi denominada  $D_C$ . Utilizando os recursos do programa Microsoft Excel, duas planilhas foram totalmente desenvolvidas para que calculassem a dose de entrada das medidas. Optou-se por construir arquivos distintos para cada detector, devido a pequenas diferenças entre parâmetros que influenciam na resposta do diodo e do TLD. Cada arquivo é composto de uma planilha de estrutura idêntica para cada paciente, uma planilha modelo para a inclusão de novos pacientes e uma terceira planilha que contabiliza todos os resultados das medidas *in vivo*. A Figura

4.4-1 mostra a planilha que foi especialmente confeccionada para fazer o cálculo da dose de medidas *in vivo* e a mesma encontra-se apresentada no Anexo I.

Para os dois tratamentos da região pélvica, as doses foram calculadas pelo ECLIPSE para irradiar o isocentro, no centro de irradiação do fantoma com uma dose de 50 cGy. Foram escolhidos tipos de tratamento rotineiros no serviço de radioterapia do INCA. Os três campos de irradiação para simulação na região pélvica foram: pélvico anterior (PA), onde o paciente encontra-se posicionado em decúbito dorsal (barriga voltada para cima), pélvico látero direito (PLD) e pélvico látero esquerdo (PLE).

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
<b>MEDIDAS COM TLD DURANTE TRATAMENTO DE PACIENTES; IN VIVO</b>																				
<b>ACCELERADOR LINEAR CLINAC 600C</b>																				
Paciente: <b>Bernardina Barbosa Araújo</b> TL091																				
Matrícula: <b>2098772</b> SS anar																				
Data: <b>14/3/2006</b>																				
Região de Tratamento: <b>Pelvic</b>																				
Aplicação: <b>4</b>																				
Hora: <b>11:00</b> Leitura: <b>16,00</b> 15/3/2006																				
Parâmetros de Tratamento: <b>Irred - Leitura: 29,00</b> 15/3/2006																				
Dose de Fichas:																				
<b>Planejamento Físico: 2/3/2006 Compar</b>																				
<b>Parâmetros de Cálculo</b>																				
14	Apólice	6400	6400	6400																
15	Folho	6400	6400	6400																
16	Loda de Campo em X (cm)	17	13	13																
17	Loda de Campo em Y (cm)	18	18	18																
18	Loda - Campo Equivalente (cm)	17,5	15	15																
19	Loda - Campo Calimada (cm)	16,5	13,5	13,5																
20	Distância Fonte-Superfície (cm)	99	93,5	93,5																
21	Distância Fonte-Isocentro (cm)	100	100	100																
22	Dose Tumor Total (cGy)	1125	1125	1125																
23	Dose Tumor Dósis (cGy)	45,0	45,0	45																
24	Número de Aplicações	25	25	25																
25	Profundidade (cm)	11,0	16,5	16,5																
26	%Dose em Profundidade (PDF) (4,0cGy)	?	?	?																
27	Limite de Isocentro	100,0%	100,0%	1																
28	TPR	?	?	?																
29	TPR	0,772	0,624	0,625																
30	Dose Máxima em Campo (cGy)	-	-	-																
31	Taxa de Dose (cGy/min)	1,00	1,00	1																
32	Fator de Calibração (cGy/UM)	1,00	1,00	1																
33	Fator Abertura do Colimador (Cov)	1,0325	1,0250	1,025																
34	Razão de PSF	0,9984	0,9983	0,9983																
35	Fator Bandeira	0,9700	0,970	0,97																
36	Fator Filtro	1,000	1,000	1																
37	Fator Distância	1,020	1,020	1,020																
38	Fator Pano	1,000	1,000	1																
39	Tempo de Aplicação (min)	?	?	?																
40	Tempo Erra de Duplicamento da Fonte	-0,01	-0,01	-0,01																
41	Dose Monitor (MU)	56	70	70																
42	DDL - DDP - DPA (cm)	77	22	22																
43	Dose Calculada no Tumor (cGy)	44,9	44,6	44,6																
44	Dose Entrada Física (cGy)	70,2	97,1	97,1																
45	Dose Prescrita/Dose Calculada	1,001	1,000	1,000																
46	Dx/Dz, % (Tumor)	0,5%	1,0%	1,0%																
47																				
48																				
49																				
50																				
51																				
52																				
53																				
54																				
55																				

Figura 4.4-1: Planilha de Cálculo de Dose para Medidas *In Vivo*.

O cálculo da dose prescrita para feixes de elétrons de alta energia envolve fatores que nem sempre serão utilizados, pois cada tratamento é individualizado. A Equação 4.4-1 representa a dose prescrita de acordo com as unidades monitor. Todas as doses no isocentro foram determinadas pela Equação 4.4-1 para as medidas no Clinac.

$$D_{ISO} = UM.F_{cal}.FF(Feq) \cdot \frac{PSF(Fcol)}{PSF(Feq)} \cdot TMR(Fcol) \cdot ISF \cdot F_{bandeira} \cdot F_{filtro} \cdot ISO \quad (4.4-1)$$

onde: UM – unidade monitor

CF – fator de calibração

FF – fator de abertura do colimador

PSF(Fcol)/PSF(Feq) – razão de PSF

TMR – razão de tecido máximo

ISF – fator distância

TF – fator bandeja

WF – fator filtro

ISO – porcentagem de dose no isocentro

Para determinarmos a dose de entrada utilizamos a Equação 4.4-2.

$$D_{m\acute{a}x} = D_{ISO} \cdot \frac{TAR(d_{m\acute{a}x}, F_{dm\acute{a}x})}{TAR(d, F_d)} \cdot \left( \frac{SAD + d_{m\acute{a}x}}{SSD + d_{m\acute{a}x}} \right)^2 \quad (4.4-2)$$

Para as medidas *in vivo*, a dose calculada pela resposta/leitura do detetor (M) é o produto de sua leitura pelo fator de calibração e pelos fatores de correção correspondentes a todos os parâmetros utilizados na irradiação do paciente (Equação 4.4-3).

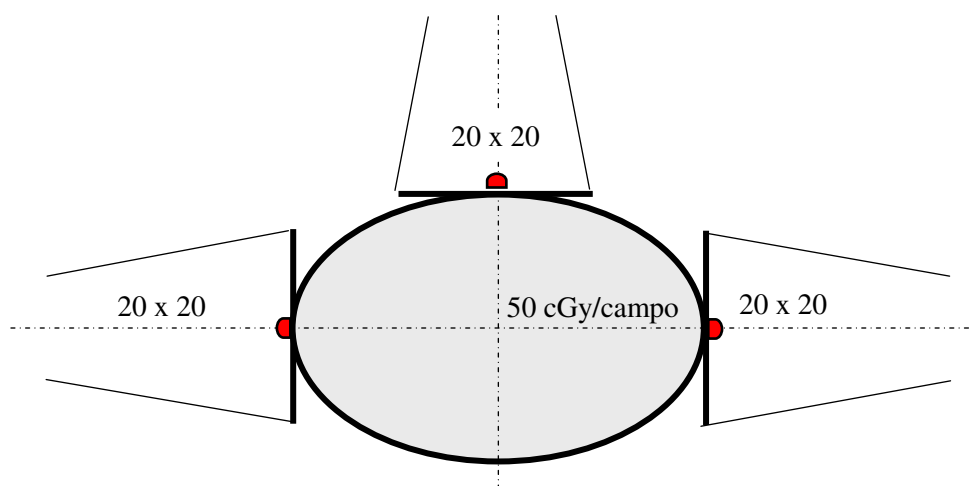
$$D = M \cdot N_{cal} \cdot \left( \frac{SSD - d_s}{SSD + d_{max}} \right)^2 \cdot k_{chip} \cdot F_{energia} \cdot F_{lin} \cdot F_{ang} \cdot F_{SSD} \cdot F_{filtro} \cdot F_{campo} \quad (4.4-3)$$

#### 4.6 – Medidas com Simulador de Corpo Humano Antropomórfico

As medidas com o simulador de corpo humano antropomórfico do sexo feminino Alderson foram realizadas no acelerador linear Clinac 600C com energia de 6 MV. Em cada medida o dosímetro foi disposto no centro do campo de irradiação, reproduzindo as mesmas condições simuladas pelo ECLIPSE.

As medidas de dose de entrada foram realizadas para um arranjo experimental de três campos na região pélvica, sendo um anterior com o paciente posicionado em decúbito dorsal (barriga voltada para cima) e o campo lateral direito e esquerdo. No campo anterior o *Gantry* permanece a  $0^{\circ}$  e o feixe vindo de cima para baixo, incide na pelve do paciente perpendicularmente. Nos campos laterais posiciona-se o *Gantry* em  $\pm 90^{\circ}$  com o feixe incidindo perpendicularmente à lateral esquerda e à lateral direita da pelve do paciente. Para cada campo foram realizadas duas séries de irradiações.

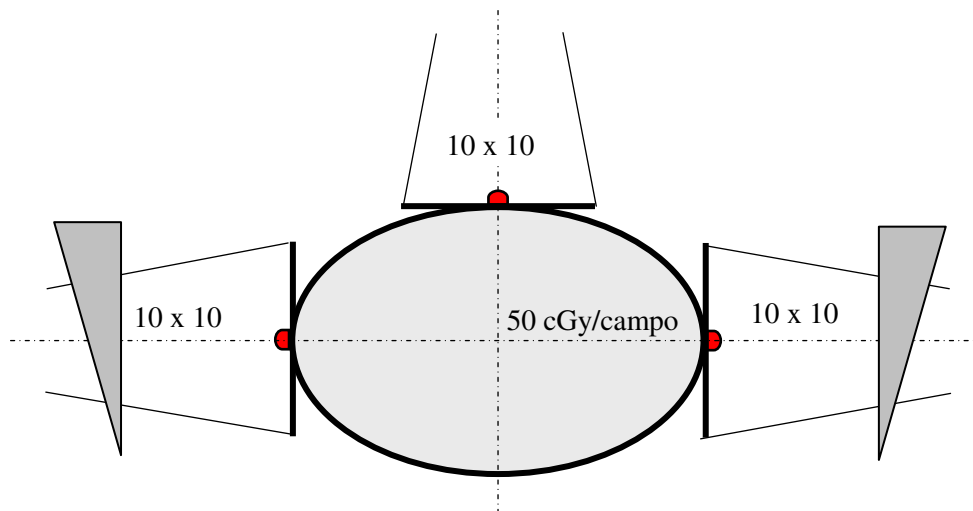
Dois tratamentos de pelve foram simulados, o primeiro tratamento consistiu na irradiação dos três campos com dimensões  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , sem auxílio de modificadores de feixe. O planejamento de tratamento sem o uso de acessórios como filtro, por exemplo, considera que todos os três campos possuem as mesmas dimensões. A figura abaixo mostra o arranjo experimental do primeiro tratamento simulado.



**Figura 4.5-1: Geometria de Irradiação da Pelve com campo aberto de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .**



O segundo planejamento considerou campos de dimensões  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e filtros de  $30^\circ$  para serem utilizados nos campos laterais, com as bordas mais finas na posição inferior como mostra a figura 4.5-2.



**Figura 4.5-2: Geometria de Irradiação para Pele com Campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e Utilizando Filtro de  $30^\circ$ .**

#### 4.7. Medidas *In Vivo*

Com os bons resultados obtidos na validação de todo o processo dosimétrico, através das medidas com fantoma antropomórfico RANDO, pôde-se passar para a última etapa e começar as medidas com pacientes.

As medidas *in vivo* foram realizadas durante sessões regulares de radioterapia do Hospital do Câncer I, em tratamentos de câncer na região pélvica com feixes de raios-X de 6 MV. O dosímetro TL e o diodo semicondutor QED foram utilizados na dosimetria. Os dosímetros TL foram utilizados em pares, cobertos pela capa de *buildup* de aço inox e foi selecionado o diodo QED de número de série final 15 para realizar as medidas com pacientes, pois este apresentou melhor resposta nas medidas com simulador de corpo humano antropomórfico.

Inicialmente o técnico da radioterapia posiciona o paciente e imobiliza, se necessário, na mesa de tratamento e em seguida o detetor é fixado no centro do campo a ser irradiado. Em seguida o técnico sai da sala de irradiação e vai para a sala de controle para configurar o equipamento com todos os parâmetros e informações referentes ao paciente em questão. A partir da primeira sessão de radioterapia do paciente, o acelerador linear já terá armazenado todos os dados relativos ao seu tratamento e todos os parâmetros a serem usados.

Todos os parâmetros utilizados no tratamento foram registrados na “Ficha de Irradiação” (Anexo II). Esta ficha foi especialmente criada pelo PQRT para que se possa anotar todos os dados da irradiação que serão necessários para o cálculo da dose de entrada.

Após as medidas realizadas com o TLD, os mesmos foram guardados para serem lidos 72 hs pós-irradiação. Os pares de TLD são guardados em recipientes individuais, com a identificação do paciente e do campo onde foram utilizados. Já as medidas feitas com o diodo são lidas simultaneamente à irradiação, devendo ser anotado o valor mostrado no eletrômetro no final da mesma.

Munido de todas as informações relativas ao tratamento e das leituras dos dosímetros, as informações foram passadas para as planilhas de cálculo de dose onde se obteve o resultado da dose de entrada do paciente. Na mesma planilha é feita a comparação entre a dose prescrita pelo médico, a dose esperada obtida no planejamento e a dose determinada na dosimetria *in vivo*.

## V. RESULTADOS

Neste Capítulo são apresentados os resultados obtidos na etapa de caracterização dos dois dosímetros, testes de comissionamento, determinação dos fatores de correção, assim como os resultados obtidos com as medidas utilizando fantoma antropomórfico e medidas *in vivo*.

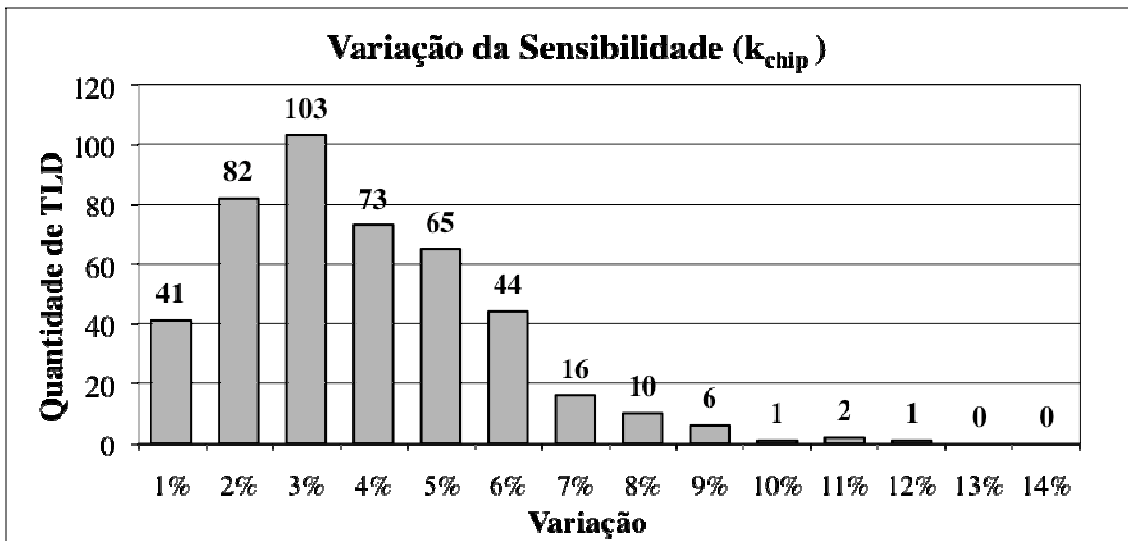
### 5.1. Testes de Comissionamento

#### 5.1.1. Testes de Comissionamento do Dosímetro TL

##### *Determinação do Fator de Sensibilidade ( $k_{chip}$ )*

Este teste determinou o fator de sensibilidade individual para cada TLD do lote fornecido pela IAEA. Apenas os chips com variação de sensibilidade de no máximo 3% puderam ser selecionados para serem utilizados neste trabalho.

A Figura 5.1-1 mostra o histograma do teste de repetitividade realizado para a determinação do fator de sensibilidade de cada TLD ( $k_{chip}$ ) e o montante de chips que foram selecionados de acordo com o critério da IAEA.



**Figura 5.1-1: Histograma do Teste de Repetitividade para Formação dos Pares de TLD.**

O valor das incertezas é da ordem de 0,23% com 68,27% de nível de confiança ( $1\sigma$ ).

### ***Calibração do TLD***

O fator de calibração era determinado para cada grupo de TLD a cada carregamento da leitora Fimel. Para todas as leituras realizadas, 10 pares de TLD eram escolhidos aleatoriamente do lote para se determinar o Fcal.

A média dos resultados encontrados para o fator de calibração foi  $(4,03 \pm 0,04) 10^{-5}$  Gy/TL sinal.

O fantoma de água virtual foi utilizado para realização das calibrações e na determinação de todos os fatores de correção, incluindo o fator de correção para placa de água sólida. Os valores encontrados para o  $k_{pl}$  foram os seguintes:  $1,0048 \pm 0,0003$  para a unidade de  $^{60}\text{Co}$  e  $1,0138 \pm 0,0003$  para o Clinac 600C para energia de 6 MV.

### ***Desvanecimento***

A fim de estudar o desvanecimento do TLD e determinar o fator de correção ( $k_{fad}$ ) foi realizado um teste para o período de uma semana.

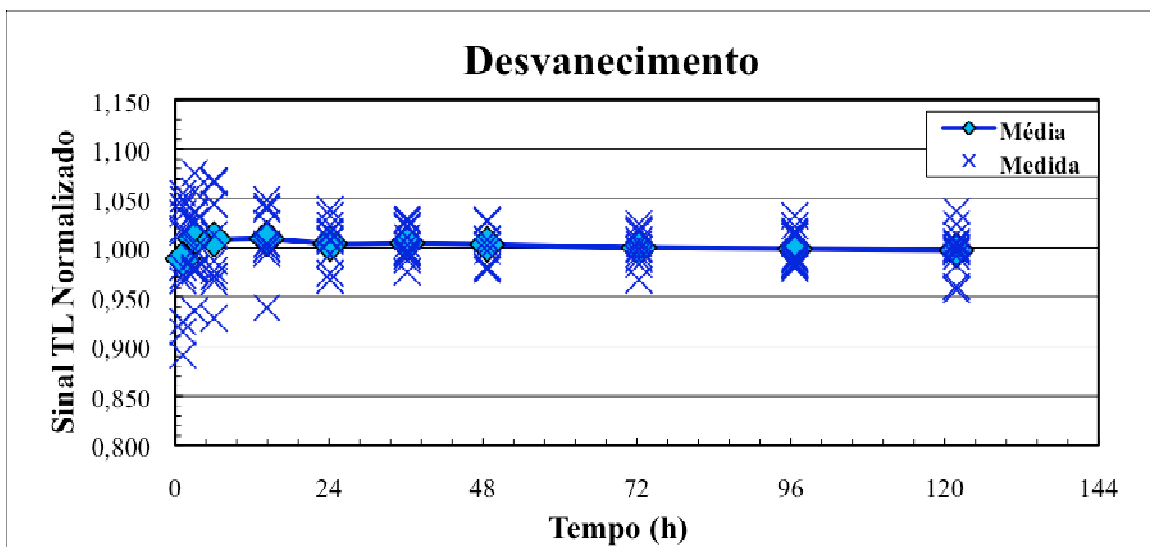
Como se pode observar no gráfico (Figura 5.1-2) o lote TL mostra uma boa estabilidade após 24 horas de irradiação. Entretanto, para ser conservador recomenda-se que a leitura do TLD seja realizada após 48 horas de irradiação, aonde existe a menor média de desvio padrão (Tabela 5.1-1).

Levando-se em consideração que o processo de dosimetria *in vivo* não dura mais do que três dias, foi decidido realizar todas as leituras de TLD neste trabalho no período de 72 horas pós-irradiado. Foi concluído que a correção do desvanecimento não é necessária, pois sempre existe um grupo de TLD de calibração irradiados no momento da dosimetria *in vivo*.

**Tabela 5.1-1: Fatores para a correção do desvanecimento.**

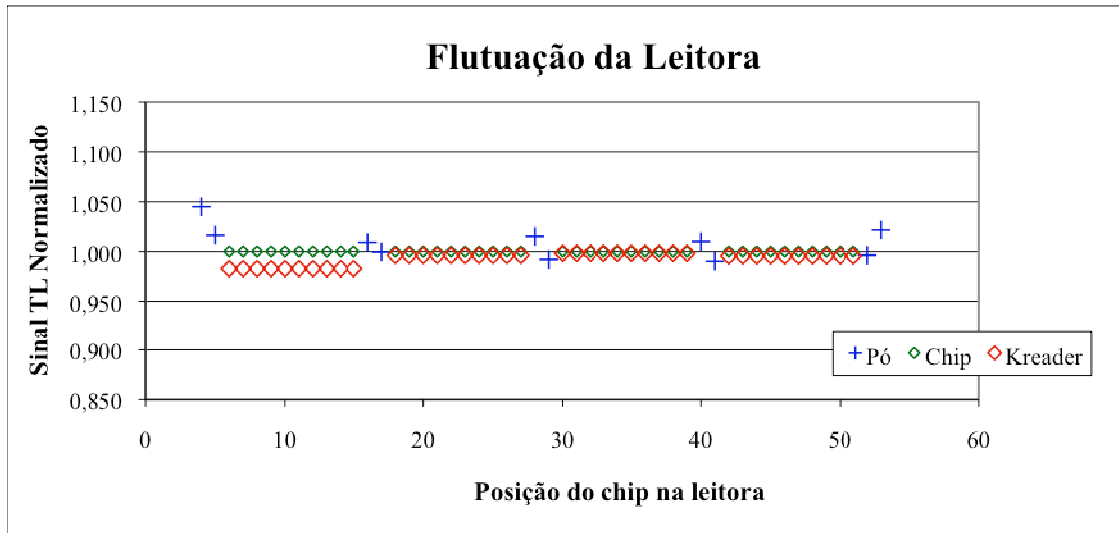
$\Delta t(\text{h})$	$k_{\text{fad}}$	$S_M$
1,2	1,015	0,016
3,0	0,994	0,011
6,1	0,995	0,014
14,3	0,994	0,010
24,2	0,999	0,008
36,2	0,999	0,005
48,7	1,000	0,006
72,3	1,003	0,005
96,6	1,005	0,005
121,8	1,006	0,007

De acordo com os resultados encontrados, pode-se observar que a correção devido ao desvanecimento não é necessária. Todo o processo de controle de qualidade através da dosimetria *in vivo* não dura mais do que três dias e o lote de TLD se mostrou bastante estável após 24 hs de irradiação.



**Figura 5.1-2: Desvanecimento do Chip de TLD para Leitura de até uma semana pós-irradiação.**

Foi realizado o estudo de estabilidade da leitora automática PCL3Fimel, utilizando o TLD-100 em pó como dosímetro de referência. Para cada grupo de 10 TLD irradiados foi determinado o fator de correção  $k_{\text{reader}}$ . Valores típicos do fator  $k_{\text{reader}}$  permanecem entre  $\pm 2\%$ . A Figura 5.1-3 mostra o comportamento típico de 1,2% de flutuação.

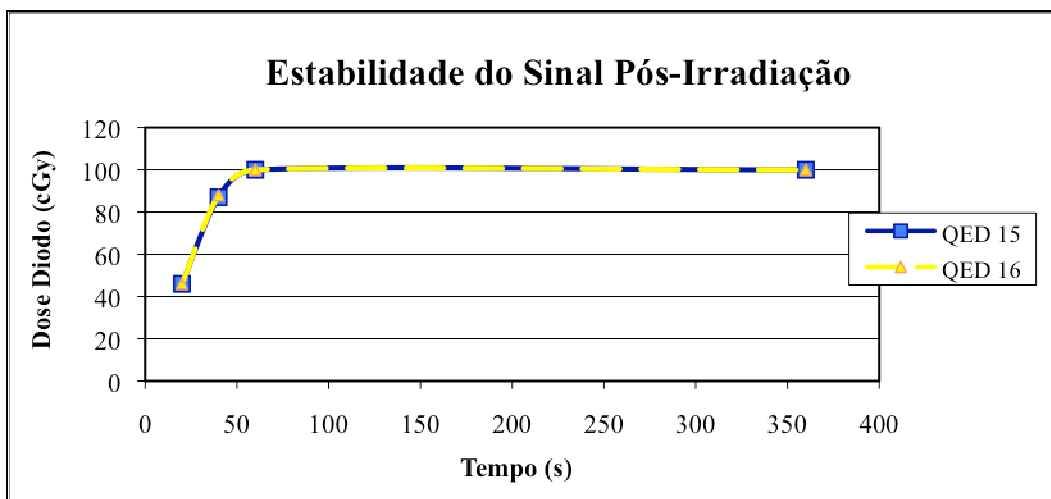


**Figura 5.1-3: Variação Típica da Leitora de TLD.**

### 5.1.2. Testes de Comissionamento do Dosímetro Semicondutor

#### *Estabilidade do Sinal Pós-Irradiação*

De acordo com os procedimentos descritos no Capítulo 4, as leituras dos dois diodos QED selecionados, diodo 15 e diodo 16, descrevem uma curva de dose em função do tempo conforme mostrado na Figura 5.1-4. A estabilidade do sinal ocorre após 60 segundos de irradiação permanecendo durante mais 300 segundos restantes de monitoramento. A diferença percentual entre a maior e menor medida após a estabilidade, neste intervalo de tempo de 60 a 360 segundos, para os diodos QED foi de 0%.



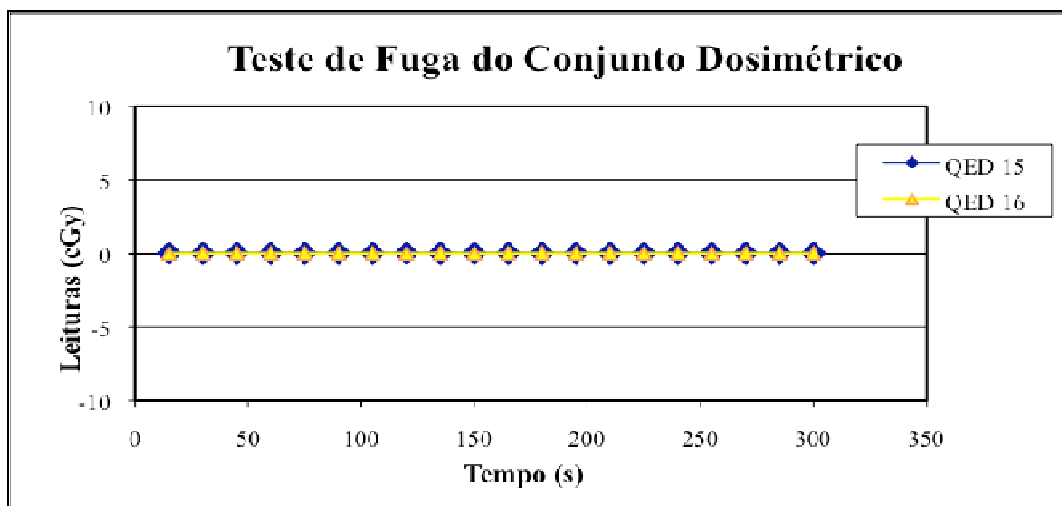
**Figura 5.1-4: Curva da estabilidade do sinal após irradiação com os diodos QED de 6-12MV.**

A ESTRO [29] recomenda que os resultados desse teste devem ser menores que 1%, portanto, o conjunto dosimétrico está qualificado segundo a estabilidade do sinal após a irradiação.

#### ***Corrente de fuga do conjunto dosimétrico***

A avaliação da corrente de fuga é referente ao conjunto diodo-eletrômetro para o par QED 15 e 16, ambos de 6-12MV, ligados ao eletrômetro 22D, série final 04 e está representada nas Figura 5.1-5.

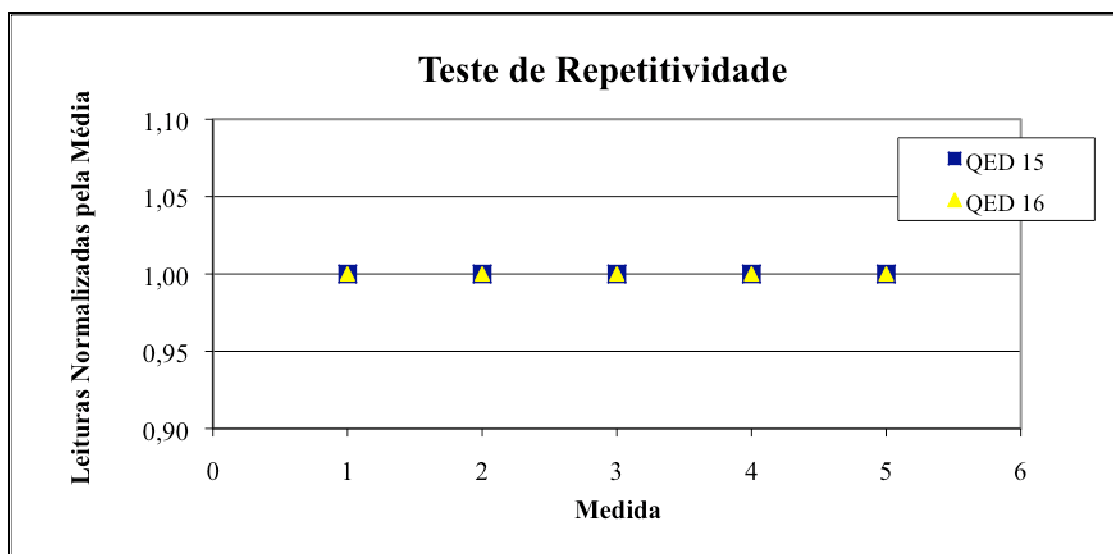
Sabendo que a tolerância de corrente de fuga recomendada pela ESTRO [29] é de 1% em 1 hora, quando comparados à medida durante uma irradiação, obteve-se o resultado de 0% com o conjunto QED 15 e 16 ligados ao eletrômetro de número de série final 04.



**Figura 5.1-5: Teste de fuga do conjunto dosimétrico dos diodos QED de 6-12MV.**

### *Repetitividade*

Para se avaliar os testes de repetitividade dos diodos QED 15 e 16, dispomos os resultados dos valores normalizados pela média em um gráfico de acordo com a Figura 5.1-6. Como o conjunto referente não apresentou desvios das medidas realizadas, não houve diferenças percentuais entre elas, caracterizando um conjunto com boa repetitividade.



**Figura 5.1-6: Teste de repetitividade com os diodos QED de 6-12MV.**



## ***Linearidade***

A linearidade dos diodos se estabelece para doses elevadas acima de 50cGy, sendo necessário estabelecer uma equação para determinar o fator de correção da linearidade ( $F_{lin}$ ), obtido através da linha de tendências entre as medidas dos diodos normalizadas a 100 cGy e a dose de irradiação.

Com base no ajuste linear dos fatores de correção, determinou-se uma equação (Tabela 5.1-2) para se obter a correção da resposta de cada diodo de acordo com a dose para uma dada irradiação. O procedimento de buscar uma equação que melhor represente um fator de correção é estritamente técnico, no que diz respeito, ao ajuste linear dos fatores corrigidos para a câmara de ionização. Esta equação pode ser representada por um polinômio de 2º, 3º, 4º grau, ou seja, uma equação que se ajuste melhor aos fatores.

**Tabela 5.1-2: Equações para obtenção dos fatores de correção dos diodos com a linearidade.**

<b>Fator de Correção</b>	<b>Equação para <math>F_{Lin}</math></b>	<b><math>S_M</math> (%)</b>
QED 15	$F_{lin} = 0,000001D+1,0059$	0,0003
QED 16	$F_{lin} = - 0,0003 D + 1,00033$	0,0003

## ***Fator de calibração do conjunto dosimétrico***

Os fatores de calibração obtidos de acordo com o método descrito no Capítulo 3, para cada diodo, informam o valor da correção da dose registrada na profundidade de  $d_{máx}$  de acordo com as condições de referência em cada irradiador. Estes fatores de calibração serão aplicados nos cálculos da dose de entrada após a dosimetria *in vivo*.

O fabricante indica que o fator de calibração deve ser confirmado de tempos em tempos, sendo necessário repetir os procedimentos de irradiação para verificar se houve alguma mudança em relação à sensibilidade dos diodos com o acúmulo de dose.

Os resultados dos fatores de calibração estão relacionados na Tabela 5.1.3.

**Tabela 5.1-3: Fatores de calibração obtidos para os diodos.**

<b>Diodos</b>	<b>Fator de Calibração (<math>F_{Cal}</math>)</b>
QED 15	1,044
QED 16	1,044

## 5.2. Estudo da Resposta do Dosímetro TL

### 5.2.1. Dependências Físicas

#### a) Linearidade ( $F_{lin}$ )

O estudo da resposta do detector para variadas energias foi realizado e o gráfico abaixo (Figura 5.2-1) apresenta o resultado. A determinação do fator de correção para não-linearidade é realizada para a energia do  $^{60}\text{Co}$ , já que a variação da resposta com a dose para as diferentes energias estão normalizadas em função desta. Os valores da não-linearidade da resposta do dosímetro para uma faixa de doses, estão normalizados para uma dose padrão de 1 Gy. O valor encontrado para as incertezas é da ordem de 0,07% com 68,27% de nível de confiança ( $1\sigma$ ).

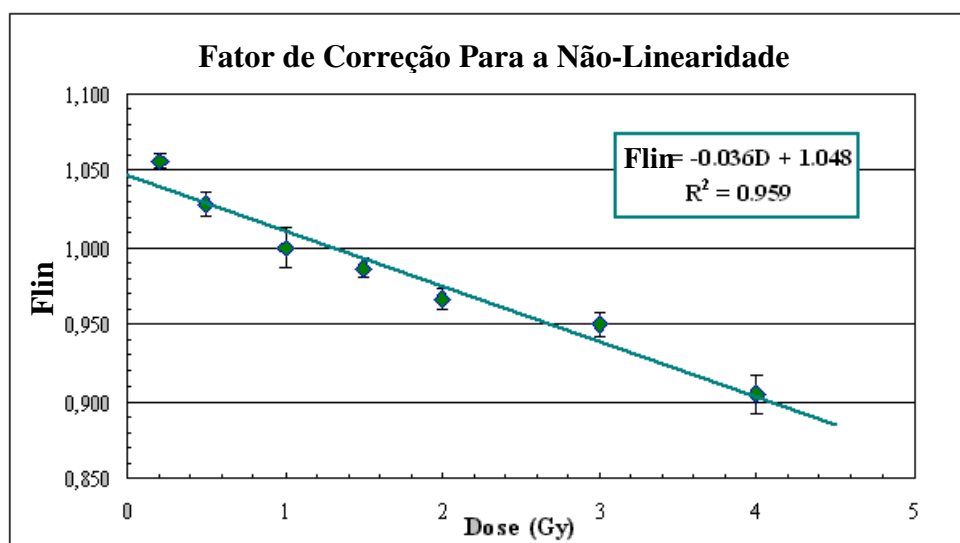


Figura 5.2-1: Fator de Correção para Não-Linearidade

A Tabela 5.2-1 apresenta os fatores de correção encontrados.

**Tabela 5.2-1: Fatores de Correção para Não-Linearidade**

D(Gy)	F <sub>lin</sub>
0.202	1.056
0.498	1.029
1.000	1.000
1.502	0.987
1.998	0.967
3.001	0.950
4.000	0.905

**b) Energia (F<sub>eng</sub>)**

Os resultados para a determinação da equação para o cálculo do fator de correção por energia, normalizado para a energia do <sup>60</sup>Co, estão apresentados na tabela 5.2-2. O valor da razão D<sub>20</sub>/D<sub>10</sub> será incorporado à equação determinada, permitindo calcular o fator de correção em função da energia utilizada para cada feixe em questão.

**Tabela 5.2-2: Fator de Correção por Energia.**

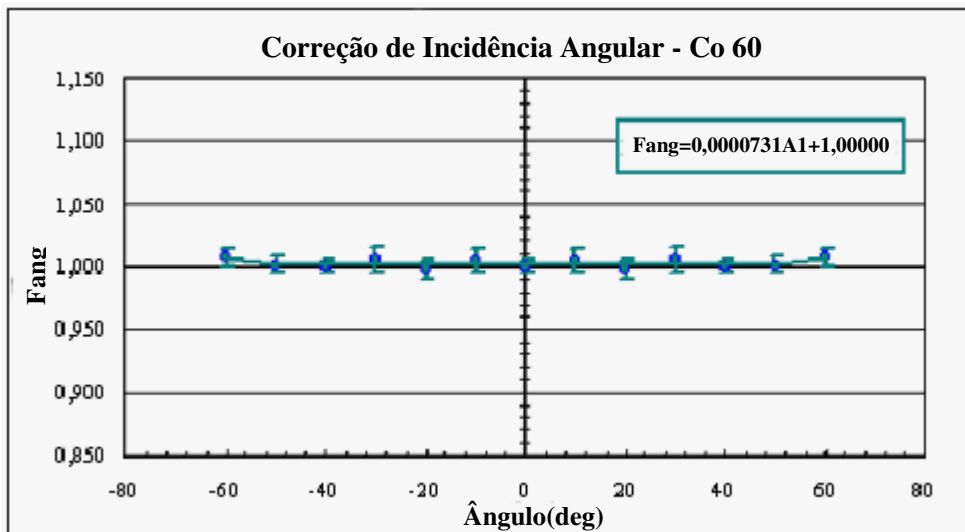
Feixe	D <sub>20</sub> /D <sub>10</sub>	F <sub>eng</sub>	S <sub>M</sub> (%)
<sup>60</sup> Co	0,502	1,0	1,0
6 MV	0,569	0.971	1,01

**c) Ângulo de Incidência**

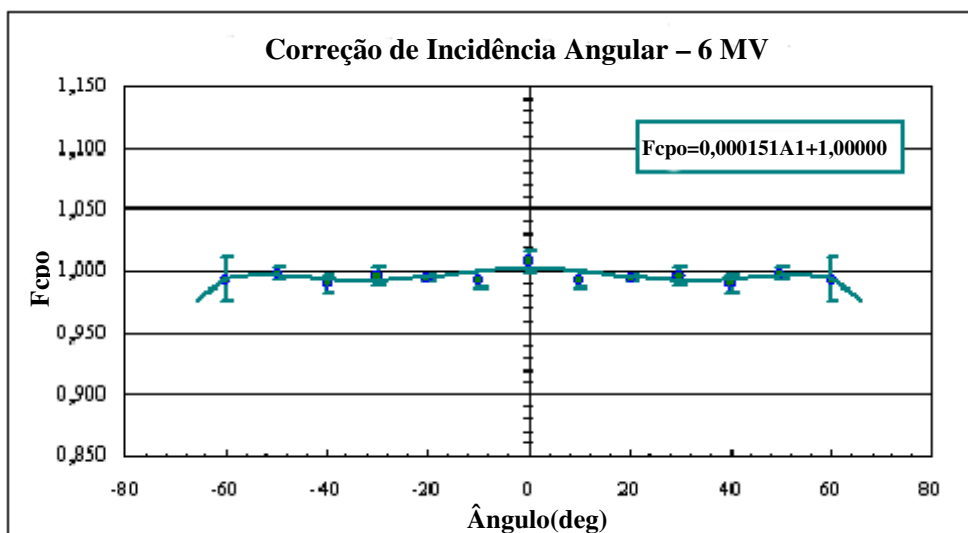
O estudo da dependência da resposta do TLD para diferentes angulações na entrada do feixe foi realizado e os fatores de correção (F<sub>ang</sub>) foram determinados. A Tabela 5.2-3 e as Figuras 5.2-2 e 3 mostram os resultados encontrados. As incertezas para ambos os irradiadores é da ordem de 0,01% para 1σ.

**Tabela 5.2-3: Dependência Angular do TLD para as Diferentes Energias.**

Ângulo	Co-60	6 MV
0°	1.000	1.000
±10°	1.005	0.986
±20°	0.998	0.987
±30°	1.006	0.989
±40°	1.000	0.983
±50°	1.003	0.991
±60°	1.008	0.986



**Figura 5.2-2: Fator de Correção Angular para o feixe de  $^{60}\text{Co}$ .**

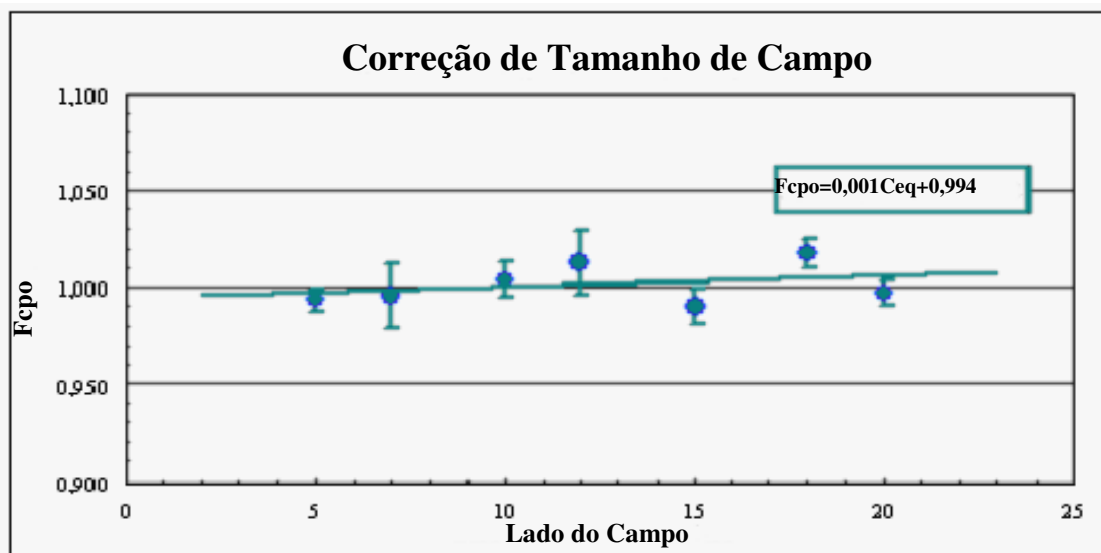


**Figure 5.2-3: Fator de Correção Angular para o Feixe de Raios-X de 6 MV.**

## 5.2.2. Dependências Geométricas

### a) Tamanho de Campo

Devido às diferentes possibilidades de tamanhos e formatos de campos nas sessões de radioterapia, foi determinado o fator de correção  $F_{Cpo}$ . É sabido que aumentando os lados do campo regular de irradiação, para uma dose fixa, estaremos aumentando a dose absorvida na câmara de ionização e no diodo, devido a uma área de irradiação maior. A figura abaixo (Figura 5.2-4) apresenta o resultado da resposta do TLD aos diferentes tamanhos de campo para o feixe de 6 MV corrigido para a câmara de ionização. Com o ajuste linear foi determinada uma equação de primeiro grau onde a variável  $C_{eq}$  será substituída pelo valor do tamanho do lado do campo investigado, para ser usado no cálculo da dose. A Tabela 5.2-4 mostra os fatores de correção encontrados para a energia de 6 MV. O valor encontrado para as incertezas é da ordem de 0,01% com 68,27% de nível de confiança ( $1\sigma$ ).



**Figure 5.2-4: Fator de Correção para Tamanho de Campo determinado no Clinac 600C.**

**Tabela 5.2-4: Fator de Correção Tamanho de Campo,  $F_{Cpo}$ .**

LCQ (cm)	Clinac 600C
	6 MV
5	0,989
7	0,991
10	1,000
12	1,008
15	0,986
18	1,013
20	1,018

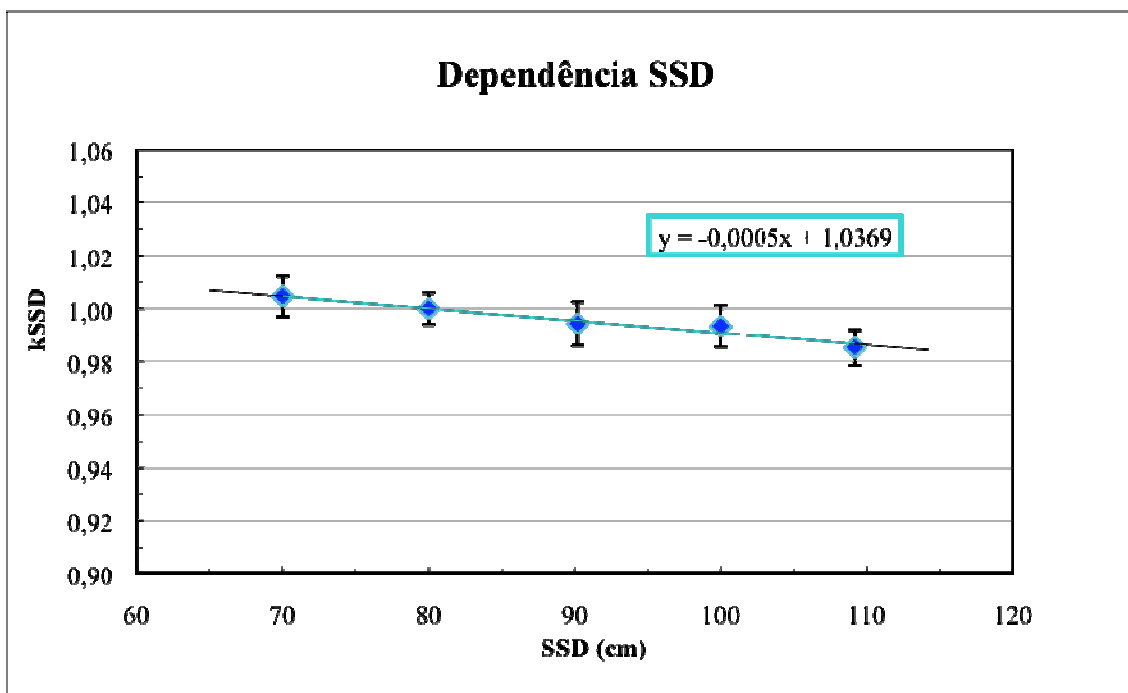
***c) Distância Fonte Superfície***

Os resultados das leituras realizadas em diferentes SSD com os TLD e a câmara de ionização estão normalizados para leituras em um SSD de 100 cm na unidade Clinac 600C. Estes valores estão representados graficamente na Figura 5.2-5.

Todas as leituras que foram efetuadas com a câmara de ionização e com os TLD, sob um campo regular de irradiação com 10 cm de lado, na superfície da água sólida, comprovam que a dose é inversamente proporcional à distância fonte-superfície.

Como os tratamentos da região pélvica realizados no Clinac são feitos com um SSD de 100 cm, será necessária a aplicação de um fator de correção ( $F_{SSD}$ ) no cálculo da dose medida.

O valor encontrado para as incertezas associadas à dependência SSD é da ordem de 0,06% com 68,27% de nível de confiança ( $1\sigma$ ).



**Figure 5.2-5: Fatores de Correção para SSD.**

**c) Filtro**

A utilização de um filtro durante o procedimento de irradiação atenua o feixe externo, então, conforme os diferentes tipos de filtros utilizados no tratamento, 15°, 30° e 45° e 60° as medidas de dose absorvida decrescem de acordo com a área do campo regular fixo 10 x 10 cm<sup>2</sup>.

Foram selecionados os filtros mais utilizados nos tratamentos regulares do serviço de radioterapia do INCA, sendo eles: 15°, 30°, 45°. A Tabela 5.2-5 apresenta os fatores de correção, devido ao uso dos filtros, encontrados.

**Tabela 5.2-5: Fatores de Correção para Filtro.**

Filtro	Clinac 600C	S <sub>M</sub> (%)
	6 MV	
15°	0,996	0,60
30°	0,998	0,92
45°	1,001	1,50
EDW	-	1,73



### 5.2.3. Análise das Incertezas

No presente trabalho a avaliação das incertezas é parte importante para o processo de análise dos resultados encontrados e conforme apresentado anteriormente, todas as incertezas avaliadas são de caráter experimental.

A Tabela 5.2-6 abaixo mostra os resultados encontrados para as incertezas de cada parâmetro avaliado nas medidas com TLD.

**Tabela 5.2-6: Incerteza para cada parâmetro utilizado que pode fazer parte do cálculo da dose.**

Parâmetro	Incerteza $S_M$ %
$\bar{M}$	0,40
$N_{cal}$	1,62
$\left[ \frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2$	0,02
$F_{lin}$	0,07
$F_{ang}$	0,01
$F_{DFS}$	0,06
$F_{energia}$	1,01
$F_{camp}$	0,01
$F_{filtro}$ (filtro de 15°)	0,60
$F_{filtro}$ (filtro de 30°)	0,92
$F_{filtro}$ (filtro de 45°)	1,50
$F_{filtro}$ (EDW)	1,73

### 5.3. Estudo da Resposta do Dosímetro Semicondutor

#### 5.3.1. Dependências Físicas

##### a) Ângulo de Incidência

##### *Dependência Direcional Axial*

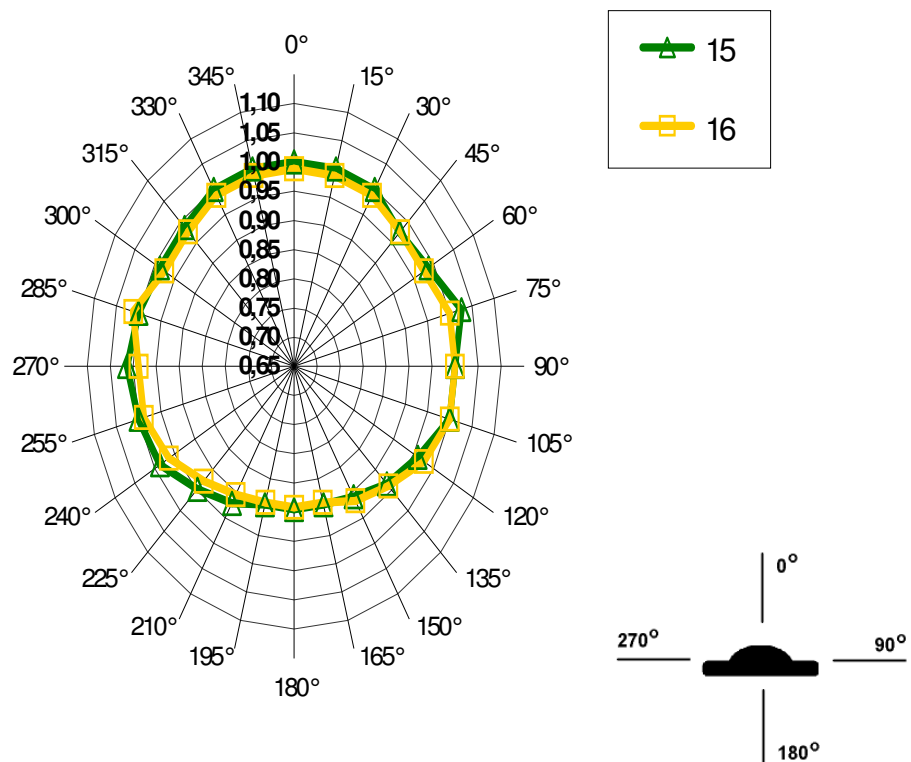
A seguir são apresentados os resultados das leituras normalizadas em  $0^\circ$  para irradiações com feixes direcionados axialmente. As variações das leituras ocorrem com a irradiação na região sensível do diodo girando  $360^\circ$  ao seu redor.

Com o resultado das medidas realizadas com os diodos QED (Figura 5.3-1) pode-se observar que houve uma variação superior a 1% em torno do eixo de simetria, o que já era de se esperar devido a sua construção, e os fatores de correção serão aplicados em ângulos simétricos ao eixo vertical no intervalo de  $0^\circ$ - $180^\circ$ . A Tabela 5.3-1 apresenta os valores da correção axial.

Vale lembrar que o fator de correção para o ângulo é determinado pelo inverso das leituras normalizadas.

**Tabela 5.3-1: Fatores de correção do ângulo na dependência direcional axial para os diodos QED.**

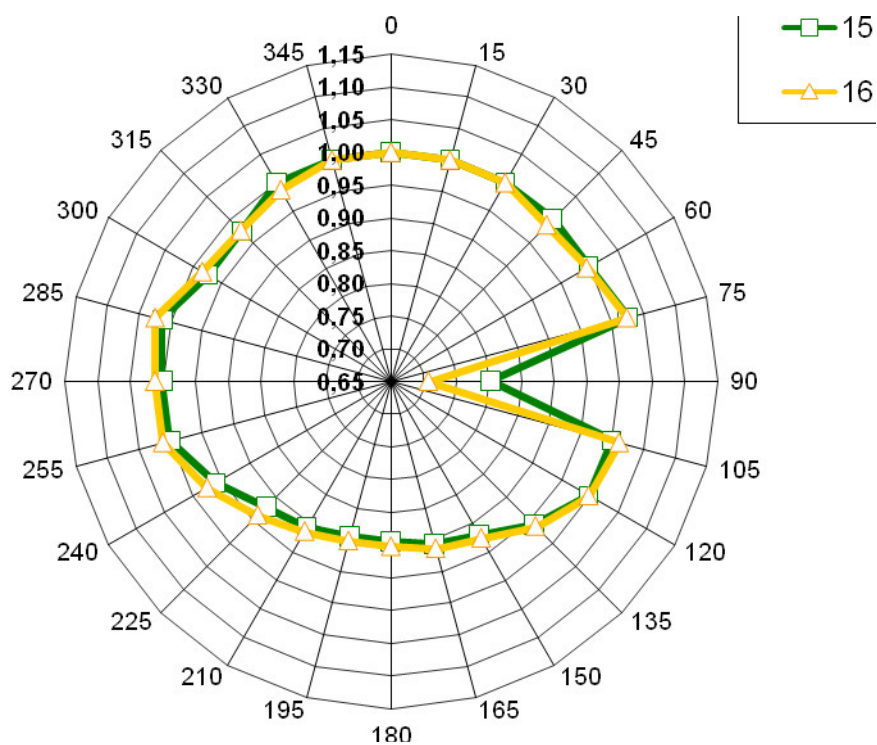
Fatores de Correção do Ângulo ( $F_{AX}$ )			$S_M$ (%)
Ângulo	QED 15	QED 16	
$0^\circ$	1,000	1,0000	0,09
$45^\circ$	1,0201	1,0201	0,09
$60^\circ$	1,0133	1,0133	0,09



**Figura 5.3-1: Dependência direcional axial dos diodos QED (6-12MV).**

### ***Dependência Direcional Transversal***

Os resultados da dependência direcional com irradiações de feixes direcionados transversalmente em relação ao eixo longitudinal permitem que o diodo seja utilizado dentro de uma pequena faixa de incidência em torno de seu eixo, cerca de  $\pm 15^\circ$ , como mostra o comportamento das respostas no gráfico da Figura 5.3-2. No momento do posicionamento do diodo no paciente é possível fixá-lo dentro desse ângulo de 15%. A simetria dos ângulos opostos ao eixo 90°-270° define o comportamento geométrico do detector e a necessidade de atribuir ou não um fator de correção às leituras.



**Figura 5.3-2: Dependência direcional transversal dos diodos QED.**

Podemos ver que com os diodos QED ocorreu uma variação significativa na resposta do detetor na angulação entre 75° e 105°. Isto é devido à incidência do feixe pelo lado onde se encontrava o cabo do detetor. De acordo com o tratamento do paciente, se for necessário o posicionamento do diodo nesta angulação, deverá se aplicar os fatores de correção apresentados na Tabela 5.3-2. Na tabela abaixo constam apenas os valores dos fatores de correção referentes ao semicírculo superior do gráfico, pois é a região de interesse deste tipo de diodo. As incertezas associadas a esta dependência é da ordem de 0,09% para  $1\sigma$ .

**Tabela 5.3-2: Fatores de Correção do Ângulo na Dependência Direcional Transversal para Diodos QED.**

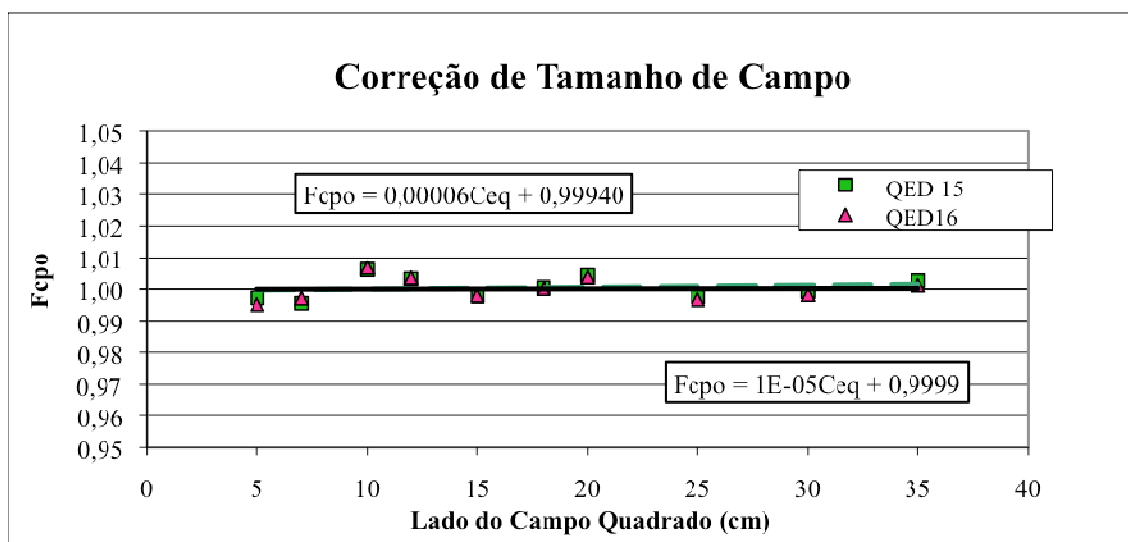
Fator de Correção do Ângulo ( $F_{tr}$ )		
Ângulo	QED 15	QED16
15°	1	1
30°	1	1

45°	0,9737	0,9845
60°	0,9737	0,9737
345°	1	1
330°	1	1
315°	1	1
300°	1	

### 5.3.2. Dependências Geométricas

#### a) Tamanho de Campo

Foram realizadas medidas para diferentes tamanhos de campo nas mesmas condições de irradiação no Clinac 600C e foi determinado o fator de correção  $F_{Cpo}$ . A figura abaixo (Figura 5.3-3) apresenta o resultado da resposta do diodo aos diferentes tamanhos de campo para o feixe de 6 MV corrigido para a câmara de ionização. A Tabela 5.3-3 mostra os fatores de correção encontrados para a energia de 6 MV.



**Figura 5.3-3: Fatores de Correção para Tamanho de Campo.**

**Tabela 5.3-3: Equações Para Obtenção dos Fatores de Correção dos Diodos em Função do Campo Equivalente.**

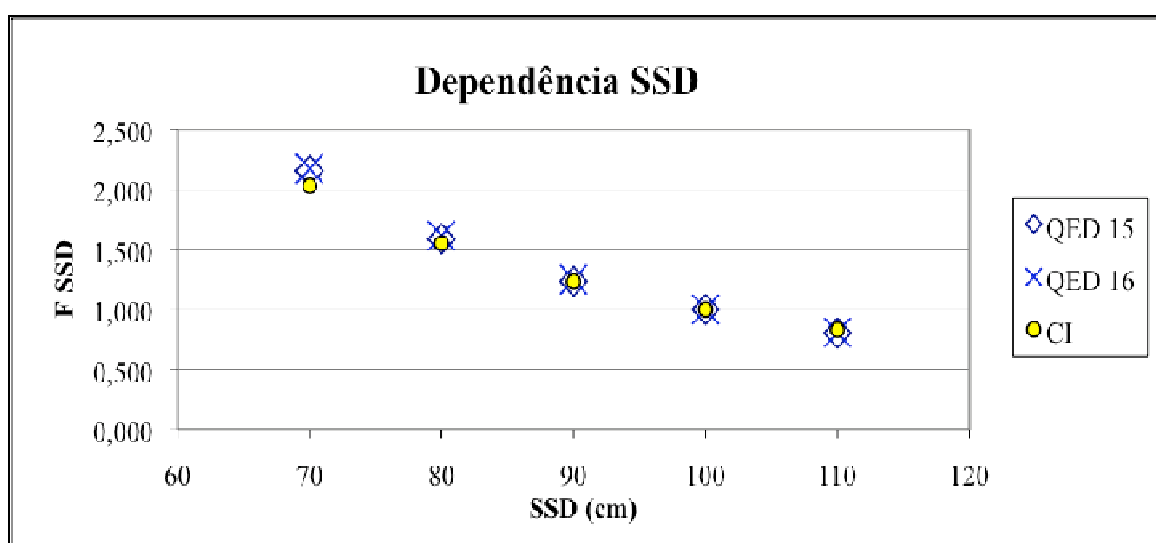
Diodos	Fator Campo ( $F_{Cpo}$ )	$S_M$ (%)
QED 15	$F_{Cpo} = 0,00006C_{eq} + 0,99940$	0,01
QED 16	$F_{Cpo} = 0,00001C_{eq} + 0,9999$	0,01

**c) Distância Fonte Superfície**

Os resultados das leituras realizadas em diferentes SSD com os diodos e a câmara de ionização estão normalizados para leituras em um SSD de 100 cm na unidade Clinac 600C. Estes valores estão representados graficamente na Figura 5.3-4.

Da mesma maneira que foram realizadas com TLD, as leituras com os diodos foram efetuadas simultaneamente com a câmara de ionização, sob um campo regular de irradiação com 10 cm de lado, na superfície da água sólida e também comprovam que a dose é inversamente proporcional à distância fonte-superfície.

Como os tratamentos da região pélvica realizados no Clinac são feitos com um SSD de 100 cm, será necessária a aplicação de um fator de correção ( $F_{SSD}$ ) no cálculo da dose medida. As incertezas associadas são da ordem de 0,08% para  $1\sigma$ .



**Figura 5.3-4: Leituras Normalizadas em 100 cm de Distância Fonte Superfície (SSD) - Clinac 600C.**

**c) Filtro**

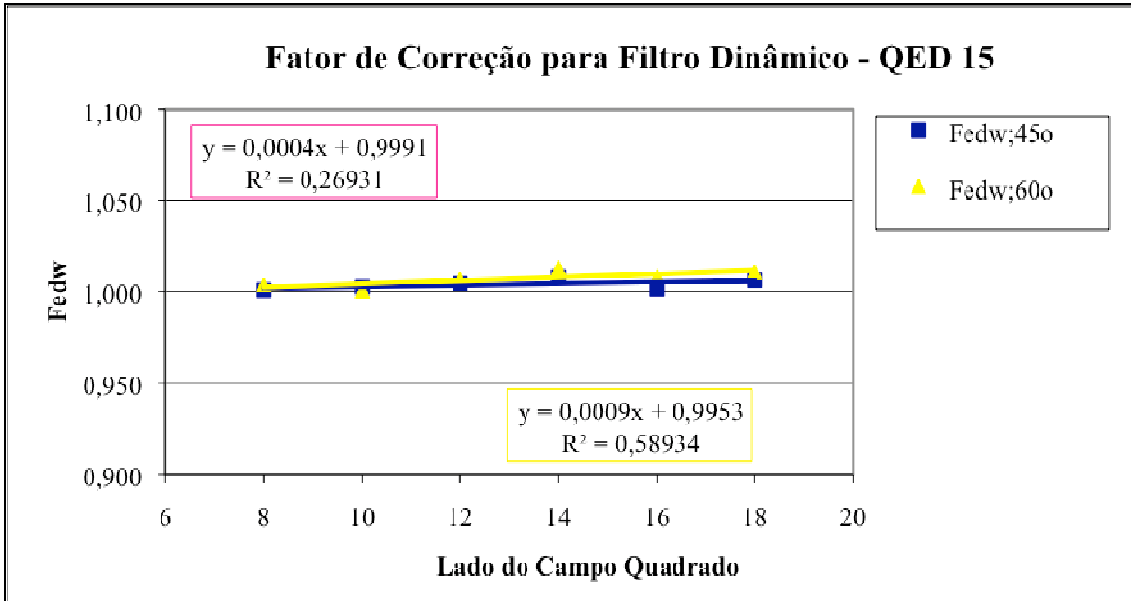
Para realizar o estudo no acelerador Clinac 600C, foram selecionados apenas os filtros mais aplicados ao tratamento da região pélvica, ou seja, os filtros de 45° e 60° e campos de irradiação variando de 8x8, 10x10, 12x12, 14x14, 16x16 a 18x18 cm<sup>2</sup> de lado. Os resultados sempre são comparados com os da câmara de ionização e podem ser aplicados em caso de irradiações de campos de lados irregulares (Figura 5.3-5). As Tabelas 5.3-4 e 5 apresentam as equações para o fator filtro dos diodos QED obtidas com o ajuste linear das medidas do diodo, corrigidas pela medida da câmara de ionização.

**Tabela 5.3-4: Equações do filtro 45° com o diodo, corrigidas pela câmara de ionização.**

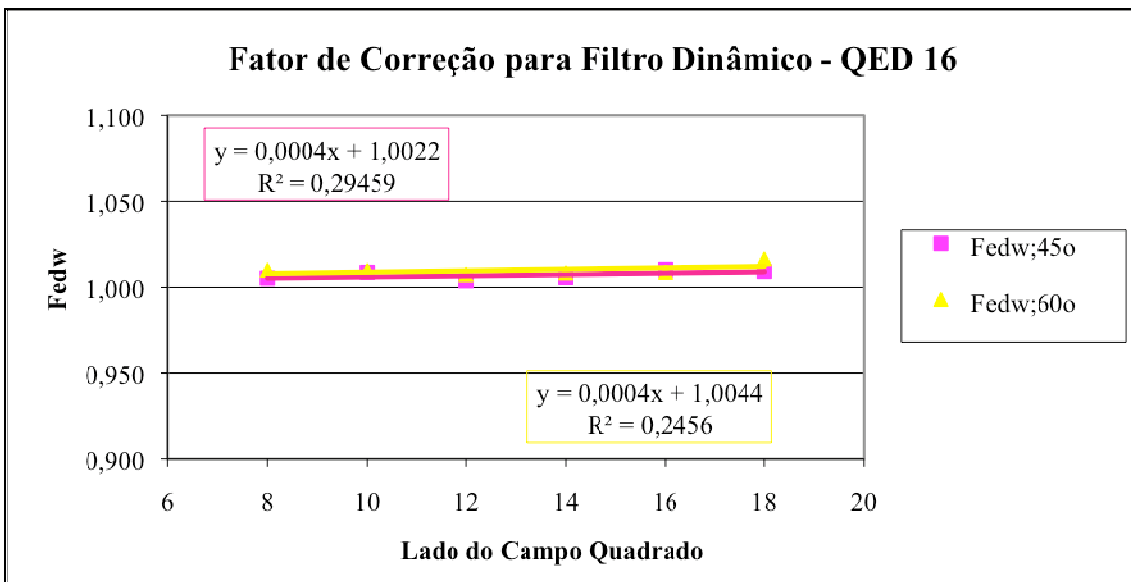
<b>Filtro 45°</b>	<b>Equação para FF</b>	<b>S<sub>M</sub> (%)</b>
QED 15	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 0,9991$	1,20
QED 16	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 1,0022$	1,20

**Tabela 5.3-5: Equações do filtro 60° com o diodo, corrigidas pela câmara de ionização.**

<b>Filtro 60°</b>	<b>Equação para FF</b>	<b>S<sub>M</sub> (%)</b>
QED 15	$F_F = 0,0009(C_{eq}) + 0,9953$	1,20
QED 16	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 1,0044$	1,20



**Figura 5.3-5: Fatores de correção do filtro dinâmico de acordo com o tamanho de campo, para o QED 15.**



**Figura 5.3-6: Fatores de correção do filtro dinâmico de acordo com o tamanho de campo, para o QED 16.**



A Tabela 5.3-6 apresenta os valores do desvio padrão entre os fatores de correção do filtro dinâmico de 45° e 60° medidos com a câmara de ionização e os valores dos fatores de correção do filtro dinâmico de 45° e 60 ° medidos com o diodo.

Podemos verificar que o diodo QED 15 apresenta respostas com desvios menores em relação aos da câmara de ionização se comparado ao diodo QED 16.

**Tabela 5.3-6: Desvio padrão entre os FF obtidos com CI e com o diodo QED para os campos de irradiação de lado 8, 10, 12, 14,16 e 18x18 cm<sup>2</sup> na Unidade Clinac 600C.**

<b>Filtros</b>	<b>45°</b>	<b>60°</b>
QED 15	0,4%	0,7%
QED 16	0,7%	1%

### **5.3.3. Análise das Incertezas**

No presente trabalho a avaliação das incertezas é parte importante para o processo de análise dos resultados encontrados e conforme apresentado anteriormente, todas as incertezas avaliadas são de caráter experimental.

A Tabela 5.3-6 abaixo mostra os resultados encontrados para as incertezas de cada parâmetro avaliado nas medidas com diodo.

**Tabela 5.3-6: Incerteza para cada parâmetro utilizado que pode fazer parte do cálculo da dose.**

<b>Parâmetro</b>	<b>Incerteza S<sub>M</sub> %</b>
$\bar{M}$	0,8
N <sub>cal</sub>	2
$\left[ \frac{\text{DFS} - d_s}{\text{DFS} - d_{\max}} \right]^2$	0,02
F <sub>lin</sub>	0,01
F <sub>ang</sub>	0,09
F <sub>DFS</sub>	0,08
F <sub>energia</sub>	0,99
F <sub>camp</sub>	0,01
F <sub>filtro</sub> (filtro de 15°)	0,55
F <sub>filtro</sub> (filtro de 30°)	0,7
F <sub>filtro</sub> (filtro de 45°)	1,2
F <sub>filtro</sub> (EDW)	1,8

## 5.4. Medidas com Simulador de Corpo Humano Antropomórfico

Dois tratamentos de pelve foram simulados e executados em um simulador de corpo humano antropomórfico do sexo feminino. O primeiro tratamento consistiu na irradiação de um campo anterior e dois laterais, de dimensões 20 x 20 cm<sup>2</sup>, sem auxílio de modificadores de feixe.

Para avaliar a precisão da dose administrada no volume alvo, a dose medida pelo dosímetro ( $D_m$ ) após as irradiações no simulador de corpo humano, foi comparada com a dose calculada pelo sistema de planejamento ECLIPSE ( $D_{PLAN}$ ) e com o valor da dose calculada manualmente ( $D_C$ ) pela planilha desenvolvida pelo PQRT.

### 5.4.1. Dose Medida com TLD

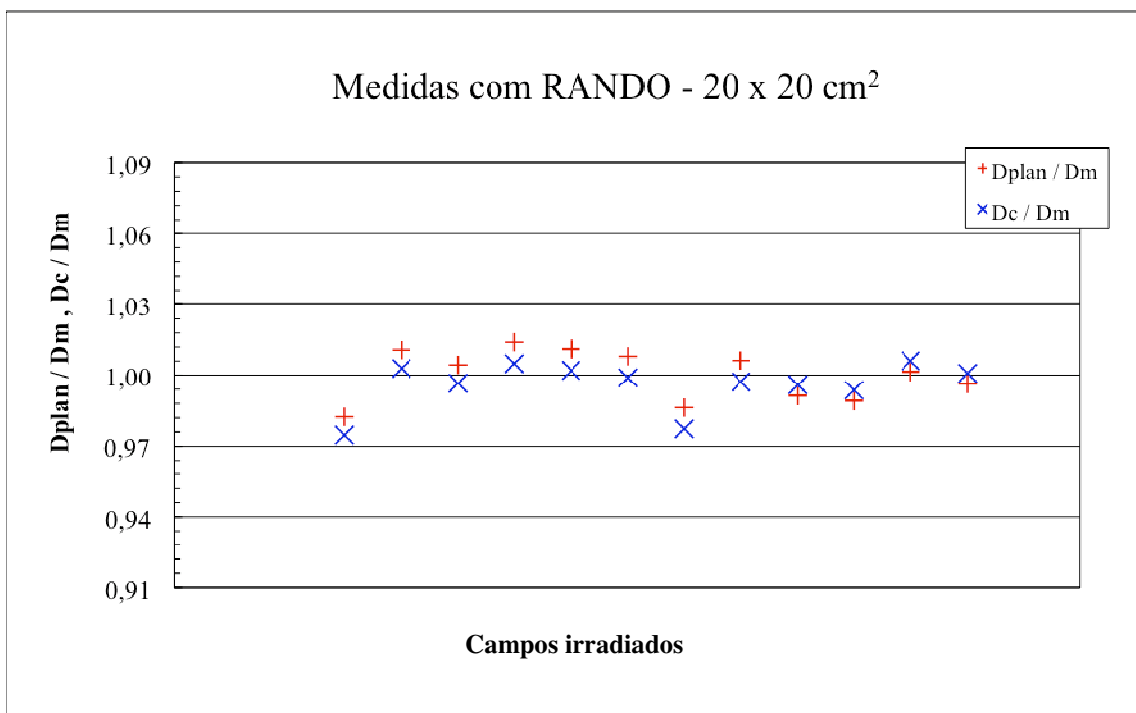
Na comparação  $D_C/D_m$  e  $D_{PLAN}/D_m$ , as medidas realizadas no simulador de corpo humano mostraram-se coerentes e com uma diferença percentual máxima entre as doses menor do que 0,4%, o que confirma a eficácia do método utilizado para a avaliação da dose. Estes resultados apresentados na Tabela 5.4-1 e Figura 5.4 – 1 abaixo, ratificam o critério estabelecido do limite aceitável entre a diferença da dose medida e calculada para este procedimento que é de  $\pm 3\%$ .

Conforme descrito no item 4.6, cada medida foi feita com um par de TLD e repetida duas vezes em cada um dos três campos, com isso apresentamos abaixo a resposta individual de cada TLD irradiado.

Tabela 5.4-1: Resultados das doses medidas com TLD durante simulação do primeiro tratamento com o RANDO – comparação entre as doses medidas e calculadas.

Nº de TLD	Dplan/DM	Desvio Dplan/Dm	Dc/Dm	Desvio Dc/Dm	Dif Dplan/Dm, Dc/Dm
1	0,982	-1,8%	0,975	-2,5%	-0,8%
2	1,011	1,1%	1,003	0,3%	-0,8%
3	1,004	0,4%	0,997	-0,3%	-0,8%
4	1,014	1,4%	1,005	0,5%	-0,9%
5	1,011	1,1%	1,002	0,2%	-0,9%
6	1,008	0,8%	0,999	-0,1%	-0,9%
7	0,986	-1,4%	0,977	-2,3%	-0,9%

8	1,006	0,6%	0,997	-0,3%	-0,9%
9	0,991	-0,9%	0,996	-0,4%	0,5%
10	0,989	-1,1%	0,994	-0,6%	0,5%
11	1,002	0,2%	1,006	0,6%	0,5%
12	0,996	-0,4%	1,001	0,1%	0,5%



**Figura 5.4-1: Medidas realizadas com RANDO, utilizando TLD em campo de irradiação de 20 x 20 cm<sup>2</sup>, sem a presença de filtro.**

No segundo tratamento simulado, foram utilizados três campos de irradiação com dimensões 10 x 10 cm<sup>2</sup> e um filtro de 30° que foi aplicado apenas aos campos laterais. O gráfico (Figura 5.4-2) e a tabela abaixo apresentam os resultados individuais de cada TLD utilizado na realização das medidas.

Tabela 5.4-2: Resultados das doses medidas com TLD durante simulação do segundo tratamento com o RANDO – comparação entre as doses medidas e calculadas.

Nº de TLD	Dplan/Dm	Dif Dplan/Dm	Dc/DM	Dif Dc/DM	Dif Dplan/Dm, Dc/DM
1	0,989	-1,1%	0,996	-0,4%	0,8%
2	0,985	-1,5%	0,992	-0,8%	0,8%
3	0,994	-0,6%	1,002	0,2%	0,8%
4	0,986	-1,4%	0,988	-1,2%	0,2%
5	1,003	0,3%	1,004	0,4%	0,2%
6	0,981	-1,9%	0,983	-1,7%	0,2%
7	1,002	0,2%	1,003	0,3%	0,2%
8	0,988	-1,2%	0,989	-1,1%	0,2%
9	0,991	-0,9%	0,994	-0,6%	0,3%
10	0,977	-2,3%	0,979	-2,1%	0,3%
11	1,013	1,3%	1,016	1,6%	0,3%
12	0,985	-1,5%	0,988	-1,2%	0,3%

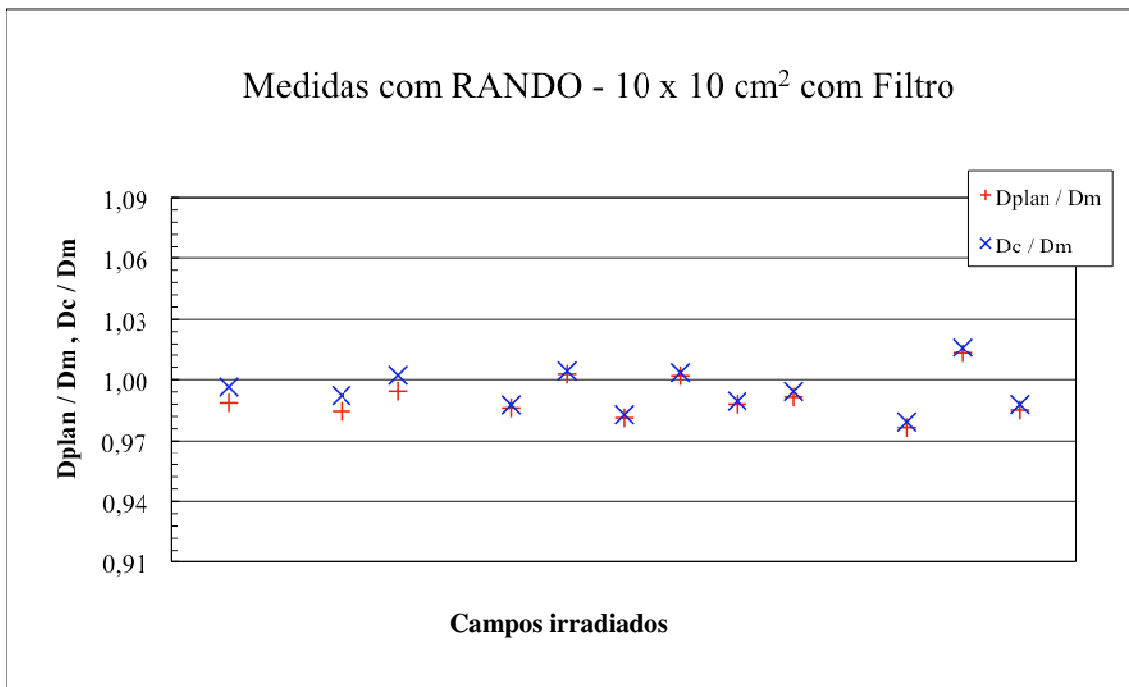


Figura 5.4-2: Medidas realizadas no RANDO, utilizando TLD em campo de irradiação de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, com de filtro 30°.

Assim como o primeiro planejamento, os resultados do segundo planejamento simulado mostraram-se bastante satisfatórios, apresentando um desvio percentual menor que 0,3% na comparação entre  $D_C/D_m$  e  $D_{PLAN}/D_m$ .

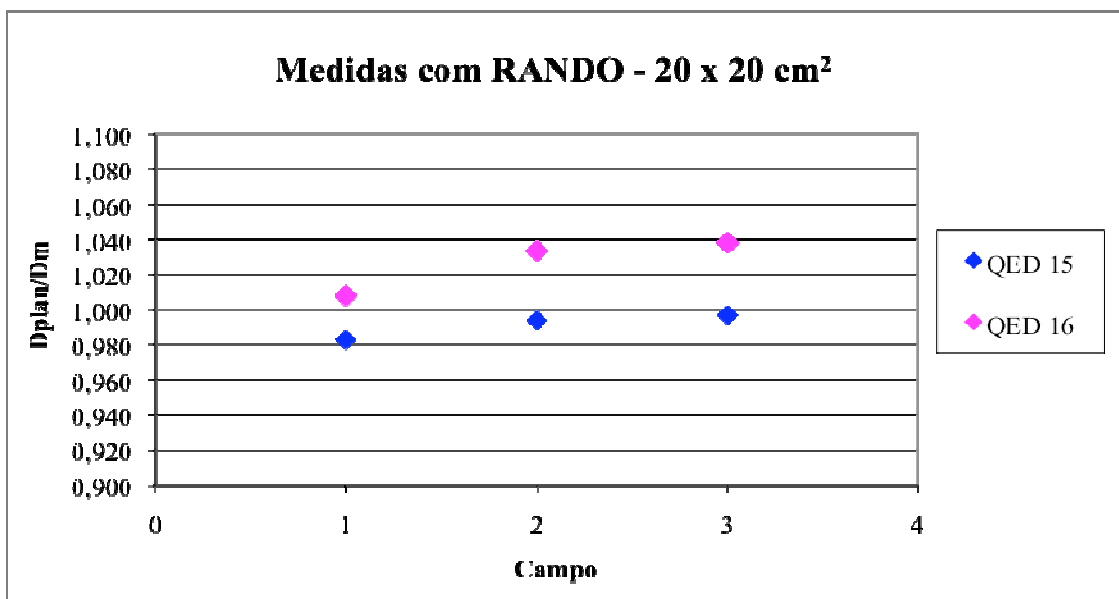
#### 5.4.2. Dose Medida com Diodo

Os dois tratamentos simulados no ECLIPSE foram repetidos para a realização das medidas utilizando dosímetros semicondutores. As figuras seguintes (Figura 5.4-3 e 4), assim como as tabelas (Tabela 5.4-3 e 4) apresentam os resultados encontrados.

Abaixo estão apresentados os resultados encontrados após simulação do primeiro tratamento de região pélvica realizado no simulador de corpo humano antropomórfico, irradiações feitas sem utilização de filtro.

Tabela 5.4-3: Resultados das doses medidas com diodo durante simulação do primeiro tratamento com o RANDO – comparação entre as doses medidas e calculadas.

QUED 15				QUED 16			
Dplan	Dm	Dplan/Dm	Dif Dplan/Dm	Dplan	Dm	Dplan/Dm	Dif Dplan/Dm
64,7	65,83	0,983	-1,7%	64,7	64,19	1,008	0,8%
116,3	117	0,994	-0,6%	116,3	112,5	1,034	3,4%
118,7	119,1	0,997	-0,3%	118,7	114,3	1,038	3,8%



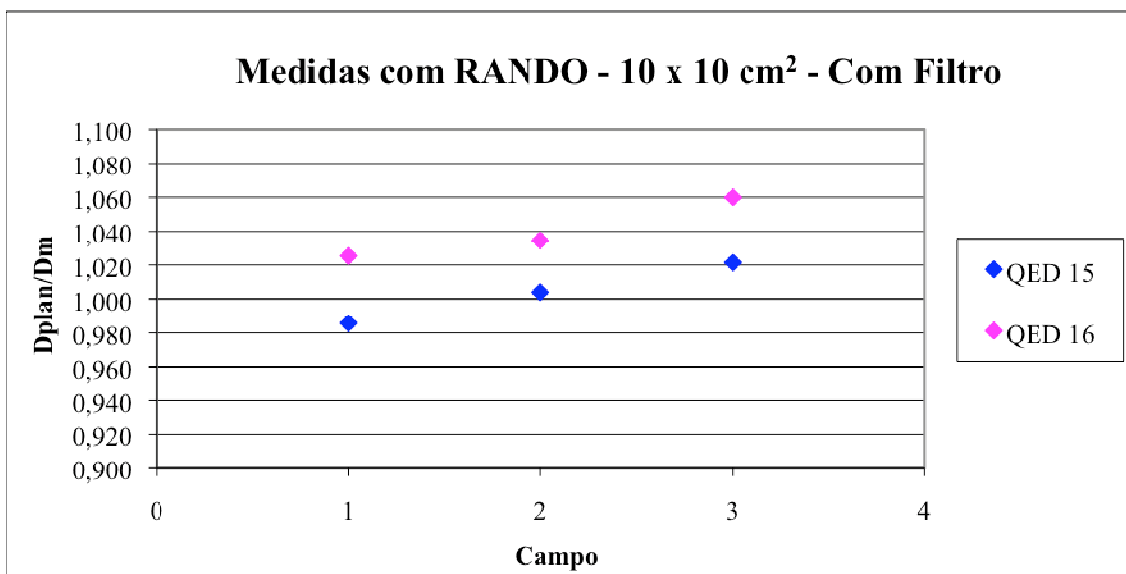
**Figura 5.4-3: Medidas realizadas no RANDO, utilizando os diodos QED 15 e 16 em campo de irradiação de 20 x 20 cm<sup>2</sup>.**

Os resultados mostram que na comparação  $D_{PLAN} / D_m$ , as medidas realizadas no RANDO foram bastante satisfatórias e com uma diferença percentual máxima entre as doses de -0,9 para o diodo 15 e 2,7 para o diodo 16. Assim como para os TLD, estes resultados ratificam o critério estabelecido do limite aceitável entre a diferença da dose para este procedimento que é de  $\pm 3\%$ .

Abaixo apresentam-se os resultados encontrados após simulação do segundo tratamento de pelve realizado no RANDO, utilizando filtro de 30° nos campos laterais.

**Tabela 5.4-4: Resultados das doses medidas com diodo durante simulação do segundo tratamento com o RANDO – comparação entre as doses medidas e calculadas.**

QUED 15				QUED 16			
Dplan	Dm	Dplan/Dm	Dif Dplan/Dm	Dplan	Dm	Dplan/Dm	Dif Dplan/Dm
66	66,96	0,986	-1,4%	66	64,36	1,025	2,5%
125	124,1	1,004	0,4%	125	120,4	1,035	3,5%
127	124,4	1,021	2,1%	127	119,9	1,060	6,0%



**Figura 5.4-4: Medidas realizadas no RANDO com os diodos QED 15 e 16 – em campo de radiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> com filtro.**

A comparação  $D_{PLAN}/D_m$  apresenta resultados satisfatórios para as doses medidas com o QED 15, onde a diferença percentual máxima entre as doses foi de 0,4. Por outro lado, o diodo QED 16 apresentou uma diferença percentual máxima entre as doses de 4,0. Este valor está acima do limite aceitável para medidas com simulador de corpo humano antropomórfico.

A razão de dose planejada e medida com os parâmetros de planejamento, demonstram que o diodo QED 15 é o mais adequado para as medidas *in vivo*, por apresentar resultados menores dentro do percentual aceitável  $\pm 3\%$ .

A possível mudança do fator de calibração do diodo QED 16 pode afetar os resultados e justificar os valores mais elevados para o percentual da razão entre dose planejada e medida em ambas as irradiações.



## 5.5. Medidas *In Vivo*

Os bons resultados obtidos com as medidas realizadas no simulador de corpo humano antropomórfico validam todas as etapas anteriores a esta no processo dosimétrico e permitem o início seguro das irradiações *in vivo*.

Para ambos os detectores, as medidas foram realizadas em pacientes do INCA durante suas sessão regulares de radioterapia, no Clinac 600C com fótons de 6 MV.

No que diz respeito a análise de incertezas, o máximo valor determinado para as incertezas inerentes às medidas *in vivo*, está em função do uso de todos os parâmetros envolvidos no processo de cálculo da dose segundo a Equação 4.4-3. No presente trabalho o valor máximo das incertezas calculadas para as médias com TLD estão na ordem de 2,41% com 68,27% de nível de confiança ( $1\sigma$ ) quando utilizados todos os parâmetros. E 2,76% para as medidas com diodo.

A configuração do tratamento, assim como a utilização de modificadores de feixe é o que determina quais parâmetros serão utilizados no cálculo da dose de entrada medida. O que significa que nem todos os parâmetros entram no cálculo da dose todas as vezes. Desta maneira, quando a sua quantidade é reduzida ao menor valor, as incertezas das medidas também diminuem. Neste trabalho, para a quantidade mínima de parâmetros, o valor das incertezas é de 1,65% para medidas com TLD e 1,68% para medidas com diodo, ambos para  $1\sigma$ .

A Tabela 5.5-1 mostra os resultados das incertezas para cada parâmetro avaliado nas medidas realizadas com ambos os detectores.

**Tabela 5.5-1: Incertezas para cada parâmetro utilizado nas medidas com Diodo e TLD.**

Parâmetro	Incerteza $S_M$ %	
	Diodo	TLD
$\bar{M}$	2,5	2,88
$N_{cal}$	2,0	1,62
$\left[ \frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2$	0,02	0,02
$F_{lin}$	0,01	0,07
$F_{ang}$	0,09	0,01

$F_{DFS}$	0,08	0,06
$F_{energia}$	0,99	1,01
$F_{camp}$	0,01	0,01
$F_{filtro}$ (filtro de 15°)	0,55	0,60
$F_{filtro}$ (filtro de 30°)	0,7	0,92
$F_{filtro}$ (filtro de 45°)	1,2	1,50
$F_{filtro}$ (EDW)	1,8	1,73

### 5.5.1. Medidas *In Vivo* com Dosímetro TL

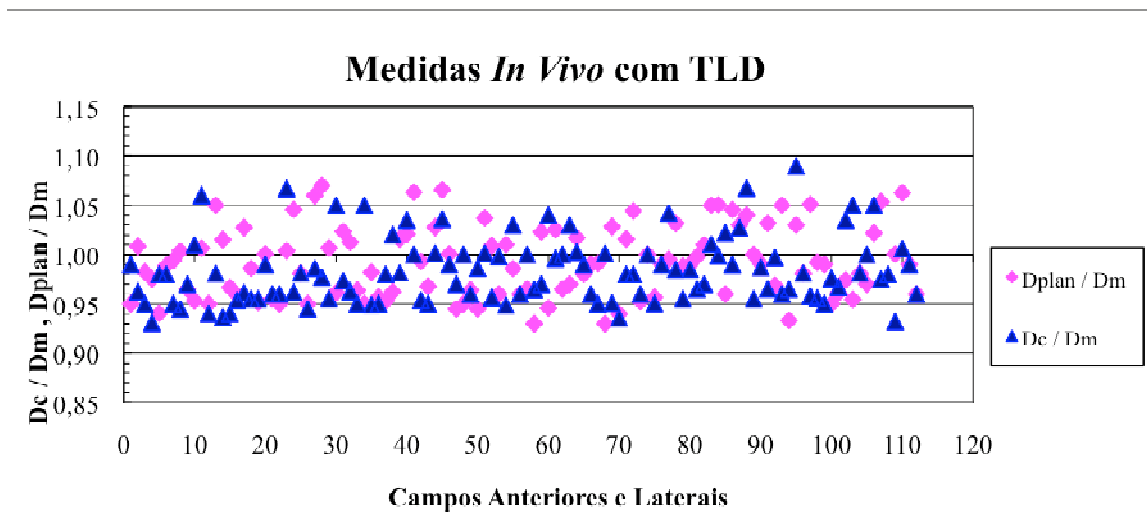
A dosimetria com o TLD foi realizada durante o tratamento de 62 pacientes, somando um total de 112 campos irradiados, sendo eles campos anteriores e laterais direito e esquerdo. Conforme procedido na análise de resultados das medidas com o simulador de corpo humano, as doses de entrada planejadas (Dplan), calculadas (Dc) e medidas (Dm) nas dosimetrias *in vivo* também foram comparadas.

Na Tabela 5.5-2 apresentamos o resumo do total de campos irradiados e o percentual destes, cujo resultado da comparação das doses permaneceu dentro do limite aceitável de  $\pm 5\%$  para medidas *in vivo*.

**Tabela 5.5-2: Total de campos medidos e percentual de campos dentro do intervalo de tolerância ( $\pm 5\%$ ), para as medidas realizadas com TLD.**

<b>Campo Irradiado (6 MV)</b>	<b>Total de campos medidos</b>	<b>Campos dentro do limite de <math>\pm 5\%</math></b>	<b>% de medidas dentro da tolerância</b>
Anterior	54	47	87
Lateral Direito	30	29	97
Lateral Esquerdo	28	26	93

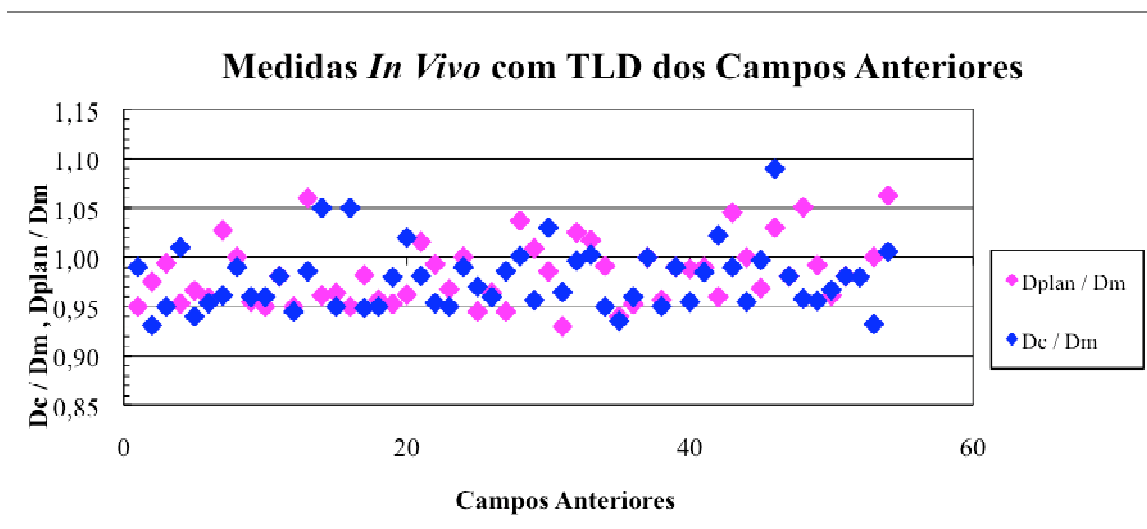
A Figura 5.5-1 apresenta o resultado geral de todos os campos irradiados na realização da dosimetria *in vivo*.



**Figura 5.5-1: Medidas *in vivo* com dosímetro termoluminescente.**

Os resultados mostram que dos 112 campos medidos, a comparação das doses de entrada calculadas e planejadas apresentaram valores similares em 80% dos casos. Em 89 campos analisados, a diferença nos valores das doses manteve-se dentro do limite aceitável de  $\pm 5\%$ , para medidas *in vivo*.

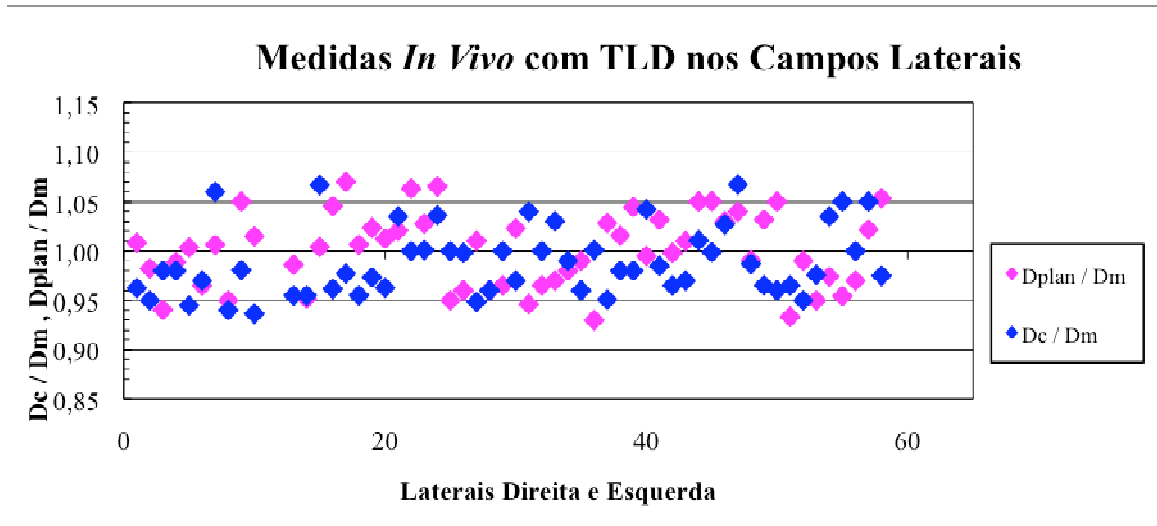
O gráfico Figura 5.5-2 mostra os resultados das doses medidas nos campos anteriores.



**Figura 5.5-2: Resultados das doses medidas com TLD nos campos anteriores.**

De um total de 54 campos anteriores irradiados, a comparação das doses manteve-se dentro do limite aceitável  $\pm 5\%$ , em 47 medidas, o que representa um 87% de casos dentro do limite.

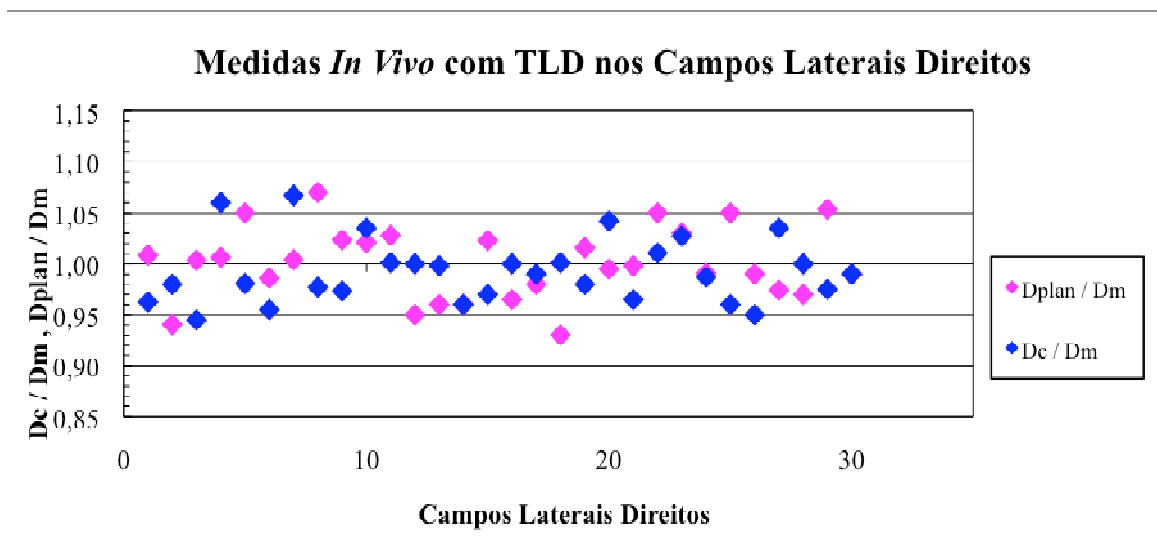
A Figura 5.5-3 mostra os resultados das doses medidas apenas nos campos laterais direitos e esquerdos.



**Figura 5.5-3: Resultados das doses medidas com TLD nos campos laterais.**

88% dos campos laterais apresentaram a comparação de doses  $D_c/D_m$ ,  $D_{plan}/D_m$  dentro do limite aceitável para medidas *in vivo*.

As figuras 5.5-4 e 5.5-5 mostram os resultados dos campos laterais separadamente. 30 campos laterais direitos foram irradiados e 29 apresentaram resultados dentro do limite estabelecido. Para os laterais esquerdos, os resultados mostram que dos 28 campos irradiados 26 apresentaram valores de dose dentro do limite recomendado.



**Figura 5.5-4: Resultados das doses medidas com TLD nos campos laterais direitos.**

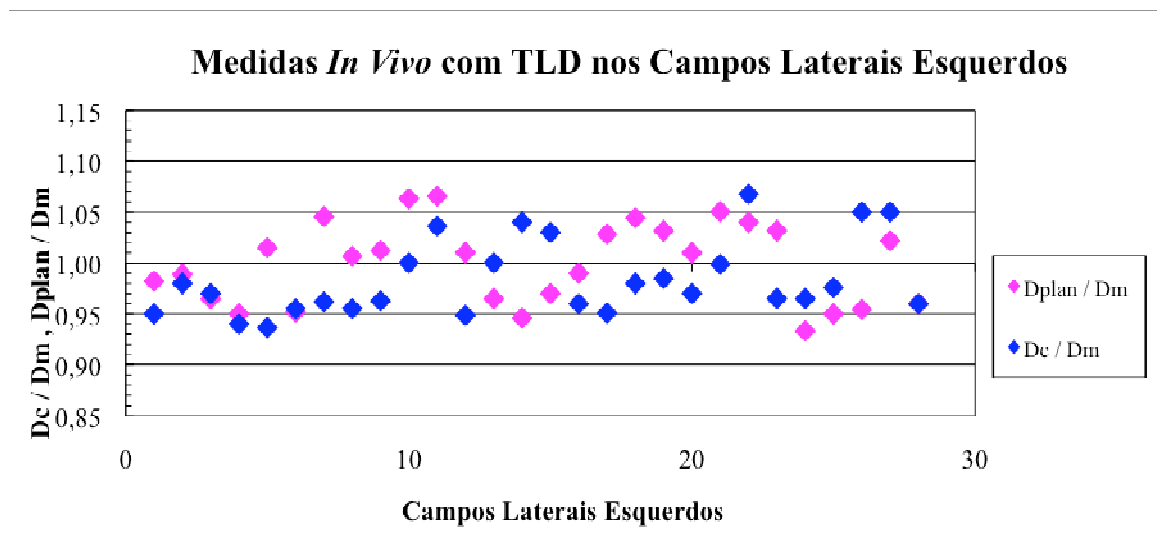
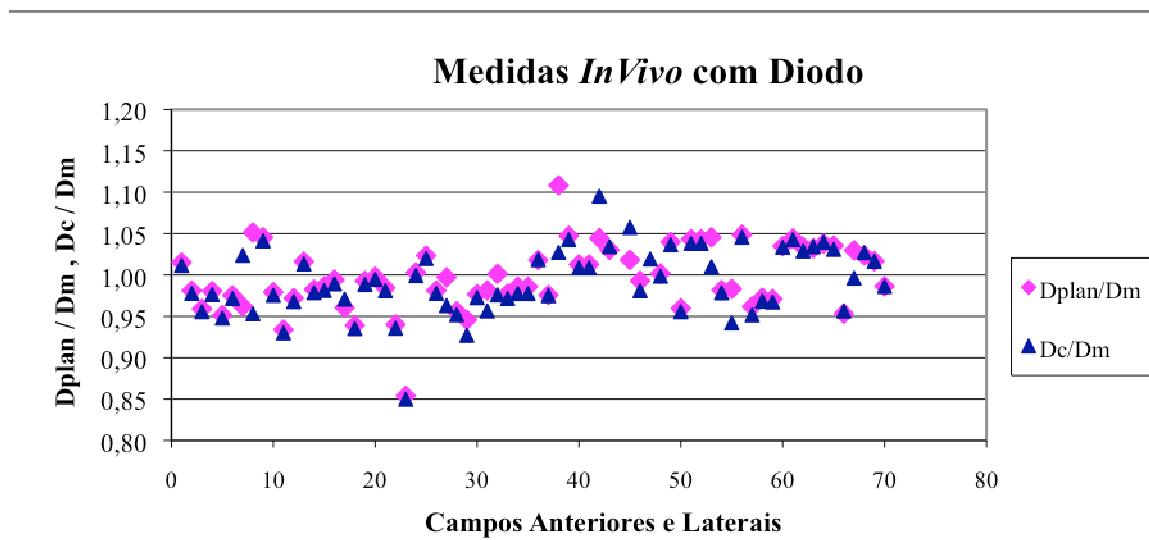


Figura 5.5-5: Resultados das doses medidas com TLD nos campos laterais esquerdos.

### 5.5.2. Medidas *In Vivo* com Dosímetro Semicondutor

O dosímetro semicondutor QED 15, de 6-12MV, foi escolhido para ser o diodo utilizado nas medidas *in vivo*, devido ao melhor desempenho mostrado nos testes de aceitação e na simulação do tratamento de região pélvica com o simulador de corpo humano antropomórfico.

A dosimetria com o QED foi feita durante o tratamento na pelve de 25 pacientes, foram irradiados e medidos um total de 70 campos. A Figura 5.5-6 apresenta o resultado das medidas.

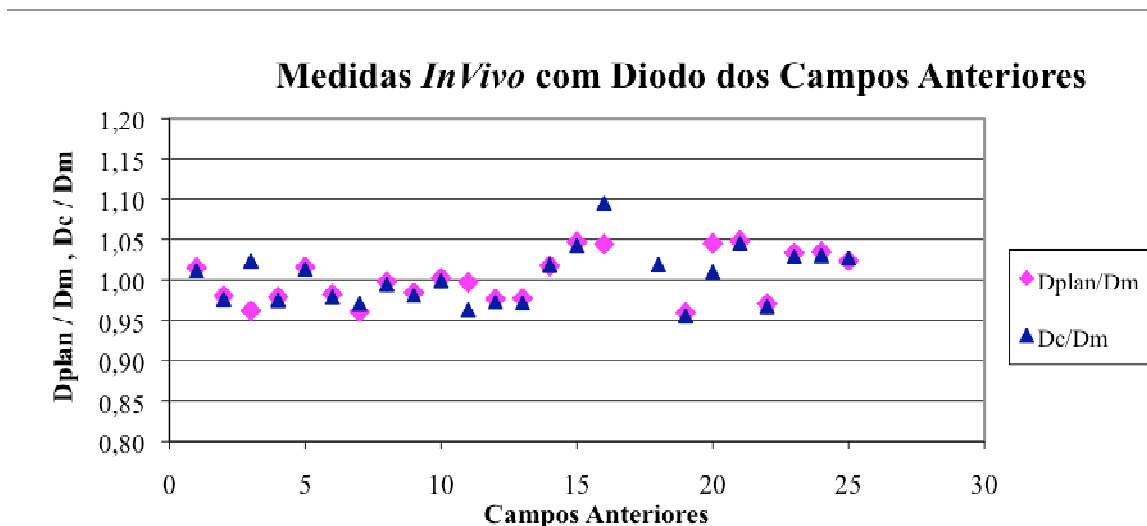


**Figura 5.5-6: Comparação das doses medidas, calculadas e planejadas com o diodo QED 15.**

Assim como nas medidas com TLD, os resultados com diodo também se mostram satisfatórios. A comparação das doses calculadas e planejadas apresentaram valores similares em 86% dos casos, onde a diferença entre os valores das doses manteve-se dentro do limite aceitável de  $\pm 5\%$ , para medidas *in vivo*.

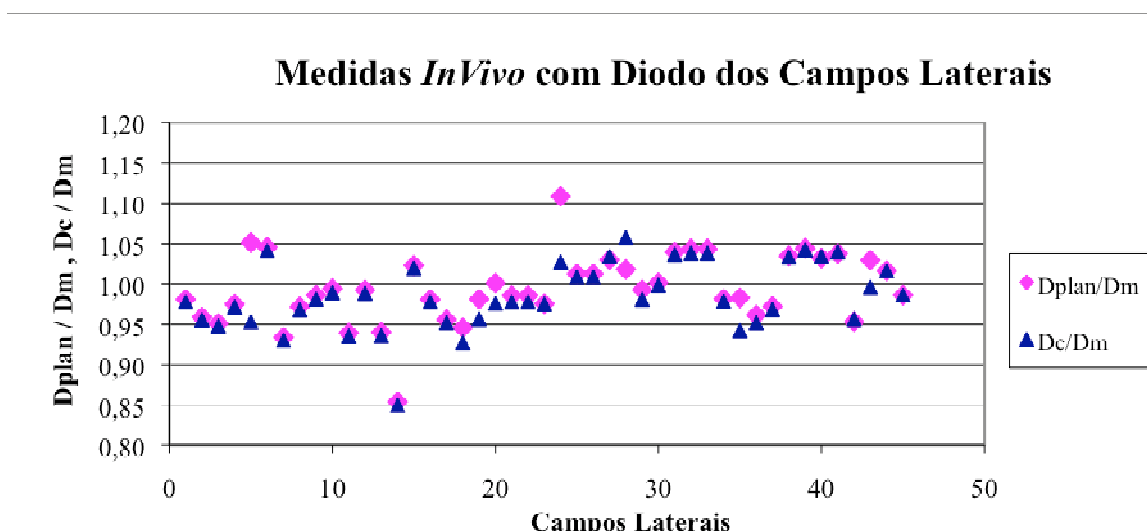
Na Figura 5.5-6 observaram-se alguns valores de dose totalmente fora do esperado, apresentando desvios de até 15% entre as doses calculadas e planejadas. O deslocamento do diodo do centro do campo de irradiação durante o tratamento mostra-se a causa deste resultado, uma vez que ao deslocar-se, o detector muda toda a configuração da medição. O restante dos campos apresentam resultados aceitáveis.

A Figura 5.5-7 apresenta os resultados das doses medidas apenas para campos anteriores. Os resultados de doses medidas nos campos anteriores mostraram que de um total de 25 campos, 23 apresentaram comparação de dose dentro do limite de  $\pm 5\%$ . 92% dos campos anteriores irradiados apresentaram valores de doses planejadas e calculadas similares com as doses medidas pelo diodo.



**Figura 5.5-7: Resultados das doses medidas com diodo nos campos anteriores.**

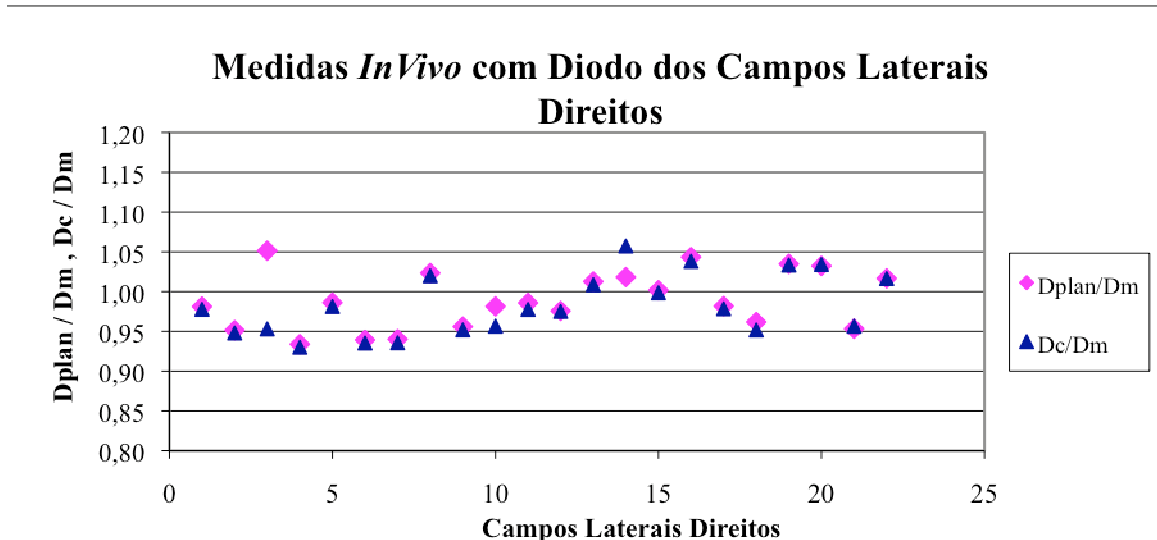
A Figura 5.5-8 apresenta os resultados das doses medidas nos campos laterais esquerdo e direito, onde 45 campos laterais foram irradiados. A comparação das doses planejadas, calculadas e medidas mostra que 82% dos casos encontram-se dentro do limite aceitável para medidas *in vivo*.



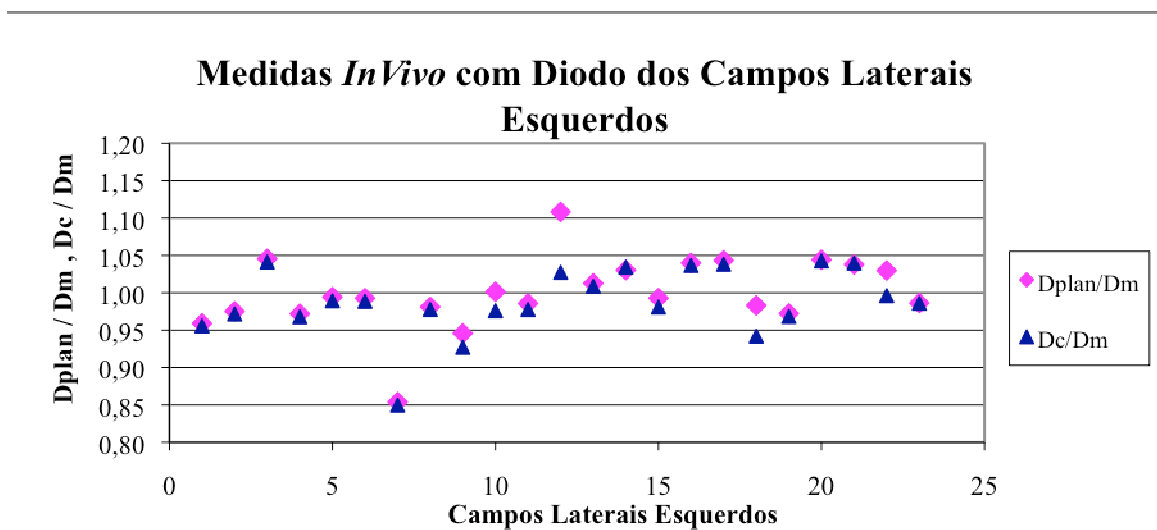
**Figura 5.5-8: Resultados das doses medidas com diodo nos campos laterais.**

Os resultados dos campos laterais estão apresentados separadamente nas Figuras 5.5-9 e 10. Dos 22 campos laterais direitos medidos, 18 apresentaram resultados dentro do limite

de  $\pm 5\%$ . Para os laterais esquerdos, (Figura 5.5-10) os resultados mostram que dos 23 campos irradiados 20 apresentaram valores de dose dentro do limite recomendado.



**Figura 5.5-9: Resultados das doses medidas com diodo nos campos laterais direitos.**



**Figura 5.5-10: Resultados das doses medidas com diodo nos campos laterais esquerdos.**

Na Tabela 5.5-3 podemos observar o total de campos irradiados e o percentual destes, cujo resultado da comparação das doses permaneceu dentro do limite aceitável para medidas *in vivo*.



**Tabela 5.5-3: Total de campos medidos e percentual de campos dentro do intervalo de tolerância ( $\pm 5\%$ ), para as medidas realizadas com Diodo.**

<b>Campo Irradiado (6 MV)</b>	<b>Total de campos medidos</b>	<b>Campos dentro do limite de <math>\pm 5\%</math></b>	<b>% de medidas dentro da tolerância</b>
Anterior	25	23	92
Lateral Direito	22	18	82
Lateral Esquerdo	23	20	87

As incertezas associadas às medidas realizadas nos três campos estudados, com ambos os detectores utilizados são mostradas na Tabela 5.5-4 abaixo.

**Tabela 5.5-4: Campos irradiados e percentual de incertezas associadas, para TLD e Diodo.**

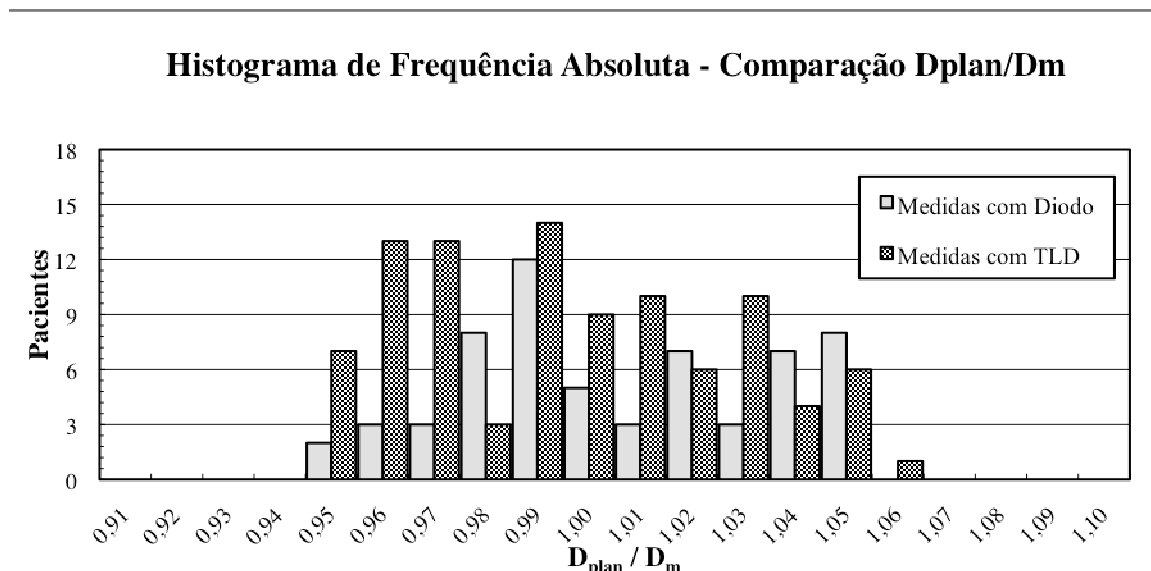
<b>Campo Irradiado</b>	<b>Incerteza <math>S_M</math> %</b>	
	<b>Diodo</b>	<b>TLD</b>
Anterior	2,31	3,0
Lateral Direito	2,81	3,40
Lateral Esquerdo	2,37	3,56

As Figuras 5.5-11 e 5.5-12 apresentam os histogramas de frequência absoluta para todas as medidas realizadas com ambos os detectores, mostrando separadamente as comparações de dose planejada e medida ( $D_{plan}/D_m$ ) e calculada e medida ( $D_c/D_m$ ). Os histogramas evidenciam a correta correlação entre dose planejada e medida ( $D_{plan}/D_m$ ) e calculada e medida ( $D_c/D_m$ ) dentro do limite estabelecido de  $\pm 5\%$  para as medidas *in vivo*.

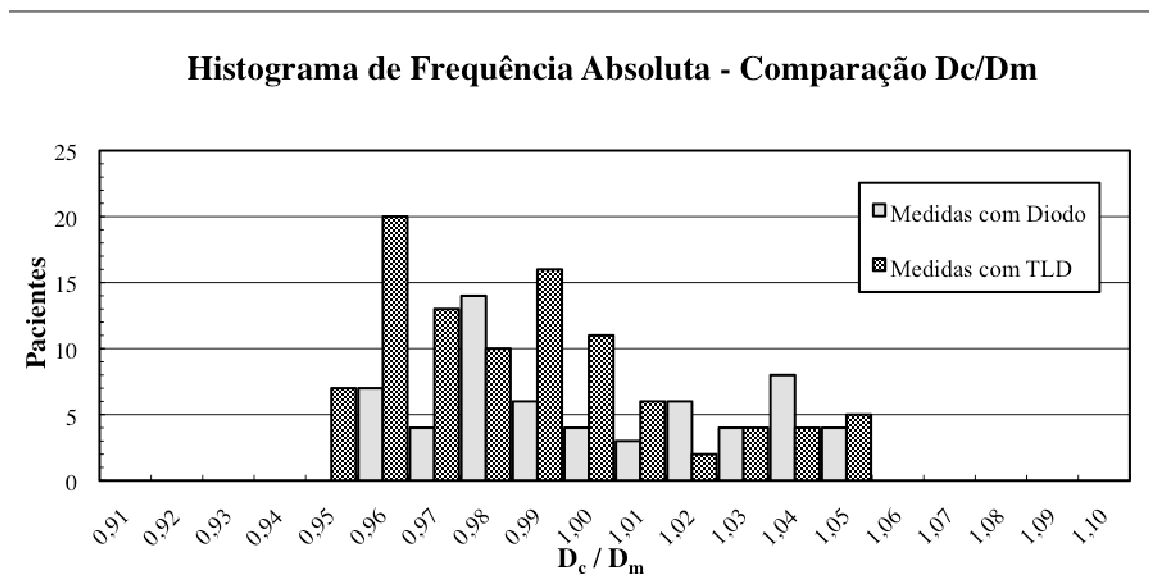
Ambos histogramas evidenciam o resultado encontrado para as medidas totais, incorporando todos os três campos irradiados por paciente. Tomando como base a dose

planejada, que é o valor de dose a ser esperado, as medidas *in vivo* realizadas com TLD mostram que 86% das doses medidas pelo dosímetro (Dm) encontram-se dentro do limite de variação permitido quando comparadas com Dplan. Para a dosimetria realizada com diodo os resultados mostram que 87% das doses medidas encontram-se em similaridade com as doses planejadas.

Os resultados da comparação entre as doses medidas (Dm) e as doses calculadas pela planilha do PQRT (Dc) mostram que as medidas realizadas com TLD, 87% dos casos encontram-se dentro do limite de  $\pm 5\%$  de diferença entre as doses. E para as medidas feitas com diodo, 86% das doses calculadas pela planilha encontram-se em similaridade com as doses medidas pelo dosímetro.



**Figura 5.5-11: Histograma de frequência absoluta para todas as medidas *in vivo* realizadas com TLD e Diodo – comparação entre doses planejada e medida.**



**Figura 5.5-12: Histograma de frequência absoluta para todas as medidas *in vivo* realizadas com TLD e Diodo – comparação entre a dose calculada pela planilha do PQRT e a medida.**

A Tabela 5.5-5 mostra os resultados encontrados para as incertezas associadas à comparação de  $D_{plan}/D_m$  e  $D_c/D_m$ , para um nível de confiança  $1\sigma$ .

**Tabela 5.5-5: Incertezas associadas às comparações entre as doses planejadas, calculadas e medidas.**

Comparação de doses planejadas, calculadas e medidas	Incerteza $S_M$ %	
	Diodo	TLD
$D_{plan}/D_m$	0,38	0,31
$D_c/D_m$	0,38	0,28

A comparação entre as doses planejadas, medidas pelos detectores e calculadas independentemente pela planilha desenvolvida pelo PQRT foi uma constante no presente trabalho, a fim de poder assegurar que os resultados estivessem dentro do limite recomendado para medidas *in vivo*.

As doses calculadas pela planilha do PQRT apresentaram resultados satisfatórios com valores próximos aos valores de dose planejados, o que torna este método independente de cálculo uma ferramenta confiável para este fim. Ou seja, se o serviço onde se realizem as medidas *in vivo* não dispor de um sistema de planejamento computadorizado como o ECLIPSE ou algum outro similar, o método independente de cálculo poderia ser utilizado para a comparação com a dose medida com a mesma confiança.

Entretanto, deve-se ressaltar a importância de que todos os procedimentos realizados nas etapas que precedem às irradiações *in vivo* sejam seguidos corretamente.

## VI. CONCLUSÃO

A radioterapia envolve uma sequência complexa de procedimentos bem estabelecidos, que devem ser cuidadosamente estudados e seguidos. Com uma equipe bem treinada, a fim de diminuir os erros humanos e a utilização adequada de todos os fatores de correção, a realização de medidas *in vivo* em tratamentos radioterápicos, pode ser um excelente aliado para o controle de qualidade do tratamento em seu conjunto. Os resultados obtidos nas medições do presente trabalho estão em conformidade com outros estudos encontrados na literatura, confirmando que a dosimetria TL e os diodos podem ser utilizados como uma ferramenta eficiente de controle para garantir a qualidade dos tratamentos na radioterapia.

Todas as instituições que possuem serviço de radioterapia utilizam algum método para verificação do tratamento. Porém, muitas vezes, esta verificação consiste apenas da manutenção técnica e do controle da qualidade dos equipamentos utilizados no tratamento. É de suma importância que todas as clínicas e hospitais que praticam a radioterapia, tenham uma rotina de processo dosimétrico que envolva os procedimentos para a realização de medidas *in vivo*. Sendo que este método deve ser prático e simples, para que não atrapalhe a rotina de trabalho dos serviços de radioterapia.

Neste trabalho os dosímetros semicondutores do tipo semi-esférico e o TLD-100 foram detalhadamente estudados. Os estudos foram realizados a fim de averiguar o comportamento dos detectores devido às suas dependências físicas e geométricas. Para cada dependência estudada, o respectivo fator de correção foi determinado. Também foram realizados testes de aceitação e a calibração de ambos os detectores.

Previamente à dosimetria *in vivo*, foram realizados estudos com o simulador antropomórfico Alderson, simulando tratamentos da região pélvica, conforme planejamento feito pelo sistema ECLIPSE. Os resultados de ambos os detectores mostraram que todas as diferenças encontradas entre os valores de dose calculados pelo sistema de planejamento e pelo método independente, mantiveram-se dentro do limite aceitável de  $\pm 3\%$ , para medidas com simulador, o que indica que o sistema de dosimetria procedido com os dois detectores é preciso.

A realização das medidas *in vivo*, visam corroborar a dose de entrada no paciente, portanto, o fato de ser feminino ou masculino não interfere no resultado, uma vez que a

geometria estabelecida para estas medidas apenas avaliam a dose na região de interesse, independentemente da anatomia interna de cada sexo.

Obter um bom resultado com o simulador valida todas as etapas anteriores do processo dosimétrico e garante que não exista nenhum erro grosseiro nos valores encontrados para os fatores de correção.

Os bons resultados apresentados nas medidas realizadas com o diodo QED-15, indicam que o conjunto dosimétrico utilizado mostrou-se viável para seu uso em dosimetria *in vivo* para a faixa de energia utilizada (6MV).

Toda realização de medidas *in vivo* em pacientes, requer necessariamente um estudo prévio dos métodos e detectores a serem utilizados. Os resultados obtidos com a dosimetria *in vivo* para ambos os detectores foram satisfatórios, não somente para a comparação de valores, mas também para a identificação de possíveis causas de erros e dificuldades que podem aparecer durante a rotina de tratamento.

Para as medidas *in vivo* realizadas com o dosímetros TL, 80% apresentaram diferenças entre os valores de dose calculados, TPS e manual, dentro do limite aceitável de  $\pm 5\%$ . Já com o uso do diodo, 85% dos pacientes apresentaram valores de doses similares.

Apesar dos resultados se mostrarem satisfatórios, podemos verificar que as medições com os dois sistemas dosimétricos apresentaram um número relativamente considerável de pacientes, cuja diferença entre a dose medida e calculada ultrapassou o limite aceitável de  $\pm 5\%$ . Este número representa 20% dos pacientes medidos com dosímetros TL e 15% para os avaliados com diodo.

Alguns fatores explicam estes resultados, uma vez que foi descartada a possibilidade de erro no preenchimento da planilha desenvolvida para o cálculo da dose, cujas informações são provenientes da ficha de cada paciente e da ficha de irradiação preenchida no momento da medição *in vivo*.

O posicionamento incorreto do detector no centro do campo de irradiação, a deslocação do detector, a movimentação involuntária do paciente durante o tratamento, mudanças nas dimensões do paciente de acordo com seu peso e a inobservância da utilização de modificadores de feixes, são apontadas como as causas de erro mais comumente detectadas, o que exige máxima atenção por parte do técnico na hora do tratamento.

Em um sistema adotado como rotina, as doses destes pacientes devem ser reavaliadas e persistindo a diferença acima dos 5%, deve ser feita uma análise mais profunda e detalhada de cada caso, pois alguma característica muito particular do tratamento pode ser a causa da discrepância nos resultados.

A possibilidade de erro nos fatores de correção pode ser descartada, uma vez que os resultados das medidas realizadas no simulador de corpo humano se mostram coerentes.

Os resultados deste trabalho confirmam que os diodos semicondutores QED e os dosímetros TL são eficientes e adequados às medidas *in vivo*, podendo ser utilizados em um programa de controle de qualidade. O diodo apresenta a vantagem de uma leitura imediata da dose administrada no paciente, possibilitando a correção do tratamento antes da próxima sessão de radioterapia, caso seja necessário. Ao se utilizar detectores termoluminescentes, faz-se necessário um intervalo maior entre a irradiação do paciente e a leitura do detector.

Em contrapartida, as medidas *in vivo* realizadas com TLD interferem bem menos na rotina do serviço de radioterapia. Ao contrário do diodo, o TLD não necessita de equipamento eletrônico auxiliar. O que é uma vantagem, para que a entrada e saída da sala de tratamento, para posicionamento e retirada do dosímetro, seja mais rápida, portanto é um detector com maior facilidade de utilização.

Os estudos sobre as respostas de ambos os dosímetros durante o tratamento na região pélvica fazem parte de um programa de pesquisa em dosimetria *in vivo* do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT), com a finalidade de disponibilizar um conjunto dosimétrico para cada unidade de tratamento do Instituto Nacional de Câncer (INCA). Para isso ficam as sugestões de trabalhos futuros utilizando diodos: estudo da degradação ou perda de sensibilidade do diodo com a dose acumulada; a influência do diodo na dose administrada no ponto de interesse (centro do tumor); a avaliação comparativa da Unidade de tratamento de  $^{60}\text{Co}$  utilizando diodo Isorad-p (cilíndrico) e dosímetros TL assim como o estudo da resposta do diodo Isorad para feixe de elétrons de altas energias. Para o detector TL, estudos de medidas *in vivo* de outras neoplasias, medições em outros locais do corpo e em outras faixas de energia podem ser desenvolvidos.

Apesar dos resultados mostrarem que tanto o dosímetro TL quanto o semicondutor podem ser utilizados para dosimetria *in vivo*, não é possível afirmar qual dosímetro seja

melhor, pois cada um tem as suas qualidades, vantagens e desvantagens. Dependendo do local a ser irradiado ou do tipo de tratamento, pode ser que um dosímetro seja mais adequado do que o outro àquela situação. Caberá então ao grupo de controle de qualidade de cada serviço, analisar qual dos dois tipos se encaixa melhor à sua rotina.

Relatamos a importância da incorporação desta prática à rotina dos serviços de radioterapia. Uma diferença de dose acima de 5% em uma única sessão do paciente tem um impacto pequeno no tratamento como um todo, uma vez que este tem em média 25 sessões. Caso este erro seja detectado no início, sua correção poderá ser feita antes mesmo da próxima sessão. Caso contrário, ele irá se perpetuar ao longo de todo o tratamento, causando um grande impacto na qualidade e efeitos deste.

O presente trabalho mostra informações detalhadas sobre todas as etapas do processo de dosimetria *in vivo*, a fim de propor procedimentos a serem seguidos nos casos de tratamento de câncer na região pélvica com a utilização de feixes externos de fótons, de maneira a contribuir para a dosimetria *in vivo* como parte da rotina dos serviços de radioterapia.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CHUNG, K.C., **Introdução à Física Nuclear**. 1 ed. Rio de Janeiro, uerj, 2001.
- [2] PODGORSK, E.B., **Radiation Physics for Medical Physicists**. 1 ed. Germany, Springer, 2006.
- [3] KRAFT, G. “The Impact of Nuclear Science on Medicine”, **Nuclear Physics A654**, pp. 1058-1067, 1999.
- [4] CARDOSO, E.M., **Aplicações da Energia Nuclear**. Apostila Educativa da Comissão Nacional de Energia Nuclear. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/ensino/apostilas/aplica.pdf>>. Acesso em: jan 2004.
- [5] BONMATÍ, J. “Spanish Radiology in the second half of the XX century: a view from inside”, **European Journal of Radiology** v. 67, n. 3, pp. 378-383, Set. 2008.
- [6] HARVEY, C.J. “Principles of Radiology”, **Surgery (Oxford)** v. 26, n. 6, pp. 235-238, Jun 2008.
- [7] HABRAND, J.-L., SCHNEIDER, R., ALAPETITE, C., *et al.* “Proton Therapy in Pediatric Skull Base and Cervical Canal Low-Grade Bone Malignancies”, **International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics\*Physics** v. 71, n. 3, pp. 672-675, Jul 2008.
- [8] LEER, J.W.H., MCKENZIE, A.L., SCALLIET, P., *et al.* **Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy**. 1 ed, Booklet 4, Brussels, ESTRO, 2004.
- [9] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures**, ICRU Publications, Report 24, Washington DC, 1976.
- [10] THWAITES, D., SCALLIET, P., LEER, J.W., *et al.* “Quality Assurance in Radiotherapy”, **Radiotherapy and Oncology**, n. 35, pp. 61-73, 1995.
- [11] VIAMONTE, A.M. **Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Posta para Uso em Programas de Qualidade em Radioterapia com Feixes de Fótons em Condições de Não-Referência**. Dissertação de M.Sc., IRD, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2003.

- [12] SOUZA, R. S., ANJOS, M. J., “Comparação Entre os Protocolos IAEA/TRS-277 e IAEA/TRS-398 para Dosimetria em Feixes de Elétrons com Câmaras de Ionização Cilíndricas”, **INCA**, Rio de Janeiro, 2004.
- [13] KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, 2<sup>a</sup> ed, NY, John Wiley and Sons, 1989.
- [14] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, TG-21. **A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beam**. Med. Phys. 10 (6), Nov/Dec 1983.
- [15] TRS–398. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica, 2000.
- [16] TECDOC 1151. **Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad**. Viena, Agência Internacional de Energia Atômica, 2000.
- [17] TRS–277. **Absorbed Dose Determination in Photons and Electrons Beams: an International Code of Practice**. 2 ed, Vienna, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [18] TRS–381. **The Use of Plain end Parallel Chambers in the High Energy Electrons and Photons Beams: an International Code of Practice for Dosimetry**. Vienna, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [19] VOORDECKERS, M., GOOSSENS, H., RUTTEN, J., *et al.* “The Implementation of *in vivo* Dosimetry in a Small Radiotherapy Department”, **Radiotherapy and Oncology** v. 47, pp. 45-48, 1998.
- [20] SETTINERI, N., PERGOLIZZI, S., RAFFAELE, L., *et al.* “External Radiation Therapy Boost to the Vaginal Vault: Feasibility of Intracavitary Dosimetry Using a Commercial Diode System”, **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics** v. 44, n. 1, pp. 221-226, 1999.
- [21] FERREIRA, I.H., DUTREIX, A., BRIDIER, A. *et al.* “The ESTRO-Quality Assurance Network (EQUAL)”. **Radiotherapy and Oncology** v. 55, pp. 273-284, 2000.
- [22] DERREUMAUX, S., CHAVAUDRA, J., BRIDIER, A., *et al.* “A European quality assurance network for radiotherapy: Dose measurement procedure”, **Phys.**

- Med. Biol.** v. 40, pp. 1191-1209, 1995.
- [23] PINHEIRO, D.L.L. **Implementação da Dosimetria Termoluminescente para Controle de Qualidade, Calibração e Planejamento num Serviço de Radioterapia.** Dissertação de M.Sc., USP, Ribeirão Preto, SP, 2001.
- [24] SHAKESHAFT, J.T., MORGAN, H.M., SIMPSON, P.D. “*In Vivo* Dosimetry Using Diodes as a Quality Control Tool – Experience of 2 Years and 2000 Patients”, **The British Journal of Radiology** v. 72, pp. 891-895, 1999.
- [25] ADEYEMI, A., LORD, J. “An Audit of Radiotherapy Patient Doses Measured with *In Vivo* Semiconductor Detectors”, **The British Journal of Radiology** v. 70, pp. 399-408, 1997.
- [26] DANIELS, F., BOYD, C. E SAUNDERS, D. “Thermoluminescence as a Research Tool”, **Science** v.117, pp. 343-349, 1953.
- [27] BANJADE, D.P., RAJ, T.A., NG, B.S., *et al.* “Entrance Dose Measurement: A Simple and Reliable Technique”, **Medical Dosimetry** v. 28, n. 2, pp. 73-78, 2003.
- [28] GREENE, S., PRICE, R.A. “Energy and Angular Anisotropy Optimization of a p-type Diode for *In Vivo* Dosimetry in Photon-Beam Radiotherapy”, **Radiation Protection Dosimetry** v. 116, pp. 152-159, 2005.
- [29] HUYSKENS, D., BOGAERTS, R., VERSTRAET, J., *et al.* **Practical Guidelines for the Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose).** 1 ed, Booklet 5, Brussels, ESTRO, 2001.
- [30] TECDOC 734. **Techniques Used for In Vivo Dosimetry.** Viena, Agência Internacional de Energia Atômica, 1994.
- [31] YAPARPALVI, R., FONTENLA, D., YU, L., *et al.* “Radiation Therapy of breast carcinoma: confirmation of prescribed dose using diodes”, **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics** v. 35, pp. 173-183, 1996.
- [32] MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. “O que é Câncer”. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=322](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322)>. Acesso em janeiro, 2009.

- [33] VIEGAS, C.C.B. **Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para Feixes de Elétrons em Radioterapia**. Dissertação de D.Sc., Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.
- [34] DYK, J.V. **The Modern Technology of Radiation Oncology**, 1<sup>a</sup> ed, Madison, Medical Physics Publishing, 1999.
- [35] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa 2008, Incidência de Câncer no Brasil**. Ministério da Saúde, INCA, 2007.
- [36] MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Programa Nacional de Controle do Tabagismo e outros Fatores de Risco de Câncer**, 2<sup>a</sup> ed, 2003.
- [37] WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). PROGRAMA NACIONAL DE CONTROLE DE CÂNCER. “Políticas e Diretrizes de Gestão”. Geneve, Suíça, 1993.
- [38] MARKS, J. M., “Cancers of the Head and Neck”. In: Khan, F. M., Potish, R. A. (Eds) **Treatment Planning in Radiation Oncology**, 1<sup>st</sup> Ed., chapter 18, Maryland, USA, Williams & Wilkins, 1998.
- [39] BERDAK, M.F., CALDAS, L.V.E., “Implantação de um Programa de Controle de Qualidade de um Acelerador Linear de 6 MeV de Fótons”, **Radiologia Brasileira**, v. 34, n. 5, São Paulo, 2001.
- [40] BOS, A.J.J., “Theory of Luminescence”, **Radiation Measurements**, v. 41, pp. 45-56, 2007.
- [41] SCHARMANN, A., “History”. In: Oberhofer, M., Scharmann, A. (Eds.). **Applied Thermoluminescence Dosimetry**, chapter 1, Bristol, UK, Adam Hilger Ltd, 1981.
- [42] CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. e KENNEY, G. N., “Thermoluminescent Dosimetry”, **The University of Wisconsin Press**, Madison, USA, 1968.
- [43] STEPHEN W. S. MACKEEVER., MARKO MOSCOVITCH., PETER D. TOWNSEND., “Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses”, **Nuclear Technology Publishing**, Ashford, England, 1995.
- [44] RANDALL, J. T. e WILKINS, M. H. F., “Phosphorescence and Electron Traps”, In: **Proceedings of Royal Society in London**, A184, pp. 366-407, 1945.

- [45] BARTHE, J., MARINELLO, G., POLLACK, J. e PORTAL, G., “New Automatic Fast Reader for Powder or Sintered Pellets used in Medical Physics”. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 34 n. ¼ pp. 261-263, 1990.
- [46] ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. John Wiley & Sons, Inc, 1986.
- [47] TAUATHA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R.Di., PRINZIO, A.R.Di., **Radioproteção e Dosimetria**, IRD, CNEN, Rio de Janeiro, 2003.
- [48] FERNANDES, S.D.S. **Dosimetria *in vivo* com o Uso de Detectores Semicondutores Aplicada ao Tratamento de Câncer na Região Pélvica e de Cabeça e Pescoço**. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2007.
- [49] VIEGAS, C.C.B. **Dosimetria *in vivo* com o Uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço**. Dissertação de M.Sc., Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2003.
- [50] SUN NUCLEAR CORPORATION , QED. **Diodo User Guide**, Melburne, FL, U.S.A., 1997.
- [51] BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY. “Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy”. Supplement 25, **British Journal of Radiology**, London, 1996.
- [52] **VARIAN MEDICAL SYSTEM** Informações obtidas no site. Disponível em: <[www.varian.com](http://www.varian.com)>. Acesso em 20 de jan. 2009.
- [53] PEREIRA, A.J., DANILIAUKAS, M., LOPES, R.M.G., *et al.* **Manual para Técnicos em Radioterapia**, 1<sup>a</sup>. ed, INCA/Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, 2000.
- [54] TECDOC 989. **Quality Assurance in Radiotherapy**. Viena, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [55] YU, C. & LUXTON, G., “TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0,5cGy to 1000cGy”. **Med. Phys.** 26 (6), june 1999.
- [56] MOSCOVITCH, M., SZALANEZY, A., BRUML, W. W., *et al.* **Radiation Protection and Dosimetry** 34, pp. 361, 1990.

- [57] SUNTA, C.M., MAZZARO, A.C., & SORDI, G.M.A.A., “Dependence of LiF TLD-100 response on temperature during exposure”. **Health Phys.** v. 30, 1976.
- [58] CNMC COMPANY, Model 22D **Dual Diode Dosimeter Manual**, Nashville, TN, U.S.A.,2001.
- [59] IAEA. **Procedure for In Vivo Dosimetry with Solid State Detectors**. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica, 2005.
- [60] VUOLO, J. H., “Avaliação e Expressão de Incerteza em Medição”. **Revista Brasileira de Ensino de Física.** v. 21, 1999.
- [61] VIANELLO, E.A. **Avaliação das Incertezas na Medição da Dose Absorvida na Água, Produzida por Feixes Clínicos de Elétrons de Alta Energia**. Tese de Doutorado, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, UERJ, Rio de Janeiro, 2004.

# **ANEXO I**





# **ANEXO II**

**PORT FICHA DE IRRADIAÇÃO – DOSIMETRIA IN VIVO**

Aparelho: \_\_\_\_\_ Feixe : \_\_\_\_\_ Data : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nº Dia	Caso:			Região Anatômica:	Ficha:		
	Nome:			Aplicação: /			
Planilha	Campo	Ângulo de Incidência do Feixe	SSD	Acessório(s)	Diodo ou TLD	Leitura	Temp
Hora:	A						
	P						
	D						
	E						
Obs.:							
Nº Dia	Caso:			Região Anatômica:	Ficha:		
	Nome:			Aplicação: /			
Planilha	Campo	Ângulo de Incidência do Feixe	SSD	Acessório(s)	Diodo ou TLD	Leitura	Temp
Hora:	A						
	P						
	D						
	E						
Obs.:							
Nº Dia	Caso:			Região Anatômica:	Ficha:		
	Nome:			Aplicação: /			
Planilha	Campo	Ângulo de Incidência do Feixe	SSD	Acessório(s)	Diodo ou TLD	Leitura	Temp
Hora:	A						
	P						
	D						
	E						
Obs.:							
Nº Dia	Caso:			Região Anatômica:	Ficha:		
	Nome:			Aplicação: /			
Planilha	Campo	Ângulo de Incidência do Feixe	SSD	Acessório(s)	Diodo ou TLD	Leitura	Temp
Hora:	A						
	P						
	D						
	E						
Obs.:							
Nº Dia	Caso:			Região Anatômica:	Ficha:		
	Nome:			Aplicação: /			
Planilha	Campo	Ângulo de Incidência do Feixe	SSD	Acessório(s)	Diodo ou TLD	Leitura	Temp
Hora:	A						
	P						
	D						
	E						
Obs.:							

Legenda para os acessórios:

BL = Bandeja Lisa; DA=Detector no Acrílico da B. com Furos; DV=Detector no Vão; DAR=Detector na Aresta da Ranhura (nem acrílico nem vão)

F15 (ou 30, 45, 60) Filtro de 15°, 30°, 45° ou 60°; MLC, etc.

# **GUIA DE PROCEDIMENTOS DE DOSIMETRIA *IN VIVO* COM TLD-100 OU DIODO EM TRATAMENTO DE CÂNCER NA REGIÃO PÉLVICA**

## **1. Introdução**

A elaboração deste guia tem como objetivo orientar os profissionais que trabalham com radioterapia sobre os procedimentos a serem adotados na execução das atividades relativas à dosimetria *in vivo*, realizada com dosímetros termoluminescentes e semicondutores, com a finalidade de padronizar um método para a prática.

As orientações aqui descritas servem de apoio a qualquer clínica ou hospital que preste serviço de radioterapia utilizando um acelerador clínico com feixe de 6 MV para tratamentos na região pélvica, sendo uma ferramenta útil e prática a ser incorporada na rotina dos serviços que pratiquem a dosimetria *in vivo* para controle de qualidade do tratamento. Este guia contém um roteiro padronizado para a realização das atividades necessárias em todas as etapas do processo dosimétrico, utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD-100) em forma de chip e diodos semicondutores de construção semi-esférica.

O Brasil não possui um protocolo nacional de dosimetria e segue os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [3,4,5,8,10,11]. O presente guia de procedimentos de dosimetria *in vivo* foi elaborado utilizando os protocolos da IAEA como referência e deverá ser utilizado como um passo a passo das etapas do processo dosimétrico. Este documento não tenta substituir nenhum protocolo existente e os procedimentos aqui descritos apenas mostram uma das maneiras de se realizar a dosimetria *in vivo*.

As etapas do processo dosimétrico usando detectores termoluminescentes (TLD-100) e diodos semicondutores semi-esférico, podem ser resumidas em cinco itens fundamentais:

- Calibração dos detectores e determinação do Fator de Correção para as placas de água sólida;
- Testes de aceitação;
- Caracterização dos detectores;
- Planejamento do tratamento;
- Simulação do tratamento;
- Medidas *in vivo*.

## **2. Testes de Aceitação**

Todas as medidas que impliquem o uso do dosímetro TL devem utilizar dois dosímetros em forma de pastilha, em cima de uma base acrílica de 1 mm de espessura e sempre cobertos por uma capa de equilíbrio eletrônico. Para irradiações realizadas no aparelho de cobalto as capas de equilíbrio eletrônico devem ser de alumínio e para as irradiações realizadas em acelerador linear estas devem ser de aço inoxidável.

O método utilizado para realização de todas as calibrações seguiu procedimentos e protocolos da AIEA. Outras informações também foram retiradas do Booklet 5 da ESTRO [7].

A geometria de referência adotada para todas as medidas de calibração foi a de um tamanho de campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, distância da fonte até a superfície de 80 cm e profundidade de 5 cm. O feixe utilizado é de um aparelho de <sup>60</sup>Co e a dose a administrar é de 100 cGy.

### **2.1. Testes de Comissionamento do Dosímetro TL**

O primeiro passo é o processo de caracterização dos dosímetros TL, onde são realizados cinco ciclos de irradiações seguidos de tratamento térmico (*annealing*). Para serem irradiados, os detectores TL devem ser dispostos sobre uma placa de água sólida e cobertos por outra placa para fixar a profundidade de referência. Após as irradiações os dosímetros devem ser tratados termicamente, sem que se realize nenhuma leitura dos mesmos entre cada ciclo. O tratamento térmico consiste em aquecer os detectores a

400°C por uma hora, seguido de um segundo aquecimento a 100°C por duas horas. O intervalo entre os ciclos deve ser de 12 horas.

### 2.1.1. Determinação do Fator de Sensibilidade ( $F_{\text{chip}}$ )

A geometria de referência deve ser utilizada neste teste de repetitividade para determinar o fator de sensibilidade dos detectores. Para calcular esses fatores individuais os detectores devem passar por três processos de irradiação – leitura – tratamento. A média das leituras ( $\overline{M}$ ) de todos os detectores deve ser dividida pela leitura individual de cada detector ( $M_i$ ), Equação 2.1-1. Como cada chip será irradiado três vezes, o fator de sensibilidade de cada um deles será a média entre os três fatores calculados.

$$F_{\text{chip},i} = \frac{\overline{M}}{M_i} \quad (2.1-1)$$

Foi estabelecido um critério de uma variação de  $\pm 3\%$  entre os três fatores de sensibilidade determinados para cada detector. Portanto, apenas os detectores TL cujo  $F_{\text{chip}}$  varie entre  $\pm 3\%$  estarão aptos para serem selecionados para as medidas *in vivo*. A Equação 2.1-2 mostra como calcular a variação entre os fatores individuais.

$$\text{Variação (\%)} = \left( \frac{F_{\text{chip}}^{\text{max}}}{F_{\text{chip}}^{\text{min}}} - 1 \right) \times 100 \quad (2.1-2)$$

Após a seleção dos detectores a serem utilizados, estes devem ser organizados em lotes (*batch*) para auxiliar nas irradiações. O  $F_{\text{chip}}$  será incorporado mais tarde no cálculo da dose de entrada das medidas *in vivo*.

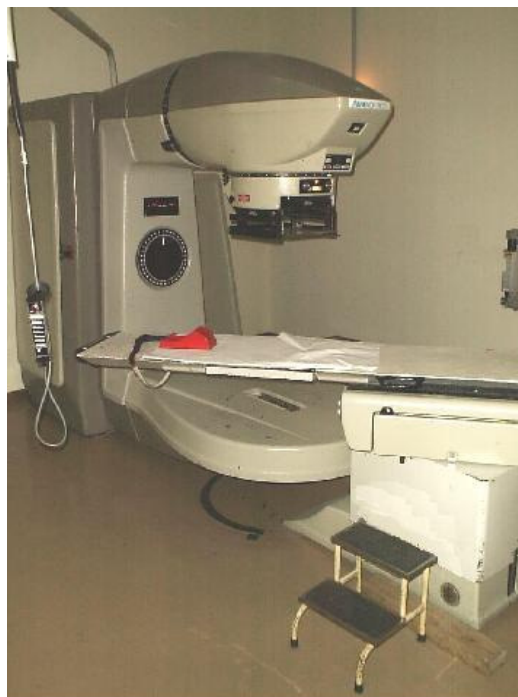
### 2.1.2. Fator de Calibração do TLD

No que diz respeito ao dosímetro TL, precisamos conhecer os parâmetros de leitura e as dependências com a geometria das irradiações. As medidas com detectores TL são

relativas, ou seja, a dose é determinada comparando a resposta do dosímetro TL utilizado na medição com a de outro dosímetro TL, denominado de referência. O dosímetro TL de referência é irradiado na condição adotada como de referência (ou geometria de referência).

Portanto, não existe uma irradiação previa do detector termoluminescente de calibração. A irradiação do detector de calibração se dá na mesma ocasião da irradiação dos dosímetros que serão analisados para verificação da dose, porém nas denominadas condições de referência.

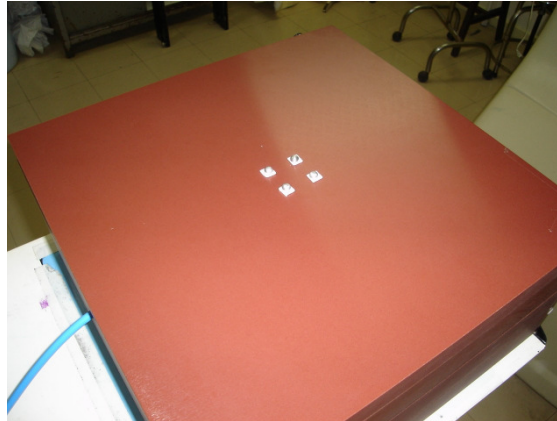
O feixe de um aparelho de  $^{60}\text{Co}$  (Figura 2.1-1) é utilizado para calibrar os dosímetros TL devido à simplicidade de seu espectro de emissão, por este motivo também é utilizado como referência para outras energias.



**Figura 2.1-1: Unidade de  $^{60}\text{Co}$  utilizado na calibração do TLD.**

Segundo os procedimentos da AIEA, a partir do lote formado no teste de repetitividade, 10 detectores deverão ser escolhidos aleatoriamente para a determinação do fator de calibração ( $F_{\text{cal}}$ ). A irradiação dos dosímetros escolhidos, em pares, é realizada na

geometria de tratamento de referência utilizando placas de água sólida. A dose dada será medida pela câmara de ionização alocada dentro de uma das placas na profundidade de 5 cm e os dosímetros TL, posicionados no centro do campo de irradiação. Os detectores são colocados em uma base de acrílico com 1 mm de espessura e cobertos pela capa de equilíbrio de 2 mm de espessura, confeccionada em alumínio (Figura 2.1-2).



**Figura 2.1-2: Montagem de calibração para determinar o  $F_{cal}$  dos dosímetros TL.**

Uma vez realizadas as medidas, 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 é de 1 Gy. Após o intervalo de tempo adotado entre a irradiação e a leitura, o dosímetro TL é avaliado na leitora Fimel.

O tempo de irradiação é calculado a partir do decaimento da fonte para um valor de  $D_0 = 1$  Gy na profundidade de dose máxima ( $d_{máx.}$ ). A dose medida pela câmara de ionização é calculada de acordo com o protocolo TRS-398 da AIEA [3] e o fator de calibração determinado através da Equação 2.1-3.

$$F_{cal} = \frac{D_0}{M} \left( \frac{SSD - d_s}{SSD + d_{máx.}} \right)^{-2} \cdot F_{pl} \quad (2.1-3)$$

onde:  $D_0 = D/PDD$

M – leitura do TLD

SSD – distância fonte superfície

ds – distância efetiva do centro do par de detectores até a superfície do fantoma

$F_{pl}$  – fator da placa de água sólida

O fator de correção devido a placa de água sólida ( $F_{pl}$ ) deve ser determinado para o feixe de interesse, neste caso 6 MV, administrando uma dose de 1 Gy no  $d_{máx}$ . Para a determinação do  $F_{pl}$  devem ser realizadas cinco medidas com o fantoma de água sólida, na condição de referência, utilizando placas de 3 e 5 cm, com a câmara de ionização posicionada na profundidade de referência e outras cinco medidas com a câmara de ionização no fantoma geométrico CNMC. O fator é determinado pela razão entre  $\bar{M}_A$  e  $\bar{M}_{pl}$ . Onde  $\bar{M}_A$  é a média das cinco medidas obtidas com o fantoma de água e  $\bar{M}_{pl}$  é a média das cinco medidas obtidas com o fantoma de água sólida. As medidas com a câmara devem ser corrigidas para a dependência com a pressão e temperatura, que devem ser registradas no momento das irradiações.

$$k_{pl} = \frac{M'_w}{M'_{pl}} \times \frac{P_{pl}}{P_w} \times \frac{T_w + 273}{T_{pl} + 273} \quad (2.1-4)$$

### 2.1.3. Desvanecimento

O estudo da liberação espontânea dos elétrons aprisionados na rede cristalina do dosímetro TL determina o fator de correção para o desvanecimento  $F_{fad}$ , como a razão entre a leitura do detector feita após um tempo de irradiação de referência ( $\Delta t_{ref}$ ), onde se assume não existir desvanecimento e a leitura feita após o tempo de irradiação que se queira investigar ( $\Delta t$ ), Equação 2.1-5.



$$F_{fad} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t_{ref}}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t}} \quad (2.1-5)$$

Deve-se fazer um teste para o estudo do *fading* no período de uma semana pós-irradiação. No *setup* de referência os primeiros pares de TLD irradiados devem ter suas leituras realizadas apenas algumas horas após a irradiação. Depois o processo deve ser repetido e sua leitura realizada no período de 24 horas pós-irradiação. Da mesma forma, repetimos o procedimento com as leituras realizadas nos períodos de 36, 48, 72, 96 e 120 horas pós-irradiação. O  $\Delta t_{ref}$  é a resposta do detector irradiado e lido no mesmo dia e o  $\Delta t$  é a resposta do detector irradiado em um dia e lido em outro, de acordo com o tempo pós-irradiação que se deseja investigar. Independente do tempo que se escolha para realizar a leitura do dosímetro TL, deve-se ressaltar que esta não deve ser realizada após 30 minutos de irradiação, para evitar o desvanecimento de curto tempo, que nada mais é do que o tempo que a estrutura cristalina leva para se organizar após a passagem da radiação.

## 2.2. Testes de Comissionamento do Dosímetro Semicondutor

Da mesma maneira que os dosímetros TL, a realização dos testes de aceitação do diodo segue os procedimentos recomendados pela AIEA e pelo Booklet 5 da ESTRO [7,11].

### 2.2.1. Estabilidade do sinal pós-irradiação

Para verificar a estabilidade do sinal dos diodos deve-se utilizar um feixe de  $^{60}\text{Co}$ . Este teste de confiabilidade, deve ser aplicado nos diodos tipo QED dispostos na geometria de referência sob um tempo de irradiação de 0,72 minutos. Dois diodos devem estar devidamente ligados aos seus respectivos eletrômetros e o seu sinal deve ser acompanhado em intervalos de 20 em 20 segundos durante a irradiação, e por mais 300 segundos após a irradiação.

De acordo com o Booklet 5 da ESTRO, o procedimento de medida, incluindo o equipamento utilizado, os posicionamentos do simulador e dos diodos, são considerados de confiança e estáveis, se todas as medidas estiverem dentro de 1% (considerando que o feixe da unidade de tratamento é estável). Um cronômetro digital e um nível de bolha devem fazer parte dos equipamentos para o montagem da configuração de irradiação.

### 2.2.2. Corrente de fuga do conjunto dosimétrico

Para determinar a corrente de fuga do conjunto dosimétrico conectam-se os eletrômetros ao diodos, sem irradiá-los, observando sua leitura para ver se existe alguma alteração em um intervalo de tempo. Deve-se realizar 20 leituras no intervalo de tempo de 15 minutos com o diodo conectado ao eletrômetro.

A corrente de fuga ou corrente de escapamento, quando comparada a corrente obtida em uma medida durante a irradiação, deve ser insignificante. Por este motivo e de acordo com a literatura, não deve exceder 1% em uma hora [7,11].

### 2.2.3. Repetitividade

O teste de repetitividade deve ser realizado no feixe de  $^{60}\text{Co}$ , com um arranjo experimental formado por quatro placas do simulador de água sólida, sendo três delas com 5 cm de espessura e uma com 3 cm de espessura, na geometria de referência. O diodo deve ser irradiado por um tempo de 0,35 minutos a uma dose de 0,5 Gy. Consecutivamente 5 leituras devem ser obtidas.

A partir das cinco leituras ( $D_i$ ), faze-se uma normalização pela média das medidas ( $\bar{D}$ ), obtendo-se ( $M_i$ ) com objetivo de verificar a dispersão das respostas nas mesmas condições de dose, temperatura e localização em relação ao feixe, segundo a Equação 2.2-1.

$$M_i = \frac{D_i}{\bar{D}} \quad (2.2-1)$$

#### 2.2.4. Linearidade

O teste de linearidade dos diodos, além de ser um teste de aceitação também é uma forma de calibrar o conjunto dosimétrico na geometria de tratamento de referência. No irradiador de  $^{60}\text{Co}$  deve-se realizar cinco leituras com doses variando de 2,4 a 4,5 Gy mantendo a DFS e o tamanho de campo de referência. No acelerador deve-se obter cinco leituras com doses num intervalo de 1 a 400 UM (unidades de monitor) com SSD de 100 cm e campo de irradiação com  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Cinco irradiações são feitas com o diodo posicionado no centro do campo de irradiação e a câmara de ionização na profundidade de 5 cm. Para cada leitura ( $i$ ) obtida com determinada dose ( $x$ ), determina-se a razão entre as respostas do diodo, ( $D_i$ ), e a resposta da câmara ( $CI$ ), corrigida para a temperatura e pressão do local ( $(CI)_x \cdot P_{TP}$ ), dada pela Equação 2.2-2. Então, normalizam-se todas estas razões entre diodo e câmara de ionização pela média das razões entre diodo e câmara, ambos na dose de calibração ( $D_{Cal}$  e  $(CI)_{Cal} \cdot P_{TP}$ ), obtém-se  $N$ , o ponto de normalização (Equação 2.2-3). Os fatores de correção para cada leitura  $i$  na dose  $x$  ( $F_{Lin, i, x}$ ) da linearidade são calculados como o inverso da normalização das respostas de cada detector na dose de calibração.

$$F_{Lin, i, x} = \left[ \frac{\left( \frac{D_i}{(CI)_i \cdot P_{TP}} \right)_x}{N} \right]^{-1} \quad (2.2-2)$$

$$N = \frac{\sum_{i=1}^5 D_{Cal}}{\sum_{i=1}^5 (CI)_{Cal} \cdot P_{TP}} \quad (2.2-3)$$

Os fatores de correção encontrados devem ser colocados em um gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, encontrando uma reta  $F_{Lin}$ , com  $A$  e  $B$  constantes, em função da dose aplicada  $C$  (Equação 2.2-4). A reta será utilizada para correção desta dependência.

$$F_{Lin} = AC + B \quad (2.2-4)$$

### 2.2.5. Fator de Calibração do Diodo

Após o teste de linearidade o diodo estará calibrado para medidas de dose de entrada, isto é, quando posicionado na pele do paciente, a resposta do diodo deve corresponder à dose no tecido de acordo com a qualidade do feixe, a sua geometria e a profundidade de dose máxima.

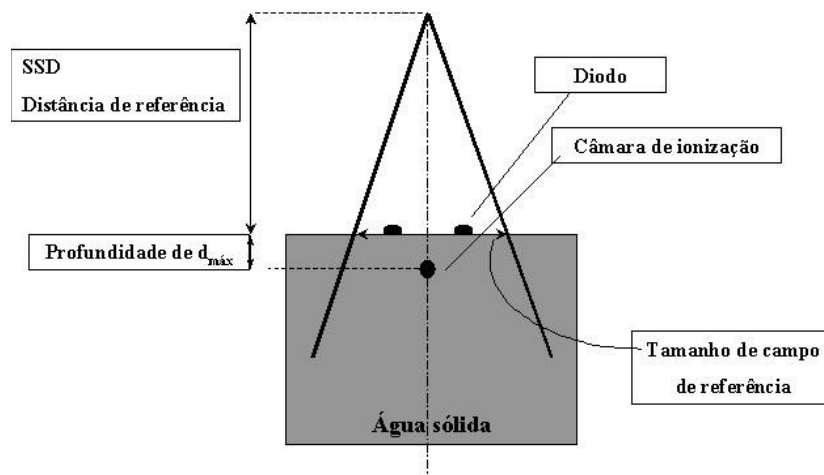
O conjunto dosimétrico é calibrado de acordo com as condições de referência usadas para cada um dos irradiadores. Cinco irradiações devem ser feitas seguindo o esquema do arranjo experimental que pode ser visto na Figura 2.2-1.

Com as cinco medidas obtidas pelo o diodo e pela câmara de ionização, com correção para temperatura e pressão, o teste de linearidade determina o fator de calibração conforme as equações anteriores que se resumem na Equação 2.2-5.

$$F_{Cal} = \frac{D_{CI}}{L_D} \quad (2.2-5)$$

onde:  $D_{CI}$  – leitura da câmara de ionização

$L_D$  – leitura do diodo



### **Figura 2.2-1: Arranjo experimental para a calibração do diodo**

As condições de referência para o aparelho de cobalto são as seguintes:

- Tamanho de campo:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- DFS: 80 cm
- Tempo de irradiação 0,81min
- Dose: 1 Gy

Nos aceleradores lineares, as condições de referência são:

- Tamanho de campo:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- DFS: 100 cm
- Dose: 100 UM referente a 0,996 Gy

## **3. Estudo da Resposta dos Dosímetros**

As irradiações para os estudos de todas as respostas das dependências dos detectores devem ser realizadas na geometria de tratamento de referência em ambos os equipamentos. Estabelecido o arranjo experimental no aparelho de cobalto e nos aceleradores, os dosímetros são dispostos na superfície do fantoma de água sólida e irradiados no centro do campo de irradiação, com a câmara de ionização à profundidade de referência. Os dosímetros TL irradiados em pares, cobertos com suas respectivas capas de equilíbrio eletrônico, de acordo com o irradiador utilizado.

### **3.1. Dependências Físicas**

#### a) Linearidade

O fator de correção por não-linearidade da resposta ( $F_{lin}$ ) se faz necessário quando a dose investigada é diferente da dose de referência.  $F_{lin}$  é a razão da resposta do detector M por unidade de dose, medida com a dose  $D_0$  e a resposta do detector por unidade de dose, medida com a dose de interesse D (Equação 3.2-1).

Na geometria de referência, os dosímetros deverão ser irradiados com as seguintes doses: 0,2; 0,5; 1; 1,5; 2; 3 e 4 Gy.

$$F_{lin} = \frac{\left[ \frac{M_{D_0}}{D_0} \right]}{\left[ \frac{M_D}{D} \right]} \quad (3.2-1)$$

#### b) Energia

Para as medidas com TLD, deve-se utilizar 5 pares sendo irradiados na condição de referência. O fator de correção pela energia é definido como a razão da resposta M do detector pela dose  $D_0$  dada pelo feixe de  $^{60}\text{Co}$  e a razão da resposta do detector pela dose  $D_0$  dada pelo feixe de raios-X de qualidade  $D_{20}/D_{10}$  do acelerador de 6 MV (Equação 3.2-2). Neste estudo a câmara de ionização deve ser alocada na profundidade de referência de 1,5 cm apropriada ao feixe de 6 MV.

$$F_{eng} = \frac{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{^{60}\text{Co}}}{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{X\text{-ray}}} \quad (3.2-2)$$

#### c) Ângulo de Incidência

Para o estudo da dependência angular 5 pares de TLD serão irradiados no acelerador linear com o mesmo arranjo experimental, apenas variando a angulação do *gantry* em  $0^\circ$ ,  $\pm 10^\circ$ ,  $\pm 20^\circ$ ,  $\pm 30^\circ$ ,  $\pm 50^\circ$  e  $\pm 60^\circ$ . O fator de correção  $F_{ang}$  é determinado através da Equação 3.2-3.

$$F_{ang} = \frac{\left[ \frac{M}{D} \right]_{0^\circ}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{ang}} = \frac{M_{0^\circ}}{M_{ang}} \quad (3.2-3)$$

O estudo com o diodo QED deve ser realizado para as duas posições de incidência do feixe, axial e transversal, somente no aparelho de cobalto e sem as leituras da câmara de ionização, pois a resposta do diodo para a incidência do feixe de irradiação depende de sua geometria.

Para o fator axial, realizam-se três medidas para cada intervalo de 15° de rotação do *gantry*, tomadas a partir de 0° sempre com rotação no sentido horário. O arranjo experimental consiste em posicionar o diodo horizontalmente em relação à mesa de tratamento, sobre um suporte de acrílico, de forma que o feixe de irradiação forme 0° na região sensível do diodo.

Para o fator transversal, mais três medidas devem ser realizadas na posição transversal ao feixe e em intervalos de 15°, com o diodo preso à mesma haste de acrílico, posicionado verticalmente em relação à mesa de tratamento. A partir de cada série de medidas com o diodo na posição axial e transversal, calcula-se a média  $\overline{M}_i$  em cada ângulo de incidência e normaliza-se para a média da incidência a 0° na região sensível do diodo  $\overline{M}_{rs}$ . Com os inversos desses valores normalizados, temos o fator de correção  $F_{AX}$  (fator de correção para a dependência direcional axial) e  $F_{Tr}$  (fator de correção para dependência direcional transversal), calculados usando as Equações 3.2-4 a e b, respectivamente.

$$F_{Ax} = \left[ \frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right]^{-1} \quad (3.2-4a)$$

$$F_{Tr} = \left[ \frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right]^{-1} \quad (3.2-4b)$$

### 3.2. Dependências Geométricas

#### a) Tamanho de Campo

Para conhecer o comportamento dos dosímetros de acordo com a variação do tamanho de campo, deve-se irradiar cada um deles na geometria de referência variando apenas os

campos regulares quadrados de 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 25x25, 30x30 e 35x35 cm<sup>2</sup>. O fator tamanho de campo ( $F_{Cpo}$ ) é determinado pela Equação 3.2-1. É a razão entre as medidas realizadas no campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, de referência e as medidas realizadas no campo de interesse.

$$F_{Cpo} = \frac{\left[ \frac{M}{D_0} \right]_{10 \times 10}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{X \times X}} \quad (3.2-1)$$

b) Distância Fonte Superfície (SSD ou DFS)

Para o fator de correção com a distância ( $F_{SSD}$ ) os dosímetros devem ser irradiados na superfície do fantoma de água sólida na geometria de calibração, variando apenas a distância da fonte até a superfície do fantoma (DFS). As medidas devem ser feitas para as seguintes distâncias: 70, 80, 90, 100 e 110 cm, tendo uma projeção fixa do campo de irradiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> na superfície. As medidas são realizadas com uma dose  $D_0 = 1$  Gy na  $d_{máx}$ , (correspondendo a 100 UM no acelerador) que é a dose de calibração, no campo de referência. Portanto, a leitura do detector deve ser corrigida para a DFS na profundidade de dose máxima. O fator de correção é determinado pela Equação 3.2-2.

$$F_{SSD} = \frac{\left[ \frac{M_0}{D_0} \times \left( \frac{(SSD_0 - d_s)}{(SSD_0 + d_{max})} \right)^2 \right]}{\left[ \frac{M_{SSD}}{D_{SSD}} \times \left( \frac{(SSD - d_s)}{(SSD + d_{max})} \right)^2 \right]} \quad (3.2-2)$$

onde  $M_0$ ,  $D_0$  e  $SSD_0$  correspondem às medidas feitas na DFS de referência, e  $M$ ,  $D$  e  $SSD$  são relativos às medidas feitas na DFS de interesse.



### c) Filtro

O fator filtro ( $F_{\text{filtro}}$ ) é definido como a razão entre a irradiação realizada sem a presença de filtro com um campo fixo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e medida pela câmara de ionização e a razão entre a irradiação realizada com o filtro, no mesmo campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e medida do detector de interesse. Os dosímetros devem ser posicionados no centro da superfície de irradiação com a câmara de ionização posicionada na profundidade de referência. O fator de correção é determinado pela Equação 3.2-3. Esse estudo deve ser realizado com os filtros mais usuais nos tratamentos de radioterapia, por exemplo,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  e  $45^\circ$ .

$$F_{\text{filtro}} = \frac{\left[ \frac{M}{D} \right]_{\text{campo aberto}}}{\left[ \frac{M}{D} \right]_{\text{filtro}}} \quad (3.2-3)$$

## 4. Planejamento

O planejamento do tratamento é a última etapa a ser cumprida antes das medidas *in vivo* e é uma das etapas mais importantes no processo dosimétrico. A simulação computadorizada de um tratamento calcula, com pequena margem de erro, a distribuição de dose em um volume-alvo e a menor dose possível fora dele, onde existem regiões sadias que não devem receber radiação. Ele faz a última checagem do processo dosimétrico como um todo, pois se os resultados obtidos através das medidas feitas de acordo com o planejamento forem satisfatórios, quer dizer que todos os parâmetros utilizados, como por exemplo, fatores de correção, calibração do dosímetro e posicionamento, são aceitáveis e pode-se partir para a utilização clínica destes.

A simulação do tratamento antes das medidas com simulador de corpo humano antropomórfico Alderson é uma etapa importante, pois a dose calculada pelo planejamento ( $D_{\text{PLAN}}$ ) deverá ser comparada com a dose medida pelo dosímetro ( $D_m$ ) nas medidas com o fantoma.

É feita uma imagem tomográfica do simulador antropomórfico RANDO, para se determinar suas estruturas internas. Essa imagem será transferida ao sistema de

planejamento que irá simular virtualmente um contorno do volume irradiado. Alimentando o sistema com informações de todos os parâmetros utilizados para o tratamento, como, o tipo de feixe, tamanho de campo, DFS, entre outros e fixando o ponto de cálculo no isocentro, o programa calcula a dose na profundidade  $d_{m\acute{a}x}$ .

O tratamento de interesse deve ser simulado pelo sistema de planejamento e neste caso, seria um tratamento de pelve a ser executado no simulador de corpo humano antropomórfico. Para uma comparação mais próxima da realidade, é recomendável que se incremente o tratamento simulado com alguns parâmetros dos tratamentos reais, como a inclusão de filtro ou outros acessórios. Devem ser escolhidos tipos de tratamento rotineiros no serviço de radioterapia e as medidas devem ser realizadas no fantoma RANDO na energia de interesse, 6 MV, com os detectores dispostos no centro do campo de irradiação do simulador, reproduzindo assim as mesmas condições simuladas.

O cálculo da dose prescrita para feixes de fótons de alta energia envolve fatores que nem sempre serão utilizados, pois cada tratamento é individualizado. A Equação 4-1 representa a dose prescrita de acordo com as unidades monitoras. Todas as doses no isocentro foram determinadas pela Equação 4-1 para as medidas no acelerador.

$$D_{ISO} = UM \cdot F_{cat} \cdot FF(F_{eq}) \cdot \frac{PSF(F_{col})}{PSF(F_{eq})} \cdot TMR(F_{col}) \cdot ISF \cdot F_{bandeja} \cdot F_{filtro} \cdot ISO \quad (4-1)$$

onde: UM – unidade monitor

CF – fator de calibração

FF – fator de abertura do colimador

PSF(Fcol)/PSF(Feq) – razão de PSF

TMR – razão de tecido máximo

ISF – fator distância

TF – fator bandeja

FF – fator filtro

ISO – porcentagem de dose no isocentro

Para determinar a dose de entrada deve-se utilizar a Equação 4-2.

$$D_{m\acute{a}x} = D_{ISO} \cdot \frac{TAR(d_{m\acute{a}x}, F_{dm\acute{a}x})}{TAR(d, F_d)} \left( \frac{SAD + d_{m\acute{a}x}}{SSD + d_{m\acute{a}x}} \right)^2 \quad (4-2)$$

onde:  $TAR(d_{m\acute{a}x}, F_{dm\acute{a}x})$  – razão tecido – ar na profundidade de dose máxima

$TAR(d, F_d)$  – razão tecido – ar na profundidade do tratamento

Para as medidas *in vivo*, a dose calculada pela resposta/leitura do detector (M)  o produto de sua leitura pelo fator de calibrao e pelos fatores de correo correspondentes a todos os parâmetros utilizados na irradiao do paciente (Equao 4-3).

$$D = M \cdot N_{cal} \cdot \left( \frac{SSD - d_s}{SSD + d_{max}} \right)^2 \cdot F_{chip} \cdot F_{energia} \cdot F_{lin} \cdot F_{ang} \cdot F_{SSD} \cdot F_{filtro} \cdot F_{campo} \quad (4-3)$$

## 5. Medidas *In Vivo*

Os bons resultados obtidos na validao de todo o processo dosimétrico, através das medidas com o simulador antropomórfico, possibilitam a passagem para a última etapa do procedimento, o início das medidas com pacientes.

As medidas *in vivo* devem ser realizadas durante sessões regulares de radioterapia do hospital ou clínica, em tratamentos de câncer na região pélvica com feixes de raios-X de 6 MV. O dosímetro TL e o diodo semiconductor QED serão utilizados na dosimetria e no que diz respeito aos dosímetros TL, como no estudo das respostas do detector, estes também serão utilizados em pares e cobertos pela capa de equilíbrio eletrônico confeccionada em aço.

Inicialmente o técnico de radioterapia posiciona o paciente e o imobiliza, se necessário, à mesa de tratamento e logo depois o detector deverá ser fixado no centro do campo a

ser irradiado. Em seguida o técnico sai da sala de irradiação e vai para a sala de controle para configurar o equipamento com todos os parâmetros e informações referentes ao paciente em questão.

É de extrema importância que todos os parâmetros utilizados no tratamento sejam observados e anotados pela equipe de dosimetria *in vivo* e fiquem registrados para futuras consultas. Para isto, deve ser elaborada uma “Ficha de Irradiação” que inclui as principais características do paciente e de seu tratamento. Esta ficha deverá ser preenchida com algumas informações que constam da ficha do paciente, assim como também todo e qualquer detalhe que for observado no momento do tratamento. Todas essas informações serão necessárias posteriormente para o cálculo da dose de entrada e análise do resultado. Um modelo da Ficha de Irradiação é apresentado no Anexo I.

Após as medidas realizadas com os detectores TL, os mesmos serão guardados para serem lidos no período estabelecido após o estudo de desvanecimento. Os pares de TLD são guardados em recipientes individuais, com a identificação do paciente e do campo onde foram utilizados. Já as medidas feitas com o diodo são lidas simultaneamente à irradiação, devendo ser anotado o valor mostrado no eletrômetro no final da mesma.

Munido de todas as informações relativas ao tratamento e das leituras dos dosímetros, as informações são passadas para a planilha de cálculo de dose onde se obtém o resultado da dose de entrada do paciente. Na mesma planilha é feita a comparação entre a dose prescrita pelo médico, a dose esperada obtida no planejamento e a dose determinada na dosimetria *in vivo*.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures**, ICRU Publications, Report 24, Washington DC, 1976.
- [2] KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, 2<sup>a</sup> ed, NY, John Wiley and Sons, 1989.
- [3] TRS-398. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica, 2000.
- [4] TRS-277. **Absorbed Dose Determination in Photons and Electrons Beams: an International Code of Practice**. 2 ed, Vienna, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [5] TRS-381. **The Use of Plain end Parallel Chambers in the High Energy Electrons and Photons Beams: an International Code of Practice for Dosimetry**. Vienna, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [6] FERREIRA, I.H., DUTREIX, A., BRIDIER, A. *et al.* "The ESTRO-Quality Assurance Network (EQUAL)". **Radiotherapy and Oncology** v. 55, pp. 273-284, 2000.
- [7] HUYSKENS, D., BOGAERTS, R., VERSTRAET, J., *et al.* **Practical Guidelines for the Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose)**. 1 ed, Booklet 5, Brussels, ESTRO, 2001.
- [8] TECDOC 734. **Techniques Used for In Vivo Dosimetry**. Viena, Agência Internacional de Energia Atômica, 1994.
- [9] DYK, J.V. **The Modern Technology of Radiation Oncology**, 1<sup>a</sup> ed, Madison, Medical Physics Publishing, 1999.
- [10] TECDOC 989. **Quality Assurance in Radiotherapy**. Viena, Agência Internacional de Energia Atômica, 1997.
- [11] IAEA. **Procedure for In Vivo Dosimetry with Solid State Detectors**. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica, 2005.