

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

Simone da Silva Fernandes

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

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Regina Cely Rodrigues Barroso, D.Sc

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc

Dr. Luiz Antonio Ribeiro Rosa, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2007

FERNANDES, SIMONE DA SILVA.

Dosimetria *In Vivo* com uso de Detectores
Semicondutores Aplicada ao Tratamento de
Câncer na Região Pélvica e de Cabeça e
Pescoço. [Rio de Janeiro] 2007

XI, 122 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
(Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação - Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE

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

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Esse percurso se fez mediante incentivos de pessoas queridas. Dedico este trabalho aos meus pais Antônio e Izis e ao meu irmão Jardel.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por renovar minha fé e coragem nos momentos difíceis.

Ao Prof. e orientador Delson Braz pela sua inesgotável paciência diante de tantos imprevistos na conclusão deste trabalho.

Ao Prof. Ricardo Tadeu Lopes pela oportunidade que me foi dada em desenvolver um trabalho sobre semicondutores e conhecer mais o tipo de detector aplicado neste trabalho.

Ao Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT/ INCA) do Hospital de Câncer sob responsabilidade da Dra. Anna Maria Campos de Araújo por aceitar esta parceria, pelo apoio e disponibilização das instalações.

Ao físico Cláudio C. B. Viegas do PQRT pela imprescindível experiência e colaboração, sem a qual este trabalho não seria realizado.

Aos amigos e companheiros de irradiação Alfredo A. Viamonte, Luiz Carlos Albuquerque da Silva e Marcela A. Leal por cada madrugada de medidas realizadas com os diodos, por abdicarem de seus momentos de descanso a favor deste trabalho.

A toda equipe do PQRT, Regina Célia, Paul, Simon, Roberto pelos momentos de socorro e de descontração.

A Ubiratan B. de Araújo pelo apoio incondicional em todos os momentos e por sua companhia.

A Lucas Gomes Padilha por ter sido um grande incentivador e exemplo de perseverança e trabalho na divulgação da Física Médica.

“Agradecer é admitir que houve um momento em que se precisou de alguém; é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser auto-suficiente. Ninguém e nada crescem sozinho; sempre é preciso um olhar de apoio, uma palavra de incentivo, um gesto de compreensão, uma atitude de amor. A todos que contribuíram com este trabalho, recebam a minha mais profunda gratidão e respeito”.

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

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

Simone da Silva Fernandes

Março/2007

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

Entre os tipos de tratamentos utilizados no tratamento do câncer, a radioterapia é um procedimento terapêutico que se utiliza da radiação ionizante. Devido a sua importância no sistema de saúde, torna-se necessário um controle rigoroso das diversas etapas que envolvem o planejamento radioterápico até a entrega da dose ao paciente. O trabalho apresentado avalia, por meio da dosimetria *in vivo*, a dose de radiação administrada aos pacientes do Instituto Nacional de Câncer (INCA) do Rio de Janeiro, submetidos aos tratamentos radioterápicos da região pélvica e de cabeça e pescoço, utilizando detectores diodos semicondutores Isorad-p e Qed de 1-4 MV e 6-12 MV respectivamente. Aplicando os protocolos recomendados pela *International Atomic Energy Agency (IAEA)*, os diodos Isorad-p e Qed foram testados quanto ao seu desempenho para as medidas *in vivo* no simulador antropomórfico Rando Alderson e adaptados para serem utilizados na medição de dose nos pacientes. Com um total de 68 medidas *in vivo* dentro do limite máximo de $\pm 5\%$ de dose, recomendada pela *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*, entre a dose absorvida num dado ponto do tumor e a dose prescrita pelo radioterapeuta para o mesmo, estes diodos passam a ser uma segurança a mais na administração da dose ao paciente, pois oferecem a vantagem de uma leitura imediata e a possibilidade de intervenção no caso de uma discordância entre a dose prescrita e a dose administrada.

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

IN VIVO DOSIMETRY WITH USE OF DETECTORS SEMICONDUCTORS
APPLIED TO PELVIC REGION, HEAD AND NECK TREATMENT OF CANCER

Simone da Silva Fernandes

March/2007

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

Among the types of treatments used on cancer treatments, the radiotherapy is a therapeutic procedure that uses ionizing radiation. Due to its importance to the medical system it is necessary a strict control over the several phases that involve the radiotherapy planning up to the entrance patient dose.

This work evaluates, by means of *in vivo* dosimetry, the radiation dose administered to the patients from the Instituto Nacional do Cancer in Rio de Janeiro, submitted to radiotherapy treatments of the pelvic region and of the neck and head, using semiconductor diodes detectors - Isorad-p and Qed of 1-4 MV and 6-12 MV, respectively.

By applying the protocols recommended by the International Atomic Energy Agency (IAEA), the Isorad and Qed diodes were tested as to its performance for the *in vivo* measurements on the Rando Alderson anthropomorphic simulator and adapted to be used to measure the patient's dose. With a total of 68 *in vivo* measurements within the maximum limit of dose of $\pm 5\%$, recommended by the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), between the absorbed dose in a given point of the tumor and the prescribed dose by the radiotherapist, these diodes become an important and safely tool on the patient dose administration for they offer an advantage of a prompt reading and the possibility of intervention in the case of a divergence between the prescribed dose and the administered dose.

Índice

	<i>página</i>
CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
 CAPÍTULO 2	 4
CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	4
2.1 - DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES	4
2.1.1 Exposição	6
2.1.2 Taxa de exposição	6
2.1.3 Dose absorvida	6
2.1.4 Taxa de dose absorvida	7
2.2 - INVESTIGAÇÃO E DIAGNÓSTICO MÉDICO DO CÂNCER.....	8
2.2.1 Opções de tratamento	9
2.3 - CÂNCER NA REGIÃO PÈLVICA	10
2.4 - CÂNCER NA REGIÃO DE CABEÇA E PESCOÇO	10
2.5 - UNIDADES DE TRATAMENTO RAIOTERÁPICO	11
2.6 - PARÂMETROS FÍSICOS DO FEIXE DE IRRADIAÇÃO	13
2.6.1 Percentual de dose profunda... ..	13
2.6.2.Região de Build-up.....	14
2.6.3 Razão tecido-ar TAR.....	15
2.6.4 Razão tecido-máximo TMR	15
2.6.5 Fatores de Retrodispersão e de Espalhamento-Pico (PSF).....	16
2.6.6 Fator Distância (F_d)	17
2.6.7 Fator bandeja (F_B)	18
2.6. 8 Fator de calibração (FC).....	18
2.7 - PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO.	19
2.8 - DOSE PRESCRITA PELO RADIOTERAPEUTA.	20
2.8.1.No irradiador de ^{60}Co	20
2.8.2 No acelerador linear.	22
2.8.3 Sistema computadorizado de planejamento.	23
2.9 - MEDIDAS <i>IN VIVO</i>	24
2.9.1 Considerações para medidas <i>in vivo</i>	25

2.10 - DETECTORES DIODOS SEMICONDUTORES	27
2.11 - DIODOS	32
2.12 - TESTE DE ACEITAÇÃO DOS DIODOS	33
2.12.1 Repetitividade	33
2.12.2 Linearidade	34
2.12.3 Estabilidade do sinal após irradiação	34
2.12.4 Corrente de fuga do conjunto dosimétrico	34
2.13 - CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO	35
2.14 - FATORES DE CORREÇÃO	36
2.14.1 Fator de correção do tamanho do campo	37
2.14.2 Fator de correção da bandeja	37
2.14.3 Fator de correção do filtro	38
2.14.4 Fator de correção da distância	38
2.14.5 Fator de correção do ângulo	39
2.14.6 Fator de correção da temperatura	40
CAPÍTULO 3	41
MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1 - MATERIAIS	41
3.1.1 Diodo Isorad-p	41
3.1.2 Diodo QED	44
3.1.3 Características da resposta dos diodos Isorad-p e QED	46
3.1.3-1 Perda de sensibilidade	47
3.1.3-2 Variação da resposta com a temperatura	47
3.1.3-3 Dependência direcional	48
3.1.3-4 Dependência com a distância	49
3.1.4 Eletrômetro Dual Diode Dosimetry 22D	50
3.1.4 Conjunto dosimétrico de referência	52
3.1.5 Simuladores utilizados	54
3.1.6 As unidades de tratamento	56
3.2 - MÉTODOS	60
3.2.1 Teste de aceitação	60
3.2.1-1 Estabilidade do sinal após irradiação	60
3.2.1-2 Corrente de fuga do conjunto dosimétrico	61

3.2.1-3 Repetitividade.....	62
3.2.1-4 Linearidade.....	64
3.2.2 Determinação dos fatores de calibração do conjunto dosimétrico	66
3.2.3 Determinação dos fatores de correção.....	68
3.2.3-1 Fator campo.....	68
3.2.3-2 Fator bandeja	70
3.2.3-3 Fator filtro.	72
3.2.3-4: Fator Distância Fonte Superfície - DFS (SSD)	74
3.2.3-5: Fator de Correção do Ângulo	75
3.2.4 Simulação do tratamento	76
3.2.5 Medidas com o simulador antropomórfico Rando Alderson	79
3.2.6 Medidas <i>in vivo</i>	80
CAPÍTULO 4.....	82
RESULTADOS E DISCUSSÕES	82
4.1 - TESTE DE ACEITAÇÃO	82
4.1.1 Estabilidade do sinal após irradiação	82
4.1.2 Corrente de fuga do conjunto dosimétrico	84
4.1.3 Repetitividade.....	85
4.1.4 Linearidade.....	87
4.2 - FATOR DE CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO.....	89
4.3 - DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CORREÇÃO.....	90
4.3.1 Fator campo.	90
4.3.2 Fator bandeja	92
4.3.3 Fator filtro.....	94
4.3.4 Fator distância fonte superfície DFS (SSD)	98
4.3.5 Fator de correção do ângulo-Dependência direcional axial	99
4.3.6 Fator de correção do ângulo-Dependência direcional transversal.....	101
4.4 - SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO	105
4.5 - MEDIDAS <i>IN VIVO</i>	112
CAPÍTULO 5	118
CONCLUSÕES.....	118

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	120
---	------------

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O câncer configura-se, atualmente, como um dos grandes problemas de saúde no mundo. E de acordo com a pesquisa realizada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) em 2006 [1], os tumores mais incidentes para o sexo masculino, foram devidos ao câncer de pele não melanoma (55 mil casos novos), próstata (47 mil), pulmão (18 mil), estômago (15 mil) e cólon e reto (11 mil). Para o sexo feminino, destacam-se os tumores de pele não melanoma (61 mil casos novos), mama (49 mil), colo do útero (19 mil), cólon e reto (14 mil) e pulmão (9 mil).

Dentre as tecnologias voltadas para o combate ao câncer, são utilizados os tratamentos com radiações ionizantes para fins terapêuticos, e principalmente aqueles empregando irradiadores de Cobalto e aceleradores de elétrons. Na radioterapia, é de suma importância a existência de um método de verificação das condições de irradiação, pois os possíveis desvios na dose de entrada, avaliados pela dosimetria *in vivo* podem ter sua origem no posicionamento equivocado do paciente, no equipamento descalibrado ou em umas das diversas etapas de um planejamento [2]. Por este motivo, a dosimetria *in vivo* é uma proteção adicional a fim de avaliar a exatidão total até a entrega da dose ao paciente. A verificação da dose de entrada é considerada como uma parte essencial e complementar de um programa de controle da qualidade em um departamento de radioterapia a fim de evitar a sobre exposição [3].

De acordo com a recomendação da Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements), a incerteza total do tratamento deve ser de $\pm 5\%$, incluídos aí, a incerteza na dosimetria, no planejamento e no posicionamento do paciente no momento da irradiação [4]. Por esse motivo são realizadas dosimetrias freqüentemente, que seguem protocolos estabelecidos, nacionais ou internacionais. O Brasil não possui protocolo próprio, e segue os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – International Atomic Energy Agency), que é um órgão da ONU – Organização das Nações Unidas [5].

Na dosimetria *in vivo* os detectores mais comumente utilizados são os diodos semicondutores, o MOSFET e os dosímetros TL (termoluminescente).

A dosimetria *in vivo* com o uso de detectores diodos semicondutores de Silício é um excelente método para monitorar a dose entregue ao paciente na terapia com radiações ionizantes, pois apresentam uma leitura em tempo real [6] .

Devido a importância de se aplicar métodos simples e seguros de dosimetria, o presente trabalho foi realizado em um centro de referência de combate ao câncer no Brasil, o serviço de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA), no Rio de Janeiro. Seguindo as recomendações da IAEA, tendo por objetivo caracterizar as propriedades dosimétricas dos detectores cilíndricos diodo ISORAD-p, compreendidos entre 1-4 MV e semi-esférico QED, compreendidos entre 6-12 MV, para feixes de fótons e elétrons, visando desenvolver um sistema de medidas *in vivo* nos casos de tratamento de câncer na região pélvica, cabeça e pescoço e avaliando a incerteza total do tratamento.

Os diodos semicondutores de Silício foram testados quanto ao seu desempenho e calibrados para feixes de fótons e elétrons. Apresentam uma pequena dimensão se comparados aos detectores gasosos como a câmara de ionização. Podem ser do tipo-n ou tipo-p e apresentam uma dependência da resposta com a dose acumulada e a temperatura, que está associada a diversas características do material e do nível de dopagem.

No capítulo 2, são feitas descrições dos aspectos teóricos e conhecimentos básicos sobre a dosimetria, o câncer da região pélvica e de cabeça e pescoço , sobre as unidades de tratamento radioterápicas e os parâmetros físicos do feixe de irradiação, que são a base do planejamento do tratamento junto com o sistema computadorizado e a descrição da física dos diodos semicondutores.

No capítulo 3 mostra-se a instrumentação utilizada de acordo com o fabricante para a realização das medidas, a metodologia recomendada pela IAEA [7] e pela ESTRO Booklet 5 [8], para caracterizar os diodos e determinar seus fatores de correção, que serão aplicados nas medidas com simulador antropomórfico e nas medidas *in vivo*, para então obter a dose medida.

No capítulo 4 são analisados os resultados dos testes de aceitação do conjunto dosimétrico, dos fatores de calibração dos diodos no simulador de água sólida e no

simulador antropomórfico e por fim a razão das doses calculadas e medidas nos pacientes.

No capítulo 5 são apresentados os comentários e conclusões a respeito dos dados obtidos e, a partir destes, sugestões para trabalhos posteriores.

CAPÍTULO 2

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

A seguir são apresentadas algumas considerações básicas para um bom entendimento deste trabalho, relacionadas com os objetos em estudo: a dosimetria das radiações ionizantes; a investigação e diagnóstico do câncer e opções de tratamento; o câncer na região de cabeça e pescoço e de pelve; os procedimentos de planejamento do tratamento radioterápico; as unidades de tratamento; a obtenção de medidas *in vivo* e por fim algumas considerações sobre as características dos materiais dos diodos semicondutores.

2.1 – DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTE

A dosimetria das radiações consiste em medir a quantidade de radiação liberada em um local específico ou a quantidade de radiação absorvida neste local.

Quando uma pessoa é exposta à radiação ionizante, nas regiões atingidas surgem elétrons livres provenientes da quebra das ligações químicas e energia cinética adicional decorrente da transferência de energia da radiação ao material do tecido, por colisão [9]. A energia depositada pela radiação ionizante em um determinado meio, permite definir algumas grandezas radiológicas como a Dose, neste trabalho, referida como Dose Absorvida.

Os efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes podem receber denominações em função do valor da dose e forma de resposta, classificados como estocásticos e determinísticos. Os efeitos estocásticos são efeitos em que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar. Os efeitos determinísticos são causados por irradiação total ou localizada de um tecido, são produzidos por doses elevadas, acima do limiar [10].

Com o intuito de compreender e minimizar os efeitos das radiações ionizantes no corpo humano, a *Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP)* [4], fundada em 1928, vem estudando os riscos da radiação e estabelecendo valores de doses máximas permissíveis, tanto para o trabalhador que lida com radiações ionizantes como para o público em geral. Promove o desenvolvimento da radioproteção, fazendo recomendações voltadas para as grandezas limitantes. A *Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU)* [5] cuida das grandezas básicas e das operacionais. Ambas são instituições internacionais criadas para cuidar da definição das grandezas dosimétricas, as relações entre elas e suas respectivas unidades. As grandezas limitantes são usadas para indicar o risco da radiação ionizante à saúde humana e as grandezas operacionais levam em consideração as atividades de radioproteção [10].

No campo da radioterapia que utiliza a radiação ionizante para fins terapêuticos o princípio seguido é o da justificativa que estabelece que qualquer atividade que envolve as radiações ionizantes no uso diagnóstico e terapêutico deve ser justificada em relação a outras alternativas não invasivas como meio de garantir que a técnica escolhida resultará, sob qualquer hipótese, em um benefício líquido positivo para o paciente e o princípio da otimização que estabelece que as práticas deverão ser organizadas e executadas de modo a garantir que a magnitude das doses individuais sejam tão reduzidas quanto razoavelmente exeqüíveis .

Como o limite de dose não é definido para tratamentos radioterápicos, há uma fundamental importância em seguir protocolos estabelecidos, nacionais ou internacionais, que se comprometem com o princípio da otimização [11].

O Brasil não possui protocolo próprio, e segue os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – International Atomic Energy Agency), que é um órgão da ONU – Organização das Nações Unidas [5].

Algumas das grandezas dosimétricas utilizadas em radioterapia são mencionadas adiante.

2.1.1 – Exposição

A exposição é essencialmente a quantidade de radiação absorvida pelo ar. A exposição X é definida como a quantidade de carga dq (íons) produzida numa quantidade de massa dm de ar [13; 14]:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

A exposição é usualmente medida em Coulomb por quilogramas (C/kg).

2.1.2 - Taxa de exposição

A taxa de exposição é definida como a variação da exposição com o tempo, medida usualmente em Coulomb por quilogramas hora (C/Kg.h) [13; 14]:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2.2)$$

2.1.3 - Dose Absorvida

A dose absorvida D , de qualquer radiação ionizante, é a quantidade de energia cedida pelos fótons ou partículas ionizantes à matéria, por unidade de massa dm [13; 14]:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.3)$$

A dose absorvida é usualmente medida em joules por quilograma (J/kg), também denominada gray (Gy):

$$1\text{Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{Kg}} \quad (2.4)$$

$$1\text{cGy} = 10^{-2} \frac{\text{J}}{\text{Kg}} \quad (2.5)$$

2.1.4 - Taxa de dose absorvida

A taxa de dose absorvida corresponde à variação de dose no tempo. É usualmente expressa em grays por hora (Gy/h) [13; 14]:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.6)$$

2.2 - INVESTIGAÇÃO E DIAGNÓSTICO MÉDICO DO CÂNCER

O câncer é um dos grupos de muitas doenças relacionadas com as células, a unidade básica do corpo. Normalmente, as células crescem e dividem-se para dar forma a novas células de maneira ordenada. Executam suas funções por determinado tempo de vida, e então morrem. Entretanto, quando ocorre um crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se para outras regiões do corpo, dando forma a uma massa do tecido, chamamos de um crescimento ou um tumor. Há dois tipos de tumores: benigno e maligno [15].

Para encontrar a causa dos sintomas, um médico avalia o histórico familiar do paciente, executa um exame físico, e testes de diagnóstico. Os exames e os testes conduzidos podem variar dependendo dos sintomas. O exame físico é a base do diagnóstico clínico e constitui o elemento orientador da indicação de exames complementares. O exame de uma amostra do tecido sob o microscópio (biópsia) é sempre necessário para confirmar um diagnóstico de câncer. O exame físico pode incluir a inspeção visual das cavidades, da garganta, nasal e da língua usando um espelho pequeno e/ou luzes [15].

São múltiplas as finalidades dos exames complementares na área da oncologia. A solicitação destes exames visa avaliar o tumor primário, as funções orgânicas, a ocorrência simultânea de outras doenças e a extensão do câncer.

Os exames utilizados para diagnosticar o câncer são, na maioria, os mesmos usados no diagnóstico de outras doenças. Assim é que os exames laboratoriais, de registros gráficos, endoscópicos e radiológicos, inclusive os ultra-sonográficos e de medicina nuclear, constituem meios pelos quais se obtêm a avaliação anatômica e funcional do paciente.

Alguns tumores se caracterizam pela produção de substâncias, cuja dosagem é usada como: meio diagnóstico, parâmetro de controle da terapêutica e fator prognóstico. Essas substâncias são conhecidas como marcadores tumorais. Alguns marcadores de valor clínico reconhecido e os tumores a que correspondem estão relacionados na Tabela 2.1. É necessário ressaltar que, dependendo da dosagem desses marcadores, eles podem ser interpretados como de resultado normal, suspeito ou patológico [15].

Tabela 2.1 - Marcadores tumorais de valor clínico reconhecido.

Marcador	Problemas Específicos
Antígeno carcinoembrionário	Tumores do trato gastrintestinal
Alfa-fetoproteína	Tumor do fígado, tumores embrionários.
Beta-2- Microglobulina	Mieloma múltiplo e linfoma maligno
SCC	Carcinoma epidermóide do colo uterino, cabeça e pescoço, esôfago e pulmão.
PAP	Carcinoma prostático
PSA	Carcinoma prostático
TPA	Carcinoma de bexiga
CA 125	Carcinoma de ovário
CA 19-9	Carcinoma de pâncreas, vias biliares e tubo digestivo.
CA 72-4	Carcinoma de estômago e adenocarcinoma mucinoso de ovário

2.2.1 - Opções de Tratamento

O tratamento depende muito da extensão do tumor. Após a determinação da extensão e localização do câncer, os pacientes são selecionados para receber uma modalidade simples de tratamento, que consiste em uma simples excisão cirúrgica ou uma irradiação com feixe externo ou implante intersticial, ou receber uma modalidade dupla, que consiste geralmente em uma excisão cirúrgica e irradiação pós-operatória que conserva muito a anatomia e a funcionalidade [15].

Decisões sobre como tratar um câncer devem ser atuantes na eliminação do câncer e os nódulos linfáticos regionais envolvidos, preservando o tanto quanto possível a anatomia e suas funções.

2.3 - CÂNCER NA REGIÃO PÉLVICA

O uso da radioterapia visando o tratamento de neoplasias pélvicas como o tumor de colo uterino, 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 a outras modalidades de tratamento (cirurgia, quimioterapia) [15].

A irradiação pélvica tem sido a terapia definitiva padrão para doença avançada. 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 de radiação aplicada melhore o controle da doença pélvica, a dose que pode ser administrada é limitada por graves complicações tardias do tratamento [15].

A administração concomitante de quimioterapia com radioterapia apresenta vantagens sobre o uso de 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 de células tumorais. Teoricamente, a quimioterapia pode agir de forma sinérgica com a radioterapia inibindo o reparo dos danos celulares induzidos pela radiação, promovendo a sincronização da fase de sensibilidade à radiação do ciclo celular de todas as células, iniciando um processo proliferativo em células não proliferativas e reduzindo a fração de células hipóxicas resistentes à radiação [15].

2.4 – CÂNCER NA REGIÃO DE CABEÇA E PESCOÇO

A maioria dos cânceres de cabeça e de pescoço começa nas células da mucosa, por exemplo, boca, nariz e garganta. As superfícies da mucosa são tecidos úmidos que

alinham órgãos ocos e as cavidades do corpo. Este tipo de câncer é identificado pela região anatômica: na cavidade oral inclui as bordas, a dois terços dianteiros da língua, na gengiva, na mucosa oral, no assoalho (fundo) da boca sob a língua, o palato duro (alto ósseo da boca) e palato mole. Nas glândulas salivares que produzem a saliva, o líquido que mantém a mucosa da boca e da garganta úmidas. Na cavidade nasal que é o espaço oco dentro do nariz. Na faringe que é um tubo que começa atrás do nariz até o esôfago e dele até o estômago ou em direção a traquéia que é um tubo que vai até os pulmões [16].

O tratamento predominante para o combate ao câncer, nesta região anatômica, é feito com cirurgia e/ou irradiação. A demonstrada toxicidade da radioterapia e quimioterapia na mucosa limita seu uso conjunto e o benefício que poderia acontecer devido à intensificação da dose [16].

2.5 - UNIDADES DE TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

As unidades de ^{60}Co que existem comercialmente são similares e comportam fontes de $1,11 \times 10^{14}\text{Bq}$ até $4,44 \times 10^{14}\text{Bq}$ de atividade e meia vida de 5,26 anos. O que significa que para ter um qualidade aceitável nos tratamentos é necessário substituí-la a cada certo tempo. Possuem um invólucro de aço inoxidável no qual a fonte fica encapsulada em uma forma cilíndrica com um diâmetro de 1 a 2 cm, na posição de repouso (OFF) ou alinhada com os colimadores na posição de irradiação (ON). No extremo oposto do cilindro situa-se uma lâmpada que serve para simular o campo de irradiação. Esta fonte emite radiação γ em cascata de 1,17 e 1,33 MeV. A energia média utilizada para fins práticos é de 1,25 MeV [17].

Como os raios γ são emitidos em todas as direções deve haver uma proteção de chumbo e urânio ao redor da fonte para absorver a radiação e está alojada num cabeçote giratório que faz parte de um suporte chamado de *Gantry*.

Possuem console de controle de operação, controle remoto, mesa de tratamento e sistema de colimadores ajustáveis que é composto por dois pares de lâminas móveis (nas coordenadas de X e Y) posicionadas em paralelo duas a duas e alinhadas simetricamente com o eixo de rotação, podendo formar campos quadrados. Estes

campos de irradiação são projetados sobre a superfície de tratamento por uma lâmpada quando a fonte está recolhida de forma a simular uma área de irradiação com indicação para o centro do feixe [17].

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

Os aceleradores lineares são capazes de gerar feixe de fótons e de elétrons de várias energias, com a qual podem cobrir diversas necessidades da radioterapia externa. Podem apresentar uma grande quantidade de acessórios, como por exemplo, colimadores assimétricos e multilâminas, dispositivos de imagem portal, filtros dinâmicos, aplicadores para radiocirurgia, etc. Por tudo isso são máquinas que requerem grande preparação e muito tempo, tanto para se colocar em funcionamento como para aplicar um programa de garantia de qualidade e manutenção [18]

Num acelerador linear os elétrons são gerados em um cátodo incandescente, são acelerados até um quarto da velocidade da luz no canhão mediante a aplicação de um campo elétrico pulsado. Então é introduzida uma guia de ondas que forma a estrutura aceleradora e onde existe um campo eletromagnético de alta frequência e alta potência. Criam-se pequenos pacotes e aceleram-se até 99% da velocidade da luz. Estes elétrons acelerados podem ser utilizados diretamente ou freados pelo choque contra um alvo de material pesado para que cedam suas energias cinéticas na forma de fótons de raios X. Com este sistema podem alcançar energias muito altas. Na utilização clínica são da ordem de dezenas de MeV (~100 vezes maior que os equipamentos de raios X convencionais e 10 vezes maior que os raios γ do Co^{60}).

O rendimento de um acelerador linear não é dado em função do tempo, como em uma unidade de ^{60}Co , onde a radiação emitida depende da atividade de uma fonte radioativa. Em um acelerador linear, onde a radiação é gerada, de forma análoga a um tubo de raios-X, mas com velocidades muito superiores, como já foi citado, a dose emitida é representada em unidades monitor do equipamento. Ao realizarmos uma calibração deste acelerador, precisamos ter a garantia de que sua unidade de monitor (uma unidade monitor UM) corresponda a uma dose absorvida em cGy, nas condições de referência. Para esta garantia, utilizamos geralmente, um detector tipo câmara de

ionização, posicionado nas condições de referência, que estimará a dose absorvida e a sua correspondência entre a unidade monitor, UM, do acelerador linear [18].

2.6 - PARÂMETROS FÍSICOS DO FEIXE DE RADIAÇÃO

Para cada unidade de tratamento e cada energia se tem um conjunto de tabelas que administram os parâmetros dosimétricos relevantes sob condições clínicas. Estas tabelas são preparadas pelo físico a partir de calibrações e outras medidas.

Adiante estes parâmetros serão comentados.

2.6.1-Percentual de Dose Profunda, PDP (PDD)-Curvas e cartas de isodose.

Para auxiliar na visualização da dose absorvida no volume do tumor e vizinhanças, são utilizadas as cartas de isodose, que são mapas da distribuição da dose na região de interesse no paciente. As cartas de isodose são formadas por curvas de isodose, que são linhas que ligam os pontos de mesma dose.

As cartas de isodose são funções da forma e da área do campo de irradiação, da distância foco-superfície e da qualidade da radiação.

Estas curvas são obtidas experimentalmente sempre com um feixe que incide perpendicularmente a um plano. Para confeccionar estes mapas, que representam a distribuição da dose no corpo humano, o material utilizado, denominado simulador ou fantoma, tem que possuir densidade 1 g/cm^3 que, em média, é uma boa aproximação para a densidade do corpo humano [18].

Um procedimento experimental, que pode ser utilizado para se obter as curvas de isodose, é realizado utilizando-se um tanque de acrílico cheio de água e medindo-se a dose em vários pontos ao longo e transversalmente ao eixo central do campo, em relação à dose máxima na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central.

Há casos em que se deseja conhecer somente a percentagem de dose profunda ao longo do eixo central e não a sua distribuição e as cartas de isodose não são necessárias.

Para estes casos existem tabelas, construídas experimentalmente da mesma forma que para as cartas de isodose, que dão a percentagem de dose profunda dependente do tamanho do campo, distância fonte-superfície e qualidade da radiação [19].

Para o cálculo da dose é indispensável o uso da carta de isodose ou de tabelas de percentagem de dose profunda (PDP). A partir destes dados é possível saber, com precisão, a quantidade de radiação que está sendo absorvida pela região irradiada.

A percentagem de dose profunda é uma relação percentual da dose absorvida em determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima, $d_{m\acute{a}x}$ [19].

$$PDP = \left(\frac{D_d}{D_o} \right) 100 \quad (2.7)$$

Onde, o PDP é a percentagem de dose profunda, D_d a dose na profundidade d no eixo central do feixe e D_o a dose de referência na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe.

A percentagem de dose profunda decresce com o aumento da profundidade devido à atenuação sofrida pela radiação e com o inverso do quadrado da distância, com exceção da região de build-up. A percentagem de dose profunda se eleva com a área do campo, pois com o aumento do volume irradiado tem-se maior quantidade de radiação espalhada [19].

2.6.2-Região de Build-up

Quando fótons ou partículas capazes de produzir ionização interagem com a matéria transferem sua energia para as partículas ionizadas (elétrons) e estas partículas passam a interagir com o meio depositando nele uma dose absorvida D_m [19].

A perda de energia por unidade de distância percorrida dentro do absorvedor (dE/dx) por uma partícula carregada, é inversamente proporcional à velocidade da partícula: $dE/dx \propto 1/v$. Portanto durante o percurso da partícula ionizante, a densidade de ionização crescerá até atingir um valor máximo próximo ao seu alcance máximo. Este padrão de ionização é o mesmo para todas as partículas carregadas, diferindo

apenas quanto ao alcance. O alcance dos elétrons liberados por raios-X de quilovoltagem percorrem alguns mm na água ou tecido e elétrons liberados por raios-X produzidos em equipamentos de 20 MeV percorrem até 8 cm no tecido antes de parar.

Os fótons interagem com a matéria, produzindo elétrons por ionização. A intensidade de ionizações diminui com a profundidade. A fluência de elétrons e a dose absorvida pela matéria aumentam com a profundidade até certo ponto, diminuindo à medida que os fótons são absorvidos. Em consequência disto a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um máximo a partir do qual passa a decrescer. A região entre a superfície irradiada e a profundidade onde a dose atingiu o valor máximo é chamada de região de *build-up* (acúmulo). A espessura da região de *build-up* é denominada espessura de equilíbrio eletrônico. Além deste ponto a dose decresce pela atenuação e inversamente ao quadrado da distância [19].

2.6.3-Razão tecido-ar TAR

A razão tecido-ar *TAR* é definida como a razão entre a medida da dose num tecido qualquer e a da dose depositada no ar, mantendo a mesma profundidade [19]:

$$TAR = \frac{D_d}{D_{dref}} \quad (2.8)$$

Onde D_d é a dose à profundidade d no tecido e D_{dref} é a dose depositada nas mesmas condições no ar, mantendo-se o equilíbrio eletrônico.

A razão tecido-ar é independente da distância fonte-superfície, sendo função da profundidade, da área do campo nesta profundidade e da qualidade da radiação [19].

2.6.4-Razão Tecido-Máximo TMR

A razão tecido-máximo é um caso especial da razão tecido-fantoma e pode ser definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma ou simulador a uma profundidade d , pela dose no mesmo ponto na profundidade de dose máxima. Ou seja, quando a profundidade de referência (d_{ref}) é a profundidade de máxima dose ($d_{máx}$), o TPR é igual ao TMR [19].

A razão tecido-fantoma (TPR) é definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma, a uma profundidade d e a uma distância f da fonte, pela dose em outro ponto, à mesma distância f da fonte, a uma profundidade fixa de referência (d_{ref}). O TPR é uma função geral, definida para eliminar a dependência com a distância da fonte, que pode ser normalizada em qualquer profundidade de referência [19].

$$TPR = \frac{D_d}{D_{d_{ref}}} \quad (2.9)$$

2.6.5-Fatores de Retrodispersão e de Espalhamento-Pico (PSF)

Parte da radiação incidente na superfície do paciente é espalhada para os lados e para trás. Os fatores de retrodispersão e de espalhamento-pico são definidos de modo a levar em conta esta perda.

O fator de retrodispersão é definido para raios-X de baixa e média energia (até aproximadamente 400 kV), que têm profundidade de equilíbrio eletrônico praticamente nulo (na superfície) [19]:

$$PSF = \frac{D_s}{D'_s} \quad (2.10)$$

Onde D_s é a dose absorvida medida na superfície do tecido e D'_s é a dose absorvida medida no ar nas mesmas condições.

O fator de espalhamento-pico é definido para raios-x acima de 400 kV e raios γ do ^{60}Co , para os quais a profundidade de equilíbrio eletrônico está abaixo da superfície do paciente:

$$PSF = \frac{D_{dm}}{D'_{dm}} \quad (2.11)$$

Onde D_{dm} é a dose absorvida medida na profundidade de equilíbrio eletrônico e D'_{dm} é a dose absorvida medida no ar nas mesmas condições.

Os fatores de retrodispersão e de espalhamento-pico, bem como a razão tecido-ar, variam com a área do campo e com a qualidade da radiação.

2.6.6-Fator Distância (F_d)

Em radioterapia existem duas principais técnicas de tratamento, a técnica em SSD, do inglês *source-surface distance* (distância fonte-superfície - DFS) que se refere à distância que existe entre a fonte e uma superfície irradiada, e a técnica em SAD, do inglês *source-axis distance* (distância fonte-isocentro - DFI), também conhecida com técnica isocêntrica, que se refere à distância da fonte ao eixo central de rotação do gantry do irradiador [19;20].

Na primeira, o isocentro da máquina é posicionado na superfície do simulador e, na segunda, na profundidade desejada. No caso real de tratamento, esta profundidade é o centro geométrico do tumor.

Porém, se um tratamento for efetuado em uma distância fonte-superfície diferente daquela de calibração, faz-se necessária a correção pelo fator distância. Para a calibração em SSD e tratamento realizado com a técnica em SAD, o fator distância é [19]:

$$F_D = \left(\frac{DFS_{cal} + d_{cal}}{DFS_{trat} + d_{trat}} \right)^2 \quad (2.12)$$

Onde: DFS_{cal} e d_{cal} são, respectivamente, a distância fonte-superfície e a profundidade de calibração e DFS_{trat} e d_{trat} são, respectivamente, a distância fonte-superfície e a profundidade de tratamento.

Para a calibração em SAD e tratamento realizado com a técnica em SSD o fator distância é:

$$F_D = \left(\frac{DFS_{Cal} + d_{Cal}}{DFS_{trat} + d_{máx}} \right)^2 \quad (2.13)$$

Onde: $d_{máx}$ é a profundidade de máxima dose.

2.6.7-Fator bandeja

A bandeja, nas máquinas de radioterapia, serve como suporte para os colimadores e fica entre a fonte de radiação e o paciente. Como o material de que é feita a bandeja (normalmente lucite, um tipo de plástico semelhante ao acrílico) também absorve a radiação, a presença desta deve ser levada em conta no cálculo da dose. O fator bandeja F_b deve ser determinado para cada aparelho e sua respectiva bandeja [20]:
 $F_b = (\text{Intensidade do feixe com bandeja}) / (\text{Intensidade do feixe sem bandeja})$

2.6.8-Fator de Calibração (FC)

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}Co , o FC 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 (unidade: UM) e a taxa de dose (unidade: UM/min) como dados de

entrada. Portanto, para se calcular a dose a ser aplicada ao paciente, faz-se necessário saber, também, o fator de calibração do acelerador [20]

O fator de calibração é calculado através da determinação da dose absorvida.

$$FC = \frac{D_w}{UM} \quad (2.14)$$

Onde: **D_w** é a dose absorvida na água na qualidade do feixe [20]

Todos esses parâmetros físicos são necessários ao cálculo de dose para o planejamento do tratamento do paciente portador de neoplasia maligna. Esses mesmos parâmetros são os que devem ser introduzidos no sistema computadorizado de planejamento do tratamento

2.7-PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

O planejamento de um tratamento radioterápico tem como objetivo tratar o câncer, sem comprometer regiões anatômicas sadias, de acordo com os níveis preestabelecidos de dose. Este planejamento é um conjunto de procedimentos que visam: a localização do volume do tumor e volume alvo (contém o volume de tecidos do tumor e um volume de tecidos como margem de segurança) do paciente; e a quantificação homogênea da dose prescrita no volume tratado [20].

Estes procedimentos são:

- ✓ a aquisição dos dados do paciente como o contorno da região onde se encontra o volume a ser irradiado, que pode ser determinado por meio de uma tomografia computadorizada mostrando além do contorno, estruturas internas que são de grande importância e facilitando a entrada de dados para uma unidade central do sistema de planejamento computadorizado;

- ✓ a simulação do tratamento utilizando um equipamento que reproduz todo o tratamento radioterápico só que não emite radiação de energia igual e sim raios X para execução de radiografias;
- ✓ a imobilização e posicionamento do paciente dentro do campo de irradiação durante o tratamento de forma que haja uma reprodução diária ;

O cálculo da dose a ser administrada ao paciente segue as características de irradiação prescrita e os parâmetros físicos do feixe e do equipamento utilizado.

A dose absorvida no volume-alvo varia com a profundidade, sendo assim, esta variação dependerá também de vários fatores como: energia do feixe, tamanho de campo de irradiação, distância da fonte à superfície e sistema de colimação do feixe. Portanto, o cálculo de dose no paciente envolve considerações a respeito destes parâmetros e outros, já que eles afetam a distribuição de dose em profundidade.

2.8 - DOSE PRESCRITA PELO RADIOTERAPEUTA

2.8.1-No Irradiador de ^{60}Co

A prescrição da dose envolve todos os parâmetros físicos já citados. Para os tratamentos realizados com feixe fótons, de uma fonte de ^{60}Co , a dose é prescrita de acordo com o tempo de exposição da fonte (t), conforme a Equação 2.15[17].

$$D_p = (t - t_{err}) R.PDP.FAC(Ceq).F_B \cdot \frac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})} \quad (2.15)$$

Onde:

- ✓ D_p – Dose Prescrita (cGy)
- ✓ $PDP(d, C_{Col})$ – Percentual de Dose em Profundidade
- ✓ t – Tempo de Aplicação (min)

-
- ✓ R – Rendimento da Fonte (cGy/min)
 - ✓ C_{Eq} - Lado Cpo.Equivalente (cm)
 - ✓ C_{Col} - Lado Cpo. Colimado (cm)
 - ✓ $FAC(C_{Eq})$ - Fator Abertura de Colimador Cpo. Equivalente
 - ✓ $PSF(C_{Eq})$ - Fator Espalhamento-Pico (PSF) - Cpo. Equivalente
 - ✓ $PSF(C_{Col})$ - Fator Espalhamento-Pico (PSF) - Cpo. Colimado
 - ✓ F_B - Fator Bandeja
 - ✓ t_{err} - Tempo Erro de Deslocamento da Fonte (min)

Os parâmetros físicos presentes na ficha de tratamento e a simbologia utilizada nas equações, tanto nos cálculos de planejamento quanto nas medidas *in vivo* estão relacionados acima.

Como o irradiador é composto por uma fonte radioativa em constante atividade, calcula-se o rendimento **R** da fonte, em cada mês, pela Equação 2.16 de decaimento exponencial, onde **R₀** é o rendimento da fonte na data de sua instalação, **t** é o tempo decorrido desde sua instalação e **T_{1/2}** é a meia-vida do ⁶⁰Co, de 1925,16 dias [17].

$$R = R_0 \cdot e^{-\ln 2 \cdot t / T_{1/2}} \quad (2.16)$$

O fator abertura de colimador, **FAC**, refere-se à diferença entre a exposição de um campo qualquer e um campo 10x10cm². Os valores de **FAC**, **PSF** e **PDP** são medidos e tabelados periodicamente pelo setor da Física-Médica. No caso de campos ou profundidades não encontrados na tabela, ou seja, medidas intermediárias o físico deverá interpolar os valores [17].

O parâmetro **F_B**, fator bandeja, corrige as diferenças entre uma irradiação com e sem bandeja de blocos de proteção.

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

O campo equivalente(**C_{Eq}**) ao campo de tratamento, segundo Viegas, é obtido pela Equação 2.17 [17].

$$C_{A \times B} \equiv C_{Eq} = \frac{2.A.B}{A + B} \quad (2.17)$$

O campo colimado (C_{Col}) é uma aproximação do campo equivalente descontando as áreas protegidas por blocos e as áreas não irradiadas. Seu tamanho é escolhido pelo físico do planejamento e periodicamente conferido por um algoritmo em computador.

2.8.2-No Acelerador Linear

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 2.18 representa a dose prescrita de acordo com as unidades monitor [18]:

$$D = UM.FC.PDP.FAC(C_{Eq}).F_B \cdot \frac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})} \quad (2.18)$$

Onde:

- ✓ D_p – Dose Prescrita (cGy)
- ✓ UM – Unidade Monitor
- ✓ FC – Fator de Calibração
- ✓ PDP (d, C_{Col}) – Percentual de Dose em Profundidade
- ✓ C_{Eq} - Lado Cpo.Equivalente (cm)
- ✓ C_{Col} - Lado Cpo. Colimado (cm)
- ✓ $FAC(C_{Eq})$ - Fator Abertura de Colimador Cpo. Equivalente
- ✓ $PSF(C_{Eq})$ - Fator Espalhamento-Pico (PSF) - Cpo. Equivalente
- ✓ $PSF(C_{Col})$ - Fator Espalhamento-Pico (PSF) - Cpo. Colimado
- ✓ F_B - Fator Bandeja

2.8.3-Sistema Computadorizado de Planejamento

O planejamento de um tratamento radioterápico faz uso de um sistema computadorizado que calcula com pequena margem de erro a distribuição de dose em um volume-alvo e a menor possível fora dele, onde existem regiões sadias que não devem receber radiação. O Eclipse é um dos sistemas computadorizados de planejamento de tratamento da Varian Medical Systems que trabalha com os parâmetros necessários para o tratamento radioterápico. É utilizado em diversos tipos de terapia com fótons, intensidade modulada, elétrons, prótons e na braquiterapia. A automatização possibilita que o radioterapeuta simule um planejamento virtual com a entrada de dados [21].

No ambiente integrado do setor de oncologia, todos os parâmetros requeridos para o tratamento do paciente estão imediatamente disponíveis no sistema médico eletrônico de entrega do registro e do tratamento. Toda a informação do paciente é mantida em uma base de dados, eliminando a necessidade de exportar ou importar os dados de uma aplicação à outra [21].

A simulação virtual com eclipse é integrada à simulação do paciente. Os processos de simulação virtual e do paciente são comparados.

A Figura 2.1 mostra as imagens da simulação virtual, fundida com a imagem tomográfica, de um tumor de cabeça destacado por uma cruz. As linhas coloridas são as distribuições de dose até o volume-alvo.

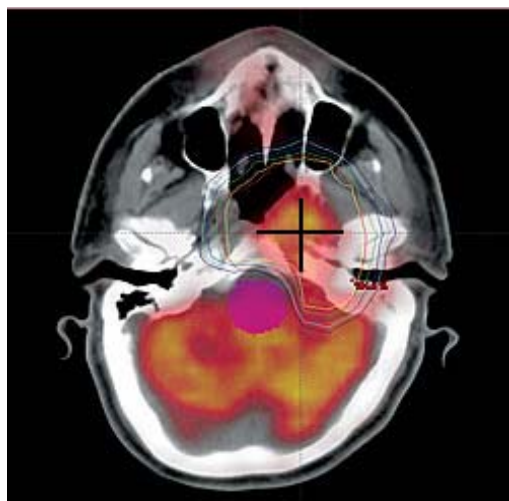


Figura 2.1: Imagem no sistema computadorizado de planejamento Eclipse [21].

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 (STT). Essas tabelas de tratamento segmentadas (STT) encontram-se armazenadas no próprio programa [21].

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 [18]. 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).

2.9 – MEDIDAS IN VIVO

A medida *in vivo* é um dos itens fundamentais nos procedimentos de Garantia da Qualidade na radioterapia, com o objetivo de estimar a dose em regiões do paciente submetidas às radiações ionizantes e verificar se há concordância com a dose prescrita para o tratamento [22].

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” [23].

Nos tratamentos radioterápicos, o acúmulo da dose no volume alvo é o resultado da articulação dos procedimentos já citados no planejamento do tratamento:

- ✓ Calibração de irradiadores e aceleradores;
- ✓ Localização do tumor, do volume alvo, dos órgãos críticos, das estruturas anatômicas e da aquisição dos dados inerentes ao perfil do paciente;
- ✓ Elaboração do plano de tratamento e do cálculo da dose;
- ✓ Simulação do tratamento;
- ✓ Posicionamento do paciente no tratamento e
- ✓ Medida *in vivo*.

Tais procedimentos garantem que a dose nas condições específicas do tratamento esteja correta, produzindo o menor dano possível aos tecidos sadios. A verificação da dose é o caminho mais seguro para diminuir as incertezas no tratamento do paciente.

A dosimetria *in vivo* é bastante útil e deveria ser considerada em pelo menos, todas as primeiras sessões de tratamento, de todos os Programas de Garantia da Qualidade [23]. Nas medidas *in vivo*, são mais utilizados os dosímetros termoluminescentes (dosímetros TL ou TLD), MOSFET ou diodos semicondutores. A dosimetria *in vivo* com o uso de diodos semicondutores oferece a vantagem de fornecer uma leitura imediata [17].

2.9.1-Considerações para medidas *in vivo*

Antes de iniciar uma medida *in vivo* como tarefa de rotina em um serviço de radioterapia, alguns fatores devem ser considerados, por exemplo:

- ✓ O objetivo da medição: dose na pele, dose na profundidade de máximo ou numa determinada profundidade;
- ✓ Se a dose esperada pode ser estimada;
- ✓ Se o ponto de medida encontra-se numa área de elevado gradiente de dose;

-
- ✓ Qual o dosímetro mais apropriado levando em conta suas características;
 - ✓ As medidas a serem tomadas com devida acurácia.

Também antes de iniciarmos qualquer medição é necessário calibrar o detector para o tipo de tratamento em que se pretende utilizá-lo, aplicar os fatores de correção da resposta do detector de acordo com as diferenças entre as condições de calibração e as condições do tratamento do paciente, que serão comentados na Secção 2.14. Por exemplo, uma irradiação de um paciente real oferece condições diferentes de tamanho do campo de irradiação, distância fonte superfície (DFS), utilização de filtros, bandeja ou blocos, se comparada a uma irradiação padrão da calibração com um simulador. Logo, a resposta do diodo às circunstâncias diferentes não pode ser a mesma da câmara de ionização. Após calibrar o conjunto dosimétrico e determinar os fatores de correção poderemos calcular a dose no volume alvo (dose esperada) e compará-la com a dose medida.

Utilizando o mesmo procedimento da dosimetria *in vivo* também é possível observar a calibração da máquina, os filtros ou outros modificadores do feixe e o posicionamento do paciente em relação ao irradiador. Se todas as etapas forem realizadas com elevada acurácia, certamente os erros sistemáticos diminuirão, favorecendo a qualidade do tratamento. Desta forma a dosimetria *in vivo* é uma parte do Programa de Garantia de Qualidade [24].

Antes de iniciar a dosimetria *in vivo*, a dose deverá ser estimada experimentalmente utilizando-se um simulador do corpo humano, geralmente a água, por ser um dos principais componentes dos tecidos do corpo humano (exceto pulmões e ossos). Detectores de radiação, como o diodo, são posicionados em um simulador, e os valores de dose medidos servem de referência para o cálculo da dose no cotidiano da radioterapia e posteriormente para uma avaliação *in vivo*.

2.10 - DETECTORES SEMICONDUTORES

Os diodos são materiais semicondutores e como tal, os elétrons fazem parte do processo de condução somente quando recebem um incremento de energia.

Em relação à condutividade de elétrons nos materiais semicondutores, existem três bandas de energia conhecidas como a banda de valência, a banda de condução e a banda proibida. Cada banda de energia é caracterizada de acordo com a condição dos elétrons, por exemplo, na banda de valência é a região onde os elétrons normalmente não estão excitados, sendo assim uma banda de baixa energia. A banda de condução é a região onde os elétrons depois de excitados normalmente migram e a banda proibida é a região onde não se encontram os elétrons [10].

É a largura em energia da banda proibida que caracteriza um material como isolante, semicondutor ou condutor (Figura 2.2), isto é, para uma banda proibida com energia da ordem de 1eV, energia intermediária a de um isolante e um condutor, o material é denominado de semicondutor. A energia necessária para a transição da banda de valência para a banda de condução é chamada de energia de *Gap*, ou simplesmente *Gap de energia*. Cada um dos tipos conhecidos de semicondutores possui um *Gap* característico [10].

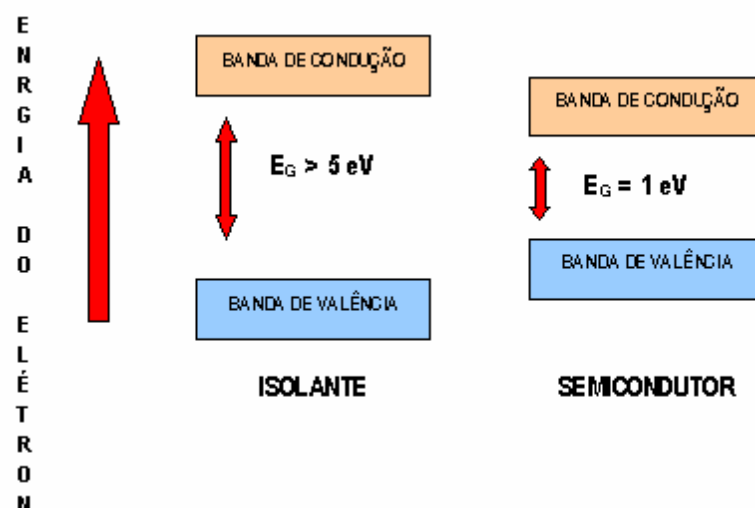


Figura 2.2: Estrutura de bandas de um semicondutor (E_G = energia de *Gap*) [10].

A condutividade de corrente elétrica, em um semicondutor, pode ocorrer quando elétrons da banda de valência são acelerados por um campo elétrico externo e passam para a região denominada banda de condução ou pode ocorrer por elevação de temperatura, onde os elétrons da banda de valência, também podem adquirir energia suficiente para saltar a banda proibida e chegar à banda de condução [10].

Quando um elétron passa para a banda de condução, em seu lugar fica uma ausência de elétron, que é chamada de lacuna ou simplesmente buraco. Da mesma forma que o campo elétrico aplicado ao material faz os elétrons se moverem da banda de valência para a banda de condução, a lacuna se moverá em sentido oposto. Na banda de condução, a população de elétrons dependerá da natureza e da temperatura do cristal.

Um diodo semicondutor é constituído de material tetravalente como o Germânio (Ge) ou Silício (Si), sendo este último o mais usado. 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 2.3 é mostrado um esquema da estrutura cristalina do semicondutor de Silício [17].

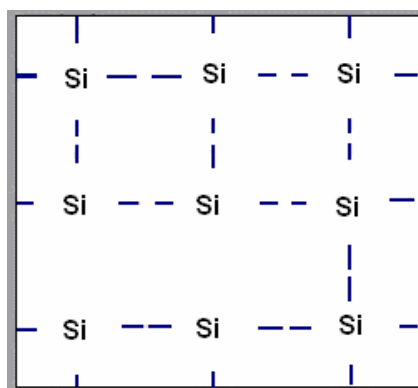


Figura 2.3: Rede ou Estrutura Cristalina do Semicondutor de Silício – Estrutura Intrínseca de Si [17].

Estas ligações covalentes se mantêm a uma temperatura suficientemente baixa, não havendo corrente elétrica no material. Mas esta condição se modifica quando o cristal encontra-se na temperatura ambiente e neste caso, algumas ligações covalentes

são rompidas devido às ionizações térmicas e seus elétrons são liberados. Quando uma ligação é rompida, com a saída de um elétron, uma carga positiva, com valor igual a carga do elétron, fica no átomo, que pode atrair um elétron de um átomo vizinho, deixando a órbita original de seu átomo e assim sucessivamente, criando nos átomos portadores de carga positiva, os elétrons livres. Os movimentos desses elétrons livres (carga negativa) e lacunas (carga positiva), através da estrutura do cristal de Silício, são aleatórios. Quando alguns elétrons preenchem algumas lacunas, chama-se o efeito de recombinação. A taxa de recombinação é proporcional ao número de elétrons livres e de lacunas, que por sua vez é determinada pela taxa de ionização. E a taxa de ionização é uma função da temperatura [25].

$$n = p = n_i \quad (2.19)$$

onde:

n: portadores negativos ou elétrons livres

p: portadores positivos ou lacunas

n_i : concentração de elétrons livres

Ao semiconductor em seu estado puro, conhecido como semiconductor intrínseco, é adicionado, geralmente, Boro (B) ou Fósforo (P), formando materiais tipo **p** e tipo **n** dependendo, respectivamente, se o material adicionado pertence ao Grupo III ou V da tabela periódica. Essa adição de materiais, ou seja, impureza, é um processo conhecido como dopagem [26; 27].

A dopagem tipo **p**, dá ao material característica receptiva de elétrons quando for adicionado um elemento trivalente como o Boro (Figura 2.4). 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, determinando características receptivas, ou seja, de atrair elétrons para completar a quarta ligação. Nesse material, as lacunas serão em maioria e por isso denominadas portadores majoritários. A lacuna é preenchida por um elétron de valência de um átomo próximo, um íon negativo preso à estrutura cristalina. Material Tipo **p** [26].

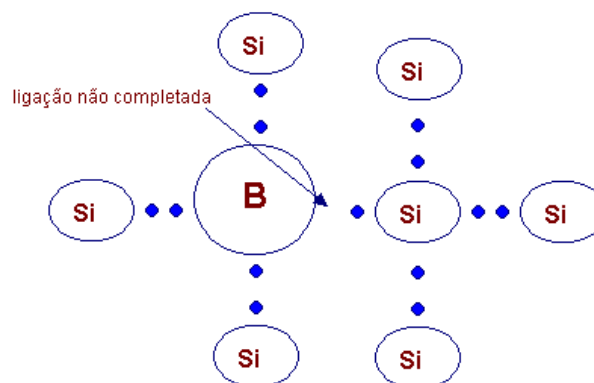


Figura 2. 4: Átomo de Boro ligado a quatro átomos de Silício[25].

Para formar o Material Tipo *n*, adiciona-se o elemento pentavalente Fósforo, dando ao material, características doadoras (Figura 2.5). Os átomos de Fósforo têm cinco elétrons de valência, quatro formam ligações com átomos de silício vizinhos, enquanto que o quinto elétron torna-se livre. Desta forma cada átomo de fósforo doa um elétron livre para o cristal que é chamado de portador majoritário no silício dopado com fósforo. O acréscimo de Fósforo tornará os elétrons como portadores de carga majoritários. O quinto elétron livre gera um íon preso à estrutura cristalina. Material Tipo *n*[26].

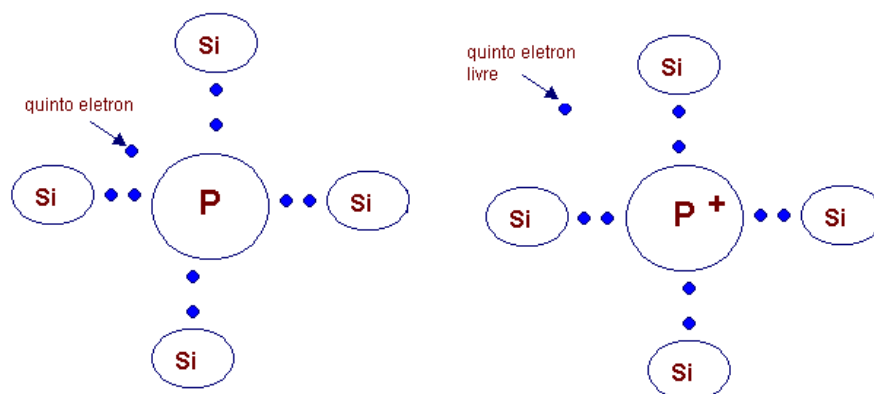


Figura 2. 5: Átomo de Fósforo ligado a quatro átomos de Silício [25].

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 pelos contactos metálicos de alumínio.

A Figura 2.6 mostra uma junção **pn** na condição de circuito aberto, onde os terminais externos são deixados abertos. Os sinais “+” no material tipo **p** representam as lacunas majoritárias. A carga dessas lacunas é neutralizada por uma quantidade igual de carga fixa negativa associada aos átomos aceitadores. No material do tipo **n**, os elétrons majoritários estão indicados pelos sinais “-”.

A corrente de Difusão I_D surge pelo fato da concentração de lacunas ser alta na região **p** e baixa na região **n**, as lacunas se difundem através da junção do lado **p** para o lado **n**; de modo similar, elétrons se difundem através da junção do lado **n** para o lado **p**. A soma dessas duas componentes de corrente é a corrente de difusão, cujo sentido é do lado **p** para o lado **n**[25].

Assim, como há componentes dos portadores majoritários na corrente de difusão, há também uma componente devido à deriva dos portadores minoritários através da junção, a soma de componentes minoritários gerados termicamente é a corrente de deriva. O sentido é dado do lado **n** para o lado **p** da junção. Seu valor depende muito da temperatura [25].

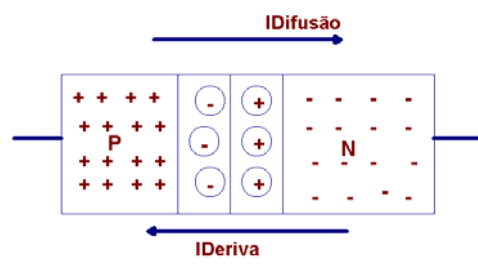


Figura 2. 6: Junção **pn** em aberto mostrando as duas correntes (difusão e de deriva) [25].

2.11 – DIODOS

A densidade do Silicó e a energia média baixa requerida para dar forma a um par de portadores por efeito de radiação, permitem que em um volume pequeno (aproximadamente $10,2\sim 10,1\text{ mm}^3$) do diodo de Silicó, produza uma corrente facilmente medida. Em consequência, os diodos têm uma sensibilidade elevada (definida como a carga coletada por unidade de dose no diodo). Seus volumes pequenos, aspereza mecânica, e leitura em tempo real fazem dos diodos um grande atrativo para a dosimetria *in vivo*. Entretanto, a física da geração e a coleção de cargas nos diodos semicondutores introduzem as características que são relevantes a seu uso clínico exato nesta aplicação. A estrutura chave nos diodos de Silicó usados para a dosimetria *in vivo* é a junção do **pn** [26; 27].

Na dosimetria *in vivo*, o diodo é coberto com o material para a proteção e para fornecer a condição do equilíbrio eletrônico, entre as cargas geradas no volume do detector e as cargas que saem dele, de acordo com o tipo de radiação incidente. Este material é chamado de capa de *Buildup*. A construção total determina as características de resposta da radiação do diodo, incluindo a dependência da resposta com o tipo do feixe, com a energia, com os aspectos da dependência do DFS (distância fonte superfície), e com o tamanho de campo. A Figura 2.7 mostra alguns tipos de diodos utilizados na dosimetria das radiações *in vivo*.

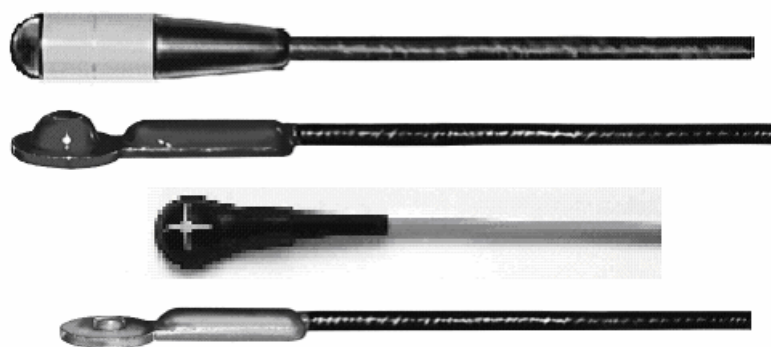


Figura 2.7: Diodos utilizados na dosimetria das radiações *in vivo* [27].

Pelo fato do Silicone não ser um material tecido equivalente, os diodos são dosímetros cuja resposta apresenta uma dependência energética considerável, especialmente para as radiações de baixa energia. A sensibilidade de um diodo, na maior parte das vezes, aumenta com o aumento da sua temperatura. Isso se deve a mudanças na mobilidade dos portadores de carga e no número de armadilhas disponíveis no cristal detector [26; 27].

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, e a polaridade do amplificador podem afetar resultados medidos.

2.12-TESTE DE ACEITAÇÃO DOS DIODOS

Dependendo da maneira com que os diodos são fabricados, dois diodos pertencentes ao mesmo grupo de fabricação, podem se comportar diferentemente quando irradiados. Conseqüentemente recomenda-se executar alguns testes antes de usá-los na rotina. Os resultados destes testes devem ser comparados com as especificações técnicas fornecidas pelos fabricantes. Os testes executados sempre em um novo diodo são [8]:

- ✓ Estudo da repetitividade
- ✓ Estudo da linearidade
- ✓ Estabilidade do sinal após irradiação
- ✓ Corrente de fuga do conjunto dosimétrico

2.12.1-Repetitividade

É o grau de concordância entre resultados de medição obtidos sob as mesmas condições (precisão da 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)[8].

2.12.2-Linearidade

A linearidade informa se a resposta do detector é proporcional ao aumento de dose absorvida.

2.12.3-Estabilidade do Sinal Após Irradiação

O sinal emitido pelo diodo, imediatamente depois da irradiação, não deve sofrer variações, mantendo-se estável durante um tempo pré-determinado, como por exemplo, 5 min, considerados como a média dos períodos de tempo encontrado na prática clínica [8].

2.12.4-Corrente de Fuga do Conjunto Dosimétrico

A corrente de fuga ou corrente de escapamento é a perda da carga coletada pelo conjunto dosimétrico, que quando comparado à corrente obtida para a medida real, deve ser insignificante e não deve exceder 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. [8].

2. 13 - CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO

Calibrar o conjunto dosimétrico diodo-eletrômetro, é irradiá-lo nas condições de referência, por exemplo, o tamanho do campo de irradiação de irradiação quadrado 10x10 cm² e SSD 80 cm. O diodo é calibrado para medir a dose de entrada, isto é quando posicionado na pele do paciente a dose medida deve corresponder a dose no tecido a uma profundidade de dose máxima na qualidade do feixe usado para uma geometria particular. O diodo deve ser conectado a um eletrômetro. No mercado existe uma variedade de eletrômetros disponíveis para dosimetria *in vivo*, tendo maior ou menor grau de sofisticação. Dependendo da escolha, um detector pode ser calibrado para ser usado em diversas condições diferentes de irradiação. O sinal medido do diodo é convertido automaticamente em dose usando as condições do tratamento. O procedimento da calibração envolve a determinação do fator de calibração (F_{Cal}). Recomenda-se calibrar o diodo para cada qualidade do feixe usado nos tratamentos que se pretende monitorar. Devido à variação do sinal do diodo com a dose acumulada, a calibração deve regularmente ser repetida. O valor da dose de entrada em uma situação clínica é calculado como o produto da leitura do diodo, do fator da calibração e dos fatores da correção (F_{Cor}) (Equação 2.20). O fator da calibração é definido como a relação da dose na câmara de ionização e da leitura do diodo (Equação 2.21) medidos na geometria de referência [8;17].

$$D_{Entrada} = L_{Diodo} \times F_{Cal} \times F_{Cor} \quad (2.20)$$

onde:

$D_{Entrada}$ = Dose de entrada

L_{Diodo} = Leitura do diodo

F_{Cal} = Fator de calibração

F_{Cor} = Fator de correção

$$F_{Cal} = \frac{D_{CI}}{L_{Diodo}} \quad (2.21)$$

onde:

D_{CI} = Dose na câmara de ionização

L_{Diodo} = Leitura do diodo

2.14-FATORES DE CORREÇÃO

Em seqüência à determinação do fator de calibração, um conjunto de fatores de correção da leitura do diodo será estabelecido de modo a considerar as variações da resposta do diodo fora das condições de referência. São eles:

- ✓ Fator da correção do tamanho de campo.
- ✓ Fator da correção da bandeja.
- ✓ Fator de correção do filtro.
- ✓ Fator de correção do SSD.
- ✓ Fator de correção do ângulo.
- ✓ Fator de correção da temperatura.

A dependência do sinal com os fatores de correção existe não somente devido às propriedades intrínsecas do cristal do diodo, mas também da física elementar do feixe, isto é, o fato que o detector recebe contribuições diferentes referente à radiação espalhada [8].

2.14.1-Fator de Correção do Tamanho do Campo

De acordo com o tamanho do campo de irradiação utilizado, os fatores que corrigem a diferença de espalhamento do feixe primário nas paredes do colimador são determinados e chamados de fatores de correção para abertura do colimador ou campo de irradiação, F_{Cpo} . O fator de correção é determinado, para abertura do colimador, com objetivo de entender as variações apresentadas pelos diodos em relação à câmara, ou seja, os fatores de correção para os diodos devido aos diferentes tamanhos de campo [8].

2.14.2-Fator de Correção da Bandeja

As bandejas utilizadas em um tratamento radioterápico têm a função de fixar os blocos de chumbo que protegem as regiões do paciente que não devem receber dose, ou receber um valor menor de dose, do que o resto da região irradiada. São feitas de acrílico e absorvem uma parte da radiação. Esta absorção deve ser levada em conta no cálculo da dose. As bandejas podem ser lisas, no caso de uma irradiação frontal, ou possuir rasgos e furos (Figura 2.8) para fixar o bloco no caso de uma irradiação lateral, com o *Gantry* a 90° ou 270°. Com as razões entre as respostas das leituras com e sem bandeja, obtém-se fator bandeja (F_B) para o diodo. O mesmo é feito para a câmara de ionização e obtém-se o fator de correção (F). Os fatores de correção são comparados com a câmara de ionização através da sua resposta com e sem a presença da bandeja [8].

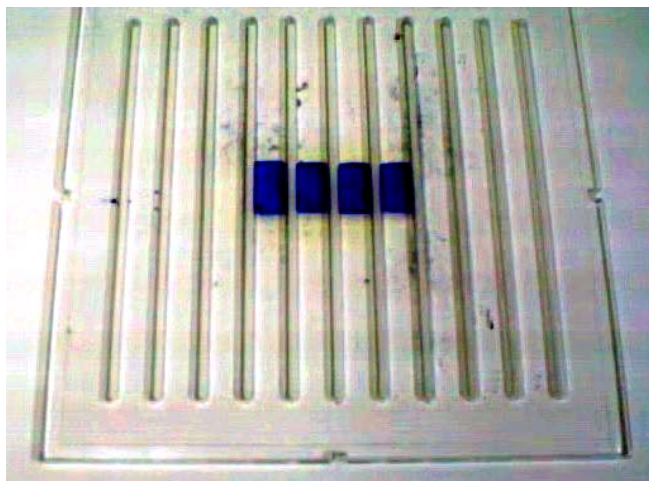


Figura 2.8 : Bandeja com rasgos

2.14.3-Fator de Correção do Filtro

O filtro em cunha é um modificador de feixe externo usado para criar o perfil assimétrico de dose, constituído de uma cunha metálica com determinado ângulo conhecido. O uso de filtros é um método bem estabelecido para otimizar distribuições de dose em radioterapia [18].

O fator filtro é definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pelo detector, com a interposição do filtro, pelas leituras efetuadas sem a interposição do filtro, na mesma profundidade e com o mesmo tamanho de campo [8].

2.14.4-Fator de Correção da Distância

Quando a distância fonte superfície (DFS) é modificada, o percentual de dose a uma determinada profundidade (PDP) se eleva com a área do campo de irradiação, pois aumentando o volume irradiado se tem maior quantidade de radiação espalhada, como podemos ver na Figura 2.9 que compara duas distâncias de fonte superfície F_1 e F_2 para um campo de irradiação fixo A_0 e seus percentuais de dose profunda para uma área $A_1 > A_0$ e $A_2 > A_0$ respectivamente [8].

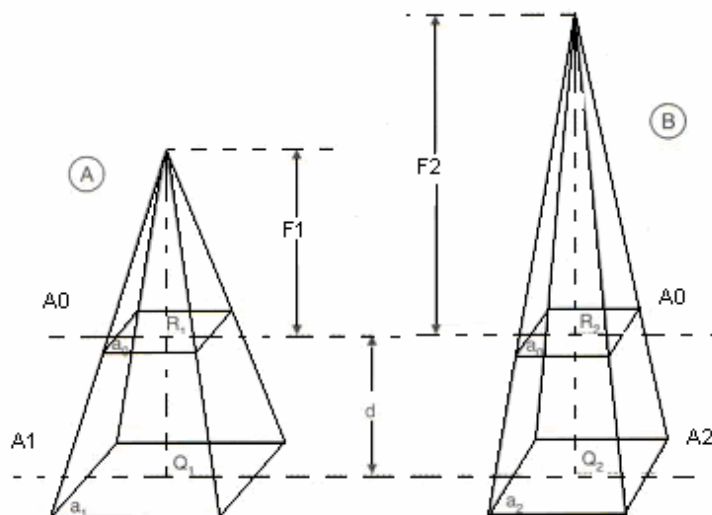


Figura 2.9: Esquema representando as duas distâncias de fonte superfície e a respectiva variação do volume irradiado [9].

Para uma dose medida no diodo, quando posicionado na superfície do simulador, esta deve corresponder a mesma da câmara de ionização na profundidade de máximo de dose. Conseqüentemente, é necessário um fator da correção do DFS igual ou menor que 1 [8].

2.14.5-Fator de Correção do Ângulo

Este fator de correção esclarece a dependência direcional do diodo com o feixe de incidência sobre a superfície sensível do detector. A forma geométrica dos diodos influencia no sinal, representada por uma dependência direcional axial e transversal.

A dependência direcional, em diodos de forma geométrica cilíndrica e semi-esférica, é diferente e será comentada no capítulo três [26; 27].

2.14.6-Fator de Correção da 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 da superfície de contato com o paciente, denominada temperatura superficial [26; 27].

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir, são apresentados os materiais e a metodologia utilizada, para a dosimetria *in vivo*. Inicialmente serão relacionados todos os equipamentos e suas características e posteriormente serão descritos os métodos para aceitação, calibração e determinação dos fatores de correção dos diodos como parte fundamental no cálculo da dose, seguido da simulação do tratamento utilizando o simulador antropomórfico e finalmente a determinação da dose *in vivo*.

3.1-MATERIAIS

Neste trabalho foram utilizados dois tipos de diodos semicondutores, diodo tipo ISORAD-p (cilíndrico) compreendido entre 1-4MV e diodo tipo QED (semi-esférico) de 6-12MV ambos da Sun Nuclear Corporation juntamente com dois eletrômetros CNMC Modelo 22D da Instruments , Inc.Nashville.

As irradiações foram realizadas em dois equipamentos do Instituto Nacional de Câncer, o irradiador Theratron 780Xe o acelerador linear Clinac 600C.

3.1.1– DIODO ISORAD-p

Todas as informações técnicas aqui citadas foram retiradas do manual do fabricante [26; 27].

Os detectores diodos ISORAD-p, compreendida entre 1-4MV possuem forma cilíndrica, são constituídos de Silicone com dopagem tipo p. Sua elevada sensibilidade e estabilidade são garantidas para as devidas qualidades de energia, com o detector

calibrado para a profundidade máxima de dose. A taxa de degradação na sensibilidade apresenta-se em torno de 1% / kGy para feixe de elétrons de 10 MeV e cerca de 0,1% / kGy para feixe de fótons provenientes de aceleradores de 6 MeV. A variação da temperatura é $>0,3\%/^{\circ}\text{C}$ [26; 27].

Um cuidado importante deve ser tomado durante as calibrações: o detector não é a prova de água.

Suas características técnicas encontram-se na Tabela 3.1.1. A Figura 3.1 apresenta uma fotografia do detector.

Tabela 3.1.1: Informações técnicas do diodo ISORAD-p.

INFORMAÇÃO	DADOS
Área de Detecção Efetiva	1,65 x 1,65 mm ²
Espessura de Detecção Efetiva	50 μm
Volume Sensível	0,14 mm ³
Nível de Pré-Irradiação	10 kGy com Feixe de Elétrons de 10 MeV
Sensibilidade	40 nC/Gy
Impedância da Fonte de Polarização Reversa a 10 mV	200 MΩ a 24 °C
Diâmetro do Cabo	2,5 mm
Comprimento Padrão do Cabo	3 m
Tipo de Conector de Cabo	BNC
Material de <i>Buildup</i>	Alumínio
<i>Buildup</i> Total	0,70 g/cm ²



Figura 3.1: Detector ISORAD-p.

ESTRUTURA INTERNA DO DIODO ISORAD-p

A Figura 3.2 apresenta um desenho do corte longitudinal do diodo. O ponto A mostra a região sensível do detector. O material em epoxi é uma resina que recobre o diodo. A Tabela 3.1.2 mostra as dependências na resposta da leitura do diodo Isorad-p.

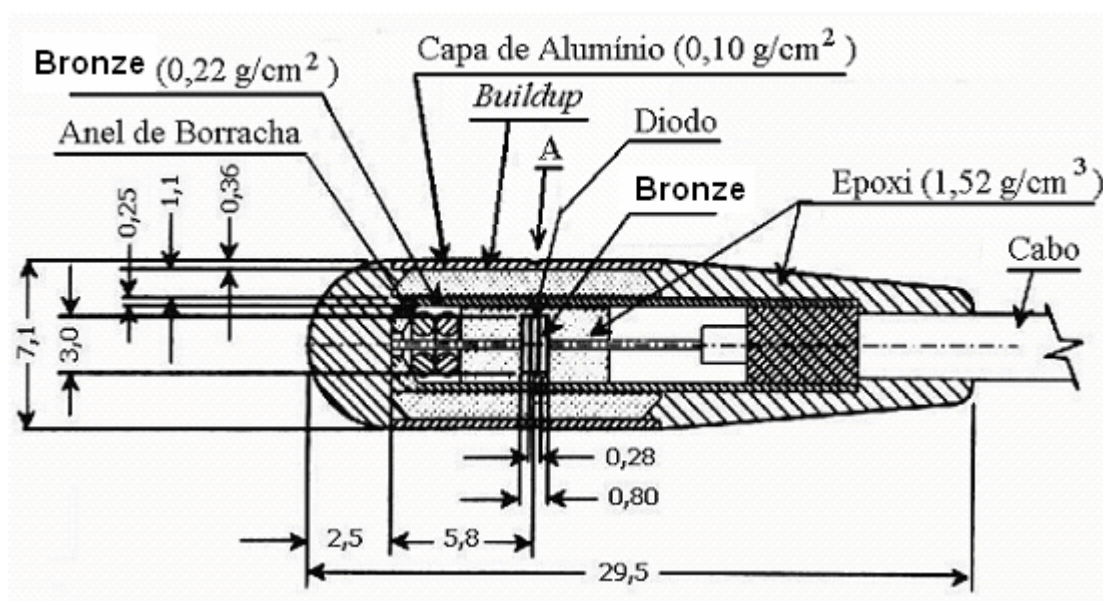


Figura 3.2: Corte longitudinal do diodo ISORAD-p. A escala está em mm [26].

Tabela 3.1.2: Dependências da resposta do diodo Isorad-p.

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

3.1.2 - DIODO QED

Os detectores QED se apresentam em cinco modelos para feixes de fótons e de elétron para diferentes intervalos de energia. São projetados para a verificação de dose *in vivo*. O modelo QED possui forma semi-esférica, é constituído de Silicone e possui uma dopagem do tipo **n** de junção **pn** [27].

Os diodos QED utilizados estão na faixa de 6-12MV. Assim como os diodos Isorad-p, não são impermeáveis.

Por possuírem uma resistência superior a da radiação incidente, podem ser utilizados, com energias incidentes maiores que a faixa de energia em que se encontram recomendados. A taxa de degradação da radiação é $> 1\%/kGy$ no feixe de elétron de 10 MeV e $< 0,5\%/kGy$ no feixe de fóton de 6 MV e a variação da temperatura é $> 0,6\%/^{\circ}C$. A Tabela 3.1.3 informa as características técnicas do diodo QED e a Figura 3.3 mostra a imagem de um diodo semiesférico QED [27].

Tabela 3.1.3: Informações técnicas do diodo QED.

Energia	6-12MV
Cor	Amarelo
Material da capa de Buildup	Bronze
Buildup Total (g/cm ²)	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 ²
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

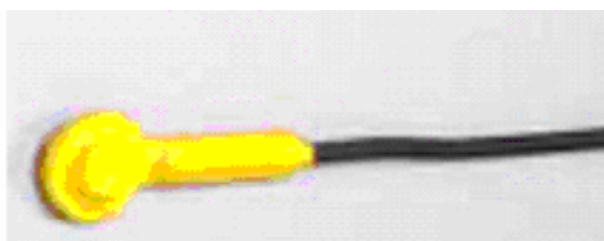


Figura 3.3: Imagem de um detector QED de 6-12MV.

ESTRUTURA INTERNA DO DIODO QED

A Figura 3.4 apresenta o esquema da vista da secção transversal e superior de um detector QED. O material em epoxi é uma resina que recobre o diodo, h e D são a altura e o diâmetro da superfície inferior da região sensível, respectivamente [27].

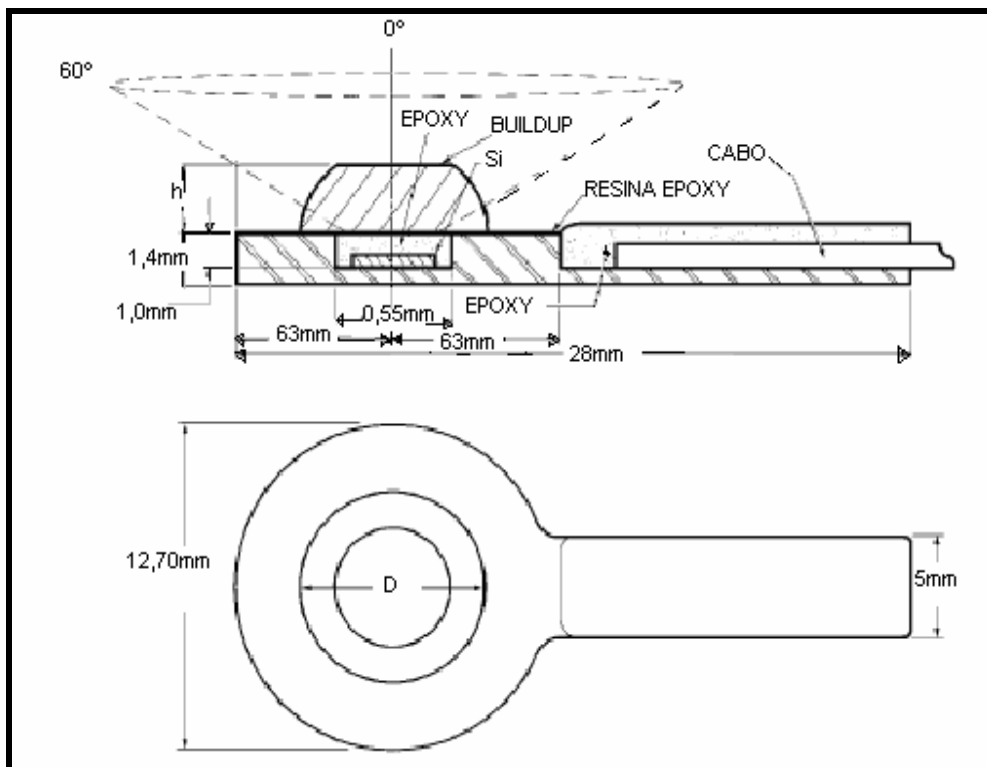


Figura 3.4: Vista da secção transversal e superior de um detector QED [27].

3.1.3 - CARACTERÍSTICAS DA RESPOSTA DOS DIODOS ISORAD-p e QED

Nesta secção estão relacionados alguns dados importantes às aplicações clínicas do diodo fornecidas pelo fabricante Sun Nuclear Corporation [26;27].

3.1.3-1: Perda de Sensibilidade

A taxa de degradação na sensibilidade se apresenta em torno de 1% / kGy para feixe de elétrons de 10 MeV e cerca de 0,1% / kGy para feixe de fótons provenientes de aceleradores de 6 MeV. A degradação da sensibilidade do diodo com a dose de radiação acumulada é mostrada na Figura 3.5 onde foi utilizado um feixe de elétrons de um acelerador industrial de energia 10 MeV.

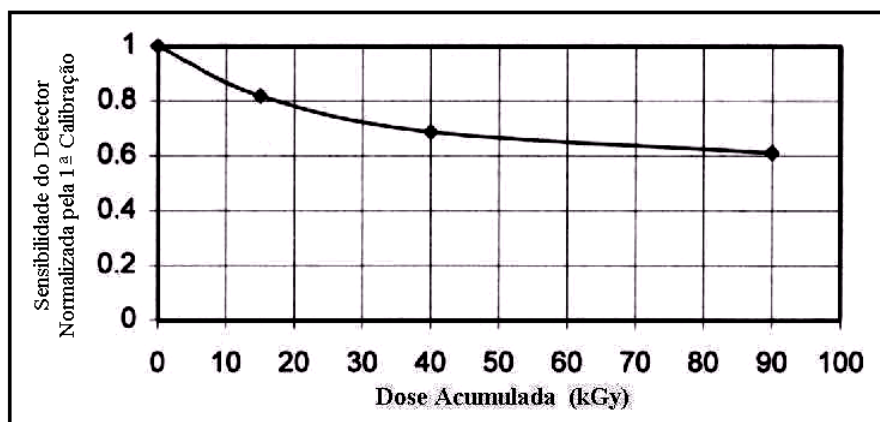


Figura 3.5: Variação da sensibilidade dos diodos com a dose acumulada para feixe de elétrons com energia de 10 MeV[26;27].

3.1.3-2: Variação da Resposta com a Temperatura

A variação da sensibilidade na resposta do diodo com a temperatura também depende da dose acumulada recebida pelo diodo. Tipicamente, a sensibilidade crescerá com a temperatura em torno de 0,1% por °C, no caso de diodos pouco irradiados. Entretanto, após uma dose de 6 kGy com elétrons de 20MeV (mais ainda com fótons), ela pode aumentar até de 0,4% por °C. Este efeito pode ser importante, visto que ao se colocar um diodo em contato com o paciente, a sua temperatura pode subir até 10 °C em relação à temperatura ambiente, no intervalo de 2 a 3 minutos, antes de se estabilizar.

Os diodos podem apresentar uma corrente de escurecimento devida aos portadores de carga gerados termicamente. Este efeito acontece mesmo para 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 [26;27]..

O detector apresenta uma variação da resposta com a temperatura externa de aproximadamente 0,3% / °C .

3.1.3-3: Dependência Direcional

A forma geométrica do diodo influencia a resposta angular representada por uma dependência direcional. Os diodos cilíndricos têm uma dependência angular diferente do que os semi-esféricos. A espessura da capa de Buildup determina as condições do feixe vista pelo diodo. Para minimizar os fatores de correção e para assegurar uma exatidão maior nas medidas, é preferível ter diodos com capas de Buildup adequadas para a profundidade de dose máxima (dmax). 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. Para a resposta axial dentro do intervalo de -60° a 60° , 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° a 60° . As Figuras 3.6 e 3.7 apresentam o arranjo experimental do teste [26;27].

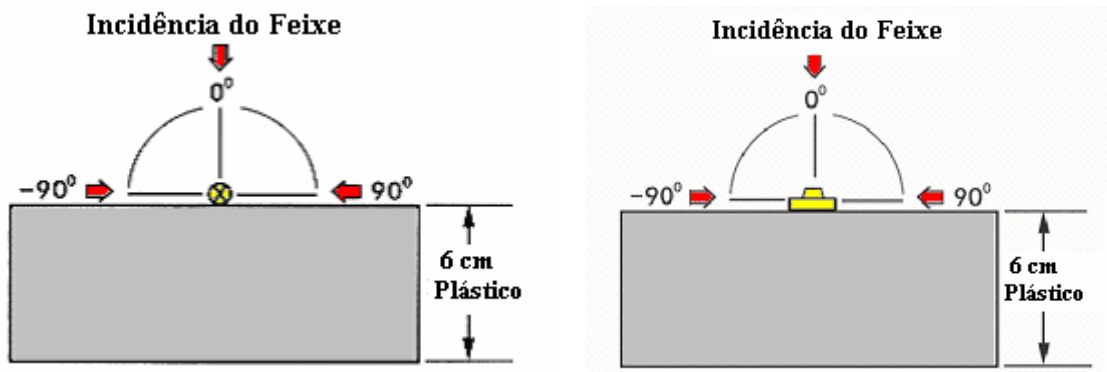


Figura 3.6: Arranjo experimental do teste de dependência direcional axial do fabricante [26;27].

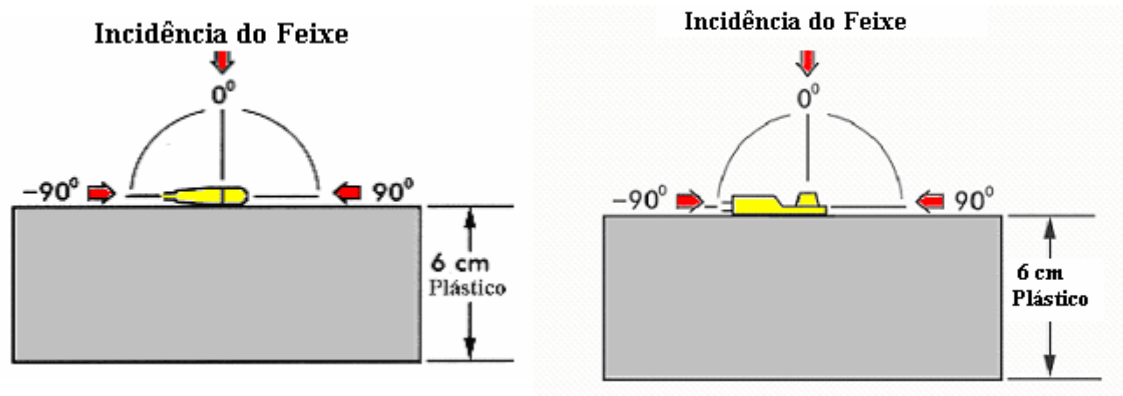


Figura 3.7: Arranjo experimental do teste de dependência direcional transversal do fabricante [26;27].

3.1.3-4: 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 Isorad-p, a dependência informada pelo fabricante é $< \pm 1,0\%$ utilizando feixes entre 6 e 18 MeV, com distâncias entre 80 e 130 cm, para aceleradores. As leituras apresentadas na Figura 3.8 estão relacionadas com a energia de fótons de acelerador linear, normalizada para 100 cm com Feixe de 6 MeV[26;27].

A dependência com a DFS (distância fonte superfície) varia tanto com a taxa de dose quanto às condições de espalhamento do feixe, variando também com a energia do feixe e o tipo de acelerador. Portanto, deve-se aplicar um fator de correção para cada condição específica.

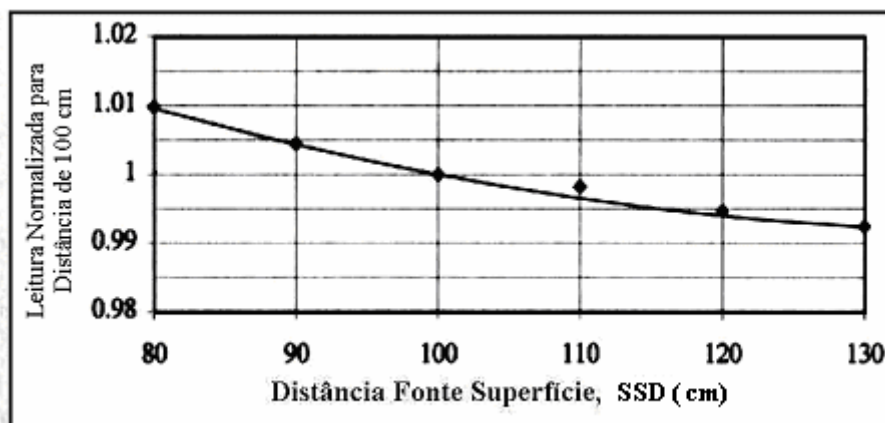


Figura 3.8: Resposta para dependência em DFS do diodo Isorad-p[26;27].

3.1. 4 - ELETRÔMETRO DUAL DIODE DOSIMETER 22D

O eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D é fabricado pela CNMC Company (Figura 3.9). Este eletrômetro é composto por uma bateria, quatro canais A1/A2 e B1/ B2 que medem simultaneamente dose / 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 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 [28], uma característica especial inerente no 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 3.1.4.



Figura 3.9: Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D.

Tabela 3.1.4: 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
<i>Corrente de fuga</i>	$< 0,1$ 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” x 8” x 4,1”
Peso	1,75 lbs

3.1.5 – CONJUNTO DOSIMÉTRICO DE REFERÊNCIA

O conjunto dosimétrico utilizado como referência em todos os testes de calibração e determinação dos fatores de correção dos diodos ISORAD e 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 3.10. As Tabelas 3.1.5 e 3.1.6 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 e TRS381[17].



Figura 3.10: Conjunto dosimétrico de referência: câmara de ionização IC70 e eletrômetro.

Tabela 3.1.5: Identificação do eletrômetro Keithley.

ELETRÔMETRO	
Fabricante	Keithley
Modelo	35040
Série	86600

Tabela 3.1.6: Identificação da câmara de ionização.

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

3.1.6 – SIMULADORES UTILIZADOS

Nos tratamentos radioterápicos 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 o mais próximo possível do tecido .

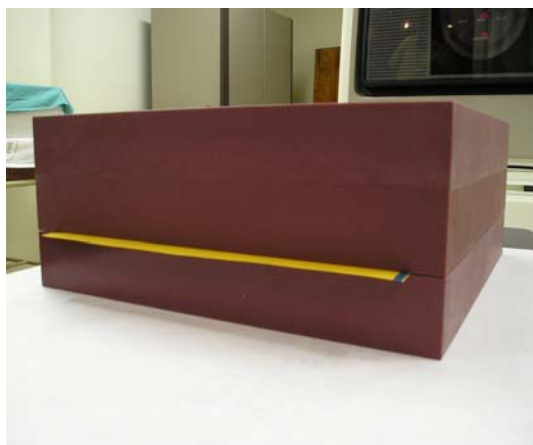
Em geral podemos ter dois tipos de simuladores, os geométricos e os antropomórficos.

Os simuladores geométricos reproduzem razoavelmente as propriedades do tecido humano sem a forma anatômica de órgãos e ossos. São preenchidos

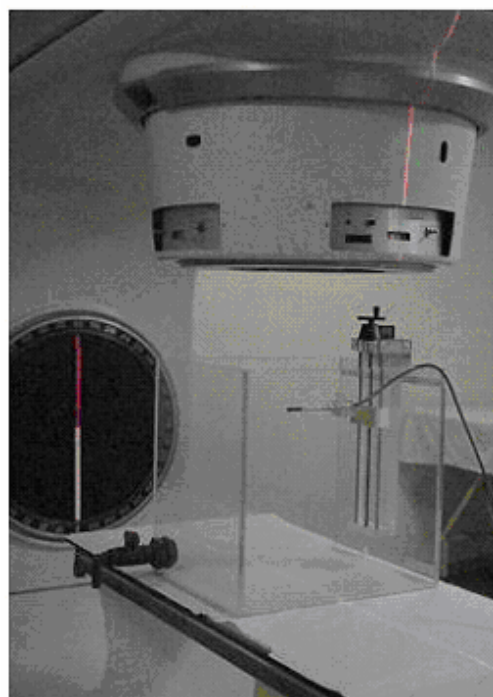
normalmente com água, e constituídos de material homogêneo e sólido. A água é considerada como um bom simulador de tecido humano, por ter composição química simples, por ser líquida, transparente e fácil de obter, além de possuir a densidade mais próxima do tecido humano [17].

O simulador antropomórfico reproduz a anatomia humana com as propriedades da interação da radiação. Contém esqueleto humano natural de tamanho apropriado, ajustado num molde onde prevalece a relação normal com os contornos do corpo. A substância mais comum é o *Presdwood*, que é um material equivalente ao tecido muscular. Os tecidos moles são moldados num material plástico firme e resistente, baseado numa borracha sintética de isocianeto [29].

Durante as irradiações para preparo dos diodos e simulação do tratamento radioterápico foram utilizados alguns simuladores. Dois simuladores geométricos, um constituído de placas quadradas de água sólida, cada uma com $(40 \times 40) \text{ cm}^2$ de lado e 5 cm de altura e outro constituído de acrílico com $(30 \times 30 \times 30) \text{ cm}^3$ preenchido com água para dosimetria e verificação da calibração do feixe, mostrados respectivamente na Figura 3.11. Para simular o tratamento radioterápico de cabeça e pescoço e pelve foi utilizado um simulador antropomórfico Rando Alderson apresentado na Figura 3.12.



(a)



(b)

Figura 3.11: Simuladores Geométricos –(a) Água Sólida e (b) Acrílico.



Figuras 3.12: Simulador Antropomórfico RANDO Alderson Feminino, (a)Frente e (b) Perfil [17] .

3.1.7 - AS UNIDADES DE TRATAMENTO

O irradiador Theratron 780X (THX), do Instituto Nacional de Câncer, foi a unidade de tratamento utilizada neste trabalho para as medidas *in vivo* da região de cabeça e pescoço. O Theratron 780X é uma unidade de teleterapia completa com fonte de Cobalto-60 (^{60}Co), fabricado pela empresa canadense Theratronics International Limited [31]. A Figura 3.13 é a imagem do irradiador Theratron 780X.

O *Gantry* possui rotação de 360° , com velocidade máxima de 1rpm. A figura 3.14 mostra os principais componentes do irradiador de ^{60}Co o Theratron 780X.

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 (± 20 cm) e longitudinal (78 cm) [17;30].



Figura 3.13: Irradiador Theratron 780X.

O campo de irradiação é iluminado e projetado sobre a superfície de tratamento simulando a área irradiada antes da exposição da fonte. Assim como o campo é simulado, a distância fonte superfície DFS é indicada pela sombra de uma escala projetada na superfície de tratamento simulada pelo indicador óptico chamado de telêmetro[17].

O sistema de colimadores pode formar campos quadrados de até $35 \times 35 \text{ cm}^2$.

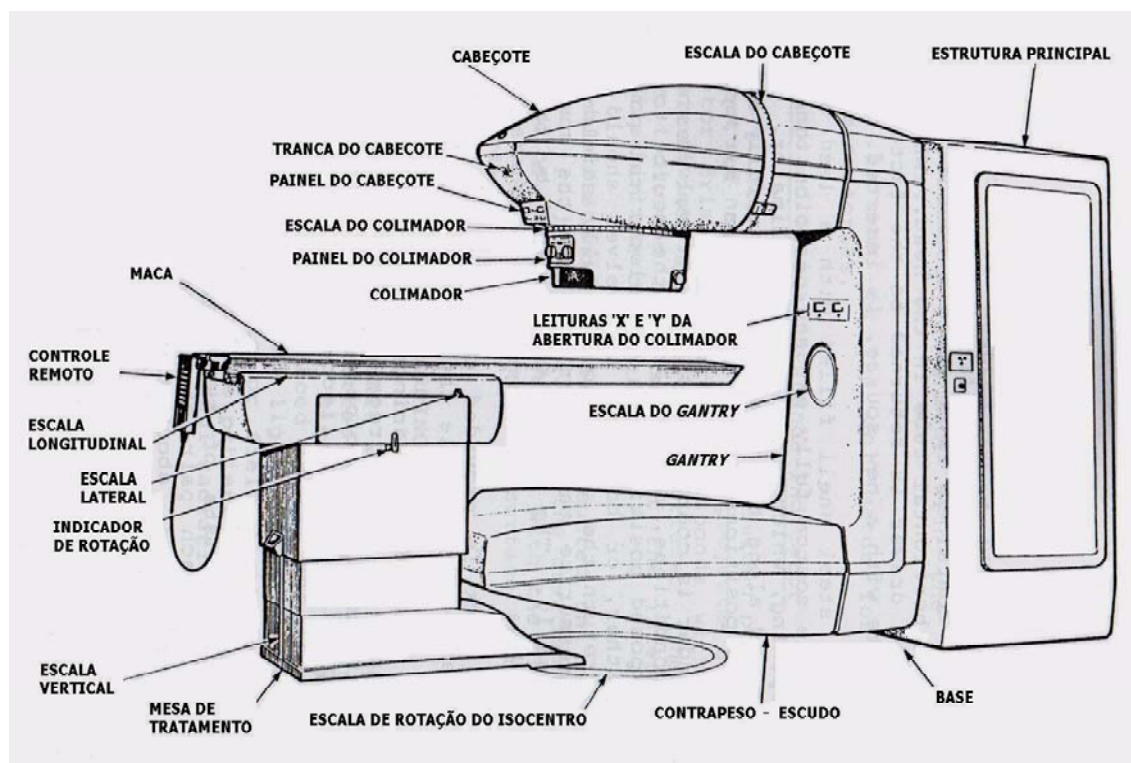


Figura 3.14: Componentes do Irradiador Theratron 780X [30].

A unidade de tratamento Clinac 600C é um acelerador linear de elétrons, da Varian Medical Systems, número de série 209. Esta unidade, para este trabalho, foi utilizada nas medidas *in vivo* da região pélvica. Oferece uma taxa de dose que varia de 100 a 600 UM /min (unidades monitor por minuto) em feixes de fótons que vão de 6 a 15 MeV e feixes de elétrons que vão de 4MeV a 20 MeV. Possui colimadores e filtro dinâmico [18].

A Figura 3.15 apresenta uma fotografia do irradiador Clinac 600C durante uma dosimetria do equipamento.



Figura 3.15: Irradiador Clinac 600 C

Para facilitar o posicionamento do paciente em ambas as unidades de tratamento, um sistema a *Lasers* está instalado no teto e nas paredes laterais da sala, coincidindo com o centro de rotação do equipamento.

Na Figura 3.16 são apresentados alguns dos componentes do acelerador linear Clinac 600C e o sistema a *Lasers* citado acima.

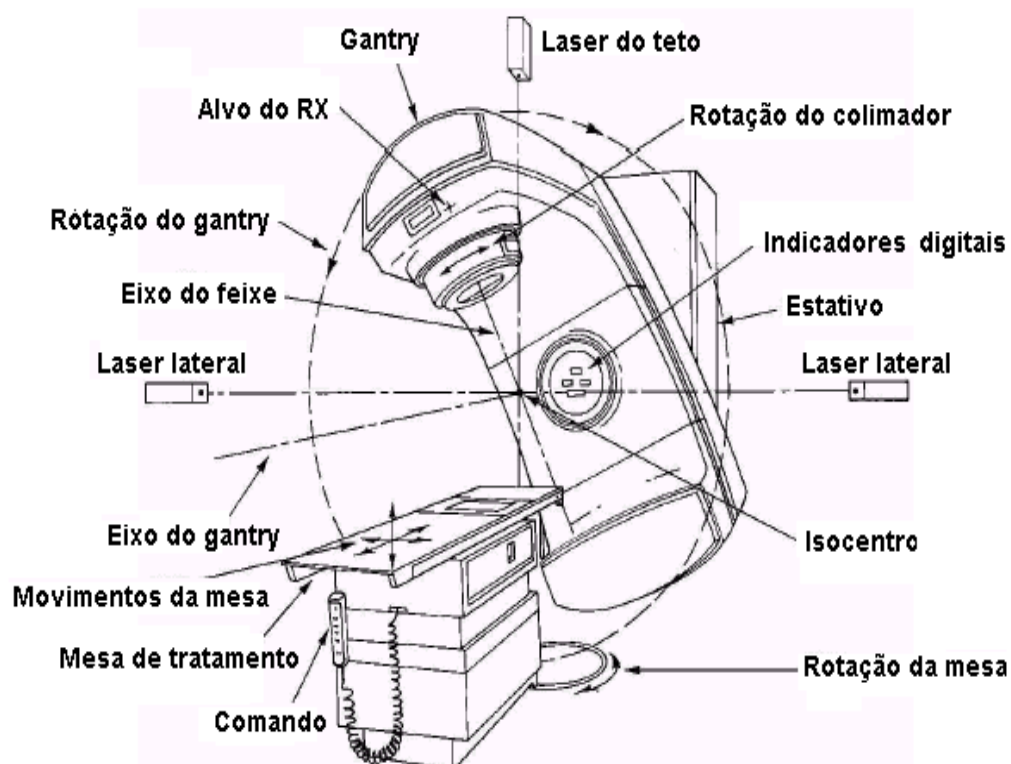


Figura 3.16: Principais características do acelerador linear [18].

3.2-MÉTODOS

3.2.1 – TESTE DE ACEITAÇÃO

A realização dos testes de aceitação seguem os procedimentos recomendados pela IAEA e pelo Booklet 5 da ESTRO [7;8].

3.2.1-1: Estabilidade do Sinal após Irradiação

Para verificarmos a estabilidade do sinal dos diodos, utilizamos o irradiador de ^{60}Co . Este teste de confiabilidade, foi aplicado em um conjunto de quatro diodos, dispostos em um campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de irradiação, DFS 80cm na superfície do simulador

geométrico de água sólida sob um tempo de irradiação de 0,72 minutos. Dois diodos foram ligados ao eletrômetro CNMC série final 03 e outros dois ao eletrômetro CNMC 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.

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) de acordo com o manual da ESTRO [8] . A Tabela 3.2.1 relaciona os equipamentos utilizados durante o teste.

Tabela 3.2.1: Equipamentos utilizados no teste de estabilidade do sinal após irradiação.

EQUIPAMENTOS
4 Diodos Isorad-p 1-4 MV e 4 QED 6-12 MV
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 03
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 04
Simulador de Água Sólida
Nível de Bolhas Stabila
Cronômetro Digital Leroy

3.2.1-2: 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, verificando suas leituras em um intervalo de tempo. Foram realizadas 20 leituras no intervalo de tempo de 15 segundos com dois diodos conectados em cada eletrômetro. A Tabela 3.2.2 informa os equipamentos necessários utilizados no teste de corrente de fuga .

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 [8].

Tabela 3.2.2: Equipamentos utilizados no teste de corrente de fuga do conjunto dosimétrico

EQUIPAMENTOS
2 diodos Isorad-p(1-4MV) e 2 diodos QED(6-12MV)
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 03
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 04
Cronômetro Digital Leroy

3.2.1-3: Repetitividade

Após a realização dos testes de estabilidade do sinal e corrente de fuga, foram selecionados quatro diodos, dois do tipo Isorad-p de 1-4MV e dois do tipo QED de 6-12MV, adequados para os tipos de tratamento que iremos monitorar via dosimetria *in vivo*. Os diodos de forma geométrica cilíndrica para a dosimetria da região de cabeça e pescoço e os semi-esféricos para a região pélvica.

O teste de repetitividade foi realizado no irradiador de ^{60}Co THX, com um arranjo experimental formado por quatro placas do simulador de água sólida, sendo três delas com 5cm de espessura e uma com 3cm 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. Cada diodo foi irradiado com um tempo de 0,35 minutos a uma dose de 50,31cGy. Consecutivamente 5 leituras para cada foram obtidas. Na Tabela 3.2.3 estão relacionados os equipamentos do teste de repetitividade

A partir das cinco leituras (L_i) de cada diodo, faz-se uma normalização pela média das medidas ($\bar{L}$), para cada diodo, obtendo-se (n_i) com objetivo de verificar a dispersão das respostas usando a Equação 3.1 [17].

$$n_i = \frac{L_i}{\bar{L}} \quad (3.1)$$

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

$u(L_i) = \frac{0,1}{\sqrt{5}} \cong 0,0447$, assim como foi realizado no trabalho de Viegas [20]. A

incerteza padrão da média $u(\bar{L})$ é determinada pelo desvio padrão experimental da média dado pela Equação 3.2 [17].

$$u(\bar{L}) = \frac{\sum (L_i - \bar{L})}{\sqrt{5}} \quad (3.2)$$

Tabela 3.2.3: Equipamentos utilizados no teste repetitividade do conjunto dosimétrico.

EQUIPAMENTOS
Dois diodos Isorad-p (1-4MV) série final 09 e 12
Dois diodos QED (6-12MV) série final 15 e 16
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 03
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 04
Simulador de Água Sólida
Nível de Bolhas Stabila

3.2.1-4: Linearidade

O teste de linearidade dos quatro diodos selecionados, além de ser um teste de aceitação também é uma forma de calibrar o conjunto dosimétrico nas condições de referência do tratamento. No irradiador de ^{60}Co (THX), foram realizadas cinco leituras com doses num intervalo de 24 a 450cGy mantendo um SSD de 80 cm e um campo de irradiação com $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e no acelerador Clinac 600C obteve-se cinco leituras com doses num intervalo de 1 a 400UM (unidade monitor) com um SSD 100 cm e campo de irradiação com $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A Tabela 3.2.4 apresenta os equipamentos utilizados em cada irradiador e a Figura 3.17 mostra o arranjo experimental do teste.

Com o diodo posicionado no centro geométrico do campo de irradiação e a câmara de ionização na profundidade de 5 cm, que é a profundidade de dose máxima, as 5 leituras obtidas com o diodo e a câmara de ionização, juntamente com as leituras de temperatura e pressão da sala de cada aparelho serão normalizadas. Para cada leitura na dose medida x , determina-se a razão entre as respostas do diodo, (D_i) , e a resposta da câmara, corrigida para a temperatura e pressão do local $((CI)_x \cdot P_{TP})$, dada pela Equação 3.3. Então, normalizam-se todas estas razões entre diodo e câmara de ionização, ambos na dose de calibração $(D_{\text{Cal}}$ e $(CI)_{\text{Cal}} \cdot P_{TP}$), obtém-se N , o ponto de normalização (Equação 3.4). Os fatores de correção para cada leitura i na dose x ($F_{\text{lin}, i, x}$) da linearidade são calculados com o inverso da normalização das respostas de cada detector na dose de calibração [17].

$$F_{\text{Lin}, i, x} = \left[\frac{\left(\frac{D_i}{(CI)_i \cdot P_{TP}} \right)_x}{N} \right]^{-1} \quad (3.3)$$

onde, N = valor de normalização das leituras

$$N = \frac{\sum_{i=1}^5 D_{Cal}}{\sum_{i=1}^5 (CI)_{Cal} \cdot P_{TP}} \quad (3.4)$$

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

Os fatores de correção encontrados foram colocados num gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, encontrou-se uma reta F_{Lin} , com A e B constantes, em função da dose aplicada C, (Equação 3.5). A reta será utilizada para correção desta dependência [17].

$$F_{Lin} = A.C + B \quad (3.5)$$

Tabela 3.2.4: Equipamentos utilizados no teste de linearidade do conjunto dosimétrico

EQUIPAMENTOS	
THX	CLINAC 600 C
Dois diodos Isorad-p 09 e12 (1-4MV)	Dois diodos QED 15 e 16 (6-12MV)
Simulador de Água Sólida	Simulador de Água Sólida
Câmara de Ionização Wellhöfer IC70	Câmara de Ionização Wellhöfer IC70
Eletrômetro Keithley 35040	Eletrômetro Keithley 35040
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D CNMC-03	Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D CNMC-04
Termômetro Digital French Cooking	Termômetro Digital French Cooking
Barômetro Druck DPI 261	Barômetro Druck DPI 261
Nível de Bolhas Stabila	Nível de Bolhas Stabila

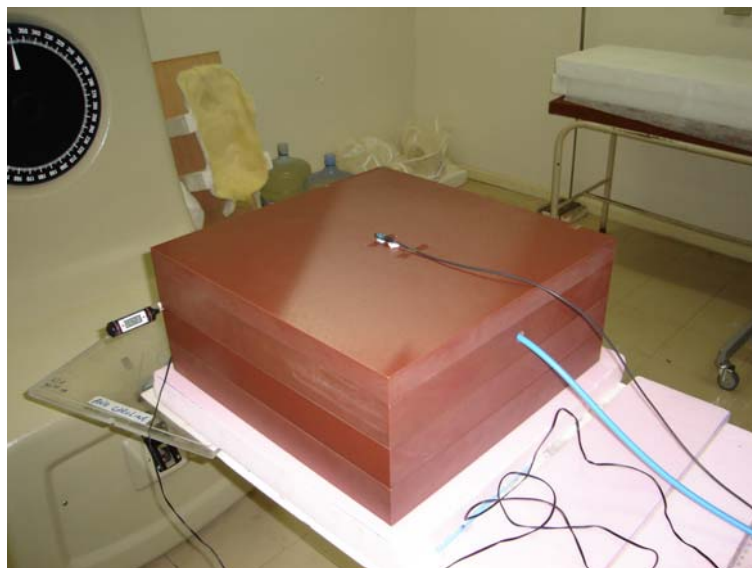


Figura 3.17: Linearidade – Arranjo experimental

3.2.2 - DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO

Após o teste de linearidade o diodo estará calibrado para medir a dose de entrada, isto é , quando posicionado na pele do paciente a dose lida pelo 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 usada em cada irradiador. Os detalhes do arranjo experimental usado na calibração estão na Figura 3.18 e 3.19.

Com as cinco medidas obtidas para o diodo, câmara de ionização, temperatura e pressão no teste de linearidade determinou-se o fator de calibração conforme as Equações 3.4 e 3.5 que se resumem na Equação 3.6 [7].

$$F_{Cal} = \frac{D_{CI}}{L_{Diodo}} \quad (3.6)$$

onde:

L_{Diodo} , leitura no diodo;

D_{CI} , leitura da câmara de ionização corrigida com a temperatura e pressão.

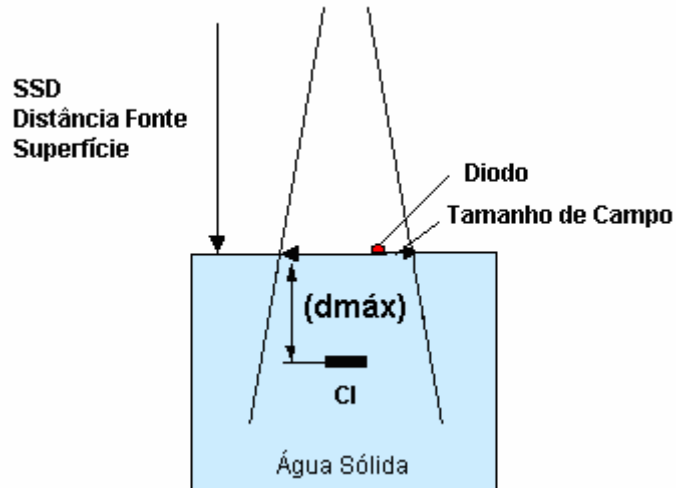


Figura 3.18: Arranjo experimental para a calibração dos diodos[7].

No irradiador Theratron 780X (THX), as condições de utilização ou referência são:

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

No acelerador Clinac 600C, as condições de referência são:

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



Figura 3.19: Câmara de ionização posicionada dentro do simulador de água sólida, na linha central, na profundidade de dose máxima ($d_{m\acute{a}x}$).

3.2.3 - DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CORREÇÃO

3.2.3-1: Fator Campo

Para conhecermos o comportamento dos diodos de acordo com a variação do campo, irradiamos cada um com campos regulares quadrados de 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 25x25, 30x30 e 35x35cm² de lado. As primeiras três medidas com os campos de irradiação citados são lidas com a câmara de ionização na profundidade $D_{m\acute{a}x}$, ou seja, a 5 cm. Em seguida, a câmara de ionização foi retirada e mais três medidas são feitas com o diodo posicionado no centro geométrico do campo de irradiação.

A razão entre a média das leituras no campo 10 x 10cm², tido como referência, e a média das leituras no campo medido x com o diodo, define $\frac{(M)_{10 \times 10}}{(M)_{x \times x}}$, e a razão entre a média das leituras no campo 10 x 10 cm² e a média das leituras no campo medido x com a câmara de ionização, corrigida pela temperatura e pressão local, como foi citado no

teste de linearidade, define $\frac{(D_o)_{10 \times 10}}{(D)_{X \times X}}$. O fator campo F_{Cpo} é determinado pelo inverso das razões dos fatores do diodo e da câmara de ionização, (Equação 3.7) [7].

$$F_{Cpo} = \frac{\frac{(M)_{10 \times 10}}{(D_o)_{10 \times 10}}}{\frac{(M)_{X \times X}}{(D)_{X \times X}}} = \left(\frac{F(Diodo)}{F(CI)} \right)^{-1} \quad (3.7)$$

Por ser uma medida relativa a um campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$, o teste de determinação do F_{Cpo} , não necessita seguir a mesma dose das condições de referência já mencionadas, mas deverá manter a mesma distância fonte superfície.

Todos os fatores encontrados foram colocados num gráfico. Fazendo-se um ajuste linear, buscou-se uma equação da reta F_{Cpo} , com A e B constantes, em função do tamanho do lado do campo, que será considerado durante as irradiações como campo equivalente (C_{Eq}), (Equação 3.8). Esta equação da reta será utilizada para correção desta dependência.

$$F_{Cpo} = A C_{Eq} + B \quad (3.8)$$

Os equipamentos utilizados neste teste encontram-se nas Tabelas 3.2.5 e 3.2.6.

Tabela 3.2.5: Dados da irradiação do teste fator campo-unidade THX

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (R)	134,59 Gy/min
Dose Calculada	70,25cGy
Tempo de aparelho (t)	0,51 min
Distância Fonte Superfície (DFS)	80 cm

Tabela 3.2-6: Dados da irradiação do teste fator campo-unidade Clinac 600C

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Energia do Feixe	6MeV
Dose	70UM
Distância Fonte Superfície (DFS)	100 cm

3.2.3-2: Fator Bandeja

Antes de iniciar a irradiação dos diodos, devemos avaliar quais as bandejas utilizadas nos tratamentos dos pacientes, utilizados neste trabalho. Foram selecionadas três bandejas (lisa-fina, lisa-grossa e ranhurada) no irradiador THX e duas bandejas (lisa e rasgada) no Clinac 600C.

Utilizando a bandeja ranhurada, teremos três possibilidades de posição do detector, DV-detector no vão, DA-detector no acrílico e DAR – detector na aresta (nem acrílico nem vão), formando ao todo cinco arranjos para irradiação no THX e quatro arranjos para irradiação no Clinac 600C. Em cada arranjo obteve-se três leituras, sempre corrigidas com a temperatura e pressão, para a câmara de ionização e depois de retirada, mais três leituras com cada diodo. Um fator **F** foi calculado mediante as razões entre as médias das leituras com e sem bandeja (**L(c/bandeja)** e **L(s/bandeja)**), (Equação 3.9). Este fator **F** foi calculado para a câmara de ionização e para o diodo e comparados. O inverso da razão dos fatores bandeja do diodo e da câmara denominada **F_b** fator bandeja, é a correção para o diodo dada pela Equação 3.10[7]. A Figura 3.20 mostra a bandeja lisa posicionada com um suporte no colimador.



Figura 3.20: Bandeja lisa posicionada no colimador

$$F = \frac{L(c / \text{bandeja})}{L(s / \text{bandeja})} \quad (3.9)$$

$$F_B = \left(\frac{F(\text{Diodo})}{F(\text{CI})} \right)^{-1} \quad (3.10)$$

As medidas realizadas no teste do fator bandeja, também são medidas relativas às leituras sem a bandeja, tornando-se desnecessário a aplicação da mesma dose de referência, antes citada. Os dados da irradiação estão relacionados a seguir nas Tabelas 3.2.7 e 3.2.8.

Tabela 3.2-7: Dados da irradiação do teste fator bandeja unidade THX

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (R)	134,59 Gy/min
Dose Calculada	70,25cGy
Tempo de aparelho (t)	0,51 min
Distância Fonte Superfície (DFS)	80 cm
Campo de Irradiação	10cm x 10cm

Tabela 3.2-8: Dados da irradiação do teste fator bandeja unidade Clinac 600C

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Energia do Feixe	6MeV
Dose	70UM
Distância Fonte Superfície (DFS)	100 cm
Campo de Irradiação	10cm x 10cm

3.2.3-3: Fator Filtro

Na sala de cada irradiador existem quatro tipos de filtros ou cunhas com ângulos de 15, 30,45 e 60° que podem ser encaixados no colimador com a posição IN ou OUT. De acordo com os tipos de tratamentos que devemos monitorar, foram selecionados os filtros mais utilizados. Para os tratamentos de cabeça e pescoço na unidade THX selecionamos os filtros de 15°,30° e 45° e para os tratamentos da região pélvica na unidade Clinac 600C selecionamos os filtros 45° e 60°. Com cada filtro foram realizadas três leituras na posição IN (cunha encaixada com o ângulo voltado para o lado direito do gantry -90°) e três leituras na posição OUT (cunha encaixada com o ângulo voltado para o lado esquerdo do gantry -270°), usando a câmara de ionização e o mesmo foi feito usando o diodo, de forma que a soma das leituras IN + OUT indicam a leitura com a dose total usando o filtro. No cálculo do fator filtro, utiliza-se a média das leituras executadas com o filtro nas posições IN e OUT.

O fator WF foi calculado com a razão das médias das leituras, efetuadas pela câmara de ionização, com a interposição do filtro ($D_{c/filtro}$), pelas médias das leituras efetuadas sem a interposição do filtro ($D_{s/filtro}$).

Este fator WF também foi determinado para o diodo ($M_{c/filtro}$) com a interpolação do filtro, pelas médias das leituras efetuadas sem a interpolação do filtro ($M_{s/filtro}$) e a razão dos fatores de correção da câmara de ionização e do diodo é que foi pesquisado, denominado F_{filtro} sendo a correção para o diodo dada pela Equação 3.11[7].

$$F_{\text{filtro}} = \frac{\left[\frac{M}{D} \right]_{S / \text{filtro}}}{\left[\frac{M}{D} \right]_{C / \text{filtro}}} = \frac{\frac{D_{c / \text{filtro}}}{D_{s / \text{filtro}}}}{\frac{M_{c / \text{filtro}}}{M_{s / \text{filtro}}}} = \frac{WF_{CI}}{WF_{\text{Diodo}}} \quad (3.11)$$

Os equipamentos utilizados são os mesmos mostrados na Tabela 3.2.4 e os dados da irradiação encontram-se nas Tabelas 3.2.9 e 3.2.10.

Tabela 3.2-9: Dados da irradiação do teste fator filtro - unidade THX

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Rendimento da Fonte (R)	134,59 Gy/min
Dose Calculada	84cGy
Tempo de aparelho (t)	0,60 min
Distância Fonte Superfície (DFS)	80 cm
Campo de Irradiação	10 cm x 10 cm

Tabela 3.2-10: Dados da irradiação do teste fator filtro - unidade Clinac 600C

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS
Energia do Feixe	6MeV
Dose	70UM
Distância Fonte Superfície (DFS)	100 cm
Campo de Irradiação	10cm x 10cm

3.2.3-4: Fator Distância Fonte Superfície - DFS (SSD)

O procedimento utilizado para determinar o fator distância consiste em posicionar o diodo na superfície do simulador e executar três medidas com o SSD em 70, 80, 90, 100 e 110 cm, tendo uma projeção fixa do campo de irradiação 10 x 10 cm², na superfície do simulador geométrico de água sólida. As medidas foram realizadas com uma dose $D_0 = 100$ cGy na d_{max} , (correspondendo a 100 UM no Clinac 600C) que é a dose de calibração, no campo de referência.

A leitura do detector deve ser corrigida para o SSD na profundidade de máximo de dose. A fórmula resultante é dada pela Equação 3.12 [8] onde SSD_0 corresponde à distância padrão do tratamento, a mesma usada na calibração do detector e SSD é o SSD aplicado na medida. Os fatores de correção do detector são traçados em relação ao SSD e representados em um gráfico. Se o gráfico apresentar fatores maiores que 1% para a escala de SSDs será necessário incluir uma correção.

$$F_{SSD} = \frac{\left[\frac{M_0}{D_0} \times \left(\frac{(SSD_0 - d_s)}{(SSD_0 + d_{max})} \right)^2 \right]}{\left[\frac{M_{SSD}}{D_{SSD}} \times \left(\frac{(SSD - d_s)}{(SSD + d_{max})} \right)^2 \right]} \quad (3.12)$$

M_0 é a medida do diodo com a dose de referência

M_{SSD} é a medida do diodo em cada SSD

d_s é a distância até a superfície do simulador geométrico

d_{max} é a distância de máximo de dose

O mesmo procedimento foi feito com a câmara de ionização, determinando-se desta forma as doses de calibração (D_0), e dose em cada SSD (D_{SSD}).

3.2.3-5: Fator de Correção do Ângulo

Este fator foi calculado para as duas posições de incidência do feixe, a axial e a transversal em um único irradiador o THX sem as leituras da câmara de ionização, pois a resposta do diodo para a incidência do feixe de irradiação depende de sua geometria.

a) 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 horizontalmente em relação a mesa de tratamento, cada diodo, com um suporte de acrílico, de forma que o feixe de irradiação forme 0° na região sensível do diodo conforme foi citado na secção 2.12 (Dependência Direcional), Figura 2.10.

b) Fator Transversal: Na posição transversal mais três medidas foram feitas em intervalos de 15°, com o diodo preso a mesma haste de acrílico, posicionado verticalmente em relação a mesa de tratamento.

A Tabela 3.2.11 mostra os equipamentos utilizados no teste de dependência angular e a Tabela 3.2.12 os dados da irradiação.

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 dos diodos $\overline{M}_{rs}$. 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 3.13a e 3.13b [8], respectivamente.

$$F_{Ax} = \left(\frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right)^{-1} \quad (3.13a)$$

$$F_{Tr} = \left(\frac{\overline{M}_i}{\overline{M}_{rs}} \right)^{-1} \quad (3.13b)$$

Tabela 3.2.11: Equipamentos utilizados no teste do fator de correção do ângulo.

EQUIPAMENTOS
Dois diodos Isorad-p (1-4 MV) série final 09 e 12
Dois diodos QED (6-12MV) série final 15 e 16
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 03
Eletrômetro Dual Diode Dosimeter 22D – CNMC série final 04
Simulador de Água Sólida
Nível de Bolhas Stabila

Tabela 3.2.12: Dados da irradiação do teste de correção do ângulo

INFORMAÇÃO	DADOS TÉCNICOS THX
Rendimento da Fonte (R)	132,192Gy/min
Dose Calculada	50cGy
Tempo de aparelho (t)	0,37 min
Distância Fonte Superfície (SSD)	80 cm
Campo de Irradiação	10cm x 10cm

3.2.4 – SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO

A simulação de um tratamento é a última etapa antes do tratamento do paciente e neste caso antes da dosimetria *in vivo*.

O planejamento foi realizado no sistema de planejamento de tratamento Eclipse e para simular o paciente usamos o simulador antropomórfico Rando Alderson. As Figuras 3.21 e 3.22 mostram o simulador Rando posicionado para a realização da

imagem tomográfica que determinará suas estruturas internas. Essa imagem será transferida ao Sistema Eclipse que irá simular virtualmente um contorno de volume irradiado. Dos vários planejamentos simulados de acordo com: a energia, o tamanho de campo, os filtros e correções, foram selecionados com base na rotina de tratamentos, um planejamento de cabeça e pescoço e outros dois de pelve.

Os campos de irradiação para a simulação na região da cabeça e pescoço são: látero direito (LD), látero esquerdo (LE) e três campos de irradiação para simulação na região pélvica: pélvico anterior (PA), pélvico látero direito (PLD) e pélvico látero esquerdo (PLE).

A dose foi calculada pela mesma Equação 2.15, de dose prescrita no irradiador de ^{60}Co , e pela Equação 2.18, de dose prescrita no Clinac 600C, como foi citado no capítulo 2 secção 2.8. Os valores encontrados da dose prescrita para o tumor (D_p) serão comparados com a dose medida (D_m).

Os fatores de correção do feixe, para a dose prescrita, são retirados da tabela da física médica.

Os parâmetros utilizados na simulação e que posteriormente serão aplicados na irradiação do simulador Rando encontram-se relacionados a seguir.



Figuras 3.21: Tomografia da cabeça com o simulador RANDO

Parâmetros do planejamento realizado para a irradiação da região de cabeça e pescoço, com feixes de fótons de 6 MeV, com um tempo de 1 minuto de irradiação para o campo látero direito e 0,97 minutos para o campo látero esquerdo, no simulador Rando estão relacionado na Tabela 3.2.13.

Tabela 3.2.13: Parâmetros do planejamento para a irradiação da região de cabeça e pescoço.

PARÂMETROS	LÁTERO DIREITO	LÁTERO ESQUERDO
SSD	74,5 cm	75,4 cm
Tamanho do Campo	6cm x 6cm	6cm x 6cm
dmáx	1,5 cm	1,5 cm
Dose de referência	138 cGy	129 cGy

Parâmetros de dois planejamentos realizados para a irradiação da região pélvica com feixes de elétrons no simulador Rando encontram-se nas Tabelas 3.2.14 e 3.2.15.



Figuras 3.2.2: Tomografia da pelve com o RANDO

Tabela 3.2.14: Parâmetros do 1º planejamento para a irradiação da região pélvica.

PARÂMETROS	PELVE ANTERIOR	PELVE LÁTERO DIREITO	PELVE LÁTERO ESQUERDO
SSD	92,5 cm	81,5cm	81,5cm
Tamanho do Campo	10 cm x 10 cm	10 cm x 10 cm	10 cm x 10cm
dmáx	7,60 cm	18,2 cm	18,4 cm
Dose de referência	66 cGy	127,1 cGy	124,6cGy

Tabela 3.2.15: Parâmetros do 2º planejamento para a irradiação da região pélvica.

PARÂMETROS	PELVE ANTERIOR	PELVE LÁTERO DIREITO	PELVE LÁTERO ESQUERDO
SSD	92,5 cm	81,5cm	81,5cm
Tamanho do Campo	20cm x 20cm	20cm x 20cm	20cm x 20cm
dmáx	7,60 cm	18,2 cm	18,4 cm
Dose de referência	64,7cGy	118,7 cGy	116,6cGy

3.2.5 - MEDIDAS COM O SIMULADOR RANDO ALDERSON

Seguindo os parâmetros do planejamento de cabeça e pescoço, inicia-se a simulação da última parte do tratamento, que é a medida durante a irradiação dos campos nas regiões de tratamento com o simulador antropomórfico Rando Alderson. Foi realizado uma série de três medidas com o diodo posicionado no campo látero direito e látero esquerdo, juntamente com as leituras de temperatura da sala onde se encontra o Theratron 780X (THX) .

Da mesma forma, com o simulador Rando, seguindo os dois planejamentos de

pelve e seus parâmetros, três medidas foram feitas, para cada campo (pélve anterior, pélve látero direito e pélve látero esquerdo) com o diodo no acelerador Clinac 600C.

Para a obtenção das doses medidas (D_m), aplicamos a Equação 3.14, onde os fatores de correção da dose medida são os fatores anteriormente calculados com o diodo:

$$D_m = M \cdot F_{Cal} \cdot \left(\frac{SSD - d_s}{SSD + d_{max}} \right)^2 \cdot F_{Lin} \cdot F_T \cdot F_{ang} \cdot F_{SSD} \cdot F_{Cpo} \cdot F_{filtro} \cdot F_B \quad (3.14)$$

onde:

D_m = Dose medida ;	M = Leitura do diodo ;	F_{Cal} = Fator de calibração
SSD = Distância fonte superfície ;		d_s = Distância na superfície
d_{MAX} = Distância de dose máxima ;		F_{Lin} = Fator linearidade
F_T = Fator temperatura ;		F_{ang} = Fator ângulo
F_{SSD} = Fator distância ;		F_{Cpo} = Fator campo
F_{filtro} = Fator filtro ;		F_B = Fator bandeja

3.2.6 – MEDIDAS IN VIVO

Após a validação de todo o processo de medida no simulador Rando Alderson, serão selecionados, de acordo com o desempenho, apenas um diodo Isorad-p e um diodo QED, para as medidas em pacientes, ou seja, as medidas *in vivo*.

Na sala do irradiador de ^{60}Co , Theratron 780X, acompanhamos as irradiações de cabeça e pescoço, onde foi utilizado um único diodo nas medidas, o Isorad-p de série final 9. E na sala do acelerador linear, Clinac 600C, acompanhamos as irradiações de pelve, e utilizou-se o diodo QED de série final 15.

Inicialmente o paciente é posicionado e imobilizado, na mesa de tratamento, pelo técnico e em seguida o diodo é fixado com um esparadrapo no centro do campo a ser irradiado. A Figura 3.23 mostra o diodo sendo fixado no campo látero direito de um tratamento de cabeça, para posteriormente executar a leitura *in vivo*.

As leituras do diodo são obtidas automaticamente e a sequência delas é a mesma

definida pelo técnico para o tratamento, onde as doses de entrada são medidas.

O registro das medidas, em cada campo de irradiação, de cada paciente, é feito juntamente com as anotações de alguns dados como: os tipos de acessórios (bandejas e filtros), SSD lido no monitor, temperatura da sala.



Figura 3.23: Diodo sendo posicionado no campo látero direito-tratamento de cabeça

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 - TESTE DE ACEITAÇÃO

4.1.1-Estabilidade do Sinal após Irradiação

De acordo com os procedimentos, descritos no Capítulo 3, as leituras dos quatro diodos selecionados descrevem uma curva dose em função do tempo conforme mostrado nas Figuras 4.1 e 4.2. A estabilidade do sinal ocorre após 60s de irradiação permanecendo durante mais 300 s restantes de monitoramento.

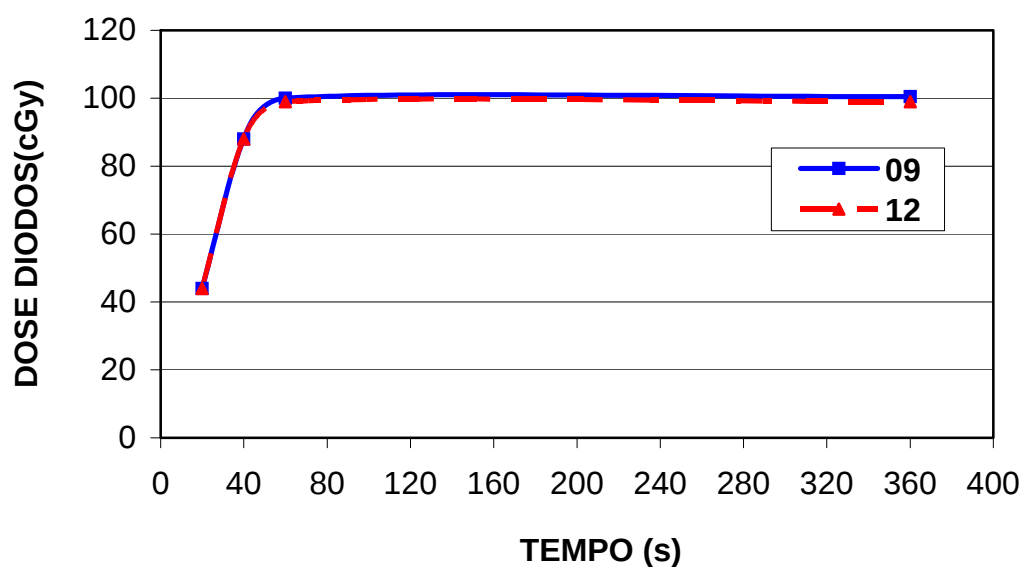


Figura 4.1: Curva da estabilidade do sinal após irradiação com os diodos Isorad-p de 1-4MV.

A diferença percentual entre a maior e menor medida após a estabilidade, neste intervalo de tempo de 60s a 360 s, para os diodos Isorad-p e QED, é mostrada na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Diferença percentual das medidas dos diodos no teste de estabilidade do sinal.

DIODOS	DIFERENÇA PERCENTUAL (%)
Isorad 9	0,3
Isorad 12	0
QED 15	0
QED 16	0

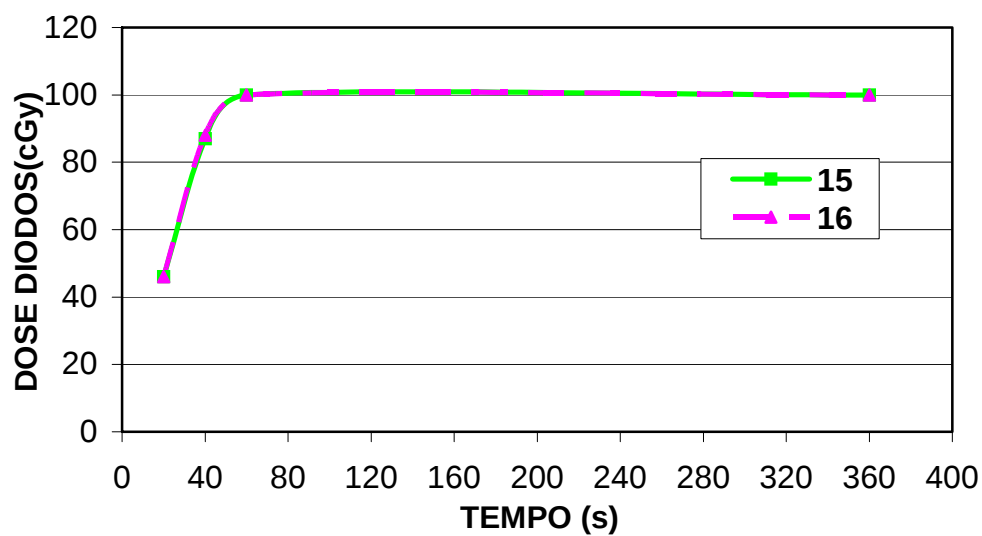


Figura 4.2: Curva da estabilidade do sinal após irradiação com os diodos QED de 6-12MV.

Como os resultados recomendados pela ESTRO [8], devem ser menores que 1%, o conjunto está qualificado segundo a estabilidade do sinal após a irradiação.

4.1.2- Corrente de Fuga do Conjunto Dosimétrico

A avaliação da corrente de fuga é referente ao conjunto diodo-eletrômetro para o par Isorad-p 9 e 12, ambos de 1-4MV, ligados ao eletrômetro 22D, série final 03 e para o par QED 15 e 16, ambos de 6-12MV, ligados ao eletrômetro 22D, série final 04 e está representada nas Figuras 4.3 e 4.4.

Sabendo que a tolerância recomendada pela ESTRO [8], de corrente de fuga é de 1% em 1 hora, quando comparados à medida durante uma irradiação, obteve-se resultados de 1,0% com o conjunto Isorad-p 09 e 12 ligados ao eletrômetro 03 e 0% com o conjunto QED 15 e 16 ligados ao eletrômetro 04.

Comparando os resultados obtidos dos diodos Isorad-p 09 e 12, onde apresentam o mesmo comportamento, podemos acreditar que a sensibilidade dos diodos com a temperatura ambiente, pode ter contribuído para os valores apresentados de corrente de fuga ou que o eletrômetro 03 apresenta uma fuga de 0,2cGy/min, maior que 0,1cGy/min informada pelo fabricante.

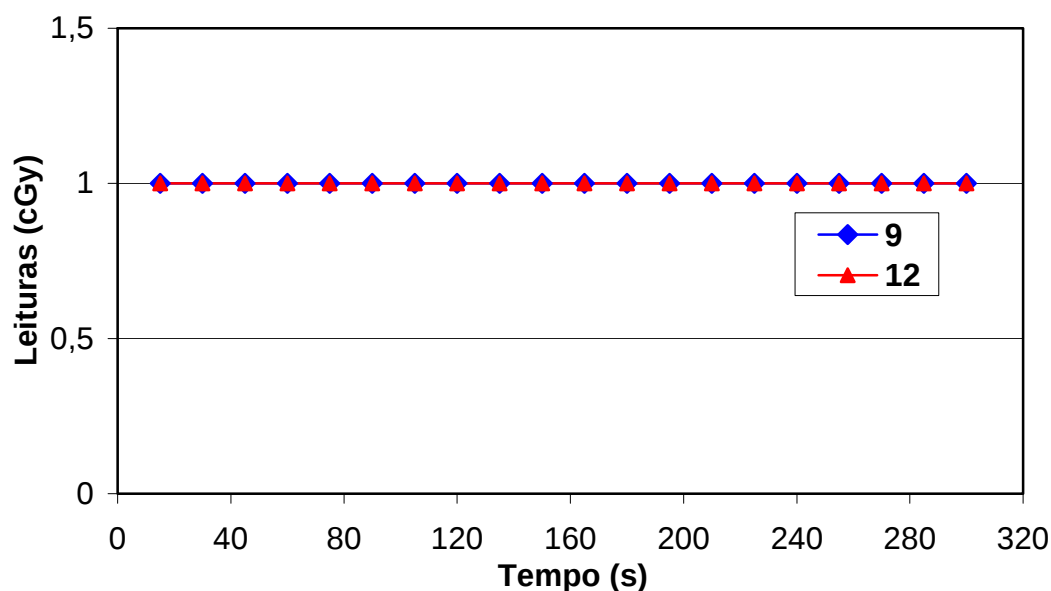


Figura 4.3: Teste de fuga do conjunto dosimétrico dos diodos Isorad-p de 1-4MV.

Os resultados apresentados com o conjunto de diodos QED ligados ao eletrômetro 04 não apresentam corrente de fuga.

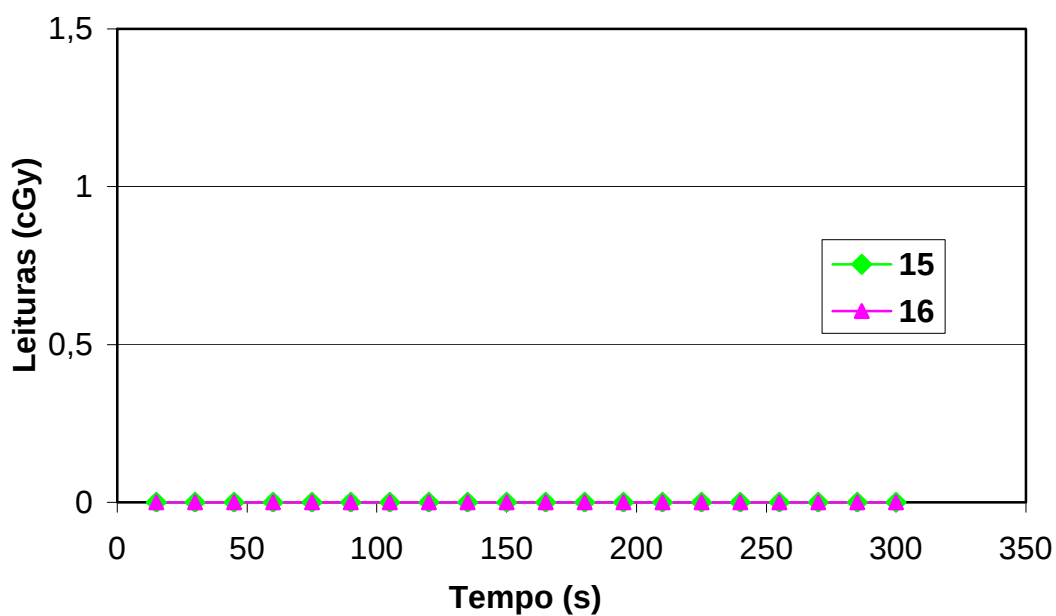


Figura 4.4: Teste de fuga do conjunto dosimétrico dos diodos QED de 6-12MV.

4.1.3-Repetitividade

Para se avaliar os testes de repetitividade dos diodos Isorad 9 e 12 e QED 15 e 16, dispomos os resultados dos valores normalizados pela média em um gráfico de acordo com as Figuras 4.5 e 4.6. Como o conjunto referente não apresentou desvios das medidas realizadas, não houve diferenças percentuais entre elas, caracterizando um conjunto repetitivo.

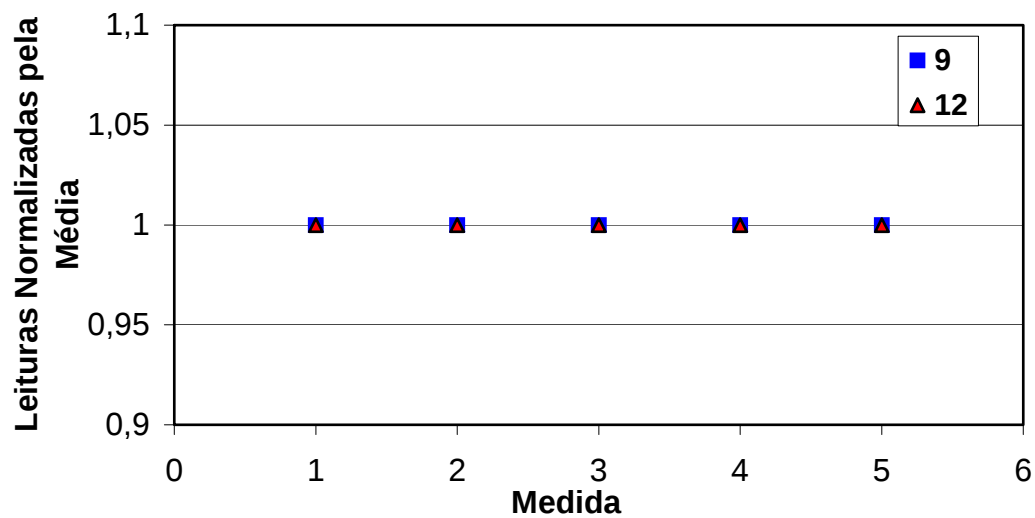


Figura 4.5: Teste de repetitividade com os diodos Isorad-p de 1-4MV.

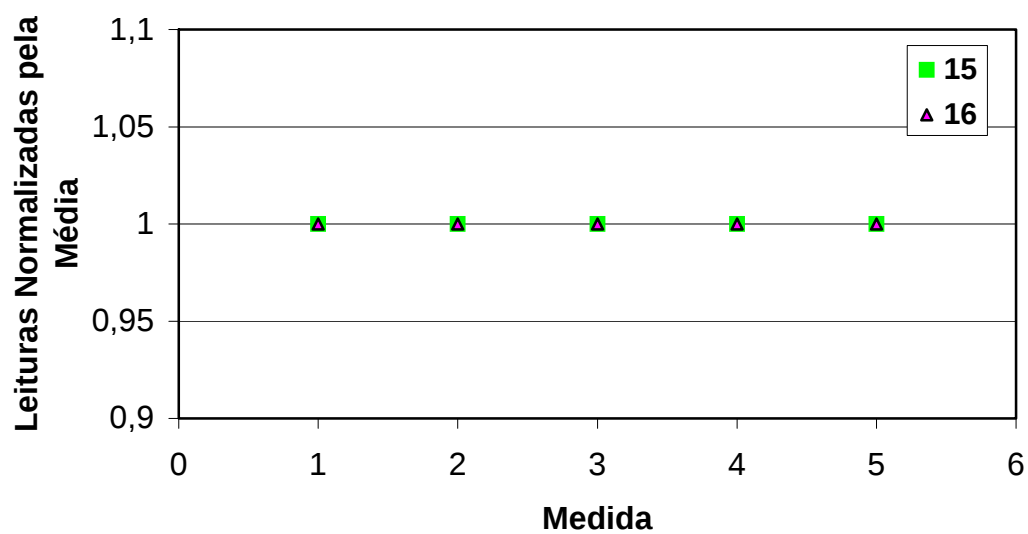


Figura 4.6: Teste de repetitividade com os diodos QED de 6-12MV.

4.1.4-Linearidade

Os gráficos apresentados nas Figuras 4.7 e 4.8 mostram os fatores de correção de acordo com o comportamento das respostas dos diodos junto à câmara de ionização.

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 (Flin), obtido através da linha de tendências entre as medidas dos diodos normalizadas a 100cGy e a dose de irradiação.

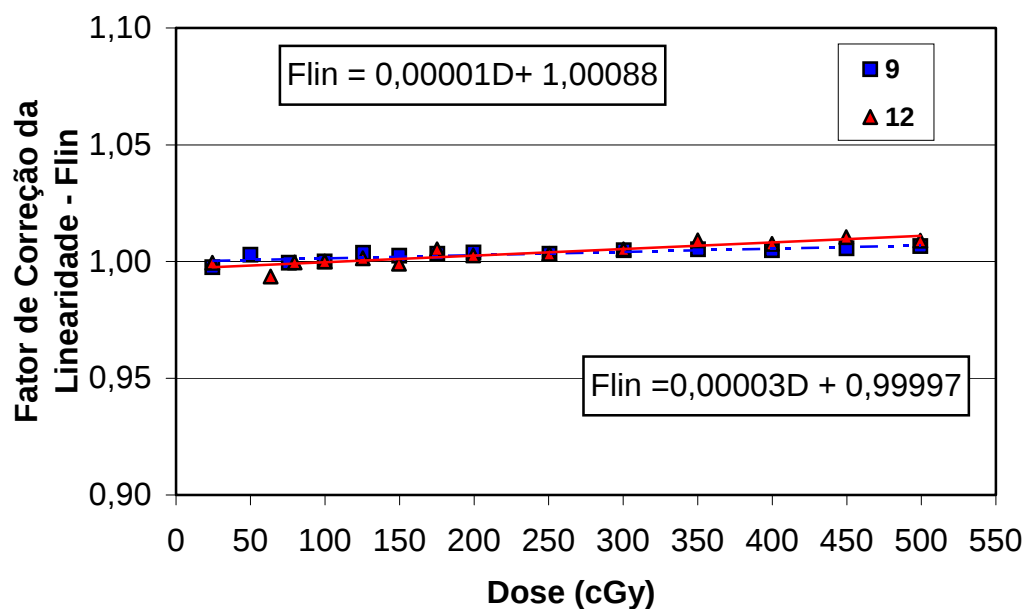


Figura 4.7: Fatores de correção da linearidade dos diodos Isorad-p - Unidade ^{60}Co Theratron 780X.

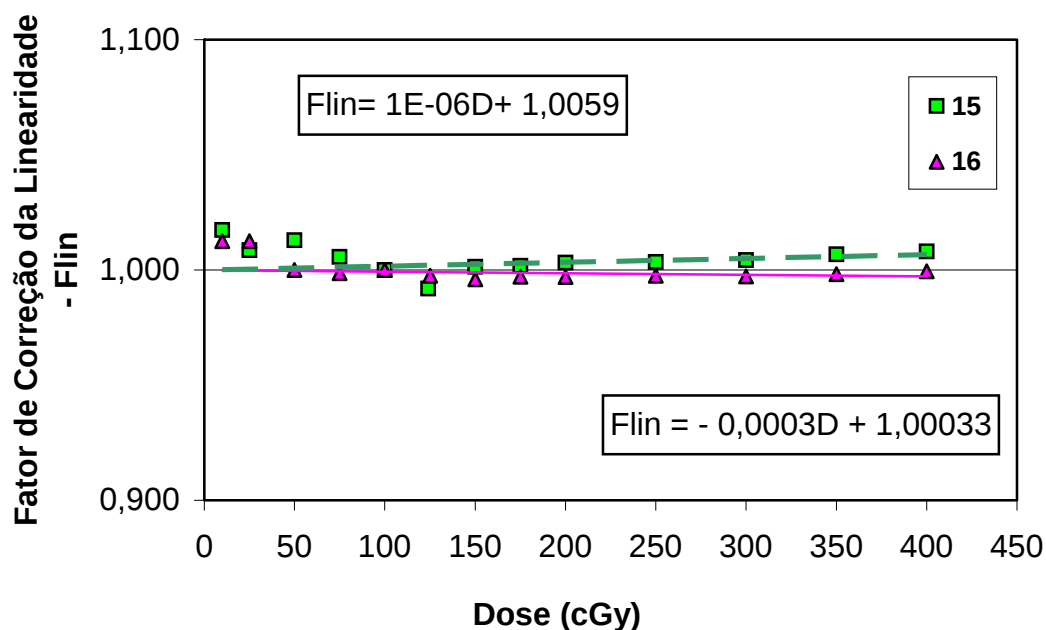


Figura 4.8: Fatores de correção da linearidade dos diodos QED - Unidade Clinac 600C.

Com base no ajuste linear dos fatores de correção, construiu-se uma equação (Tabela 4.2) 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 4.2: Equações para obtenção dos fatores de correção dos diodos com a linearidade.

FATOR DE CORREÇÃO	EQUAÇÃO PARA F_{Lin}
Isorad 09	$F_{lin} = 0,00001D + 1,00088$
Isorad 12	$F_{lin} = 0,00003 D + 0,99997$
QED 15	$F_{lin} = 0,000001D+1,0059$
QED 16	$F_{lin} = - 0,0003 D + 1,00033$

4.2-FATOR DE CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO

Os resultados obtidos dos fatores de calibração, aplicando o método descrito na secção 3.2.2, 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*.

É importante lembrar 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 a sensibilidade dos diodos com o acúmulo de dose, como indica o fabricante.

Os resultados dos fatores de calibração estão relacionados na Tabela 4.3

Tabela 4.3: Fatores de calibração para os diodos

DIODOS	FATOR DE CALIBRAÇÃO (F_{Cal})
Isorad 09	1,034
Isorad 12	1,024
QED 15	1,044
QED 16	1,044

4.3 - DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CORREÇÃO

4.3.1 - Fator Campo

É fato 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.

Ao determinarmos o fator campo, tendo como referência o campo 10cmx10cm, verificamos que os valores decrescem com a dose absorvida, tanto para a câmara de ionização quanto para o diodo, logo estão em concordância. Nas Figuras 4.9 e 4.10 estão representados os gráficos dos fatores de correção para diferentes tamanhos de campos de irradiação do diodo corrigidos em relação à câmara de ionização. Com os dados obtidos e realizando um ajuste linear, foi determinada uma equação para aplicar as devidas correções do campo. O fator campo (F_{cpo}) é representado por uma equação de primeiro grau, onde podemos inserir um valor do tamanho do lado do campo equivalente (C_{Eq}) e determinar sua devida correção. Os parâmetros da reta encontram-se na Tabela 4.4.

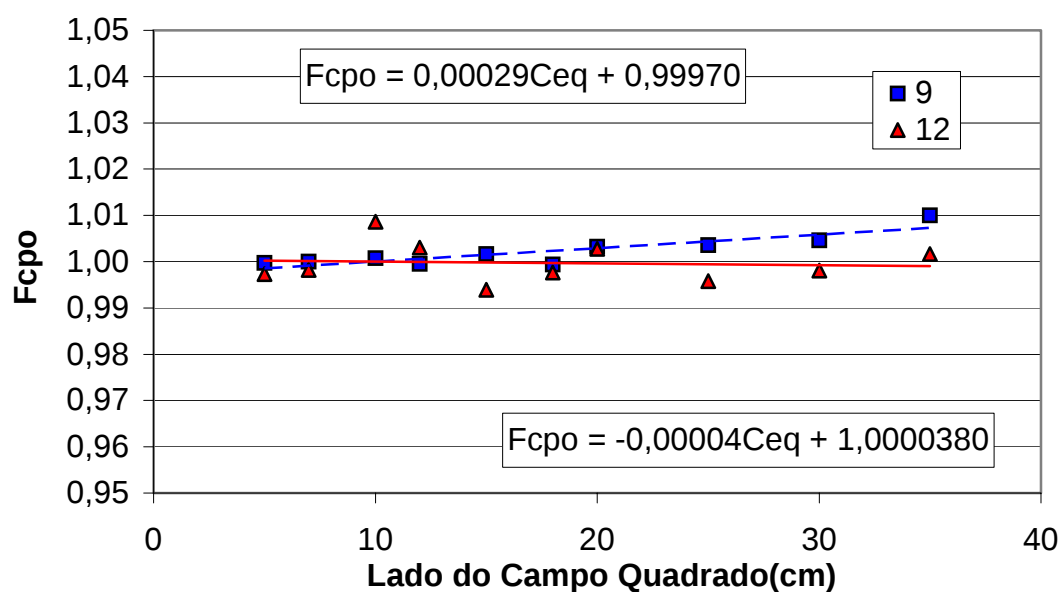


Figura 4.9: Fatores de correção do campo para diodos Isorad-p - Unidade ^{60}Co Theratron 780X.

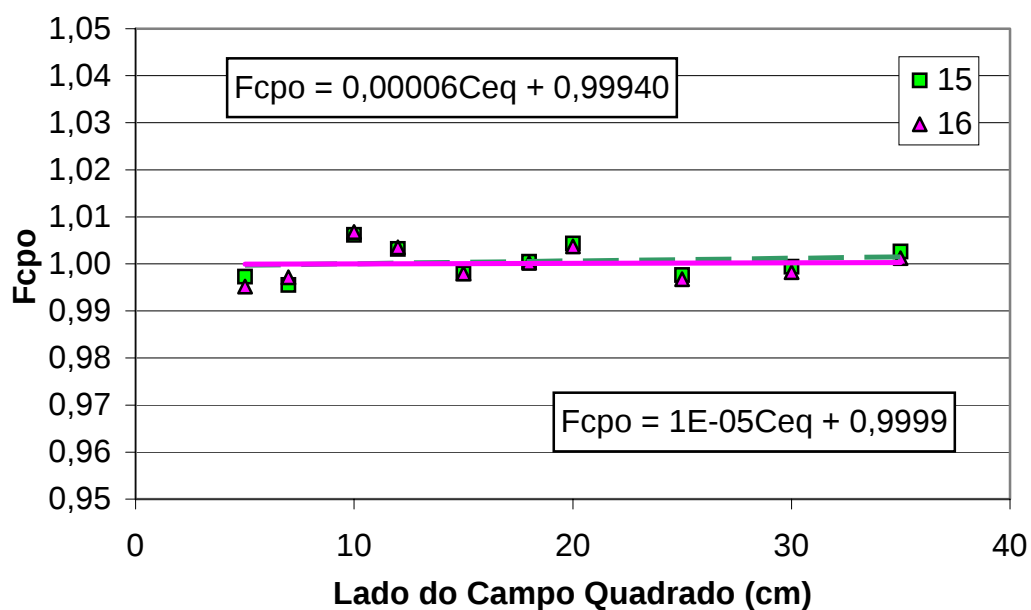


Figura 4.10: Fatores de correção do campo para diodos QED - Unidade Clinac600C.

Tabela 4.4: Equações para obtenção dos fatores de correção dos diodos em função do campo equivalente.

DIODOS	FATOR CAMPO (F_{Cpo})
Isorad-p 09	$F_{Cpo} = 0,00029C_{eq} + 0,99970$
Isorad-p 12	$F_{Cpo} = -0,00004 C_{eq} + 1,000038$
QED 15	$F_{Cpo} = 0,00006C_{eq} + 0,99940$
QED 16	$F_{Cpo} = 0,00001C_{eq} + 0,9999$

4.3.2 - Fator Bandeja

O fator bandeja apresenta variações em função dos tipos de bandejas utilizadas nas duas unidades de tratamento onde realizamos as medidas dos diodos Isorad-p e QED. Para demonstrar melhor estas variações, nas Tabelas 4.5 e 4.6, estão relacionados os fatores bandeja (F_{CI}) para a câmara de ionização e os fatores bandeja corrigidos para os diodos (F_B), que serão utilizados nos cálculos de dose, dependendo do tratamento do paciente e da localização do detector no caso da bandeja ranhurada.

Os resultados das medidas realizadas apresentam uma pequena influência, do uso das bandejas, na dose absorvida pelo detector de acordo com a sua posição.

Tabela 4.5: Fatores de correção das bandejas na resposta dos diodos Isorad-p - Unidade THX (Theratron780X).

DETECTORES		CI	09	12
Fator Bandeira		F _{CI}	F _B	F _B
Unidade THX	Bandeja Lisa Fina	0,943	0,998	1,006
	Bandeja Lisa Grossa	0,963	1,031	1,041
	Bandeja Ranhurada	0,961	1,029	1,039
	Bandeja Ranhurada	0,981	0,981	0,998

Tabela 4.6: Fatores de Correção das Bandejas na Resposta dos Diodos QED-Unidade Clinac 600C.

DETECTORES		CI	15	16
Fator Bandeira		F _{CI}	F _B	F _B
Unidade Clna 600C	Bandeja Lisa Fina	0,967	0,994	0,993
	Bandeja Ranhurada Det. Acrílico	0,983	1,011	1,010
	Bandeja Ranhurada	0,997	0,997	0,997
	Bandeja Ranhurada	0,982	0,982	0,982

4.3.3 - Fator Filtro

A utilização de um filtro durante o procedimento de irradiação, atenua o feixe externo, então, conforme os diferentes tipos de filtros utilizados na irradiação, 15°, 30° e 45°, respectivamente, as medidas de dose absorvida decrescem de acordo com a área do campo regular fixo 10 cm x 10 cm. A Tabela 4.7 relaciona o fator para cada filtro e os seus resultados estão apresentados na Figura 4.11.

Tabela 4.7: Fator filtro dos diodos Isorad-p – Unidade THX

Fator Filtro	Diodo 09	Diodo 12
15°	0,988	0,972
30°	1,004	0,996
45°	1,016	1,025

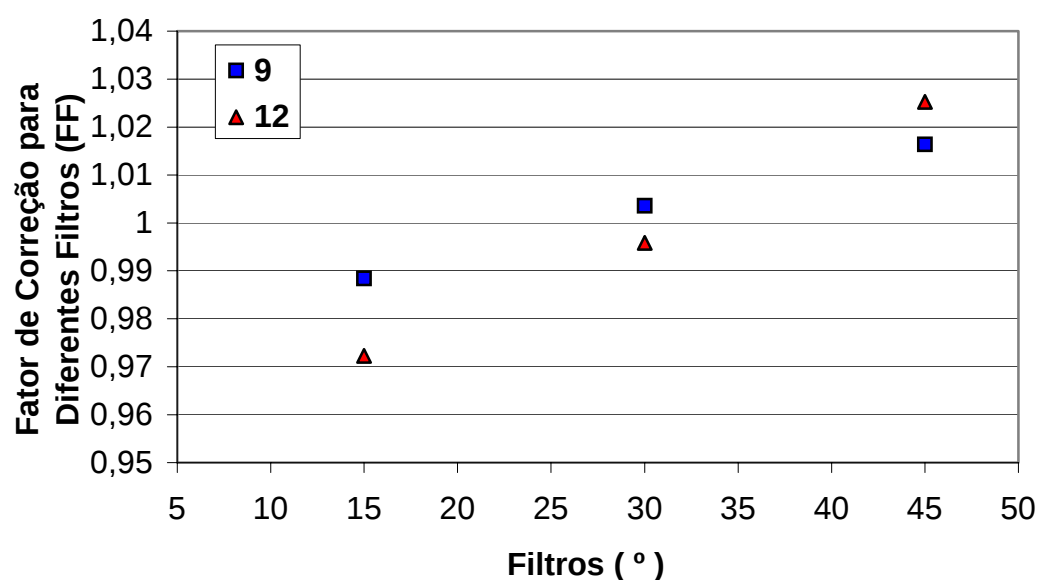


Figura 4.11: Fator de correção do filtro para diodos Isorad-p – Unidade THX

O desvio padrão entre os fatores filtro do diodo e da câmara de ionização, informa que os diodos Isorad-p com os filtros 15° e 30° encontram-se dentro do limite de 1% . O filtro de 45° exige uma atenção maior durante a realização das medidas, mas ainda se encontra dentro do percentual permitido. Os desvios dos diodos Isorad-p estão apresentados na Tabela 4.8.

Tabela 4.8: Desvio padrão dos fatores filtro dos diodos e da câmara de ionização na Unidade THX

FILTROS	15°	30°	45°
Isorad 09	0,4%	0,6%	1,0%
Isorad 12	0,4%	0,6%	1,0%

Na unidade 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 cm² de lado. O procedimento oferece a mesma margem de segurança, do realizado na unidade THX, na obtenção dos resultados que sempre são comparados com os da câmara de ionização. E pode ser aplicado em caso de irradiações de campos de lados irregulares. As Tabelas 4.9 e 4.10 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.

As Figuras 4.12 e 4.13 comparam em um gráfico os fatores de correção do filtro dinâmico de 45° e 60 °, dos diodos QED, corrigidos com a câmara de ionização, em cada campo de irradiação.

Tabela 4.9: Equação do filtro 60° com o diodo, corrigidas pela câmara de ionização.

Filtro 45°	EQUAÇÃO PARA F_F
QED 15	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 0,9991$
QED 16	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 1,0022$

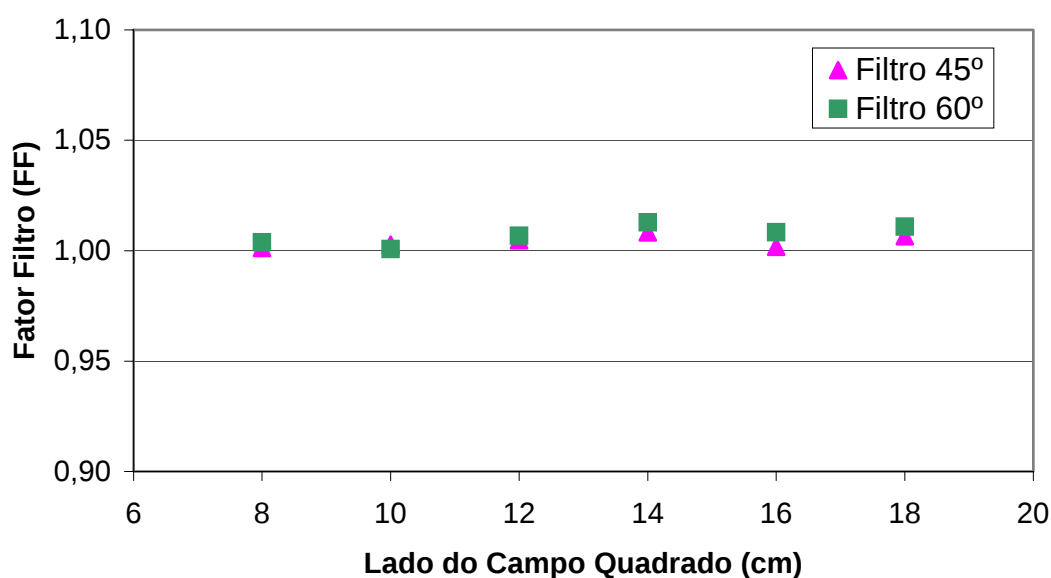


Figura 4.12: Fatores de correção do filtro dinâmico de acordo com o tamanho de campo para o diodo QED 15 – Unidade Clinac 600C.

Tabela 4.10: Equação, do filtro 60° com o diodo, corrigidas pela câmara de ionização.

Filtro 60°	EQUAÇÃO PARA F_F
QED 15	$F_F = 0,0009(C_{eq}) + 0,9953$
QED 16	$F_F = 0,0004(C_{eq}) + 1,0044$

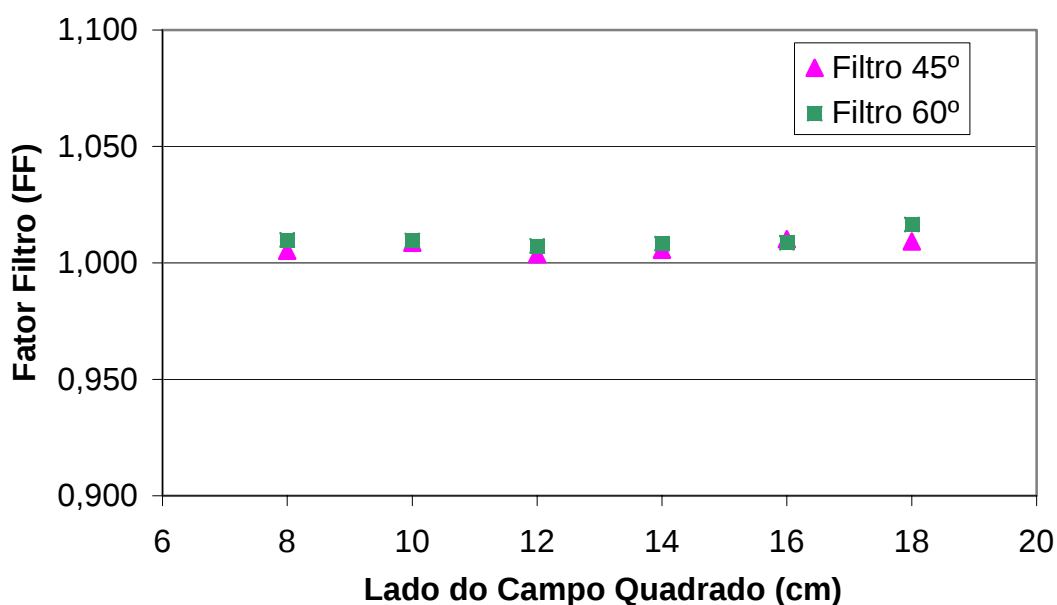


Figura 4.13: Fatores de correção do filtro dinâmico de acordo com o tamanho de campo para o diodo QED 16 – Unidade Clinac 600C.

A Tabela 4.11 apresenta os valores do desvio padrão entre os fatores de correção do filtro dinâmico de 45° e 60° da câmara de ionização e o dos fatores de correção do filtro dinâmico 45° e 60 °, respectivamente, do 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 4.11: Desvio padrão entre os fatores filtro da câmara de ionização e o diodo QED para os campos de irradiação de lado 8, 10, 12, 14,16 e 18x18 cm² na Unidade Clinac 600C.

FILTROS	45°	60°
QED 15	0,4%	0,7%
QED 16	0,7%	1%

4.3.4 - Fator Distância Fonte Superfície DFS (SSD)

Os resultados das leituras realizadas em diferentes SSD com os diodos e a câmara de ionização estão normalizados para leituras em um SSD de 80 cm na unidade THX e SSD de 100 cm na unidade Clinac 600C. Estes valores estão representados graficamente nas Figuras 4.14 e 4.15.

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

Como os tratamentos da região de cabeça e pescoço realizados no THX são feitos com um SSD de 80 cm, não será necessária a aplicação de um fator distância (F_{SSD}) no cálculo da dose medida, pois F_{SSD} a 80 cm, será igual a 1.

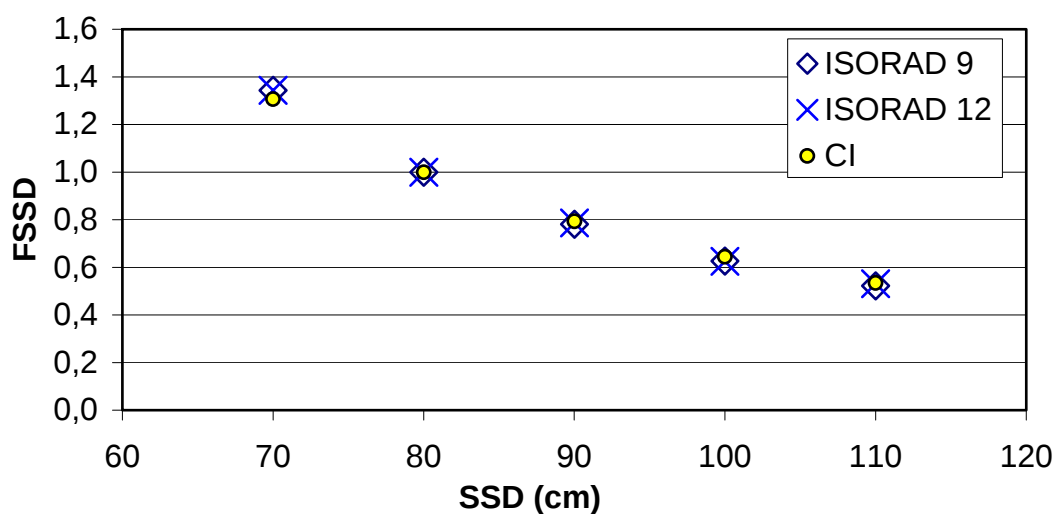


Figura 4.14: Leituras normalizadas em 80 cm de distância fonte superfície (SSD) - Unidade THX.

Para os tratamentos na região pélvica realizados na unidade Clinac 600C, necessitamos aplicar o fator de correção do SSD para todo resultado diferente de 1.

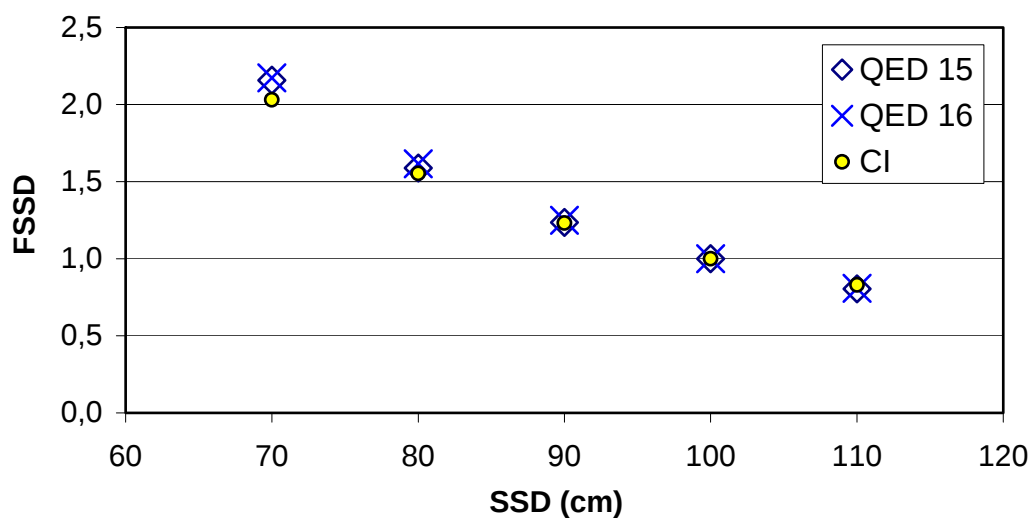


Figura 4.15: Leituras normalizadas em 100 cm de distância fonte superfície (SSD) - Unidade Clinac 600C.

4.3.5 - Fator de Correção do Ângulo - Dependência Direcional Axial

A seguir, são relacionados os resultados das leituras normalizadas em 0° para irradiações com feixes direcionados axialmente. As variações das leituras ocorrem com a irradiação na região sensível do diodo completando 360° em torno dele.

Nenhuma variação em torno do eixo de simetria dos diodos Isorad-p maior que $\pm 1\%$ foi constatada, conforme o especificado pelo fabricante. Com esses valores, construiu-se o gráfico da Figura 4.16. Como as correções apresentam-se menores que 0,5%, o suficiente para atestar a geometria axial simétrica dos diodos Isorad-p, nenhuma correção será efetuada quando das medidas *in vivo*.

Para os diodos QED (Figura 4.17), atestou-se uma variação superior a 1% e os fatores de correção serão aplicados em ângulos simétricos ao eixo vertical no intervalo de 0°-180°. A Tabela 4.12 apresenta os valores da correção axial.

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

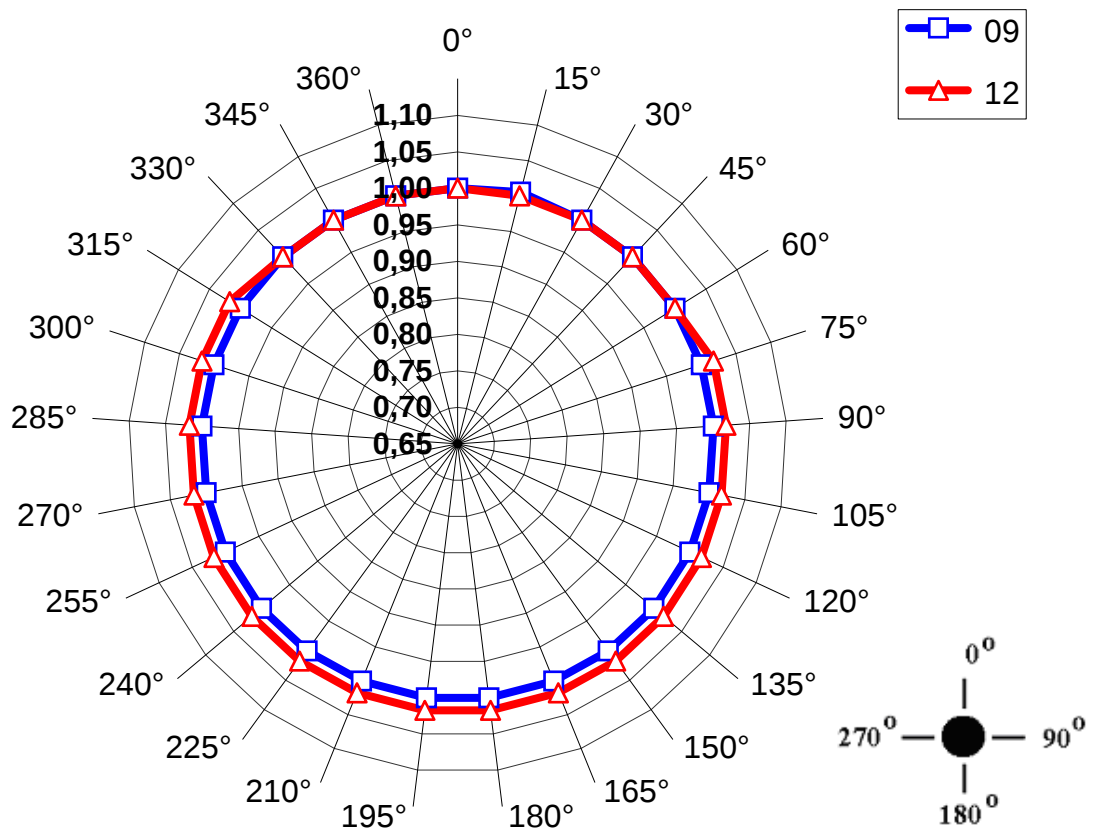


Figura 4.16: Dependência direcional axial dos diodos Isorad-p (1-4MV).

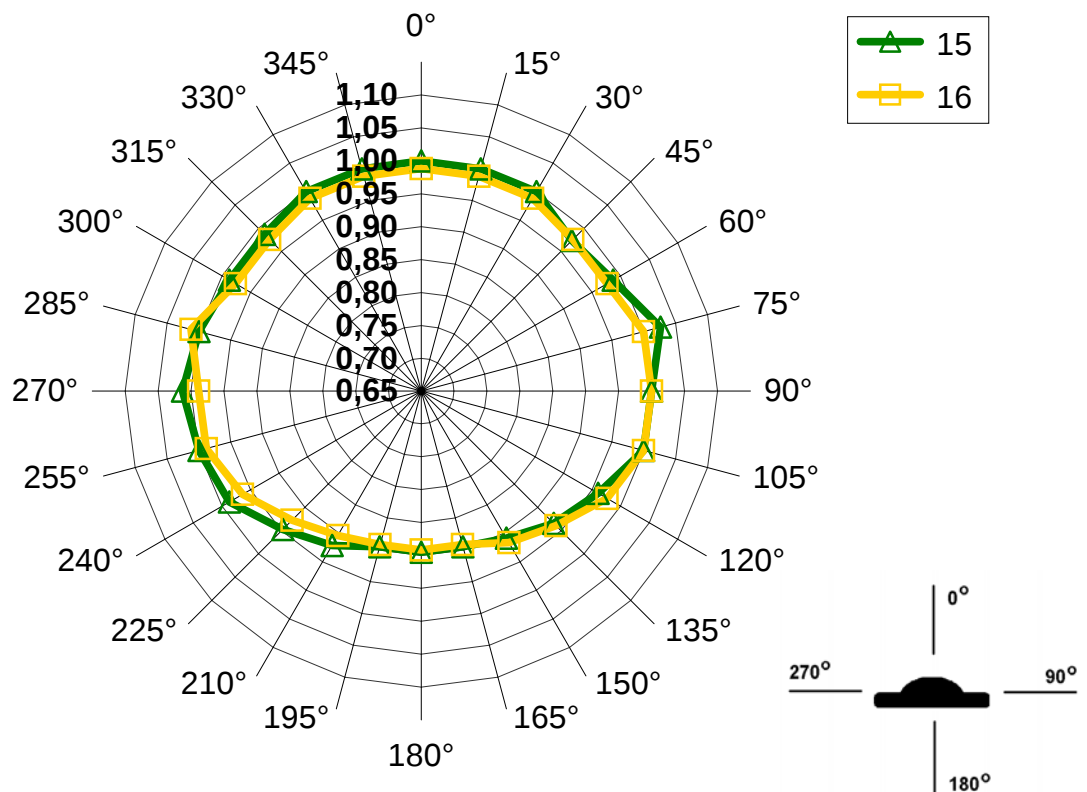


Figura 4.17: Dependência direcional axial dos diodos QED (6-12MV).

Tabela 4.12: Fatores de correção do ângulo na dependência direcional axial para os diodos QED.

FATOR DE CORREÇÃO DO ÂNGULO F_{AX}		
ÂNGULO	QED 15	QED 16
0°	1,000	1,0000
45°	1,0201	1,0201
60°	1,0133	1,0133

4.3.6 - Fator de Correção do Ângulo - 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 nos gráficos das Figuras 4.19 e 4.20. Assim como foi citado na dependência direcional axial, é possível localizar o diodo dentro desse ângulo de 15° , durante o posicionamento no paciente. 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 nas leituras.

A Figura 4.18 Ângulos de incidência transversal do feixe sobre a superfície do diodo.

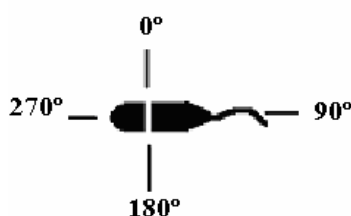


Figura 4.18: Ângulos de incidência transversal do feixe sobre o diodo

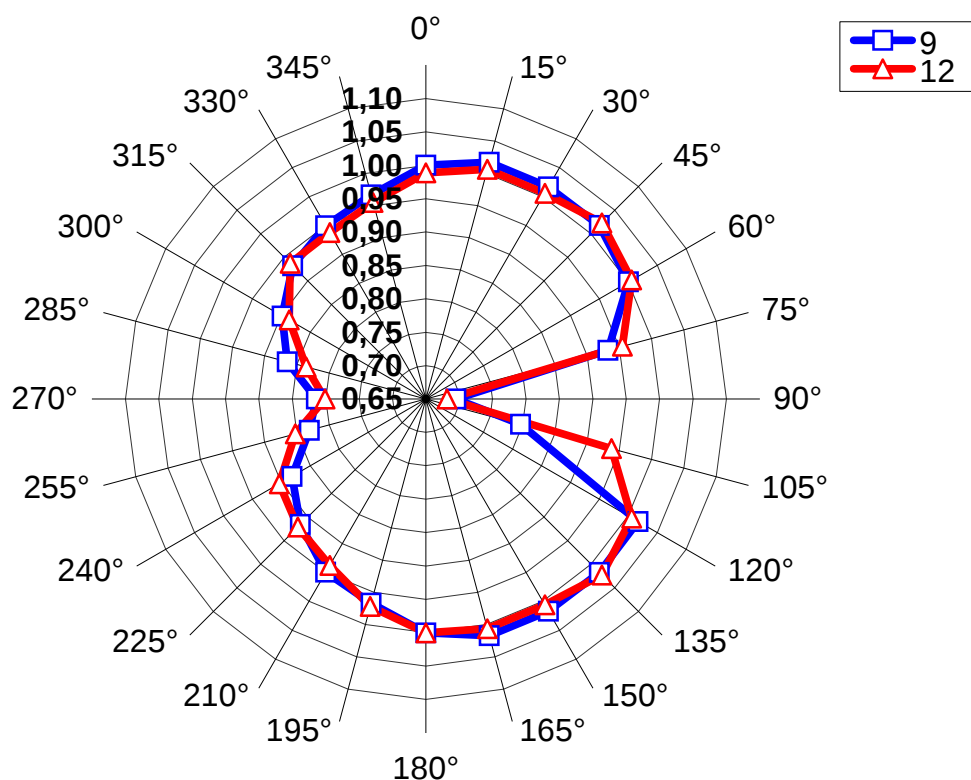


Figura 4.19: Dependência direcional transversal dos diodos Isorad-p (1-4MV).

Interpretando os resultados obtidos com os diodos Isorad-p representados no gráfico da Figura 4.19, verifica-se uma variação acentuada entre os ângulos 75° - 120° e 240°-300° que corresponde à incidência do feixe no cabo do detector e na extremidade oposta do mesmo. Para um posicionamento do diodo compreendido entre os ângulos relacionados, na Tabelas 4.13, aplicamos os seguintes fatores de correção:

Tabela 4.13: Fatores de correção do ângulo na dependência direcional transversal para diodos Isorad-p

FATOR DE CORREÇÃO DO ÂNGULO F_{Tr}		
ÂNGULO	Isorad 09	Isorad 12
15°	0,9661	0,9781
30°	0,9492	0,9572
45°	0,9153	0,9153
60°	0,8814	0,8992
345°	1,0169	1,0169
330°	1,0169	1,0169
315°	1,0169	1,0169
300°	1,1111	1,1111

Com os diodos QED também ocorreu uma variação nos ângulos 75°-120° referentes à incidência do feixe no cabo do detector. Para um posicionamento do diodo compreendido nestes ângulos aplicamos os fatores de correção apresentados na Tabela 4.14.

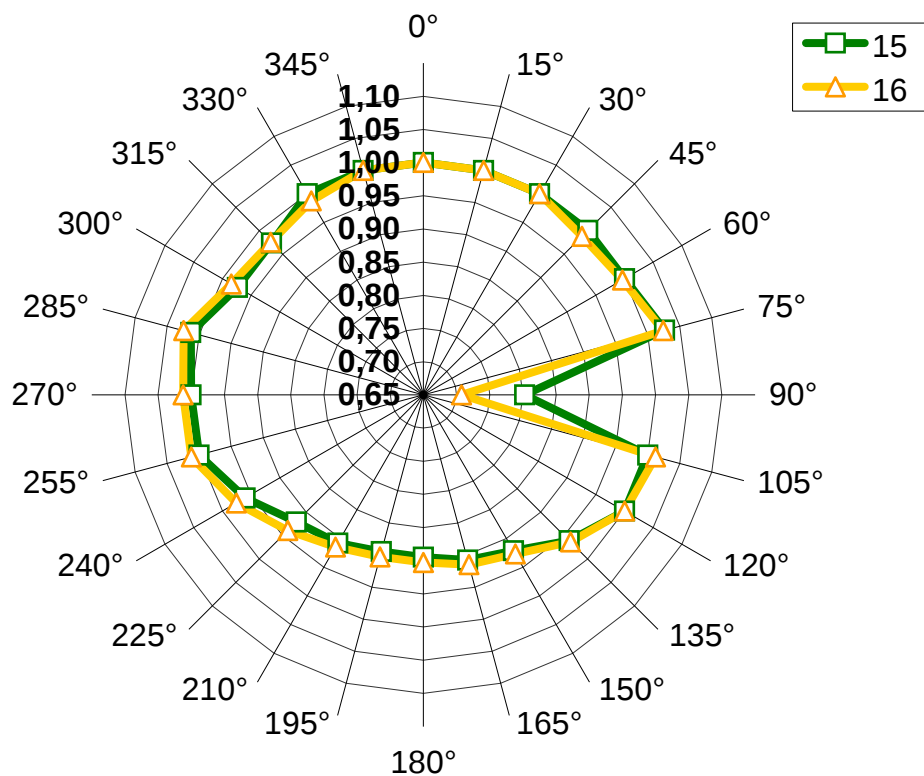


Figura 4.20: Dependência direcional transversal dos diodos QED (6-12MV).

Tabela 4.14: 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	

4.4 - SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO

Nesta secção são analisados os resultados obtidos com as irradiações dos diodos Isorad-p (1-4 MV) e QED (6-12 MV) no simulador antropomórfico RANDO Alderson, de acordo com os parâmetros de um tratamento. O objetivo é testar o desempenho dos mesmos, para o uso em dosimetria *in vivo* e avaliação da dose, nas regiões anatómicas da pelve, cabeça e pescoço.

A simulação do tratamento de cabeça e pescoço, foi realizada com os diodos Isorad-p (1-4 MV), nos campos 6 cm x 6 cm, látero direito e esquerdo. As Tabelas 4.15 e 4.16 apresentam os parâmetros utilizados para a obtenção da dose medida e o erro percentual (%) entre a razão da dose planejada (D_p) e a dose medida (D_m).

A Figura 4.21 apresenta o gráfico da razão entre a dose planejada e a dose medida, dentro do limite aceitável de $\pm 5\%$, em cada campo (látero direito e esquerdo) da região de cabeça e pescoço, com os dois diodos Isorad-p na unidade THX.

O resultado do campo látero esquerdo do diodo Isorad 09 comprova que qualquer pequena mudança no posicionamento, seja por instabilidade da mesa de tratamento, ou erro de posicionamento, resulta numa grande diferença da dose medida.

As simulações do tratamento, de cabeça e pescoço e pelve, comprovam a eficiência dos diodos Isorad-p e QED, demonstrando que os resultados estão abaixo de um percentual aceitável de $\pm 5\%$. Caracterizando os diodos como sendo adequado para as medidas *in vivo*.

Tabela 4.15: Parâmetros e resultados obtidos da irradiação de cabeça e pescoço para um campo 6 cm x 6cm – látero direito e látero esquerdo, no simulador RANDO com o diodo Isorad-p 09 - unidade THX.

Parâmetros	Campo Látero Direito	Campo Látero Esquerdo
Dp-dose planejada (cGy)	129	138
SSD (cm)	75,4	74,5
t - tempo de irradiação(s)	0,97	60
F _{Cal}	1,034	1,034
F _{Lin}	1,002	1,002
F _{Cpo}	0,999	0,999
F _F	1	1
F _B	1	1
F _{SSD}	0,992	0,990
F _{Ang}	0,983	0,983
ISF	0,974	0,971
Dm- dose medida (cGy)	129,1	134,4
Dp/Dm	0,999	1,027
* (%)	-0,1	2,7

$$* \left[\frac{Dp}{Dm} - 1 \right] \cdot 100\%$$

Tabela 4.16: Parâmetros e resultados obtidos da irradiação de cabeça e pescoço para um campo 6x6cm² – látero direito e látero esquerdo, no simulador RANDO com o diodo Isorad-p 12 - unidade THX.

Parâmetros	Campo Látero Direito	Campo Látero Esquerdo
Dp-dose planejada (cGy)	129	138
SSD (cm)	75,4	74,5
t - tempo de irradiação(s)	0,97	60
F _{Cal}	1,024	1,024
F _{Lin}	1,004	1,004
F _{Cpo}	1	1
F _F	1	1
F _B	1	1
F _{SSD}	0,990	0,988
F _{Ang}	0,994	0,994
ISF	0,974	0,973
Dm- dose medida (cGy)	129,5	138,4
Dp/Dm	0,996	0,997
*(%)	-0,4	-0,3

$$* \left[\frac{Dp}{Dm} - 1 \right] . 100\%$$

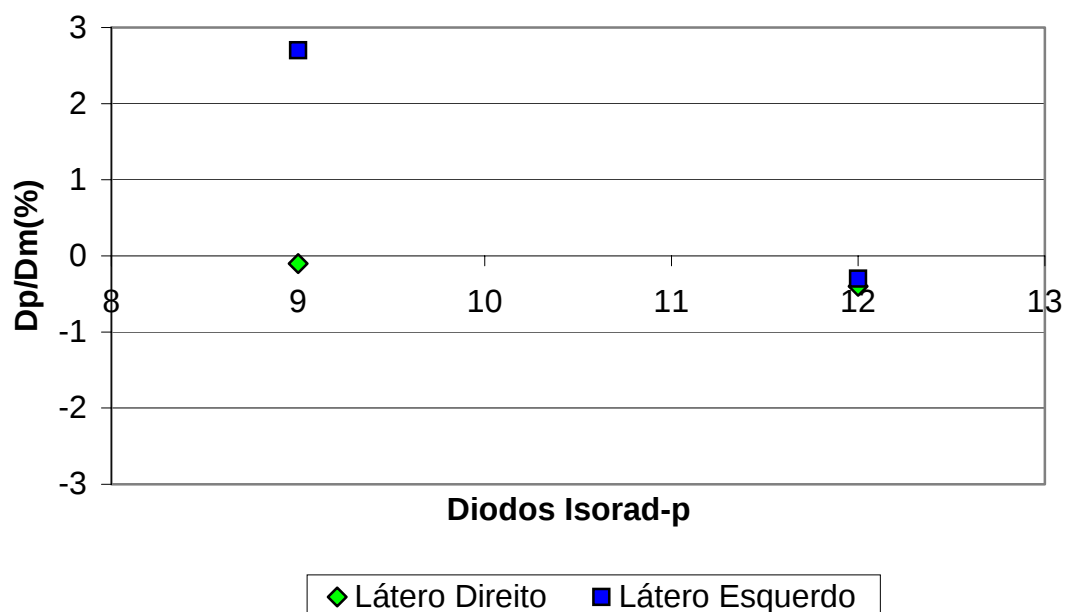


Figura 4.21: Medidas realizadas no simulador RANDO com os diodos Isorad-p 09 e 12 - razão entre dose planejada e dose medida da região de cabeça e pescoço.

As medidas e os fatores de correção dos diodos QED, na região pélvica, de acordo com o planejamento, estão representados nas Tabelas 4.17 e 4.18.

Tabela 4.17: Parâmetros e resultados obtidos da irradiação da região pélvica para um campo 20x20cm² e 10x10cm² – Pelve anterior, Pelve látero direito e Pelve látero esquerdo, no simulador RANDO com o diodo QED 15 - unidade Clinac 600C.

PARÂMETROS	PA		PLE		PLD	
	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)
Dp-dose planejada (cGy)	64,7	66	116,3	124,6	118,7	127,1
SSD (cm)	92,5	92,5	81,5	81,5	81,5	81,5
UM	54	57	76	132	77	133
F _{Cal}	1,044	1,044	1,044	1,044	1,044	1,044
F _{Lin}	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
F _{Cpo}	1,001	1	1,001	1	1,001	1
F _F	1	1	1	1,004	1	1,004
F _B	1	1	1	1	1	1
F _{SSD}	0,990	0,990	0,972	0,972	0,972	0,972
F _{Ang}	1	1	1	1	1	1
ISF	0,964	0,964	0,960	0,960	0,960	0,960
Dm- dose medida (cGy)	65,8	67	117	124,1	119,1	124,4
Dp/Dm	0,983	0,986	0,994	1,004	0,997	1,021
*(%)	-1,7	-1,4	-0,6	0,4	-0,3	2,1

$$* \left[\frac{Dp}{Dm} - 1 \right] \cdot 100\%$$

Tabela 4.18: Parâmetros e resultados obtidos da irradiação da região pélvica para um campo 20x20cm² e 10x10cm² – Pelve anterior, Pelve látero direito e Pelve látero esquerdo, no simulador RANDO com o diodo QED 16 - unidade Clinac 600C.

PARÂMETROS	PA		PLE		PLD	
	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)	20x20 (cm ²)	10x10 (cm ²)
Dp-dose planejada (cGy)	64,7	66	116,3	124,6	118,7	127,1
SSD (cm)	92,5	92,5	81,5	81,5	81,5	81,5
UM	54	57	76	132	77	133
F _{Cal}	1,044	1,044	1,044	1,044	1,044	1,044
F _{Lin}	0,978	0,978	0,961	0,958	0,960	0,959
F _{Cpo}	1	1	1	1	1	1
F _F	1	1	1	1,009	1	1,009
F _B	1	1	1	1	1	1
F _{SSD}	0,987	0,987	0,967	0,967	0,967	0,967
F _{Ang}	1	1	1,015	1,015	1,015	1,015
ISF	0,964	0,964	0,960	0,960	0,960	0,960
Dm- dose medida (cGy)	64,2	64,4	112,5	120,4	114,3	119,9
Dp/Dm	1,008	1,025	1,034	1,035	1,038	1,060
*(%)	0,8	2,5	3,4	3,5	3,8	6,0

$$* \left[\frac{Dp}{Dm} - 1 \right] \cdot 100\%$$

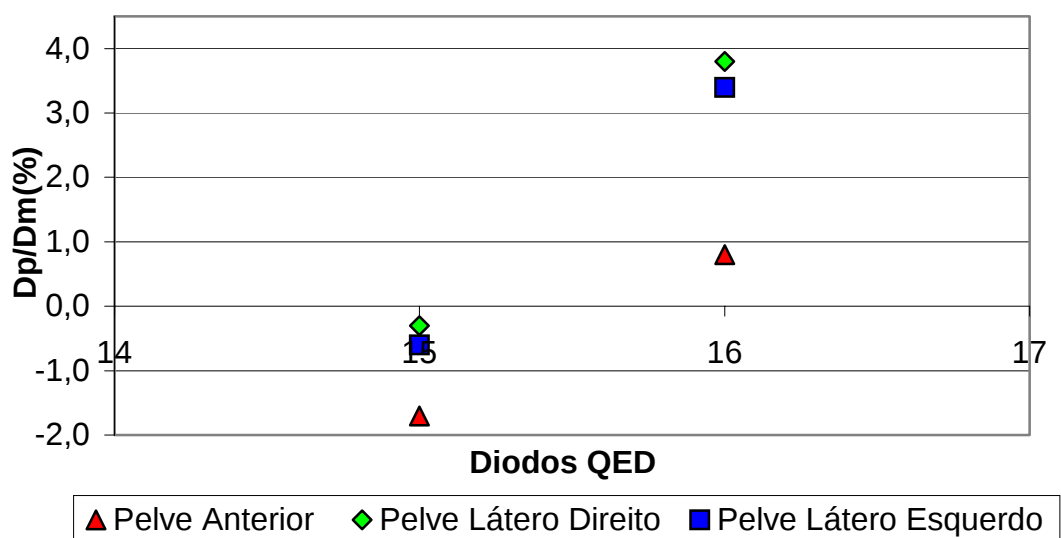


Figura 4.22: Medidas realizadas no simulador RANDO com os diodos QED 15 e 16 razão entre dose planejada e dose medida da região pélvica sob um campo 20cmx20cm.

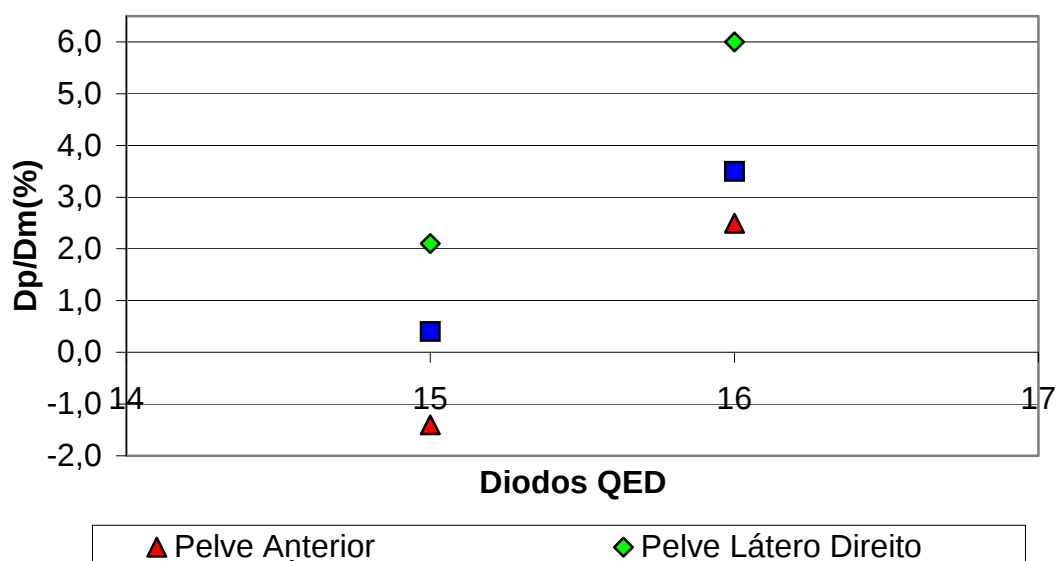


Figura 4.23: Medidas Realizadas no Simulador RANDO com os diodos QED 15 e 16, - razão entre dose planejada e dose medida da região pélvica sob um campo 10cmx10cm.

A razão de dose planejada e medida com os dois parâmetros de planejamento, um com campo de irradiação 10cmx10cm e outro com um campo de irradiação 20cmx20cm (vide Tabelas 4.15 e 4.16) demonstram que o diodo QED 15 é o mais adequado para as medidas *in vivo*, por apresentar resultados menores dentro do percentual aceitável $\pm 5\%$, se compararmos os gráficos das Figuras 4.22 e 4.23.

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 tanto nas irradiações do campo 10cmx10cm quanto nas irradiações do campo 20cmx20cm.

4.5 – MEDIDAS *IN VIVO*

Após a reprodução do tratamento com a utilização do simulador antropomórfico RANDO Alderson, foi escolhido, o diodo com o melhor desempenho nos testes de aceitação e na simulação do tratamento. Para as medidas *in vivo*, da região de cabeça e pescoço, o diodo Isorad 09 de 1-4MV e para a região pélvica, o diodo QED 15 de 6-12MV.

Ao todo acompanhamos o tratamento de 26 pacientes do Instituto Nacional de Câncer (INCA), submetidos à irradiação de pelve, cabeça e pescoço. Sendo 14 pacientes para o tratamento da região de cabeça e pescoço, irradiados na unidade THX e monitorados com o diodo Isorad-p 09. E 12 pacientes para o tratamento da região pélvica, irradiados na unidade Clinac 600C e monitorados com o diodo QED 15. As Tabelas 4.19 e 4.20 oferecem as informações a respeito da quantidade de pacientes e campos de tratamento utilizados em cada unidade.

Tabela 4.19: Quantidade de pacientes e campos irradiados no tratamento de cabeça e pescoço-Unidade THX.

Nº de Pacientes		14
Nº de Campos	Fossa supraclavicular (FSC)	8
	Látero direito (LD)	14
	Látero esquerdo (LE)	14
	TOTAL DE CAMPOS	36

Tabela 4.20: Quantidade de pacientes e campos irradiados no tratamento da região pélvica - Unidade Clinac 600C

Nº de Pacientes		12
Nº de Campos	Pelve Anterior (PA)	12
	Pélve Látero Direito (PLD)	10
	Pélve Latero Esquerdo (PLE)	10
	TOTAL DE CAMPOS	32

As Tabelas 4.21 e 4.22 relacionam resultados de dose prescrita no tratamento (D_p) e a dose medida (D_m), para cada campo irradiado.

Se os valores encontrados apresentarem uma razão percentual de dose prescrita e dose medida ($D_p/D_m\%$) superior a $\pm 5\%$, será realizado uma verificação do planejamento ou uma nova medição no paciente.

Tabela 4.21: Resultados das medidas *in vivo* da irradiação de cabeça e pescoço - Unidade THX- diodo Isorad 9.

P	LD		LE		FSC	
	Dm(cGy)	Dp/Dm%	Dm(cGy)	Dp/Dm%	Dm(cGy)	Dp/Dm%
1	126,4	-0,1	124,8	1,2	190,4	4,4
2	118,9	-1,4	117,9	-0,5	196,4	1,7
3	113,1	-1,4	108,0	3,3	-	-
4	106,4	2,8	111,6	-1,7	-	-
5	133,1	2,8	132,4	3,4	175,7	2,2
6	116,2	1,9	115,8	2,2	198,9	0,4
7	195,2	3,8	198,2	2,3	-	-
8	135,4	0,8	133,5	0,2		-
9	130,6	2,2	130,6	2,2	194,5	2,8
10	111,2	3,1	118,4	-3,2%		
11	113,4	0,5	116,8	-2,4	198,6	0,4
12	191,2	-0,9	94,5	0,9	196,5	0,8
13	137,0	-0,5	136,0	0,2	201,4	-0,9
14	117,9	0,5	118,2	0,7		

- P-paciente
- LD-Látero direito
- LE-Látero esquerdo
- FSC-Fossa supraclavicular

Tabela 4.22: Resultados das medidas *in vivo* da irradiação na região pélvica - Unidade Clinac 600C – diodo QED 15

P	PA		PLD		PLE	
	Dm(cGy)	Dp/Dm%	Dm(cGy)	Dp/Dm%	Dm(cGy)	Dp/Dm%
1	85,6	1,5	115,0	-1,9	117,6	-4,1
2	79,3	-2,0	97,5	-4,9	95,1	-2,5
3	122,2	2,4	97,5	-2,0	88,5	4,1
4	170,9	-2,1	104,1	-4,5	100,0	-4,8
5	122,4	1,6	-	-	-	-
6	122,2	-1,8	122,6	-1,4	121,6	-0,6
7	168,3	-4,0	84,9	-3,1	83,9	-0,8
8	156,1	-0,2				
9	149,4	-1,6	107,0	-3,0	117,8	-14,6
10	89,8	0,3	112,8	2,3	117,7	-1,9
11	149,5	-0,3	98,0	-4,1	99,0	-3,45-
12	108,1	-2,3	122,5	-1,9	120,0	0,1

- P-paciente
- PA-Pélve anterior
- PLD-Pélve látero direito
- PLE-Pélve látero esquerdo

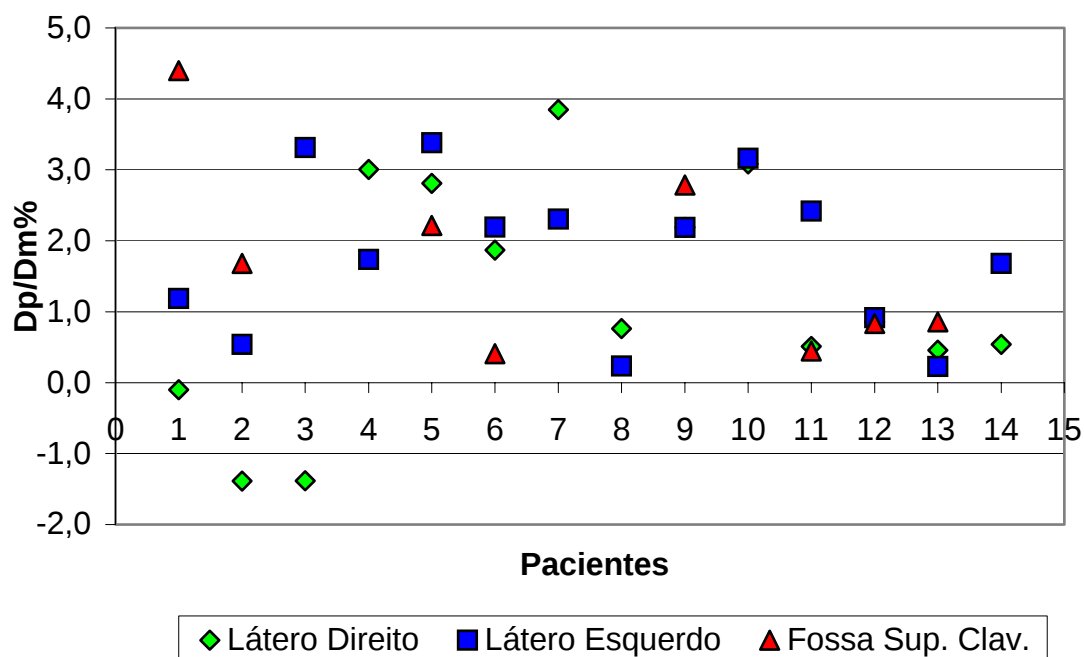


Figura 4.27: Razão percentual entre dose planejada e dose medida, em cada campo de tratamento, da região de cabeça e pescoço – Unidade THX – diodo Isorad 9.

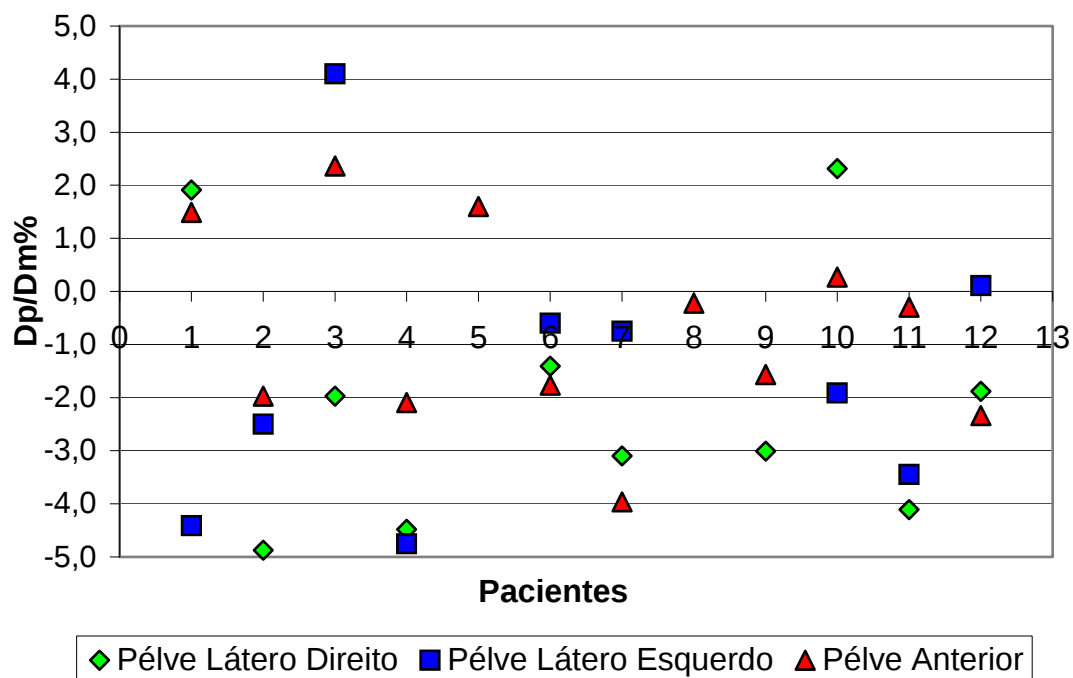


Figura 4.28: Razão percentual entre dose planejada e dose medida em cada campo de tratamento da região pélvica - unidade Clinac 600C – diodo QED 15.

Nas medidas *in vivo*, realizadas com o diodo Isorad-p (Figura 4.27), foi observado que, todos os campos do tratamento de cabeça e pescoço, estão dentro do nível de aceitação de $\pm 5\%$.

E para as medidas obtidas com o diodo QED (Tabela 4.22), foi observado que, com o paciente 9, ocorreu um deslocamento do diodo, causando uma aproximação do SSD e por consequência uma leitura de dose maior que a dose prescrita. Os campos restantes apresentam resultados aceitáveis. As medidas *in vivo*, realizadas com os diodos Isorad-p e QED, comprovam a eficiência destes detectores e garantem a qualidade do tratamento nas irradiações da região pélvica, cabeça e pescoço.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados das medidas nas irradiações realizadas com o simulador antropomórfico Rando Alderson, utilizando diodos Isorad-p e QED, o conjunto mostra-se viável para as medidas *in vivo*. Ressaltando os valores de dose medida que apresentam, de modo geral, uma concordância com a dose planejada e dentro do limite estabelecido pelo ICRU de $\pm 5\%$ para a incerteza total do tratamento.

Em relação às medidas *in vivo*, o diodo Isorad-p utilizado na Unidade THX, com os tratamentos na região de cabeça e pescoço, a média geral das leituras não ultrapassou a 0,6% confirmando a segurança dos procedimentos de medida.

Quanto às medidas *in vivo* com diodo QED utilizado na Unidade Clinac 600C, para os tratamentos da região pélvica, apresentou uma média geral das leituras de 2,8% negativos, excluindo a medida do diodo deslocado no paciente 9. Este resultado não invalida o sistema dosimétrico, pois as medidas estão dentro do limite aceitável de $\pm 5\%$, apenas exige uma maior atenção quanto a uma possível mudança das dimensões do paciente, de acordo com seu peso e uma possível movimentação durante o tratamento.

Com este trabalho foi possível comprovar que os diodos Isorad-p e QED, são eficientes e adequados à medida *in vivo*, podendo ser utilizados em um programa de controle de qualidade, tendo a vantagem de apresentar uma leitura imediata da dose administrada ao paciente.

Os estudos sobre as respostas dos diodos na região pélvica, cabeça e pescoço fazem parte de um programa de 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 quanto a degradação ou perda de sensibilidade do diodo com a dose acumulada; a influência do diodo na dose administrada ao ponto de

interesse(ponto do tumor); avaliação comparativa da Unidade de tratamento de ^{60}Co utilizando diodo Isorad-p e câmara de ionização.; estudo da resposta do diodo Isorad para feixe de elétrons de altas energias

BIBLIOGRAFIA

- [1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PREVENÇÃO E VIGILÂNCIA. *Estimativa 2006: Incidência de Câncer*, Rio de Janeiro, 2005.
- [2] MAYLES, W. P. M., HEISING, S. e MAYLES, H. M. O., “Treatment Verification and In Vivo Dosimetry”. In: Thwaites, D. I., Williams, J. R. (Eds) *Radiotherapy Physics*, 2nd ed., chapter 11, New York, U.S.A., Oxford University Press, 2000.
- [3] VOORDECKERSA,M.,GOOSSENSA,H.,RUTTENA,J.,BOGAERTB,W.V.den., *The Implementation of in Vivo Dosimetry in a Small Radiotherapy Department*, Department of Radiotherapy, University Hospital Leuven, Herestraat, Belgium,1997.
- [4] ICRU 24 (International Commission on Radiation Units and Measurements), Report 24, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, ICRU Publications, Washington DC, 1976.
- [5] 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.
- [6] BIYTH, C., MCLEODT, A. S., THWAITEST, D. I., *A Pilot Study of the Use of in Vivo Diode Dosimetry for Qualit Assurance in Radiotherapy*, University of Edinburgh, Western General Hospital, Edinburgh EH4 2XU, U.K 1996.
- [7] IAEA. *Procedure for In Vivo Dosimetry with Solid State Detectors*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2005.
- [8] HUYSKENS,D.P.,BOGARERTS,R.,VERSTRAETE,J.,LÖÖF,M.,NYSTRÖM,H., FIORINO,C.,BROGGI,S.,JORNET,N.,RIBAS,M.,THWAITES,D.I.,*Pratical Guidelines for the Implemantation of in vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Phonton Beams (entrance dose)*,European Societyfor Therapeutc Radiology and Oncology, ESTRO, Booklet 5, Belgium, 2001.
- [9] SCHABERLE, F.A., DA SILVA, N.C., “Introdução à Física da Radioterapia”, UFSC, Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, SC, Brasil, 2007.

-
- [10] TAUATHA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, R. Di., PRINZIO, M. A. R. R. Di.,
Radioproteção e Dosimetria Fundamentos, IRD, CNEN, Rio de Janeiro, 2003.
- [11] VOORDECKERSA, M., GOOSSENSA, H., RUTTENA, J., BOGAERTB, W. V. den.,
The Implementation of in Vivo Dosimetry in a Small Radiotherapy Department, Department of Radiotherapy, University Hospital Leuven, Herestraat, Belgium, 1997.
- [12] TRS – 277. *Absorbed Dose Determination in Photons and Electrons Beams: An International Code of Practice*, 2nd Ed., Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.
- [13] SHAHABI, S., *Balckburn's Introduction To Clinical Radiation Therapy Physics*, Wiscosin, USA, Medical Physics Publishing Corporation Madison, 1989.
- [14] Informação obtida no site do INCA., *Tipos de câncer*: www.inca.gov.br
- [15] MARKS, J. M., “Cancers of the Head and Neck”. In: Khan, F. M., Potish, R. A. (Eds) *Treatment Planning in Radiation Oncology*, 1st Ed., chapter 18, Maryland, USA, Williams & Wilkins, 1998.
- [16] HORIOT, J. C., LE FUR, R., NGUYEN, T., *et al*, 1992, “Hyperfraction vs. Conventional Fractionation in Oropharyngeal Carcinoma: Final Analysis of a Randomized Trial of the EORTC Cooperative Group of Radiotherapy”, *Radiotherapy Oncology* 25, pp. 231-241.
- [17] VIEGAS, C. C. B., *Dosimetria in vivo com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço*- COPPE / INCA, Rio de Janeiro, 2003.
- [18] SOUZA, R. S., *Estudos das Propriedades Físicas do Filtro Dinâmico: Modulação Unidimensional*, Rio de Janeiro, IRD, 2005
- [19] KHAN, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*, 2 ed., Baltimore, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [20] IAEA. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2005.
- [21] Informação obtida no site da Varian Medical Systems., *Eclipse Treatment Planning System*: www.varian.com
- [22] IAEA – TECDOC – 989. *Quality Assurance in Radiotherapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA,.

-
-
- [23] IAEA – TECDOC – 1151. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. OIEA, Viena, 2000.
- [24] BIYTH, C., MCLEODT, A. S., THWAITEST, D. I., *A Pilot Study of the Use of in Vivo Diode Dosimetry for Qualit Assurance in Radiotherapy*, University of Edinburgh, Western General Hospital, Edinburgh EH4 2XU, U.K 1996.
- [25] SEDRA, A.D., SMITH, H .C., *Microeletrônic Circuits*, 3 ed, Oxford University Press, NY, 1992.
- [26] SUN NUCLEAR CORPORATION, *ISORAD-p Diode User Guide* - Melbourne, FL, U.S.A. - 1997.
- [27] SUN NUCLEAR CORPORATION, *QED Diode User Guide* - Melbourne, FL, U.S.A. - 1997.
- [28] CNMC COMPANY, *Model 22D Dual Diode Dosimeter Manua* - Nashville, TN, U.S.A. - 2001.
- [29] LANZL, L. H., *The Rando Phanton and its Medical Applications*, Department of Radiology - The University of Chicago, Illinois, USA, ARL Inc., 1973.
- [30] THERATRONICS INTERNATIONAL, Ontario, Canada, 1984. L LIMITED, *Theratron 780X Reader User Guide*