



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO
MULTIDIODOS PARA GARANTIA DA QUALIDADE EM
EQUIPAMENTOS RADIOTERAPÊUTICOS**

GELSON PINTO DOS SANTOS

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

**Orientador:
Dr. Cléber Nogueira de Souza**

**São Paulo
2002**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO
MULTIDIODOS PARA GARANTIA DA QUALIDADE EM
EQUIPAMENTOS RADIOTERAPÊUTICOS**

GELSON PINTO DOS SANTOS



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

**Orientador:
Dr. Cleber Nogueira de Souza**

**São Paulo
2002**

À minha mãe, Benedita Rosa
À minha esposa, Maria da Conceição

Agradecimentos

*Nomeador de mil nomes, fazedor de sentido, transformador do mundo...
Teus pais e os pais de teus pais continuam em ti. Não és um bólido que cai, mas
uma brilhante seta que voa para os céus. És o sentido do mundo, e quando
aclaras teus sentidos, iluminas a terra ...*

Humanizar a Terra. Silo

Expresso aqui meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que de alguma forma ajudaram na realização deste trabalho, incluindo aqueles que por ventura aqui não estejam citados.

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza pela sua orientação e oportunidade de realizar este trabalho, que parte está em minhas áreas de conhecimento e outras que me são totalmente novas.

À Dra. Linda E. V. Caldas pela oportunidade e incentivo para realização deste projeto.

À Dra. Letícia L. C. Rodrigues pela permissão de uso do Laboratório de Calibração de Instrumentos.

Ao Centro de Engenharia Nuclear por nos permitir o uso do sistema de aquisição de dados, especialmente ao Dr. Daniel Ting e MSc. Paulo Roberto Monteiro.

Ao Serviço de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein por nos ter possibilitado o acesso as unidades irradiadoras.

A todos as pessoas que trabalham no Laboratório de Calibração de Instrumento, pela amabilidade e incentivo durante todo o transcorrer deste projeto.

Aos amigos Claudinei Cescon, Vitor Vivolo, Cláudio Dominiekan, Fábio de Toledo, Franco Brancaccio, Nicolau Dyrjawoj, Mário R. Leyton, Eduardo W. Pontes pelo auxílio inestimável em inúmeras tarefas que compuseram este projeto.

A toda minha família pelo apoio incondicional.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO MULTIDIODOS PARA GARANTIA DA QUALIDADE EM EQUIPAMENTOS RADIOTERAPÊUTICOS

Gelson Pinto dos Santos

Resumo

Um sistema dosimétrico multidiodos foi desenvolvido e testado para a aplicação no controle da qualidade de feixes clínicos de fótons e elétrons, empregados em radioterapia. Testes de estabilidade de curto e médio prazo, linearidade da resposta com a dose, degradação do sistema com a dose, dependência energética, dependência com a taxa de dose, dependência da resposta com o tamanho do campo radioativo foram realizados e comparados com câmaras de ionização. Para a maioria dos testes, o sistema mostrou resposta similar a de uma câmara de ionização, demonstrando a sua viabilidade para o uso em dosimetria clínica. Um programa de garantia da qualidade para um acelerador multifeixes foi otimizado para exemplificar o seu emprego na rotina diária de um serviço de radioterapia. Além da sua praticidade de uso, este sistema apresenta a vantagem de custo baixo, comparado aos sistemas atuais importados.

DEVELOPMENT OF A MULTI-DIODE DOSIMETRIC SYSTEM FOR QUALITY ASSURANCE IN RADIOTHERAPIC EQUIPMENT

Gelson Pinto dos Santos

Abstract

A multi-diode dosimetric system was developed and tested for quality control of photon and electron beams as used in radiotherapy. The following tests were done: repeatability and reproducibility, linearity, degradation with dose, energy dependence, dose rate dependence and response with the field size. These results were compared with the response of ionization chambers. For the most tests, the multi-diode system presented similar response of it, which demonstrated its viability for clinical dosimetry use. A quality assurance program for a multi-beam accelerator was proposed as an example of its application in a routine use for a radiotherapy service. Besides its practicability of using, the system presents the advantage of low cost, compared to imported system in use nowadays.

Sumário

I. INTRODUÇÃO	1
1.1. ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	3
II. NOÇÕES TEÓRICAS.....	4
2.1. KERMA	4
2.2. DOSE ABSORVIDA	5
2.3. TEORIA CAVITÁRIA.....	6
2.3.1. Teoria de Bragg-Gray.....	6
2.3.2. Teoria de Spencer-Attix.....	7
2.4. DOSIMETRIA ABSOLUTA E RELATIVA EM RADIOTERAPIA	8
2.5. PROTOCOLOS DE DOSIMETRIA	9
2.6. CARACTERÍSTICAS IMPORTANTES DE UM FEIXE CLÍNICO.....	10
III. SEMICONDUTORES.....	15
3.1. INTRODUÇÃO.....	15
3.2. ESTRUTURA DE BANDAS EM SÓLIDOS.....	15
3.3. SEMICONDUTORES TIPO N.....	17
3.4. SEMICONDUTORES TIPO P.....	18
3.5. ARMADILHAS E RECOMBINAÇÕES.....	19
3.6. A AÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE EM SEMICONDUTORES.....	19
3.7. MODO DE OPERAÇÃO DE DETECTORES SEMICONDUTORES	21
IV. APLICAÇÕES DE DETECTORES SEMICONDUTORES NA DETECÇÃO DE RADIAÇÃO IONIZANTE	23
V. GARANTIA DA QUALIDADE EM RADIOTERAPIA.....	28
5.1. INTRODUÇÃO.....	28
5.2. O DESENVOLVIMENTO DA TERAPIA POR RADIAÇÕES IONIZANTES.....	29
5.3. A NECESSIDADE DE PRECISÃO E EXATIDÃO EM RADIOTERAPIA.....	31
5.4. GARANTIA DA QUALIDADE	32
5.5. CONTROLE DA QUALIDADE DE UNIDADES IRRADIADORAS	35
5.5.1. Testes diários.....	36
5.5.2. Testes semanais.....	36
5.5.3. Testes mensais.....	37
5.5.4. Testes quadrimensais.....	37
VI. MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
6.1. DESCRIÇÃO DO SISTEMA DOSIMÉTRICO MULTIDIODOS	38
6.2. APLICAÇÃO DO SISTEMA DOSIMÉTRICO NO CONTROLE DA QUALIDADE DE UNIDADES IRRADIADORAS	48
6.3. UNIDADES IRRADIADORAS.....	49
6.4. INSTRUMENTAÇÃO PARA ENSAIO DOSIMÉTRICO.....	49
6.5. TESTES DE DESEMPENHO	50
6.5.1. Teste de estabilidade do sistema dosimétrico	50
6.5.2. Teste de estabilidade em função da dose acumulada.....	50
6.5.3. Efeito da contaminação na resposta do sistema dosimétrico por fótons e elétrons espalhados.....	51
6.5.4. Teste de dependência energética.....	52
6.5.5. Avaliação da dependência da resposta do detector com a variação da taxa de dose.....	53
6.5.6. Teste de verificação de simetria.....	53
6.5.7. Teste de variação da resposta em função do tamanho do campo.....	54
6.5.8. Teste de linearidade.....	54

VII. RESULTADOS E DISCUSSÕES	56
7.1. TESTES DE DESEMPENHO	56
7.1.1. <i>Teste de estabilidade do sistema dosimétrico</i>	56
7.1.2. <i>Teste de estabilidade em função da dose acumulada</i>	57
7.1.3. <i>Teste de contaminação da resposta do sistema dosimétrico por fótons e elétrons espalhados</i>	58
7.1.4. <i>Teste de dependência energética</i>	59
7.1.5. <i>Verificação da dependência da resposta do detector com a variação da taxa de dose</i>	60
7.1.6. <i>Teste de verificação de simetria</i>	61
7.1.7. <i>Teste de avaliação da resposta do detector em função do tamanho de campo</i>	62
7.1.8. <i>Teste de linearidade</i>	63
VIII. CONCLUSÕES.....	66
APÊNDICE	68
1. <i>Verificação diária da calibração e simetria dos feixes clínicos do acelerador linear Clinac 23EX, Varian com o Sistema de Dosimetria Multidiodos</i>	69
ANEXOS.....	72
1. <i>Testes diários de verificação da calibração - fótons</i>	73
2. <i>Testes diários de verificação da calibração - elétrons</i>	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75

I. INTRODUÇÃO

A percepção de que a radiação ionizante poderia ser usada com propósitos médicos começou logo após a descoberta dos raios-X e da radioatividade natural, no final do século XIX, e vem evoluindo sistematicamente. O empirismo inicial cedeu seu lugar a técnicas precisas de administração da dose através de equipamentos emissores de radiação, do desenvolvimento de novos radioisótopos, da incorporação da informática e robótica ao tratamento e ao avanço geral do conhecimento nas ciências e na área da física nuclear, em particular.

Mais da metade dos pacientes com câncer, em alguma fase do tratamento, será submetido à radioterapia, eletiva ou adjuvante com outras modalidades de tratamento (cirurgia, quimioterapia, imunoterapia). Estima-se que 2,5 milhões de pacientes são tratados no mundo por radioterapia a cada ano.¹

O tratamento de um tumor com o uso da radiação é um processo contínuo que envolve etapas bem diferenciadas. Estas incluem o diagnóstico e a localização do tumor, a decisão sobre a melhor estratégia de tratamento, a planificação e o cálculo da dose absorvida, a administração do tratamento, a verificação da dose liberada e o acompanhamento de curto e longo prazo do resultado do tratamento.²

A precisão e a exatidão da dose absorvida aplicada ao paciente são essenciais, uma vez que, clinicamente, uma variação da dose no paciente dentro de $\pm 5\%$ pode comprometer o resultado do tratamento, seja por produção de seqüelas por doses altas, seja por recidiva da doença por *deficit* de dose, incluindo-se, nestes limites de variação, todas as possíveis fontes de desvio do tratamento.^{2,3} Para procedimentos de irradiação de corpo inteiro, uma variação maior que $\pm 5\%$ na dose aplicada ao paciente pode provocar um aumento de 20% na incidência de pneumonite rádio-induzida, o que é fatal na maioria dos casos.⁴

Para assegurar que as doses aplicadas estejam em concordância com as doses prescritas, sistemas de gerenciamento da qualidade^{2,5} vêm sendo implantados gradativamente, substituindo os antigos programas de garantia da qualidade, incentivados pela Organização Mundial da Saúde.¹ Na teleterapia ou terapia por feixe externo, mais especificamente, o acompanhamento funcional das unidades irradiadoras chama-se controle da qualidade e está dentro do sistema de garantia da qualidade adotado pelo serviço de radioterapia. As suas principais unidades irradiadoras são: aceleradores lineares de elétrons produtores de fótons e elétrons de energias altas, unidades de cobalto-60 e unidades de ortovoltagem.

O objetivo deste projeto é a complementação do instrumental empregado no controle da qualidade das unidades irradiadoras utilizadas em radioterapia. Para alcançar esta meta foi projetado, construído e testado um sistema dosimétrico multidiado para dosimetria relativa⁶ de feixes clínicos. Sua principal vantagem está na economia de tempo que propicia na avaliação do feixe clínico, por causa de sua capacidade de verificação simultânea de vários parâmetros dosimétricos do feixe. Além do baixo custo do equipamento, por causa da estratégia de usar-se como detectores fotodiodos comerciais de baixo valor unitário. Este sistema também possibilita a emissão de relatórios para registro desse procedimento em um sistema de garantia da qualidade. Estas características tornaram-se relevantes, atualmente, diante dos inúmeros protocolos de procedimentos, verificações, avaliações que se têm que efetuar em todas as etapas do processo radioterapêutico, para garantir um tratamento otimizado ao paciente.

A escolha de detectores semicondutores foi feita a partir da constatação de que seu uso já foi muito bem estabelecido para a dosimetria relativa nas últimas décadas.⁷ Os diodos de silício, quando conectados a um eletrômetro apropriado, oferecem uma combinação única de alta sensibilidade, leitura imediata, simplicidade de operação, tamanho pequeno e robustez. Além do baixo custo de aquisição, os semicondutores, por causa de sua alta densidade e pequena energia de ionização, são 18.000 vezes mais sensíveis que uma câmara de ionização preenchida de ar de mesmo volume. Por esse motivo os semicondutores podem ter pequenos volumes sensíveis e permitir medidas de grande resolução espacial.⁷

Um sistema, como o aqui desenvolvido, permite a implementação do controle da qualidade de forma simples e prática em unidades de teleterapia, dentro de um programa ou sistema de gerenciamento da qualidade de um serviço de radioterapia. No Brasil, não existe disponível nenhum sistema dosimétrico nacionalizado deste tipo. Como vantagem adicional, esse sistema apresenta um custo baixo, relativamente aos importados, de forma a permitir sua aquisição e emprego pela maioria dos serviços de radioterapia instalados no país.

1.1. Organização da Dissertação

No primeiro capítulo, apresenta-se material introdutório relativo às necessidades e importância do controle da qualidade em radioterapia. No segundo capítulo, são oferecidos os conceitos dosimétricos e suas grandezas físicas associadas, além de alguns tipos de dosimetria. No capítulo terceiro, são discutidos os conceitos envolvendo semicondutores e os mecanismos de formação de portadores de carga em junções semicondutoras. As aplicações com detectores semicondutores são tratadas no quarto capítulo. No quinto capítulo, são discutidos os conceitos básicos de garantia de qualidade em radioterapia. O sexto capítulo descreve a metodologia e os materiais utilizados no desenvolvimento deste projeto, além de apresentar sistema dosimétrico multidiodo. Os resultados dos testes de desempenho do sistema são tratados e discutidos no sétimo capítulo. O oitavo capítulo apresenta as conclusões do trabalho, com uma discussão final sobre as vantagens e desvantagens desse sistema e as propostas de melhoria do projeto para o futuro. No próximo capítulo, um apêndice, onde se apresenta uma proposta para implementação do sistema multidiodos no controle da qualidade de uma unidade de teleterapia, e anexo encontram-se as tabelas de controle para essa atividade. Por último são apresentadas as referências bibliográficas.

II. NOÇÕES TEÓRICAS

Quando uma partícula indiretamente ionizante (fótons) interage com um meio absorvedor, a transferência de energia subsequente pode ocorrer em duas fases distintas. Na primeira fase, parte ou toda energia pode ser transferida para uma partícula diretamente ionizante (elétron), em poucas ou em uma única interação. Os principais processos de interações dos fótons com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares. A probabilidade de ocorrências de um deles depende dos coeficientes de atenuação do material absorvedor e da energia do fóton incidente. Outros processos de interação podem ocorrer nesse meio absorvedor, mas são de importância marginal, quando comparados aos três processos de interações principais. Na segunda fase, a partícula carregada perde a energia adquirida para o meio absorvedor, parte através de colisões com outras partículas e átomos, e parte por emissão de raios-X. Esse processo é conhecido como freamento contínuo (*continuous slowing-down approximation*).

Estas duas fases são descritas por grandezas dosimétricas: a primeira é chamada de kerma e a segunda de dose absorvida.

2.1. kerma

A grandeza física kerma (k), acrônimo de “kinetic energy released in material” ou energia cinética liberada em um material, é representada pelo quociente de dE por dm , onde dE é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não carregadas –fótons, liberadas em um material de massa dm , então:

$$K = \frac{dE}{dm} \quad [1]$$

A unidade de kerma é J.kg^{-1} no Sistema Internacional de Unidades (SI). O nome especial para a unidade de kerma é gray (Gy). O kerma também é expresso em função do material na qual a energia foi liberada, como por exemplo: kerma no ar.

2.2. Dose absorvida

A dose absorvida, que relaciona a energia liberada pela radiação em um determinado material de interesse, é a principal grandeza física usada em radioterapia. Este efeito é expresso como o produto de algumas propriedades do campo radioativo com os coeficientes de interação da radiação com o respectivo material.

A dose absorvida é uma grandeza não-estocástica, definida em um ponto e em geral é contínua no tempo e no espaço, tendo taxa e gradiente. A grandeza estocástica associada à dose absorvida é a energia específica. Onde: D é a dose absorvida; $d\bar{\epsilon}$ é a energia média liberada no material; e dm é a massa do material.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [2]$$

A unidade de dose absorvida no SI é J.kg^{-1} . Seu nome especial é gray (Gy). A dose absorvida deve estar sempre acompanhada do material em que a energia foi depositada, por exemplo: dose absorvida na água.

2.3. Teoria Cavitária

Para medir a dose absorvida em um material é necessário introduzir-lhe um dispositivo sensor de radiação. Em geral, esse dispositivo é feito com um material diferente do meio que se deseja medir, constituindo-se um corpo estranho a esse meio. Os principais dispositivos sensores atualmente usados são cavidades preenchidas com gás, como as de uma câmara de ionização. Teorias chamadas cavitárias explicam essa associação. Em princípio, para essas teorias, os corpos estranhos podem ser: gasosos, líquidos ou sólidos. As principais teorias cavitárias, atualmente, utilizadas são: a teoria de Bragg-Gray e a teoria de Spencer-Attix.

2.3.1. Teoria de Bragg-Gray

Estudando a ionização no ar provocada pela radiação gama, Gray (1934) derivou um princípio de equivalência, segundo o qual a energia perdida por unidade de volume pelas partículas beta na cavidade é $\frac{1}{\rho}$ vezes a energia perdida pela radiação gama por unidade de volume no meio. Onde, $\frac{1}{\rho}$ é a razão dos poderes de freamento dos elétrons no ar (cavidade) e no meio (sólido). A relação de Bragg-Gray é dada por:

$$D_{meio} = \left(\frac{1}{{}_m S_{meio}^{cav}} D_{cav} \right) \quad [3]$$

Onde, D_{meio} e D_{cav} são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente, ${}_m S_{meio}^{cav}$ é razão dos poderes de freamento de massa da cavidade e do meio.

O princípio de equivalência baseia-se na suposição de que a introdução da cavidade não perturba o espectro de elétrons no meio, e só é válido se a cavidade for pequena em comparação com o alcance dos elétrons. Supõe-se também que toda a energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que esse é independente da energia dos elétrons.

Mais tarde, em 1937, Laurence substituiu a razão dos poderes de freamento para uma única energia pela média ponderada do espectro de elétrons.

$$S_{meio}^{cav} = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} \left[\frac{S_{cav}(T)}{S_{meio}(T)} \right] dt \quad [4]$$

Onde, T e T_0 são a energia cinética e a energia cinética máxima do elétron e S_{cav} e S_{meio} são os poderes de freamento na cavidade e no meio, respectivamente, para a energia T .

Entretanto, nenhuma das duas teorias levavam em conta as grandes perdas de energia produzidas por raios- δ (raios delta: elétrons secundários rápidos) que depositam sua energia fora do volume de interesse.

2.3.2. Teoria de Spencer-Attix

Spencer e Attix (1955) e Burch (1955) propuseram teorias que incluíam os raios- δ no cálculo da energia depositada na cavidade, e levavam em conta as diferenças de número atômico. Enquanto Spencer e Attix obtiveram uma solução numérica completa, Burch não a conseguiu, e por conseqüência, a sua teoria foi pouco divulgada.

Para levar em conta os raios- δ , Spencer e Attix introduziram uma energia de corte Δ , abaixo da qual as transferências de energia são consideradas dissipativas. A energia Δ está relacionada com o tamanho da cavidade e é definido como a energia do elétron que possui alcance igual a espessura média

da cavidade. A energia de corte deve ser grande em comparação com a energia de ligação dos elétrons atômicos, que é da ordem de 4 keV, para a camada K, no estanho (Sn) e 90 keV, para o chumbo (Pb).

A razão dos poderes de freamento torna-se, portanto:

$$S_{meio}^{cav} = \frac{1}{T_{fl}} \int_{\Delta}^{T_0} \left(\frac{R_{meio}(T_0, T)}{S_{meio}(T)} \right) S_{cav}(T, \Delta) dt \quad [5]$$

Onde, $R_{meio}(T_0, T)$ é a razão do fluxo de elétrons no meio, incluindo os raios- δ , e o fluxo de elétrons primário; e $S_{cav}(T, \Delta)$ é o poder de freamento restrito de massa da cavidade.

2.4. Dosimetria absoluta e relativa em radioterapia

A grandeza de interesse em radioterapia é a dose absorvida no tumor e sua respectiva distribuição dentro do tumor e nas vizinhanças. Isto é obtido seguindo-se um protocolo dosimétrico apropriado. Para se verificar a precisão e exatidão da dose aplicada ao paciente, realiza-se uma simulação da medida desta dose absorvida em condições de referência, isto é: a uma determinada profundidade em um simulador de tecido mole (fantoma), sob condições geométricas bem definidas. Esta é a primeira etapa de uma cadeia de medidas que afetam todo o tratamento do paciente. É conhecida como dosimetria absoluta. O principal dosímetro usado na realização da dosimetria absoluta, de acordo com os protocolos dosimétricos e códigos de práticas atuais, é a câmara de ionização associada a um eletrômetro apropriado.

Existem códigos de prática para realização deste tipo de calibração sugeridos por vários organismos internacionais e colégios de profissionais, tais como: International Commission on Radiation and Measurements (ICRU), International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association of Physicist in

Medicine (AAPM) e Nordic Association of Clinical Physics, (NACP). A importância destes códigos estão mais bem explicadas no capítulo sobre Garantia da Qualidade em Radioterapia.

Após algum tipo de serviço de manutenção realizado na unidade irradiadora, que afete a dose liberada, é obrigatório a verificação do rendimento de seus feixes de fótons e elétrons. Este procedimento pode ser feito usando como dosímetro: câmaras de ionização, filmes ou diodos. As medidas realizadas nesse procedimento são comparadas com aquelas obtidas durante os testes de aceitação e comissionamento do equipamento. Este e outros procedimentos de medidas, cujos resultados são comparados com os resultados anteriores de medidas realizadas pelo dosímetro de referência no eixo central de dose, são conhecidos como dosimetria relativa.

2.5. Protocolos de dosimetria

Os protocolos de dosimetria são procedimentos de medidas para determinar a dose absorvida, na geometria de referência, em uma unidade de tratamento.* Emprega-se, na realização destas medidas, câmaras de ionização calibradas em laboratórios dosimétricos padrão primário ou laboratórios dosimétricos padrão secundário. As principais etapas de um procedimento de dosimetria são: a determinação de padrões primários de dose em laboratórios padrão primário; transferência destes padrões para o laboratórios padrão secundário; calibração das câmaras de ionização dos usuários, em laboratórios padrão secundário, para conhecimento da relação entre a dose absoluta e a dose de saída dos aceleradores em unidades monitoras, durante o tratamento dos pacientes. Esses protocolos foram introduzidos nos anos 70, e visavam a melhoria na dosimetria pela redução das incertezas nos procedimentos de calibração, assim como estabelecer como padrão o método ionométrico neste tipo de dosimetria.

* Rodrigues L. N. Metrologia em radioterapia. Notas de aula. São Paulo. 2002

Existe uma rede mundial de laboratórios padrão secundário – Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL), organizada pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) e Organização Mundial da Saúde (WHO), que desenvolvem estes padrões dosimétricos, rastreáveis a laboratórios padrão primário – Primary Standard Dosimetry Laboratory - (PSDL), que calibram os dosímetros clínicos de referência usados nos serviços de radioterapia.

Os protocolos dosimétricos internacionais sofreram sistemáticas revisões e atualizações nas últimas duas décadas. Atualmente, coexistem vários protocolos, dos quais podemos ressaltar: IPEMB (Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology) (1996),⁸ o IAEA TRS-277 (1987),⁹ o IAEA TRS-381 (1997).¹⁰ O protocolo IAEA TRS-398 (2001),¹¹ também em vigência no presente momento, substitui todos os outros protocolos citados anteriormente.

2.6. Características importantes de um feixe clínico

Feixes de fótons, como os gerados por aceleradores lineares de elétrons, podem ser caracterizados pela suas energias nominais, tamanhos de campo e características radioativas¹². O feixe gerado nestas unidades também é especificado em termos de potencial nominal ou porcentagem de dose a 10 cm em relação a dose máxima desse feixe em um tamanho de campo de referência de 10 cm x 10 cm e em uma distância foco-pele de 100 cm. A energia nominal do feixe de unidades de tratamento e suas respectivas porcentagens de dose profunda a 10 cm são listados na Tabela 2.5.1.

As características radioativas mais importantes de um feixe de fótons são o perfil de dose e a penumbra. Estas características são estabelecidas nas especificações de desempenho do equipamento, e são variáveis segundo o fabricante.

Tabela 2.5.1: Especificação da energia do feixe fótons de unidades de tratamento de megavoltagem¹²

Energia nominal da unidade tratamento (MV)	Dose máxima d_{max} (cm)	Porcentagem de dose profunda a 10 cm de profundidade %DP(%) @ 10 cm	Profundidade da porcentagem de dose profunda a 50% da DP (cm)
cobalto-60*	0,5	56,4	11,7 cm
4	$1,1 \pm 0,2$	$63,0 \pm 2,0$	$14,2 \pm 0,2$ cm
6	$1,5 \pm 0,2$	$67,5 \pm 2,0$	$15,6 \pm 0,2$ cm
8	$2,0 \pm 0,2$	$71,0 \pm 2,0$	$17,0 \pm 0,2$ cm
10	$2,25 \pm 0,2$	$73,0 \pm 2,0$	$18,0 \pm 0,2$ cm
15	$2,7 \pm 0,2$	$76,5 \pm 2,0$	$19,8 \pm 0,2$ cm
18	$3,0 \pm 0,2$	$78,5 \pm 2,0$	$20,7 \pm 0,2$ cm
25	$3,8 \pm 0,2$	$82,0 \pm 2,0$	$22,5 \pm 0,2$ cm

* A fonte de cobalto-60, com distância foco-pele de 80 cm, é apresentada com o propósito de facilitar comparações.

Porém, antes de se avaliar as características do feixe real seria interessante conhecer sinteticamente as características de um feixe ideal. Este feixe é aquele originado por uma fonte puntiforme, tem o tamanho de seu campo delimitado por colimadores ou diafragma que bloqueiam todo o feixe, com zero por cento de transmissão pelos colimadores, e suas bordas não provocam o espalhamento do feixe, conforme mostra-se na Figura 2.5.1. Este feixe ideal, realmente, não existe.

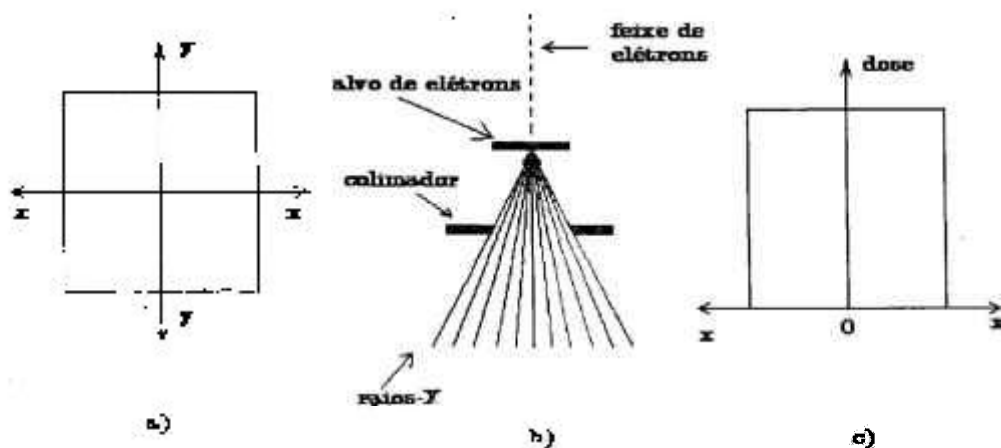


Figura 2.5.1: Características de um feixe clínico ideal: (a) forma esperada do campo; (b) fonte puntiforme e (c) perfil de dose esperado do feixe.

Em contrapartida, as características de um feixe clínico real gerado dentro de uma cabeçote de tratamento de uma unidade megavoltagem, como da Figura 2.5.2 e 2.5.3 são: tamanho da fonte finita; transmissão diafragma-colimador finita; espalhamento diafragma-colimador finito; atenuação e espalhamento adicional provindo de interferências de outros materiais.



Figura 2.5.2: Cabeçote de tratamento

Para se determinar o perfil da dose do feixe é necessário avaliar-se uniformidade e a penumbra do feixe. A uniformidade do feixe é avaliada usando-se como critério a sua planura e simetria. A tamanho e a localização da região de planura é expressa como 80% da largura do feixe, quando o valor normalizado da dose no eixo central do feixe for 50% do seu valor máximo. Para um feixe de megavoltagem, a planura é medida na distância foco-pele de 100 cm a 10 cm de profundidade. Esta definição está ilustrada na Figura 2.5.4, onde a região correspondente a 80% esta indicada pelas linhas pontilhadas verticais. A simetria do feixe para ser avaliada requer a comparação de dois pontos equidistantes e simétricos ao eixo central do feixe dentro dessa região de 80%. A planura dentro dessa região está limitada a $\pm 3\%$ da dose normalizada máxima e é indicada por duas linhas sólidas horizontais na Figura 2.5.4.

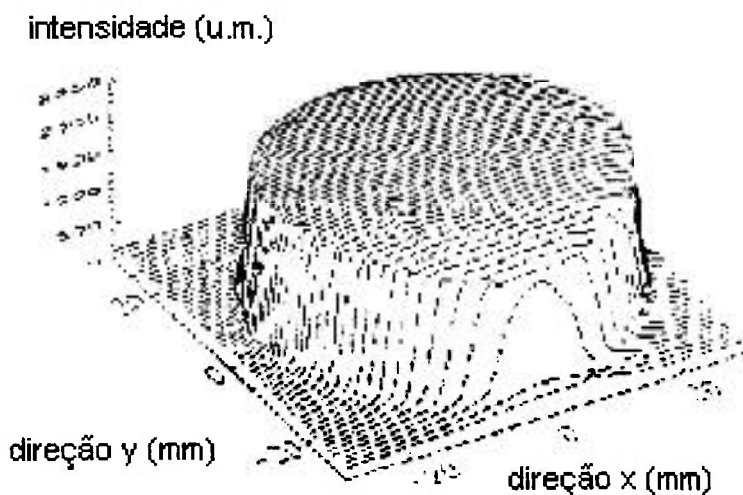


Figura 2.5.3: Perfil de campo

Para completar o perfil de dose é necessário indicar o tamanho do campo. A borda do campo radioativo é caracterizada como a região onde a dose cai muito rapidamente em função da distância do eixo do feixe. Esta característica é estimada pela penumbra radioativa do campo. O tamanho desta penumbra é definido como a distância lateral entre as linhas de isodose de 20% e 80%, para um campo de dimensão 10 cm X 10 cm medido na profundidade de 10 cm com distância foco-pele de 100 cm ao longo dos eixos principais, e deverá ser menor ou igual a 9 mm, como ilustrado na Figura 2.5.5.

A dimensão da penumbra dosimétrica é diferente da penumbra geométrica. Esta última depende apenas do tamanho da fonte, da distância da fonte-paciente e da distância fonte-colimador. Enquanto que a penumbra dosimétrica é devida ao espalhamento causado pelo choque do feixe com os vários dispositivos do cabeçote de tratamento.

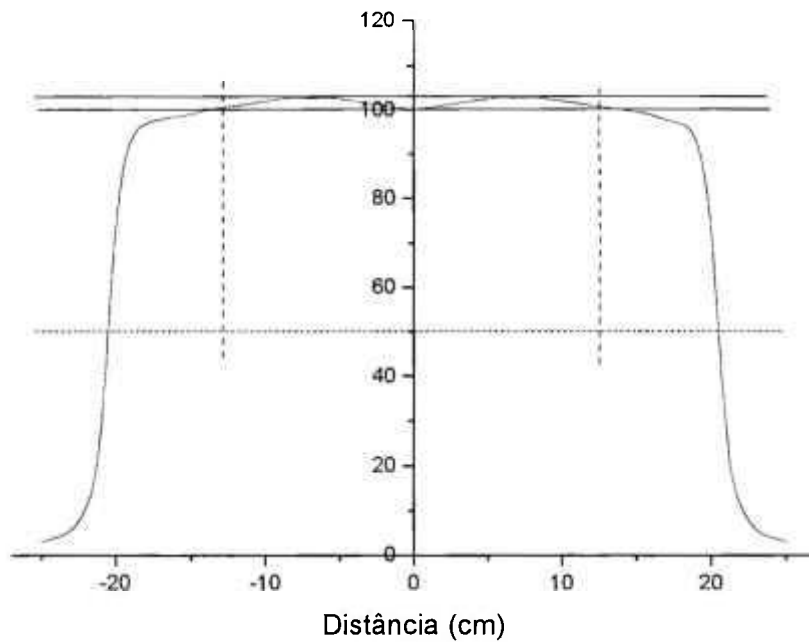


Figura 2.5.4: Definição de planura e simetria de feixes clínicos

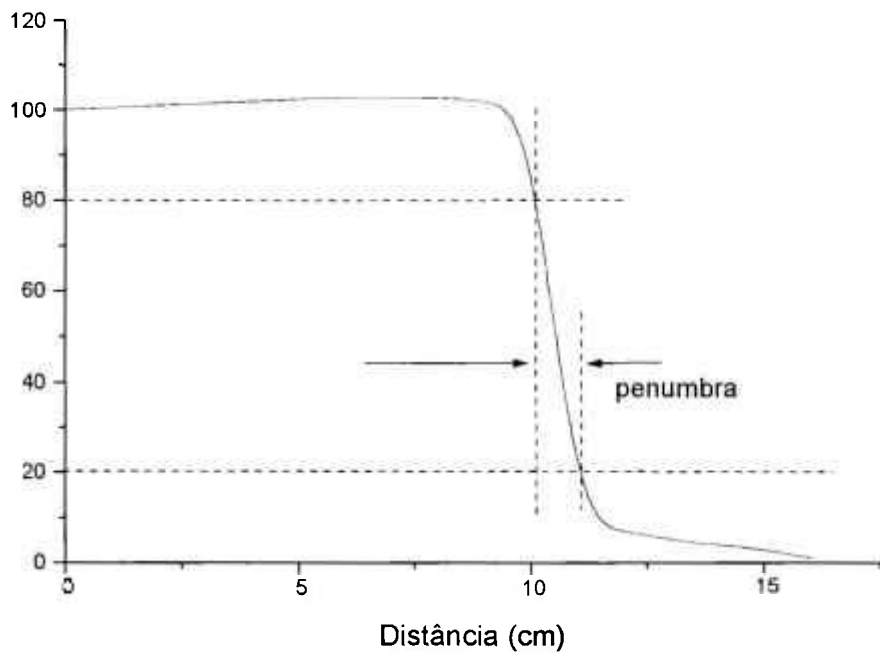


Figura 2.5.5: Definição de penumbra radioativa de feixes clínicos

III. SEMICONDUTORES

3.1. Introdução

O uso de materiais semicondutores como detectores de radiação resulta em um número de portadores de informação —pares elétrons-lacunas— para uma dada radiação incidente, muito maior do que para qualquer outro tipo de detector. Como consequência, os detectores semicondutores são os que fornecem, atualmente, a melhor resolução em energia. Além de dimensões compactas, as suas espessuras efetivas podem variar de acordo com os requisitos das aplicações; e ainda formam pulsos elétricos rápidos. Como desvantagem apresentam a degradação de seu desempenho devido a danos induzidos pela radiação.

Os portadores de informação básica ou portadores de cargas nos detectores semicondutores são os pares elétrons-lacunas, criados ao longo da trilha formada por uma partícula através do detector. O par elétron-lacuna é de certa maneira análogo ao par de íons criado em detectores preenchidos com gás. O seu movimento em um campo elétrico gera o sinal elétrico básico do detector. A condutividade dos semicondutores é explicada pelo modelo de bandas.

3.2. Estrutura de bandas em sólidos

Enquanto em um átomo isolado é permitido somente níveis de energia discretos para os elétrons, em um material sólido cristalino, os elétrons são forçados a se estabelecer dentro de bandas de energia, como representado na Figura 3.1. A banda inferior, chamada de banda de valência, corresponde aos elétrons que estão ligados em sítios específicos na rede cristalina. No caso do

germânio e silício esses elétrons são parte das ligações covalentes que estabelecem as forças interatômicas dentro do cristal. A banda superior, chamada também de banda de condução, representa os elétrons que estão livres e podem migrar através do cristal; eles contribuem para a condutividade do material. As duas bandas estão separadas e o espaço entre elas determina se o material é classificado como isolante ou semicondutor. A quantidade de elétrons dentro do cristal é suficiente para preencher completamente todos os sítios disponíveis na banda de valência. Na ausência de excitação térmica, zero absoluto, isolantes e semicondutores teriam uma configuração na qual a banda de valência estaria completamente preenchida e a banda de condução vazia. Sob estas condições, teoricamente, não haveria condutividade elétrica.

No metal, a banda superior não está completamente preenchida. Dessa maneira, o elétron pode migrar facilmente através do material, porque ele necessita somente de um pequeno aumento de energia para alcançar este estado. Nos isoladores e semicondutores, por outro lado, o elétron necessita cruzar o espaço de energia proibido entre as bandas, o que torna a sua condutividade várias vezes menor. Para os isoladores, a dimensão da banda proibida é usualmente de 5 eV ou maior, enquanto que para os semicondutores esta dimensão é da ordem de 1 eV.

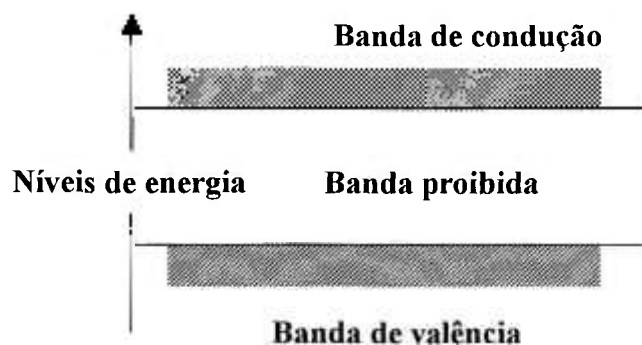


Figura 3.1: Estrutura de bandas em um material cristalino.

3.3. Semicondutores Tipo n

Se intencionalmente for adicionado um tipo de impureza pentavalente em concentração pequena —parte por milhão— em um material semiconductor, como o silício, por exemplo, estas impurezas podem ocupar sítios na rede cristalina, substituindo os átomos originais tetravalente. Neste caso, como existem cinco elétrons de valência, ao redor de cada átomo de impureza, uma ligação covalente fica aberta com um elétron levemente ligado ao local original da impureza. Portanto, é necessário menos energia para desalojar esse elétron, e formar um elétron de condução sem uma lacuna correspondente, do que para desalojar um elétron de uma ligação covalente normal. Impurezas deste tipo são conhecidas como impurezas doadoras pela facilidade com que contribuem com elétrons para a banda de condução. Por não pertencer à rede regular, esse elétron extra, associado com a impureza, pode ocupar uma posição na região de energia normalmente proibida. A diferença de energia entre o nível doador e o nível de energia inferior da banda de condução é pequeno o suficiente para que energia de excitação térmica seja suficiente para fazer migrar (ionizar) uma grande fração desses elétrons extras das impurezas doadoras para a banda de condução.

A grande concentração de elétrons na banda de condução de um material dopado, quando comparado a um material intrínseco (material cristalino intrínseco é aquele que contém a menor quantidade de impurezas possível, intencionalmente adicionadas ou naturais, porém, ainda preserva as características físicas de um material semiconductor), aumenta a taxa de recombinação, deslocando o equilíbrio entre elétrons e lacunas. Isto resulta em uma diminuição da concentração de lacunas em relação à concentração de lacunas existentes em um material semiconductor intrínseco. Mesmo com o número de elétrons excedendo o número de lacunas, a neutralidade de carga é mantida pela presença das impurezas doadoras ionizadas.

O efeito na rede do material tipo n é portanto criar uma situação na qual o número de elétrons de condução é muito maior, e o número de lacunas muito menor, do que no material puro. A condutividade elétrica é então determinada quase exclusivamente pelo fluxo de elétrons, e o papel das lacunas é muito

pequeno. Neste caso, os elétrons são chamados portadores majoritários e as lacunas portadores minoritários.

3.4. Semicondutores Tipo p

Se acrescentarmos impurezas trivalentes a um semiconductor intrínseco, estas ocuparão sítios na rede cristalina substituindo os átomos originais. Os três elétrons em volta do átomo de impureza deixam uma ligação covalente aberta. Este vazio representa uma lacuna similar àquela que se forma, quando um elétron de valência excitado migra para a banda de condução. No entanto, sua característica energética é ligeiramente diferente. Se um elétron for capturado para preencher este vazio, ele participará da ligação covalente, mas não da mesma forma que no átomo original, pois um dos dois participantes é uma impureza trivalente. Um elétron que preencha esta lacuna é menos firmemente unido do que um elétron de uma ligação covalente típica. Contudo, essas impurezas aceitadoras também criam sítios de elétrons dentro do espaço de energia normalmente proibido. Neste caso, o nível aceitador situa-se próximo ao nível de energia inferior do espaço de energia proibido, porque suas propriedades estão mais próximas aos sítios ocupados por elétrons normais de valência.

A excitação térmica normal assegura que sempre existirão elétrons disponíveis para preencher essas lacunas criadas pelas impurezas aceitadoras ou para ocupar sítios aceitadores. Por causa da pequena diferença de energia entre os sítios aceitadores típicos e o topo da banda de valência, uma grande fração de todos os sítios aceitadores são preenchidos de forma semelhante como são preenchidos por elétrons excitados termicamente. Estes elétrons vêm das ligações covalentes normais, deixando atrás de si lacunas na banda de valência.

No material tipo-p, as lacunas são os portadores majoritários e dominam a condutividade elétrica. Os sítios aceitadores preenchidos representam cargas negativas fixas que equilibram as cargas positivas das lacunas majoritárias.

3.5. Armadilhas e recombinações

Uma vez que os elétrons e lacunas se formem em um semicondutor, eles tendem a migrar, espontaneamente ou sob efeito de um campo elétrico, até que sejam coletados em um eletrodo ou até ocorrer uma recombinação.

O tempo de vida média de um portador de carga depende dos tipos de impurezas que existem no semicondutor. Usualmente tempos da ordem de 10^{-5} s são suficientemente longos para coletar todos os portadores de cargas, embora tempos de coleta médios da ordem de 10^{-7} s sejam comuns para detectores semicondutores.¹³

Há impurezas, como zinco, ouro e cádmio que podem ocupar o meio da zona proibida; elas são classificadas como impurezas profundas, em oposição as impurezas classificadas como doadoras ou aceitadoras, que podem ocupar as bordas da banda de energia proibida e são chamadas de impurezas superficiais. Essas impurezas profundas podem agir como centros de armadilhas, capturando portadores de carga, e imobilizando-os por um período relativamente longo. Embora os centros de armadilha possam liberar o portador de carga para a banda de origem, o tempo de atraso é suficientemente longo para evitar que o portador contribua com o pulso ou nível de corrente medido. As impurezas profundas também são capazes de agir como centros de recombinações, capturando ambos os portadores, majoritários e minoritários, e aniquilando-os. Ambos os centros contribuem para a perda de portadores de carga ou para a redução do seu tempo de vida médio.

3.6. A ação da radiação ionizante em semicondutores

Quando uma partícula atravessa um diodo, ela cria uma trilha de pares elétrons-lacunas, que geram uma corrente elétrica. Diferente de um átomo ionizado em um gás, que pode facilmente recombinar-se com um elétron livre, a recombinação dos pares elétrons-lacunas entre as bandas é muito improvável em

um cristal de silício. Isto porque os portadores de carga têm que transitar através de uma banda com níveis de energia proibidos. Assim, o tempo de vida dos portadores de carga dependerá, principalmente, dos centros de armadilhas e dos centros de recombinações originados por imperfeições e impurezas no cristal. O esquema da Figura 3.2 ilustra esses processos.

A energia média requerida para formar um par elétron-lacuna é de 3,6 eV. Esta quantidade é maior que a energia necessária para cruzar a banda proibida, pois parte da energia é empregada como energia cinética para excitar os elétrons⁷. Os portadores minoritários, que são criados dentro do volume sensível, também contribuem para o sinal medido.

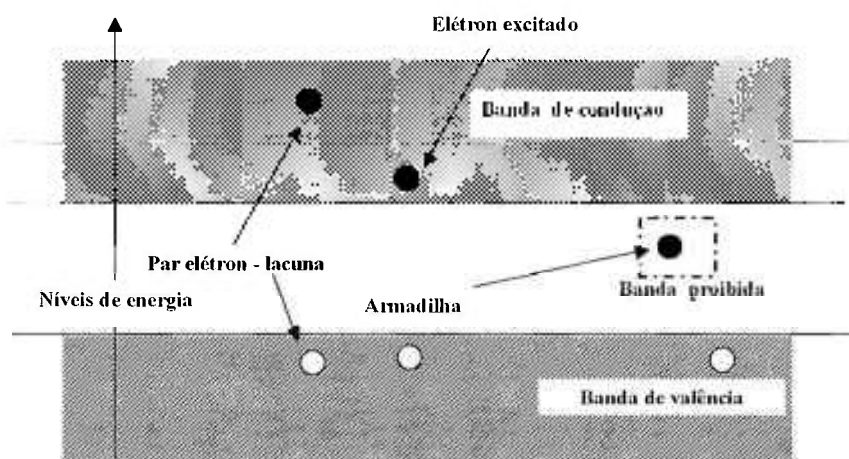


Figura 3.2: Esquema representativo dos mecanismos de ionização, excitação e armadilhamento em um semicondutor.

Para se aumentar a eficiência de detecção é necessário ampliar a região sensível do detector. Isto é o que acontece nos fotodiodos pin. Estes são constituídos por três regiões: uma n, outra p e uma região central denominada i, ou intrínseca, conforme a Figura 3.3. A dimensão da região intrínseca determina o volume sensível do detector. Esta região é constituída de um material de alta resistividade, de tipo n ou p, praticamente sem portadores de carga fixos (região depletada). Assim, o tempo de vida dos portadores de carga criados nessa região, pode ser substancialmente maior que o tempo necessário para coletá-los.

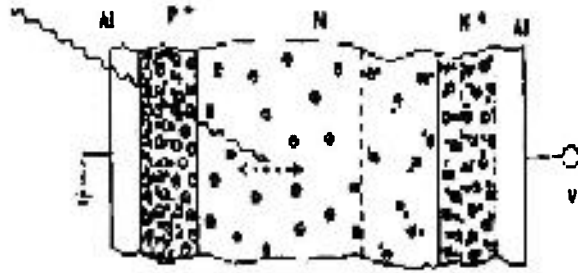


Figura 3.3: Representação esquemática da estrutura de um diodo pin usado como detector

Essas características são importantes nos detectores de radiação, pois as cargas liberadas em cada interação correspondem a dose absorvida ou energia liberada pela radiação incidente. Mas essa representação somente será correta se grande parte, ou todas, essas cargas forem coletadas por um dispositivo leitor de sinais elétricos, como um eletrômetro, por exemplo.

3.7. Modo de operação de detectores semicondutores

A operação dos detectores de radiação se baseia na capacidade que as emissões radioativas possuem de produzir excitação ou ionização em um meio absorvedor. Assim, átomos excitados de determinados materiais podem emitir luz mensurável ao desexcitar-se, como no caso dos cintiladores, bem como, as cargas produzidas na ionização podem ser coletadas para produzir um sinal elétrico. Neste último caso, encontram-se os diodos semicondutores.

O fluxo de portadores de carga, pares elétrons-lacunas, produzido por essas interações, no interior do detector, resultam em pulsos ou níveis de corrente que podem ser observados em um circuito externo, como em um resistor, por exemplo. Os sinais elétricos, assim produzidos, guardam estrita relação com a energia depositada em cada interação, ou com a taxa de interação. Este fato é importante para a metrologia e dosimetria das radiações.

Quando se quer medir a atividade de uma fonte radioativa, cujo intervalo de tempo entre cada interação é maior que o tempo necessário para a coleta dos

portadores de cargas gerados, tem-se uma operação em **modo pulsado**.¹³ Neste modo, é possível distinguir os pulsos de corrente produzidos em cada interação. No entanto, se a atividade da fonte radioativa for elevada, tem-se um fluxo de carga contínuo no interior do detector. Assim, não é possível distinguir pulsos isolados, e o sinal obtido corresponde a um nível médio de corrente. Este modo de operação é conhecido como **modo corrente**.¹³

O modo corrente também é chamado de **fotovoltaico**,¹³ porque é similar ao modo como uma célula solar é usada, exceto pelo fato, de que os portadores de carga, nesse caso, são criados pela radiação ionizante, não pela luz incidente. Nesse modo de operação, um detector semicondutor pode ou não ser polarizado. Quando se opta pela não polarização do detector, costuma-se chamar esse modo de **curto circuito fotovoltaico**.⁷

Este modo, curto circuito fotovoltaico, é o mais utilizado em medidas com diodos. Ele tem a vantagem de permitir o uso de cabos longos, sem introduzir distorções, e a corrente ser praticamente independente da temperatura.¹⁴

A corrente do detector é dada por:

$$I \cong kDV \quad [1]$$

Onde:

- I = fotocorrente média;
- k= fator de calibração;
- D= dose;
- V= volume sensível do detector.

IV. APLICAÇÕES DE DETECTORES SEMICONDUTORES NA DETECÇÃO DE RADIAÇÃO IONIZANTE

Existe uma grande variedade de dispositivos semicondutores sensíveis à radiação ionizante, que podem ser empregados como detectores na forma de pequenas sondas. Neste trabalho, o interesse foca-se em fotodiodos e diodos comerciais, por causa do baixo valor unitário destes dispositivos. Revisam-se algumas de suas vantagens e limitações, além de apresentar algumas aplicações em que foram empregados para dosimetria ou metrologia das radiações.

A sensibilidade do detector depende do tempo de vida dos portadores de carga e, conseqüentemente, da quantidade de centros de recombinação e de centros de armadilhas no cristal, que é, em parte, determinada pelo tipo do diodo, pelo nível de dopagem e pela respectiva dose acumulada no diodo. Como a radiação induz estes centros no cristal semicondutor, a sensibilidade diminui com a dose acumulada. O efeito dos danos por radiação representa a principal limitação dos diodos de silício.

Rikner & Grussel¹⁵ mostraram que um detector semicondutor baseado em silício tipo n apresenta uma resposta não linear com a taxa de dose. Este efeito resultou em erros de mais de 5% na distribuição da dose relativa em um feixe de 8 MV. Um detector de silício tipo p foi construído e o efeito de danos de radiação na sensibilidade, a dependência com a taxa de dose para diferentes tipos de dopagem e pré-irradiação foram estudados por Rikner (1983)¹⁵ e Grussel *et al*, (1993)¹⁶. Estes autores demonstraram que os detectores de silício tipo p com um alto nível de dopagem apresentam uma resposta linear com a taxa de dose. Os detectores de silício com este nível de dopagem apresentam uma queda de sensibilidade e também um aumento mais rápido na variação da sensibilidade com a temperatura, após uma pré-irradiação.

Atualmente, são disponíveis, comercialmente, diodos tipo p com blindagem de materiais de número atômico (Z) alto, como tungstênio e chumbo, que podem

reduzir a influência dos fótons espalhados na vizinhança dos detectores, dentro de campos de energia baixa. Além disto, podem aumentar os fótons espalhados que entram dentro do volume sensível do detector de silício, a partir do material de blindagem, de tal maneira que o sinal do detector blindado é maior que o sinal de um detector sem blindagem, sob as mesmas condições de irradiação.

Em trabalho recente, Karlsson *et al*¹⁷ discutiram a aplicação de detectores semicondutores em medidas de fator de “output”. Neste estudo, diodos sem blindagem superestimaram a dose em campos grandes de (40 x 40) cm² para fótons de 4 MV em 7,5% a 10 cm de profundidade e 2,8% a 1 cm de profundidade em água. Para os diodos blindados, os desvios foram de 2,4% e 0,7% a 10 cm e 1 cm de profundidade, respectivamente, portanto menores. Para energias mais altas a tendência foi à mesma, e a diferença menor. Eles sugeriram que ambos os tipos de diodos, blindados e não blindados, são adequados para medidas de fatores de “output” em campos pequenos, menores que (10 x 10) cm², enquanto que câmaras de ionização são uma alternativa para campos maiores.

Barbosa *et al*¹⁸ avaliaram para condições reais de aplicação dosimétrica, o fotodiodo SFH 206, usando como parâmetros para avaliação de desempenho os limites descritos na Norma IEC 731¹⁹ para câmaras de ionização. Concluíram que este fotodiodo não pode ser usado em instrumentos classificados como de referência. No entanto, destacaram que as suas curvas de respostas comportam-se como as de uma câmara de ionização e que é possível utilizá-lo em feixes monoenergéticos (Cs-137 e Co-60) ou em radiações cuja qualidade do espectro seja estreita. Além do que, seu uso pode ser indicado para monitoração de raios-X e determinação da uniformidade do campo radioativo, onde o ângulo de incidência seja menor que 10 graus.

Em estudo recente, Bueno *et al*²⁰ usaram o fotodiodo SFH 206 para medidas de espectrometria de partículas alfas, fragmento de fissão, raios-X e conversão interna de elétrons. Uma resolução de 16,7 keV (FWHM – medida da largura total da região de interesse do espectro obtida na metade da altura do pico) foi obtida em 5,486 MeV para partículas alfas do ²⁴¹Am. Este resultado é comparável com os melhores resultados disponíveis de detectores de barreira de superfície. Os autores demonstraram a viabilidade do emprego desse fotodiodo

em espectrometria de partículas carregadas. Além de poder substituir com vantagem custosos detectores de barreira de superfície.

Terini *et al*²¹ utilizaram o SFH 206K no levantamento de espectros de raios-X produzidos por tubos entre as energias de 15 e 160 keV e fontes de raios gama em temperatura ambiente. Os autores compararam os resultados com um modelo semi-empírico. Concluíram que a resolução deste detector, de 3 a 4 keV é suficiente para caracterizar feixes de raios-X, cujo espectro são dominados por componentes contínuos de "bremsstrahlung". A comparação com o modelo semi-empírico apóia esta conclusão.

Nicolucci⁴ utilizou o fotodiodo SFH 205 para medida da dose de entrada em dosimetria "in-vivo". Neste trabalho, foi caracterizada a resposta de vários diodos em fontes de cobalto-60 com o intuito de implementar um programa de verificação de dose no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade Medicina da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Kadachi *et al*²² construíram detector microdosimétrico, composto de um fotodiodo, cuja face sensível foi localizada frontalmente a um irradiador de partícula carregada. E compararam os resultados de três tipos de fotodiodos com diferentes espessuras de camada sensíveis (1, 3, 5 e 8) μm .

Os dados obtidos foram utilizados para se construir um espectro de altura de pulso de uma fonte de nêutron Am-Be e estimar o fator de qualidade efetivo \bar{Q} . Dois tipos de fatores de correção foram necessários para se obter este fator de qualidade ($Q_{(L)}$, $d_{(L)}$). O primeiro é o fator de ponderação $Q_{(L)}$ e o segundo fator de distribuição fracional relativa $d_{(L)}$. Essas correções são necessárias devido às diferenças de densidade e composição entre o tecido e o silício. Os resultados de \bar{Q} foram comparados com outros resultados obtidos em um contador proporcional equivalente ao tecido (TEPC).

A vantagem da microdosimetria está na sua capacidade de dar resultados em dose absorvida e a interpretação do resultado de espectro microdosimétrico indica a contribuição de cada tipo de radiação na dose. A análise dos espectros microdosimétricos determina a energia liberada em pequenos volumes, que pode ser usado para estimar o efeito biológico relativo em radioterapia e a qualidade da radiação em radioproteção. Em muitos dos casos de dosimetria de nêutrons são

encontrados campos de radiação mistos e desconhecidos. Desta maneira, para a determinação do fator de qualidade efetivo é necessário avaliar-se a dose efetiva. Isto é realizado pela simples medida do fotodetector com um irradiador acoplado. O irradiador pode ser um tecido real de qualquer origem, o que é uma vantagem evidente neste tipo de dosimetria. Kadachi *et al*²² concluíram que um fotodiodo bem escolhido pode ser usado como detector complementar para microdosimetria.

Dixon & Ekstrand²³ desenvolveram um dosímetro integrador usando diodo de silício para verificar a calibração de unidades de tratamento por radiação em instalações remotas através do correio. A dose medida é retida indefinidamente em um contador digital alimentado por bateria. O detector usado foi o diodo 1N 5400, operado no modo curto circuito fotovoltaico. Este diodo desenvolve uma corrente de 6 nA para uma taxa de 1 Gy.min⁻¹.

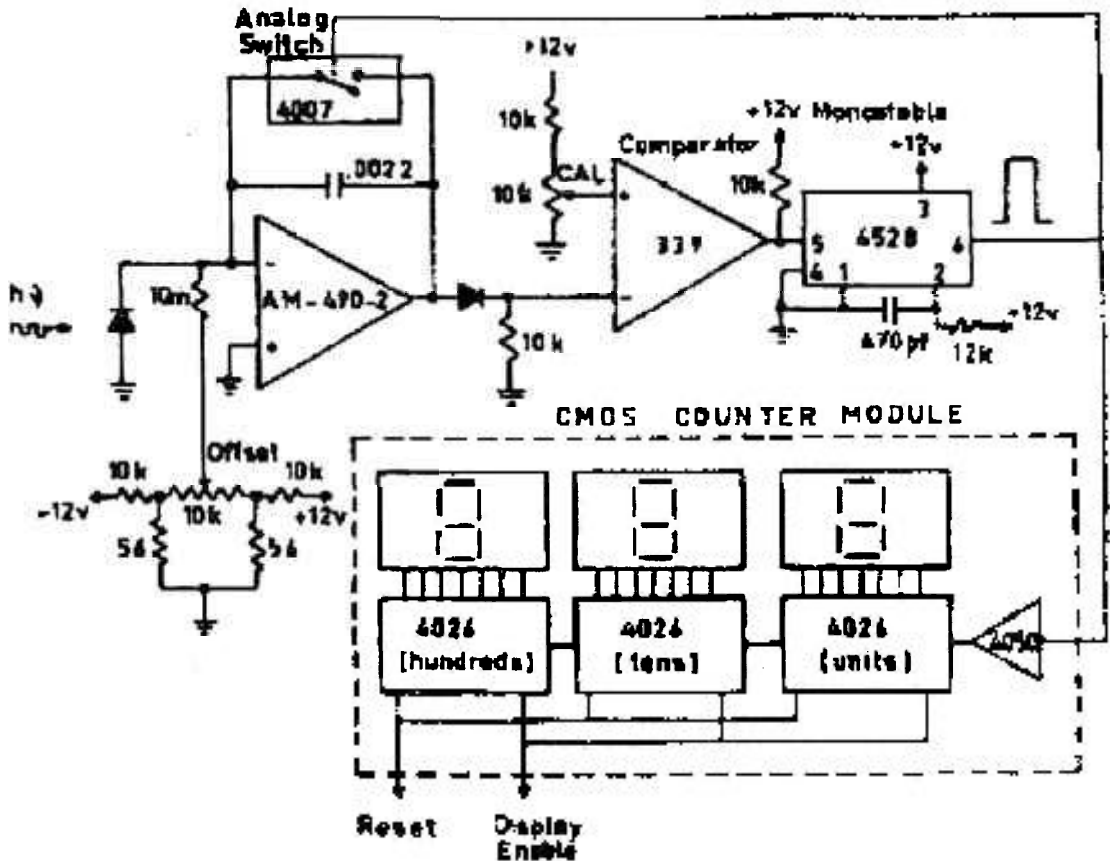


Figura 4.1: Esquema do circuito de um dosímetro integrador para avaliar o feixe fótons de unidades irradiadores.²³

A corrente do diodo é integrada em um capacitor de $0,0022 \mu\text{F}$, como pode ser visto na Figura 4.1. A tensão do capacitor é monitorada por um comparador. Quando a tensão do capacitor alcança $1,5 \text{ V}$, o comparador vai para um nível baixo. Isto provoca um pulso de $3 \mu\text{s}$ no multivibrador monoestável '4528'. Este pulso é registrado por um módulo contador e também aciona uma chave analógica '4007', que descarrega o capacitor, e prepara o capacitor para um novo ciclo de carga. Cada pulso corresponde a uma dose de $0,01 \text{ Gy}$.

Diversos tipos de fotodiodos, de diferentes fabricantes, foram avaliados por vários autores, em numerosas aplicações, tais como: dosimetria relativa de partículas carregadas e fótons; dosimetria *in vivo* para avaliação de dose em tempo real em radioterapia; espectrometria de partículas carregadas pesadas, leves e fótons; e microdosimetria. Ficou demonstrado que várias limitações dos semicondutores podem ser superadas por uma boa avaliação das características que se deseja usar e um bom projeto de engenharia.

V. GARANTIA DA QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

5.1. Introdução

O controle da qualidade de unidades irradiadoras situa-se no corpo de um programa de garantia da qualidade, ou garantia da qualidade abrangente, ou ainda de um sistema de gerenciamento da qualidade, conforme o modelo adotado pelo serviço de radioterapia. Em todos estes sistemas, o controle da qualidade é uma atividade intensiva que envolve pessoas, equipamentos e procedimentos próprios; além de custos financeiros. Outro requisito importante é que toda essa atividade seja realizada de maneira rápida e eficiente, e de tal forma, que não comprometa a atividade principal da unidade de tratamento. Todas essas características justificam qualquer esforço no sentido de economizar tempo e recursos financeiros na execução do controle da qualidade das unidades irradiadoras. O sistema dosimétrico multidiodo desenvolvido é uma ferramenta capaz de realizar parte desta tarefa, economizando tempo, por sua capacidade de verificar vários parâmetros dosimétricos simultaneamente, além de economizar recursos financeiros pela sua estratégia de utilizar fotodiodos, de baixo valor comercial, como detectores, o que propicia uma substancial redução no valor final do instrumento.

Genericamente, garantia da qualidade consiste em um sistema de atividade cujo propósito é prover evidências para um produtor ou usuário de produtos ou serviços, que estes, produtos ou serviços, oferecidos ou recebidos, cumprem os requisitos padrões da qualidade com um nível de confiança estabelecido.²⁴ Por outro lado, garantia da qualidade é também um conjunto de duas atividades distintas, porém relacionadas entre si. A primeira é o controle da qualidade, que descreve as atividades e procedimentos utilizados para produzir-se dados consistentes e confiáveis. A segunda é a avaliação da qualidade, que

descreve as atividades e procedimentos usados para avaliar qual a qualidade dos dados que estão sendo produzidos. A réplica de medidas é somente um caminho para a avaliação da precisão do processo, enquanto que a medição de materiais de referência é a técnica chave para a avaliação da exatidão do processo. A intercomparação de instrumentos de referência entre laboratórios é um exemplo da idéia anterior. A utilização de técnicas estatísticas junto com outros controles é essencial para a tomada de decisão sobre o desempenho de um sistema de medidas.

De acordo com as definições anteriores, garantia da qualidade em radioterapia seria prover evidências a todas as partes envolvidas no processo que o tratamento por radiação ionizante aplicado ao paciente é eficaz.

5.2. O desenvolvimento da terapia por radiações ionizantes

A radioterapia ou oncologia por radiação tem sido uma das principais modalidades de tratamento de doenças malignas por mais de 50 anos. Desde o princípio, seus avanços dependeram do trabalho de físicos e engenheiros, em particular no desenvolvimento de aceleradores lineares e na produção de fontes radioativas. Além do que, a aplicação clínica da radiação ionizante está baseada nos conceitos fundamentais da dosimetria e da instrumentação.

A radioterapia surgiu pouco tempo após a descoberta dos raios-X por Roentgen, em 1895, e da radioatividade natural por Becquerel no ano seguinte. Já nestes primeiros anos foi percebido que a radiação produzia danos em tecidos sadios. E como consequência deste fato, logo começaram as pesquisas sobre os efeitos da radioatividade em tumores superficiais. Naquela época, o progresso dessa modalidade de terapia foi determinado pela disponibilidade de fontes radioativas. O isolamento do elemento químico rádio (Ra) pelo casal Curie foi peça fundamental no desenvolvimento das tecnologias associadas à produção de fontes de radiação.²⁵ Em paralelo ao desenvolvimento dessas fontes, houve o reconhecimento de que era essencial saber definir e medir as grandezas físicas relacionadas a esta nova área de aplicação da radiação ionizante. A formação da

International Commission on Radiation and Measurements (ICRU) em 1925 foi o elemento chave nessa área.

Vários avanços tecnológicos importantes ocorreram na década de 1940, impulsionadas pelas atividades da guerra. Destaca-se primeiro a obtenção de novos radionuclídeos em reatores nucleares e aceleradores de partículas de alta energia, utilizados em pesquisas científicas. Vários deles têm sido utilizados em terapias com fontes seladas e não seladas, e o cobalto-60 tornou-se a fonte de radiação ionizante mais comum em terapias com feixes externos. Outra importante contribuição foi o acelerador linear para uso clínico, cuja tecnologia é derivada das empregadas em radares. Este se tornou uma das mais importantes fontes de radiação para radioterapia. Concomitante a este desenvolvimento tecnológico, os principais procedimentos da clínica também foram estabelecidos. Ralston Paterson do Christie Hospital de Manchester, conforme citado por Williams & Thwaites,¹ foi o primeiro radioterapeuta a aplicar a metodologia científica à análise de resultados clínicos e desenvolveu uma base firme para o tratamento do câncer com radiação ionizante. Em paralelo, também desenvolveu-se a radiobiologia. Isto propiciou a explicação de observações clínicas, provida de um método clínico racional e, ao mesmo tempo, sugeria melhoria nas técnicas de tratamento. Todo esse trabalho foi apoiado no entendimento e formalização dos métodos dosimétricos. Durante esse período, os perigos da radiação e a necessidade da proteção radiológica tornaram-se evidentes.

É incontestável que desde os primeiros tempos, os radioterapeutas estavam cientes dos efeitos imediatos ou determinísticos^a da radiação aplicada no local de um tumor. Contudo, é o entendimento dos efeitos estocásticos^b da radiação, tais como os cânceres induzidos, que tornaram o tratamento por este método restrito àqueles pacientes cuja vida está ameaçada e não existe outra forma de tratamento. Atualmente, como consequência deste entendimento, a terapia por radiação ionizante é indicada apenas para um número restrito de doenças não malignas.

O desenvolvimento da proteção radiológica estabeleceu rígidos controles sobre a dose que a equipe de radioterapia pode receber. Isto implicou na

^a Efeitos determinísticos possuem um limiar de dose.

^b Efeitos estocásticos não possuem um limiar de dose.

introdução de modificações no projeto e operação dos equipamentos de tratamento, em particular nos equipamentos para manipulação remota de fontes seladas para radioterapia.

5.3. A necessidade de precisão e exatidão em radioterapia

O objetivo primário da radioterapia é o tratamento de um tumor mediante aplicação de radiação ionizante, de tal modo, que se obtenha a máxima probabilidade de sua regressão, com um mínimo de danos a órgãos e tecidos sadios, que também são atingidos pelo feixe clínico, durante o processo de tratamento. Isto torna críticos dois aspectos do tratamento: a localização do tumor; a dose absorvida no tumor e nos tecidos vizinhos. Na Figura 5.1 apresenta-se um diagrama explicativo da necessidade de exatidão e precisão na aplicação da dose. Pelo diagrama pode observar-se que um aumento na dose, mesmo em uma pequena percentagem, causa um significativo aumento nas complicações em tecidos normais, ao passo que, uma redução significa a diminuição da probabilidade de controle do tumor.^{1, 12}

Em 1976, o relatório ICRU-24³ recomendou que a dose aplicada no volume alvo deveria ter uma tolerância máxima de $\pm 5\%$, enquanto recentes revisões de dados clínicos recomendam níveis de tolerância de $\pm 3\%$,²⁶ dados como um desvio padrão. Isto deve ser visto como uma incerteza geral sobre a dose recebida pelo paciente, no final de todas as etapas que contribuem para a dosimetria, no processo de tratamento. Isto deixa os requisitos mais restritivos em cada etapa do processo. A exatidão da dosimetria básica nas várias escalas de energias usadas é da ordem de (2 a 3)%. Contudo, esta incerteza não é um problema em si dentro de uma dada modalidade. O problema de fato é garantir que em todas as etapas sejam utilizadas as mesmas entradas de dados físicos e que sejam seguidos protocolos dosimétricos compatíveis. Como a dose absorvida requerida para destruir um tumor não é derivada de uma média teórica; ela é encontrada empiricamente. Ela é obtida da experiência ganha em tratamentos passados, que pode ser aplicada aos pacientes atuais; ou da transferência da experiência de um centro para outro centro de tratamento. Porém, a experiência clínica que fornece

os dados para a curva na Figura 5.1 é criticamente dependente da qualidade destes dados. Portanto, na comunicação da experiência clínica, é essencial que o relatório de dose seja consistente com protocolos radioterápicos compatíveis. Não basta a indicação da dose, mas também é importante especificar o caminho pelo qual a dose foi aplicada ao paciente, isto é, o método de especificação de dose e o esquema de fracionamento de dose empregado.¹

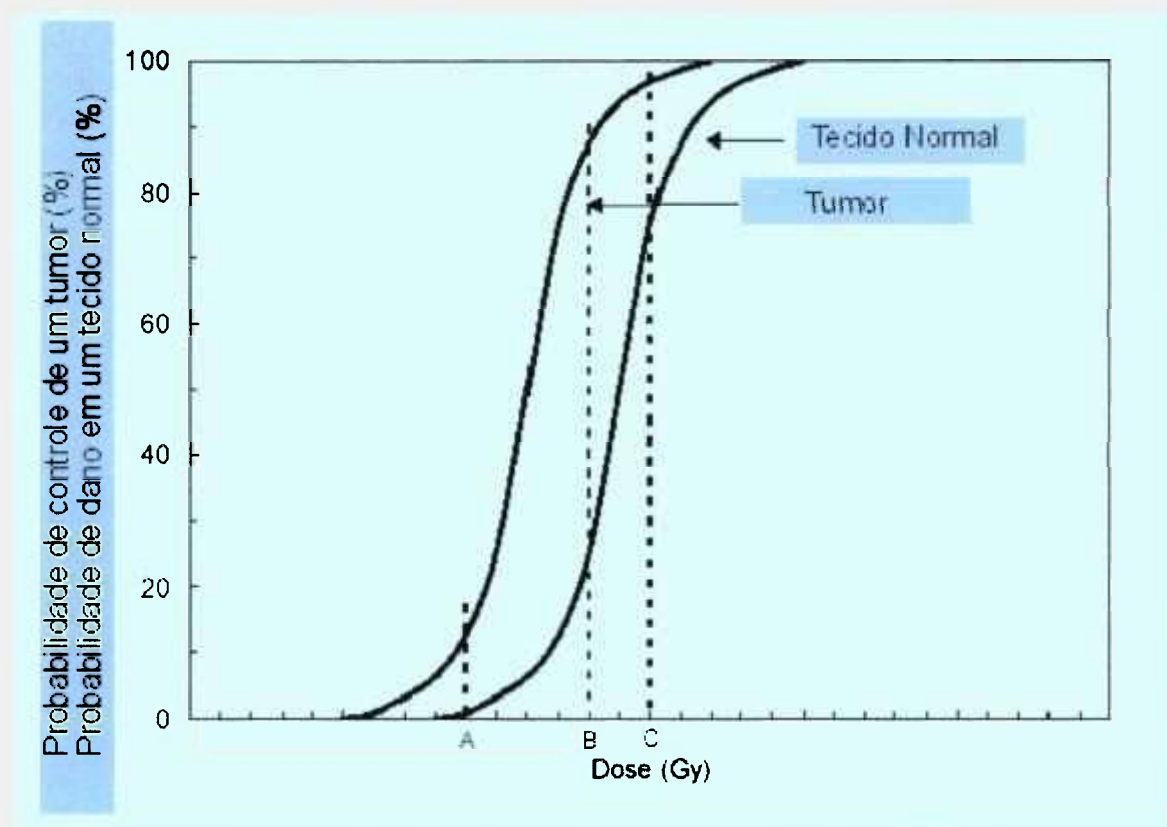


Figura 5.1: Probabilidade de controlar um tumor e morbidez de tecido normal em função da dose. As linhas tracejadas verticais indicam a mudança na resposta devido a pequenas mudanças na dose. E a linha B indica a dose de tratamento planejada.^{1, 12}

5.4. Garantia da qualidade

A terapia por radiação ionizante é uma atividade muito complexa e multidisciplinar. Um programa de garantia da qualidade abrange todas as etapas delineadas no item anterior. Como criar e gerenciar um programa com este propósito está bem descrito pela Organização Mundial de Saúde.²⁷ Porém,

evidencia-se com muita freqüência que o termo garantia da qualidade é usado livremente para descrever procedimentos sobre aspectos técnicos de um sistema ou subsistema. Mais corretamente essas atividades seriam descritas como controle da qualidade e é parte de um sistema da qualidade geral. Em um tratamento com alto potencial de dano ao paciente, os requisitos de garantia da qualidade não podem ser exageradamente enfatizados. Seria melhor reconhecer que neste contexto o dano não é somente uma superdosagem, mas inclui todos os tipos de incorreções ou deficiências que tornam um tratamento menos eficiente.

Estima-se que 2,5 milhões de pacientes são tratados no mundo por radioterapia a cada ano.¹ Pode-se argüir que o custo-benefício referente à necessidade de precisão no tratamento de um efetivo programa de garantia da qualidade melhora a taxa de cura em uns poucos por cento. Porém, mesmo essa pequena melhora provoca benefícios maiores, por causa do grande número de pacientes que alcança, quando comparada a outras tecnologias concomitantes, que, porém, são menos abrangentes.

Faiz Khan²⁸ conduz a sua abordagem sobre a garantia da qualidade, sobretudo no âmbito dos órgãos colegiados de profissionais da área e das instituições internacionais. Para ele, garantia da qualidade é um termo usado para designar o controle e a manutenção de um conjunto de padrões da qualidade de um determinado programa. Em teleterapia significa que é essencialmente um conjunto de políticas e procedimentos para manter-se a qualidade no trato com os pacientes.

Este conjunto é sempre proposto por colegiados profissionais, públicos ou privados, nacionais e internacionais. Algumas destas entidades são: American Association of Physicists in Medicine (AAPM), American College of Medical Physics (ACPM), National Council on Radiation Protection (NCRP), International Commission on Radiation and Measurements (ICRU), International Commission on Radiological Protection (ICRP) e International Electrotechnical Commission (IEC). Estes órgãos indicam os padrões mínimos para uma instituição que busque uma certificação. A adesão a esses padrões é voluntária, exceto no caso dos regulamentos de saúde pública ou de energia nuclear que são obrigatórios por lei.

Estudos²⁸ que relacionam os resultados de tratamento com instalações, suporte técnico e características físicas reafirmam a necessidade dos padrões de qualidade. Além de indicar que a principal razão da não implementação de um comitê de garantia da qualidade é financeira, pois a sua implementação adequada implica em aumentos na equipe e na atualização dos equipamentos. Ambas aumentam os custos. Por outro lado, incentiva a adesão sempre que se quer praticar boa radioterapia ou evitar processos por negligência profissional.

O Livro Azul "Blue Book" do Inter-Society Council for Radiation Oncology (ISCRO)²⁹ especifica os objetivos de um programa de garantia da qualidade. O propósito de um programa de garantia da qualidade é objetivamente monitorar a qualidade sistematicamente, da maneira mais apropriada, os cuidados com o paciente. O programa descreverá a estrutura, o processo e os resultados; em fim, tudo que possa ser medido. A estrutura inclui a equipe, os equipamentos e as instalações. O processo cobre a avaliação do pré e do pós-tratamento. E os resultados serão documentados pela freqüência de acompanhamento dos objetivos declarados e pela seriedade das seqüelas induzidas pelo tratamento.²⁸

Kutcher³⁰ amplia mais a discussão destacando o papel do paciente e do público. Para ele, a necessidade de garantia da qualidade em radioterapia tem tornado-se mais evidente. A década passada testemunhou a emergência de novas tecnologias, incluindo sistemas de planejamento de tratamento tridimensionais computadorizados, aceleradores controlados por computador, radiocirurgia estereostática, carregamento remoto e a introdução de novos radioisótopos. Simultaneamente, com estes novos desenvolvimentos cresceu a consciência da necessidade de melhorar a precisão no planejamento e aplicação da radiação. E, não somente os profissionais de saúde têm sido afetados pelas recentes mudanças no campo da oncologia por radiação. O público em geral tem-se tornado mais consciente dos benefícios e dos perigos do tratamento com radiação ionizante. Atualmente, o público exige que o tratamento cure, contudo que seja livre de complicações. Esta disposição do público difere muito da disposição, desse mesmo público, na década passada.³⁰

Kehoe & Rugg³¹ avaliaram o que se entende por qualidade no continente europeu e destacaram a ação de governo na exigência da implementação de um sistema de gerenciamento da qualidade formal, baseado nas normas da série

ISO 9000, internacionalmente, aceitas para produtos e serviços. Eles afirmam que, apesar da radioterapia orgulhar-se de que por décadas se auto-avaliou em toda a sua cadeia de atividades, incluindo-se aí, a dosimetria, o planejamento do tratamento, a verificação do desempenho das unidades irradiadoras e a avaliação dos resultados clínicos, bem como, pela criação de procedimentos, códigos de prática e roteiros sobre aspectos técnicos dos tratamentos radioterápicos; contudo, a publicação de uma série de acidentes que resultaram em danos aos pacientes despertaram a atenção dos profissionais de saúde envolvidos na área e do público. Agora, na Europa, existe uma pressão formal dos governos para que instalações de radioterapia introduzam um sistema de gerenciamento da qualidade.³¹

5.5. Controle da qualidade de unidades irradiadoras

Horton³² chama este tópico de garantia da qualidade, porém, conforme alertaram Williams & Thwaites,¹ anteriormente, Horton descreve um conjunto de procedimentos e testes de controle da qualidade de unidades irradiadoras de megavoltagem. Para ele, o programa de controle da qualidade tem início após os teste de aceitação, comissionamento e calibração de uma unidade de terapia ou um simulador de tratamento. Neste programa deve constar um protocolo, a descrição dos equipamentos, a frequência do inventário, a técnica a ser utilizada e o nível de concordância com testes de referência anteriores. A técnica e os equipamentos usados nestes testes devem ser simples, de modo a serem executados com economia de tempo e esforço. A frequência deve refletir, conjuntamente, as possibilidades e os impactos sobre o tratamento. Finalmente deve estar claro quais as ações a seguir e os níveis de notificação para cada resultado.

5.5.1. Testes diários

Antes de iniciar qualquer tratamento, é aconselhável verificar nas unidades de tratamento e simuladores certos parâmetros indicados no manual do fabricante, e também a precisão e exatidão do indicador de distância ótica (ODI) e a iluminação lateral, que muitas vezes são apontadores laser em forma de cruz. Se a unidade for um acelerador linear, verifica-se também o feixe de saída de radiação. Todos os procedimentos devem ser feitos durante o período de aquecimento da unidade, e se for o caso, 10 minutos a mais para verificar a saída de radiação. Se o indicador óptico de distância estiver fora mais que 5 mm, o operador, deverá contactar imediatamente o físico-médico. Para desvio entre 2 mm e 5 mm pode-se iniciar os tratamentos e comunicar ao físico-médico assim que possível; para desvio menores que 2 mm não há necessidade de notificação.

Os aceleradores lineares são verificados com instrumentos adequados para medir o feixe de radiação. Os resultados devem ser corrigidos pela temperatura e pressão local, no caso das medidas para dosimetria absoluta. No caso de dosimetria relativa não será necessária essa correção, mesmo para uma dosimetria realizada com câmara de ionização. Se os resultados variarem mais que 2% do registro de calibrações anteriores, o operador deverá notificar o físico-médico. Para instalações onde se faça também terapia rotacional, o arco de radiação deve ser verificado. O mesmo também é válido para irradiadores com distâncias foco-pele fixas. Os resultados de todos os testes devem ser registrados de forma definitiva em livro próprio.

5.5.2. Testes semanais

Estes são acréscimos às verificações diárias. Verifica-se o isocentro mecânico e a rotação do colimador. E com radiação, verifica-se a coincidência do campo de luz com o campo de radiação, a planura e simetria do feixe. Todos os procedimentos têm técnicas específicas e a indicação da ação a ser executada em caso de desvio dos resultados esperados, e também não devem consumir

mais que 25 minutos. Os testes devem ser registrados no mesmo livro usado para os registros dos testes diários.

5.5.3. Testes mensais

Nestes testes verificam-se os intertravadores, as chaves de desligamento de emergência e também se faz à calibração do campo radiativo, como está definido em um protocolo dosimétrico apropriado. Esta calibração inclui a medida da porcentagem de dose profunda no eixo central do feixe para 5 ou 6 distâncias, a taxa de dose, a linearidade do monitor e o efeito de saída. A planura e simetria para feixe de fótons serão verificadas com uma câmara de ionização em água para um campo de dimensão mínima de $(30 \times 30) \text{ cm}^2$. Filmes dosimétricos também podem ser usados nas medidas anteriores. Estes testes não devem durar mais que 2 horas.

5.5.4. Testes quadrimensais

Faz-se a recalibração total da unidade. Incluindo nisto a taxa de dose, a dose por unidade do monitor, planura e simetria para os quatro ângulos principais.

VI. MATERIAIS E MÉTODOS

6.1. Descrição do sistema dosimétrico multidiodos

O objetivo deste trabalho foi projetar, construir, testar um sistema dosimétrico que utiliza fotodiodos como detectores; e estabelecer o seu uso no controle de qualidade de feixes clínicos utilizados em teleterapia.

Este sistema dosimétrico também é caracterizado pela facilidade com que pode ser transportado de um centro de tratamento para outro, pela simplicidade com que se ajusta a condição de irradiação do local onde está instalada a unidade irradiadora. Além de o seu custo final ser bastante reduzido, em relação a outros equipamentos semelhantes, por causa do uso como detector de fotodiodos comerciais de pequeno valor unitário e de fácil aquisição.

Os parâmetros dosimétricos verificados são a estabilidade da dose no isocentro do feixe clínico, a simetria do campo radioativo gerado pelo feixe e a respectiva energia. Os dois primeiros parâmetros são medidos simultaneamente e o último mediante um arranjo especial como duas medições. O modo como são realizadas todas estas verificações será apresentado no tópico 6.2, a seguir.

Na Figura 6.1.1 apresenta-se o diagrama esquemático do sistema dosimétrico. Nele destacam-se três módulos: detectores, condicionador de sinais e sistema de aquisição de dados. O módulo dos detectores é formado por uma placa de acrílico que localiza e fixa os fotodiodos em uma geometria apropriada para as medições de parâmetros do campo radioativo. Outra placa protege os fotodiodos e fornece equilíbrio eletrônico para irradiadores de cobalto-60, além dos cabos e conectores que ligam este módulo ao próximo. O módulo condicionador de sinais que adapta os sinais dos detectores para o sistema de aquisição de dados. O sistema de aquisição de dados forma um módulo leitor que

faz a interface com o usuário e armazena os dados obtidos em cada verificação do feixe clínico.

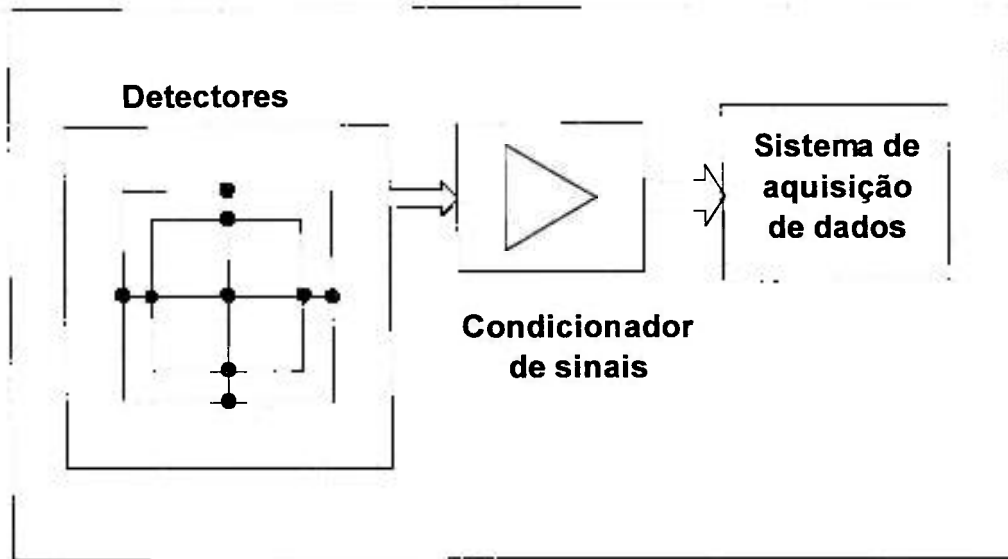


Figura 6.1.1: Diagrama de blocos do sistema dosimétrico multidiódos

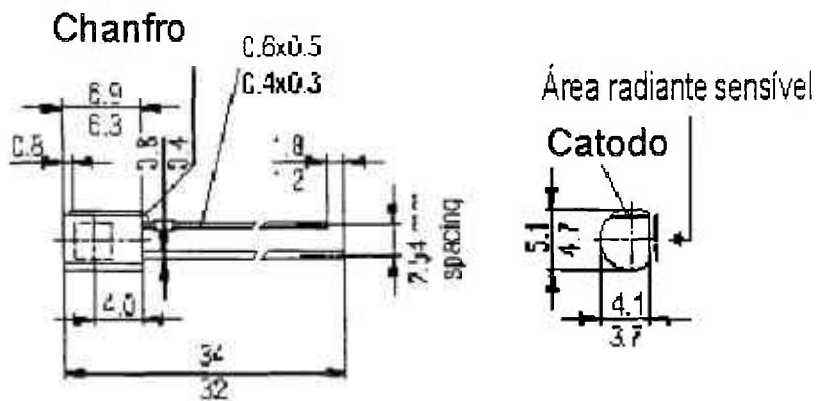
6.1.1 Detectores

Para este projeto foi escolhido o fotodiodo SFH 206K, fabricado pela empresa Siemens. É um fotodiodo planar com tensão reversa de 50V e área sensível de 7 mm^2 e espessura de janela de $57 \text{ mg} \cdot \text{mm}^{-2}$ e seu corpo é transparente. Possui baixa corrente de fuga à temperatura ambiente, e um excelente desempenho como dosímetro, como demonstra testes prévios.^{4, 33} Além disto, apresenta baixo custo de aquisição, cerca de US\$ 2,50 por unidade. O seu aspecto e dimensões são apresentados na Figura 6.1.2.

Chegou-se a testar o fotodiodo BPW 34 que também apresenta excelentes características, descritas em trabalhos anteriores.^{34, 35} O seu desempenho pode ser facilmente levantado, no futuro, com um mínimo desenvolvimento e custo. O fotodiodo SFH 206K foi escolhido, porque no processo de construção do módulo detector se adaptou melhor ao projeto.

Sobre a placa detectora foi fixada outra placa de acrílico com 0,3 cm de espessura para garantir o equilíbrio eletrônico para feixes de Co-60.

Os fotodiodos, nesta aplicação, estão no modo curto circuito fotovoltaico,^{7, 13} isto é, sem polarização.



Dimensões em mm

Figura 6.1.2: Diagrama esquemático do fotodiodo SFH 206k

O módulo detector é formado pelos fotodiodos, uma placa de acrílico de $(38 \times 38 \times 1) \text{ cm}^3$, material de fácil aquisição e recomendado por protocolos dosimétricos atuais. A ligação entre o condicionador de sinais e os detectores foi construída através de um conector tipo D de 25 pinos encaixado na placa de acrílico e de cinco cabos coaxiais finos de 15 m de comprimento. Cada fotodiodo foi transformado em sensor pela sua cobertura com um tubo termocontráctil preto, que o torna insensível à iluminação ambiente. Quatro deles foram colocados ortogonalmente em um campo de raio 10 cm e o quinto no isocentro, de acordo as recomendações da Norma IEC 62,³⁶ conforme está apresentado na Fig. 6.1.3.

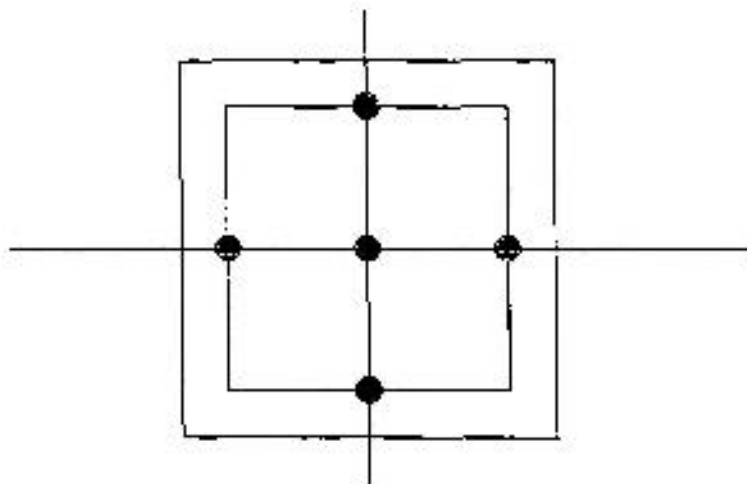


Figura 6.1.3: Diagrama da placa de fixação com a disposição geométrica dos detectores.

Para assegurar a reprodutibilidade dos ensaios com radiação, nos testes realizados com aceleradores lineares, as medições sempre foram realizadas com o módulo detector sobre uma camada de 5 cm de água sólida (material plástico com densidade semelhante à água) para garantir o retroespalhamento da radiação. E também com uma camada de água sólida sobreposta, de espessura suficiente para que todas as medidas estejam na profundidade de equilíbrio eletrônico, de acordo com a energia do feixe de fótons ou elétrons.

6.1.2 Condicionador de sinais

O condicionador de sinais do sistema dosimétrico é constituído por cinco amplificadores eletrométricos, que ligam respectivamente cada detector com um canal do sistema de aquisição de dados. Utiliza o amplificador operacional LF 356N por causa de sua altíssima impedância de entrada (BIFET), não desvia corrente do capacitor, apresenta baixo ruído de saída e ganho de tensão em malha aberta da ordem de 10^6 . Também apresenta baixo custo de aquisição -R\$ 5,00 por unidade. Cada amplificador é formado por dois circuitos distintos: um integrador que converte a corrente representativa da dose em uma tensão; e outro circuito isolador e modificador do ganho de tensão amplificador, que possibilitam os ajustes necessários à calibração dos detectores.

O primeiro circuito apresentado na Fig. 6.1.4 é conhecido como Integrador de Miller. Este tipo de circuito é utilizado na maioria dos eletrômetros convencionais, e garante que a corrente fornecida pelo diodo seja correspondente à dose liberada pela radiação incidente.

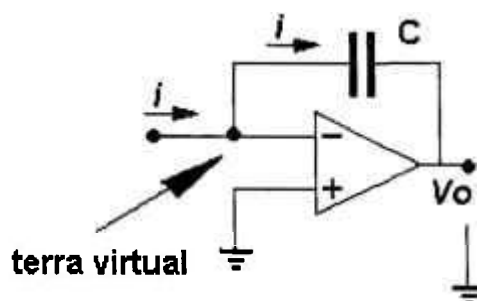


Figura 6.1.4: Diagrama esquemático do Integrador de Miller

Ele é constituído por um amplificador operacional com ganho de tensão e impedância de entrada elevados, por um capacitor de integração ligado no modo realimentação negativa. Como o ganho de tensão do amplificador é muito elevado e a tensão de saída finita, isto implica que a tensão de entrada seja muito próxima a zero volt, constituindo-se, na prática, em um 'terra virtual'. As impedâncias no circuito de entrada embora possam ser representativas, estão submetidas ao potencial de entrada V_e de zero Volt. Portanto, a corrente de fuga no circuito de entrada é desprezível. Pode-se admitir, praticamente, que a totalidade da corrente I_c flui para o capacitor de integração.

A tensão de saída é dada pela expressão seguinte:

$$V_o(t) = \frac{I_c t}{C} \quad [1]$$

Onde: V_o = tensão de saída do amplificador operacional; I_c = corrente de integração; t = tempo de integração; C = capacitor de integração.

Por esta expressão, a linearidade da tensão de saída do amplificador operacional depende apenas da qualidade do capacitor de integração.

Na Figura 6.1.5 apresenta-se o diagrama do amplificador eletrométrico completo. Este módulo é formado por dois amplificadores operacionais iguais. O amplificador de entrada integra a corrente fornecida pelo detector através do capacitor C . A chave em paralelo com o capacitor C tem como função reinicializar a saída do amplificador (levar a saída a zero Volts), para prepará-lo para iniciar uma nova medição, e reiniciá-lo após essa medição. O segundo amplificador funciona como um isolador, que evita que as cargas de saída drenem a corrente do capacitor C . Além disto, ajusta o ganho do circuito, de maneira, a permitir a calibração dos detectores. A faixa de ajuste do ganho é de $\pm 10\%$. Para a verificação de feixe de fótons de 6 MV a 18 MV, o valor do capacitor de integração é de 2,2 μF , com tolerância de 10%, e tensão de isolamento de 250 V. O capacitor é fabricado com filme de poliéster metalizado. O ganho do circuito em carga foi ajustado em 0,44 $\text{V}/\mu\text{C}$. Em termos de dose absorvida, o ganho é da ordem de 0,44 V/Gy utilizando fotodiodos não irradiados previamente como detector.

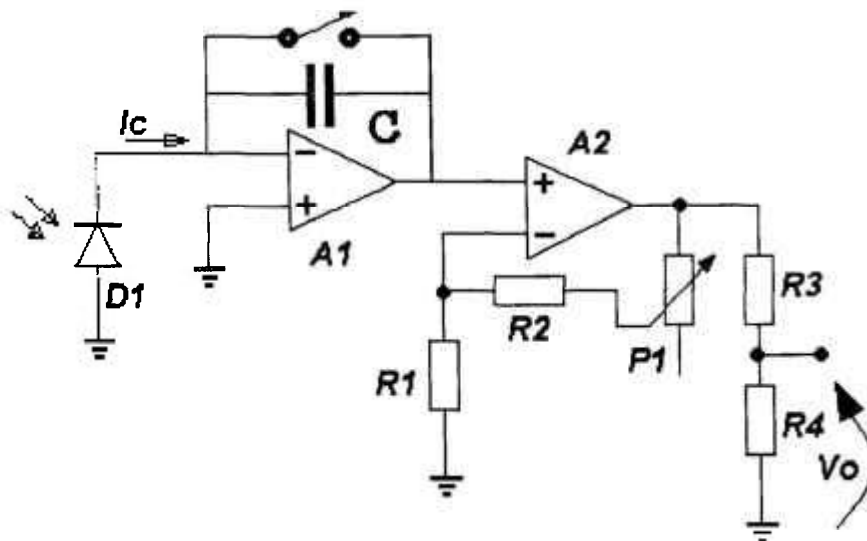


Figura 6.1.5: Diagrama esquemático do amplificador eletrométrico.

A tensão de saída do amplificador eletrométrico pode variar de 0 V até ± 10 V sem perda de linearidade. A relação entre a dose e a tensão de saída do amplificador é obtida experimentalmente pela comparação de seus resultados com as leituras de um dosímetro calibrado de acordo ao protocolo dosimétrico do centro de tratamento, da energia e da intensidade do feixe da unidade irradiadora sob teste. A polaridade da tensão de saída depende do terminal do detector (catodo ou anodo), que é conectado na entrada do amplificador. Os circuitos são alimentados por uma fonte simétrica de ± 15 V por 1 A. Todos os circuitos estão acondicionados em uma caixa metálica que os blinda de interferências eletromagnéticas do ambiente.

6.1.3 Sistema de aquisição de dados

Este módulo é formado por um 'notebook', uma placa de aquisição de dados e um programa para aquisição de dados dosimétricos. O 'notebook' utiliza uma unidade central de processamento (cpu) Pentium de 100 MHz da empresa Intel, e o sistema operacional Windows 95 da empresa Microsoft. Em um de seus 'slots' é instalado um cartão da aquisição de dados, modelo 6041 Families ADQCARD-A1-16E-41613, da National Instruments, com capacidade de

monitoramento de 16 sinais analógicos. Para a ligação do cartão com o módulo condicionador de sinais, utiliza-se uma caixa de passagem, modelo CP-68 e cabos de adaptação fornecidos pela National Instruments. A leitura e o armazenamento dos dados é realizado pelo programa 'Alvim.vi' construído com a linguagem de programação LabView, da National Instruments.* Na Tabela 6.1.1 são apresentadas as características do cartão de aquisição de dados utilizados durante todo o trabalho.

Tabela 6.1.1: Características do cartão ADQCARD-A1-16E-4

	16 canais "single ended" (referência comum)
	08 canais diferenciais
	Tensão de entrada de (-10 V a +10 V)
Entradas analógicas	Taxa de amostragem 250 ks/s*
	Varredura em um único canal 500 ks/s
	Taxa do fluxo-de-dados-para-disco (stream-to-disk rate) 250 ks/s
	12 bit de resolução
Saídas analógicas	Dois canais, resolução 12 bit

- ks/s – kilosample/segundo (amostragem por segundo)

6.1.3.1 Leitura, visualização e registros dos dados

Para utilizar este programa, ajustam-se os seguintes parâmetros: número e identificação dos canais ativos; quantidade de amostras; taxa de amostragem; faixa de tensão de entrada; identificação do canal a ser monitorado na tela do 'notebook'. Os dados da monitoração de todos os 5 canais são apresentados na tela do 'notebook' em duas janelas, uma principal, que monitora o canal de interesse, e outra com capacidade de monitoração de todos os 16 canais permitidos pela placa de aquisição de dados na forma de gráfico de linhas. A leitura dos dados pode ser feita visualmente, em tempo real, diretamente na tela

* NATIONAL INSTRUMENTS. **The measurement and automation**, Catalog 2000.

do programa 'Alvim', porém para uma posterior interpretação dos dados, o sistema os registra em um arquivo no formato texto.

Cada medição realizada pelo sistema é consequência da aquisição de dados feita pelo programa 'Alvim', que fornece os resultados em um arquivo de texto, com o conteúdo formatado como em uma planilha de cálculo com cinco colunas de 11 valores cada. Esta quantidade é suficiente para garantir a precisão e rapidez na realização da medida. Esta quantidade de valores pode ser bastante aumentada por conta das características do cartão de aquisição de dados, porém para esta aplicação isto não é necessário. Na maioria dos ensaios efetuados, durante os testes de desempenho, usou-se 100 valores e a dispersão de dados sempre foi da ordem da 0,01%. Esta dispersão só se tornou relevante, durante o desenvolvimento do sistema dosimétrico, quando se usou este leitor para medir valores instantâneos de corrente (taxa de dose). Para o cálculo das doses utilizam-se as médias destas leituras.

Este programa, no entanto, não foi completamente desenvolvido. Pretende-se no futuro realizar a apresentação dos dados na própria tela do microcomputador em formato que permita ao operador avaliar rapidamente se a variação nos parâmetros estão de acordo com o protocolo dosimétrico da instalação. Além disto, permitir a emissão de um documento com os dados de dose, relativos e absolutos, para registro no sistema da qualidade, o registro de data e horário da medição e outras anotações relevantes.

A seqüência de Figuras de 6.1.6 até 6.1.10 apresentam o sistema dosimétrico desenvolvido.



Figura 6.1.6: Acelerador linear Clinac 23EX com detectores posicionados na mesa de tratamento.



Figura 6.1.7: Detalhe dos detectores do sistema dosimétrico posicionados sobre a mesa de tratamento.

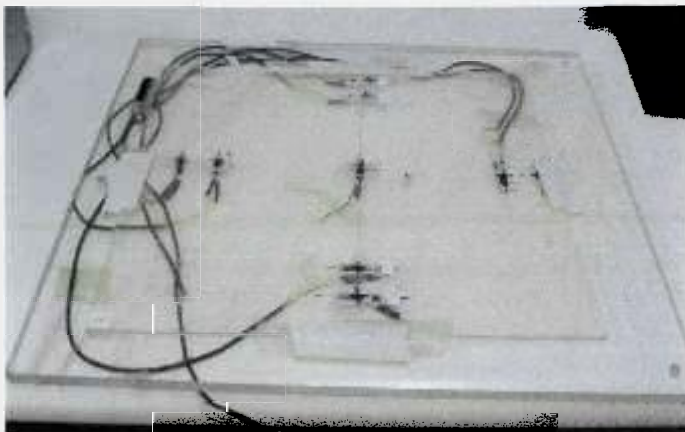


Figura 6.1.8: Módulo detector do sistema dosimétrico.



Figura 6.1.9: Monitor de controle do acelerador linear e 'notebook' do sistema dosimétrico.



(a)

(b)

(c)

Figura 6.1.10: Sistema dosimétrico: a) módulo do condicionador de sinais e caixa de passagem para acoplamento dos sinais entre a placa de aquisição de dados e o condicionador de sinais; b) cabo de acoplamento e cartão de aquisição de dados; c) 'notebook' com cartão de aquisição de dados encaixado em um de seus 'slots'.

6.2. Aplicação do sistema dosimétrico no controle da qualidade de unidades irradiadoras

O sistema dosimétrico foi projetado para ser empregado na rotina diária de controle da qualidade de aceleradores lineares produtores de fótons e elétrons de altas energias. Este sistema realiza as seguintes verificações de parâmetros dosimétrico: estabilidade do feixe no eixo central de dose; simetria do campo radioativo e energia do feixe clínico. As duas primeiras verificações são feitas, simultaneamente, no mesmo ensaio e a última requer um ensaio adicional.

Verificar a estabilidade do feixe consiste em obter a média, de no mínimo três resultados de medidas, de 50 unidades monitoras cada, do acelerador linear,^{*} na profundidade correspondente à dose máxima para a energia do feixe sob ensaio em um campo de dimensão (30 x 30) cm². Após este ensaio verifica-se se a razão entre a média das leituras do detector central e um valor de referência, previamente estabelecido, está dentro dos limites estabelecidos pelo protocolo de controle da qualidade da instalação. No caso destes limites serem ultrapassados, o operador deverá informar imediatamente ao físico-médico, para que este tome as providências necessárias. Para a verificação de simetria, utiliza-se o resultado da resposta de todos os detectores. O operador averigua se a razão entre a média de leituras do detector central e as médias das leituras dos detectores laterais está dentro dos limites previamente estabelecidos no protocolo de controle da qualidade da instalação. Se esta razão estiver fora desses limites, novamente, o operador deverá informar, imediatamente, ao físico-médico para que este faça uma avaliação mais completa da dosimetria desta unidade.

Para realizar o controle da qualidade das energias do feixe, é necessário um segundo ensaio. Este ensaio tem procedimentos diferentes para feixes de fótons e elétrons. No caso dos feixes de elétrons, acrescenta-se uma camada de acrílico de espessura suficiente para reduzir a leitura a 50% da leitura na profundidade de dose máxima. Para verificação do feixe de fótons, a medida deve ser feita sob uma espessura de 10 cm de acrílico. Para ambos os casos, a

^{*} Este valor é utilizado para poder-se economizar tempo de verificação dos parâmetros dosimétricos e o tempo de utilização do acelerador linear.

medida em profundidade é relacionada com a medida na profundidade de dose máxima, que no caso de feixes de fótons coincide com a medida da estabilidade do feixe. A relação entre estes valores é uma constante que confirma as energias dos feixes clínicos e é um parâmetro utilizado no controle da qualidade de unidades irradiadoras. Estes procedimentos podem variar de acordo com o protocolo dosimétrico⁹ próprio da instalação. No apêndice deste trabalho estes procedimentos estão mais bem exemplificados.

6.3. Unidades irradiadoras

Os ensaios foram realizados nas seguintes unidades irradiadoras:

a) Unidade de teleterapia de Co-60 (energia média da radiação gama de 1,25 MeV), Keleket Barnes Flexaray, USA, modelo IS, com atividade nominal de 0,339 TBq (setembro/1999) pertencente ao IPEN-CNEN/SP.

b) Acelerador Linear Clinac 600C, com energia nominal 6 MV para fótons; acelerador Clinac 2100C, com energia nominal de 6 e 18 MV para fótons e energias de (4, 6, 9, 12 e 16) MeV para elétrons; acelerador Clinac 23EX com energias nominais de 6 e 15 MV para fótons e energias de (4, 6, 9, 12, 16, 20) MeV para elétrons; fabricados pela Varian e pertencentes ao Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo.

6.4. Instrumentação para ensaio dosimétrico

Os instrumentos de medidas utilizados durante os ensaios dosimétricos foram: câmara de ionização Victoreen 30-352 no. de série 1409; Eletrômetro modelo 614 da Keithley Instruments; filme Kodak X-omatic V, que apresenta resposta linear com a dose até aproximadamente 1,50 Gy; Sistema Tracker (Therapy Beam Evaluation System), modelo 35060 da Keithley Instruments; Fonte de corrente e carga, 263 Calibration / Source da Keithley Instruments.

6.5. Testes de desempenho

6.5.1. *Teste de estabilidade do sistema dosimétrico*

A estabilidade do sistema dosimétrico foi verificada pela avaliação de testes de repetibilidade e de reprodutibilidade em condições de operação para feixe de fótons e elétrons. Neste teste usa-se para avaliação somente os resultados das medidas fornecidas pelo detector central.

O teste de repetibilidade consistiu em pelo menos cinco leituras consecutivas da resposta dos diodos quando aplicadas 200 unidades monitoras. O teste de reprodutibilidade é a avaliação de uma série de testes de repetibilidade feitos em diferentes datas ao longo de dois meses. Pela literatura internacional, a estabilidade é aceitável se a variação da resposta dos detectores, em ambos os testes, forem menores que 1% para instrumentos que usam câmaras de ionização, classificados como de campo.³⁷

Todos os amplificadores do sistema dosimétrico tiveram seu nível de ruído avaliados para condição de não irradiação do detector, periodicamente.

6.5.2. *Teste de estabilidade em função da dose acumulada*

A dose absorvida pelo detector provoca a formação de centros de recombinação e armadilhas, que capturam os portadores de informação, que podem ser liberados logo depois, mas já não contribuem para a resposta do detector. Isto faz com que o tempo de vida dos portadores de carga diminua. Alguns destes defeitos provocados pela radiação tornam-se permanente, fazendo com que o detector perca progressivamente a sensibilidade com a dose acumulada.

Segundo Rikner & Grussel,³⁸ a perda de sensibilidade depende tanto da dose, quanto do tipo e da energia da radiação utilizada. Assim, os danos

causados por um feixe de fótons de 10 MV são maiores que os danos causados por um feixe de cobalto-60 para a mesma dose absorvida.

A dependência da estabilidade do sistema dosimétrico com a dose acumulada foi avaliada para fótons em um conjunto de detectores separados. Para a realização deste teste adotou-se o seguinte procedimento:

- a) registro da leitura da resposta do fotodiodo, após ser irradiado com 100 unidades monitoras.
- b) aplicação de uma dose de pelo menos 20.000 unidades monitoras ao fotodiodo (como esta dose é muito grande, ela foi fracionada de acordo com a disponibilidade do acelerador).
- c) após a última irradiação aguardou-se pelo menos 15 min e repetiu-se o item a (este tempo de espera foi necessário para se evitar o registro do efeito da corrente de fuga através dos materiais que estão em contato com o fotodiodo, logo após uma longa irradiação sob um feixe intenso; este efeito altera o valor verdadeiro da dose a ser medida).
- d) os passos a, b e c foram repetidos até conseguir-se um histórico de dose de 2 kGy.

6.5.3. Efeito da contaminação na resposta do sistema dosimétrico por fótons e elétrons espalhados

Este teste verifica a contribuição, para a dose registrada pelo detector, dos fótons e elétrons espalhados nos colimadores. Esta verificação é feita em dois ensaios. No primeiro ensaio, aplica-se uma dose de referência ao detector sob uma espessura de acrílico de 10 cm. No segundo ensaio, aplica-se a mesma dose a profundidade de 'build-up' para a energia escolhida. O resultado é avaliado pela comparação da razão entre a medida do primeiro ensaio e o fator de atenuação para fótons obtido dos dados de aceitação e comissionamento do equipamento sob teste, que foi feito usando uma câmara de ionização. A câmara de ionização não apresenta dependência de resposta em relação à esta radiação de espalhamento. Se o resultado desta razão for maior que o resultado do

segundo ensaio, medida na profundidade de 'build-up', pode-se afirmar que a diferença é devido aos fótons e elétrons espalhados pelos colimadores e filtros que estão no caminho do feixe de fótons.

Estes testes foram feitos no acelerador Clinac 23EX, para fótons de energias: 6 MV e 15 MV. Os fatores de atenuação são apresentados na Tabela 6.5.1.

Tabela 6.5.1: Fatores de atenuação para fótons

Acelerador Clinac 23EX			
Energia (MV)	Campo (cm ²)	Espessura de solid water (cm)	Fator de atenuação
6	10 X 10	10,3	0,776
15			0,869

6.5.4. Teste de dependência energética.

A probabilidade de ocorrer interação de fótons com a matéria na faixa de energia de 6 MV em um detector de silício é dominado pelo efeito Compton, com pequena contribuição da produção de pares e marginal do efeito fotoelétrico. Na faixa de 18 MV a produção de pares cresce e torna-se competitiva com o efeito Compton, praticamente não há efeito fotoelétrico. Assim, para um feixe de mesma intensidade, aumentam-se às probabilidades de interação com o detector e por consequência sua resposta, aumentando-se a energia dos fótons.

Esta verificação foi realizada em dois ensaios aplicando-se a mesma dose de referência sobre uma espessura de acrílico de 10 cm para energias de 6 MV, 15 MV e 18 MV. Nesta profundidade não há contribuição de fótons e elétrons espalhados dos colimadores. Os resultados foram comparados entre si.

6.5.5. Avaliação da dependência da resposta do detector com a variação da taxa de dose.

A variação da resposta do detector em função da taxa de dose foi obtida através da variação da taxa de dose nos três aceleradores utilizados nestes ensaios. Esta variação foi estendida para além dos limites dos aceleradores, por intermédio da variação da distância foco-detector. A taxa de dose varia, devido a componente primária, com o inverso do quadrado da distância entre o ponto de medida e a fonte.

6.5.6. Teste de verificação de simetria

O desempenho do sistema dosimétrico desenvolvido, para simetria do campo radioativo, foi avaliado por comparação dos resultados de suas medidas com os resultados de medidas obtidas com a câmara de ionização de referência da instalação, filme dosimétrico e um sistema de avaliação de feixe com múltiplas câmaras de ionização - Sistema Tracker (Therapy Beam Evaluation System).

Para o ensaio com o sistema dosimétrico, foram feitas dez medidas com uma dose de 1 Gy a uma distância foco-detector de 100 cm no acelerador linear Clinac 2100C. Para o ensaio com a câmara de ionização, procurou-se reproduzir as mesmas localizações geométricas dos detectores semicondutores, fixando-se a câmara no centro geométrico do feixe, e então realizando-se as medidas. Depois a câmara de ionização foi deslocada para as mesma posições que foram ocupadas pelos diodos pela variação da posição da mesa do equipamento nos sentidos longitudinal e lateral. Realizando-se para cada uma das quatro posições o mesmo conjunto de medidas, nas mesmas condições de referência. Os resultados do sistema tracker foram obtidos dos registros diários do equipamento. O filme usado no ensaio teve marcado o seu centro com um instrumento pontiagudo sem, no entanto, perfurá-lo; além de ter, também, marcado a sua posição em relação ao gantry, para se ter uma referência de posição para a

leitura de dose no filme e posterior comparação com os outros dosímetros. A dose aplicada foi a mesma aplicada aos outros dosímetros.

Os resultados individuais de cada detector foram normalizados em relação ao detector central de cada sistema de medida. Os resultados dos detectores foram comparados entre si.

6.5.7. Teste de variação da resposta em função do tamanho do campo

A variação no tamanho do campo provoca mudanças na fluência primária, no volume espalhador e na fluência espalhada que chega ao detector. Assim, devido ao espalhamento tem-se um aumento/redução na dose em relação a um campo de referência. O campo de referência utilizado foi de 10 x 10 cm² a uma distância foco-detector de 100 cm, com energia de 6 MV. Foi aplicada uma dose de 1 Gy com uma taxa de dose de 3 Gy.min⁻¹.

As medidas foram realizadas com uma espessura de 1,5 cm de água sólida e energia de fótons de 6 MV do acelerador Clinac 23EX. Estes resultados foram comparados com aqueles obtidos com câmara de ionização, durante os testes de comissionamento do equipamento.

Foram medidos os seguintes campos quadrados com os seguintes tamanhos de lado: 4, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35, e 40 cm.

6.5.8. Teste de linearidade

Avaliou-se o comportamento do "sistema" para duas energias de fótons e cinco energias de elétrons, bem como a sua linearidade para toda a sua faixa de leitura. Para a avaliação de linearidade, segundo o relatório IAEA TRS-110³⁹ - razão entre a leitura do dosímetro e a fonte radiação de referência, neste caso em termos de dose absorvida, deve ser constante para toda a faixa de leitura do dosímetro. O ensaio foi dividido em duas partes: (a) verificação da linearidade do

amplificador eletrométrico com uma fonte de calibração de carga elétrica e (b) verificação da linearidade do sistema dosimétrico com radiação – neste caso a linearidade do detector também é levada em conta.

VII. RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1. Testes de desempenho

7.1.1. Teste de estabilidade do sistema dosimétrico

A estabilidade do sistema dosimétrico para as condições normais de operação apresentou uma variação menor que 1%, no teste de repetibilidade e reprodutibilidade, nas condições em que foi projetado para operar. Este valor é comparável a especificação para instrumentos como câmara de ionização, classificados como de campo.³⁷

a) Ruído

O nível de tensão de saída dos amplificadores do condicionador de sinal é da ordem de -3 mV, a temperatura ambiente e constante no tempo, sem aplicação de radiação nos detectores. O equipamento não precisa de um tempo de pré-aquecimento.

b) Calibração

Os detectores são calibrados em um feixe de fótons, à distância foco-detector de 100 cm e em um campo de 4×4 cm² onde são aplicadas, individualmente, doses de 200 unidades monitoras da unidade irradiadora. Os diodos laterais são calibrados em função da resposta do detector central, com uma dispersão máxima de $\pm 0,5\%$. Existe ainda a possibilidade de se reajustar a sensibilidade de resposta de todos os detectores em $\pm 10\%$, caso haja variação da sensibilidade dos detectores em função da degradação causada por danos de radiação.

c) Alcance da escala de dose

A escala de medição alcança doses entre 0,01 Gy e 21 Gy, com uma resolução de $\pm 0,001$ Gy, para feixes de fótons de energia 6 MV, com um conjunto de diodos sem irradiações anteriores.

7.1.2. Teste de estabilidade em função da dose acumulada

Os resultados da dependência da estabilidade com a dose são apresentados na Figura 7.1.1. Ocorre uma queda na resposta do detector com o acúmulo da dose da seguinte forma: existe um declínio inicial de 2% para uma dose acumulada de até 220 Gy, no patamar seguinte há declínio suave até aproximadamente 550 Gy, após este patamar existe uma queda acentuada na resposta do detector de aproximadamente 4%; a partir daí o declínio torna-se suave novamente de 750 Gy até 1200 Gy, e na próxima parte o declínio acentua-se novamente até 1400 Gy, e no trecho final a queda volta ser suave.

Para uma condição de uso de 3 Gy por dia usados na avaliação do feixe de fótons, e considerando em 20, os dias úteis do mês, tem-se uma dose mensal de 60 Gy. Isto garante que o conjunto de diodos pode ser usado sem grandes variações de sensibilidade por aproximadamente seis meses. E este período pode ser estendido para intervalos de tempo indefinidos, recalibrando-se os detectores, periodicamente.

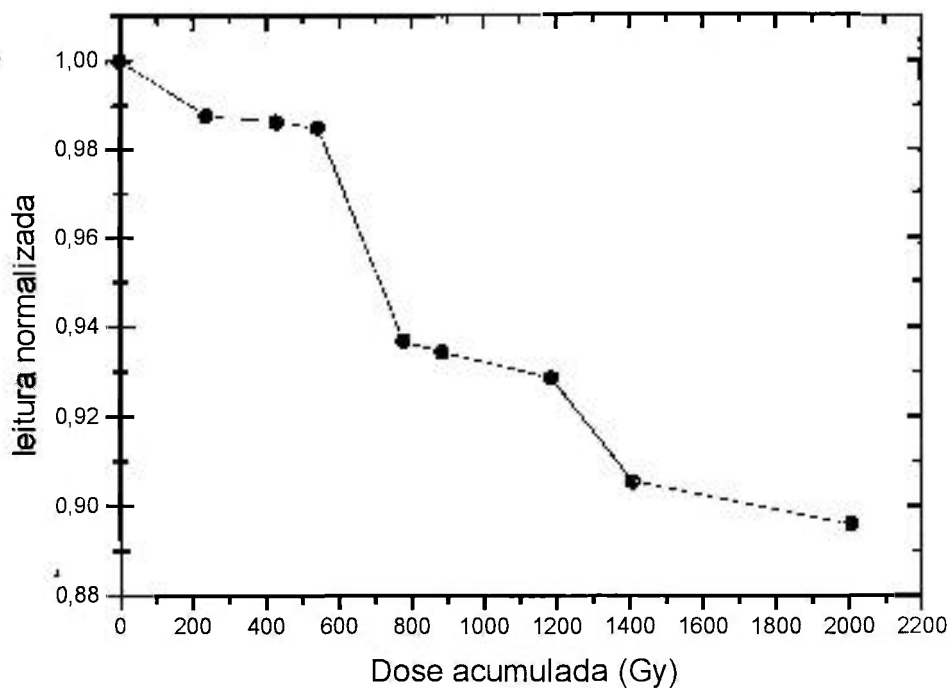


Figura 7.1.1: Curva de degradação da resposta do detector com a dose acumulada

7.1.3. Teste de contaminação da resposta do sistema dosimétrico por fótons e elétrons espalhados

Os resultados desta avaliação estão apresentados na Tabela 7.1.1.

O sistema dosimétrico registrou uma diferença de resposta menor que a esperada para o ensaio. Apesar disto, os resultados se encontram dentro da margem de erro para este tipo de verificação, e indica que existe contaminação por fótons e elétrons espalhados.

Tabela 7.1.1: Resultado da avaliação para fótons e elétrons espalhados para os aceleradores lineares Clinac 2100C e Clinac 23EX.

Acelerador Clinac 23 EX					
Energia (MeV)	Espessura (cm)	Resposta do detector* (V)	Fator de atenuação	Resposta esperada (V)	Desvio
6	1,3	-0,450	-	-0,450	0%
6	10,3	-0,354	0,766	-	-
15	2,5	-0,434	-	-0,432	0,46%
15	10,3	-0,375	0,869	-	-

* média da resposta de cinco leituras do detector.

7.1.4. Teste de dependência energética.

Na Tabela 7.1.2 são apresentados os resultados da verificação de dependência energética e as condições do ensaio. O detector apresentou um aumento na resposta 7,52% para uma variação na energia de 6 MV para 18 MV. O mesmo detector, nas mesmas condições, apresentou um aumento de resposta de 8,69% para uma variação de 6 MV para 15 MV. Essa diminuição relativa da variação da resposta do detector entre os feixes de 18 MV e 15 MV pode ser atribuída, possivelmente, a diferenças de posicionamento do detector durante os ensaios, uma vez que estas energias são extremamente próximas.

Tabela 7.1.2: Dependência energética dos detectores

Acelerador Clinac 2100C		
Dose: 100 cGy –Taxa de dose: 200 cGy.min ⁻¹ -		
Campo (10 x 10) cm ² - 10 cm de água sólida + 0,3 cm de acrílico distância foco-detector 100 cm		
Energia	Leitura (V)	% variação
6 MV	-0,359	-
18 MV	-0,386	7,52%
Acelerador Clinac 23 EX		
6 MV	-0,345	-
15 MV	-0,375	8,69%

7.1.5. Verificação da dependência da resposta do detector com a variação da taxa de dose.

Na Figura 7.1.2 apresenta-se o resultado da avaliação da resposta do detector com a variação da taxa de dose.

Observa-se pouca variação de resposta do detector em função da taxa de dose. A maior variação foi da ordem de 1%, causada provavelmente pela mudança de posicionamento do detector, a fim de estender a capacidade de variação da taxa de dose do acelerador.

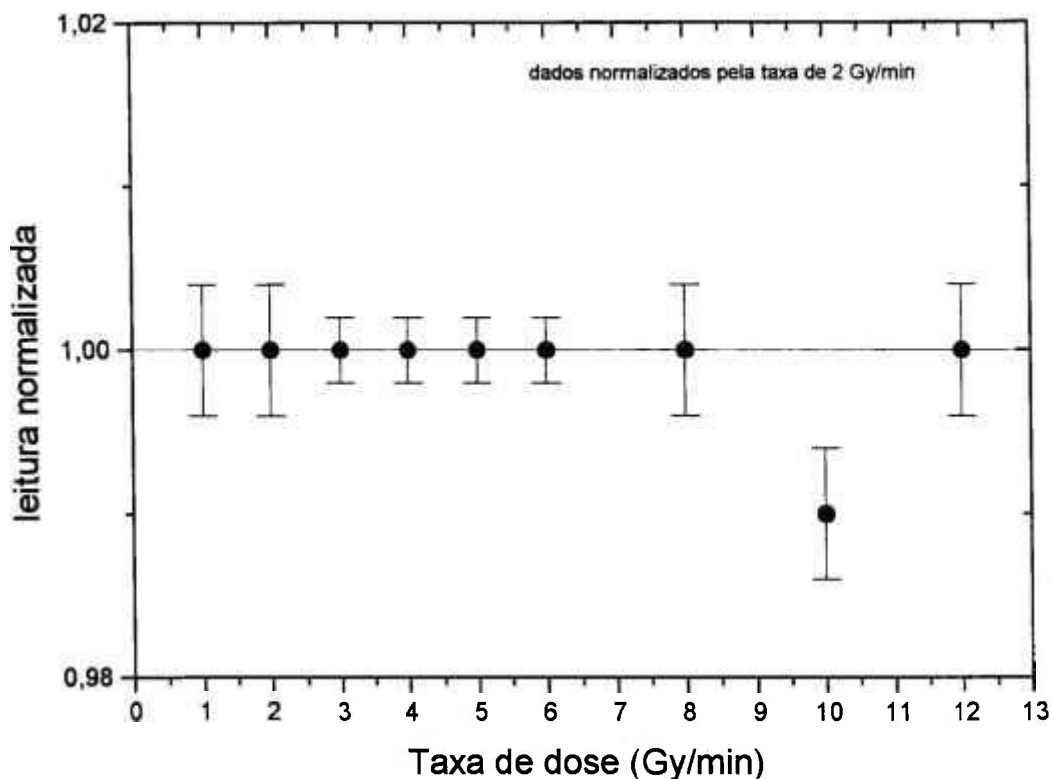


Figura 7.1.2: Dependência da dose em função da variação da taxa de dose

7.1.6. Teste de verificação de simetria

Na Tabela 7.1.3 apresentam-se os resultados da comparação entre os dosímetros clínicos usados para dosimetria relativa: câmara de ionização, sistema tracker e filme, e o sistema dosimétrico por diodo sob ensaio.

Os resultados obtidos para câmara de ionização e o sistema sob teste coincidem dentro de 0,5%. No entanto, o sistema tracker apresenta diferentes resultados de simetria, quando comparado com os dois sistemas anteriores. É provável que o sistema tracker esteja inadequadamente calibrado. Para o filme pode se concluir que não apresenta sensibilidade suficiente para este tipo de medida.

Tabela 7.1.3: Comparação entre fotodiodo, câmara de ionização, sistema de avaliação do feixe (tracker) e filme para o teste de simetria do feixe.

Posição	Fotodiodo	câmara	tracker	Filme
Superior (gantry)	1,032	1,034	1,018	1,007
Inferior	1,031	1,040	1,002	1,000
Centro	1,000	1,000	1,000	1,000
Direita	1,034	1,038	1,009	1,000
Esquerda	1,024	1,035	0,998	1,000

a. valores normalizado pelo “Centro”

7.1.7. Teste de avaliação da resposta do detector em função do tamanho de campo

Na Figura 7.1.3 apresenta-se a influência do tamanho de campo na resposta do detector semicondutor e para uma câmara de ionização de referência da unidade irradiadora para um feixe de fótons de 6 MV, a distância fonte-detector de 100 cm. A resposta do fotodiodo detector para campos quadrados com até 15 cm de lado apresenta uma boa correlação com a resposta da câmara de ionização de referência. A partir deste ponto, apresenta uma queda de resposta de até 3% para campos de 40 cm de lado, o que coincide com os resultados apresentados em literatura internacional.¹⁷

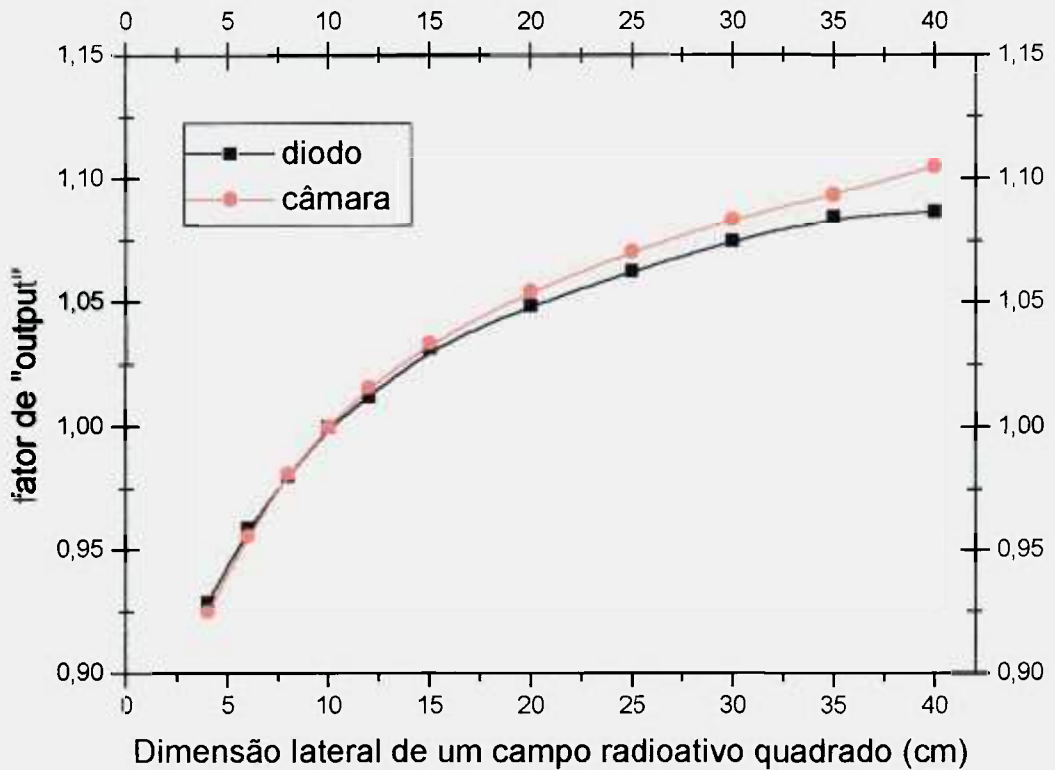


Figura 7.1.3: Rendimento relativo com o tamanho do campo para feixe de 6 MV

7.1.8. Teste de linearidade

Na Figura 7.1.4 mostra-se que a linearidade do “sistema” para feixe de fótons de 6 MV e elétrons de 9 MeV é perfeita para toda extensão de sua faixa de medição. Os resultados para os outros feixes são coincidentes. Nas Figuras 7.1.5 e 7.1.6 apresentam-se os resultados da avaliação da linearidade segundo o relatório TRS-110³⁹, para o amplificador eletrométrico e para o sistema dosimétrico completo, respectivamente. O desvio de linearidade do amplificador é menor que 0,5% para toda faixa de carga útil. Os desvios de linearidade, apresentados na Figura 7.1.6, no início da curva, provavelmente se devem a características do próprio detector, e ao fato de que o acelerador aplica essa dose em uma fração de tempo tão pequeno que não permite que ele se estabilize completamente.

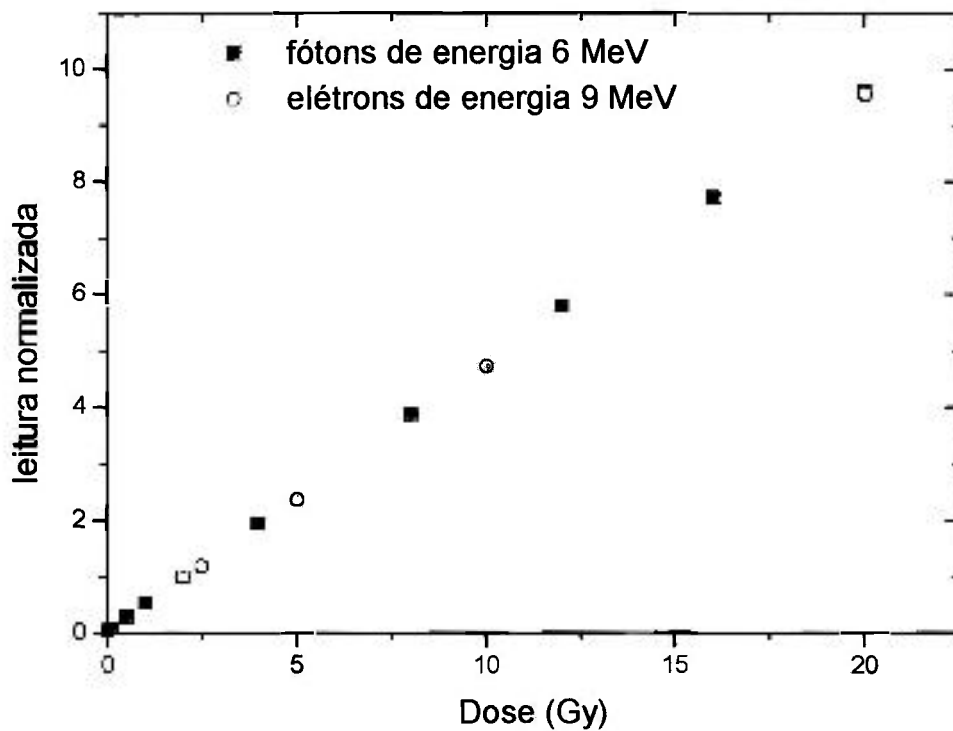


Figura 7.1.4: Curva de linearidade do sistema dosimétrico multidiodos

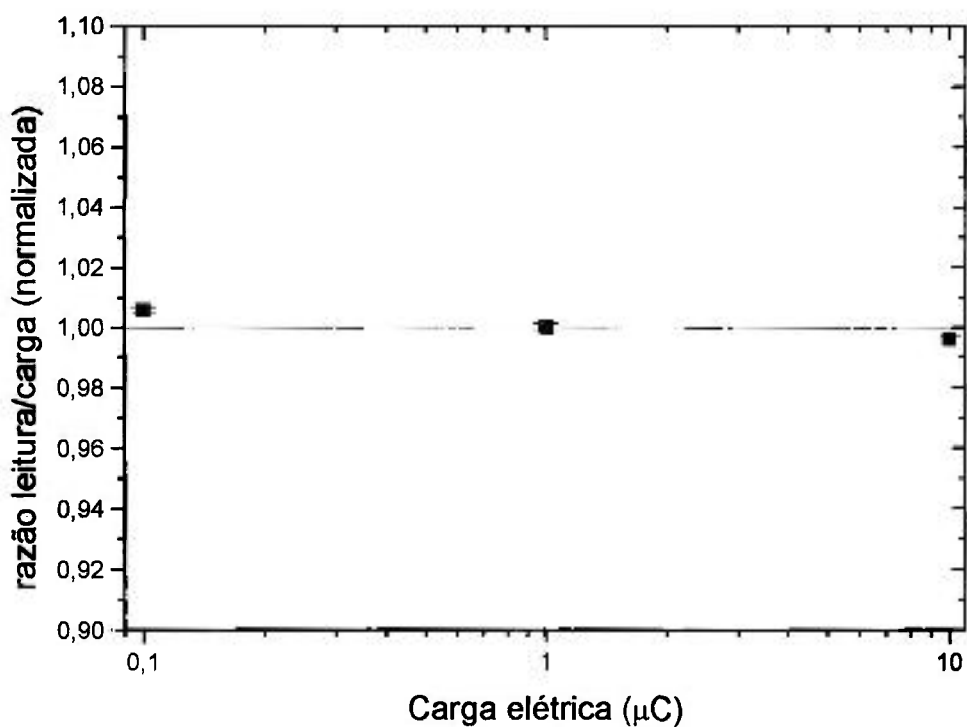


Figura 7.1.5: Curva da razão leitura por carga para o amplificador eletrométrico

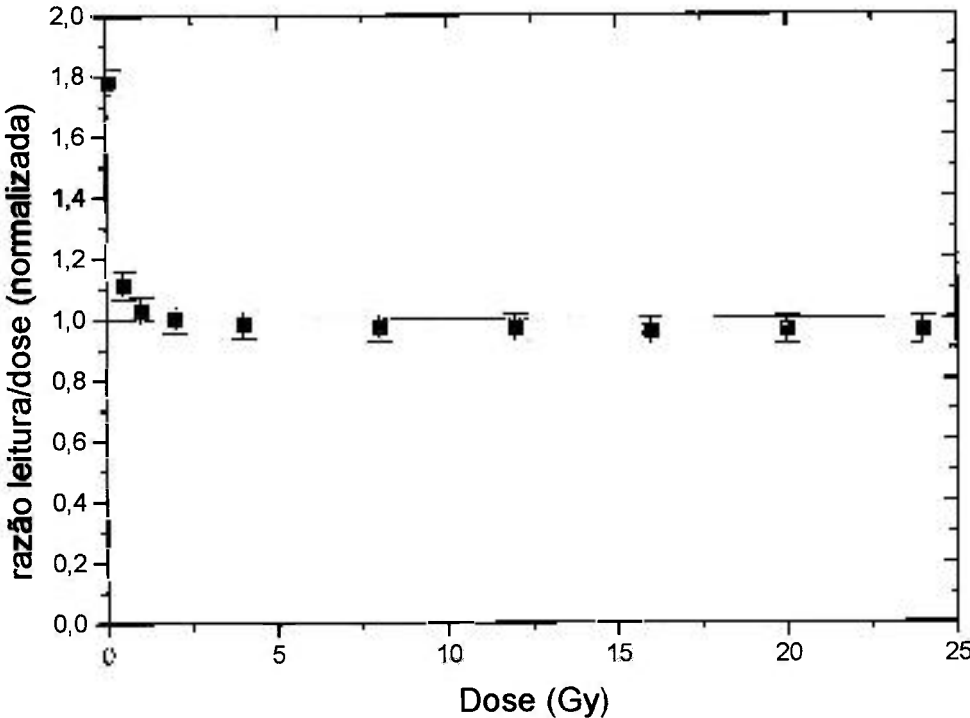


Figura 7.1.6: Curva da razão leitura / dose absorvida do sistema dosimétrico multidiódo

VIII. CONCLUSÕES

Um sistema dosimétrico tendo como sensor de radiação fotodiodos foi desenvolvido para realizar dosimetria relativa em feixes de fótons e elétrons de unidades irradiadoras usadas em serviços de radioterapia. Uma metodologia para implementação do sistema dosimétrico multidiódos para o controle da qualidade de unidades de teleterapia foi estabelecida.

O desempenho do sistema dosimétrico foi avaliado em três aceleradores lineares de elétrons com feixe de fótons de alta energia. Estabeleceu-se os seus limites baseando-se em normas internacionais para radioterapia. Os resultados das medidas revelaram que a estabilidade do sistema para condições normais de operação são melhores que 1%. A estabilidade em função da dose acumulada foi avaliada para um histórico de dose de 2,2 kGy. Para uma condição de uso de 3 Gy por dia, destinados à avaliação do feixe de fótons, considerando os 20 dias úteis do mês, tem-se uma dose mensal de 60 Gy. Isto garante que o conjunto de diodos pode ser usado sem grandes variações de sensibilidade por aproximadamente seis meses. Esse período pode ser estendido a intervalos de tempo indefinidos, recalibrando-se os detectores periodicamente. O detectores também apresentaram um aumento de resposta de 8,69%, quando a energia do feixe de fótons aumentou de 6 MV para 18 MV, no teste de avaliação da dependência energética. Na avaliação da simetria do feixe o seu resultado coincidiu dentro de 0,5% quando comparado com da resultado da câmara de ionização de referência da instalação usada nos ensaios. O “sistema” também apresentou uma linearidade perfeita para toda sua faixa de resposta para feixe de fótons e elétrons. Os resultados dos testes se apresentaram dentro do esperado para dosimetria relativa.

Desenvolveu-se um condicionador de sinais muito simples, mas eficiente, para fotodiodos, com possibilidade de uso de até dez canais de medição. Seu custo é relativamente pequeno comparado com equipamentos da área, geralmente importados, e não tem um equivalente nacional disponível

comercialmente. Um arranjo físico para localização e fixação dos fotodiodos foi desenvolvido, usando-se como material de base acrílico, que é de fácil obtenção e recomendado por protocolos dosimétricos atuais. Um sistema de aquisição de dados foi parcialmente desenvolvido, contudo cumpriu bem a sua missão de capturar e armazenar os dados. A parte física do sistema de aquisição já está completamente implementada, restando desenvolver alguns módulos de programa que facilitem o seu emprego na rotina diária de uma unidade tratamento. Esta tarefa pode ser executada no futuro, mediante investimentos adequados. Empregou-se materiais de baixo custo e de fácil aquisição, de modo a tornar viável seu uso por qualquer unidade de tratamento do território nacional.

APÊNDICE

1. Verificação diária da calibração e simetria dos feixes clínicos do acelerador linear Clinac 23EX, Varian com o Sistema de Dosimetria Multidiodos

Todo dia, o técnico, operador da unidade, realiza, após o procedimento de aquecimento do acelerador 'warm-up/morning check-out', às verificações de saída de radiação e simetria do feixe 'output e simetry', utilizando o sistema de dosimetria por diodos (SDD).

1.1 Limites de Tolerância

Após o aquecimento 'warm-up' do acelerador, o técnico operador realiza a verificação matinal 'morning check-out' e imprime seu resultado. Em seguida procede avaliação das condições do sistema de monitoração da dose. Antes de prosseguir, ao próximo passo, deve se garantir que:

$$\text{MU1} = 100, \quad \text{e}$$

$$95 < \text{MU2} < 105.$$

Deve assegurar que o intertravamento 'interlock' do 'timer' interrompe o feixe, depois que o tempo de irradiação se expirou.

Se qualquer uma destas condições não for satisfeita, a máquina não deve ser usada para tratamento.

Além disto, o Engenheiro Clínico deve inspecionar os parâmetros impressos da verificação matinal 'morning-check' (uma cópia fica em pasta própria, na unidade intitulada "Monirng Check-Out". O seguinte critério deve ser aplicado:

MU1 # 100	Fora de serviço clínico
MU2 < 95 or MU2 > 105	Fora de serviço clínico
MU2 < 97 or MU2 > 103 por dois dias sucessivos	Recalibrar saída 'output' com a Física
Timer não interrompe o feixe	Fora de serviço clínico

A engenharia deve estabelecer os critérios de aceitação para outros parâmetros impressos. A folha de registro deve ser assinada pelo Engenheiro.

1.2 Sistema de Dosimetria por Diodos

O operador do acelerador, além das verificações dos 'lasers', do intertravador 'interlock' da porta, do sistema audio-visual, também verifica a saída de radiação 'output' e simetria com o SDD.

O Técnico operador deve:

- ✓ Colocar o tamanho do campo para 25 x 25 cm² e 'gantry' a 180°
- ✓ Colocar a placa com os detectores do Sistema de Dosimetria por Diodo sobre o conjunto de placas denominado BASE, com a superfície do SDD a 100cm, a indicação 'TOP' voltada para o 'gantry' e 'BOTTOM' para o labirinto. Alinhe o 'cross-hair' do campo luminoso com centro e bordas marcadas no SDD.
- ✓ Conecte o cabo ao sistema – o cabo se encontra enrolado na portinhola na parede do labirinto, adjacente ao corredor externo;
- ✓ Ligar o SDD, levantando o botão LIGA no painel traseiro;
- ✓ Ligue o notebook e rode o programa 'Aquisição de Dados';
- ✓ Acione o botão RESET do SDD,
- ✓ Para os feixes de fótons de (6 e 15) MV, colocar o conjunto de placas assinalado 2,6 cm;
- ✓ Localizar a superfície do conjunto de placas na DFS= 100 cm;
- ✓ Irradiar duas vezes para cada uma das energias com unidade monitor (UM) de 50;
- ✓ Para os feixes de elétrons, retirar o conjunto de placas sobre o SDD;

- ✓ Instalar o cone de 25 x 25 cm² e realocar a superfície do SDD para a DFS de 100 cm;
- ✓ Para o feixe de 4 MeV não é necessário instalar nenhuma placa sobre o SDD;
- ✓ Irradiar duas vezes com UM= 50 e anotar os resultados;
- ✓ Para os feixes de (6, 9, 12, 16 e 20) MeV instalar o conjunto de placas denominado 9,5 cm;
- ✓ Irradiar duas vezes para cada energia com UM= 50 e anotar os resultados;
- ✓ Para desligar o SDD, vire o botão LIGA para baixo, novamente.
- ✓ Desligue o 'notebook'

O Técnico operador deve registrar a simetria como a maior diferença entre os detectores expostos, i.e., 'Top-Bottom ou Left-Right' (uma amostra do formulário do SDD está anexo a este procedimento).

Os seguintes critérios devem ser aplicados às medidas do SDD:

Diodo Central ÷ referência) < 0.98 ou > 1.02	Informe ao Físico e ao Chefe da Engenharia
(Diodo Central ÷ referência) < 0.95 ou > 1.05	Retire a unidade do serviço clínico
Simetria dos Fótons < -2% ou > +2%	Informe ao Físico e ao Chefe da Engenharia

Exceto para a situação em que o detector central registre valor maior que 5% do valor de referência, o Físico ou o Chefe da Engenharia devem rever os desvios nos resultados do SDD e determinar se o feixe deve ser retirado do serviço clínico.

Os registros dos resultados do SDD devem ser arquivados pelo Físico Responsável e mantidos por 5 (cinco) anos.

ANEXOS

1. Testes diários de verificação da calibração - fótons

EQUIPAMENTO: 23EX SN 278 CAMPO: 25 X 25 cm² DM = 50

Taxa de Dose: 240 cGy/min

Data da semana: ___ / ___ / ___ ___ / ___ / ___

Conjunto de placas no. 2 (= 2,6 cm) – 6 MV

Limites	Pos	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta
[0,993-1,033]	Top					
[0,990-1,030]	Bottom					
[0,995-1,036]	Left					
[1,008-1,049]	Right					
[41,0 – 42,6]	Center					
	Top					
	Bottom					
	Left					
	Right					
	Center					

Conjunto de placas no. 2 (= 2,6 cm) – 15 MV

Limites	Pos	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta
[0,997-1,037]	Top					
[0,997-1,037]	Bottom					
[0,997-1,037]	Left					
[1,012-1,053]	Right					
[40,4 – 42,0]	Center					
	Top					
	Bottom					
	Left					
	Right					
	Center					
Feito por:						
Conferido por:						

2. Testes diários de verificação da calibração - elétrons

EQUIPAMENTO: 23EX SN 278 CONE: 25 X 25cm² DM= 50 Taxa de Dose: 240 cGy/min

Data da semana: ___ / ___ / ___ ___ / ___ / ___

Energia	Limites	Posição	2ª Feira	3ª Feira	4ª Feira	5ª Feira	6ª Feira
4 MeV	[0,890-0,926]	top					
	[0,877-0,912]	bottom					
	[0,890-0,926]	left					
	[0,888-0,924]	right					
	[42,7 – 44,4]	center					
6 MeV	[0,951-0,989]	top					
	[0,958-0,996]	bottom					
	[0,966-1,005]	left					
	[0,973-1,013]	right					
	[41,5 – 42,8]	center					
9 MeV	[0,960-0,999]	top					
	[0,969-1,008]	bottom					
	[0,982-1,022]	left					
	[0,998-1,022]	right					
	[42,7 – 44,5]	center					
12 MeV	[0,958-0,997]	top					
	[0,970-1,009]	bottom					
	[0,982-1,021]	left					
	[0,978-1,018]	right					
	[42,1 – 43,8]	center					
16 MeV	[0,970-1,010]	top					
	[0,983-1,022]	bottom					
	[0,997-1,037]	left					
	[0,996-1,036]	right					
	[44,0 – 45,8]	center					
20 MeV	[0,949-0,987]	top					
	[0,955-0,994]	bottom					
	[0,978-1,018]	left					
	[0,972-1,012]	right					
	[44,1 – 45,8]	center					

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
- 1 WILLIAMS J. R.; THWAITES, D. I. Introduction. In: WILLIAMS J. R.; THWAITES, D. I. (Ed.) **Radiotherapy physics in practice**. New York. Oxford Medical Press, 1993. p. 1-5.

 - 2 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad**. IAEA-TECDOC-1151. Viena. 2000.

 - 3 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of absorbed dose in patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures**. Bethesda, Maryland, ICRU Report 24, 1976.

 - 4 NICOLUCCI, P. **Caracterização e calibração de junções semicondutoras para dosimetria de feixe de ^{60}Co** . 1998. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

 - 5 KEHOE, T., RUGG, L. J., From technical quality assurance to a comprehensive quality of service management system. **Radiotherapy and Oncology**. 51 (1999) 281-290.

 - 6 HORTON, J.L. Relative dosimetry. In: WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D.I. (Ed.). **Radiotherapy physics in practice**. New York. Oxford University Press, 1993. p. 53-75.

 - 7 RIKNER, G. **Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields**. 1983. Tese (Doutorado) – Uppsala Universitet, Uppsala.

-
- 8 INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for X-rays below 300 keV generating potential (0,035 mm Al –4 mm Cu –300 kV generating potential). **Physics. Med. Biol.** 41 p. 2605-2625. 1996.

 - 9 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice.** Vienna. IAEA Technical Report Series no. 277. 1987.

 - 10 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The use plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photons beams. An international code of practice.** Vienna. IAEA Technical Report Series no. 381. 1997.

 - 11 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.** Vienna. IAEA Technical Report Series no. 398. 2001.

 - 12 SAW, CB. **Therapeutic radiological physics.** Omaha, NE: CBSaw, Inc; 2002.

 - 13 KNOLL, G. F., **Radiation detection and measurement.** 2nd ed. Singapore. John Wiley & Sons, 1989.

 - 14 SHANI, G. **Radiation dosimetry: instrumentation and methods.** Boca Raton. Florida. CRC Press, 1991.

 - 15 RIKNER, G.; GRUSELL, E. Effects of radiation damage on p-type silicon detectors. **Phys. Med. Biol.** 28(11):1261-1267, 1983.

 - 16 GRUSELL, E.; RIKNER, G. Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors. **Phys. Med. Biol.**, 38:785-792, 1993.

 - 17 KARLSSON, M. G.; KARLSSON M.; SJÖGREN, R.; SVENSON, H. Semiconductor detectors in output factor measurements. **Radiotherapy and Oncology** 42: 293-296, 1997.

-
- 18 BARBOSA, R.A.; LOPES, R. T.; TAUHATA, L.; POLEDNA, R. Determining parameters of photodiodes which are characteristics from ionization chambers following IEC 731-1982 standards. **Radiation Protection Dosimetry**. Vol. 84, Nos. 1-4, p. 353-357, 1999.

 - 19 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Medical electrical equipment. **Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. IEC Publication 731. 1982.

 - 20 BUENO, C.C.; GONÇALVES, J. A. C.; SANTOS, M. D. S.; The performance of low-cost commercial photodiodes for charged particle and X-ray spectrometry. **Nuclear Instrument in Physics Research A** 371 (1996) 460-464.

 - 21 TERINI, R. A., COSTA, P. R., FURQUIM, T. A. C., HERDADE, S. B., Measurements of discrete and continuous X-ray spectra with a photodiode at room temperature. **Applied Radiation and Isotopes** 50 (1999) 343-353.

 - 22 KADACHI, A., WAHEED, A., AL-ESHAikh, M., OBEID, M. Use of photodiode in microdosimetry and evaluation of effective quality factor. **Nuclear Instrument in Physics Research A** 404 (1998) 400-406.

 - 23 DIXON, R. L., EKSTRAND, K.E.; Nucl. Sci. Ins Meth., 175, 112, 1980. apud SHANI, G. **Radiation dosimetry: instrumentation and methods**. Boca Raton. Florida. CRC Press, 1991. cap. 8.

 - 24 TAYLOR J. K. **Statistical for data analysis**. Boca Raton. Lewis Publishers, INC, 1990.

 - 25 MAZERON, J-J. GERBAULET, A. The centenary of discovery of radium. **Radiotherapy and Oncology** 49 (1998) 205-216.

 - 26 MIJNHEER, B. J., BATTERMANN, J. J., WAMBERSIE, A., What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? **Radiotherapy and Oncology**, 8 (1987) 237-252.

-
- 27 WILLIAMS J. R., THWAITES, D. I., (Ed.) **Radiotherapy physics in practice**. New York, Oxford Medical Press, 1993. apud. WORLD HEALTH ORGANIZATION. Quality assurance in radiotherapy. Geneva. WHO, 1988.
- 28 KHAN, M. F. **The physics radiation therapy**. 2nd. ed. Baltimore, Md. Williams & Wilkins, 1994.
- 29 KHAN, M. F. **The physics radiation therapy**. 2nd. ed. Baltimore, Md. Williams & Wilkins. 1994. apud. INTER-SOCIETY COUNCIL for RADIATION ONCOLOGY. Radiation oncology integrated cancer management: report of the ISRO. Reston, VA: American College of Radiology, 1991.
- 30 KUTCHER, G.J. Task Group of 40 of the AAPM: comprehensive quality assurance. In: STRAKSCHALL G.; HORTON, J. **Quality assurance in radiotherapy physics, proceedings of American College of Medical Physics Symposium**. Madison, Wisconsin. Medical Physics Publishing Corporation, 1991. p. 355-364.
- 31 KEHOE, T., RUGG, L. J., From technical quality assurance to a comprehensive quality of service management system. **Radiotherapy and Oncology**. 51 (1999) 281-290.
- 32 HORTON, J.L. **Handbook of radiation therapy physics**. Englewood, N.J. Prentice-Hall, 1987.
- 33 KHOURY, H, J; MELO, F. de A.; LIRA, C.A. B. de O. Utilização de fotodiodos como detectores de radiação ionizantes. **Anais do 2o. Congresso Brasileiro de Físicos em Medicina. São Paulo**. p. 82-85. 1987.
- 34 KHOURY, H. J; HAZIN, C. A; LOPES FILHO, F. J. Application of the BPW-34 photodiode for depth dose measurements in presence of inhomogeneities. **Radiation Protection Dosimetry**. Vol. 66 Nos. 1-4, p. 259-261. 1996.
- 35 SCHMIDT, W. F. O.; NEDELIK, A.; BINDER, W.; SHOEBERL, E. A multi-diode system for quality assurance in radiation therapy. **Radiation Protection Dosimetry**. Vol. 34 No.1/4 pp. 253-256 1990.

-
- 36 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Report on medical electrical equipment for medical electron accelerators**. Sect. N IV. Functional performance characteristics, p. 24-40. IEC 62 C (CO) 35. 1985.
- 37 POTIENS, M. P. A. **Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico**. 1999. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 38 RIKNER, G.; GRUSSEL, E. General specification for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. **Phys. Med. Biol.** v.32, p.1109-1117, 1987.
- 39 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual of dosimetry in radiotherapy. A practical guide for testing and calibrating equipment used in external beam treatments**. IAEA. Vienna, 1970.